ششمین کنفرانس ملی ایده های نو در مهندسی برق
۱۷ اسفند ۹۶-دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)

تهیه الگوریتمی جدید برای بهبود سیستم تصویربرداری سه بعدی از طریق مادون قرمز نزدیک در تشخیص سرطان

محمد رهبر[۱]، عبدالرضا اسماعیلی[۲]
[۱]دانشگاه آزاد اسلامی، واحد ساوه. ساوه، ایران، و کارخانه داروسازی دانا، تبریز، ایران
[۲]پژوهشکده پلاسما و گداخت هسته ای، سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

چکیده - یک الگوریتم جدید جهت بهبود سیستم تصویربرداری سه بعدی از طریق مادون قرمز نزدیک در تشخیص سرطان سینه در این مقاله مطرح گردیده است. دستورالعمل صحیح تشخیص ناحیه دارای وضعیت غیر عادی در این مقاله نوشته شده است که قابلیت تضمین تشخیص های صحیح ناحیه غیر عادی در مقایسه با تحقیقات قبل را دارد، این مقاله درباره صحت دو ناحیه غیر عادی در حالت سه بعدی در دو مرحله را بررسی می نماید، که هر یک دارای دو مختصات مختلف از دو ناحیه نابهنجار متفاوت هستند که با برخی از محورها تفاوت دارند، بنابراین نتیجه می‌شود که یک تشخیص صحیح و تصویر بهتر در بازسازی با محل صحیح منابع و ردیاب ها مرتبط می باشد.

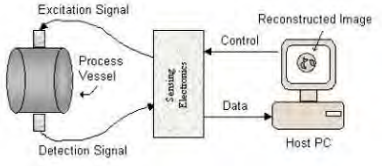
کلید واژه- الگوریتم، تصویربرداری سه بعدی، دقت تشخیص، سرطان سینه.

۱- مقدمه

۱-۱- سیستم تصویربرداری نوری

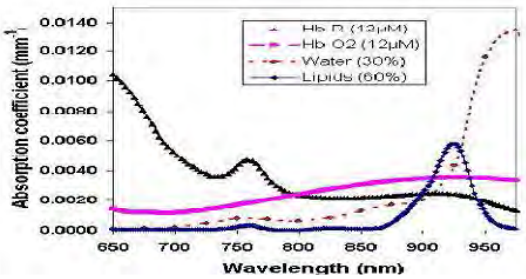
پدیده های نوری با ویژگی های غیر-تعارضی شان به ابزارهای مناسبی در تحقیقات پزشکی از قبیل تصویربرداری بافت تبدیل شده اند و موجب پیشرفت های قابل توجهی در طی سالهای اخیر شده اند-همانطور که شکل۱ نشان می‌دهد، تصویربرداری نوری از دو بخش، از قبیل سخت افزار و نرم افزار تشکیل شده است [1]. بخشهای سخت افزاری سیستم از قبیل ردیاب ها و منابع نوری، بافت های فیزیولوژیکی را احاطه می نمایند. این بخش مسئول تأمین داده های خام جهت پردازش سیستم نرم افزاری می باشد. سیستم نرم افزار مسئول شکل دهی تصاویر از مواد خام در کوتاه ترین زمان می باشد [2].

سیستم تصویربرداری نوری بر مبنای انتشار موج های مادون قرمز نزدیک در بافت ها طراحی شده و جهت فرانگری اکسیژن در این سیستم تصویربرداری جدید استفاده می شود، موج های مادون قرمز نزدیک با طول موج از ۶۵۰ تا ۹۰۰ نانومتر توسط فیبرهای نوری پیرامون محدوده مورد تحقیق نشان داده شده اند؛ سپس، شدت نور پرتوافکنی شده توسط ردیاب های دیگر دریافت شده است [3]. دلیل استفاده از طول موج تصویربرداری نوری این است که پروتئین ها و آب به ترتیب به عنوان ناظرهای اصلی نور در موج های ماوراء بنفش و فرو سرخ با طول موج بلند تلقی می گردند، بنابراین نور به ندرت قابلیت نفوذ در بافت را دارد. اما، نور به دلیل طیف مادون قرمز نزدیک قابلیت نفوذ بیشتر در بافتها را به دلیل انکسار نور بیشتر دارد [3]. نور به احتمال بیشتر در بافت طیف مادون قرمز نزدیک منکسر می گردد و با توجه به این واقعیت که نور فقط در مسیر مستقیم حرکت نمی‌کند.



شکل ۱: بخشهای سیستم تصویربرداری نوری

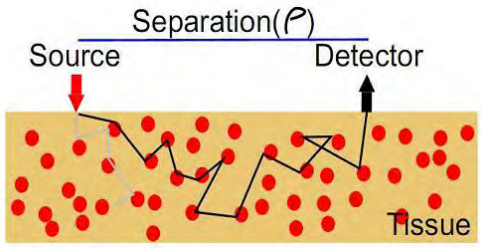
جدول (۱): اندازه و نوع قلم‌ها



شکل ۲: ضریب ترکیبات جذب جهت هر طول موج

بنابراین، هنگامی که یک منبع فعال می شود، همه ردیاب‌ها نور منکسر شده را دریافت می‌کنند که آنالیز و تحقیق را بسیار دشوار و پیچیده می‌کند. با توجه به این واقعیت که تنزل نور بر مبنای ویژگی های نوری بافت ها است و اجزاء بافت دارای طول موج های مختلف نور مادون قرمز نزدیک هستند، بعضی از نورها با تأثیرگذاری بر روی سطح مورد تحقیق جذب و بعضی از آن‌ها منتشر می‌شوند. بنابراین، شدت نور منکسر شده به‌خوبی قابلیت تشخیص ویژگی های نوری بافت در حال بررسی را دارد [4].

مهم‌ترین اهداف در تصویربرداری نوری تخمین و بازسازی ویژگی های بافت نوری (ضرایب جذب و انتشار) با موج‌های منعکس شده، و جهت سنجش انعکاس این موج ها در محدوده مورد بررسی می باشد.



شکل ۳: انعکاس نور در بافت

۱-۲- مزیت‌های سیستم تصویربرداری نوری

سرطان سینه یکی از متداول ترین امراض در بین زنان است، که در صورت تشخیص و درمان سریع قابلیت کاهش نسبت مرگ و میر در بین زنان را دارد. استاندارد سازی شده ترین شیوه درمان استفاده از نمونه ها از طریق عمل جراحی می باشد. اما، در حدود ۸۰٪ از افرادی که سرطان ندارند به طور اشتباه دارای سرطان تشخیص داده میشوند. در حال حاضر، از آزمایش تشخیص سرطان سینه به عنوان متداول ترین سیستم تصویربرداری جهت عکسبرداری با اشعه ایکس و تشخیص تومور استفاده می شود. و تصاویر کیفیت بالاتری را توأم با تشخیص ناهنجاریهای سینه فراهم می نماید. علاوه بر آزمایش سرطان سینه و بررسی بالینی، شیوه های دیگر تصویربرداری در اصل شامل: سونوگرافی و MRI می شوند. تصاویر MRI بیشتر اطلاعات وابسته به کالبد شناسی بافتهای سینه را ارائه می نمایند. اما، به منظور تشخیص سرطان سینه، به نظر میرسد که به اطلاعات کاربردی آن نیاز باشد. در بعضی از موارد انحصاری، از CT استفاده می شود، اما به طور معمول مورد استفاده قرار نمی گیرد. همچنین، شیوه تصویربرداری PET نیز توأم با این سیستم های تصویربرداری قابل استفاده است. اما، در این شیوه تصویربرداری، تابش بیرونی غیر واضح باید تزریق گردد [5].

در آزمایش سرطان سینه متداول، سینه با دو صفحه فلزی فشرده می شود از قبیل یک غشاء و یک سطح پلاستیکی، که از ۳ تا ۶ نیوتن سینه را فشار می دهند. این شیوه ناراحت کننده تشخیص داده شده و در بعضی از موارد سینه به حالت اولیه باز نمی گردد. این مورد شیوه ای ساده برای زنان نمی باشد.

در آزمایش سرطان سینه متداول، محدودیتهای دیگر بر حسب سن وجود دارند که به دلیل تراکم بافتهای سینه در سنین جوان تر می باشد. همچنین، به دلیل آسیب های مخرب موج اشعه ایکس بر روی بدن انسان، بخصوص زنان جوانی که هرگز قبلا دارای تومور سینه نبوده اند، توأم با هزینه بالا، سیستم های تصویربرداری نوری را بیشتر مورد توجه قرار داده اند [5].

ویژگی های مهم این سیستم تصویربرداری شامل موارد زیر می شوند:

- سهولت و عدم درهم گسیختگی
- عدم یونیزاسیون بافت
- ارزانی
- قابلیت حمل و انتقال
- عدم ایجاد فشار و درد بر روی بافت سینه
- حذف نمونه غیر لازم
- مناسب جهت سینه های دارای بافت های متراکم
- تزریق تابش هسته ای بیرونی غیر لازم

۱-۳- کاربردهای سیستم تصویربرداری نوری:

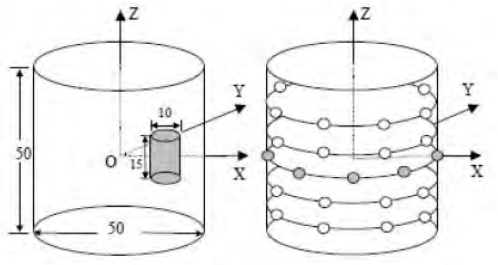
با توجه به این واقعیت که بسیاری از تلاشها و پیشرفت ها جهت تهیه این سیستم انجام شده اند، تصاویر سیستم تصویربرداری نوری جهت تشخیص و کاربردهای بالینی قابل استفاده می باشند. کاربردهای اصلی آن شامل موارد زیر می شوند:

- تشخیص خونریزی
- بررسی فعالیت عصب
- تشخیص سریع بیماری درد مفاصل در مفصل ها
- تشخیص تومور سینه
- تصویربرداری از سر نوزادان تازه متولد شده [3]

۱-۴- تصویربرداری سه‌بعدی

الگوریتم بازسازی نیوتن:

در سال ۲۰۰۰، دکتر هو بای جی یانگ و همکارانش از دانشگاه کلمسون آمریکا با استفاده از الگوریتم بازسازی نیوتن، از عهده تشخیص یک سیلندر با 10×15 mm در سیلندری بزرگتر با 50×50 mm به صورت سه بعدی درآمدند.



شکل ۴- محل ردیاب ها، منابع و محل ناهنجاری

با استفاده از منابع هم تراز با ۱۶-منبع خام، توأم با ۴ ردیف ردیاب مشخص، که هر یک دارای ۱۶ ردیاب هستند، پروسه بازسازی انجام شد [9].

بازسازی تصویر با نور مادون قرمز نزدیک:

در سال ۲۰۰۳، دکتر دهقانی و همکاران [۱۰ و ۱۱]، تصویر را با نور مادون قرمز نزدیک، و استفاده از سیستم سه بعدی بازسازی نمودند. آنها در مقاله خود اشاره نمودند که به دلیل عدم وجود فناوری پیشرفته عمل های جراحی فقط نه بار پردازش شده اند و تصاویر بدست آمده هم تراز با دو لایه دو بعدی بوده اند [10].

آنها استنتاج نمودند که آن تکنیک با هزینه های پائین‌تر و در عین حال ویرانگری کمتر بافت‌ها نسبت به شیوه های مشابه می باشد. در هنگام عبور HB، So_2، HBo_2 نیز برونداد بدست آمده بهتر جهت بازسازی تصویر گزارش گردید.

سپس، در مقاله بعدی‌شان، از فناوری نور مادون قرمز نزدیک برای تشخیص اشیاء کوچ استفاده نمودند. محدوده استوانه ای با ارتفاع 109 mm و قطر 84 mm به عنوان محدوده مرجع مطرح گردید[11] . و محدوده ناهنجار نیز به عنوان یک استوانه کوچک جهت محیط پیرامون استوانه ای مرجع قرار گرفته شد. آنها با استقرار یک ناهنجاری کوچک و الگوریتم بازسازی سه بعدی، اثبات نمودند که نور مادون قرمز نزدیک قابلیت ایجاد تصویری نسبتا کامل را دارد در حالی که از مزیتهای ساختاری که به سهولت توسط شیوه های MRI و NRI در دسترس قرار می گیرند بهره‌گیری می‌شود.

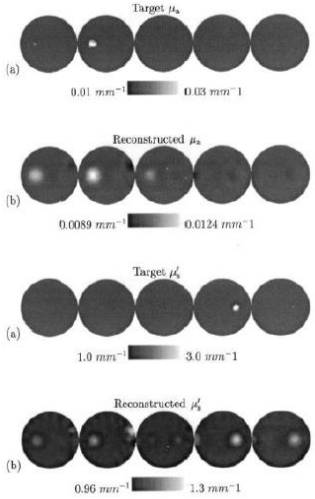
۲- الگوریتمی جدید برای بهبود سیستم تصویربرداری

شیوه مطرح شده برای تشخیص تومورها در بازسازی تصاویر:

دستورالعمل فعلی به منظور تشخیص میزان همپوشی های تجمع ناهنجاری (تومور) در تصویر بازسازی شده با اندازه واقعی توده ناهنجار تألیف گردیده است. درصد این همپوشی به عنوان معیاری مناسب جهت سنجش صحت تشخیص تومور از طریق تصویربرداری نوری سه بعدی قابل استفاده می باشد.

به منظور توصیف بهتر، اولا، پیش پندارهای خود را بیان می نمائیم. در این مسئله، محیط پیرامون به عنوان یک استوانه با ارتفاع ۵۰ و شعاع ۲۵ تعیین شده است. مشخصات نوری منطقه شامل: $\mu a=0.01$ و $\mu s=1$ می‌شوند. منطقه ناهنجار به عنوان یک محیط دارای شعاع ۸ در شاخص (۰، ۱۳، و ۰) قرار می گیرد. و مشخصات نوری این ناهنجاری به عنوان $\mu a=0.02$ و $\mu s=1$ تلقی می گردند (μa ضریب جذب نقطه های شبکه جهت استوانه و μs ضریب انتشار نقاط مشابه است).

در تصاویر مرتبط، μa از ۰/۰۰۹ تا ۰/۰۲ درجه بندی شده است. توده نابه‌هنجار در تصویر با لبه های هاله نشان داده شده است. تعداد در MATLAB به صورت یک فایل ضمیمه شده نشان داده شده است.



شکل ۵: نمایش μa و μs قبل و بعد از بازسازی تصویر در لایه‌های متفاوت

الگوریتم نوشته شده در مرحله اول تعداد نقاط توده اصلی اولیه بازسازی نشده را نشان میدهد. در این مورد، تعداد منحنی‌های با μ معادل ۰/۰۲ شمرده شده اند، سپس در محل الگوریتم ذخیره گردیده اند. سپس، در تصویر بازسازی شده، سنجش حدودی از μ که تعداد نقاط داخل محدوده اختلاف کمتری با تعداد توده نابه‌هنجاری اصلی ندارد هدفگیری شده است. برای انجام این عمل، μ از ۰/۰۱ به ۰/۰۲ با رتبه ۰/۰۰۰۱ تغییر می-کند. سپس، تعداد نقاط بیشتر از حدود بدست خواهد آمد. تفاوت بدست آمده با تعداد توده اصلی در متغیر A قرار گرفته است. سرانجام، این حلقه نوشته شده حداقل مقدار A را در میانگین-A متغیر ذخیره خواهد کرد و دامنه متصل شده با حداقل نقاط در متغیر Marz ذخیره خواهد شد.

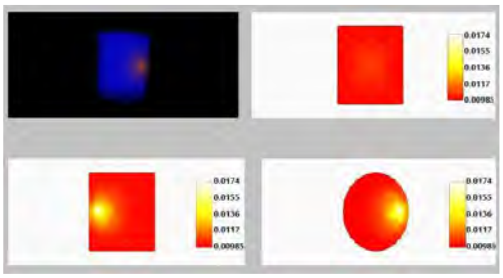
سپس، حلقه دیگری از منحنی های ثبت شده با μ بیش از Marz در متغیر B ذخیره می شوند. سپس، تعداد نقاط B محاسبه می شوند و در متغیر نقاط-بازسازی ذخیره می گردند. در این حلقه، تعداد نقاط B که مختصاتشان پیش از بازسازی در توده نابه‌هنجاری قرار گرفته در متغیر نقاط-درست ذخیره می شود.

$$\text{درصد- درستی} = \frac{noghte\text{-}bazsazi}{noghte\text{-}dorosti} \times 100$$

۳- شبیه‌سازی

ابتدا، سعی می‌کنیم شیوه صحیح عملیات در ماده را بررسی نمائیم [9]،[11]. در این مورد، محیط پیرامون استوانه‌ای 50×50 mm با $\mu a=0.01$ و $\mu s=1$ می باشد و منطقه نابه‌هنجاری مانند یک توده با یک شعاع 8 mm در مختصات (13,0,0) قرار گرفته است، مشخصات نوری محیط پیرامون نیز $\mu a=0.02$ و $\mu s=1$ می باشد.

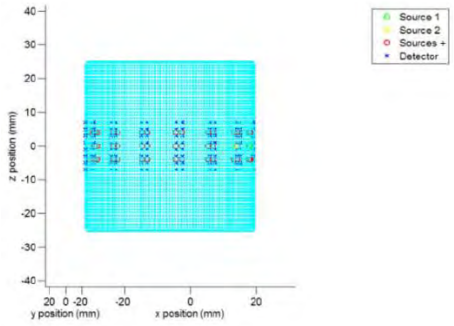
محل منابع و ردیاب ها، در این حالت، بر طبق ماده می باشد. مختصات محل منابع و ردیاب ها به شیوه ای است که یک حلقه ۱۶-منبعی در $Z=0$ و حلقه های ۱۶-منبعی ردیاب در $Z=7,14,-7,-14$ قرار می‌گیرند. در این مورد، تصویر بازسازی شده به شرح ذیل است [9,10,11]:



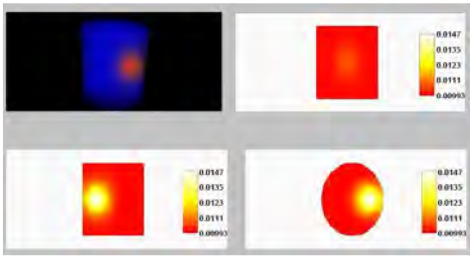
شکل ۶: تصویر بازسازی شده شبکه ابعادی تهیه شده توسط دکتر جی یانگ

سپس، با تغییر محل منابع و ردیاب ها به منظور بهبود سیستم تصویربرداری که طرز فکر ما جهت افزایش کیفیت تصویر می-باشد، مجددا بررسی خواهد شد:

مختصات محل منابع و ردیاب‌ها شامل سه حلقه ۱۶-منبعی در $Z=4,0$ و -4 می‌شوند و هشت حلقه ۱۶-ردیاب در $Z=1,3,5,7,-1,-3,-5$ و -7 قرار گرفته است.



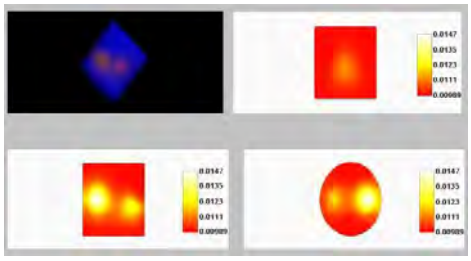
شکل ۷: محل منابع و ردیاب ها در شیوه مطرح شده



شکل ۸: تصویر بازسازی شده شبکه سه بعدی

توده به وضوح نابهنجار در مورد دوم بهتر تشخیص داده شده است:

در مرحله بعد، دو منطقه نابهنجار متقارن با محورهای مختلف Z برای مشاهده امکان تشخیص صحیح الگوریتم ثبت شده استفاده شده اند.

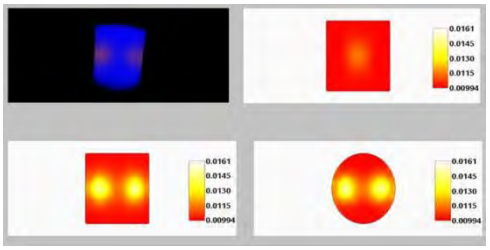


شکل ۹: شبکه سه بعدی تصویر بازسازی شده با دو منطقه نابهنجار

جهت اطمینان بیشتر از شیوه مطرح شده، دو منطقه نابهنجار متقارن با همپوشی تاج برای مشاهده امکان تشخیص صحیح الگوریتم ثبت شده بکار رفته اند.

۴- نتیجه گیری

دستورالعمل تشخیص صحیح منطقه نابهنجار در این مقاله نوشته شده که قابلیت تضمین تشخیص صحیح منطقه نابهنجار با حداقل خطاها را دارد. اشاره نمودیم که درصد تشخیص صحت منطقه نابهنجار با استقرار منابع و ردیابها در مختصات مطرح شده که در این مقاله ارائه گردیده‌اند بیشتر از مقدار تهیه شده توسط دکتر جی. یانگ و دکتر دهقانی می باشند. ۲۱٪ بهینه سازی در تشخیص صحت منطقه نابنجار در مقایسه با مقالات قبل مشاهده گردید، سپس تحقیق درباره صحت دو منطقه نابهنجار در حالت سه بعدی را در دو مرحله انجام دادیم، که هر یک دارای دو مختصات مختلف از دو منطقه نابهنجار متفاوت بودند که در برخی از محورها متفاوت بودند، سپس استنتاج نمودیم که یک تشخیص صحیح و تصویری بهتر در بازسازی با محل صحیح منابع و ردیاب ها مرتبط می باشد. همانطور که عملیات نشان داده اند هنگامی که محل منابع و ردیاب ها تغییر می کند، نتایج بهتری به صورت مستقیم و کمی حاصل می گردند. استفاده از طراحی می تواند کمک قابل توجهی به تشخیص بهتر سرطان سینه با استفاده از تصویربرداری NIR را فراهم نماید.



شکل ۱۰: تصویر بازسازی شده شبکه سه بعدی با دو منطقه نابهنجار و همپوشی تاج

جدول ۱: نتایج یک منطقه نابهنجار

	ویژگی های طبقی	ویژگی‌های طبقی نابه‌هنجار	اندازه استوانه	محل دو نابه-هنجاری	تحریک	تحریک الگوریتم بازسازی شده	درصد صحت بازسازی
مقاله جیانگ	$\mu a = 0.01$ $\mu s = 1$	$\mu a = 0.02$ $\mu s = 1$	$R = 25$ $H = 50$	(13,0,0) $R = 8$	9	25	72.63%
مقاله دهقانی	$\mu a = 0.01$ $\mu s = 1$	$\mu a = 0.02$ $\mu s = 1$	$R = 25$ $H = 50$	(13,0,0) $R = 8$	9	28	78.57%
شیوه مطرح شده اول	$\mu a = 0.01$ $\mu s = 1$	$\mu a = 0.02$ $\mu s = 1$	$R = 25$ $H = 50$	(13,0,0) $R = 8$	8	17	99.53%
شیوه مطرح شده دوم	$\mu a = 0.01$ $\mu s = 1$	$\mu a = 0.02$ $\mu s = 1$	$R = 25$ $H = 50$	(13,0,0) $R = 8$ (−13,0,0) $R = 8$	9	19	$A = 98.63\%$ $B = 99.13\%$
شیوه مطرح شده سوم	$\mu a = 0.01$ $\mu s = 1$	$\mu a = 0.02$ $\mu s = 1$	$R = 25$ $H = 50$	(13,0,0) $R = 8$ (−13,0,−5) $R = 8$	11	18	$A = 98.43\%$ $B = 65.13\%$

مراجع

[1] Rahim, R. Abdul, et al. "Data acquisition process in optical tomography: Signal sample and hold circuit." Computers,

Communications, & Signal Processing with Special Track on Biomedical Engineering, 2005. CCSP 2005. 1st International Conference on. IEEE, 2005.

[2] Colak, S. B., et al. "Clinical optical tomography and NIR spectroscopy for breast cancer detection." IEEE Journal of selected topics in quantum electronics 5.4, 1143-1158, 1999.

[3] Wilson, Brian C., and Steven L. Jacques. "Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications." *IEEE Journal of Quantum Electronics* 26.12, 2186-2199,1990.

[4] McBride, Troy O. Spectroscopic reconstructed near infrared tomographic imaging for breast cancer diagnosis. Diss. Dartmouth College, 2001.

[5] Jackson, Valarie P., et al. "Imaging of the radiographically dense breast." Radiology 188.2, 297-301, 1993.

[6] Gopinath, Shankar P., et al. "Early detection of delayed traumatic intracranial hematomas using near-infrared spectroscopy." Journal of neurosurgery 83.3, 438-444, 1995.

[7] Gratton, Gabriele, et al. "Fast and localized event-related optical signals (EROS) in the human occipital cortex: comparisons with the visual evoked potential and fMRI." Neuroimage 6.3, 168-180, 1997.

[8] Devaraj, B., et al. "A novel application of coherent detection imaging method for diagnosis of rheumatoid arthritis in near infrared region." Advances in Optical Imaging and Photon Migration. Optical Society of America, 1998.

[9] Jiang, Huabei, Yong Xu, and Nicusor Iftimia. "Experimental three-dimensional optical image reconstruction of heterogeneous turbid media from continuous-wave data." Optics express 7.5, 204-209, 2000.

[10] Dehghani, Hamid, et al. "Multiwavelength three-dimensional near-infrared tomography of the breast: initial simulation, phantom, and clinical results." Applied Optics 42.1135-145, 2003.

[11] Dehghani, Hamid, et al. "Three-dimensional optical tomography: resolution in small-object imaging." Applied optics 42.16, 3117-3128, 2003.