مقالهٔ پژوهشی

لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۱، دورهٔ ۹، شمارهٔ ۲، صفحات: ۲۷-۲۲.

طراحی و اجرای الگوریتم فوروارد برای سامانهٔ برش‌نگاری فلورسنت ملکولی در محیط‌های همگن با استفاده از توابع گرین

تکتم جهانفر[۱و۳]
صدیقه‌مرجانهٔ حجازی[۲و۳]
امیرهمایون جعفری[٤]
هانیهٔ محمدرضا[۱و۳]

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

نویسنده* مسئول: صدیقه مرجانه حجازی ، تلفن ۰۲۱۶۶۵۸۱۵۰۵
پست الکترونیک:mhejazi@sina.tums.ac.ir

چکیده

مقدمه: تصویربرداری مولکولی جهت بررسی تغییرات پاتولوژیک در اندازهٔ سلولی و زیرسلولی استفاده می‌شود. این روش به‌طور گسترده جهت تشخیص و درمان بیماری‌های پوستی و عروقی به‌کار می‌رود. یکی از انواع تصویربرداری‌های ملکولی، روش برش‌نگاری فلورسنت ملکولی است که در آن مادهٔ فلورسنت در محل ضایعه تزریق می‌شود سپس نمونه تحت تابش پرتوی لیزر قرار می‌گیرد و بافت هدف مبادرت به تابش پرتوی فلورسنت می‌نماید. شدت رسیده به سطح بافت با چرخش ۳۶۰ دوربین سی سی دی حول محور مرکزی نمونه ثبت می‌شود. هدف اصلی تصویربرداری نوری تعیین مکان تجمع مادهٔ فلورسنت در بافت هدف برحسب شدت فلورسنت رسیده به سطح نمونه است. به‌همین‌منظور ابتدا شدت رسیده به سطح بافت توسط فرمول‌های ریاضی تحت عنوان مرحلهٔ فوروارد محاسبه می‌گردد. بنابراین هدف این مقاله نوشتن الگوریتم مرحلهٔ فوروارد برای روش برش‌نگاری فلورسنت ملکولی است.

روش بررسی: در این مطالعه چیدمان برش‌نگاری نوری جدید در هندسهٔ استوانه‌ای طراحی و اجرا گردید. فانتوم معادل بافت ساخته‌شد و تحت تصویربرداری قرار گرفت تا شدت فلورسنت رسیده به سطح نمونه ثبت گردد. این شدت به‌عنوان دادهٔ مرجع محسوب شد. در مرحلهٔ بعد، الگوریتم فوروارد براساس تقریب دیفیوژن در محیط متلب نوشته شد. برای تعیین صحت عملکرد الگوریتم، نسبت سیگنال به نویز آن با نسبت سیگنال به نویز تصاویر تهیه‌شده مقایسه گردید. به‌علاوه شدت‌های مذکور از لحاظ همبستگی نیز مورد مقایسه قرار گرفتند.

یافته‌ها: نتایج به‌دست‌آمده نشان دادند که نسبت سیگنال به نویز الگوریتم نوشته‌شده با نسبت سیگنال به نویز تصاویر به‌دست‌آمده اختلاف معنی‌داری نداشتند. همچنین همبستگی الگوریتم نوشته‌شده با روش مرجع بیش از۰/۹۵ بود.

بحث و نتیجه‌گیری: در این مقاله الگوریتم فوروارد برای حل معادلهٔ دیفیوژن سه‌بُعدی در محیط همگن استوانه‌ای نوشته‌شد. این الگوریتم با درجهٔ همبستگی بیش از ۹۵درصد به‌عنوان روش مناسب جهت تعیین محل ضایعه در بافت‌های نرم می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: مسئلهٔ Forward، تقریب دیفیوژن، توابع گرین، تقریب کیرشهف، تقریب بورن

مقدمه

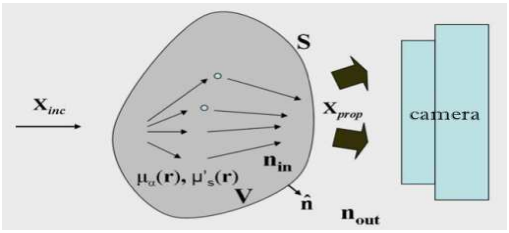
برش‌نگاری فلورسنت مولکولی به‌عنوان یک روش غیر تهاجمی برای مشاهدهٔ فرآیندها در اندازهٔ سلولی و زیرسلولی به‌کار می‌رود. این روش به‌طور گسترده‌ای در تصویربرداری از حیوانات کوچک، تصویربرداری از گره‌های لنفاوی در حین جراحی، تشخیص بیماری‌های پوستی، بررسی عملکرد داخلی ارگان‌هایی مانند بافت پستان، مغز و شناخت توالی ژنی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱و۲و۳]. در روش برش‌نگاری فلورسنت مولکولی (FMT)، بافت توسط نانوذرات فلورسنت نشان‌دار می‌شود سپس نمونهٔ تحت آزمایش توسط لیزر درخشان می‌شود، فلورسنت تحریک و شروع به تابش می‌کند. شدت پرتوی فلورسنت رسیده به سطح بافت با چرخش ۳۶۰ درجهٔ آشکارساز حول محور مرکزی نمونه ثبت می‌گردد. مکان دقیق تجمع مادهٔ فلورسنت در داخل بافت هدف توسط شدت فلورسنت رسیده به سطح بافت تعیین می‌گردد.

تعیین توزیع مکانی فلورسنت داخل ماده در دو مرحلهٔ فوروارد[1] و مسئلهٔ معکوس انجام می‌شود. در مرحلهٔ فوروارد، نحوهٔ توزیع

[1]Forward

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]

شدت پرتو یک منبع فلورسنت در سطح نمونه محاسبه می‌گردد. نتایج به‌دست‌آمده از این مرحله برای مرحلهٔ معکوس استفاده می‌شود و مکان و عمق مادهٔ فلورسنت داخل نمونه محاسبه می‌گردد.



شکل ۱: مادهٔ همگن با ضریب انعکاس n_{in} که توسط محیط غیر پراکنده با ضریب انعکاس n_{out} احاطه‌شده‌است. نور تحریکی و نشری به‌صورت x_{prop} و x_{inc} نمایش داده‌شده‌است.

نحوهٔ انتشار پرتوی نوری از معادلهٔ انتقال تابش (RTE) به‌دست می‌آید و برای یک ماده با پراکندگی زیاد، مدل‌سازی انتشار پرتو با استفاده از معادلهٔ دیفیوژن بسیار موفقیت‌آمیز است[۱]. این معادله با روش‌های مختلفی ازجمله روش تحلیلی براساس توابع گرین، روش عددی براساس روش المان محدود یا روش تفاوت محدود قابل حل است[۴]. روش تحلیلی برای تصویربرداری از محیط‌های همگن از سرعت اجرا و دقت خوبی برخوردار است[۵و۶]. دراین‌صورت برای حل مسئلهٔ فوروارد[۱] از توابع گرین استفاده می‌شود[۹-۷]. منظور از تابع گرین پاسخی است که بافت در مقابل انتشار پرتوی داخل آن از خود نشان می‌دهد. فابرزیو[۲] و گروه تحقیقاتی‌اش نحوهٔ انتشار فوتون در یک سیستم دو و سه‌لایه‌ای را با استفاده از توابع گرین مدل‌سازی کردند. نتایج به‌دست‌آمده با مدل‌سازی مونت‌کارلو به‌عنوان روش مرجع کاملاً همخوانی داشت[۱۰]. در سال‌های اخیر تحقیقات گسترده‌ای به‌منظور تسهیل و تسریع در مدل‌سازی تحلیلی توسط ریپول[۳] و همکاران وی با استفاده از تقریب کیرشهف صورت‌گرفته‌است[۱۱]. در نتایج این مقالات نشان‌داده شده‌است که کاربرد تقریب کیرشهف برای هندسه‌های ساده مانند استوانه از دقت کافی برخوردار است. بدین‌ترتیب باتوجه به مطالعات انجام‌شده استفاده از تقریب کیرشهف در حل مسئلهٔ فوروارد بسیار مؤثر است.

قابل ذکر است که شدت رسیده به سطح بافت توسط آشکارساز دریافت می‌شود. این شدت به عواملی چون بهرهٔ پرتوی فلورسنت، بهرهٔ آشکارساز و سایر عوامل بستگی دارد. برای حذف این عوامل در محاسبهٔ نهایی، داتا[۴] و همکاران وی در سال ۲۰۰۸ از تقریب بورن استفاده کردند[۱۲و۱۳]. با مطالعات انجام‌شده تاکنون روش تحلیلی با استفاده از تقریب کیرشهف و تقریب بورن برای سامانهٔ برش‌نگاری فلورسنت ملکولی با هندسهٔ استوانه‌ای مورد استفاده قرار نگرفته است.

بنابراین هدف این مقاله نوشتن مدل فوروارد برای سامانهٔ برش‌نگاری فلورسنت ملکولی در محیط‌های همگن با استفاده از توابع گرین است. قابل ذکر است که این سامانهٔ تصویربرداری با هندسهٔ استوانه برای اولین‌بار در سطح کشور ساخته و طراحی شده‌است. به‌همین‌منظور در این مطالعه الگوریتمی برای حل مسئلهٔ فوروارد براساس استفاده از تقریب بورن در یک سیستم تصویربرداری FMT جدید در محیط متلب[۵] نوشته‌شد تا شدت فلورسنت برروی سطح فانتوم معادل بافت به‌دست آید سپس الگوریتم نوشته‌شده با روش تجربی به‌عنوان روش مرجع مقایسه شد. نتایج آماری نشانگر دقت بالای مدل نوشته‌شده‌است.

روش بررسی

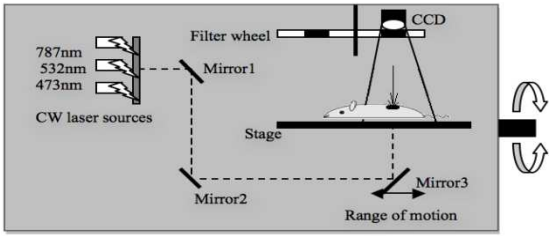
سیستم تصویربرداری فلورسنت مولکولی برای اولین‌بار در ایران طراحی و ساخته‌شده‌است و برای حل مسئلهٔ فوروارد در این سیستم الگوریتمی برای مدل‌سازی انتقال پرتوی داخل بافت در محیط متلب نوشته‌شد.

- **هندسهٔ تعریف‌شده**

سامانهٔ تصویربرداری طراحی‌شده شامل سه لیزر با طول موج بین ۸۱۰- ۴۹۷ نانومتر (DPSS,USA[۶])، دوربین EMCCD (Andor,England) بسیار حساس است(شکل۲). در این سیستم نمونه برروی تختی واقع در مرکز دستگاه قرار می‌گیرد و چینش اپتیکی سامانه حول این محور دوران می‌کند. (تصویربرداری در آزمایشگاه گروه اپتیک و لیزر مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی بیمارستان امام خمینی تهران انجام شد).

[2] Fabrizio
[3] Ripoll
[4] Dutta
[5] Matlab
[6] Diode Pomp Solid State

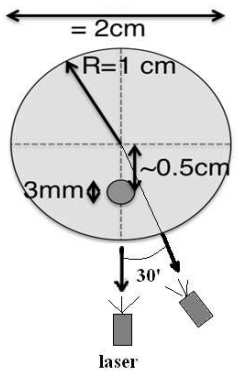
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]



شکل ۲: تصویر شماتیکی از سیستم تصویربرداری توموگرافی فلورسنت مولکولی

مادهٔ فلورسنت (فلورسنت با پیک تابشی ۶۶۰ نانومتر) به نمونهٔ تحت مطالعه تزریق می‌شود و نمونه برروی یک صفحهٔ شیشه‌ای به‌صورت افقی گذاشته‌می‌شود و توسط منبع لیزر با طول موج مناسب تحت تابش قرار می‌گیرد. لیزر باعث تحریک فلورسنت موجود در نمونه می‌شود و فلورسنت شروع به تابش می‌کند. پرتوی فلورسنت انتشاریافته پس از عبور از فیلتر مناسب که پرتوی لیزر را حذف می‌کند توسط دوربین CCD ثبت می‌شود. CCD قابلیت چرخش ۳۶۰ درجه حول نمونه و تصویربرداری غیر تماسی از نمونه را دارد[۱۴]. با توجه به هندسهٔ دستگاه، هندسهٔ استوانه‌ای برای الگوریتم تعریف شد. نمونه، استوانه‌ای به ابعاد ۵ و به قطر ۲ سانتی‌متر تعریف شد که ساده‌ترین هندسهٔ مشابه موش است. ضریب جذب $۰/۱۱\ cm^{-1}$ و ضریب پراکندگی $۸\ cm^{-1}$ (که این ضرایب معادل با خصوصیات نوری بافت پستان هستند) در محاسبات درنظر گرفته‌شد[۱۵].

مادهٔ فلورسنت به‌صورت استوانه‌ای به‌قطر۳میلی‌متر به‌طور موازی با محور اصلی نمونه و در فاصلهٔ ۰/۵ سانتی‌متری از مرکز استوانه تعریف شد. هندسهٔ مورد نظر در شکل۳نشان داده‌شده‌است.

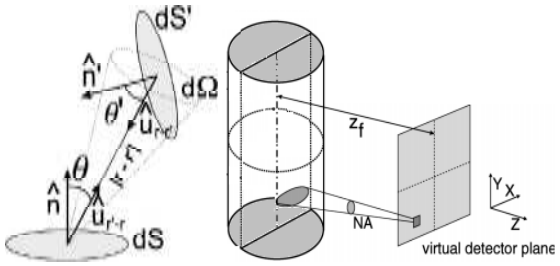


شکل۳: هندسهٔ نمونه در مختصات استوانه‌ای سامانهٔ تصویربرداری تعیین شده است.

پس از طراحی سامانه مبادرت به نوشتن الگوریتم فوروارد شد.

- **الگوریتم فوروارد**

الگوریتم فوروارد براساس اندازه‌گیری میزان شدت پرتو(U) در هر نقطهٔ داخل ماده است. درابتدا، حل معادله برای یک محیط همگن نامحدود فاقد مرز با محیط مجاور با استفاده از تابع گرین نوشته‌شد[۳و۱۶]. ابتدا تابع گرین تعیین شد تا توزیع مکانی شدت در هر نقطهٔ داخل مادهٔ همگن به‌دست‌آید[۱۷و۱۸]. استفاده از تئوری گرین در این مرحله باعث شدکه مسئله از حالت سه‌بُعدی به دوبُعدی تبدیل و مسئله بسیار ساده‌تر شود[۱۹و۲۰] ولی در حالت واقعی جسم دارای مرزی است که آن را از محیط دوم جدا می‌کند و برای مدل‌سازی صحیح باید اثر این سطح جداکننده بر انتشار نور لحاظ شود. اثر سطح براساس روش مرتبهٔ Nام انعکاس از سطح انجام شد[۲۱]. با استفاده از این روش و باتوجه به پراکندگی و جذب پرتو در بافت تا دو مرحله انعکاس از سطح درنظر گرفته‌شد و متوسط شدت در یک مادهٔ همگن محدود به‌دست آمد[۲۲]. برای ثبت شدت رسیده به سطح، آشکارساز برروی نمونهٔ تحت مطالعه، کانونی می‌شود و گویی سطح آشکارساز به‌صورت صفحهٔ مجازی مماس بر سطح نمونه است و پرتوی فضای آزاد بین نمونه و این صفحهٔ مجازی را طی می‌کند و ثبت می‌شود. باتوجه به زاویهٔ سطح نمونه با سطح مجازی آشکارساز، خصوصیات آشکارساز و فاصلهٔ آن‌ها مدل‌سازی انتشار پرتو تا آشکارساز انجام شد.



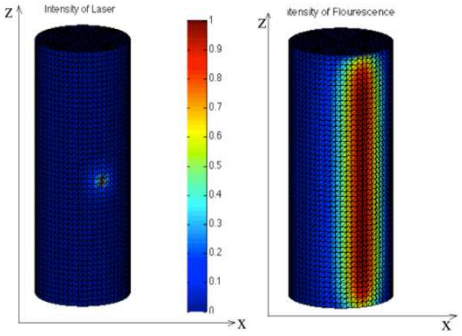
شکل۴: انتشار نوردر فضای آزاد. dS المان سطح نمونه، dS' المان سطح آشکارساز، n و n' بُردار عمود بر سطح نمونه و آشکارساز

در اندازه‌گیری‌های توموگرافی، شدت‌های فلورسنت و پرتوی لیزر تحریکی به‌طور جداگانه محاسبه شد سپس از هر دو مقدار برای به‌دست‌آوردن مقدار نرمالیزشدهٔ بورن استفاده شد[۲۳]. استفاده از این تقریب وابستگی مرحلهٔ بازسازی را به ناهمگنی زمینه و همچنین وابستگی مکانی را به‌طور چشمگیری کاهش داد. برای داشتن مدل توموگرافیک منبع فلورسنت، مدل‌سازی از نمونه در هر ۳۰ درجهٔ حول آن انجام شد.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]

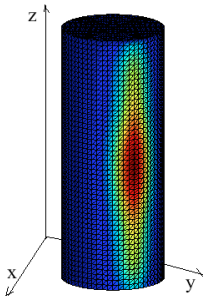
یافته‌ها

مدل‌سازی انتشار پرتوی نور در داخل بافت با استفاده از معادلهٔ انتقال تابش انجام شد. مدل‌سازی برای دو پرتوی لیزر و فلورسنت با توجه به موقعیت آن‌ها در هر۳۰ درجه به‌طور مجزا محاسبه گردید. شکل۵ نتیجهٔ به‌دست‌آمده از شدت نرمالیزشدهٔ فلورسنت و لیزر رسیده به سطح نمونه در موقعیت ۱۸۰درجه است.



شکل۵: شدت نرمالیزشدهٔ لیزر و فلورسنت رسیده به سطح

همان‌طورکه در شکل۵ مشاهده می‌شود مقادیر شدت فلورسنت در قسمت‌های میانی استوانه همگن و در لبه‌ها کاهش می‌یابد. این امر به این دلیل است که برای استوانه دو سطح دایره‌ای شکل دوطرف در محاسبات لحاظ نمی‌شوند. پس از محاسبهٔ شدت‌ها، تقریب بورن اعمال شد و نتیجهٔ به‌دست‌آمده در شکل۵ نشان داده‌شده‌است.



شکل۶: شدت رسیده به سطح پس از اعمال تقریب بورن

شکل۶ مدل‌سازی شدت به‌دست‌آمده با استفاده از تقریب بورن روی سطح نمونه است. مشاهده‌شد که پس از اعمال تقریب بورن نسبت به حالتی که از این تقریب استفاده نشده‌بود، میزان PSNR سه‌برابر افزایش یافت. همچنین نتایج به‌صورت مقادیر RMSE و شدت نرمالیزشدهٔ زیر منحنی شدت مدل‌سازی‌شده در جدول زیر در هر ۳۰ درجه آورده‌شده‌است.

جدول۱: ارزیابی کمّی الگوریتم نوشته‌شده برای شدت سطحی نسبت به درجهٔ چرخش

زاویه	PSNR(دسی‌بل)	میانگین شدت‌های نرمالیزشده به مقدار بیشینه
۰	۵۰/۹۸۷۰	۰/۰۲۱
۳۰	۵۲/۰۴۳۹	۰/۰۳۳
۶۰	۵۲/۷۸۱۷	۰/۰۴۵
۹۰	۵۵/۱۴۶۸	۰/۰۵۷
۱۲۰	۵۸/۴۹۶۴	۰/۰۷۳
۱۵۰	۶۱/۱۷۸۸	۰/۰۹۶
۱۸۰	۶۳/۳۴۴۹	۰/۰۹۰
۲۱۰	۶۱/۱۷۸۸	۰/۰۹۴
۲۴۰	۵۸/۴۹۶۴	۰/۰۷۲
۲۷۰	۵۵/۱۴۶۸	۰/۰۵۵
۳۰۰	۵۲/۷۸۱۷	۰/۰۴۷
۳۳۰	۵۲/۰۴۳۹	۰/۰۳۳

همچنین از نتایج به‌دست‌آمده از الگوریتم نوشته‌شده و نتایج حاصل از روش عددی در ROI یکسان برای هردوMean Error گرفته‌شد. نتایج مقایسهٔ مدل‌سازی انجام‌شده با روش عددی در هر۳۰ درجه در جدول زیر آورده شده است.

جدول۲: ارزیابی کمّی الگوریتم نوشته‌شده برای شدت در هر۳۰ درجه

زاویهٔ آشکارساز با محورy	RMSE (<۱)	آزمون همبستگی با نتایج الگوریتم
۰	۰/۱۱۶	۰/۹۱۴۳
۳۰	۰/۱۰۵	۰/۹۱۶۰
۶۰	۰/۹۸	۰/۹۱۷۲
۹۰	۰/۱۰۵	۰/۹۲۹۳
۱۲۰	۰/۱۱۳	۰/۹۳۰۸
۱۵۰	۰/۱۱۲	۰/۹۳۴۰
۱۸۰	۰/۱۲۰	۰/۹۴۰۷
۲۱۰	۰/۱۱۲	۰/۹۳۴۰
۲۴۰	۰/۱۰۳	۰/۹۳۰۸
۲۷۰	۰/۱۰۵	۰/۹۲۹۳
۳۰۰	۰/۹۸	۰/۹۱۷۲
۳۳۰	۰/۱۰۵	۰/۹۱۶۰

نتایج به‌دست‌آمده از شدت در سطح نمونه و میزان PSNR به‌صورت تحلیلی با نتایج به‌دست‌آمده از روش عددی با استفاده از آزمونT-test و آزمون همبستگی مورد ارزیابی آماری قرار گرفت. بین میزان PSNR به‌دست‌آمده از سطح نمونه که به‌صورت تحلیلی محاسبه شده‌بود و نتیجهٔ مشابهی که از روش عددی

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]

به‌دست آمد، اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد(P.value=۰/۱۶۴). همچنین سطح زیر منحنی شدت رسیده به سطح نمونه در دو گروه مورد بررسی آماری قرار گرفت و اختلاف معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نشد(P.value=۰/۱۱۶). با استفاده از آزمون همبستگی بین نتایج حاصل از روش عددی و تحلیلی این نتایج در همهٔ زوایا همبستگی بالاتر از ۰/۹۱۴ داشتند.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه به مدل‌سازی انتقال پرتو در داخل بافت پرداخته‌شد و الگوریتمی براساس حل معادلهٔ دیفیوژن در محیط متلب نوشته و اجرا شد. این الگوریتم بر مبنای استفاده از توابع گرین بود و از تقریب بورن برای افزایش SNR و سادگی در محاسبات استفاده گردید و از نتایج به‌دست‌آمده PSNR گرفته‌شد. مقادیر PSNR از ۰ تا ۱۸۰ روند افزایشی داشت و سپس این مقادیر تا ۳۳۰ کاهش می‌یافت. دلیل این روند این است که به‌دلیل خارج از مرکز قرارداشتن مادهٔ فلورسنت مورد بررسی(در فاصلهٔ ۰/۵سانتی‌متری از محور نمونهٔ استوانه‌ای) در ۱۸۰ درجه موقعیت مکانی منبع فلورسنت نزدیک‌ترین فاصله را به سطح داشت و درنتیجه بیشترین سیگنال در سطح دریافت می‌شد.

در مقادیر شدت‌های میانگین نرمالیزشده به مقدار بیشینه برای مقادیر سطحی از۰ تا ۱۸۰ افزایش و سپس تا ۳۳۰ مقادیر کاهش یافت. این روند به این دلیل است که در زاویهٔ ۰ درجه لیزر و مادهٔ فلورسنت به یکدیگر نزدیک هستند و توزیع شدت برای آن‌ها برروی سطح مشابه می‌باشد و با نرمالیزکردن شدت فلورسنت به لیزر، شدت میانگین کاهش می‌یابد. در ۱۸۰ درجه که فاصلهٔ لیزر و فلورسنت به ماکزیمم مقدار می‌رسد، با نرمالیزکردن شدت فلورسنت به لیزر، مقدار میانگین به بیشینهٔ مقدار خود می‌رسد.

این روند افزایشی شدت برحسب افزایش فاصلهٔ منبع و آشکارساز در مطالعهٔ انجام‌شده توسط سابرت[۲۳]مشاهده شد. شدت رسیده به سطح با روش عددی مقایسه شد و در مقادیر PSNR این دو گروه اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد(P.value=۰/۱۶۴). همچنین سطح زیر منحنی شدت رسیده به سطح نمونه در دوگروه مورد بررسی آماری قرار گرفت و اختلاف معنی‌داری بین دوگروه مشاهده نشد(P.value=۰/۱۱۶). می‌توان نتیجه گرفت که در هندسه‌های ساده مثل استوانهٔ همگن مورد بررسی در این مطالعه نتایج حاصل از روش عددی و تحلیلی یکسان است و استفاده از روش تحلیلی به‌دلیل زمان محاسباتی کمتر به‌صرفه‌تر است. همچنین در بررسی همبستگی بین نتایج دو گروه، همبستگی بیشتر از ۰/۹۲ مشاهده شد. همبستگی بین نتایج تحلیلی حاصل از الگوریتم و روش عددی، نتایج دوتا و همکاران وی[۱۲] را در حل مسئلهٔ فوروارد با همبستگی ۰/۹۲ تأیید کرد.

با توجه به خطای میانگین۱۰درصد به‌دست‌آمده در مدل‌سازی پرتوی فلورسنت و لیزر، این مقدار مشابه میانگین خطای ۵درصد است که ریپول و همکاران[۱۱]در مدل‌سازی تنها پرتوی لیزر مشاهده کردند. می‌توان نتیجه‌گرفت الگوریتم نوشته‌شده در این مطالعه به‌خوبی مدل‌سازی انتقال پرتو را در ماده انجام می‌دهد.

پیشنهاد می‌شود با توجه به زمان محاسباتی کمتر روش تحلیلی نسبت به روش عددی برای انجام مرحلهٔ فوروارد در هندسه‌های ساده مثل استوانه‌ای مورد بررسی در این مطالعه، روش تحلیلی انتخاب مناسب‌تری است. همچنین می‌توان از الگوریتم نوشته‌شده برای مرحلهٔ بازسازی نقشهٔ تمرکز فلورسنت داخل ماده استفاده کرد.

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 1995; 22: 691.
3. Stuker F. Hybrid imaging: combining fluorescence molecular tomography with magnetic resonance imaging. Diss., Eidgenössische Technische Hochschule DISS. ETH NO. 19664, 2011.
4. Schweiger M, Arridge S. The finite-element method for the propagation of light in scattering media: frequency domain case. Medical Physics 1997; 24: 895.
5. Culver JP, Siegel AM, Stott JJ, Boas DA. Volumetric diffuse optical tomography of brain activity. Optics letters 2003; 28(21): 2061-3.
6. Contag CH, Bachmann MH. Advances in invivo bioluminescence imaging of gene expression. Annual Review of Biomedical Engineering 2002; 4 (1): 235-60.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]

7. Liemert A, Kienle A. Light diffusion in a turbid cylinder. II. Layered case. Optics Express 2010; 18 (9): 9266-79.
8. Li A, Zhang Q, Culver JP, Miller EL, Boas DA. Reconstructing chromosphere concentration images directly by continuous-wave diffuse optical tomography. Optics letters 2004; 29 (3): 256-8.
9. Kienle A, Patterson MS. Improved solutions of the steady-state and the time-resolved diffusion equations for reflectance from a semi-infinite turbid medium. JOSA A 1997; 14(1): 246-54.
10. Boas D, O'leary M, Chance B, Yodh A. Scattering of diffuse photon density waves by spherical inhomogeneities within turbid media: analytic solution and applications. Proceedings of the National Academy of Sciences 1994; 91(11): 4887-91.
11. Ripoll J, Ntziachristos V, Carminati R, Nieto-Vesperinas M. Kirchhoff approximation for diffusive waves. Physical Review E 2001; 64(5): 051917.
12. Dutta J, Ahn S, Li C, Chaudhari AJ, Cherry SR, Leahy RM. In Computationally efficient perturbative forward modeling for 3D multispectral bioluminescence and fluorescence tomography, Proc. SPIE, 2008; 69130.
13. Ntziachristos V, Weissleder R. Experimental three-dimensional fluorescence reconstruction of diffuse media by use of a normalized Born approximation. Optics letters 2001; 26(12): 893-5.
14. Najafzadeh E, Hejazi M, Reza HM, Rudin M, Stuker F, Shirkavand A. In Development of an algorithm for reducing scatter distribution in fluorescence reflectance images using Wiener filter in Wavelet domain, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany, Springer: 2010; 1869-72.
15. Marjaneh H, Florian S, Divya V, Markus R. Improving the accuracy of a solid spherical source radius and depth estimation using the diffusion equation in fluorescence reflectance mode. BioMedical Engineering OnLine 9.
16. Born M, Wolf E. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light. Cambridge university press: 1999.
17. Markel VA, Schotland JC. Inverse problem in optical diffusion tomography. I Fourier-Laplace inversion formulas. JOSA A 2001; 18(6): 1336-47.
18. Ripoll J, Nieto-Vesperinas M. Index mismatch for diffuse photon density waves at both flat and rough diffuse–diffuse interfaces. JOSA A 1999; 16(8): 1947-57.
19. Nieto-Vesperinas M. Scattering and diffraction in physical optics. Wiley New York: 1991.
20. Ripoll J, Ntziachristos V. Iterative boundary method for diffuse optical tomography. JOSA A 2003; 20(6): 1103-10.
21. Macaskill C, Kachoyan BJ. Iterative approach for the numerical simulation of scattering from one-and two-dimensional rough surfaces. Applied optics 1993; 32(15): 2839-47.
22. Stuker F, Ripoll J, Rudin M. Fluorescence Molecular Tomography: Principles and Potential for Pharmaceutical Research. Pharmaceutics 2011; 3(2): 229-74.
23. Soubret A, Ntziachristos V. Fluorescence molecular tomography in the presence of background fluorescence. Physics in medicine and biology 2006; 51(16): 3983.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-07]