لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۷، دوره ۵، شماره ۳و۴

مقاله پژوهشی

بررسی ارزیابی خصوصیات تصویر نوری حاصل از فلورفورهای با طول موج تابشی در ناحیه مادون قرمز واقع درعمق‌های مختلف فانتوم معادل بافت بیولوژیک با استفاده از روش بازتابشی

حامد شوقی [۱]
مرجانه حجازی [۲و۱]
محمد علی عقابیان [۲و۱]
رضا مسعودی [۳]
هانیه محمدرضا [۲]
افشان شیرکوند [۲]

[۱] دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، تهران ایران
[۲] دانشگاه علوم پزشکی تهران، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران
[۳] دانشگاه شهید بهشتی، پژوهشکده لیزر و پلاسما، تهران، ایران

نویسنده مسئول: مرجانه حجازی
mhejazi@sina.tums.ac.ir

خلاصه

تصویر برداری فلورسانس در مد بازتابشی (FRI) جهت آشکارسازی چشمه های فلورسانس در بافت بیولوژیک بکار می رود. محدودیت عمده سیستم‌های FRI، عمق کم تصویربرداری به علت جذب بالای پرتوهای نوری توسط بافت‌های بیولوژیک حاوی هموگلوبین و اکسی هموگلوبین در محدوده طول موج مرئی ۴۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر می باشد. هدف از این مطالعه، تعیین خصوصیات تصاویر FRI شامل تابع نقطه گستر (PSF) وابسته به عمق و توان تفکیک در ناحیه طول موج ۶۳۵ نانومتر می باشد. در این تحقیق یک سامانه FRI طراحی و فانتوم معادل بافت طراحی و پیاده سازی گردید. سپس تصاویر FRI به ازای ضخامت های مختلف (d) فانتوم بر روی منابع کروی فلئورسنت تهیه شدند. این تصاویر از تصویر اصلی واپیچش (deconvolve) گشتند تا PSF وابسته به عمق بدست آید. PSF حاصل شده بصورت نظری با استفاده از حل معادله پخش (diffusion) برای یک منبع کروی در یک محیط یکنواخت نامحدود ارزیابی شد. توان تفکیک سامانه FRI با توجه به معیار رایلی تا عمق ۳ میلی متر محاسبه گشت. نتایج بدست آمده نشان می دهد که سامانه FRI می تواند عمق منبع نقطه ای با قطر ۲ میلیمتر را با خطای نسبتا کمی در عمق ۲ تا ۵ میلیمتر تخمین بزند و همچنین منابع نقطه ای با قطر داخلی ۲ میلیمتر به فاصله ۴ میلیمتر واقع در عمق ۳ میلی متر را بوضوح تفکیک کند و بنابراین می تواند در کاربردهای تصویربرداری سطحی مورد استفاده قرار گیرد.

مقدمه

تصویر برداری نوری با استفاده از پرتو غیریونیزان به عنوان روش تشخیصی غیرتهاجمی در پزشکی به طور گسترده مورد استفاده قرار گرفته است [۱]. هم اکنون از این سامانه به منظور تصویر برداری از حیوانات کوچک، تصویربرداری از گره لنفاوی در حین جراحی و درماتولوژی استفاده می شود [۲]. امروزه روشهای نوین توموگرافی نوری پخشی [۱] و توموگرافی همدوس نوری [۲] بطور گسترده ای در حال پیشرفت می باشند [۳]، اما در بین این روش ها، فقط تصویربرداری نوری در مد بازتابشی قابلیت تصویربرداری از قسمتهای ضخیم بدن را دارد [۳]. در این روش ضایعه مورد نظر توسط ماده فلئورسنت نشاندار می شود. پس از تحریک ماده فلورسنت توسط پرتو لیزر، توزیع پرتوهای فلئورسنت تابش شده توسط دوربین CCD از همان سمت لیزر فرودی دریافت می گردد و اطلاعات توسط رایانه مورد تجزیه و تحلیل قرار می گیرد. تصویربرداری در مد بازتابشی در سال ۲۰۰۳ توسط وایسلدر و همکاران وی [۲] معرفی شد. سپس خصوصیات تصویر در مد بازتابشی شامل PSF و توان تفکیک مورد بررسی قرار گرفت [۳]. برای این کار ابتدا معیار تئوری تابع نقطه گستر بر حسب عمق با استفاده از حل معادله پخش PSF بدست آمد. تابع بدست آمده توسط روشهای تجربی مورد تائید قرار گرفت. در این تحقیق یک سامانه تصویربرداری با استفاده از طول موج ۶۳۵ نانومتر با عمق نفوذ مناسب طراحی و پیاده سازی شده است. دلیل استفاده از این طول موج آن است که محدودیت عمده سیستم‌های FRI، عمق کم تصویربرداری به علت جذب بالای پرتوهای نوری توسط بافت‌های بیولوژیک حاوی هموگلوبین و اکسی هموگلوبین در محدوده طول موج مرئی ۴۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر می باشد [۴]. به منظور پیاده سازی سیستم از یک لیزر دیود با طول موج ۶۳۵ نانومتر و یک دوربین CCD حساس و فیلتر بالاگذر مناسب استفاده شده است. اما ضروری است

1- Diffuse optical tomography
2- Optical coherent tomography

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

قبل از کاربرد این سامانه تصویربرداری در کلینیک، خصوصیات سیستم تصویر برداری از جمله PSF و قدرت توان تفکیک مورد ارزیابی قرار گیرد.

به همین خاطر هدف از انجام این طرح تعیین خصوصیات تصویر سامانه تصویر برداری نوری در مد بازتابشی است. نتایج حاصل از آزمایشات به عمل آمده بر روی فانتوم معادل بافت و ارزیابی خصوصیات آن نشان می دهد که سامانه فوق می تواند جهت ارزیابی‌های بالینی توسعه یابد.

خصوصیات تصاویر سامانه تصویربرداری نوری

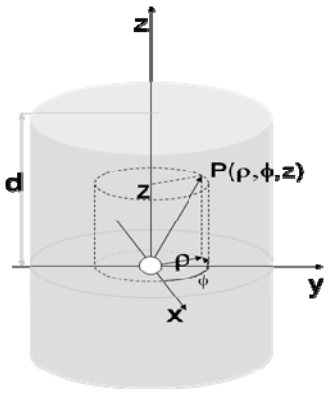
خصوصیات تصاویر سامانه های تصویر برداری نوری شامل PSF و توان تفکیک است. در این نوع سامانه، PSF توزیع شدت ناهمگن پرتو نوری رسیده به سطح بافت تعریف می شود. بنا به این تعریف، PSF توسط تغییرات پهنای آن بر حسب تغییر عمق در فانتوم معادل بافت به صورت تجربی بدست آمد.

اندازه گیری PSF

هنگامی که از یک چشمه ی نقطه ای بصورت دو بعدی تصویر برداری می شود، تصویر بدست آمده نقطه ای نخواهد بود. بلکه بصورت دیسک ایری است. این دیسک شامل یک دیسک مرکزی و حلقه های هم مرکز می باشد. در این مقاله ابتدا مبانی استنتاج نظری PSF و سپس اندازه گیری تجربی PSF توضیح داده می شوند.

مبانی استنتاج نظری PSF

در مدل نظری مختصات هندسی مطابق شکل شماره ۱ در نظر گرفته شد. در این شکل ملاحظه می گردد که یک چشمه نقطه ای نور در مرکز سیستم مختصات استوانه ای متقارن کروی قرار گرفته است. در این سیستم مختصات، PSF بصورت توزیع مکانی شدت نور در سطح ماده پراکننده (z=d) تعریف می شود.



شکل ۱- هندسه مدل تئوری. یک چشمه نقطه ای که در مرکز سیستم مختصات استوانه ای (ρ,d) قرار گرفته است.

شدت نور در سطح نمونه شامل مولفه مستقیم و جزء پراکنده است. جزء پراکنده با استفاده از تقریب پخش در مورد معادله ی ترابرد بدست آمده است (۵). معادله پخش برای چشمه نقطه ای بصورت زیر تعریف می شود (۶) :

$$D\nabla^2\phi(r)-\mu_a\phi(r)=-S(r) \quad \text{(معادله ۱)}$$

که در آن $\phi(r)$ آهنگ شاریدگی و μ_a ضریب جذب و D ثابت پخش است و بصورت زیر تعریف می شود:

$$D=\frac{1}{3(\mu_a+\mu_s')} \quad \text{(معادله ۲)}$$

در معادله ۲ μ_s' ضریب پراکندگی کاهش یافته است. حل عمومی معادله ۱.به صورت زیر است (۲):

$$\phi_d(\bar{r})=\frac{3P_0}{(4\pi)}(\mu_s'+\mu_a)\frac{\exp(-\kappa_d r)}{r} \quad \text{(معادله ۳)}$$

از طرفی شار خالص انرژی[3] بصورت زیر تعریف می شود:

$$F(r)=-D\nabla\phi(\vec{r}) \quad \text{(معادله ۴)}$$

و در نهایت پهنای PSF بصورت زیر بدست آمده است:

(معادله ۵)

$$L(\bar{r},\bar{s})=\frac{3P_0}{(4\pi)^2}((\mu_s'+\mu_a)+[\kappa_d+\frac{1}{(\rho^2+d^2)^{1/2}}]\times\frac{d}{(\rho^2+d^2)^{1/2}})\times\frac{\exp[-\kappa_d(\rho^2+d^2)^{1/2}]}{(\rho^2+d^2)^{1/2}}$$

در معادله ۵، ρ و d به ترتیب فاصله ی شعاعی از محور z و عمق چشمه ی نقطه ای از سطح محیطی پراکنده کننده می باشند. تقریب پخش هنگامی معتبر است که ضخامت محیط پراکننده بسیار بیشتر از طول مسیر آزاد میانگین یا $1/\mu_s'$ باشد.

توان تفکیک مکانی

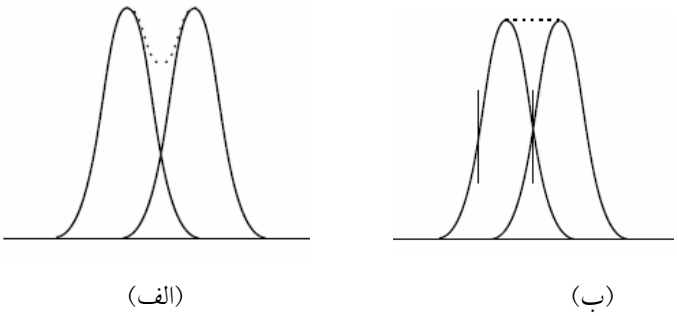
توان تفکیک یک سامانه تصویر برداری به صورت توانائی جداسازی تصویرهای دو جسم نقطه ای در همسایگی هم تعریف می شود. به بیان دیگر، در یک سامانه تصویر برداری به کمترین فاصله δx برای تشخیص دو جسم نقطه ای با کنتراست معین، حد تفکیک پذیری و به $\frac{1}{\delta x}$ توان تفکیک[4] سیستم گفته می شود. برای مقایسه توانایی

3- Net energy flux
4- Resolving power

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

عملکرد سامانه های مختلف تصویر برداری در تفکیک دو جسم معمولا از معیار رایلی استفاده شد. بر طبق این معیار دو تصویر در صورتی قابل تشخیص هستند که بیشینه شدت طرح پراش یکی روی نخستین کمینه شدت طرح پراش دیگری منطبق شود (شکل شماره ۲). همانطور که در شکل شماره ۲- الف دیده می شود این دو طرح در نقطه ای همدیگر را قطع می کنند که مجموع شدت در آن نقاط به ۷۴ درصد شدت بیشینه می رسد. این شدت بیشینه معیار تعریف توان تفکیک است [۷].

به همین منظور برای بررسی توان تفکیک سیستم تصویر برداری، دو منبع نقطه ای حاوی کوانتوم دات با قطر۲ میلیمتر به فاصله ۴ میلیمتر از یکدیگر قرار گرفتند. آنگاه لایه با ضخامت ۳ میلیمتر بر روی آنها قرار داده شد و تصاویر منابع نقطه ای توسط سیستم تصویر برداری تهیه گشت. در نهایت منحنیهای گوسی جهت تعیین قدرت تفکیک فضایی سیستم، بر روی توزیع شدت فلورسانس برازش شدند.



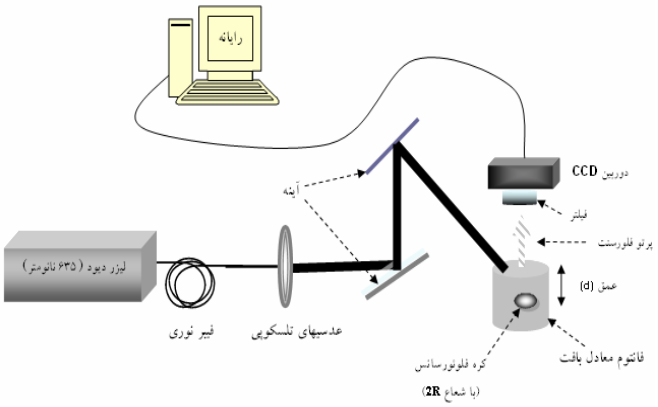
شکل ۲- الف) شدت رسم شده دو دیسک ایری که توسط معیار ریلی از هم جدا شده اند. ب) دو دیسک ایری که توسط FWHM از هم جدا شده اند

مواد و روشها

به منظور بررسی خصوصیات تصویر سامانه تصویربرداری نوری در مد بازتابشی، ابتدا چینش اپتیکی مناسب طراحی و ساخته شده است (شکل شماره ۳). همانطور که در شکل شماره ۳ نشان داده شده است قطعات مورد استفاده در سامانه طراحی شده شامل لیزر دیود ۱۵ وات شامل دیود هدایتگر ۶۳۵ نانومتر با توان ۵ میلی وات (Diomed, 15 W,England)، عدسی‌های تلسکوپی، آینه‌ها، فیلتر بالاگذر (Edmund Optics, USA) و یک دوربین CCD حساس (Watec 120-N+, Japan) می باشند. سپس به منظور ارزیابی خصوصیات تصویر، سامانه به صورت تجربی در مد بازتابشی فانتوم معادل بافت ساخته شده است. برای ساخت فانتوم مورد نظر، آگارز ۱٪ (BioGene Ltd, Cambridgeshire, UK)، ۲۴ میلی‌لیتر اینترالیپید ۱۰٪ (Pharmaceutical Fresenius Kabi Co., Lt, Sweden) و ۱۸ میکرو لیتر جوهر هندی (pelican 4001) ترکیب شده است [۸]. خصوصیات نوری فانتوم توسط دستگاهی بنام اکسیمتر[5] (Oxiplex TS, ISS Isnc, Champaign, IL) در فضای فرکانسی اندازه گیری گردیده است. در نتیجه ضریب پراکندگی کاهش یافته بافت ۸/۱ بر سانتی متر و ضریب جذب ۰/۱۱ بر سانتی‌متر در طول موج تابشی ۶۳۵ نانومتر بدست آمده است.

اندازه گیری تجربی PSF :

به منظور اندازه گیری تجربی، منابع نقطه ای به قطر ۲ میلی متر تهیه شد. این منبع شامل کره پلاستیک شفاف حاوی ایندوسیانین سبز[6] و کوانتوم دات[7] بود. این مواد فلئورسنت دارای طول موج تابشی در محدوده فروسرخ بودند. سپس بر روی منبع نقطه ای برش های ۲ تا ۵ میلیمتر از فانتوم معادل بافت قرار داده شد. از هر لایه از منبع نقطه‌ای تصویر تهیه شده است. در هر تصویر توزیع پرتوهای پراکنده رسیده به سطح لایه مورد نظر بدست آمده است. به این توزیع منحنی گوسی برازش شده و پهنای در نیم بیشینه ارتفاع[8] به عنوان پهنایPSF محاسبه گردیده است. سپس مقادیر تجربی با داده های مرجع مبتنی بر حل معادله پخش (۲) مقایسه شده اند.



شکل ۳- نمای شماتیک از چیدمان سامانه تصویر برداری اپتیکی در مد بازتابشی

نتایج

به منظور اندازه گیری تجربی تابع نقطه گستر از دو ماده فلورسنت ایندوسیانین سبز و کوانتوم دات استفاده شده است. پهنای تابع نقطه گستر ابتدا بصورت نظری و سپس بصورت تجربی بدست آمد. پهنای تابع نقطه گستر بر حسب عمق مطابق با معادله ۵ بصورت نظری بدست آمده است.

5 -oximeter
6- Indocyanine Green (ICG)
7 - Quantum Dot (QD)
8 - Full Width at half Maximum (FWHM)

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

پس از تهیه برشهای فانتوم و تهیه تصویر از هر لایه، نتایج مربوط به پهنای PSF بدست آمده است (جدول شماره ۱). در جدول شماره ۱ ملاحظه می گردد که FWHM نظری به عنوان داده مرجع با FWHM تجربی مقایسه شده است. به علاوه چون PSF سامانه تصویربرداری تابع عمق هستند، لذا عمق مربوط به هر FWHM آن نیز با استفاده از داده های مرجع بازسازی شده است. بدین ترتیب که با استفاده از نمودار داده های مرجع و با روشی معکوس، به ازای FWHM تجربی که در ستون سوم جدول شماره ۱ موجود است، مقدار FWHM را بر روی منحنی تئوری مرجع قرار داده و آنگاه عمق تجربی متناظر با آن بدست می آید. در ستون پنجم درصد خطای عمق تجربی بدست آمده نسبت به عمق مرجع نیز ملاحظه می گردد. همانطور که در جدول شماره ۱ مشاهده می شود، متوسط درصد خطا برای منبع نوری حاوی کوانتوم دات در عمق های بیشتر از ۱ میلیمتر ۹ درصد است. در مورد ایندوسیانین سبز تغییرات FWHM تجربی با مقادیر FWHM نظری برحسب تغییرات عمق در جدول شماره ۲ مشاهده می گردد.

در جدول فوق ملاحظه می گردد که متوسط خطا در عمقها بیش از ۱ میلیمتر (معادل ۱ پویش آزاد میانگین) ۱۳درصد بود. ایندوسیانین سبز از کوانتوم دات بازده کوانتومی کمتری دارد. در نتیجه شدت ماده فلورسنت تا عمق حدود ۳ میلی متر قابل بررسی است و بعد از این عمق شدت ماده فلورسنت ایندوسیانین سبز بشدت کاهش می یابد. در شکل شماره ۵ تغییرات FWHM تجربی و نظری ماده ایندوسیانین سبز بر حسب عمق ملاحظه می گردند.

نتایج مربوط به توان تفکیک

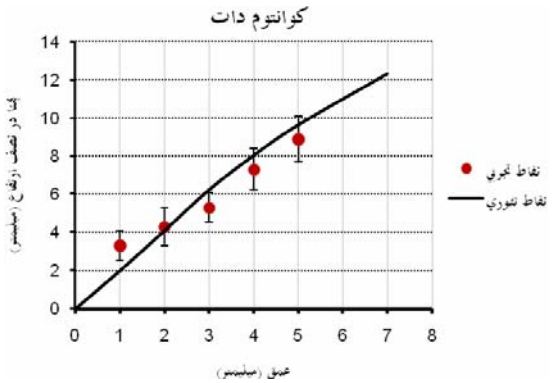
به منظور اندازه گیری توان تفکیک، منحنیهای گوسی بر تصاویر بدست آمده از منابع نقطه ای به قطر ۲ میلیمتر واقع در عمق ۳ میلیمتری برازش شدند (شکل شماره ۶).

در شکل شماره ۷ مشاهده می شود که بنا به معیار رالی که با

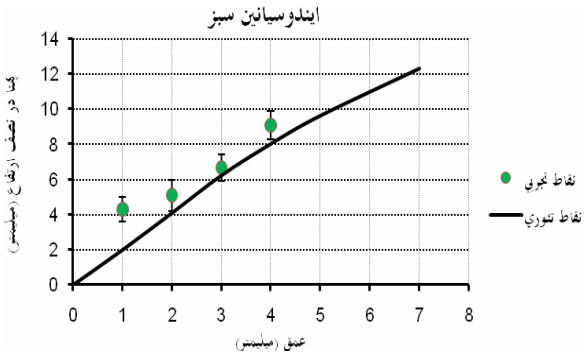
جدول ۱- تغییرات پهنای PSF منبع نقطه ای حاوی کوانتوم دات برحسب عمق*

عمق (میلیمتر)	پهنا در نصف ارتفاع تئوری (میلی متر)	پهنا در نصف ارتفاع تجربی (میلیمتر) FWHM± SD	عمق تجربی (میلیمتر)	درصد خطای اندازه گیری
۱	۱/۶	۳/۳±۰/۵	۱/۶۸±۰/۲	۶۸
۲	۴/۱	۴/۳±۰/۶	۲/۰۹±۰/۳	۴/۵
۳	۶/۲۴	۵/۳±۰/۵	۲/۵۶±۰/۲	۱۴/۶۶
۴	۸/۰۴	۷/۳±۰/۴	۳/۵۹±۰/۲	۱۰/۲۵
۵	۹/۶۴	۸/۹±۰/۶	۴/۵۴±۰/۳	۹/۲

*تعداد دفعات آزمون پنج بار بود



شکل ۴- تغییرات FWHM بر حسب عمق برای منبع حاوی کوانتوم دات به شعاع ۲ میلیمتر. خط توپر مربوط به مقادیر نظری و دایره مربوط به مقادیر تجربی می باشد.



شکل ۵- تغییرات FWHM بر حسب عمق برای منبع حاوی ایندوسیانین سبز به شعاع ۲ میلیمتر. خط توپر مربوط به مقادیر نظری و دایره مربوط به مقادیر تجربی می باشد.

خطوط نقطه چین نمایش داده شده است، سامانه تصویر برداری تا عمق ۳ میلیمتری قادر است دو منبع نقطه ای به قطر ۲ میلیمتر را از هم تفکیک کند.

پس از تعیین خصوصیات تصاویر سامانه تصویر برداری در مد بازتابشی مبادرت به تهیه تصویر از موش حاوی تومور کاشته شده گشت. لذا پس از تزریق ایندوسیانین سبز در مرکز تومور، تصاویر تومور تهیه شده و بر تصویر آناتومیک موش منطبق شدند (شکل شماره ۷).

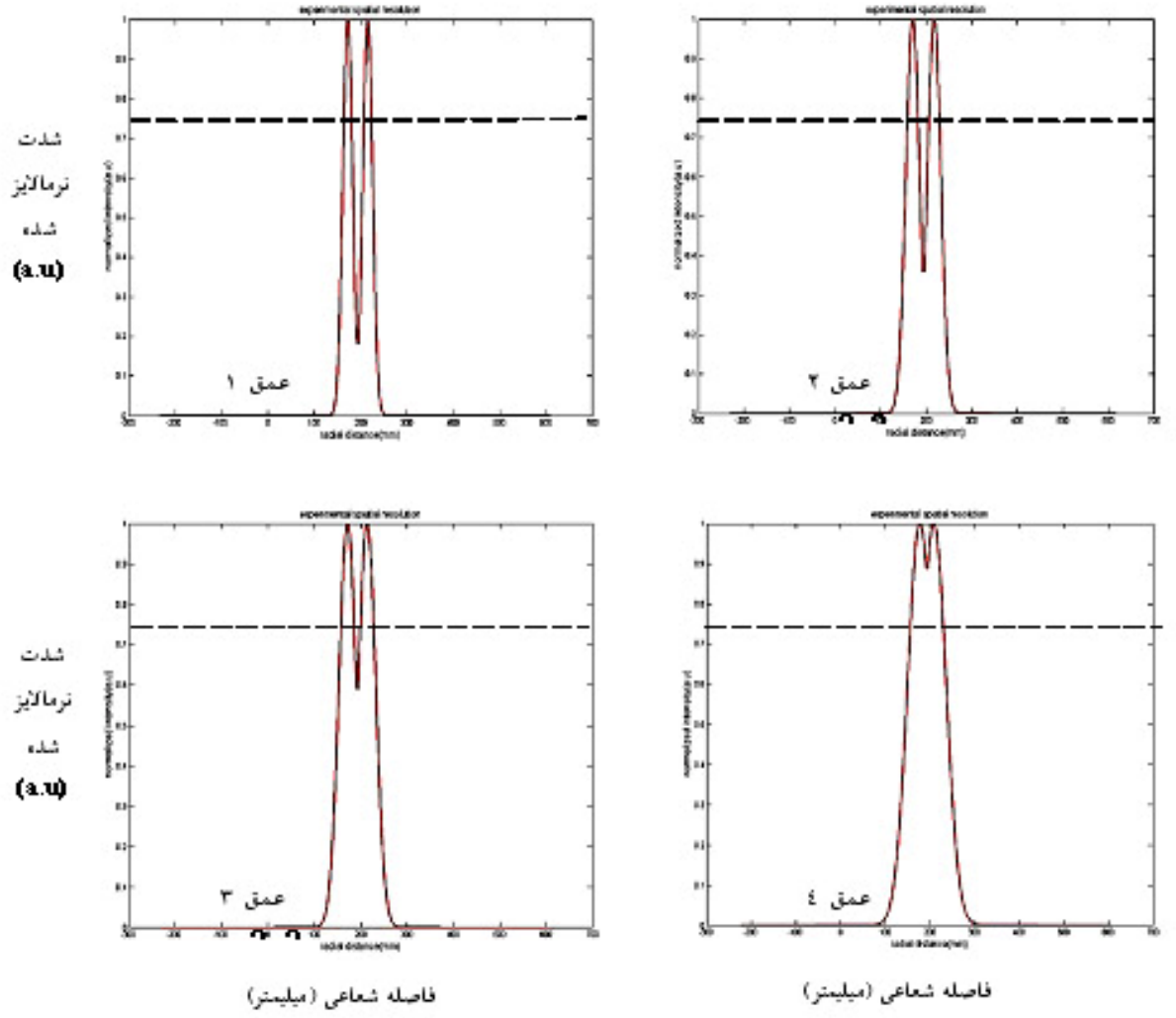
بحث

کاربرد تصویر برداری نوری در پزشکی در حال گسترش است. به نحوی که استفاده از این روش در اندازه گیری غیر تهاجمی فعالیتهای فیزیولوژیک، تصویربرداری از حیوانات آزمایشگاهی، بررسی گره های لنفاوی در حین جراحی و تصویربرداری ملکولی فلئورسنت گزارش شده است.

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

جدول ۲- تغییرات پهنای PSF منبع نقطه ای حاوی ایندوسیانین سبز برحسب عمق*

عمق (میلیمتر)	پهنا در نصف ارتفاع تئوری (میلیمتر)	پهنا در نصف ارتفاع تجربی (میلیمتر) FWHM± SD	عمق بر اساس اندازه گیری تجربی (میلیمتر)	خطا در اندازه گیری عمق (درصد)
۱	۱/۶	۴/۲۷±۰/۳	۲/۰۸±۰/۳	۱۰۸
۲	۴/۱	۴/۷۸±۰/۳	۲/۳۲±۰/۲	۱۶
۳	۶/۲۴	۶/۹۲±۰/۵	۳/۳۸±۰/۳	۱۲/۶
۴	۸/۰۴	۸/۶۸±۰/۶	۴/۴۰±۰/۲	۱۰



شکل ۶- برازش انجام شده جهت بررسی توان تفکیک

در این مقاله تغییرات پهنای PSF بر حسب عمق محاسبه شد. در مورد کوانتوم دات مقادیر FWHM با افزایش عمق (از ۱-۵ میلیمتر)، ۳/۳، ۴/۳، ۵/۳، ۷/۳، و ۸/۹ میلیمتر و برای ایندوسیانین سبز (از عمق ۱-۴ میلیمتر) مقادیر FWHM برابر ۴/۲۷، ۴/۷۸، ۶/۹۲ و ۸/۶۸ بدست آمدند. به طور مشابه شیموزو و همکاران وی (۳) مقادیر FWHM را ۴/۱،۱/۶ ، ۶/۲۴، ۸/۰۴ گزارش کردند. ملاحظه می گردد

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



شکل ۷- تصاویر تومور بدست آمده ناشی از تزریق ایندوسیانین سبز

که غیر از عمق ۱ میلیمتر در بقیه عمقها توافق نسبتا خوبی وجود دارد. در نتایج بدست آمده مشاهده شد که مقادیر FWHM برحسب عمق برای ایندوسیانین سبز از مقادیر مشابه برای کوانتوم دات بیشتر است. علت این امر این است که طول موج پیک تابشی ایندوسیانین سبز از طول موج پیک تابشی کوانتوم دات بیشتر است. با افزایش طول موج، ضریب پراکندگی مؤثر ماده فلورسنت نیز کاهش می یابد و چون ضریب پراکندگی موثر مبین شیب منحنی گوسی برازش شده بر روی توزیع پرتوهای پراکنده رسیده به سطح لایه فانتوم می باشد به این ترتیب PSF در سطح بافت نیز تغییر می کند. این تغییر به افزایش بیشینه پهنای منحنی در نصف ارتفاع برای ماده ایندوسیانین سبز نسبت به کوانتوم دات در یک عمق خاص منجر می شود.

در ادامه مقادیر تجربی و مقادیر مرجع با استفاده از حل عمومی معادله پخش (معادله ۵) مقایسه شدند.

در مورد کوانتوم دات در عمق ۵-۱ میلیمتر درصد خطای تعیین عمق به ترتیب ۶۸ ، ۴/۵، ۱۴/۶۶، ۱۰/۲۵، ۹/۲ بدست آمده است. در مورد ایندوسیانین سبز درصد خطاهای مشابه تعیین عمق برابر با ۱۰۸، ۱۶، ۱۲/۶، ۱۰ حاصل شده است. در هر دو مورد خطاهای بدست آمده در عمق ۱ میلی متر بسیار زیاد بود. این تفاوت ناشی از محدودیت تقریب معادله دیفیوژن است که توسط ویرتسکو ، کامسا [۹] نیز گزارش شده است. علت این محدودیت این بر اساس طول پویش آزاد[9] میانگین توضیح داده می شود. با توجه به اینکه در این مقاله ضریب پراکندگی کاهش یافته ۸/۱ بر سانتی متر می باشد، بنابراین MFP برابر ۱/۲۵ میلیمتر است. در نتیجه در عمق کمتر از ۱ میلیمتر معادله پخش صادق نیست. بنابراین متوسط درصد خطای تعیین عمق در عمقهای بیش از یک میلیمتر برای کوانتوم دات و ایندوسینانین سبز به ترتیب ۹ درصد و۱۱ درصد بدست آمد. به منظور مقایسه می توان به مطالعه انجام شده توسط کیو و همکاران وی [۱۰] اشاره کرد. در این گزارش عمق منبع نقطه ای در محیط ناهمگن نامتناهی توسط الگوریتمی مبتنی بر اجزا محدود بازسازی شد. سپس در سال ۲۰۰۷ [۱۱] این الگوریتم در فانتوم معادل بافت با استفاده از طول موج در ناحیه مرئی مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مطالعه متوسط درصد خطای تعیین عمق در عمق بین ۲ تا ۵ میلیمتر ۴۵ درصد بدست آمد. بنابراین در این پروژه از عمق ۲ تا ۵ میلیمتر، عمق منبع با استفاده از الگوریتم مبتنی بر حل تقریب معادله پخش با درصد خطا کمتر تخمین زده شده است.

در مرحله نهایی بهترین توان تفکیک سامانه تصویر برداری برای دو منبع به فاصله ۲ میلیمتر و به فاصله جدایی ۴ میلیمتر، در عمق ۳ میلیمتر بدست آمد. شیموزو و همکاران وی [۳] بهترین توان تفکیک سامانه FRI در محدوده طول موج مرئی را برای دو منبع به فاصله ۱۱ میلیمتر در عمق ۵ میلیمتری گزارش کردند. بهبود توان تفکیک در این پروژه به این علت است که فانتوم معادل بافت به کار رفته دارای ضریب پراکندگی موثر ۰/۱ بر سانتی متر بود.

نتیجه گیری

در نتایج بدست آمده خصوصیات تصویر سامانه تصویر برداری شامل پهنای PSF و توان تفکیک بدست آمد. در مورد کوانتوم دات در

9- Mean Free Path (MFP)

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

عمق بیش از یک میلیمتر درصد خطا ۹ درصد و برای ایندوسیانین سبز خطا ۱۱ درصد بدست آمد. بهترین توان تفکیک سامانه طراحی شده برای منابع به فاصله ۲ میلیمتر در عمق ۳ میلیمتر است. بنابراین این نتایج نشان می دهند که سامانه طراحی شده برای تصویربرداری از حیوانات کوچک حامل تومورهای سطحی می تواند استفاده شود.

سپاسگزاری

نویسندگان مراتب سپاسگزاری خود را از حمایت مالی ومعنوی دانشگاه علوم پزشکی تهران ومرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی ابراز می دارند.

منابع

1. Ntziachristos V. Fluorescence Molecular Imaging. Annu Rev Biomed Eng 2006; 8: 1-33.
2. Weissleder R, Ntziachristos V. Shedding light onto live molecular targets. Nat Med 2003; 9: 123-9.
3. Shimizu K, Tochio K, Kato Y. Improvement of transcutaneous fluorescent images with a depth-dependent point-spread function App Opt 2005; 44: 2154-62.
4. Garofalakis A. Fluorescence molecular tomography and in-vivo applications. PhD. Biomedical engineering. Institute Pysics. Greek university 2007.
5. Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media. IEEE press 1997; 98-9.
6. Welch AJ, Gemert MJ.C.V. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. Plenum Press, New York, 1995; 23-5.
7. Guy C. Optical Imaging Techniques in Cell Biology, Taylor & Francis 2002; 33-4.
8. Cubeddu R, Pifferi A. A solid Tissue phantom for photon migration studies. Phys Med Biol1997; 42: 24-30.
9. Comsa DC, Farrell TJ, Patterson M.S. Quantification of bioluminescence images of point source objects using diffusion theory models. Phys Med Biol 2006; 51: 3733-46.
10. Kuo C, Coquoz O, Tamara LT, Xu H, Rice BW. Three-dimensional reconstruction of in vivo bioluminescent sources based on multispectral imaging. JBO 2007; 12: 12-9.
11. Virostko J, Powers AC, Jansen ED. Validation of luminescent source reconstruction using single-view spectrally resolved bioluminescence images. App Opt 2007; 46: 2540-8.

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