لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۸، دورهٔ ۱۶، شمارهٔ ۳، صفحات: ۲۸-۲۲ .

مقاله پژوهشی

بازســـازی تصویر فوتوآکوســـتیک خال ملانوما در بافت پوست با روش زمان معکوس

احمد رحمت پور [۱]
محمدعلی انصاری [۲]

خلاصه

مقدمه: از روش فوتوآکوســـتیک در تصویربرداری از بافت‌های ســـرطانی استفاده می‌گردد. در ایـــن روش هم از مزایای روش نوری و هم روش فراصـــوت به‌صورت همزمان برای افزایش کیفیت تصویر استفاده می‌شود. به‌همین‌جهت استفاده از این روش می‌تواند فرآیند غیرتهاجمی تشـــخیص ضایعات سرطانی را تسهیل کند. برای بازســـازی تصویر از روش‌های مختلفی مانند روش زمان معکوس اســـتفاده می‌شود. این روش بازسازی تصویر یک روش خوب برای تمرکز برروی انتشار موج آکوستیکی در محیط‌های پیچیده و ناهمگن مانند بافت است و نتایج خوبی در بررســـی امواج آکوســـتیک دارد. در این مقاله قصد داریم تا به کمک روش فوتوآکوستیک، عمق خال ملانوما را به‌دست آوریم.

روش بررسی: بـــه این منظور بافت پوست را به‌صورت سه‌لایه مدل‌سازی می‌کنیم و خال را به‌صورت استوانه درون مدل سه‌لایهٔ پوست درنظر می‌گیریم. نور لیزر با طول‌موج ۵۳۲ نانومتر را به بافت می‌تابانیم و نحوهٔ تولید موج آکوستیکی و بازسازی تصویر را براساس معادلات انتشار فوتوآکوســـتیک بررسی خواهیم کرد. سپس براســـاس یک پروب پیشنهادی، عمق و قطر خال ملانوما تعیین می‌گردد.

یافته‌ها: در این مطالعه اثر تغییرات اندازهٔ خال ملانوما برروی انتشار موج آکوستیک بررسی می‌شـــود سپس تصویر فوتوآکوســـتیک در فرکانس‌های مختلف بین ۴ تا ۶۴ مگاهرتز بررسی می‌گردد که نتایج نشـــان می‌دهند در فرکانس ۳۲ مگاهرتـــز، عمق و قطر خال با دقت خوبی قبول اندازه‌گیری می‌باشد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشـــان می‌دهند که امکان اســـتفاده از پروب فوتوآکوستیک برای بررسی پیشرفت بیماری ملانوما وجود دارد.

واژه‌های کلیدی: تصویربرداری فوتوآکوستیک، بازسازی تصویر، روش زمان معکوس، ملانوما

۱. *دانشجوی فوتونیک، پژوهشکدهٔ لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران*

۲. *دانشـــیار فوتونیک، پژوهشکدهٔ لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران*

نویسندهٔمســـئول: محمدعلی انصاری تلفن: ۰۹۱۲۲۵۸۶۴۳۷
پست الکترونیک: m_ansari@sbu.ac.ir

مقدمه

در روش‌های تصویربرداری نوری، به علت پراکندگی بالای نور در ناحیهٔ فروسرخ نزدیک و با افزایش عمق، قدرت تفکیک تصویر کاهش می‌یابد درحالی‌که این مسئله در فوتوآکوستیک مرتفع شده است[۵-۱]. در روش فوتوآکوستیک، ابتدا بافت توسط یک پالس لیزری نورتابی می‌شود. مقداری از انرژی نور لیزر توسط بافت جذب و سبب انقباض و انبساط بافت در محل نورتابی می‌شود، درنتیجه یک موج آکوستیکی در بافت ایجاد و منتشر می‌گردد. موج آکوستیکی دارای گسترهٔ فرکانسی از چند کیلوهرتز تا چند گیگاهرتز است. دامنهٔ موج آکوستیکی و فرکانس بیشینهٔ آن به جنس بافت و عمق نمونه بستگی دارد. بنابراین با انتخاب مبدل آکوستیکی مناسب می‌توان نمونه‌های مختلف را در عمق‌های مختلف بررسی کرد. به‌همین‌دلیل در تصویربرداری‌های بیولوژیکی مختلف می‌توان از روش فوتوآکوستیک استفاده کرد. تاکنون برای تصویربرداری از ساختارهای درون‌سلولی مانند میتوکندری، سلول‌های عصبی و تومورهای سرطانی سینه و دهانهٔ رحم از این روش استفاده شده است[۹-۶].با توجه به توانمندی روش فوتوآکوستیک، در چند سال اخیر برای بررسی سرطان‌های پوست از این روش نیز استفاده شده است. به همین منظور و در سال ۲۰۱۴ آقای استیون جکواس[1] با استفاده از روش مونت‌کارلو به شبیه‌سازی ایجاد موج فوتوآکوستیک در مدل پوست پرداخت. او برای این کار از مدل دولایهٔ تخت (اپی‌درمیس و درمیس) با یک رگ استوانه‌ای با قطر نیم میلی‌متر در لایهٔ درمیس استفاده کرد و توانست شدت موج فوتوآکوستیک را روی سطح پوست شبیه‌سازی کند[۱۰]. ایوازاکی[2] و ساتو[3] در سال ۲۰۱۷ با طراحی یک سیستم بدون لنز موفق به تصویربرداری با قدرت تفکیک بالا از کروموفرها شدند. این سیستم از قراردادن چهار مبدل التراسونیک با فرکانس مرکزی ۱۰ مگاهرتز تشکیل شده بود. آن‌ها لیزر با طول‌موج ۵۳۲ نانومتر را به کمک فیبر به بافت تابواندند و با گام‌های ۴۰ میکرومتر سطح نمونه را برای ثبت سیگنال آکوستیکی جارو کردند[۱۱]. برای بازسازی تصویر فوتوآکوستیک روش‌های مختلفی وجود دارد که از میان آن‌ها می‌توان به روش زمان معکوس اشاره کرد. در این روش، سیگنال‌هایی که به مبدل‌ها می‌رسند در گام‌هایی مشخص به‌صورت معکوس زمانی بازگردانده می‌شوند تا مقدار کمیت جایگزیدهٔ یک تصویر با کیفیت مطلوب را بدهند.

در این مطالعه قصد داریم تا برای بررسی اندازهٔ خال ملانوما از سیگنال فوتوآکوستیکی استفاده کنیم. بافت به‌صورت سه‌لایه و خال به‌صورت یک استوانهٔ درون لایهٔ اپیدرمیس و درمیس درنظر گرفته شده است. سیگنال‌های تولیدشده از قسمت‌های سطحی بافت در زمان‌های کوچک‌تری روی پروفایل زمانی ظاهر می‌شوند و سیگنال‌های تولیدشده از قسمت‌های عمیق‌تر در زمان‌های بزرگ‌تری روی پروفایل زمانی ظاهرمی‌شوند از این قضیه به‌عنوان عامل تشخیص ضخامت خال استفاده می‌کنیم. به علت بالابودن ضریب جذب و پراکندگی خال ملانوما امکان بررسی سیگنال فوتوآکوستیک در تمام حالت‌های پیشرفتهٔ خال ملانوما وجود ندارد. در این مطالعه از روش زمان معکوس برای بازسازی تصاویر استفاده می‌شود. به همین منظور از بستهٔ محاسباتی با عنوان K-wave استفاده شده است.

این بستهٔ نرم‌افزاری اولین بار در سال ۲۰۰۲ برای تصویربرداری فوتوآکوستیک معرفی شد. در این جعبه ابزار سیستم معادلات به‌صورت مرتبهٔ اول حل می‌شود که به دلیل استفاده از فضای فرکانسی، حافظهٔ ذخیره‌سازی کمی نیاز دارد و امکان اندازه‌گیری پارامترهایی همچون شدت آکوستیکی و چگونگی افزایش دما به دلیل جذب آکوستیکی را مهیا می‌کند. در اینجا با طراحی پروبی خاص، انتشار موج آکوستیکی خال در فرکانس‌های مختلف شبیه‌سازی خواهد شد تا فرکانس بهینه برای تصویربرداری معین گردد.

روش بررسی

تولید امواج فوتوآکوستیک و معادلات حاکم بر آن

در تصویربرداری فوتوآکوستیکی، بافت در معرض تابش نور پالس کوتاه لیزر قرار می‌گیرد. با جذب نور لیزر، بافت به‌صورت موضعی گرم می‌شود و این گرم شدن و افزایش دما سبب انبساط و انقباض ترموالاستیک بافت می‌گردد. تنش ایجادشده در بافت منجر به ایجاد یک فشار اولیه و انتشار موج صوتی در بافت می‌شود. چون ضریب پراکندگی بافت برای موج صوتی ۱۰۰۰-۱۰۰ برابر کوچک‌تر از ضریب پراکندگی بافت برای موج نوری می‌باشد لذا، این امواج صوتی به‌راحتی درون بافت انتشار می‌یابند و در سطح بافت توسط آشکارسازهای موج صوتی آشکارسازی می‌شوند. در حین تابش نور لیزر، تغییرات نسبی حجم در بافت گرم‌شده در مکان r به شکل زیر است[۱۲]:

$$\frac{dv}{v} = -\kappa p(\mathrm{r}) + \beta \mathrm{T}(\mathrm{r}) \qquad (۱)$$

که در آن κ ضریب تراکم‌پذیری همدمایی و واحد آن یک بر پاسکال است و β ضریب انبساط حجمی و p تغییرات فشار برحسب Pa و T دما بر حسب کلوین می‌باشد. ضریب تراکم‌پذیری همدمایی به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\kappa = \frac{C_p}{\rho V_s{}^2 C_v} \qquad (۲)$$

ρ چگالی را نشان می‌دهد و V_s سرعت صوت و C_p و C_v ظرفیت

1. Jacques
2. Iwazaki
3. Sato

گرمایی ویژه در فشـــار و حجم ثابت هستند که برای گازها دارای مقادیر متفاوت اما برای بافت مقدارشان با هم برابر است. به‌منظور تولید سیگنال صوتـــی مؤثر طول پالس لیـــزر باید از زمان محدودیـــت گرمایی و زمان محدودیت اســـترس کوتاه‌تر باشد[۱۳]. محدودیت گرمایی نشان می‌دهد که پخش گرمایی در حین تابش پالس لیزر قابل چشم‌پوشی می‌باشد:

$$T_0 < T_{th} = \frac{d_c^{\,2}}{4\alpha} \qquad (۳)$$

اگر طول پالس لیزر T_0 باشـــد، d_c طـــول تفکیک‌پذیری فضایی مورد نظر و α ضریب پخش حرارتی اســـت. اگر طـــول پالس لیزر T_0 از زمان محدودیت صوتی کمتر باشد یک پاسخ ضربه‌ای صوتی تولید می‌شود.

معمولاً افزایش فشار اولیه در موضع به‌صورت زیر درنظر گرفته می‌شود:

$$p_0(\mathrm{r}) = \frac{\mathrm{W}_a(\mathrm{r})}{\rho C_v} \qquad (۴)$$

که $\mathrm{W_a(r)}$ انرژی جذب‌شـــده می‌باشد. اگر نرخ تولید گرما S باشد که به‌وسیلهٔ ضریب جذب μ_a در نقطهٔ r تولید می‌شود:

$$S(\mathrm{r},\mathrm{t})\,\mathrm{dt} = \mu_a(\mathrm{r})\phi(\mathrm{r},\mathrm{t}) \qquad (۵)$$

آنگاه

$$\mathrm{W}_a(\mathrm{r}) = \int S(\mathrm{r},\mathrm{t})\,\mathrm{dt} = \mu_a(\mathrm{r})\phi(\mathrm{r}) \qquad (۶)$$

کـــه در آن $\phi(\mathrm{r})$ فلوئنس نـــور لیزر در نقطهٔ هدف می‌باشـــد. بنابراین خواهیم داشت:

$$p_0(\mathrm{r}) = \left(\frac{\beta}{\kappa\rho C_v}\right)\mathrm{W}_a(\mathrm{r}) \qquad (۷)$$

با تعریف پارامتر گرونایزن:

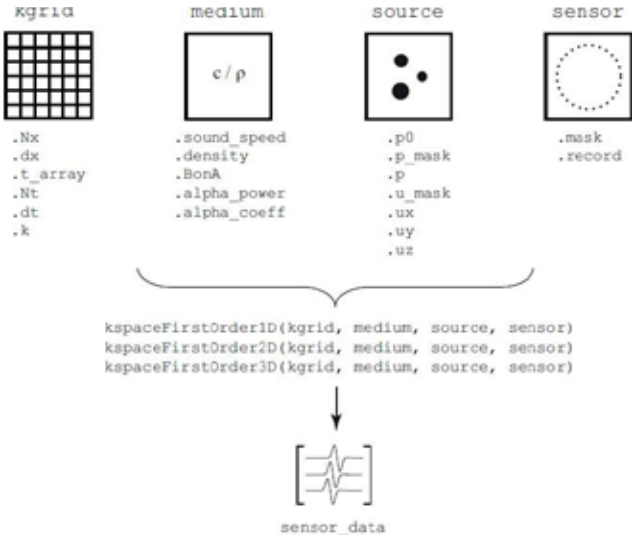
$$\Gamma = \frac{\beta}{\kappa\rho C_v} \qquad (۸)$$

مقدار فشار اولیه به‌صورت زیر خلاصه می‌شود.

$$p_0(\mathrm{r}) = \Gamma\,\mathrm{W}_a(\mathrm{r}) \qquad (۹)$$

حل مستقیم فوتوآکوستیک در نرم‌افزار K-Wave

هنگامی‌که موج آکوســـتیک از میان یک محیط عبور می‌کند، نوسانات پویایی همانند فشار، چگالی و سرعت را می‌توان توسط معادلات دیفرانسیل مرتبهٔ اول با مشتقات جزئی توصیف نمود که در آکوستیک، این معادلات به همراه معادلهٔ موج توسط معادلات دیفرانسیل مرتبهٔ دوم ترکیب می‌شود. برای بافت‌های نرم می‌توان انتشار را ایستا و همگن درنظر گرفت که در آن‌ها فشار غیرچرخشی است و از امواج برشی نیز می‌توان استفاده کرد[۱۴و۱۵]. در نرم‌افزار K-Wave، برای شبیه‌ســـازی، چهار ســـاختار ورودی شامل شـــبکهٔ فضای K، محیط، منبع و آشکارســـاز تعریف می‌شوند(شکل ۱).

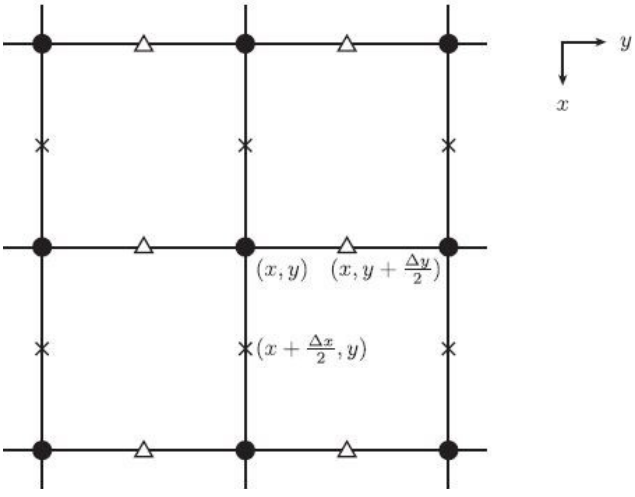


شکل۱: شماتیک توابع شبیه‌سازی در نرم‌افزار K-Wave [۱۹]

روش‌های عددی بسیاری برای حل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی در آکوستیک وجود دارد. در این روش‌ها عواملی از جمله دامنهٔ محاسباتی، مقدار فرکانس‌هـــای کاری و... تأثیرگذار اســـت. در نرم‌افزار K-Wave معادلات موج با پهنای باند در محیط ناهمگن حل می‌شود جهت حل این معادلات با دقت و صحت بالا، حداقل ۱۰ شبکه در هر طول‌موج نیاز خواهد بود که با درنظر گرفتن یک فضای سه‌بعدی به $۱۰^{۱۱}$ شبکه نیاز است که این حجم از شبیه‌ســـازی به کامپوتر با حافظهٔ بســـیار بالا نیاز دارد[۱۵]. جهت کاهش حافظهٔ مورد نیاز برای شبیه‌سازی از روش فضای K استفاده می‌شـــود، شـــکل ۲ نحوهٔ حل معادلات در فضای K را نشـــان می‌دهد.

هندسهٔ خال و مقایسهٔ فرکانس‌ها

شـــکل ۳ چیدمان طراحی‌شـــده، آرایش مبدل‌ها و منابع نوری و نحوهٔ قرار گرفتن چیدمان برروی پوســـت را نشـــان می‌دهد. در این چیدمان ۸



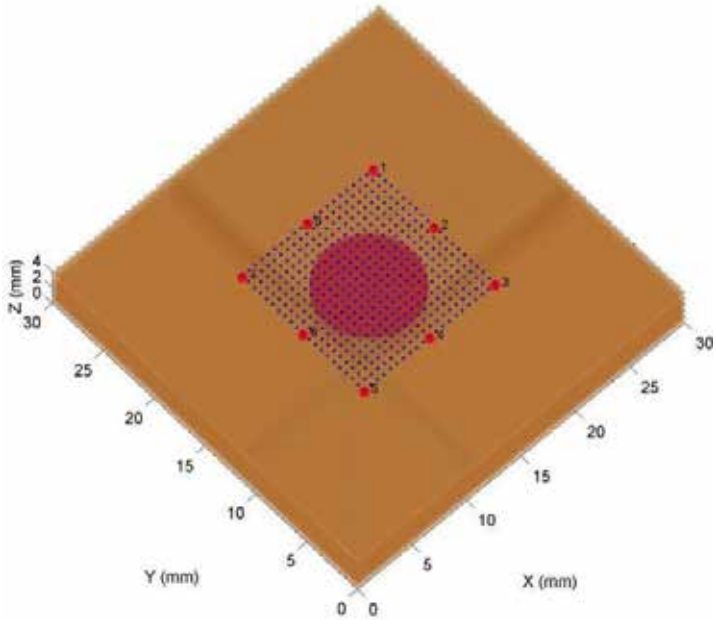
شکل۲: شماتیک مراحل محاسباتی مرتبهٔ اول در محیط ناهمگن در فضای K[۱۹]

منبع نوری در طول‌موج ۵۳۲ نانومتر در گوشه‌ها و وسط اضلاع یک مربع ۱۲×۱۲ میلی‌متر قرار دارند. شبکه‌ای از مبدل‌ها وجود دارد که برروی این مربع قرار دارند.

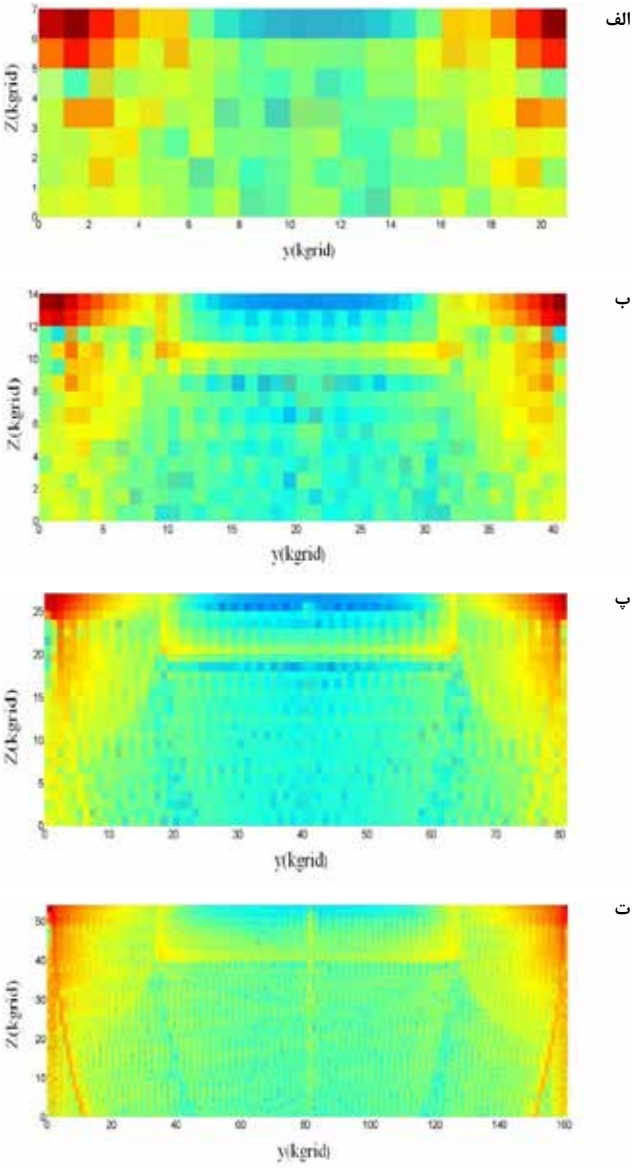
تصاویر بازسازی‌شـــده ازخال ملانومـــا در فرکانس‌های ۸، ۱۶، ۳۲ و ۶۴ مگاهرتز در شـــکل ۴ مشاهده می‌شود (ضرایب نوری بافت در جدول یک ارائه شـــده است). از بررسی نتایج به‌دســـت‌آمده مشخص می‌شود که در فرکانس ۳۲ مگاهرتز بهترین تصاویر از ضخامت و قطر خال ملانوما به‌دست می‌آید. ضخامت خال ۰/۷، ۱/۰۰، ۱/۵، ۲/۰۰، ۲/۵، ۳/۰۰ و ۳/۵ میلی‌متر و قطـــر خـــال ۴/۰۰، ۵/۰۰، ۶/۰۰، ۷/۰۰ و ۸/۰۰ میلی‌متر درنظر گرفته شده‌اند. ممکن است به‌نظر برســـد که در فرکانس ۶۴ مگاهرتز تصاویر با کیفیت بهتری به‌دست می‌آید، اما در قطر ۸/۰۰ میلی‌متر به‌دلیل نزدیک شـــدن لبهٔ خال به منابع نوری نویز افزایش می‌یابد، همچنین در ضخامت ۳/۵ میلی‌متر که حادترین حالت ملانوما درنظر گرفته شـــده است، فشار اولیهٔ کمی تولید می‌شـــود و افزایش فرکانس به بالای ۳۲ مگاهرتز باعث کاهش کیفیت تصاویر می‌گردد.

یافته‌ها

برای بررســـی مراحل مختلف بیمـــاری، ۱۴۰ تصویر از ضخامت و عمق خال که مهم‌ترین پارامترهای تشـــخیصی این بیماری هستند را بازسازی کردیم. شکل ۵ تصاویر بازسازی‌شده از ضخامت‌های ۰/۷، ۱/۵، ۲/۵و ۳/۵ میلی‌متر خال ملانوما را نشـــان می‌دهد. بیشـــترین ضریب جذب مربوط بـــه خال ملانومـــا و برابر ۲/۴ بر میلی‌متر اســـت و کمترین ضریب جذب برای لایهٔ درمیـــس و برابر ۰/۰۰۸ بر میلی‌متر اســـت. کمترین ضخامت



شکل ۳: آرایش مبدل‌ها و منابع نوری و نحوهٔ قرار گرفتن آن‌ها در این چیدمان و برروی پوست



شکل ۴: تصاویر بازسازی‌شـــده از خال ملانوما به قطر ۷ میلی‌متر و ضخامت ۱ میلی‌متر در فرکانس‌های مختلف.(الف): فرکانس ۸ مگاهرتز، (ب): فرکانس ۱۶ مگاهرتز، (پ): فرکانس ۳۲ مگاهرتز و (ت): فرکانس۶۴ مگاهرتز

مربـــوط به مرحلهٔ اول ملانوما و برابر ۰/۷ میلی‌متر و بیشـــترین ضخامت مربوط به حادترین حالت ملانوما و برابر ۳/۵ میلی‌متر می‌باشـــد. تصاویر در فرکانس‌های ۸، ۱۶، ۳۲ و۶۴ مگاهرتز به‌دســـت آمده‌اند. نتایج حاکی از آن اســـت که با اســـتفاده از ایـــن چیدمان در فرکانـــس ۳۲ مگاهرتز، تصاویربازسازی‌شـــده قابلیت تشخیص ضخامت‌های مختلف خال (مراحل مختلف بیماری) را دارند. حجم بزرگ‌ترین المان انتخاب‌شده ۵ میکرومتر و کوچک‌ترین المان ۱ میکرومتر است و از یک منبع نور با طول‌موج ۵۳۲ نانومتر استفاده کرده‌ایم. واضح است که در لایهٔ اول از خال جذب بالاست اما، نور به‌ســـرعت تضعیف و توانایی نفوذش کم می‌شود و نور کمتری به

جدول۱: ضرایب اپتیکی لایه‌های مختلف پوست و خال ملانوما[۱۶و۱۷]الف: ضخامت خال ۰/۷ میلی‌متر، ب: ضخامت خال ۱/۵ میلی‌متر، پ: ضخامت خال۳/۵ میلی‌متر و ت: ضخامت خال ۲/۵ میلی‌متر

کمیت اپتیکی لایه	ضریب جذب (میلی‌متر)	ضریب پراکندگی (میلی‌متر)	ضریب ناهمسانگردی	ضریب شکست	ضخامت (میلی‌متر)
اپیدرمیس	۰/۳	۳۷/۶	۰/۹	۱/۳۷	۰/۳
درمیس	۰/۰۰۸	۳۵/۷	۰/۹	۱/۳۷	۱/۷
هیپودرمیس	۰/۰۳	۱۷/۳	۰/۹	۱/۳۷	۲
ملانوما	۲/۴	۳۱/۳	۰/۹	۱/۳۷	----

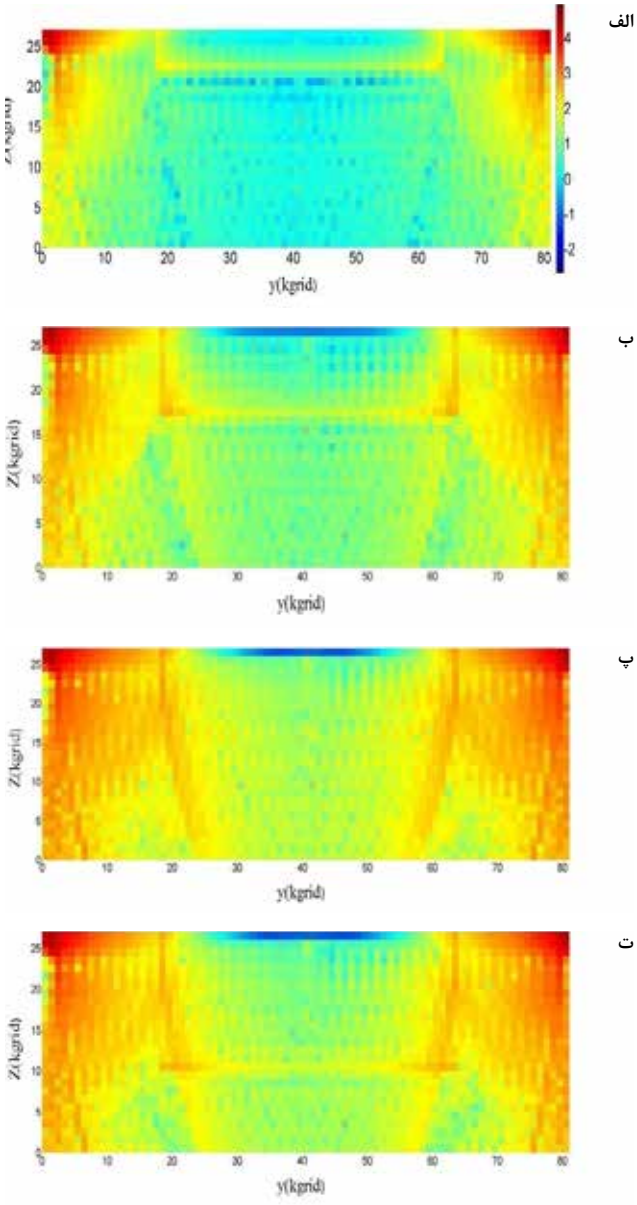
قسمت‌های داخلی خال می‌رسد. با افزایش ضخامت خال، مقدار فشار برای قسمت‌های عمیق‌تر نسبت به قسمت‌های کم‌عمق‌تر کاهش می‌یابد که این ناشی از جذب شدن فوتون‌ها در لایه‌های اولیه است. سهم انرژی که به لایه‌های پایینی خال می‌رسد کمتر از مقداری است که به لایه‌های بالایی خال می‌رسد اما همچنان ضخامت خال قابل تشخیص است.

نور حاصل از منبع توانایی پخش در تمام بافت زمینه را دارد بنابراین سیگنال آکوستیکی و متناسب با آن فشار اولیه از تمام نقاط بافت زمینه تولید می‌شود. از تغییرات ایجادشده در رفتار پخشی فوتون‌ها و انرژی جذب‌شده در المان‌های با ضریب جذب بالاتر، می‌توان فهمید که میزان انرژی جذب‌شده به شدت به ضریب جذب بافت بستگی دارد. چون انرژی جذب‌شده مستقیماً با افزایش دما و فشار اولیه رابطه دارد و چون ملانوما یک جاذب دارای ضریب جذب بسیار بالاتری نسبت به بافت معمولی است، بنابراین با توجه به نتایج، روش بازسازی تصویر به‌کار گرفته‌شده نسبت به تغییرات فشار اولیه بسیار حساس است و توانایی تشخیص قسمت‌های با فشار اولیه مختلف را دارد.

برای نشان دادن توانایی بازسازی تصویر از شعاع خال، تصاویر بازسازی‌شده از خال استوانه‌ای با ضخامت ۱ میلی‌متر و شعاع‌هایی با تغییرات ۱ میلی‌متری نشان‌داده شده‌اند(شکل۶). بزرگ‌ترین شعاع برای حادترین حالت ملانوما و برابر ۳/۵ میلی‌متر و کوچک‌ترین شعاع برای یک خال معمولی و برابر ۲ میلی‌متر درنظر گرفته شده است.

نتیجه‌گیری

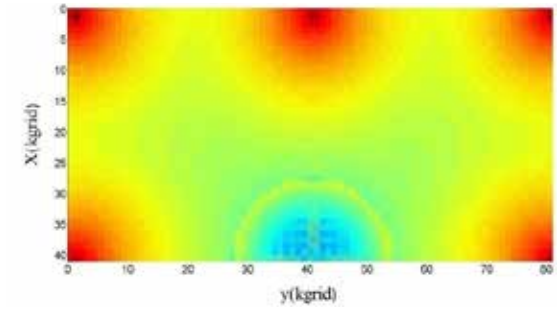
در این مقاله با قرار دادن خال‌های با ضخامت‌های مختلف و قطرهای مختلف و با استفاده از نرم‌افزار K-Wave تصاویر بازسازی‌شده از خال ملانوما به‌دست آمده است. در این مدل بافت پوست به‌صورت لایه‌ای تخت (اپی‌درمیس، درمیس و هیپودرمیس) با یک استوانه به قطرهای ۴ تا ۷ میلی‌متر و ضخامت‌های ۰/۷، ۱، ۱/۵، ۲/۰، ۲/۵، ۳/۰ و ۳/۵ میلی‌متر مدل‌سازی شده و سیگنال فوتوآکوستیک برروی سطح به‌دست آمده است.



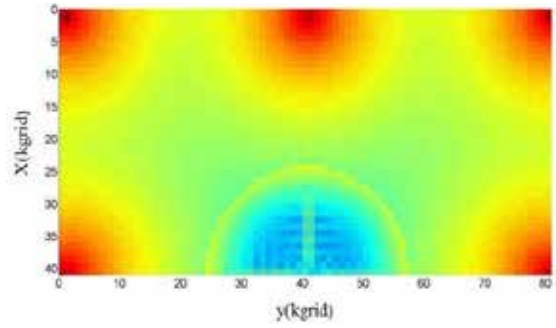
شکل۵: تصاویر بازسازی‌شده از مراحل مختلف پیشرفت ضخامت ملانوما. الف: ضخامت خال ۰/۷ میلی‌متر، ب: ضخامت خال ۱/۵ میلی‌متر، پ: ضخامت خال۳/۵ میلی‌متر و ت: ضخامت خال ۲/۵ میلی‌متر

این روش نسبت به تغییرات ضرایب نوری حساس است و یک توزیع بسیار دقیق از میزان انرژی جذب‌شده در المان‌های حجمی بافت‌های مختلف را می‌دهد. بنابراین می‌توان از این روش در کاربردهای ترموآکوستیک نیز استفاده نمود. در هر سیستمی به طور طبیعی مقادیری نویز وجود دارد با درنظر گرفتن یک تصویر زمینه مقدار نویز که ناشی از بازسازی تصویر است را به‌دست می‌آوریم. مقدار بیشینهٔ تصویر بازسازی‌شدهٔ زمینه ۸.۳۷×۱۰۴ می‌باشد که این مقدار برای تصویر بازسازی‌شده از خال به ضخامت ۲/۵ و قطر ۳/۵ میلی‌متر در فرکانس ۳۲ مگاهرتز برابر ۵/۱۵×۱۰۴ می‌باشد. واریانس تصویر زمینه و تصویر با خال با پارامترهای

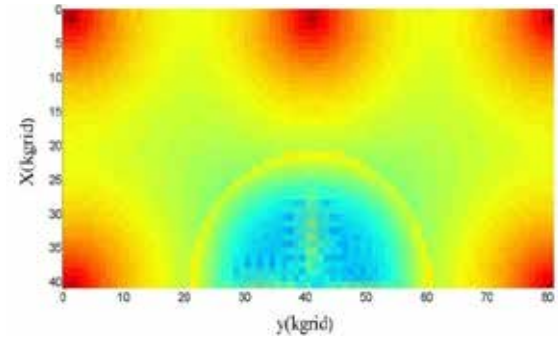
الف



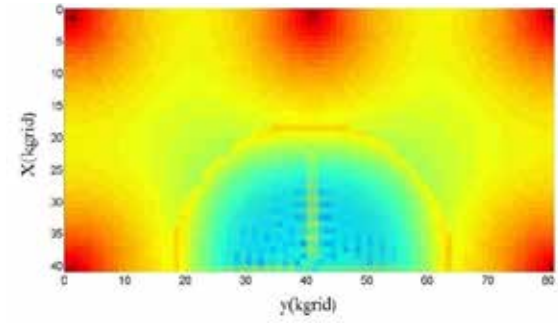
ب



پ



ت



شـــکل۶: تصاویر بازسازی‌شدهٔ مراحل مختلف پیشرفت شعاعی ملانوما. الف: شعاع خال ۲ میلی‌متر، ب: شعاع خال ۲/۵ میلی‌متر، پ: شعاع خال ۳ میلی‌متر و ت: شعاع خال ۳/۵ میلی‌متر

ذکر شده به‌ترتیب ۱۰۴×۴/۶ و ۱۰۴×۲/۳۵ می‌باشد.

در این مقاله ما بازسازی تصویر را برای یک خال استوانه‌ای با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف انجام داده‌ایم، لذا می‌توانیم با اسکن سطحی پروب برروی پوست و همچنین تعریف خال به‌صورت هندسهٔ نامتقارن، تصاویری با ویژگی‌های بهتر را انجام دهیم که باعث بهبود عملکرد سیستم شود.

References:

1. Schellenberg MW, Hunt HK. Hand-held optoacoustic imaging: A review, Photoacoustics. 2018; 11: 14-27.

2. Mahmoodkalayeh S, Jooya HZ, Hariri A, Zhou Y, Xu Q, Ansari MA, Avanaki MRN. Low Temperature-Mediated Enhancement of Photoacoustic imaging depth. Sci Rep. 2018; 8: 4873-1-4873-9.

3. Kruger RA. Photoacoustic ultrasound, Med Phys. 1994; 21: 127-31.

4. Beard P. Biomedical photoacoustic imaging, Interface focus. 2011; 1: 602-31.

5. Manohar S, Razansky D. Photoacoustics: a historical review, Advances in optics and photonics. 2016: 8: 586-617.

6. Hariri, A, Fatima A, Mohammadian N, Mahmoodkalayeh S, Ansari MA, Bely N, Avanaki MRN. Development of low-cost photoacoustic imaging systems using very low-energy pulsed laser diodes. J Biomed Opt. 2017; 22: 075001.

7. Wang L, Hu S. Photoacoustic tomography: in vivo imaging from organless to organs, Science. 2012; 335: 1458-62.

8. Ansari MA, Erfanzadeh M, Mohajerani E. Mechanisms of Laser-Tissue Interaction II. Tissue Thermal Properties. J Lasers Med Sci. 2013; 4: 99-106.

9. Zarei M, Mahmoodkalayeh S, Ansari MA, Manwar R, Kratkiewicz K, Avanaki MRN. Simultaneous photoacoustic tomography guided diffuse optical tomography: a numerical study, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing. 2019; 10878: 108785U.

10. Jacques SL. Coupling 3D Monte Carlo light transport in optically heterogeneous tissues to photoacoustic signal generation, Photoacoustics. 2014; 2: 137-42.

11. Taiichiro I, Iwazaki H, Omuro T, Kawaguchi Y, Tsunoi Y, Kawauchi S, Sato S. Lensless high-resolution photoacoustic imaging scanner for in vivo skin imaging. Optical Review. 2018; 25: 33-9.

12. Li C, Wang LV. Photoacoustis tomography and sensing in biomedicine, Phys Med Biol. 2009; 54: R59.

13. Welch AJ, Van Gemert MJ. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. Springer, New York: 2011.

14. Treeby BE, Cox BT. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave-fields, Journal of Biomedical Optics. 2010; 15: 021314.

15. Tabei M, Mast TD, Waag RC. A k-space method for coupled first-order acoustic propagation equations, Acoust Soc Am. 2002; 111: 53-63.

16. Cheong WF, Prahl SA, Welch AJ. A review of the optical properties of biological tissue , IEEE photonics society. 2002; 26: 2166-85.

17. Zonios G, Dimou A. Optical Properties of Human Melanocytic Nevi In Vivo, Photochemistry and photobiology. 2009; 85: 298-303.