



# بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

## مطالعه دستگاه ماموگرافی نوری و شبیه سازی آن

نجمه معینی: سعید ستایشی: حمیدرضا حبیبیان

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

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

### چکیده:

استفاده از نور غیر یونیزان نزدیک به مادون قرمز در ماموگرافی، یک رویکرد جدید و غیرتهاجمی را برای شناسایی، تشخیص و مدیریت بالینی سرطان سینه فراهم می‌کند. در این مقاله ابتدا سیستم ماموگرافی نوری مورد مطالعه قرار گرفته است. سپس مدلی برای شبیه سازی انتقال فوتون در بافت بر اساس روش المان محدود برای حل تقریب دیفیوژن در نرم افزار کامسول ارائه شده است. سرانجام تاثیر تغییرات خواص نوری و شعاع تومور توسط سیستم شبیه سازی شده مورد بررسی قرار گرفت، و منجر به این نتیجه شد که تومورها با ضرایب جذب و پراکندگی و همچنین شعاع‌های مختلف اثرات متفاوتی بر روی توزیع انتشار نور، خروجی و بازسازی تصاویر خواهند داشت.

### واژه‌های کلیدی:

ماموگرافی نوری، روش المان محدود، معادله دیفیوژن، کامسول

### ۱. مقدمه

کلمه سرطان برای یک بیماری تنها به کار نمی‌رود، این واژه عمومی است و مجموعه‌ای از بیماری‌های مرتبط است که از سلول، اصلی‌ترین واحد بدن آغاز می‌شود. سرطان پستان نیز که از سلول‌های بافت پستان منشاء می‌گیرد، اغلب شایع‌ترین نوع سرطان در زنان است و حدود یک سوم تمامی سرطان‌های زنان را شامل می‌شود. نحوه‌ی برخورد با این بیماری استکه مهم است. از آنجاکه در حال حاضر فرصت‌های پیشگیری اولیه از سرطان پستان محدود است، بنابراین باید به پیشگیری ثانویه یعنی تشخیص به موقع توجه کرد. بهترین راه برای تشخیص به موقع، استفاده از تصویربرداری پزشکی است. شایع‌ترین ابزار تصویربرداری از پستان که استفاده می‌شود، ماموگرافی مبتنی بر اشعه ایکس می‌باشد. با این حال، ماموگرافی اشعه ایکس دارای معایبی همچون ضعیف بودن آن برای برخی از انواع سرطان‌ها (که ممکن است منجر به بیوپسی غیر ضروری شود)، استفاده از تابش یونیزان و دردناک بودن آن به دلیل استفاده از صفحات فشارنده می‌باشد. همچنین ماموگرافی اشعه ایکس برای زنان جوان تر با بافت پستان متراکم مناسب نیست. در مورد زنان جوان تر، از سونوگرافی و ام‌آر‌آی استفاده می‌شود، هر چند هیچ کدام از این روش‌ها برای غربالگری زنان بدون علامت مناسب نیست. بنابراین یک روش تصویربرداری بی‌خطر و موثر که بتواند بین ضایعات خوش خیم و بدخیم تمایز قائل شود بسیار مورد توجه بود. به منظور غلبه بر مشکلات روش‌های قبلی، ماموگرافی نوری پا به عرصه تصویربرداری نهاد. این روش از تابش غیر یونیزان نور نزدیک مادون قرمز (NIR) استفاده می‌کند، به



# بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

عبارتی یک تصویربرداری غیرتهاجمی است و به لحاظ تکنولوژی ساده و سریع است و قابلیت حمل و جابه جایی دارند [۱].

## ۲. کلیات دستگاه ماموگرافی نوری

ماموگرافی نوری دارای دو دسته طبقه بندی می باشد: ۱- ماموگرافی نوری مبتنی بر هندسه تصویربرداری (ماموگرافی با هندسه صفحات موازی و هندسه توموگرافی)، ۲- ماموگرافی نوری مبتنی بر سیگنال ورودی (سیستم موج پیوسته) (CW)، سیستم حوزه فرکانس (FD)، و سیستم حوزه زمان (TD). هدف این مقاله مطالعه ماموگرافی نوری نوری موج پیوسته با هندسه توموگرافی می باشد. به طور کلی یک سیستم ماموگرافی با هندسه توموگرافی شامل یک تخت است که روی آن یک فضای خالی فنجان مانند تعبیه شده است، فضای بین بافت و محفظه فنجان شکل توسط یک مایع با ضرایب نوری نزدیک به بافت پر می شود. اینکار برای جلوگیری از انعکاس نور می باشد. اطراف این فنجان توسط آرایه‌ای از منابع و آشکارسازها احاطه شده است که می توانند به صورت ثابت یا متحرک بافت را اسکن کنند. بیمار روی تخت به صورت دمر دراز می کشد و بافت پستان آن در فضای فنجان مانند بصورت آویزان قرار می گیرد. پس از انتشار نور در بافت خروجی توسط آشکارسازها ثبت شده و برای پردازش اطلاعات به کامپیوتر فرستاده می شوند. این نوع چیدمان مجموعه‌ی کاملی از داده‌ها را به دست می دهد اما تعریف هندسه تصویربرداری را دشوار می کند [۲].

## ۳. تقریب دیفیوژن

برای توصیف انتشار نور در بافت، با فرض اینکه ضریب پراکندگی بافت غالب است، از تقریب دیفیوژن استفاده می شود [۳]:

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

جاییکه  $\mu_a$  ضریب جذب،  $c$  سرعت نور در محیط و  $q_0$  یک چشمه ایزوتروپیک را معرفی می کند و همچنین  $k$  ضریب انتشار است:

$$k(r) = \frac{1}{3[\mu_a(r) + \mu_s'(r)]}$$

از میانها حل معادله دیفیوژن روش حل عددی المان محدود (FEM) بهترین انتخاب است، چراکه این روش برای حل معادله دیفیوژن در محیط‌های ناهمگن با هندسه دلخواه پاسخگو می باشد [۴۶]. در این مقاله برای حل معادله دیفیوژن به روش المان محدود از معادله هلمهولتز در نرم افزار کامسول استفاده شده است. از آنجایی که سیستم موج پیوسته مورد مطالعه می باشد، جمله زمانی معادله دیفیوژن حذف می شود و معادله هلمهولتز می تواند بیانگر معادله دیفیوژن باشد.

$$-c \nabla \cdot \nabla u + au = f$$

(۳)

<sup>1</sup>Continuous Wave

<sup>2</sup>Frequency Domain

<sup>3</sup>Time Domain

<sup>4</sup>Finite element method



# بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

از مقایسه معادله هلمهولتز با معادله دیفیوژن در حالت موج پیوسته می‌توان ضرایب را بدست آورد:

$$c = k = \frac{1}{3(\mu_a + \mu'_s)}, u = \Phi(r), a = \mu_a \quad (4)$$

و  $f$  جمله بیان کننده قدرت منبع می‌باشد که مطابق با تئوری تقریب پخش می‌تواند بوسیله یک منبع نقطه‌ای در عمق  $1/\mu'_s$  زیر سطح بافت ارائه شود، و مقدار آن برابر با توان لیزر مورد استفاده خواهد بود.

همچنین از آنجا که بافت یک محیط محدود است و همچنین محیط اطراف بافت پراکننده است، شرط مرزی مناسب برای حل معادله دیفیوژن شرط مرزی روبین اصلاح شده می‌باشد [۴]:

$$\Phi(\xi) + 2DA \hat{n} \cdot \nabla \Phi(\xi) = 0$$

در کا (۵) بن شرط مرزی با عنوان Flux/Source بصورت زیر تعریف شده است:

$$n \cdot (c\nabla u + \alpha u - \gamma) + qu = g \quad (6)$$

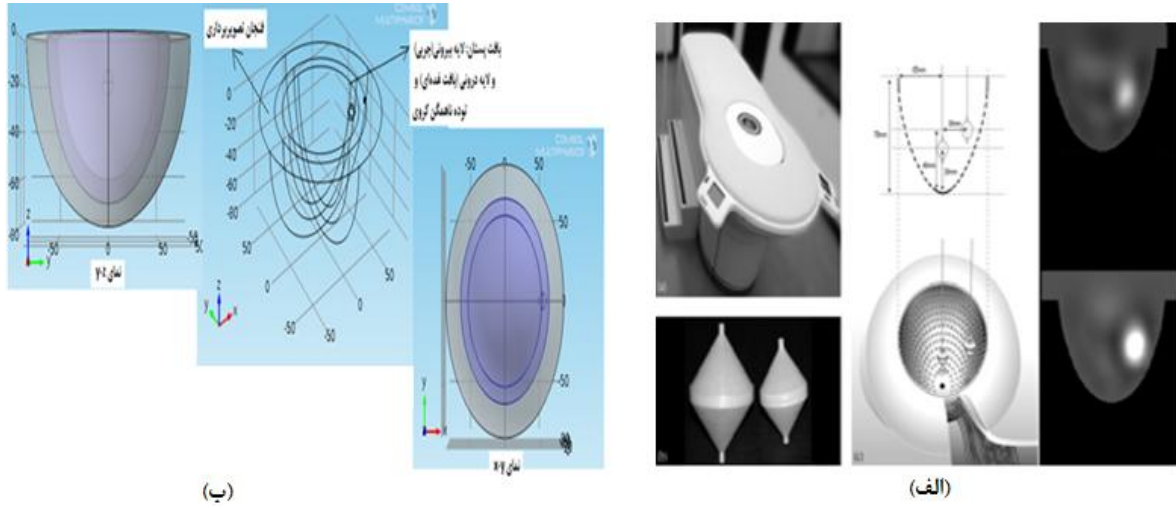
برای ن رابطه دقیقاً معادل با شرط مرزی روبین اصلاح شده باشد  $g=0$  و  $q=1/2A$  تعریف می‌شود.

## ۴. نتایج

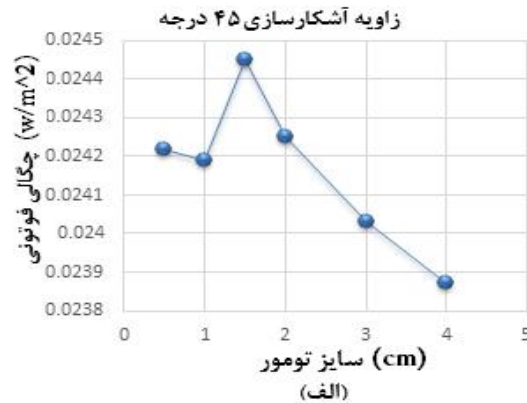
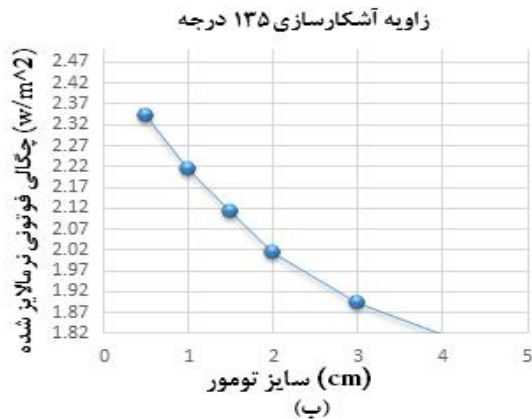
هدف شبیه‌سازی فنجان تصویربرداری دستگاه ماموگرافی و بررسی انتشار نور در بافت می‌باشد. سیستم مورد مطالعه دارای یک فنجان با سایز متوسط (شعاع ۸۰ cm و ارتفاع ۸۵ cm) می‌باشد. همچنین بافت تحت بررسی دارای یک لایه بافت چربی، یک لایه بافت غده‌ای و یک ناهمگنی کروی به‌عنوان تومور می‌باشد. تفاوت هر لایه از طریق تفاوت ضرایب جذب و پراکندگی مشخص می‌شود، که این ضرایب بر اساس بافت واقعی تعریف شده است. شکل ۱ سیستم ماموگرافی نوری و هندسه شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد. قرار دادن یک ناهمگنی به‌عنوان تومور با ضریب جذب و پراکندگی متفاوت در بافت، پروفایل توزیع چگالی فوتون در بافت را تغییر می‌دهد و این امر باعث تغییر خروجی روی مرز می‌شود. برای اهداف تصویربرداری باید اثرات این ناهمگنی‌ها روی داده‌های اندازه‌گیری مشخص شود. در سیستم مورد بررسی یک تومور با ضریب جذب (۱/mm) ۰.۰۱ و ضریب پراکندگی (۱/mm) ۱.۵ در بافت چربی فرض شده است. با تغییر سایز تومور از ۰.۵ تا ۴ cm، تغییر ضریب جذب از ۰.۰۱ تا ۰.۱ و تغییر ضریب پراکندگی از ۱ تا ۱۰، تغییرات در خروجی از مرزها در محل دو آشکارساز با زوایای ۴۵ و ۱۳۵ درجه و همچنین ۶۰ و ۱۲۰ درجه نسبت به محل اولیه منبع اندازه‌گیری شده‌اند. علت انتخاب این دو محل برای آشکارساز تقارن سیستم مورد بررسی می‌باشد.

جدول ۱. معرفی پارامترهای هر یک لایه‌های هندسه مورد بررسی [۵].

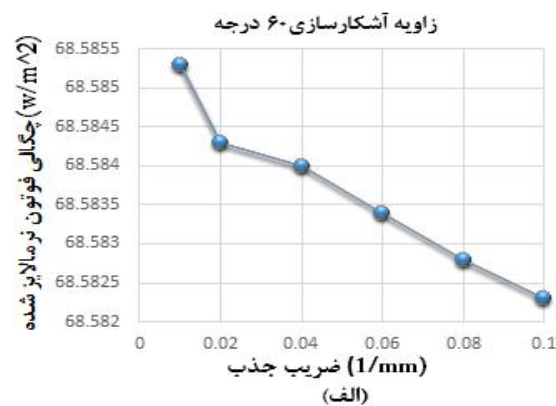
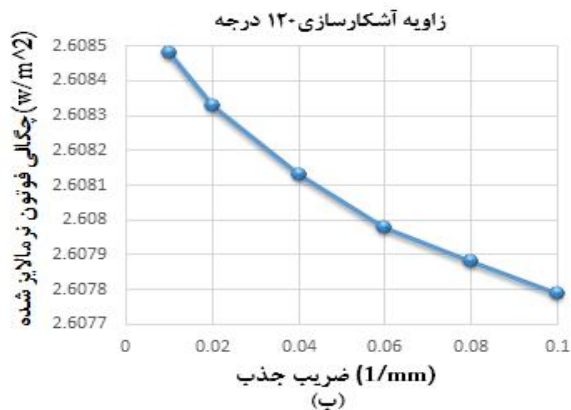
تومور	بافت غده‌ای	بافت چربی	مایع درون فنجان	(1/mm)
۰.۰۱	۰.۰۰۵۹	۰.۰۰۴۶	۰.۰۰۴	ضریب جذب
۱.۵	۱.۱۳	۱.۵۳	۰.۸	ضریب پراکندگی



شکل ۱. (الف) دستگاه ماموگرافی نوری با هندسه توموگرافی [۱۲]، (ب) نمایش شبیه سازی فنجان تصویربرداری در نرم افزار کامسول.



شکل ۳. نمایش تغییرات چگالی فوتونی با سایزهای مختلف تومور (الف) در زاویه آشکارسازی ۴۵ و (ب) در زاویه آشکارسازی ۱۳۵ درجه.

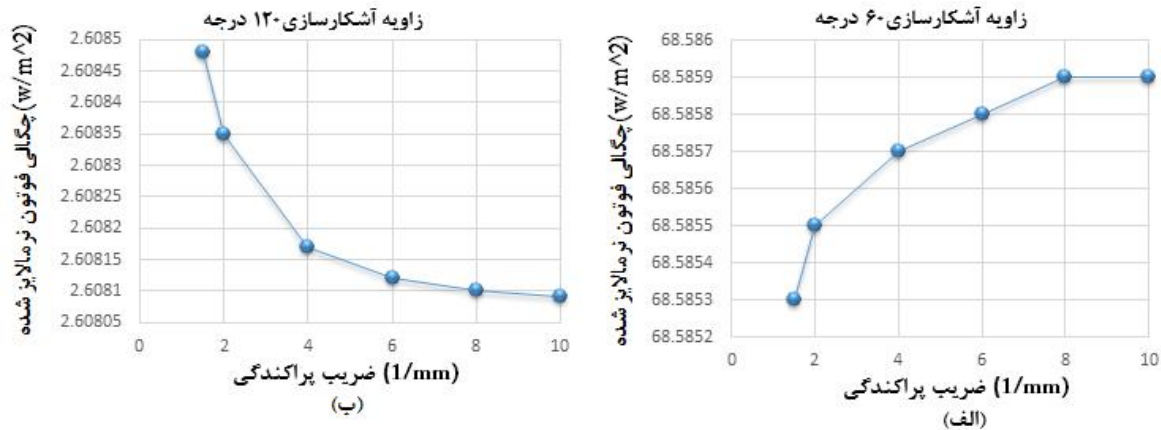


شکل ۴. بررسی تغییرات ضریب جذب بر روی چگالی فوتونی خروجی، (الف) در محل آشکارسازی ۶۰ و (ب) در محل آشکارسازی ۱۲۰ درجه.



# بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۵. بررسی تغییرات ضریب پراکندگی بر روی چگالی فوتونی خروجی، (الف) در محل آشکارسازی ۶۰ و (ب) در محل آشکارسازی ۱۲۰ درجه.

## ۵. بحث و نتیجه گیری

در این بررسی هدف نمایش ارتباط بین خروجی از مرز با مقدار ضرایب جذب، پراکندگی و شعاع تومور است. یک تومور با سایز ۱cm در بافت چربی قرار دارد و ضرایب جذب و پراکندگی آن متغیر خواهد بود. تغییرات چگالی فوتونی خروجی از مرز با ضرایب جذب و پراکندگی در محل آشکارسازی ۶۰ و ۱۲۰ درجه نسبت به محل منبع بررسی شده است. بر اساس نتایج بدست آمده ملاحظه می شود که برای یک تومور جذب کننده کاهش چگالی فوتون در اطراف تومور بطور شعاعی متقارن است. این پدیده با توصیف تومور جذب کننده بعنوان یک منبع همه سو یکسان منفی توجیح می شود [۶]. عبارتی افزایش ضریب جذب باعث کاهش چگالی فوتون خروجی از مرزها می شود و تاثیر آن در تمام زوایای آشکارسازی تقریباً یکسان است. اما برای یک تومور پراکننده چگالی فوتون در سمتی از تومور که منبع قرار دارد افزایش یافته و در سمت مخالف کاهش می یابد. همانطور که در شکل ۵ دیده می شود، در زاویه ۶۰ درجه که آشکارساز در سمت منبع قرار دارد افزایش ضریب پراکندگی باعث افزایش بازتاب نور و در نتیجه افزایش چگالی فوتون در آشکارساز می شود. در حالیکه برای آشکارساز در محل ۱۲۰ درجه افزایش ضریب پراکندگی کاهش چگالی فوتون را نتیجه می دهد.

## ۶. منابع و مراجع

1. Enfield, L.C., Gibson, A.P., Everdell, N.L., Delpy, D.T., Schweiger, M., Arridge, S.R., Richardson, C., Keshtgar, M., Douek, M., and Hebden, J.C., "Three-dimensional time-resolved optical mammography of the uncompressed breast", *Applied Optics* 46, 3628-3638, 2007.
2. Adams, A., Mourik, J.E.M., Voort, M.V., Pearlman, P.C., Nielsen, T., Mali, W.P., Elias, S.G., "Estimation of detection limits of a clinical fluorescence optical mammography system for the near-infrared fluorophore IRDye800CW: phantom experiments", *J. Biomed. Opt.* 17 (7), 2012.
3. Gibson, A.P., Hebden, J.C., and Arridge, S.R., "Recent advances in diffuse optical imaging", *Phys. Med. Biol.* 50, 1-43, 2005.



# بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

4. Aggrawal, H.Om, 2011, Studies and validation of solutions to the forward problem of fluorescence diffuse optical tomography, Master of Science thesis, The University of Kanpur.
5. Dehghani.H.,Emaes. M.E., Yalavarthy. Ph.K., “near infrared optical tomography using NIRFAST: algorithm for numerical model and image reconstruction”, Wiley InterScience, 2008.
6. Schweiger, M., Arridge, S. R., Delpy, D. T., “Application of the finite-element method for the forward and inverse models in optical tomography”, J. Math. Imag. Vision 3,263–283, 1993.