لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۱، دورهٔ ۹، شمارهٔ ۳، صفحات:۳۲-۲۳.

مقاله پژوهشی

طراحی و اجرای الگوریتم فوروارد تصاویر سیستم برش‌نگاری فلورسنت مولکولی با استفاده از روش اجزای محدود

سیما صالح[۱]
صدیقه‌مرجانهٔ حجازی[۲و۳]
امیرهمایون جعفری[۴]
هانیهٔ محمدرضا[۳]
تکتم جهانفر[۱و۴]

[۱]کارشناسی ارشد، گروه فیزیک‌پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
[۲]دانشیار، گروه فیزیک‌پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
[۳]مرکز تحقیقات تصویربرداری سلولی و مولکولی، پژوهشکدهٔ فناوری‌های نوین، بیمارستان امام خمینی(ره)
[۴]استادیار، گروه فیزیک‌پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

نویسندهٔ مسئول: صدیقه‌مرجانهٔ حجازی، تلفن ۰۲۱۶۶۹۰۷۵۲۸
پست الکترونیک:mhejazi@sina.tums.ac.ir

خلاصه

مقدمه: تصویربرداری نوری مولکولی روش غیر تهاجمی است که در تشخیص بیماری‌ها در سطوح سلولی و ارزیابی عملکرد مولکولی در ارگان‌های زنده مورد استفاده قرار می‌گیرد. دربین روش‌های مختلف تصویربرداری مولکولی، برش‌نگاری فلورسنت مولکولی(FMT)به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی و دقیق با استفاده از پرتوهای غیر یونیزان معرفی شده‌است. این نوع تصویربرداری شامل یک دوربین سی‌سی‌دی به‌عنوان آشکارساز و یک منبع نوری می‌باشد که در دو جهت مخالف بدن حیوان کوچک قرارگرفته‌اند. در این تکنیک سلول مورد نظر با استفاده از مادهٔ فلورسنت، نشان‌دار و توسط پرتوی لیزر تحریک می‌شود. برای دسترسی به اطلاعات مربوط به عمق و تراکم مادهٔ فلورسنت به الگوریتم‌های مناسب جهت بازسازی تصویر نیاز می‌باشد. منظور از بازسازی در تصویربرداری FMT تعیین شدت توزیع فلورسنت در عمق معین بافت مورد نظر است. مرحلهٔ بازسازی شامل دو مرحلهٔ Forward و Inverse می‌باشد. در مرحلهٔ Forward با دانستن مکان چشمه می‌توان شدت فلورسنت رسیده به سطح بافت را تخمین زد و مرحلهٔ Inverse شامل تخمین توزیع مکانی مادهٔ فلورسنت با استفاده از شدت اندازه‌گیری‌شده در سطح بافت می‌باشد. هدف این مقاله توسعهٔ یک الگوریتم فوروارد سریع با استفاده از روش اجزای محدود برای سیستم تصویربرداری برش‌نگاری فلورسنت مولکولی است.

روش بررسی: الگوریتم فوروارد براساس تقریب دیفیوژن با استفاده از روش اجزای محدود برای یک محیط همگن در محیط متلب نوشته شد. الگوریتم برای تعیین عملکرد صحیح به‌عنوان ورودی در مرحلهٔ بازسازی نرم‌افزارNIRFAST قرارگرفت و با نتایج به‌دست‌آمده با این نرم‌افزار نیز مورد مقایسه قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند که الگویتم نوشته‌شده با داده‌های به‌دست‌آمده از نرم‌افزار NIRFAST مطابقت دارند و ضریب همبستگی بیش از ۰/۹۲ است. با توجه به مقادیر P.value اختلاف معنی‌داری میان نتایج الگوریتم پیشنهادی و نرم افزار مرجع مشاهده نشد.

بحث و نتیجه‌گیری: یک الگوریتم تقریبی برای حل معادلهٔ دیفیوژن دوبُعدی براساس روش اجزای محدود برای اجرای الگوریتم فوروارد FMT نوشته شد. این الگوریتم شامل ساخت فانتوم، ساخت مش، تعیین نقاط گره‌ای، تعیین مکان منبع و آشکارسازها، جای‌گذاری منبع فلورسنت، حل معادلهٔ دیفیوژن با استفاده از تقریب گالرکین و محاسبهٔ شدت رسیده به سطح بود. باتوجه به نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی و مقایسه با نتایج نرم‌افزارNIRFAST می‌توان نتیجه گرفت که این الگوریتم از سرعت و دقت بالایی برخوردار است. این الگوریتم برای برنامهٔ بازسازی در روشFMT می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: مسئلهٔ فوروارد، روش اجزای محدود، تصویربرداری نوری، تقریب دیفیوژن

مقدمه

مطالعات اخیر نشان داده‌اند که روش‌های تصویربرداری غیر تهاجمی با استفاده فوتون‌های نوری برای استخراج اطلاعات زیست شناختی از موجود زنده بسیار مفید می‌باشد. این روش‌های تصویربرداری شامل توموگرافی همدوس نوری (OCT)[۱]

[1]Optical coherence tomography(OCT)

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

و توموگرافی نوری پخشی(DOT)[2]و تصویربرداری مولکولی فلورسنت (FMI)[3] هستند. در بین روش‌های فوق تنها روش تصویربرداری FMI به‌عنوان روش تصویربرداری مولکولی شناخته شده است. این روش تصویربرداری برای تصویربرداری در سطح ملکولی، ژنی و به‌ویژه در موش ترانس‌ژنیک به‌صورت درون‌تنی به‌کار می‌رود. در طول دهه‌های گذشته روش تصویربرداری فلورسنت مولکولی به‌طور گسترده‌ای پیشرفت کرده است. امروزه، FMT در روش‌های تشخیصی، درمانی، داروسازی و جراحی به‌طور وسیع به‌کار می‌رود[۱].

در روش برش‌نگاری فلورسنت مولکولی(FMT)، ضایعه با نانوذرات فلورسنت نشان‌دار می‌شود و توسط پرتوی لیزر تحریک می‌گردد. پس از تحریک توسط پرتوی لیزر، پرتوی فلورسنت تابش‌شده توسط دوربین حساس سی‌سی‌دی که ۳۶۰ درجه حول محور مرکزی نمونه می‌چرخد، جمع‌آوری می‌گردد و مورد پردازش قرار می‌گیرد. این تصویر شامل اطلاعات مفیدی درمورد عمق و تراکم مادهٔ فلورسنت است بنابراین برای دسترسی به این اطلاعات الگوریتم‌های مناسب جهت بازسازی تصویر نیاز می باشد. بازسازی نقشهٔ توزیع فلورسنت و به‌دست‌آوردن اطلاعات عمق در دو مرحله صورت می‌گیرد. در این بازسازی ابتدا انتقال پرتو در داخل بافت مدل‌سازی می‌شود سپس این مدل برای تعیین توزیع پرتو در مرز بافت تحت آزمایش استفاده می‌شود به این مرحله forward می‌گویند. در مرحلهٔ forward یک ماتریس وزنی ایجاد می‌شود که مقادیر شدت در سطح را به خصوصیات اپتیکی درونی مرتبط می‌کند. با استفاده از ماتریس وزنی انجام مرحلهٔ نهایی بازسازی امکان‌پذیر است و مرحلهٔ Inverse میسر می‌شود. در این مرحله توزیع مکانی مادهٔ فلورسنت با استفاده از شدت اندازه‌گیری و در سطح بافت تخمین زده می‌شود و با استفاده از معادلات تکراری حل می‌گردد[۲و۳].

برای توصیف انتشار نور در بافت در اکثر سیستم‌های تصویربرداری نوری از تقریب دیفیوژن استفاده می‌شود. برای حل این معادله راه حل‌های مختلفی وجود دارد که معمولاً در محیط‌های همگن این معادله را با استفاده از توابع گرین حل می‌کنند که یک روش تحلیلی است. ولی این روش در محیط‌های ناهمگن و جایی‌که هندسهٔ بافت پیچیده است، نمی‌تواند پاسخ بافت را به پرتوی نور به‌خوبی بیان کند. بنابراین درمورد بافت‌های ناهمگن و درجایی‌که هندسهٔ بافت پیچیده است، از روش اجزای محدود که یک روش عددی است و نسبت به سایر روش‌ها سریع‌تر و انعطاف‌پذیرتر می‌باشد، استفاده می‌شود.

در سال‌های اخیر از روش المان‌های محدود و تقریب گالرکین به‌طور گسترده‌ای در تصویربرداری نوری استفاده شده‌است روش اجزای محدود در سال ۱۹۹۳ و ۱۹۹۵ توسط Arridge و Schweiger برای انتشار نور در محیط پراکنده‌کننده به‌کار گرفته‌شد. آن‌ها نشان دادند که نتایج به‌دست‌آمده برای انواع مختلفی از ترکیب شرایط مرزی و شرایط منبع با نتایج به‌دست‌آمده از روش مونت‌کارلو مطابقت دارد. همچنین آن‌ها نشان دادند که این روش یک تکنیک انعطاف‌پذیر و سریع است که می‌تواند در هندسه‌های پیچیده و محیط‌های ناهمگن مورد استفاده قرار گیرد[۴و۵]. درسال۲۰۰۰، Arridge و همکاران [۶]برای استفاده در نواحی غیر پراکنده‌کننده در حوزه‌های پراکندگی با استفاده از روش اجزای محدود(FEM) در مقابل محاسبهٔ آهسته با استفاده از تابع گرین روشی مستقیم و سریع ارائه دادند. آن‌ها نشان دادند که توافق خوبی میان نتایج آن‌ها و نتایج به‌دست‌آمده از محاسبات با استفاده از روش مونت‌کارلو وجود دارد. درسال ۲۰۰۸ Soloviev و همکاران[۷] از روش اجزای محدود در بازسازی ترکیبی فلورسنت و پارامترهای اپتیکی براساس انواع الگوریتم‌های نیوتن استفاده کردند. درسال۲۰۱۱ Ducros و همکاران[۸] روش بازسازی سریع برای برش‌نگاری نوری پخش فلورسنت (FDOT) را معرفی نمودند. در این مطالعه با توجه به تعداد زیاد داده‌های ورودی از روش موجک برای متراکم‌سازی داده‌ها استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد که درمورد روش تصویربرداریFDOT الگوریتم بازسازی براساس روش اجزای محدود(FEM)راه حلی مناسب می‌باشد.

روش اجزای محدود یا المان محدود یکی از روش‌های حل عددی است که برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیلی جزئی و معادلات انتگرالی حاکم بر سیستم‌های فیزیکی استفاده می‌شود. اساس این روش ساده‌سازی و یا حذف کامل معادلات دیفرانسیلی پیچیده و تبدیل آن‌ها به معادلات ساده و قابل حل که از لحاظ عددی پایدار هستند، مانند معادلات اویلرمی می‌باشد. مزیت این روش نسبت به روش تحلیلی این است که از روش تحلیلی فقط برای معادلاتی که هندسهٔ سیستم در آن‌ها ساده است می‌توان استفاده کرد ولی براساس این روش می‌توان معادلات دیفرانسیلی حاکم بر سیستم‌هایی را که دارای هندسهٔ پیچیده هستند نیز حل نمود. این روش کاربردهای فراوانی در انتقال حرارت، مکانیک سیالات، الکترومغناطیس و اپتیک دارد. یکی از کاربردهای روش المان محدود در تصویربرداری نوری است که به‌طور گسترده‌ای

[2]Diffuse optical tomography (DOT)
[3]Fluorscence molecular imaging(FMI)

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

انتقال پرتو داخل بافت را مدل‌سازی می‌کند. ازآنجایی‌که روش المان محدود با تعداد زیادی معادله، بخصوص برای مسائل سه‌بُعدی روبه‌رو است، حل آن با استفاده از برنامه‌نویسی رایانه‌ای بسیار ساده‌تر است.

در این روش حوزهٔ مورد نظر به تعدادی المان و گره تقسیم می‌شود. برای درنظرگرفتن مرز بین بافت و هوا شرایط مرزی روبین چون روش اجزای محدود یک روش تقریبی است, برای تمام معادلات دیفرانسیلی حاکم بر سیستم فیزیکی یک راه حل تقریبی درنظر گرفته می‌شود. بنابراین جواب به‌دست‌آمده با خطا همراه است. محاسبهٔ این خطا بسیار مهم است. دراینجا دو منبع ایجاد خطا وجود دارد. اول آنکه راه حل درنظر گرفته‌شده با جواب‌های به‌دست‌آمده کاملاً مطابقت ندارد. دومین منبع خطا هم مربوط به میزان دقت معادلهٔ جبری حاکم بر سیستم است که به شرایط فیزیکی بستگی دارد. میزان این خطا را می‌توان باتوجه به تفاضل تابع تقریب زده‌شده با تابع اصلی محاسبه کرد. این خطا با افزایش تعداد المان‌ها و کاهش سایز آن‌ها کمتر خواهد شد[۹].

بنابراین هدف این مقاله نوشتن مدل فوروارد برای سامانهٔ برش‌نگاری فلورسنت ملکولی در محیط‌های همگن با استفاده از روش اجزای محدود و تقریب دیفیوژن است. به‌همین منظور در این مطالعه الگوریتمی برای حل مسئلهٔ فوروارد براساس تقریب دیفیوژن در یک سیستم تصویربرداری FMT در محیط Matlab نوشته شد تا شدت فلورسنت برروی سطح مدل‌سازی شود.

روش بررسی

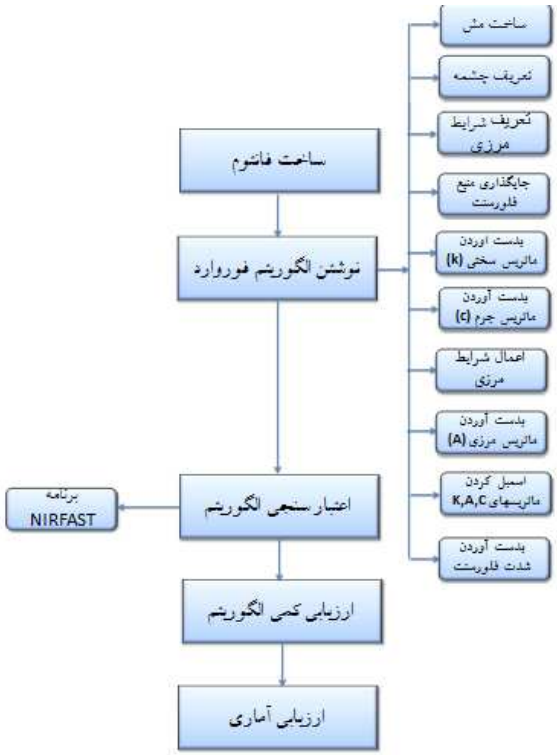
هدف این مقاله طراحی و اجرای الگوریتمی برای شبیه‌سازی انتشار پرتو در بافت در یک محیط همگن با استفاده از روش اجزای محدود برای سیستم برش‌نگاری فلورسنت مولکولی است.

به‌همین‌منظور از معادلهٔ دیفیوژن غیر وابسته به زمان که به شکل زیر است استفاده شد:[۶]

$$-\nabla.k(r)\nabla\Phi(r)+\mu_a(r)\Phi(r)=q_0(r)(1)$$

که $\Phi(r)$ چگالی فوتونی و $k(r)$ ضریب دیفیوژن است.

با توجه به مطالعات انجام‌شده روش باقی‌ماندهٔ وزنی به‌طور مستقیم به‌دنبال حداقل‌سازی خطای راه حل تقریبی برای یک معادلهٔ دیفرانسیلی جزئی است. شکل ۱ مراحل طراحی و اجرای الگوریتم فوروارد را نشان می‌دهد.



شکل۱: فلوچارت مراحل طراحی الگوریتم فوروارد

ساخت فانتوم

فانتوم‌هایی که خصوصیات نوری بافت‌ها را شبیه‌سازی می‌کنند معمولاً توزیع نور را در بافت‌های زنده بررسی می‌کنند. فانتوم‌های معادل بافت برای سه هدف طراحی می‌شوند:

الف)شبیه‌سازی توزیع نور باتوجه به هندسهٔ فیزیکی بافت

ب)کالیبراسیون دستگاه نوری

ج)ثبت اندازه‌گیری مرجع به‌وسیلهٔ اندازه‌گیری نوری

در این پروژه فانتوم جامد سیلیکونی براساس دستورالعمل ارائه‌شده توسط آقای Bays و همکاران[۱۰]ساخته شد. در فانتوم‌های جامد مانند فانتوم‌های سیلیکونی برای شبیه‌سازی ضریب جذب بافت از جوهر هندی و برای شبیه‌سازی ضریب پراکندگی از تیتانیوم‌اکسید استفاده می‌کنند. مزیت عمدهٔ این فانتوم در تهیهٔ سریع و داشتن یک ترکیب لاستیکی مستحکم مشابه بافت است و می‌تواند شامل پراکنده‌کننده‌ها و جاذب‌های غیر ارگانیک باشد.

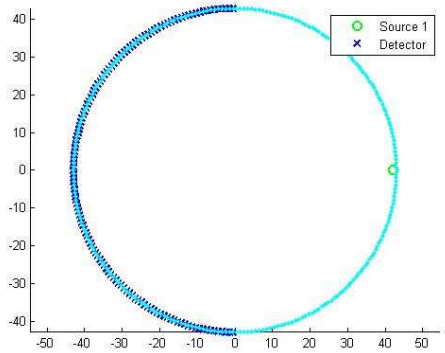
برای ساخت فانتوم سیلیکونی نیاز به جزء سازندهٔ سیلیکون و عامل پخت به نسبت یک‌به‌ده(۱:۱۰) است. مقدار صحیح و مشخصی از عامل پخت در یک بشر ۸۰ میلی‌لیتری شیشه‌ای و مقدار مشخصی و درست از جزء سازندهٔ سیلیکون در یک بشر

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

پلاستیکی ۸۰ میلی‌لیتری ریخته شد. اجزای سازندهٔ فانتوم به‌دقت با ترازو اندازه‌گیری شد. مقدار دقیق تیتانیوم‌اکسید با توجه به ضریب پراکندگی کاهش‌یافتهٔ بافت مورد نظر تعیین شد. پس از اندازه‌گیری دقیق مقدار عامل پراکندگی(تیتانیوم اکسید), داخل بشر شیشه‌ای حاوی عامل پخت ریخته شد. بشر شیشه‌ای دربرگیرندهٔ عامل پخت و عامل پراکندگی داخل یک سونیکاتور قرار گرفت. این دستگاه تقریباً برای یک ساعت برای شکسته شدن ذرات و درهم‌آمیختن روشن شد. بشر شیشه‌ای پس از یک ساعت از سونیکاتور خارج گردید و به جزء سازندهٔ سیلیکون و عامل جاذب اضافه شد. ابتدا این مواد با سرعت پایین و سپس با سرعت بالا با هم به مدت ۱۵ دقیقه مخلوط گردیدند. بعد از ترکیب مواد با هم مقدار زیادی حباب روی سطح و داخل فانتوم ایجاد می‌شود بنابراین ظرف حاوی مواد داخل یک چنبر قرار گرفت تا حباب‌ها پس از چهل‌وپنج دقیقه خارج شدند. افزایش این بازهٔ زمانی باعث خواهد شد که فانتوم سخت شود. مهم است که هر ده تا پانزده دقیقه یک بار چنبر خلأ خاموش شود تا به خارج شدن تمام حباب‌ها از داخل فانتوم کمک کند. بعد از سه یا چهار بار تکرار این عمل تعداد کمی حباب برروی سطح باقی خواهد ماند که با اسپری هوا از بین رفتند. خلأ تاجایی‌که سطح صاف شود ادامه دارد. بعد از اینکه همهٔ حباب‌ها وکیوم شدند. مخلوط فانتوم در قالب نهایی ریخته می‌شود. در این مرحله نیز تعدادی حباب در فانتوم ایجاد می‌شود. خلأ دوباره برای سی تا شصت دقیقهٔ دیگر ادامه یافت. استفاده از اسپری هوا برای سطح لازم شد. درآخر فانتوم در دمای اتاق قرار گرفت تا کاملاً سخت شود.

الگوریتم فوروارد

باتوجه به شکل۱ ابتدا یک مش دوبُعدی به شعاع ۴۳ میلی‌متر شامل۵۹۲۳ گره و۱۱۵۷۴ المان با استفاده از الگوریتم دیلانی ساخته شد. پس از ساخت مش، نقاط گره‌ای مرزی از نقاط گره‌ای داخلی تفکیک داده شد. به‌همین‌منظور الگوریتمی با توجه به مختصات کارتزین هر گره در محیط متلب نوشته و اجرا شد. سپس مبادرت به تعیین مکان منبع نوری و آشکارسازهای نوری مطابق با روش برش‌نگاری و با توجه به هندسهٔ سیستم FMT گردید. تعداد آشکارسازهای نوری براساس تعداد پیکسل‌های دوربین سی‌سی‌دی انتخاب شد. شکل۲ مکان منبع نوری و آشکارسازهای نوری واقع‌بر نقاط گره‌ای مرزی را نشان می‌دهد.



شکل۲: نمایش منبع و آشکارسازهای نوری واقع بر نقاط گره‌ای مرزی

توزیع منبع نوری و منبع فلورسنت به‌صورت گوسین درنظر گرفته‌شد. باتوجه به مرز بین بافت و هوا شرایط مرزی روبین درنظر گرفته‌شد. مادهٔ فلورسنت به‌صورت کروی با شعاع ۵ میلی‌متر با ضرایب جذب برابر با ۰/۲یک برروی میلی‌متر و ضریب پراکندگی برابر با ۱یک برروی میلی‌متر متفاوت با خصوصیات نوری زمینه (ضریب جذب۰/۰۲یک برروی میلی‌متر و ضریب پراکندگی۰/۵یک برروی میلی‌متر) در مرکز مش قرار گرفت که همین امر باعث ایجاد ناهمگنی در محیط می‌شود[۱۱].

بعد از این مرحله مبادرت به نوشتن الگوریتمی برای اندازه‌گیری شدت پرتوی رسیده به سطح با استفاده از روش اجزای محدود شد. به‌همین‌منظور برای حل معادلهٔ دیفیوژن از تقریب گالرکین استفاده شد. ماتریس ضرایب، ماتریس جرمی و ماتریس مرزی برای هر المان به‌دست آمد و سپس با هم اسمبل گردیدند و معادله به‌صورت کلی حل گردید. برای اعتبارسنجی الگوریتم پیشنهادی داده‌های به‌دست‌آمده از این الگوریتم با نتایج به‌دست‌آمده از نرم‌افزارNIRFAST که یک نرم‌افزار Open Source است و توسط گروه دهقانی [۱۲] در دانشگاه دارثموث طراحی شده است، مقایسه گردید و داده‌های به‌دست‌آمده از الگوریتم طراحی شد و نرم‌افزار مرجع به‌عنوان ورودی مرحلهٔ بازسازی نرم‌افزار مرجع درنظر گرفته‌شد. همچنین برای ارزیابی آماری داده‌های به‌دست‌آمده از آزمون t-test و ضریب همبستگی استفاده شد.

یافته‌ها

در این بررسی برای تعیین ضرایب اپتیکی محیط یک فانتوم معادل بافت از جنس سیلیکون RTV دوجزئی ساخته‌شد. ضرایب اپتیکی این فانتوم در دانشگاهETH زوریخ توسط آزمایشگاه

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

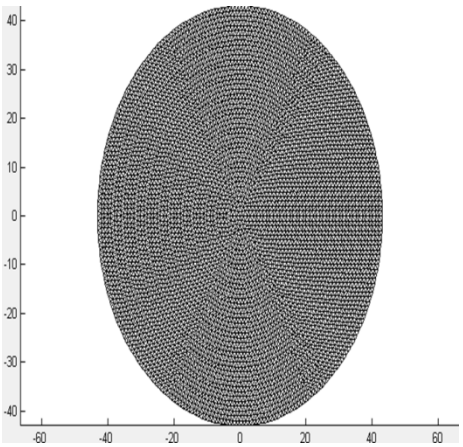
الکترومغناطیس این دانشگاه اندازه‌گیری گردید. جدول۱ خصوصیات فانتوم ساخته‌شده را نشان می‌دهد.

جدول۱: خصوصیات فیزیکی و نوری مواد تشکیل‌دهندهٔ فانتوم معادل بافت

ترکیب مواد	جوهرهندی	تیتانیوم اکسید	سیلیکون جزء اول	سیلیکون جزء دوم(عامل پخت)
ضریب پراکندگی کاهش‌یافته	۰/۵یک‌بر میلی‌متر			
ضریب جذب		۰/۲یک برروی میلی‌متر		
مقدار	۱ میکرولیتر	۰/۰۱گرم	۱۰گرم	۱گرم

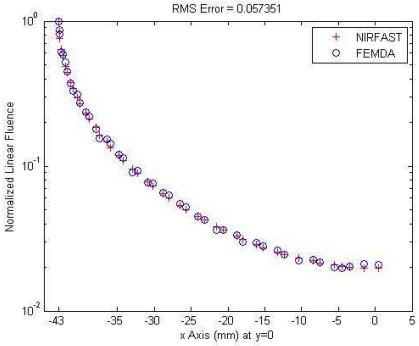
در این مطالعه به مدل‌سازی انتقال پرتو در داخل بافت پرداخته‌شد و الگوریتمی براساس حل معادلهٔ دیفیوژن با استفاده از روش اجزای محدود در محیط Matlab نوشته و اجرا گردید.

برای شبیه‌سازی هندسهٔ دوبُعدی، یک مش دایره‌ای دوبُعدی شامل۵۹۲۳ گره متناظر با ۱۱۵۷۴ المان مثلثی خطی مطابق شکل۳ استفاده شده است. شعاع این مدل ۴۳ میلی‌متر مشابه شعاع فانتوم است. در این مش یک مادهٔ فلورسنت با شعاع۵ میلی‌متر جای‌گذاری شده‌است.

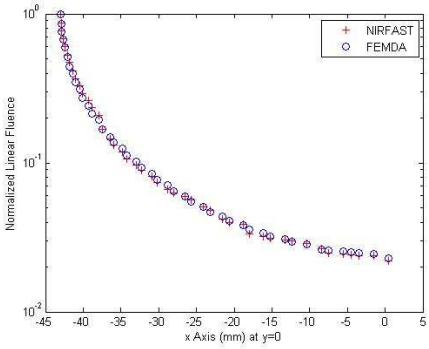


شکل۳: تصویر از مش ساخته‌شده

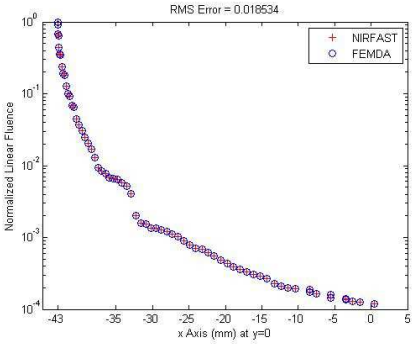
شدت نرمالیزه در نقاط مرزی برای محیط همگن و محیط ناهمگن در زوایای مختلف توسط الگوریتم پیشنهادی اندازه‌گیری شد و با شدت نرمالیزهٔ اندازه‌گیری‌شده توسط نرم‌افزار مقایسه گردید. میزان شدت ثبت‌شده توسط آشکارساز روبه‌روی منبع بیشترین مقدار و به‌ترتیب با افزایش زاویهٔ پراکندگی فوتون‌ها در دتکتورهای کناری شدت کمتری ثبت شد.



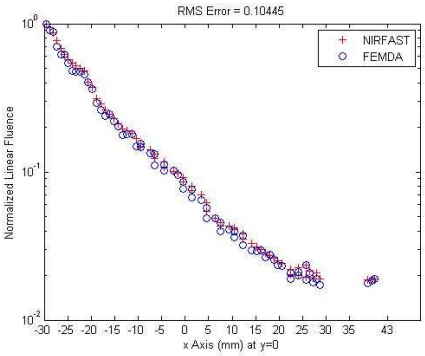
شکل۳: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ صفردرجه برای محیط همگن



شکل۴: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۹۰ درجه برای محیط همگن



شکل۵: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۱۸۰ درجه برای محیط همگن



شکل۶: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۲۷۰ درجه برای محیط همگن

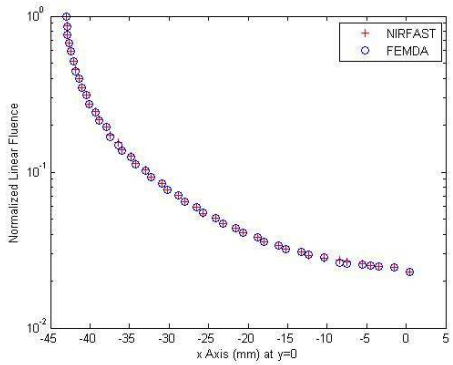
[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

جدول۲: مقادیر P.value و RMS و ضریب همبستگی برای زاویای مختلف برای محیط همگن

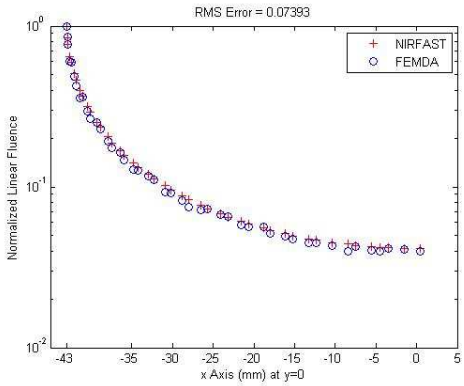
زاویه	۰	۳۰	۶۰	۹۰	۱۲۰	۱۵۰	۱۸۰	۲۱۰	۲۴۰	۲۷۰	۳۰۰	۳۳۰
P.value	۰/۱۶	۰/۱۰	۰/۱۱	۰/۱۵	۰/۲۳	۰/۲۴	۰/۲۶	۰/۱۸	۰/۲۸	۰/۱۷	۰/۱۶	۰/۲۱
RMS	۰/۰۱	۰/۱۱	۰/۰۵	۰/۰۰۴	۰/۰۶	۰/۱۴	۰/۰۱	۰/۱۳	۰/۰۴	۰/۲۴	۰/۱۰	۰/۰۰۹
ضریب همبستگی	۰/۹۵	۰/۹۶	۰/۹۵	۰/۹۴	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۸	۰/۹۷	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۶

با توجه به جدول۲ و مقادیرP.value به‌دست‌آمده در زوایای مختلف، اختلاف معنی‌داری میان نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی و نرم‌افزار مرجع برای محیط همگن مشاهده نشد.

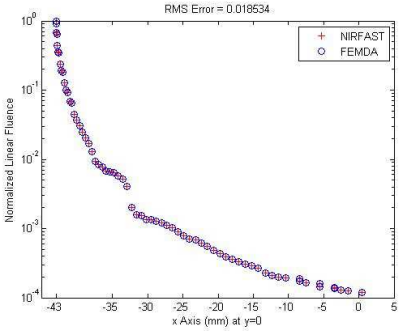
شکل‌های۷ تا ۱۰ مقایسهٔ شدت نرمالیزه‌شده در سطح را برای محیط ناهمگن در زاویهٔ صفر، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه نشان می‌دهد.



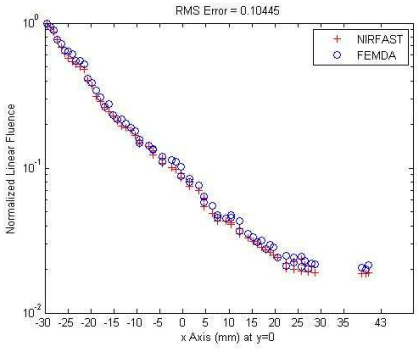
شکل۷: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ صفردرجه برای محیط ناهمگن



شکل۸: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۹۰ درجه برای محیط ناهمگن



شکل۹: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۱۸۰ درجه برای محیط ناهمگن



شکل۱۰: شدت نرمالیزهٔ سطح در زاویهٔ ۲۷۰ درجه برای محیط نا همگن

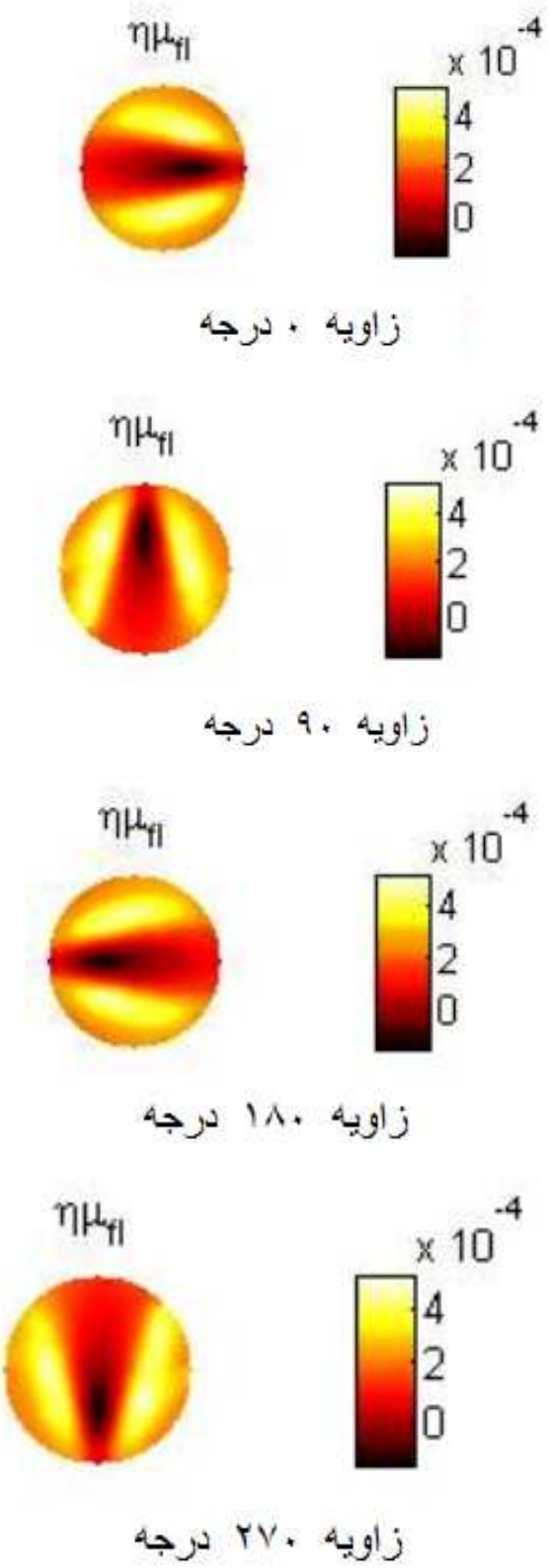
با توجه به جدول۳ و مقادیرP.value به‌دست آمده در زوایای مختلف، اختلاف معنی‌داری میان نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی و نرم‌افزار مرجع برای محیط ناهمگن مشاهده نشد.

درنهایت، مقادیر به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی و همچنین مقادیر حاصل از الگوریتم مرجع به‌عنوان ورودی در مرحلهٔ بازسازی نرم‌افزار مرجع قرار گرفت. مرحلهٔ بازسازی برای هر دو الگوریتم ۲۰ بار تکرار گردید و ضرایب به‌روزرسانی در هر بار تکرار توسط نرم‌افزار محاسبه گردید. مشاهده شد که این ضرایب در هر تکرار کاهش پیدا می‌کنند و درنهایت جواب‌های معادله همگرا می‌گردد.

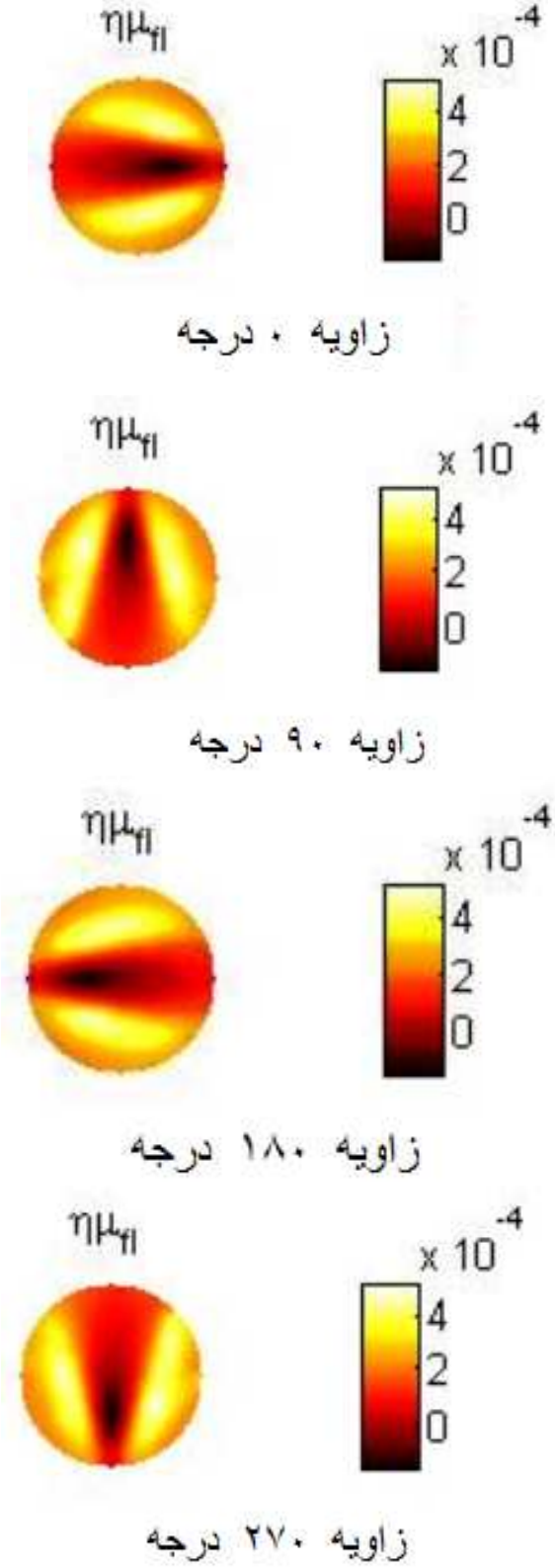
جدول۳: مقادیر P.value و RMS و ضریب همبستگی برای زاویای مختلف برای محیط ناهمگن

زاویه	۰	۳۰	۶۰	۹۰	۱۲۰	۱۵۰	۱۸۰	۲۱۰	۲۴۰	۲۷۰	۳۰۰	۳۳۰
P.value	۰/۱۷	۰/۱۰۲	۰/۱۲	۰/۱۸	۰/۲۰۵	۰/۲۴	۰/۲۸۱	۰/۲	۰/۲۴	۰/۲۵	۰/۲۴	۰/۲۲
RMS	۰/۰۱	۰/۱۱	۰/۰۵	۰/۰۰۴	۰/۰۶۱	۰/۱۴	۰/۰۱۸	۰/۱۳	۰/۰۴	۰/۲۴	۰/۱۰	۰/۰۰
ضریب همبستگی	۰/۹۵	۰/۹۶	۰/۹۵	۰/۹۴	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۸	۰/۹۷	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۶

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]



شکل۱۱: نمایش شدت نرمالیزهٔ اندازه‌گیری‌شده در سطح توسط الگوریتم پیشنهادی



شکل۱۲: نمایش شدت نرمالیزهٔ اندازه‌گیری‌شده در سطح توسط الگوریتم مرجع

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

شکل۱۱ و ۱۲ شدت پرتوی رسیده به سطح را به‌ترتیب برای الگوریتم فوروارد طراحی‌شده و الگوریتم فوروارد نرم‌افزار مرجع نشان می‌دهد. باتوجه به شکل‌ها مطابقت خوبی میان نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی و الگوریتم مرجع وجود دارد.

بحث

برش‌نگاری فلورسنت مولکولی(FMT) روش نوینی است که به‌طور متداول در پزشکی مورد استفاده قرارمی‌گیرد. این روش مبتنی بر اصول توموگرافی نوری نشری است که در آن از پروب‌های فلورسنت به‌عنوان منبع کنتراست استفاده می‌شود. درFMT نقشهٔ بازسازی سه‌بُعدی توزیع منابع فلورسنت در بافت بااستفاده از جمع‌آوری اطلاعات از سطح بافت و پردازش آن‌ها انجام می‌شود. بازسازی منابع فلورسنت در دو مرحلهٔ فوروارد و بازسازی صورت می‌گیرد. مرحلهٔ فوروارد از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا در تصویربرداریFMT فقط توزیع شدت فلورسنت در سطح بافت جمع‌آوری می‌شود و دسترسی به نحوهٔ انتشار پرتو در داخل بافت وجود ندارد. بنابراین در مرحلهٔ فوروارد نحوهٔ انتشار پرتو داخل بافت با حل معادلهٔ دیفیوژن صورت می‌گیرد و تمام شرایط آزمایشگاهی و هندسی سامانهٔ تصویربرداری طراحی‌شده لحاظ می‌گردد.

هدف اصلی این مطالعه طراحی و اجرای الگوریتم فوروارد مربوط به چینشFMT غیر تماسی جدیدی بود که برای اولین‌بار در ایران طراحی و ساخته شده است. مرحلهٔ فوروارد از حل معادلهٔ دیفیوژن در محیط معادل بافت با درنظرگرفتن منبع استوانه‌ای در یک محیط توربید همگن اجرا شد. بااستفاده از این الگوریتم توزیع پرتوی فلورسنت در سطح نمونه با درنظرگرفتن هندسهٔ استوانه‌ای به‌دست‌آمد. بنابراین در این پژوهش الگوریتم‌ها برای مدل‌سازی نور در مرحلهٔ فوروارد نوشته و نتایج به‌دست‌آمده با نتایج تحقیقات مشابه مقایسه شد. اما، قبل از مقایسه تغییراتی در ساختار دستگاه توموگرافی جهت تهیهٔ تصاویر مورد نیاز ایجاد شد.

در این مطالعه جهت طراحی الگوریتم فوروارد تصاویر سیستم برش‌نگاری فلورسنت مولکولی از روش اجزای محدود استفاده شد. به‌همین‌منظور یک فانتوم معادل بافت از جنس سیلیکونRTV ساخته‌شد و خصوصیات نوری این فانتوم توسط گروه الکترومغناطیس دانشگاه ETH زوریخ اندازه‌گیری شد و ضرایب جذب و پراکندگی آن در الگوریتم پیشنهادی مورد استفاده قرارگرفت. برای توصیف انتشار نور در بافت در اکثر سیستم‌های تصویربرداری نوری از تقریب دیفیوژن استفاده می‌شود. برای حل این معادله راه‌حل‌های مختلفی وجود دارد که معمولاً در محیط‌های همگن این معادله را با استفاده از توابع گرین حل می‌کنند که یک روش تحلیلی است. ولی در محیط‌های ناهمگن و جایی‌که هندسهٔ بافت پیچیده است، روش تحلیلی نمی‌تواند پاسخ مناسبی برای معادلهٔ دیفیوژن بیان کند. بنابراین آریج و شوآگر[۷] درمورد بافت‌های ناهمگن با هندسهٔ پیچیده از روش اجزای محدود که یک دیدگاه عددی، سریع و انعطاف‌پذیر است، استفاده کردند و جواب‌هایی با دقت بالاتر نسبت به روش تحلیلی در محیط همگن و ناهمگن با هندسهٔ پیچیده به‌دست آوردند. اساس تقریب دیفیوژن بر این است که انتشار پرتو با درصد بیشتری به سمت جلو است. استفاده از این تقریب محاسبات بعدی را بسیار ساده‌ترکرد. نظیر روش المان‌های محدود استفاده‌می‌شود. روش‌های عددی اجزای محدود مبتنی بر روش باقیماندهٔ وزنی هستند و مفهوم فیزیکی باقیماندهٔ وزنی به‌معنای میزان خطایی است که در نتیجهٔ درنظرگرفتن یک تقریب برای حل معادلات دیفرانسیلی دربرابر حل واقعی معادله به‌دست می‌آید. الگوریتم طراحی‌شده شامل ساخت مش، تعیین نقاط مرزی، مشخص‌نمودن مکان منبع لیزر و آشکارسازها، جای‌گذاری منبع فلورسنت، تعیین ضریب دیفیوژن، حل معادلهٔ دیفیوژن بااستفاده از تقریب گالرکین، تعیین ماتریس سختی، به‌دست‌آوردن ضرایب ماتریس سختی، اندازه‌گیری مقادیر منبع و درنهایت حل معادلهٔ ماتریسی به‌دست‌آمده با استفاده از روش تقسیم چپی و محاسبهٔ شدت پرتوی رسیده به سطح بود. الگوریتم پیشنهادی برای هندسهٔ دوبُعدی طراحی شده است. برای ساخت مش از الگوریتم دیلانی استفاده‌شد بنابراین یک مش دوبُعدی دایره‌ای با شعاع۴۳ میلی‌متر شامل۵۹۲۳ گره و۱۱۵۷۴ المان طراحی شد. هدف از حل مشکل فوروارد اندازه‌گیری شدت پرتوی رسیده به سطح است. به‌همین‌منظور باید مقادیر شدت را در نقاط مرزی اندازه‌گیری نمود و مورد بررسی قرار داد. دهقانی و همکاران [۱۳] برای بازسازی تصاویر برش‌نگاری پخش نوری مقادیر به‌دست‌آمده روی مرز را اندازه‌گیری کردند. در این پایان‌نامه نیز شدت پرتو روی نقاط مرزی مورد بررسی قرارگرفت و مکان منبع نوری و آشکارسازها نیز برروی این نقاط تعیین شد. بنابراین الگوریتمی در محیط متلب نوشته شد که مبتنی بر شناسایی گره‌های مرزی از کل گره‌های موجود در مش بود. به‌این‌ترتیب نقاط خارجی از نقاط داخلی تفکیک داده شد و اندازه‌گیری‌ها برای گره مرزی صورت پذیرفت.

مکان منبع نوری و آشکارسازهای نوری با توجه به سیستم تصویربرداری برش‌نگاری انتخاب شد. چون در سیستم برش‌نگاری فلورسنت مولکولی منبع نوری و آشکارساز در مقابل هم در دو

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

طرف نمونه قرار می‌گیرند[۱۴]. این بررسی نیز براساس سیستم برش‌نگاری فلورسنت مولکولی انجام شد بنابراین چیدمان منبع نوری و آشکارسازهای نوری نیز بر همین اساس تعیین گردید. به‌طوری‌که منبع نوری در یک سمت و روبه‌روی آن نیز آشکارسازها برروی نقاط مرزی قرارگرفتند. همچنین به‌دلیل این‌که سیستم تصویربرداری به‌صورت برش‌نگاری عمل می‌کند، بنابراین این عمل در هر ده‌درجه از صفر تا ۳۶۰ درجه تکرار شد و مقدار شدت رسیده به سطح و جمع‌آوری‌شده به‌وسیلهٔ آشکارسازها اندازه‌گیری گردید. این درحالی است که دهقانی و همکاران[۱۲] همچنین آریج [۷] برای روش برش‌نگاری پخش نوری تنها از یک منبع نوری و آشکارساز استفاده کردند. درحالی‌که در FMT در هر زاویه به‌طور جداگانه یک منبع نوری در فاصلهٔ $1/\mu_s'$ از نقطهٔ ورودی گذاشته‌شد و ۱۳۵ آشکارساز به‌طورجداگانه روی نقاط مرزی قرارگرفت و شدت رسیده به سطح اندازه‌گیری شد. منبع فلورسنت در مرکز مش قرارگرفت. باتوجه به همین امر مشاهده شد که در تمام زوایا شدت یکسانی به سطح می‌رسد. در این مطالعه معادلهٔ دیفیوژن با استفاده از تقریب گالرکین حل شد. شوآگر[۷]در کار خود از توابع پایه‌ای لاگرانژ به دلیل دقت استفاده کرد. دقت این توابع به شکل المان‌ها بستگی دارد. به‌همین‌دلیل در این‌جا نیز از همین توابع به‌عنوان توابع پایه استفاده شد. درنهایت برای ارزیابی، نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم پیشنهادی با نتایج نرم‌افزارNIRFAST مورد مقایسه گرفت و با توجه به P.value های به‌دست‌آمده اختلاف معنی‌داری میان داده‌های الگوریتم پیشنهادی و نرم‌افزار مرجع مشاهده نشد. ازآنجاکه روش اجزای محدود یک روش تقریب است بنابراین میان جواب‌های واقعی و جواب‌های تقریبی اختلاف وجود دارد که این تفاوت باید به حداقل برسد و جواب‌ها به پاسخ واقعی نزدیک شوند به‌همین‌منظور پس از طراحی الگوریتم از آن به‌عنوان ورودی مرحلهٔ بازسازی استفاده شد و مرحلهٔ بازسازی بیست‌بار تکرار شد. کاهش ضرایب به‌روزرسانی نشان داد که پاسخ الگوریتم درنهایت همگرا می‌شود و به پاسخ واقعی نزدیک می‌گردد.

درنهایت، این روش به‌خوبی شدت رسیده به سطح نمونه را توصیف کرد. زمان محاسبهٔ این الگوریتم در هندسهٔ دوبُعدی برابر ۴۲ثانیه بود که نشان‌دهندهٔ سرعت بالای الگوریتم است. همچنین ضریب همبستگی در این بررسی بیش از ۹۵ درصد است که نشان‌دهندهٔ دقت بالای الگوریتم بود. نتایج به‌دست‌آمده از این الگوریتم می‌تواند برای حل قسمت معکوس مورد استفاده قرار گیرد. الگوریتم نوشته‌شده با مقادیر مشابه در نرم‌افزار NIRFAST اختلاف معنی‌داری نداشت.

References

1. Ntziachristos V. Fluorescence molecular imaging.Annu. Rev. Biomed. Eng. 2006; 8: 1-33.
2. Paulsen KD, Jiang H. Spatially varying optical property reconstruction using a finite element diffusion equation approximation. Medical Physics-New York-Institute of Physics. 1995; 22(6): 691-702.
3. Stuker F. Hybrid Imaging: combining Fluorescence Molecular Tomography with Magnetic Resonance Imaging, Zurich. 2011: 1.
4. Schweiger M, Arridge S, Delpy D. Application of finite element method ror forward and inverse models in Optical Tomography. Journal of Mathematical Imaging and Vision. 1993; 3: 263-83.
5. Schweiger M, Arridge S, Hiraoka M, Delpy D. The finite element method for propagation of light in scattering media :Boundary and Sourcecondition. Med.Phys. 1995; 22(11): 1779-92.
6. Arridge S, Schweiger M, Dehghani H, Okada E. The finite element model for propagation of light in scattering media : A direct method for domain with nonscattering regions. Med.Phys. 2000; 27(1): 252-64.
7. Soloviev V, D'Andrea C, Valentini G, Arridge S. Combined econstruction of fluorescent and optical parameters using time-resolved data. Applied Optics. 2009; 48(1): 28-36.
8. Ducros N, Bassi A, Valentini G, Schweiger M, Arridge S, D'Andrea C. Multiple-view fluorescence optical tomography recostruction using compression data. Optical Letters. 2011; 36(8): 1377-9.
9. Cook RD. Concept and Application of Finite Element Analysis. Book.
10. Brian W. Patterson P and MS. Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. Journal of Biomedical Optics 2006; 11(4): 041102(1-16).

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]

11. Cameron M. Computational Aspects of Endoscopic (Transrectal) Near-infrared Optical Tomography: Initial Investigations. Optical Tomography and Spectroscopy of Tissue VII 2007; 6434: 643409(1-10).
12. Dehghani H. Near infrared optical tomography using NIRFAST: Algorithm for numerical model and image reconstruction. CommunNumer Methods Eng. 2009; 25: 711-32.
13. Dehghani H. The effects of internal refractive index variation in near-infrared optical tomography: a finite element modelling approach. Phys. Med. Biol. 2003; 48: 2713–27.
14. Li C, Mitchell GS, Dutta J, Ahn S, Leahy RM, Cherry SR. A three-dimensional multispectral fluorescence optical tomography imaging system for small animals based on a conical mirror design. Optics express 2009; 17(9): 7571-85.

[Downloaded from icml.ir on 2025-10-18]