



بیست و پنجمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و یازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شیراز،
شیراز، ایران.
۱۱-۹ بهمن ۱۳۹۷



مدل سازی روش فوتوآکوستیک جهت تشخیص سرطان ملانوما با روش مونت کارلو

احمد رحمت پور^۱، محمد علی انصاری^۲

۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد پژوهشکده ی لیزر و پلاسما ، دانشگاه شهید بهشتی تهران

۲ - هیئت علمی پژوهشکده ی لیزر و پلاسما ، دانشگاه شهید بهشتی تهران

چکیده - ملانوما نوعی سرطان پوست است که در کشورهای گرمسیری مانند ایران شیوع بالایی دارد. برای تشخیص این بیماری از روش تهاجمی نمونه برداری استفاده می گردد. در طی فرایند نمونه برداری و پس از آن بیمار دچار درد بوده و سبب از بین رفتن زیبایی پوست می شود. به همین منظور استفاده از روش غیرتهاجمی در این باره مهم است. در چند سال اخیر از روش فوتوآکوستیک، غیرتهاجمی و غیریونیزان، در بیماریهای پوستی استفاده شده است. به همین دلیل، در این مقاله تولید پالس فوتوآکوستیک ناشی از یک خال بدخیم را درون فانتوم پوست تخت بررسی می کنیم. به این منظور از الگوریتم مونت کارلو برای مدلسازی جذب نور لیزر (طول موج ۵۳۲ نانومتر) در پوست استفاده شده و سپس معادله موج آکوستیک ناشی از جذب نور لیزر به کمک تابع گرین حل و فشار روی پوست شبیه سازی می شود. نتایج نشان می دهند که روش فوتوآکوستیک قادر به تشخیص ضخامت و عمق خال می باشد.

کلید واژه - فوتوآکوستیک ، ملانوما ، مونت کارلو.

Modeling of Photoacoustic Method for Detection of Melanoma Cancer by Monte Carlo Method

Ahmad rahmatpour, Mohamadali Ansari

1. Master student of Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran
2. The faculty of Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran.

Abstract- Melanoma is a skin cancer that is prevalent in tropical countries such as Iran. An invasive sampling method is used to diagnose the disease. During the sampling process and afterwards the patient suffers from pain and causes the beauty of the skin to disappear. To do this, using non-invasive methods is important. In recent years, photoacoustic, non-invasive and non-ionizing methods have been used in dermatological diseases. For this reason, in this paper, we study the production of photocoacoustic pulse from a malignant mucus within the flat skin phantom. For this purpose, the Monte Carlo algorithm is used to model the absorption of laser light (532 nm) in the skin, and then the acoustic wave equation derived from absorbing laser light is simulated using the Green's function of solving and pressure on the skin. The results show that the photoacoustic method is capable of detecting the thickness and depth of the mole.

Keywords: Photoacoustic, Melanoma, Monte Carlo.

مقدمه

افزایش فشار اولیه به ضریب جذب نوری موضعی، میزان شار انرژی و سایر ویژگی‌های گرمایی و مکانیکی وابسته است و به صورت موج صوتی در بافت منتشر می‌شود که به موج فوتوآکوستیک معروف است. موج فوتوآکوستیک به وسیله آشکارساز موج آکوستیکی آشکارسازی و سپس به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شود و پس از تقویت و نرمالیزه شدن به کامپیوتر فرستاده می‌شود.

در حین نورتابی لیزر، تغییرات نسبی حجم در بافت گرم شده در مکان r به شکل معادله زیر است [4]:

$$\frac{dv}{v} = -\kappa p(r) + \beta T(r) \quad (1)$$

که در آن κ ضریب تراکم پذیری همدمایی و واحد آن یک بر پاسکال است و β ضریب انبساط حجمی و p تغییرات فشار بر حسب Pa و T دما بر حسب کلون می‌باشد. ضریب تراکم پذیری همدمایی به شکل معادله (۲) تعریف می‌شود:

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

ρ چگالی را نشان می‌دهد و V_s سرعت صوت و C_p و C_v ظرفیت گرمایی ویژه در فشار و حجم ثابت هستند که برای گازها دارای مقادیر متفاوت اما برای بافت مقدارشان با هم برابر است. به منظور تولید سیگنال صوتی موثر طول پالس لیزر باید از زمان محدودیت گرمایی و زمان محدودیت استرس کوتاه تر باشد. محدودیت گرمایی نشان می‌دهد که پخش گرمایی در حین تابش پالس لیزر قابل چشم پوشی می‌باشد اگر طول پالس لیزر T_0 باشد.

$$T_0 < T_{th} = \frac{d_c^2}{4\alpha} \quad (3)$$

که در آن d_c طول تفکیک پذیری فضایی مورد نظر و α ضریب پخش حرارتی است. اگر طول پالس لیزر T_0 از زمان محدودیت صوتی کمتر باشد یک پاسخ ضربه‌ای صوتی تولید می‌شود. شرایط لازم برای برقراری محدودیت تنش در

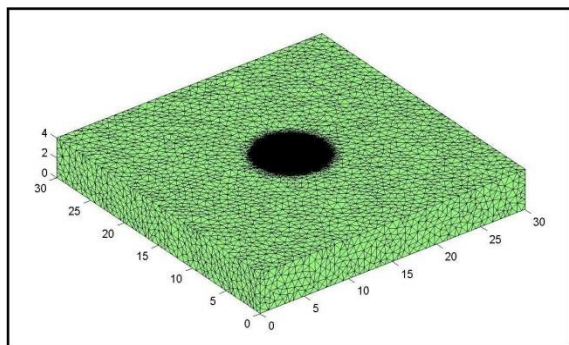
سونوگرافی، از جمله روش‌های تصویربرداری است که در بیماری‌های پوستی استفاده می‌شود که عمق تصویربرداری خوبی دارد ولی دارای کنتراست پایینی است. در مقابل، روش‌های نوری دارای کنتراست خوبی هستند ولی به علت تضعیف نور درون بافت، عمق تصویربرداری پایینی دارند. یکی از راه‌کارهایی که امروزه به منظور غلبه بر محدودیت‌های موجود در سامانه‌های تصویربرداری معمول پیشنهاد می‌شود؛ بهره‌مندی همزمان از مزایای دو یا چند روش تصویربرداری به صورت توأم و در قالب یک سیستم تصویربرداری هیبریدی می‌باشد. یکی از این روش‌های ترکیبی، روش تصویربرداری فوتوآکوستیک است که روش تصویربرداری هیبریدی حاصل ترکیب روش‌های تصویربرداری اپتیکی و فراصوتی می‌باشد. روش فوتوآکوستیکی یا اپتوآکوستیک یکی از زمینه‌های مطالعاتی غیر تهاجمی، در ارزیابی بافت زنده می‌باشد. مبنای این روش، اثر فوتوآکوستیک است که برای اولین بار توسط الکساندر گراهام بل در سال ۱۸۸۱ معرفی شد. وی دریافت که جذب امواج الکترومغناطیس توسط محیط، می‌تواند منجر به تولید امواج صوتی شود. با اینکه تولید امواج فراصوت توسط لیزر، سالیان زیادی در تست‌های غیرمخرب مواد مورد استفاده قرار می‌گرفت اما اولین نشانه‌های اینکه بافت‌های بیولوژیک نیز می‌توانند یک منبع تولید کننده فراصوت باشند، در اوایل دهه ۹۰ مشاهده گردید [3].

اصول تصویر برداری فوتوآکوستیک

در تصویربرداری فوتوآکوستیکی بافت توسط نور لیزر، در معرض اشعه قرار می‌گیرد. انرژی نور توسط کروموفورهای داخلی یا عوامل کنتراست خارجی جذب و به گرما تبدیل می‌شود. گرمای ایجاد شده منجر به انبساط سریعتر ترموالاستیکی می‌شود. سپس یک طیف گسترده متراکم از امواج در بافت ایجاد می‌شود که می‌توان امواج را توسط یک مبدل فراصوتی شناسایی کرد.

جدول ۱- خواص اپتیکی بافت

ضریب شکست	همسانگردی	پراکندگی (بر میلی متر)	جذب (بر میلی متر)	
۱,۳۷	۰,۹	۳۷,۶	۱,۶	اپیدرم
۱,۳۷	۰,۹	۳۵,۷	۰,۰۴۶	درمیس
۱,۳۷	۰,۹	۱۷,۳	۰,۱۷	هایپودرم
۱,۳۷	۰,۹	۳۱,۳	۱۳,۲	خال



شکل ۱- مش بندی بافت سه لایه پوست و خال

طبیعی است که زمان رسیدن موج صوتی حاصل از المان‌های نزدیکتر به آشکار ساز کمتر از زمان رسیدن موج صوتی حاصل از المان‌های دورتر خواهد بود. با توجه به این که یک المان-گیری کروی به صورت پوسته‌های کروی با شعاع محدود میزان انرژی جذب شده و به تبع آن سیگنال فشار را به ما می‌دهد. در سیگنال فشار بدست آمده سه قله فشار دیده می‌شود که با توجه به نحوه قرار گرفتن منبع و آشکار سازها زمان رسیدن سیگنال از هردو سطح بالایی و پایینی خال و سیگنال رسیده از منبع به راحتی قابل تشخیص است. با اسکن کردن منبع و آشکار سازها بر روی سطح بافت، تعداد قله‌های سیگنال از ۳ به ۱ کاهش پیدا می‌کند (قله مربوط به منبع). در چنین حالتی منبع دقیقاً بر روی خال قرار دارد، با توجه به این که اسکن با گام‌های بسیار کوچکی انجام می‌گیرد تشخیص قطر خال به راحتی امکان پذیر است.

فوتوآکوستیک است که به این مفهوم است که در حین تابش پالس لیزری تغییرات حجمی بافت قابل نظر کردن است. افزایش فشار اولیه موضعی بدست می‌آید.

فرض می‌کنیم W انرژی جذب شده باشد اگر نرخ تولید گرما S باشد که بوسیله ضریب جذب μ_a در نقطه Γ تولید می‌شود.

$$S(r, t) dt = \mu_a(r) \phi(r, t) \quad (۴)$$

$$W_a(r) = \int S(r, t) dt = \mu_a(r) \phi(r) \quad (۵)$$

که در آن $\phi(r)$ فلویانس در نقطه هدف می‌باشد. از معادلات (۱) و (۲)

$$p_0(r) = \left(\frac{\beta}{\kappa \rho C_v} \right) W_a(r) \quad (۶)$$

یک پارامتر بنام پارامتر گرونایزن تعریف می‌شود که بدون بعد بوده و به شکل زیر است.

$$\Gamma = \frac{\beta}{\kappa \rho C_v} \quad (۷)$$

$$p_0(r) = \Gamma W_a(r) \quad (۸)$$

شبیه سازی

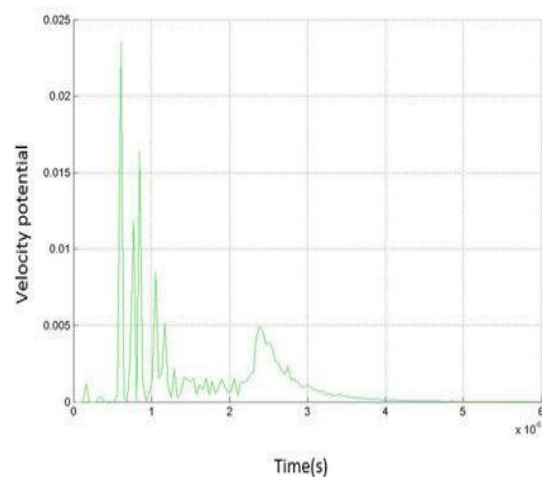
نرم افزار مونت کارلو با بررسی رفتار پخش نور درون بافت، توانایی اندازه گیری ماتریس شار انرژی در المان‌های حجمی بافت را دارد و این ماتریس را بعنوان خروجی در دسترس کاربر قرار می‌دهد با مشخص بودن ماتریس شار انرژی و ضرب آن در گام زمانی، شار انرژی در واحد زمان تولید خواهد شد ضرب کردن این عامل در ضریب جذب هر المان میزان انرژی جذب شده در المان‌های حجمی را محاسبه می‌کند و با ضرب کردن ضریب گرونایزن در میزان انرژی جذب شده فشار اولیه تولید شده در هر المان حجمی قابل محاسبه است. چون سرعت پخش نور در بافت بسیار سریع است لذا در فوتوآکوستیک فرض می‌شود که بافت در یک زمان بسیار کم نور را جذب می‌کند که این جذب انرژی سبب گرم شدن بافت و انبساط و انقباض گرمایی و تولید موج صوتی همزمان از تمام المان‌های بافت می‌شود که این موج صوتی توسط آشکار ساز در سطح بافت آشکار سازی شود [1]. خواص اپتیکی بافت و خال در جدول ۱ آمده است.

که به علت پاسخ در زمان حقیقی، غیر یونیزان و غیر
تهاجمی بودن مورد توجه محققان در جهت رشد و
گسترش کاربردهای آن قرار دارد.

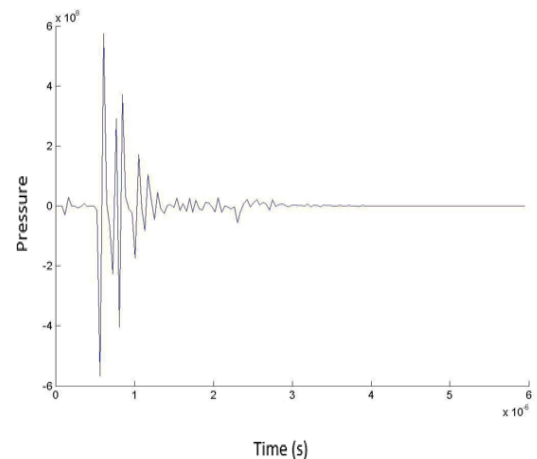
در این مقاله بافت مورد نظر برای شبیه سازی به صورت
یک شبکه سه لایه ای که یک استوانه در شعاع های مختلف
و ضخامت های مختلف به صورت عمود در این هندسه قرار
داده شده، در نظر گرفته شده است. به منظور تشخیص
سریع، در هر مرحله باید ضخامت و قطر خال بدرستی
تشخیص داده شوند. جواب های این شبیه سازی قطر خال
را کاملاً درست و ضخامت خال را برای ضخامت های بزرگتر
از ۱ میلی متر کاملاً درست تشخیص می دهند (شکل ۳ و ۲)

مرجع ها

- [1] Ali Hariri, Afreen Fatima, Nafiseh Mohammadian, Sadreddin Mahmoodkalayeh, Mohammad Ali Ansari, Nicholas Bely, Mohammad RN Avanak, *Development of low-cost photoacoustic imaging systems using very low-energy pulsed laser diodes*, p.075001, Journal of biomedical optics, 2017.
- [2] Sadreddin Mahmoodkalayeh, Hossein Z Jooya, Ali Hariri, Yang Zhou, Qiuyun Xu, Mohammad A Ansari, Mohammad RN Avanaki *low temperature-mediated enhancement of photoacoustic imaging depth*, Scientific reports. Vol. 8.p. 4873, 2018
- [3] Wang, Lihong V. *Photoacoustic imaging and spectroscopy*. CRC press, 2009.



شکل ۲- پتانسیل سرعتی بدست آمده با روش مونت کارلو برای خال
با ضخامت ۱ میلی متر و شعاع ۷ میلی متر



شکل ۳- سیگنال فشار بدست آمده با روش مونت کارلو برای خال
با ضخامت ۱ میلی متر و قطر ۷ میلی متر.

نتیجه گیری

تصویر برداری به روش فوتوآکوستیک به عنوان روشی نوپا
در عرصه مطالعات پزشکی و بیولوژیکی شناخته می شود