لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹٤، دورهٔ ۱۲، شمارهٔ ۳، صفحات: ۳۳-۲۶ .

مقاله پژوهشی

# بهبود دقت در تعیین تراکم هموگلوبین بافت در برش‌نگاری بینابی فروسرخ به روش المان محدود با افزایش تعداد پروجکشن‌ها و نمونه‌برداری‌ها

رضوان حاجی‌هاشمی [۱]
مرجانه حجازی [۲و۳]
ناصر احمدبیگی [٤]

**خلاصه**

**مقدمه:** برش‌نگاری بینابی فروسرخ روشی غیرتهاجمی برای نظارت بر تغییرات غلظت خون است. این روش با توجه به مزایای قابل توجهی که در تشخیص غلظت کروموفورهای بافت، کیفیت در تصاویر و سادگی سیستم دارد، محبوبیت زیادی را در بین تجهیزات مورداستفاده در پزشکی یافته است. در بیشتر سامانه‌های تصویربرداری، استفادهٔ همزمان از فیبر به‌عنوان چشمه و آشکارساز باعث ایجاد محدودیت‌هایی ازجمله کاهش در تعداد پروجکشن‌ها و نمونه‌برداری‌ها می‌شود. این محدودیت‌ها نیز منجر به کاهش دقت در تصاویر بازسازی‌شده می‌شوند. در این مطالعه اثر استفاده از لیزر به‌عنوان چشمه و دستگاه بار جفت شده [1] به‌عنوان آشکارساز، بر تعداد پروجکشن‌ها، نمونه‌برداری‌ها و دقت تصاویر بازسازی‌شده مورد بررسی قرار می‌گیرد.

**روش بررسی:** این پژوهش شامل مطالعات شبیه‌سازی و تجربی می‌باشد. ابتدا اثر افزایش پروجکشن‌ها و نمونه‌برداری‌ها بر دقت بازیابی غلظت هموگلوبین به روش شبیه‌سازی با نرم‌افزار NIRFAST ارزیابی شد. سپس جهت اعتبارسنجی نتایج شبیه‌سازی، آزمایش‌های تجربی با تصویربرداری از فانتوم هموگلوبین انجام شد. داده‌ها با استفاده از چهار دایود لیزر و دوربین CCD جمع‌آوری شده‌اند و صحت بازیابی غلظت هموگلوبین در تصاویر بازسازی شده مورد بررسی قرار گرفته است.

**یافته‌ها:** نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد با افزایش تعداد پروجکشن‌ها و آشکارسازها خطا در برآورد غلظت هموگلوبین از ۳۲درصد به ۲درصد کاهش می‌یابد. همچنین نتایج آزمون‌های تجربی نشان می‌دهد با به‌کارگیری این روش میزان بازیابی غلظت هموگلوبین در این روش به ۸۰ درصد مقدار مرجع رسیده است. این مقدار در مقایسه با سامانه‌هایی که از فیبر بهره می‌برند ۱۰ تا ۱۵ درصد بهبود نشان می‌دهد.

**نتیجه‌گیری:** استفاده از دایود لیزر و دوربین CCD به‌همراه افزایش تعداد پروجکشن‌ها و نمونه‌برداری‌ها در برش‌نگاری بینابی فروسرخ باعث بهبود دقت در برآورد غلظت هموگلوبین می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** برش‌نگاری، بینابی، فروسرخ، غلظت، هموگلوبین

۱. کارشناسی ارشد گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲. دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳. دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی مرکز تصویربرداری سلولی-مولکولی بیمارستان امام خمینی(ره)، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۴. استادیار دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

نویسندهٔ مسئول: مرجانه حجازی، تلفن: ۰۹۱۲۴۸۴۱۳۳۹

پست الکترونیک: mhejazi@sina.tums.ac.ir

1. CCD(Charge-Coupled Device)



[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]

## مقدمه

برش‌نگاری بینابی فروسرخ [2] ابزاری غیرتهاجمی در تصویربرداری پزشکی است که برای تشخیص و شناسایی سرطان پستان[۱] و کمّی‌سازی عملکرد مغز[۲] مورد استفاده قرار می‌گیرد. به‌طور معمول در برش‌نگاری بینابی، نور فروسرخ در طول‌موج‌های بین ۶۵۰ تا ۹۵۰ نانومتر به بافت تابانده می‌شود و نور رسیده به مرزهای بافت که "داده‌ی مرزی" نامیده می‌شود برای استخراج پارامترهای عملکردی بافت در رهیافت بینابی مورداستفاده قرار می‌گیرد[۳]. در انواع مختلفی از بافت‌های زیستی اصلی‌ترین کروموفورهایی که در جذب نور فروسروخ مشارکت دارند هموگلوبین و آب هستند. علاوه‌براین ماهیت پراکنندهٔ بافت ارتباط تنگاتنگی با ابعاد و چگالی تعداد پراکننده‌های موجود در بافت دارد[۴]. تصویربرداری بینابی این امکان را فراهم می‌کند که با استفادهٔ همزمان از داده‌های مرزی اندازه‌گیری‌شده در طول‌موج‌های متعدد، غلظت کروموفورهای موجود در بافت را تعیین کنیم[۵و۶]. به این ترتیب برش‌نگاری بینابی فروسرخ روشی غیرتهاجمی برای نظارت بر تغییرات غلظت هموگلوبین خون است.

در سال ۲۰۰۳ سریناواسان و همکاران[۷]، در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند باتوجه به‌اینکه ویژگی‌های پراکندگی در بافت پستان با توجه به عدم یکنواختی بافت متفاوت است، می‌توان از این موضوع برای تصویربرداری نوری از پستان استفاده کرد. در بافت پستان در نواحی چربی رگ‌های خونی کمتر و در غدد، رگ‌های بیشتر و درنتیجه هموگلوبین نیز در نواحی غدد بیشتر است. آن‌ها با توجه به رابطهٔ بین توان پراکندگی ذرات بافت که در ذرات درشت‌تر، کمتر است نشان دادند که بافت چربی ذرات بزرگ‌تر و درنتیجه توان پراکندگی کمتری نسبت به بافت غدد دارد و می‌توان از این ویژگی برای تهیهٔ تصاویر عملکردی از بافت پستان استفاده کرد. در سال ۲۰۰۳ کارلو و همکاران[۸]، در مطالعات خود استفاده از لیزرهای پیوسته در تصویربرداری از بافت را مورد بررسی قرار دادند و نشان دادند که اگرچه استفاده از امواج پیوسته برای محاسبهٔ غلظت هموگلوبین ساده‌ترین و ارزان‌ترین روش است، اما درصورت استفاده از یک طول‌موج در این تکنولوژی، مرحلهٔ معکوس جواب یکتایی ندارد. آن‌ها راه حل این مشکل را استفاده از مجموعه‌ای از داده‌های طیفی که به‌طور هم‌زمان مورد استفاده قرار می‌گیرد، بیان کردند و نشان دادند با استفاده از این رهیافت تداخل بین کروموفورها که در اثر غیریکتایی پاسخ مرحلهٔ معکوس ایجاد شده بود، از بین می‌رود. در روش به‌کارگرفته‌شده توسط او بازسازی تصاویر غلظت هموگلوبین و درصد آب شامل سه گام بود. در گام اول تصاویر به‌وسیلهٔ دو طول‌موج یا بیشتر به‌طور همزمان گرفته می‌شدند. در گام دوم تصاویر مربوط به ضریب جذب در هر طول‌موج به‌طور جداگانه بازسازی می‌شد و در پایان غلظت هموگلوبین و آب از تغییرات بینابی تصاویر مربوط به جذب محاسبه می‌شدند. اما به‌دلیل ماهیت بدنمای [3] مسئلهٔ معکوس در توموگرافی نوری، تصاویر به نویز اندازه‌گیری‌ها و خطاهای سیستمی به‌شدت حساس هستند و این نویز هنگام محاسبهٔ غلظت‌ها از تصاویر تشدید می‌شود[۹]. در سال ۲۰۰۴ لی و همکاران[۱۰]، الگوریتمی را ارائه دادند که با استفاده از داده‌های بینابی مربوط به طول‌موج‌های مختلف به‌طورمستقیم تصویر مربوط به غلظت کروموفورهای بافت و سطح اشباع اکسیژن بافت را بازسازی می‌کرد. او نشان داد با به‌کارگرفتن این الگوریتم نسبت کنتراست به نویز تصاویر به‌میزان قابل‌توجهی افزایش می‌یابد و تداخل کروموفورها نسبت به بازسازی سنتی که در آن تصاویر برای هر طول‌موج به‌طور جداگانه بازسازی و سپس تصاویر طول‌موج به تصاویر غلظت تبدیل‌می‌شوند، کاهش چشمگیری می‌یابد. این روش با توجه به مزایای قابل‌توجهی که در تشخیص غلظت کروموفورهای بافت، کیفیت در تصاویر و سادگی سیستم دارد، محبوبیت زیادی را در بین تجهیزات مورد استفاده در پزشکی یافته است. در سال ۲۰۱۲ در مطالعه‌ای جداگانه که توسط میکائیلسن و همکاران[۱۱] انجام شد، تأثیر خطای ایجادشده در محاسبهٔ ضرایب پراکندگی، در برآورد میزان تراکم هموگلوبین بررسی شد. آن‌ها با استفاده از لیزرهای پالسی مقادیر ضرایب پراکندگی فانتوم معادل بافت را به‌دست آوردند و مقادیر غلظت هموگلوبین را با استفاده از شش طول‌موج مختلف حساب کردند و نشان دادند که ۲۰ درصد خطا در محاسبهٔ ویژگی‌های پراکندگی، بسته به اینکه مقدار ضرایب پراکندگی بیشتر برآورد شده باشد یا کمتر، به‌ترتیب می‌تواند منجر به ۲۲/۶ درصد یا ۳۵/۱ درصد خطا در برآورد غلظت هموگلوبین شود. همچنین محاسبهٔ ضرایب پراکندگی هر نوع از بافت به‌طور جداگانه درمقایسه با هنگامی‌که ضریب پراکندگی همهٔ بافت یکسان درنظر گرفته شود باعث ۳۱ درصد بهبود در برآورد غلظت هموگلوبین می‌شود. اما، در بیشتر سامانه‌های تصویربرداری بینابی برای تاباندن نور به بافت و آشکارسازی نور عبوری یا بازتابی از بافت از فیبر نوری استفاده می‌شود. اما استفاده از فیبر، ما را در افزایش تعداد پروجکشن‌های تصویربرداری محدود می‌کند و دقت در بازسازی تصاویر و درنتیجه تعیین تراکم هموگلوبین بافت را کاهش می‌دهد. با توجه به ماهیت پراکنندهٔ نور افزایش در تعداد نمونه‌برداری‌ها منجر به افزایش داده‌های ورودی و بهبود دقت بازسازی تصاویر بینابی و تعیین هموگلوبین در بافت خواهد شد.

در این مطالعه تصویربرداری بینابی از فانتوم معادل بافت با استفاده از دایود لیزرهایی در چهار طول‌موج مختلف و دوربین CCD در یک هندسهٔ غیرتماسی (بدون تماس با نمونه) که محدودیت در افزایش پروجکشن‌ها را از بین می‌برد، انجام شده و افزایش دقت در بازسازی تصاویر و همچنین تعیین غلظت هموگلوبین با افزایش تعداد پروجکشن‌ها و نمونه‌برداری‌ها مورد بررسی قرار گرفته است.

2. Near Infra-red(NIR) spectral tomography

3. Ill posed

[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]

## روش‌بررسی

### نظریهٔ بینابی

انتشار نور در بافت تا فواصل زیادی به‌خوبی با معادلات دیفیوژن تقریب زده می‌شود. تقریب دیفیوژن که از معادلهٔ انتقال تابش استخراج می‌شود با چشم‌پوشی از تأثیرات ناهمگنی، برای مدل‌سازی انتشار نور در محیط‌های پراکننده‌ای مانند بافت به‌کار می‌رود[۱۲]:

$$-\nabla\cdot k(r,\omega)\nabla\Phi(r,\omega)+\left(\mu_a(r)+\frac{i\omega}{c}\right)\Phi(r,\omega)=q_0(\omega)$$

معادلهٔ ۱

در این رابطه $\Phi$ شار رسیده به سطح بافت، $\omega$ فرکانس مدولاسیون چشمه و c سرعت نور در محیط است. $q_o(\omega)$ چشمهٔ ایزوتروپیکی است که در فاصلهٔ $z\approx\frac{1}{\mu_s'}$ از مرز، درون ماده فرض می‌شود. و $k=\frac{1}{3(\mu_a+\mu_s')}$ ضریب انتشار فوتون است که در محیطی مانند بافت با ضریب پراکندگی بسیار بزرگ‌تر از ضریب جذب به‌صورت $k\approx\frac{1}{3\mu_s'}$ تقریب زده می‌شود که در این روابط $\mu_a$ ضریب جذب و $\mu'_s$ ضریب پراکندگی کاهش یافته است. تقریب انتشار تنها در مناطقی از بافت که دور از مرز هستند و درحالتی‌که چشمه دست‌کم به اندازهٔ یک فاصلهٔ پراکندگی از مرز فاصله داشته باشد، صادق است. در این شرایط و با درنظر گرفتن چشمه با توزیع گاوسی می‌توان پراکندگی درون بافت را ایزوتروپیک درنظر گرفت. درصورت استفاده از چشمه‌های پیوسته $\omega$ برابر صفر می‌باشد و رابطهٔ (۱) به‌صورت زیرنوشته‌می‌شود:

$$\nabla\cdot k\ (r)\nabla\Phi\ (r)-\mu_a(r)\Phi_x(r)=\ -q_0$$

معادلهٔ ۲

حل این معادله با استفاده از روش‌های عددی استاندارد امکان‌پذیر است. یکی از این روش‌های عددی که برای حل این معادله در محیط‌های ناهمگن و با هندسهٔ پیچیده مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش اجزای محدود است. با اعمال شرایط مرزی مناسب، شار مرزی برای توزیع ویژگی‌های نوری مادهٔ مورد نظر، با حل مرحلهٔ فوروارد حاصل می‌شود. در اینجا شرط مرزی نوع سوم یا روبین به‌کار می‌رود:

$$\Phi(\gamma)+\frac{k(\mathrm{r})}{\alpha}\hat{n}.\nabla\Phi(\gamma)=0$$

معادلهٔ ۳

در برش‌نگاری فروسرخ مسئلهٔ معکوس با استفاده از اندازه‌گیری‌های مرزی برای دستیابی به تصویر ویژگی‌های نوری ماده حل می‌شود.

برای کمینه‌کردن تابع حداقل مربعات از روش تکرار نیوتن- رافسون استفاده می‌شود. اگر شار اندازه‌گیری‌شده در سطح بافت را با $\Phi^{M}$ و شار محاسبه‌شده در مرحلهٔ فوروارد را با $\Phi^{C}$ نشان دهیم برای کمینه‌سازی خواهیم داشت:

$$\chi^2=\sum_{i=1}^{M}\left(\Phi_i^m-\Phi_i^c\right)^2\Phi^M$$

معادلهٔ ۴

که در آن M تعداد اندازه‌گیری‌ها در هر طول موج است. معادلات ماتریسی مرتبط با رابطهٔ (۳) به‌صورت زیر خواهد بود:

$$\left(J^TJ+\lambda I\right)\partial\mu=J^T\partial\Phi$$

معادلهٔ ۵

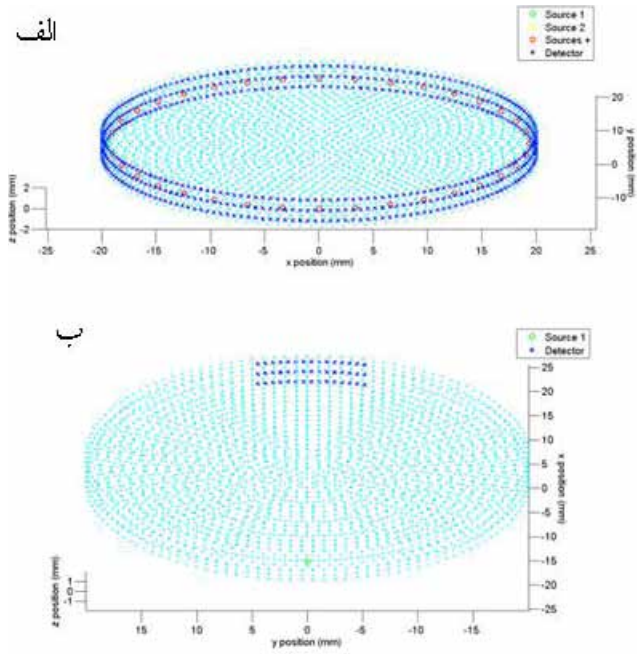
که ماتریس مشتق($\sigma\Phi^c/\sigma\mu$) به‌عنوان ماتریس ژاکوبین(J) شناخته می‌شود و همچنین ماتریس وزنی یا حساسیت نیز نامیده می‌شود. در این مطالعه حل معادلات ذکر شده درمحیط MATLAB و توسط نرم‌افزار NIRFAST صورت گرفت که این نرم‌افزار تکرار محاسبات را تا زمانی که خطا به کمتر از ۲ درصد برسد، ادامه می‌دهد

### مرحلهٔ شبیه‌سازی

برای اجرای مرحلهٔ شبیه‌سازی ابتدا مش سه‌بُعدی به شکل استوانه‌ای با شعاع ۲۰ میلی‌متر و ارتفاع ۵ میلی‌متر ساخته شد. فاصلهٔ گره‌ها در این مش ۱ میلی‌متر درنظر گرفته شد. در اجرای فرآیند شبیه‌سازی از چهار دایود لیزر به طول موج‌های۶۶۵، ۷۸۷، ۸۵۰ و ۸۸۰ نانومتر به‌عنوان چشمه بهره‌گیری شد. ۳۶ چشمه به فاصلهٔ هر ۱۰ درجه در یک ردیف در وسط ارتفاع مش در اطراف آن تنظیم شد. همچنین در اطراف مش در سه ردیف با اختلاف ارتفاع ۱ میلی‌متر و در هر ردیف ۱۸۰ آشکارساز با فواصل۲درجه قرار داده شد(شکل۱). برای هر ۴۵ آشکارساز که دقیقاً در مقابل یک چشمه قرار دارند قابلیت دریافت شار فعال بود و سایر آشکارسازها نسبت به این چشمه غیرفعال تعریف شدند(شکل۲). همچنین در مش اولیه که به‌عنوان مش همگن درنظر گرفته شد، غلظت هموگلوبین به میزان ۲۰ میکرومولار تعیین شد.

سپس یک ناهمگنی با شعاع ۵ میلی‌متر به مرکزی در مکان(۰،۱۰) و با غلظت هموگلوبین ۳۵ میکرومولار در مش ایجاد شد و مرحلهٔ فوروارد برای محاسبهٔ شار رسیده به سطح اجرا شد. با اجرای مرحلهٔ فوروارد شار رسیده به سطح که به‌عنوان حدس اولیه در مرحلهٔ معکوس(بازسازی) مورد استفاده قرار می‌گیرد محاسبه و گام بعدی مرحلهٔ بازسازی تصاویر مش شبیه‌سازی شده است.

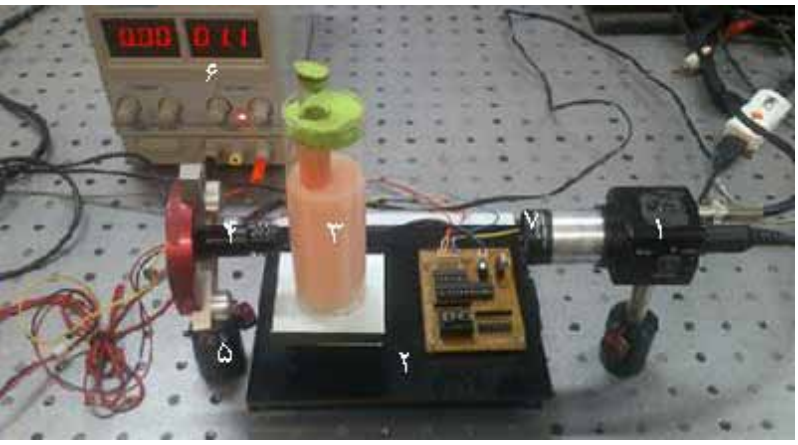
[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]




**شکل۱: الف) موقعیت چشمه‌ها و آشکارسازها در مش. شکل ب) ارتباط هرچشمه با آشکارسازهای مقابل آن**

## بخش تجربی

در ابتدا سیستم تصویربرداری، جهت تهیهٔ تصاویر تجربی برش‌نگاری بینابی طراحی شد (شکل۵). سیستم طراحی‌شده تصاویر خود را در حالت عبوری و با ثبت پرتوهای عبوری و پراکنده توسط آشکارساز غیرتماسی پس از برخورد نور لیزر به نمونه عمل می‌کند. اجزای مورد استفاده در طراحی این سامانهٔ تصویربرداری شامل لیزر (B & W TEK Inc., Newark, DE) در طول‌موج‌های ۶۶۵، ۷۸۷، ۸۵۰ و ۸۸۰ نانومتر، آینه، نگهدارندهٔ نمونه به‌همراه کنترل‌کنندهٔ آن، دوربینCCD و عدسی آبجکتیو است. شدت پرتوی لیزر پس از برخورد به نمونه و عبور از آن در دوربین ثبت می‌شود و اطلاعات دریافتی به‌صورت تصویر دریافت می‌گردد. دوربین CCD(WAT-120N+(CCIR)) در دمای 20- درجهٔ سانتی‌گراد کار می‌کند و با نویز خوانش بسیار پایین قابلیت داده‌گیری در شدت بسیار کم را داراست. در مقابل دوربین یک عدسی آبجکتیو از نوع عدسی دابلت آکرومات (AC254-030-B ،Thorlabs ، US) با قطر ۲/۵۴ سانتی‌متر و فاصلهٔ کانونی مؤثر ۳۰ میلی‌متر قرار گرفته است. جهت آزمون تجربی نتایج ذکر شده در بخش شبیه‌سازی فانتوم معادل بافت تهیه‌شده و ناهمگنی شامل هموگلوبین که با اضافه کردن خون به فانتوم حاصل می‌شود در آن قراردادهشد و توسط چهار دایود لیزر با طول موج‌های ۶۶۵، ۷۸۷، ۸۵۰ و ۸۸۰ نانومتر در ۳۶ نما با فاصلهٔ زاویه‌ای ۱۰ درجه از آن تصویربرداری گردید.




**شکل۲: چینش مورد استفاده برای تهیهٔ تصاویر تجربی. ۱- دوربین CCD ۲- نگهدارندهٔ چرخان فانتوم ۳- فانتوم ۴- لیزر ۵- نگهدارندهٔ لیزر ۶- منبع تغذیه ۷- عدسی کانونی‌کننده**

## ساخت فانتوم و تهیهٔ تصاویر

عبارت فانتوم در تصویربرداری نوری به محیطی اطلاق می‌شود که حاوی موادی با خصوصیات نوری مشابه خصوصیات بافت بدن می‌باشد و جهت شبیه‌سازی بافت موجود زنده به‌کار می‌رود. در این مطالعه برای ساخت فانتوم از ترکیب اینترالیپید۱۰ درصد (لیپوفاندین [4]، MCT / LCT)، آب و خون کامل انسان استفاده شده است. اینترالیپید یک سرم دارویی متشکل از روغن لوبیای سویا یا آفتابگردان و درواقع مخلوطی از تری‌گلیسریدهای خنثی و عمدتاً اسیدهای چرب است و عملکرد آن در فانتوم، ایجاد پراکندگی نوری معادل بافت است. محلولی شامل اینترالیپید ۱ درصد برای ایجاد پراکندگی معادل بافت مناسب است[۱۳]. با اضافه کردن خون انسان با غلظت‌های متفاوت جهت ایجاد ویژگی جذب نور، تصاویری از فانتوم شامل ناهمگنی تهیه می‌کنیم. غلظت‌های خون در فانتوم به‌کاررفته در این مطالعه عبارت‌از فانتوم کنتراست مثبت و فانتوم کنتراست منفی است که در فانتوم کنتراست مثبت غلظت هموگلوبین در زمینهٔ ۲۴ میکرومولار و در ناهمگنی ۴۸ میکرومولار و در فانتوم کنتراست منفی غلظت هموگلوبین در زمینهٔ ۲۳۰ میکرومولار و در ناهمگنی ۱۱۰ میکرومولار بوده است. محلول خون و اینترالیپید پس از آماده‌سازی در یک استوانهٔ پلکسی‌گلاس به قطر ۴۰ میلی‌متر ریخته شد و یک استوانهٔ پلکسی‌گلاس به قطر ۱۰ میلی‌متر شامل محلول ناهمگنی نیز درون آن قرار داده شد. موقعیت مرکز ناهمگنی به فاصلهٔ ۱۰ میلی‌متر از مرز خارجی فانتوم در موقعیت ۲۷۰ درجه درنظر گرفته شد. سپس نمونه برروی یک موتور پله‌ای که در هر گام ۱۰ درجه چرخش داشت گذاشته شد و در هر گام یک تصویر تهیه گردید. در پایان، تصاویر توموگرافیک تهیه‌شده توسط دوربین با نوشتن کدهایی در محیط MATLAB به‌شدت تبدیل شد و به‌عنوان داده‌های مرحلهٔ فوروارد تجربی($\Phi^M$) استفاده شد.

3. Lipofundin

[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]

### ارزیابی آماری

جهت بررسی کیفیت، تصویر بازسازی شدهٔ ارزیابی آماری به کمک نرم‌افزارهای اکسل و MATLAB انجام شده است و پارامترهای CRC(Contrast Recovery Coefficient)، CNR (Contrast to Noise Ratio) و Dice مورد بررسی قرار گرفتند.

CRC یا فاکتور بازیابی کنتراست با رابطهٔ ۶ معرفی می‌شود:

$$CRC = \frac{(Contrast)_{meas}}{(Contrast)_{theor}} = \frac{(\frac{S}{B})_{meas} - 1}{(\frac{S}{B})_{theor} - 1}$$

معادلهٔ ۶

در این رابطه S وB به‌ترتیب میانگین سیگنال در ناهمگنی و میانگین سیگنال در زمینه هستند. میزان غلظت بازسازی‌شده و مقدار غلظت شبیه‌سازی شده است. ضریب بازیابی کنتراست هرچه به ۱(۱۰۰ درصد) نزدیک‌تر باشد نشان‌دهندهٔ دقت در تصاویر بازسازی شده است. معیار مورد استفادهٔ دیگر، فاکتور Dice است که Dice پارامتری برای ارزیابی صحت بازسازی موقعیت مکانی ناهمگنی می‌باشد.

$$Dice = \frac{2|rROI \cap ROI|}{|rROI| + |ROI|}$$

معادلهٔ ۷

در رابطهٔ فوق $rROI$ بازسازی از ناحیهٔ ناهمگنی می‌باشد که شامل المان‌های دارای مقدار بیش از ۵۰ درصد بیشترین غلظت به‌دست‌آمده از بازسازی است.

دیگر معیاری که برای ارزیابی کیفیت تصاویر بازسازی‌شده به‌کار می‌رود، محاسبهٔ CNR بوده است. CNR نسبت کنتراست به نویز در تصاویر بازسازی شده می‌باشد.

$$CNR = \frac{|C_{ROI} - C_{BCK}|}{\sigma}$$

معادلهٔ ۸

در این رابطه $C_{ROI}$ میانگین غلظت به‌دست‌آمده برای هر کروموفور در ناهمگنی و $C_{BCK}$ میانگین غلظت به‌دست‌آمده برای هر کروموفور در زمینه و σ، انحراف از معیار (نویز) است.

## یافته‌ها

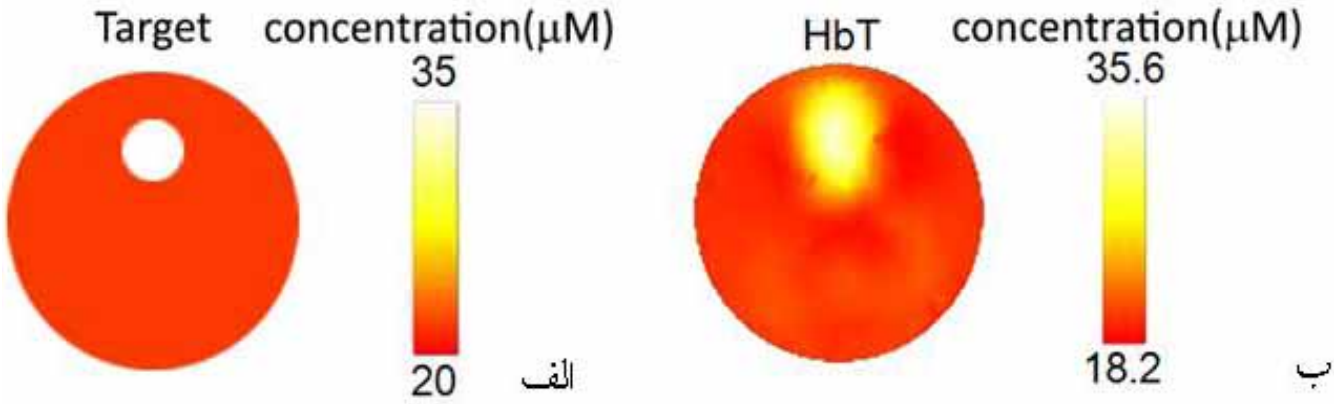
### ۳-۱) نتایج شبیه‌سازی

پس از ساخت مش سه‌بُعدی و افزودن چشمه‌ها و آشکارسازها به اطراف آن و انجام مرحلهٔ فوروارد، داده‌های مرزی که به‌عنوان حدس اولیهٔ مرحلهٔ معکوس مورد نیاز هستند، به‌دست‌آمد و بازسازی تصاویر به کمک نرم‌افزار NIRFAST انجام شد که که در ادامه، تصویر حاصل از اجرای مرحلهٔ معکوس پس از نوزدهمین تکرار مشاهده می‌شود (شکل۳).

همان‌طورکه مشاهده می‌شود مقدار هموگلوبین در ناهمگنی که با رنگ زرد مشخص شده است در بیشینهٔ مقادیر ۳۵/۶ میکرومولار است که توافق بسیار خوبی با مقدار مرجع(۳۵ میکرومولار) دارد. میزان خطا در بازیابی غلظت هموگلوبین در این شبیه‌سازی ۲ درصد محاسبه شده است.

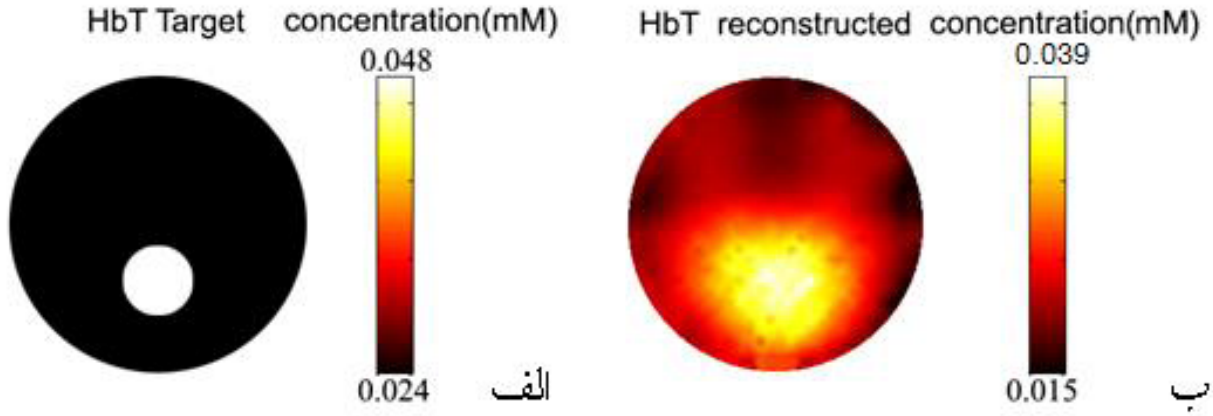
### ۳-۲) نتایج تجربی

در این مرحله مقدار ۲cc خون با غلظت هموگلوبین ۵۱/۶ gr / dlit با ۹۸cc اینترالیپید ۱ درصد مخلوط شد و فانتوم هموگلوبین با غلظت ۴۸میکرومولار تهیه شد. سپس مقداری از این محلول با مقدار مساوی از محلول اینترالیپید۱ درصد مخلوط شد و فانتوم هموگلوبین با غلظت ۲۴میکرومولار تهیه شد که از آن به‌عنوان زمینهٔ فانتوم استفاده شد و از محلول هموگلوبین ۴۸ میکرومولار به‌عنوان ناهمگنی در موقعیت




**شکل۳: الف) جایگاه ناهمگنی در مش. ب) تصویر حاصل از بازسازی تصویر مش شامل ناهمگنی و غلظت کلی هموگلوبین در مرحلهٔ شبیه‌سازی**

[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]



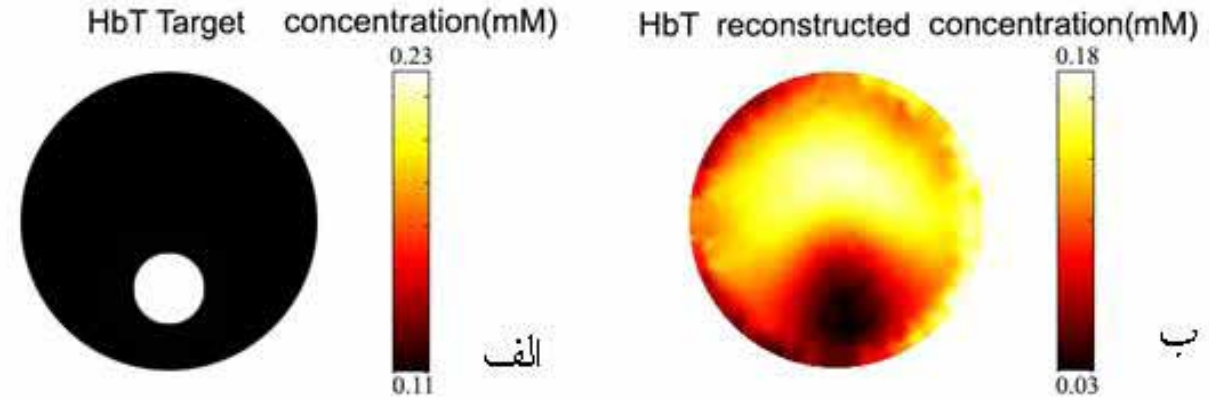

**شکل۴: الف) جایگاه ناهمگنی در فانتوم با کنتراست مثبت. ب) تصویر بازسازی شده از غلظت هموگلوبین در فانتوم با کنتراست مثبت**

۲۷۰ درجه (ساعت۶) استفاده شد. ناهمگنی استوانه‌ای به قطر ۱۰ میلی‌متر بود که درون استوانه‌ای به قطر ۴۰ میلی‌متر قرار داده شد. سپس نمونه در جایگاه مخصوص در سامانه قرار گرفت و تصاویر توموگرافیک آن با استفاده از ۴ طول‌موج ۶۶۵، ۷۸۷، ۸۵۰ و ۸۸۰ نانومتر تهیه شد. پس‌از تصویربرداری و استخراج شدت از تصاویر با استفاده از نرم‌افزار NIRFAST تصویر فانتوم بازسازی شد که نتیجهٔ آن در شکل ۴ ب مشاهده می‌شود.

مشاهده می‌شود که کنتراست موجود در فانتوم در تصویر به‌خوبی مشهود است و نسبت کنتراست به نویز تصویر حاصل ۳/۲۶ و ضریب بازیابی کنتراست ۰/۶۸ محاسبه شدند. نسبت سیگنال به نویز ۴۵/۳۰ دسی بل، فاکتور دایس برای تصویر بازسازی‌شده برابر۱ به‌دست آمده است که نشان می‌دهد کلیهٔ المان‌های واقع‌در ناحیهٔ ناهمگنی غلظت بیش از نصف مقدار مرجع را دارا می‌باشند.

درادامه، فانتوم غیرهمگن هموگلوبین با استفاده از ترکیب هموگلوبین و اینترالیپید۱ درصد با کنتراست منفی تهیه شد و تصاویر توموگرافیک آن با استفاده از ۴ طول‌موج ۶۶۵، ۷۸۷، ۸۵۰ و ۸۸۰ نانومتر تهیه شد. ناهمگنی در موقعیت ۲۷۰ درجه(ساعت۶) قرار داده شد و غلظت هموگلوبین در آن تقریباً نصف غلظت هموگلوبین زمینه درنظر گرفته شد. به‌طوری‌که غلظت هموگلوبین در ناهمگنی ۱۱۰ میکرومولار و غلظت هموگلوبین در زمینهٔ فانتوم ۲۳۰ میکرومولار درنظر گرفته شد. نتیجهٔ بازسازی تصاویر در شکل ۵ ب مشاهده می‌شود.

در این مورد نیز مشاهده می‌شود که کنتراست موجود در فانتوم در تصویر به‌خوبی مشهود است. نسبت کنتراست به نویز در تصویر بازسازی شده ۶ و ضریب بازیافت کنتراست ۰/۶۳ محاسبه شده است. نسبت سیگنال به نویز ۳۴/۸۴ دسی‌بل و همچنین فاکتور دایس برای تصویر حاصل ۰/۹۴ به‌دست آمد که نشان می‌دهد ۹۴ درصد از المان‌های واقع‌در ناحیهٔ ناهمگنی غلظت بیش از نصف مقدار مرجع را دارا می‌باشند.




**شکل۵: الف) جایگاه ناهمگنی در فانتوم با کنتراست منفی. ب) تصویر بازسازی شده از غلظت هموگلوبین در فانتوم با کنتراست منفی**

[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]

## بحث و نتیجه‌گیری

هـدف اصلی این مطالعـه تعیین تراکم هموگلوبین بافت با اسـتفاده از الگوریتم بازسازی بینابی نوری فروسرخ به‌روش المان محدود می‌باشد. به این منظور با اسـتفاده از نرم‌افـزار NIRFAST، تصاویر حاصل از فانتوم هموگلوبین با کنتراسـت مثبت و منفی بازسازی شد و با محاسبهٔ نسبت کنتراسـت به نویز و ضریب بازیابی کنتراسـت تصاویر، توانایی این روش تصویربرداری در به تصویر کشیدن تراکم هموگلوبین در بافت بررسی شد. دهقانی و همکاران [۱۲] نیز نمونه‌هایی از شبیه‌سازی غلظت هموگلوبین در سـال ۲۰۰۹ ارائه داده‌اند. مطالعهٔ ایشـان با استفاده از هندسهٔ تماسی شامل ۱۶ فیبر و با استفاده از طول‌موج‌های ۶۶۱، ۷۳۵، ۷۶۱، ۷۸۵، ۸۰۸ و ۸۲۶ نانومتر انجام شـده اسـت. نتایج مطالعات ایشان نشان می‌دهد که در شبیه‌سـازی سه‌بُعدی محل تومور به‌درستی تعیین شده است و غلظت هموگلوبین در شبیه‌سازی حدود ۶۶ درصد مقدار قابل انتظار به‌دست آمده است به‌طوری‌که از مقدار غلظت هموگلوبین ۴۰ میکرومولار در ناهمگنی مرجع، مقدار بازیابی‌شـده در شبیه‌سازی سـه‌بُعدی ۲۷ میکرومولار بوده اسـت که ۳۳ درصد تفاوت نسـبت بـه غلظت هموگلوبیـن در ناهمگنی مرجع نشان می‌دهد. مقادیر بازیابی‌شده در روند شبیه‌سازی سه‌بُعدی در مطالعهٔ پیش رو غلظت هموگلوبین بازیابی‌شـده ۳۵/۶ میکرومولار بود که ۱۰۱ درصـد غلظت هموگلوبین مرجع (۳۵ میکرومولار) اسـت که بهبود قابل ملاحظه‌ای را در دقت بازسـازی نشان می‌دهد. به‌طوری‌که تفاوت در غلظـت هموگلوبین در ناهمگنی مرجع و تصویر بازسـازی شـده۱ درصد می‌باشد. با توجه به این‌که در هندسهٔ به‌کاررفته توسط دهقانی و همکاران از ۱۶ فیبر اسـتفاده شده‌اسـت که در هر پروجکشـن یک فیبر به‌عنوان چشـمه و ۱۵ فیبر دیگر به‌عنوان آشکارساز استفاده می‌شوند، درمجموع تصاویر با اسـتفاده از داده‌های مربوط به ۱۶ پروجکشـن تهیه می‌شـوند امـا در هندسـهٔ توموگرافیک به‌کاررفتـه در این مطالعـه تصاویر در ۳۶ پروجکشن تهیه می‌شـوند و داده‌های مربوط به شدت، در هر پروجکشن از ۴۵ آشکارساز در میدان دید ۳۰ درجهٔ مقابل هر چشمه تهیه می‌شوند. به‌این‌ترتیـب با افزایش تعداد پروجکشـن و تعـداد نمونه‌برداری دقت در بازسـازی مقادیر غلظت کروموفورها افزایش یافته است. در مطالعاتی که در سـال ۲۰۱۲ توسط کریشناسوامی و همکاران [۱۴] دربارهٔ اندازه‌گیری غلظت هموگلوبین در فانتوم جامد معادل بافت شـامل آگارز، اینترالیپید، خون و محلول بافر نمکی و با استفاده از لیزرهای پیوسته با طول‌موج‌های ۶۶۰، ۷۸۵، ۸۰۸، ۸۳۰، ۸۵۲، ۹۰۵ و ۹۴۰ نانومتـر انجـام شـد، غلظت هموگلوبیـن بازسـازی شـده در زمینهٔ فانتـوم ۷۳ درصد مقـدار مرجع هموگلوبین گزارش شده است. میکائیلسن و همکاران [۱۳] در مطالعه‌ای که در سـال ۲۰۱۴ انجام شد، غلظت هموگلوبین بازسازی شده از فانتوم را ۷۰ درصـد مقدار مرجع آن گزارش کرده‌اند. در مطالعهٔ پیش رو غلظت بازیابی شدهٔ هموگلوبین در فانتوم کنتراست مثبت ۸۱ درصد و در فانتوم کنتراسـت منفی ۷۸ درصد مقدار مرجع ناهمگنی به‌دسـت آمده اسـت.

نتایج حاصل نشـان می‌دهد که اسـتفاده از دوربین CCD با امکان تهیهٔ تصاویر در پروجکشـن‌های متعدد و نمونه‌برداری بیشتر از تصاویر نسبت به تصاویری که با اسـتفاده از فیبر به‌دسـت می‌آیند، دقت در بازسـازی تصاویر را به میزان ۱۰ تا ۱۵ درصد بهبود می‌بخشـد. تحقیقات بیشتر در این زمینه با بررسـی تصحیح فضای آزاد برای شدت ثبت‌شده در دوربین CCD قابل انجام است.

## تشکر و قدردانی

نگارنده بر خود لازم می‌داند مراتب سـپاس و قدردانی خود را از حمایت مادی و معنوی دانشـگاه علوم پزشـکی تهران و مرکـز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی ابراز کند.

[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]

## References


**1.** Gibson A, Hebden J, Arridge SR. Recent advances in diffuse optical imaging. Physics in medicine and biology, 2005; 50: R1.

**2.** Zeff BW, White BR, Dehghani H, Schlaggar, BL, Culver JP. Retinotopic mapping of adult human visual cortex with high-density diffuse optical tomography. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2007; 104: 12169-74.

**3.** Srinivasan S, Pogue BW, Brooksby B, Jiang S, Dehghani H, Kogel C. Near-infrared characterization of breast tumors in vivo using spectrally-constrained reconstruction. Technology in cancer research & treatment, 2005; 4: 513-26.

**4.** Wang X, Pogue BW, Jiang S, Dehghani H, Song X, Srinivasan S. Image reconstruction of effective Mie scattering parameters of breast tissue in vivo with near-infrared tomography. Journal of biomedical optics, 2006; 11: 041106-13.

**5.** Corlu A, Choe R, Durduran T, Lee K, Schweiger M, Arridge SR. Diffuse optical tomography with spectral constraints and wavelength optimization. Applied optics, 2005; 44: 2082-93.

**6.** Eames ME, Wang J, Pogue BW, Dehghani H. Wavelength band optimization in spectral near-infrared optical tomography improves accuracy while reducing data acquisition and computational burden. Journal of biomedical optics, 2008; 13: 054037-9.

**7.** Srinivasan S, Pogue BW, Jiang S, Dehghani H, Kogel C, Soho S. Interpreting hemoglobin and water concentration, oxygen saturation, and scattering measured in vivo by near-infrared breast tomography. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2003; 100: 12349-54.

**8.** Corlu A, Durduran T, Choe R, Schweiger M, Hillman E, Arridge SR. Uniqueness and wavelength optimization in continuous-wave multispectral diffuse optical tomography. Optics letters, 2003; 28: 2339-41.

**9.** Dehghani H, Leblond F, Pogue BW, Chauchard F. Application of spectral derivative data in spectral near infrared tomography. in SPIE BiOS, 2011: 78960I-7.

**10.**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: 256-8.

**11.**Michaelsen K, Krishnaswamy V, Pogue BW, Poplack SP, Paulsen KD. Near-infrared spectral tomography integrated with digital breast tomosynthesis: Effects of tissue scattering on optical data acquisition design. Medical physics, 2012; 39: 4579-87.

**12.**Dehghani H, Eames ME, Yalavarthy PK, Davis SC, Srinivasan S, Carpenter CM. Near infrared optical tomography using NIRFAST: Algorithm for numerical model and image reconstruction. Communications in numerical methods in engineering, 2009; 25: 711-32,.

**13.**Michaelsen KE. Combined Digital Breast Tomosynthesis and Near-infrared Spectral Tomography for Breast Lesion Characterization. Dartmouth College Hanover, New Hampshire, 2014.

**14.**Krishnaswamy V, Michaelsen KE, Pogue BW, Poplack SP, Shaw I, Defrietas K. A digital x-ray tomosynthesis coupled near infrared spectral tomography system for dual-modality breast imaging. Optics express, 2012; 20: 19125-36.


[ Downloaded from icml.ir on 2026-11-03 ]