

A Review of Photoacoustic Imaging Modalities in Medical Applications

Leila Mohammadi¹

1. Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Zanzan Branch, Islamic Azad University, Zanzan, Iran. *Corresponding Author, lemoelec@gmail.com

Abstract: Medical imaging modalities play a crucial role in the diagnosis, staging, treatment, and monitoring the treatment process of diseases. Photoacoustic imaging has emerged as a recent addition to medical research, offering non-invasiveness, enhanced safety due to non-ionizing radiation, and ease of application in various medical fields. This imaging technique combines ultrasound and optical technologies, providing the significant advantage of high-contrast optical imaging and high-resolution acoustic imaging. This article reviews the fundamental principles of photoacoustic imaging and its common modalities used in medical applications, including photoacoustic microscopy, photoacoustic computed tomography, and photoacoustic endoscopy, as well as the challenges in this field. Studies indicate the potential of photoacoustic technique in providing molecular, structural, and functional information from biological tissues.

Introduction: Combined imaging methods utilizing the capabilities of integrated systems enhance the quality of obtained images compared to single-modality systems. One such combined method is the photoacoustic tomography, which is based on the photoacoustic effect or the detection of ultrasound waves generated by laser irradiation. Common modalities of photoacoustic tomography include photoacoustic microscopy, photoacoustic computed tomography, and photoacoustic endoscopy, each serving specific imaging depths and resolutions. This study explores the types of photoacoustic imaging modalities and evaluates their capabilities.

Method: This article aims to present fundamental principles of photoacoustic imaging and common modalities through a review of relevant studies. Additionally, it investigates the contrast agents contributing to the imaging capabilities of photoacoustic technique in providing molecular, structural, and functional information of biological tissues.

Results: Photoacoustic imaging, utilizing both ultrasound and optical technologies, produces high-contrast images with desirable spatial resolution. It proves valuable in the fields of diagnosis, staging, and monitoring of various diseases. Microscopic photoacoustic and endoscopic photoacoustic modalities are commonly employed for imaging at millimeter depths with micrometer resolution, while photoacoustic computed tomography is versatile for both microscopic and macroscopic imaging purposes.

Discussion: Photoacoustic imaging plays a crucial role in diagnostic studies from organells to organs, offering high-contrast and high-resolution images while remaining non-invasive and non-ionizing. This method facilitates the examination of essential physiological and determining parameters in specific pathologies, providing insights into molecular, structural, and functional aspects of biological tissues.

Keywords: Photoacoustic microscopy, Photoacoustic computed tomography, Photoacoustic endoscopy, Resolution, Contrast.



مروری بر انواع مدالیت‌های تصویربرداری فوتوآکوستیک در کاربردهای پزشکی

دوره پنجم، تابستان ۱۴۰۳
شماره دوم، صص: ۴۵-۵۲

تاریخ دریافت: ۱۶/۰۱/۱۴۰۳
تاریخ پذیرش: ۳۱/۰۲/۱۴۰۳

لیلا محمدی^۱

۱. استادیار، گروه مهندسی برق، دانشکده برق و کامپیوتر، واحد زنجان، دانشگاه آزاد اسلامی، زنجان، ایران. (نویسنده مسئول)
lemoelec@gmail.com

چکیده: مدالیت‌های تصویربرداری پزشکی نقش مهمی را در تشخیص، مرحله‌بندی، درمان و پایش روند درمان بیماری‌ها ایفا می‌کنند. یکی از روش‌هایی که در سال‌های اخیر وارد عرصه تحقیقات پزشکی شده است، تصویربرداری فوتوآکوستیک است که به علت خواصی چون غیرتهاجمی بودن، امنیت بیشتر- به دلیل استفاده از تشعشعات غیریونیزان- و سهولت کاربرد، در بسیاری از حوزه‌های پزشکی مورد توجه قرار گرفته است. این تکنیک تصویربرداری ترکیبی از دو تکنولوژی فراصوت و نوری بوده و در نتیجه مهم‌ترین مزیت و علت توجه به آن بهره‌بردن از کنتراست بالای تصویربرداری نوری و رزولوشن بالای تصویربرداری فراصوت می‌باشد. در این مقاله به بررسی اصول اساسی تصویربرداری فوتوآکوستیک و انواع مدالیت‌های رایج آن در کاربردهای پزشکی شامل میکروسکوپی فوتوآکوستیک، توموگرافی کامپیوتری فوتوآکوستیک و آندوسکوپی فوتوآکوستیک و همچنین چالش‌های موجود در این حوزه پرداخته‌ایم. مطالعات انجام‌شده قابلیت به‌کارگیری تکنیک فوتوآکوستیک را در فراهم‌آوردن اطلاعات مولکولی، ساختاری و عملکردی از بافت‌های بیولوژیکی نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: میکروسکوپی فوتوآکوستیک، توموگرافی کامپیوتری فوتوآکوستیک، آندوسکوپی فوتوآکوستیک، رزولوشن، کنتراست.

۱. مقدمه

پیشرفت‌های اخیر در تکنولوژی تشخیصی به‌طور چشم‌گیری باعث بهبود تشخیص و مرحله‌بندی بیماری‌ها شده‌است. در حال حاضر تکنیک‌های تصویربرداری پزشکی رایجی نظیر فراصوت^۱ (US)، تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۲ (MRI)، تصویربرداری نوری و روش‌های مبتنی بر اشعه ایکس در تشخیص بیماری‌ها به‌کار می‌روند. هر کدام از این روش‌ها در کنار توانمندی‌ها و قدرت تشخیصی خود، محدودیت‌های خاصی نیز دارند. مثلاً، علی‌رغم بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی اشعه ایکس از طریق تکنیک‌های پردازش تصویر و به منظور فراهم‌آوردن اطلاعات مفید آناتومیکی از بدن بیمار و تشخیص زود هنگام سرطان سینه [۱]، این روش منجر به تجمع پرتوهای یونیزان در درون بافت در حین تصویربرداری می‌شود که برای بدن بیمار مضر است [۲]. روش‌های تصویربرداری نوری به علت پراکندگی شدید فوتون‌های نور دارای رزولوشن فضایی پایینی بوده و در نتیجه امکان تهیه تصاویر عمقی از ساختارهای بافت زنده وجود ندارد [۳، ۴]. در مقابل تصویربرداری فراصوت به دلیل پراکندگی کمتر امواج صوتی نسبت به فوتون‌های نوری (حدود ۱۰۰ الی ۱۰۰۰ مرتبه)، می‌تواند تفکیک بهتری را فراهم کند [۵-۳]. اما از آنجاکه تصویربرداری فراصوت مبتنی بر آشکارسازی خواص مکانیکی بافت‌های بیولوژیکی است، دارای کنتراست ضعیفی بوده و برای تشخیص و بررسی بیماری‌ها در فاز اول پیشرفت مناسب نمی‌باشد [۴].

یکی از راهکارهای پیشنهادی برای غلبه بر محدودیت‌های موجود در سیستم‌های تصویربرداری تک‌مدالیت، بهره‌مندی هم‌زمان از مزایای دو یا چند روش تصویربرداری به صورت توأم و در قالب یک سیستم تصویربرداری ترکیبی می‌باشد. یکی از این روش‌های ترکیبی، تکنیک توموگرافی فوتوآکوستیک^۳ (PAT) است که مبتنی بر اثر فوتوآکوستیک یا آشکارسازی امواج فراصوت ناشی از تابش لیزر می‌باشد [۶، ۷]. اثر فوتوآکوستیک به عنوان یک پدیده فیزیکی برای نخستین بار در سال ۱۸۸۰ توسط الکساندر گراهام بل به دنبال کشف فوتوفون شناخته شد [۸]. اما کاربرد آن به عنوان یک تکنولوژی تصویربرداری پزشکی طی سال‌های اخیر در قرن ۲۱ مطرح شده‌است. PAT که ترکیبی از دو تکنولوژی فراصوت و نوری می‌باشد، مزیت کنتراست بالای نوری را با رزولوشن بالای فراصوت درهم آمیخته و به مشکلات این دو روش فائق آمده‌است [۹-۱۲].

بر اساس مکانیزم‌های تشکیل تصویر مدالیت‌های رایج توموگرافی فوتوآکوستیک را می‌توان به سه دسته کلی تقسیم کرد: روش میکروسکوپی فوتوآکوستیک (PAM) مبتنی بر اسکن افقی^۴، روش توموگرافی کامپیوتری فوتوآکوستیک (PACT) مبتنی بر بازسازی تصویر معکوس^۵ و روش آندوسکوپی فوتوآکوستیک (PAE) مبتنی بر اسکن چرخشی^۶. در حالی که هدف PAM و PAE معمولاً تصویربرداری در عمق میلی‌متر و با رزولوشن در مقیاس میکرومتر است، PACT را

می‌توان برای هر دو منظور تصویربرداری میکروسکوپی و ماکروسکوپی به‌کاربرد [۱۱، ۱۳، ۱۴].

در این مقاله سعی شده‌است تا با مرور برخی از مطالعات انجام‌شده، اصول اساسی تصویربرداری فوتوآکوستیک و انواع مدالیت‌های رایج آن در کاربردهای پزشکی ذکر شود. سپس با بررسی عوامل کنتراست قابلیت شگرف تصویربرداری فوتوآکوستیک را در فراهم‌آوردن اطلاعات مولکولی، ساختاری و عملکردی از بافت‌های بیولوژیکی بررسی شده‌است.

۲. اصول اساسی تصویربرداری فوتوآکوستیک

در PAT معمولاً بافت‌های بیولوژیکی توسط یک پرتو لیزر پالس کوتاه زمانی در مرتبه نانو ثانیه با طول موج خاصی که در آن طول موج ضریب جذب ماده بیشترین باشد، تحت تابش قرار می‌گیرد [۶، ۷، ۹، ۱۱]. مشخصات فیزیکی ماده و مقیاس زمانی پراکندگی انرژی، زمان مورد نیاز تابش نور لیزر را تعیین می‌کنند. بخشی از انرژی نور تابیده‌شده توسط رنگدانه‌ها جذب شده و به گرما تبدیل می‌شود. سپس این گرما به دلیل انبساط ترموالاستیک باعث پدید آمدن فشار اولیه می‌شود که از رابطه زیر به دست می‌آید [۱۵]:

$$p_0 = \left(\frac{\beta v_s^2}{C_p} \right) \eta_{th} \mu_a F \quad (1)$$

β ضریب حرارتی انبساط حجمی^۷ (K^{-1})، v_s سرعت صوت ($\frac{m}{s}$)، C_p ظرفیت گرمایی ویژه^۸ در فشار ثابت ($J/kg K$)، η_{th} در صدی از انرژی نوری که به گرما تبدیل می‌شود، μ_a ضریب جذب نوری^۹ (cm^{-1}) و F شار نوری^{۱۰} (J/cm^2) می‌باشد.

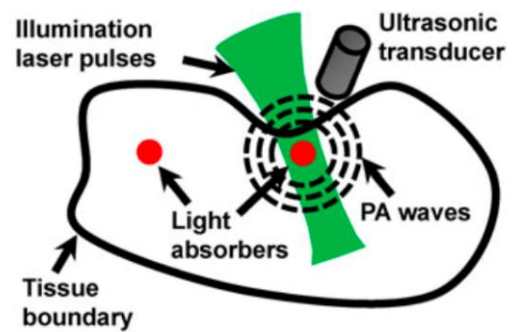
فشار اولیه تولیدشده به صورت امواج فراصوت پهن‌بند (در حد مگاهرتز) در عمق نمونه منتشر می‌شود که از آن به عنوان موج فوتوآکوستیک یاد می‌شود. تولید و انتشار این امواج فوتوآکوستیک در حالت کلی توسط معادله فوتوآکوستیک زیر توصیف می‌شود [۱۵]:

$$\left(\nabla^2 - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) p(\vec{r}, t) = - \frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H}{\partial t} \quad (2)$$

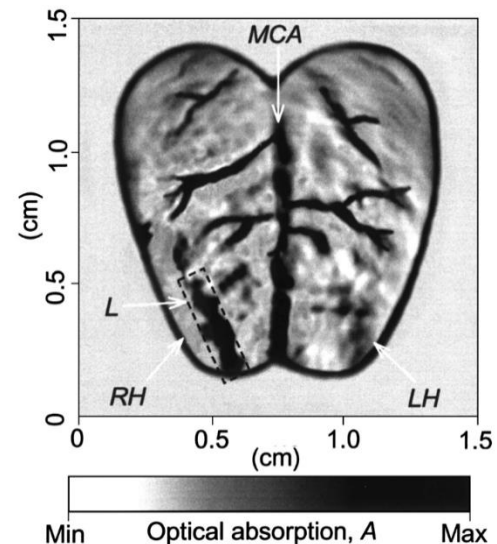
در این رابطه، $p(\vec{r}, t)$ فشار آکوستیک در مکان \vec{r} و زمان t و $H(\vec{r}, t)$ تابع گرمایش^{۱۱} می‌باشد که به صورت انرژی گرمایی تبدیل شده به ازای واحد حجم و واحد زمان تعریف می‌شود.

در نهایت امواج فوتوآکوستیک برانگیخته‌شده توسط انبساط ترموالاستیک، به وسیله مبدل‌های فراصوت باند وسیع که به لرزش‌های کوچک حساس هستند برای تشکیل تصاویر فوتوآکوستیک آشکار می‌شوند [۱۵]. این امواج حاوی اطلاعات مفیدی درباره ویژگی‌های نوری محیط جاذب است که می‌تواند در تشخیص پارامترهای عملکردی مانند غلظت اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین و یا ساختار بافت استفاده شود [۱۶-۱۹]. شکل ۱ شماتیک اثر فوتوآکوستیک که پایه تصویربرداری فوتوآکوستیک است را نشان می‌دهد. در شکل ۲ نیز نمونه‌ای از تصاویر فوتوآکوستیک مقطعی به دست آمده از مغز موش با

پوست و جمجمه سالم را به منظور بررسی ضایعه موجود در نیمکره راست مغز مشاهده می‌کنیم.



شکل ۱: اصول پایه‌ای تصویربرداری فوتوآکوستیک. نور تابشی لیزر جذب شده و توسط انبساط حرارتی به امواج آکوستیک تبدیل می‌شود. سپس امواج آکوستیک به منظور بازسازی تصویر فوتوآکوستیک به وسیله مبدل فراصوت آشکارسازی می‌شود [۱۳].



شکل ۲: تصویر فوتوآکوستیک مقطعی از مغز موش. RH: نیمکره راست مغز، LH: نیمکره چپ مغز، L: محل ضایعه، MCA: سرخرگ مغزی میانی [۲۰]

۳. انواع مدالیته‌های تصویربرداری فوتوآکوستیک

طی سال‌های اخیر، شکل‌های مختلفی از PAT توسعه یافته‌است. براساس روش‌های مورد استفاده در تشکیل تصاویر فوتوآکوستیک، مدالیته‌های رایج PAT را می‌توان به سه دسته طبقه‌بندی کرد که در ادامه به شرح آن‌ها می‌پردازیم.

۱.۳. میکروسکوپی فوتوآکوستیک مبتنی بر اسکن افقی

در روش PAM تحریک نوری و آشکارسازی متمرکز با استفاده از مبدل فراصوت کانونی انجام می‌گیرد و معمولاً به منظور افزایش حساسیت، این دو با هم به صورت هم‌کانون می‌باشند. مزیت این روش این است که در آن پوش سیگنال زمانی فوتوآکوستیک می‌تواند مستقیماً برای

تشکیل یک خط از تصویر فوتوآکوستیک همانند آنچه در سونوگرافی پالس-اگو انجام می‌شود، به کار گرفته شود. یک تصویر کامل سه‌بعدی از طریق اسکن مکانیکی دوبعدی کانون مبدل بر روی کل ناحیه مورد نظر و ترکیب تصاویر به دست آمده از هر اسکن افقی اخذ می‌شود و بنابراین در این روش الگوریتم بازسازی تصویر معکوس مورد نیاز نمی‌باشد [13].

۱۴، ۲۱]. روش PAM یک مدالیته تصویربرداری برای هدف‌های سطحی و کم‌عمق است که اطلاعات جزئی و دقیق از جنبه‌های مولکولی، عملکردی و عروقی نمونه‌های بیولوژیکی در هر دو حالت *in vivo* و *ex vivo* ارائه می‌دهد [۹، ۲۲].

در سیستم تصویربرداری PAM رزولوشن جانبی را می‌توان با فوکوس صوتی و یا فوکوس نوری تعیین کرد. از این رو این روش را براساس مکانیزم فوکوس می‌توان به دو دسته جزئی‌تر میکروسکوپی فوتوآکوستیک با رزولوشن نوری^{۱۲} (OR-PAM) که در آن فوکوس نوری بسیار باریک‌تر از فوکوس صوتی می‌باشد، و میکروسکوپی فوتوآکوستیک با رزولوشن صوتی^{۱۳} (AR-PAM) که در آن فوکوس صوتی بسیار باریک‌تر می‌باشد طبقه‌بندی کرد [۲۶-۲۳].

در محدوده پراکندگی نور یا مسیر آزاد میانگین انتقال^{۱۴} (TMFP) یک فوتون (که در اغلب بافت‌های بیولوژیکی در حدود ۱ mm است [13]) از آنجا که طول موج نور خیلی کوتاه‌تر از طول موج صوت می‌باشد، در نتیجه پرتو نوری فوکوس بسیار باریک‌تری را داشته و OR-PAM می‌تواند رزولوشن فضایی بهتری را نسبت به AR-PAM ایجاد کند [۱۳، ۲۳، ۲۴]. با این حال فراتر از این محدوده به دلیل پراکندگی چندگانه فوتون‌ها، فوکوس نوری بسیار مشکل و یا غیرممکن می‌شود. از طرفی پراکندگی امواج صوتی در بافت‌های بیولوژیکی بسیار ضعیف‌تر از پراکندگی نوری می‌باشد [۵-۳]. در نتیجه فوکوس صوتی در بافت‌های بیولوژیکی پراکنده‌ساز نوری آسان‌تر بوده و AR-PAM می‌تواند در فراتر از محدوده پراکندگی نور رزولوشن بهتری را نسبت به OR-PAM فراهم کند [23، ۲۴]. یک سیستم AR-PAM می‌تواند با استفاده از یک آشکارساز فراصوت کانونی سیگنال‌های تولید شده در خارج از منطقه کانونی را به طور قابل توجهی سرکوب کرده و از منابع فوتوآکوستیک واقع در منطقه کانونی و در عمق‌های بیشتر از محدوده پراکندگی نور تصویربرداری کند.

۲.۳. توموگرافی کامپیوتری فوتوآکوستیک مبتنی بر بازسازی تصویر معکوس

علی‌رغم رزولوشن فضایی بالا و سرعت تصویربرداری بهبود یافته، سیستم PAM معمولاً عمق کانونی محدودی داشته و هنوز قادر به تصویربرداری با نرخ ویدیو نیست [27]. در مقابل، در یک سیستم PACT به منظور بهبود عمق نفوذ و سرعت تصویربرداری کل ناحیه مورد نظر توسط یک پرتوی نوری تابانده و تحریک می‌شود و هم‌زمان امواج فوتوآکوستیک به-وسیله آرایه‌ای از مبدل‌های فراصوت غیرکانونی آشکارسازی می‌شوند [۳، ۱۳، ۱۴]. پس از آن بسته به نوع آشکارسازی و هندسه اندازه‌گیری، الگوریتم‌های بازسازی متفاوتی از جمله روش تأخیر و جمع وزن دار^{۱۵}

تبدیل رادون^۶، روش بک- پروجکشن^{۱۷} و الگوریتم‌های حوزه‌ی زمان و فرکانس به منظور ایجاد یک تصویر نوری از سیگنال‌های فوتواکوستیک آشکارشده به کار می‌روند [۵، ۲۸]. آرایه‌ی مبدل‌های فراصوت را می‌توان بسته به کاربرد و با توجه به آناتومی اندام موردنظر به اشکال هندسی مختلفی مانند دایره [29]، نیم‌دایره [۳۰]، ربع دایره [۳۱]، نیمکره [32]، خطی [33] و مربع [34] ساخت. سیستم PACT برای کاربردهای تصویربرداری بافت عمقی که رزولوشن درشت^{۱۸} (در حدود $50 \mu m$ تا $200 \mu m$) قابل قبول است به کار می‌رود [۹]. طبق گزارش‌ها در این روش عمق نفوذ تصویربرداری *in vivo* می‌تواند به چند ده برابر TMFP برسد؛ درحالی‌که معمولاً رزولوشن تصویربرداری به دلیل استفاده از فرکانس فراصوت پایین به چند صد میکرومتر کاهش می‌یابد [۱۳].

۳.۳. آندوسکوپی فوتواکوستیک مبتنی بر اسکن چرخشی

اگرچه عمق نفوذ PACT می‌تواند به چند سانتی‌متر برسد، اما اندام‌های داخلی مانند سیستم قلبی عروقی و دستگاه گوارش هنوز قابل دسترسی نیستند [۱۳]. تصویربرداری توموگرافی غیرتهاجمی از این اندام‌های داخلی در کاربردهای کلینیکی بسیار مفید است. علاوه بر آندوسکوپی نوری و فراصوت خالص، PAE یک راه‌حل امیدوار کننده‌ی دیگر در این زمینه می‌باشد. در سال‌های اخیر PAE به عنوان گونه‌ای از PAM، منحصراً برای تصویربرداری از اندام‌های داخلی مانند مری و روده به طور گسترده‌ای مورد بررسی قرار گرفته‌است که معمولاً مبتنی بر اسکن چرخشی است [۲۳].

در یک سیستم PAE آشکارساز فراصوت و منبع نور درون یک پروب مینیاتوری قرار می‌گیرند که می‌تواند به بدن وارد شود. یانگ و همکاران سیستمی را توسعه داد که پالس‌های لیزری با سرعت تکرار بالا از طریق یک فیبر نوری چندحالتی که در داخل سوراخ مرکزی یک مبدل حلقوی هم‌محور قرار دارد، ارسال می‌شود [۳۵]. در این طرح آینه‌های بازتابنده صوتی و نوری برای تابش و آشکارسازی سیگنال به کار گرفته شدند. پروب PAE که توسط یک موتور چرخشی و یک موتور خطی هدایت می‌شود، می‌تواند تصاویر مقطعی و حجمی را اسکن کند. مشخصات کلیدی سیستم PAE ابعاد پروب (قطرهای بین $2/5 mm$ تا $12/7 mm$) [۱۱] و سرعت تصویربرداری هستند. در این سیستم که برای مطالعات حیوانی به کار رفته، پروب PAE دارای قطر $4/2 mm$ و سرعت اسکن مقطعی Hz $2/6$ طراحی شده‌است. در مقایسه با آندوسکوپی نوری معمول، که عمق تصویربرداری در محدوده‌ی پراکندگی نور دارد، PAE عمق تصویربرداری $7 mm$ را در تصاویر *ex vivo* از ناحیه‌ی پشتی روده‌ی موش نشان داده‌است [۳۶].

۴. مقیاس‌پذیری توموگرافی فوتواکوستیک

روش PAT یک روش تصویربرداری قابل مقیاس از اندام‌ها^{۱۹} تا سلول‌ها، بافت‌ها و اندام‌ها^{۲۰} است که بر این اساس عمده‌ترین کاربردهای پزشکی آن شامل تصویربرداری ساختاری، تصویربرداری

عملکردی بدون برجسب و تصویربرداری مولکولی با عوامل کنتراست خارجی می‌باشد. مقیاس‌پذیری بالای این تکنیک از طریق ایجاد تعادل بین رزولوشن فضایی و عمق نفوذ تصویربرداری حاصل می‌شود [13]، [۱۴، ۳۷]. در این روش رزولوشن فضایی و ماکزیمم عمق تصویربرداری با فرکانس فراصوت قابل تنظیم است؛ به طوری که فرکانس صوتی بالاتر منجر به رزولوشن فضایی بالاتر می‌شود، اما به دلیل تضعیف شدید صوت در فرکانس‌های بالاتر عمق نفوذ تصویربرداری کاهش می‌یابد و برعکس. رزولوشن جانبی سیستم تصویربرداری OR-PAM از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید [۱۴]:

$$R_{L,OR} = 0.51 \frac{\lambda}{NA} \quad (۳)$$

که در آن λ نشان‌دهنده‌ی طول موج نوری و NA روزنه‌ی عددی هدف میکروسکوپ است.

تغییر روزنه‌ی عددی می‌تواند رزولوشن جانبی را در محدوده‌ی پایین‌تر از طول موج تا چند برابر طول موج، و با تغییر عمق تصویربرداری متناسب با آن، تنظیم کند. برای تصویربرداری زیر سلولی و سلول‌های منفرد حداقل نیاز به رزولوشن فضایی زیر میکرون می‌باشد. از این رو معمولاً با استفاده از سیستم‌های OR-PAM اجرامی شود که در این سیستم‌ها رزولوشن فضایی زیر میکرون می‌تواند با استفاده از NA نوری بالا به دست آید [۲۵]. با $NA = 1/23$ و $\lambda = 532 nm$ ، رزولوشن جانبی $220 nm$ با عمق تصویربرداری $100 \mu m$ به دست آمده‌است که امکان تصویربرداری *in vivo* از اندام‌های زیر سلولی مانند ملانوزوم‌های منفرد را فراهم می‌کند [۳۸]. کاهش NA به $0/1$ ، عمق تصویربرداری را تا محدوده‌ی پراکندگی نوری سه‌برابر می‌کند و رزولوشن جانبی را تا $2/6 \mu m$ کاهش می‌دهد و تصویربرداری عملکردی بدون برجسب از گلبول‌های قرمز منفرد را که در مویرگ‌ها جریان دارند، امکان‌پذیر می‌سازد [۳۹].

رزولوشن جانبی سیستم تصویربرداری AR-PAM و PACT از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید [۱۴]:

$$R_{L,AR} = 0.71 \frac{v_s}{NA \cdot f_0} \quad (۴)$$

که در آن v_s سرعت صوت، NA روزنه‌ی عددی صوتی و f_0 فرکانس مرکزی فوتواکوستیک است.

فرکانس مرکزی f_0 توسط عرض پالس لیزر، عمق بافت هدف و پاسخ فرکانسی مبدل فراصوت تعیین می‌شود. با $f_0 = 50 MHz$ و $NA = 0/44$ ، AR-PAM به رزولوشن جانبی $45 \mu m$ و عمق تصویربرداری $3 mm$ دست‌یافته‌است که چنین سیستمی برای دیدن ضایعات پوستی انسان در مقیاس بافت مناسب است [۴۰]. کاهش فرکانس مرکزی به $5 MHz$ ، عمق تصویربرداری را تا $4 cm$ افزایش داده و رزولوشن جانبی را نیز تا $560 \mu m$ کاهش می‌دهد. از آنجاکه این رزولوشن در محدوده‌ی قدرت تفکیک چشم انسان است، چنین ابزاری ماکروسکوپ فوتواکوستیک^{۲۱} (PAMac) نامیده می‌شود [14]. یک سیستم PACT مبتنی بر یک آرایه‌ی مبدل خطی که در

جدول ۱: ویژگی‌های اصلی مدالیت‌های رایج تصویربرداری

فوتوآکوستیک [۱۱]

کاربرد	رزولوشن محوری (mm)	رزولوشن جانبی (mm)	عمق نفوذ (mm)	مدالیت
تصویربرداری از مفصل، مغز و مطالعه کل بدن	۰/۷	۰/۷	۵۰	PACT
تصویربرداری مولکولی یا سلولی	۰/۰۱۵	۰/۰۴۵	۳	PAM
تصویربرداری از دستگاه گوارش یا قلب و عروق	۰/۱	۰/۰۲ - ۰/۳	<۶۰	PAE

عوامل کنتراست داخلی در بافت‌های بیولوژیکی به طول موج‌های تحریک بستگی دارد. این عوامل عبارتند از: DNA/RNA، هموگلوبین، ملانین، آب و چربی که عوامل کنتراست آناتومیکی و عملکردی مهمی به‌شمار می‌روند [۱۱، ۱۴، ۲۵].

با استفاده از جذب قوی اشعه ماوراءبنفش توسط DNA و RNA، تصویربرداری غیرتهاجمی از هسته‌های سلولی منفرد توسط OR-PAM به‌دست آمده است [۴۱]. هسته سلول‌های سرطانی شکل و اندازه متفاوتی در مقایسه با سلول‌های طبیعی دارا هستند. برای مثال از جمله ویژگی‌های به کار رفته در پایگاه داده سرطان سینه به منظور خوشه‌بندی داده‌ها از طریق الگوریتم ترکیبی ژنتیک و کرم شب‌تاب، یکنواختی شکل و اندازه سلول انتخاب شده است [۴۲]. بنابراین تصویربرداری از هسته سلول می‌تواند در مطالعات مربوط به سرطان به منظور تعیین ویژگی‌های فوق به کار رود. از طرفی در روش‌های مرسوم تصویربرداری از هسته سلول نیاز به برش و رنگ‌آمیزی بافت می‌باشد که در مطالعات *in vivo* قابل استفاده نمی‌باشد. بنابراین روش فوتوآکوستیک می‌تواند جایگزینی بدون برچسب و *in vivo* برای بافت‌شناسی در شرایط *ex vivo* به منظور تصویربرداری از سلول باشد و پتانسیل تشخیص زودهنگام سرطان و مرزبندی حین جراحی را فراهم کند.

هموگلوبین، به عنوان حامل اصلی اکسیژن در سیستم گردش خون، برای متابولیسم بافت ضروری است. به علت جذب نوری غالب هموگلوبین در محدوده طول موج‌های مرئی نسبت به سایر جاذب‌ها، هموگلوبین یک ماده کنتراست مهم در تصویربرداری عملکردی و متابولیسم و همچنین تشخیص تومورهای بدخیم و خوش‌خیم بوده و در نتیجه PAT می‌تواند تصویربرداری آناتومیکی و عملکردی جامعی از سیستم گردش خون ارائه دهد [43].

غلظت غیرطبیعی آب و چربی می‌تواند از نشانگرهای مهم بیماری باشد. برای مثال در بیماری‌های قلبی عامل مشترک موجود در پلاک‌های تصلب شرایین چربی است که ارتباط تنگاتنگی با پیشرفت بیماری دارد. جذب نوری نسبتاً قوی آب و چربی در محدوده نزدیک مادون قرمز امکان تصویربرداری از توزیع آنها را در عمق‌های قابل توجه به صورت *in vivo* از طریق PAT فراهم می‌کند [44].

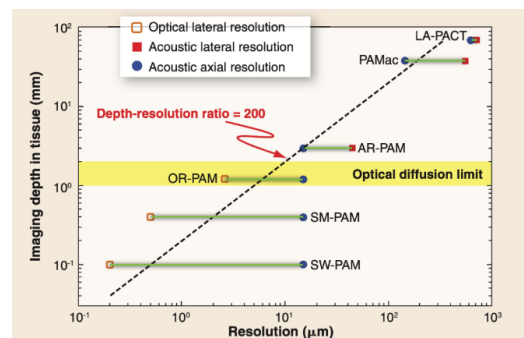
ملانین یک رنگدانه اصلی در پوست و بیشتر ملانوم‌ها می‌باشد که دارای جذب نوری وسیع در محدوده ماوراءبنفش تا نزدیک مادون قرمز است.

محدوده فرکانسی ۴ تا ۸ مگاهرتز کار می‌کند، عمق تصویربرداری را تا ۷ cm با رزولوشن جانبی زیر میلی‌متری ($720 \mu m$) افزایش داده و امکان تصویربرداری در مقیاس اندام را فراهم می‌کند. با استفاده از چنین سیستمی تصاویر *in vivo* از عروق سیئه انسانی به‌دست آمده‌است [32]. سیستم تصویربرداری PACT همچنین می‌تواند در محدوده فرکانس‌های فراصوت بالا تصویربرداری میکروسکوپی را نیز انجام دهد. رزولوشن محوری سیستم تصویربرداری PAM و PACT از طریق عمق تصویربرداری و پاسخ فرکانسی مبدل فراصوت به‌دست می‌آید و می‌توان آن را به صورت زیر تخمین زد [۱۴]:

$$R_A = 0.88 \frac{v_s}{\Delta f} \quad (5)$$

که در آن Δf پهنای باند فوتوآکوستیک است. تاکنون، رزولوشن‌های محوری از ۱۵ تا $640 \mu m$ در سیستم‌های PAT با عمق‌های مختلف تصویربرداری به‌دست آمده‌اند.

شکل ۳ مقیاس‌پذیری PAT را نشان می‌دهد. در محدوده پراکندگی نور، عمق تصویربرداری OR-PAM تقریباً متناسب با رزولوشن جانبی است. فراتر از این محدوده، عمق تصویربرداری عمدتاً توسط تضعیف صوت وابسته به فرکانس تعیین می‌شود. از آنجایی که f_0 و Δf با عمق تصویربرداری مورد نظر نسبت معکوس دارند، در نتیجه رزولوشن‌های جانبی و محوری با عمق تصویربرداری متناسب هستند. با توجه به مطالب بیان شده می‌توان نتیجه گرفت که ایجاد تعادل بین رزولوشن فضایی و عمق تصویربرداری به کاربرد بستگی دارد. جدول ۱ مقادیر تقریبی ویژگی‌های اصلی مدالیت‌های رایج تصویربرداری فوتوآکوستیک را بسته به کاربرد خلاصه می‌کند.



شکل ۳: عمق تصویربرداری براساس رزولوشن فضایی در PAT [۱۴]

۵. قابلیت‌های تصویربرداری فوتوآکوستیک بر مبنای عوامل کنتراست

براساس طول موج‌های نوری انتخاب شده، PAT می‌تواند طیف گسترده‌ای از جاذب‌های داخلی یا خارجی را بررسی کند و از این طریق آناتومی، عملکرد، متابولیسم و فرآیندهای مولکولی/ژنتیکی در سیستم‌های بیولوژیکی را به صورت *in vivo* آشکار می‌کند. جذب نوری

روش فوتوآکوستیک می‌تواند به عنوان یک تکنیک غیرتهاجمی *in vivo* در تصویربرداری هم‌زمان از آناتومی ملانوما و عملکرد عروق اطراف آن مورد استفاده قرار گیرد. مطالعات انجام شده در تصویربرداری فوتوآکوستیک از ملانوما نشان می‌دهد که در طول موج 700 nm جذب ملانین تقریباً 1000 برابر جذب آب است که این عامل روش فوتوآکوستیک را قادر به تشخیص ملانوما در بافت‌های عمیق و در مراحل اولیه آن می‌سازد [38]. بنابراین روش PAT به دلیل برخورداری از رزولوشن و کنتراست بالا می‌تواند در تشخیص غیرتهاجمی، مرحله‌بندی و پیگیری درمان ملانوما به صورت *in vivo* به کار رود [45].

همان‌طور که بیان شد عوامل کنتراست داخلی مولکول‌های زیستی موجود در بافت‌های بیولوژیکی هستند که می‌توانند نور را در طول موج‌های متنظر خود جذب کرده و به طور بالقوه کنتراست جذبی بدون برچسب‌گذاری را فراهم کنند. در مقابل، عوامل کنتراست خارجی معمولاً به صورت مواد غیرآلی هستند که از خارج اضافه می‌شوند. روش فوتوآکوستیک گرچه بدون استفاده از عوامل کنتراست خارجی به طور گسترده‌ای در کاربردهای مختلف استفاده شده است، اما استفاده از این عوامل به سبب جذب قوی‌تر آنها در مقایسه با عوامل داخلی سبب افزایش کنتراست نهایی تصویر می‌گردد [11]. علاوه بر این، عوامل کنتراست خارجی قابلیت روش PAT را به تصویربرداری مولکولی و ژنتیکی گسترش می‌دهند [14]. در نتیجه برای پیش‌برد کاربردهای تصویربرداری به ویژه برای تشخیص سرطان در مراحل اولیه و ردیابی مکانیزم‌های ایمنی‌درمانی در برابر بیماری‌ها اهمیت به‌سزایی دارند. با این وجود، انتخاب مناسب‌ترین عامل برای یک کاربرد، می‌تواند به دلیل وجود تعداد زیاد عوامل کنتراست که برای تصویربرداری پزشکی پیشنهاد شده‌اند، چالش برانگیز باشد. نانو ساختارهای کربنی، نانو صفحات پالادیوم، نانوذرات، رنگ‌های آلی مانند متیلن‌بلو و پروتئین‌های فلورسنت برخی از عوامل کنتراست خارجی هستند که در تصویربرداری فوتوآکوستیک مورد استفاده قرار می‌گیرند [11، 25]. شایان ذکر است که در حین استفاده از این عوامل باید پایداری، خواص سطحی، اندازه، شکل، ترکیب و طیف جذبی آنها را در نظر گرفت. پیک جذب برخی از این عوامل کنتراست خارجی مانند نانوذرات را می‌توان در برخی مناطق طیفی به طور مداوم تنظیم کرد تا تصویربرداری در طول موج‌های مورد نظر امکان‌پذیر شود [11]. اهمیت این موضوع از آنجا بر می‌آید که به منظور به حداکثر رساندن کنتراست عوامل خارجی، ضروری است که سهم بافت در تولید سیگنال فوتوآکوستیک به حداقل برسد. از این‌رو مزیت اصلی نانوذرات طلا در سطح مقطع جذب بزرگ آنها است که می‌تواند برای به حداقل رساندن جذب عوامل داخلی و به حداکثر رساندن عمق تصویر روی پنجره نوری (تقریباً 730 nm) تنظیم شوند. با این حال بسته به کاربرد، پاک‌سازی بافتی نسبتاً آهسته نانوذرات می‌تواند یک مزیت و یا یک عیب محسوب شود. اما رنگ‌های آلی به دلیل اندازه مولکولی کوچک‌شان (معمولاً در حدود 1 nm) به سرعت از بدن پاک می‌شوند [14].

۶. نتیجه

تصویربرداری فوتوآکوستیک نقش بسیار مهمی در مطالعات تشخیصی از سطوح ریز اندامک‌ها تا سطوح بزرگ شامل اندام‌ها و کل بدن دارد که به علت خواصی چون غیرتهاجمی بودن، امنیت بیشتر به دلیل استفاده از تشعشعات غیر یونیزان و سهولت کاربرد، در بسیاری از حوزه‌های پزشکی مورد توجه قرار گرفته است. این تکنیک با بهره‌گیری از دو تکنولوژی تصویربرداری فرا صوت و نوری، تصاویری با کنتراست بالا و رزولوشن فضایی مطلوب تولید می‌کند که می‌تواند این روش را به‌عنوان مکملی برای سایر سیستم‌های تصویربرداری پزشکی قرار داده و جهت تشخیص در حوزه‌های متعددی از قبیل عملکرد مغز، پلاک‌های عامل تصلب شرایین، سرطان و همچنین نظارت بر مراحل درمان سرطان به کار رود. مطالعات نشان می‌دهد که PAM و PAE معمولاً برای تصویربرداری در عمق میلی‌متر و با رزولوشن در مقیاس میکرومتر به کار می‌رود، اما PACT را می‌توان برای هر دو منظور تصویربرداری میکروسکوپی و ماکروسکوپی به کار برد. روش فوتوآکوستیک این امکان را فراهم می‌کند تا پارامترهای مهم فیزیولوژیک و تعیین‌کننده در یک پاتولوژی خاص مانند اطلاعات مولکولی، ساختاری و عملکردی از بافت‌های بیولوژیکی به راحتی بررسی گردد. با توجه به پیشرفت فناوری و با توسعه روش‌های تصویربرداری پیشرفته‌تر، الگوریتم‌های باز سازی و عوامل کنتراست، تکنیک‌های تصویربرداری فوتوآکوستیک در مسیر رشد و بهبود قرار داشته و مزایایی که به بشریت ارائه می‌دهند همچنان افزایش می‌یابد.

مراجع

- [1] M. Hariri and H. Najafy, "Improve the quality of mammogram images by image processing techniques," *Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems*, vol. 3, issue. 1, pp. 57-69, 2022.
- [2] Y. Su, F. Zhang, K. Xu, J. Yao and R.K. Wang, "A photoacoustic tomography system for imaging of biological tissues," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 38, no. 15, pp. 2640, 2005.
- [3] LV. Wang, "Tutorial on photoacoustic microscopy and computed tomography," *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 14, no. 1, pp. 171-179, 2008.
- [4] LV. Wang, "Ultrasound-mediated biophotonic imaging: a review of acousto-optical tomography and photo-acoustic tomography," *Disease Markers*, vol. 19, no. 2, 3, pp. 123-138, 2004.
- [5] M. Xu and LV. Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine," *Review of Scientific Instruments*, vol. 77, no. 4, pp. 41101, 2006.
- [6] P. Beard, "Biomedical photoacoustic imaging," *Interface Focus*, vol. 1, no. 4, pp. 602-631, 2011.
- [7] J. Xia, J. Yao and LV. Wang, "Photoacoustic tomography: principles and advances," *Electromagnetic Waves (Cambridge, Mass.)*, vol. 147, pp. 1, 2014.
- [8] AG. Bell, "ART. XXXIV.--On the production and reproduction of sound by light," *American Journal of Science*, vol. 20, no. 118, pp. 305, 1880.
- [9] AR. Mohammadi-Nejad, M. Mahmoudzadeh, MS. Hassanpour, F. Wallois, O. Muzik, C. Papadelis, A.

- [28] E. De Montigny, "Photoacoustic tomography: principles and applications," Department of Physics Engineering, polytechnic school Montreal, 2011.
- [29] C. Li, A. Aguirre, J. Gamelin, A. Maurudis, Q. Zhu and LV. Wang, "Real-time photoacoustic tomography of cortical hemodynamics in small animals," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 1, pp. 010509, 2010.
- [30] HP. Brecht, R. Su, M. Fronheiser, SA. Ermilov, A. Conjusteau and AA. Oraevsky, "Whole-body three-dimensional photoacoustic tomography system for small animals," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 14, no. 6, pp. 064007, 2009.
- [31] J. Gamelin, A. Aguirre, A. Maurudis, F. Huang, D. Castillo, LV. Wang and Q. Zhu, "Curved array photoacoustic tomographic system for small animal imaging," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, no. 2, pp. 024007, 2008.
- [32] RA. Kruger, RB. Lam, DR. Reinecke, SP. Del Rio and RP. Doyle, "Photoacoustic angiography of the breast," *Medical Physics*, vol. 37, no. 11, pp. 6096-6100, 2010.
- [33] L. Song, K. Maslov, KK. Shung and LV. Wang, "Ultrasound-array-based real-time photoacoustic microscopy of human pulsatile dynamics in vivo," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 2, pp. 02133, 2010.
- [34] O. Balogun, B. Regez, HF. Zhang, S. Krishnaswamy, "Real-time full-field photoacoustic imaging using an ultrasonic camera," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 2, pp. 021318, 2010.
- [35] JM. Yang, K. Maslov, HC. Yang, Q. Zhou, KK. Shung and LV. Wang, "Photoacoustic endoscopy," *Optics Letters*, vol. 34, no. 10, pp. 1591-1593, 2009.
- [36] JM. Yang, C. Favazza, R. Chen, J. Yao, X. Cai, K. Maslov, Q. Zhou, KK. Shung and LV. Wang, "Toward dual-wavelength functional photoacoustic endoscopy: laser and peripheral optical systems development," *InPhotons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing*, vol. 8223, pp. 242-248, 2012.
- [37] S. Hu and LV. Wang, "Photoacoustic imaging and characterization of the microvasculature," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 1, pp. 011101, 2010.
- [38] C. Zhang, K. Maslov and LV. Wang, "Subwavelength-resolution label-free photoacoustic microscopy of optical absorption in vivo," *Optics Letters*, vol. 35, no. 19, pp. 3195-3197, 2010.
- [39] S. Hu, K. Maslov and LV. Wang, "Second-generation optical-resolution photoacoustic microscopy with improved sensitivity and speed," *Optics Letters*, vol. 36, no. 7, pp. 1134-1136, 2011.
- [40] CP. Favazza, O. Jassim, LA. Cornelius and LV. Wang, "In vivo photoacoustic microscopy of human cutaneous microvasculature and a nevus," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 1, pp. 016015, 2011.
- [41] DK. Yao, K. Maslov, KK. Shung, Q. Zhou and Wang LV, "In vivo label-free photoacoustic microscopy of cell nuclei by excitation of DNA and RNA," *Optics Letters*, vol. 35, no. 24, pp. 4139-4141, 2010.
- [42] M. Afsardeir and M. Afsardeir, "A new algorithm for data clustering using combination of genetic and fireflies algorithms," *Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems*, vol. 2, issue. 4, pp. 35-43, 2022.
- [43] J. Yao, KI. Maslov, Y. Zhang, Y. Xia and LV. Wang, "Label-free oxygen-metabolic photoacoustic microscopy in vivo," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 7, pp. 076003, 2011.
- [44] Z. Xu, Q. Zhu and LV. Wang, "In vivo photoacoustic tomography of mouse cerebral edema induced by cold injury," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 6, pp. 066020, 2011.
- Hansen, H. Soltanian-Zadeh, J. Gelovani and M. Nasiriavanaki, "Neonatal brain resting-state functional connectivity imaging modalities," *Photoacoustics*, vol. 10, pp.1-19, 2018.
- [10] J. Benavides-Lara, R. Manwar, LS. McGuire, MT. Islam, A. Shoo, FT. Charbel, MG. Menchaca, AP. Siegel, DA. Pillers, JG. Gelovani and K. Avanaki, "Transfontanelle photoacoustic imaging of intraventricular brain hemorrhages in live sheep," *Photoacoustics*, vol. 33, pp. 100549, 2023.
- [11] A. Neprokin, C. Broadway, T. Myllylä, A. Bykov and I. Meglinski, "Photoacoustic imaging in biomedicine and life sciences," *Life*, vol. 12, no. 4, pp. 588, 2022.
- [12] C. Liu and L. Wang, "Functional photoacoustic microscopy of hemodynamics: a review," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 12, no. 2, pp. 97-124, 2022.
- [13] J. Yao and LV. Wang, "Photoacoustic tomography: fundamentals, advances and prospects," *Contrast Media & Molecular Imaging*, vol. 6, no. 5, pp. 332-345, 2011.
- [14] LV. Wang and S. Hu, "Photoacoustic tomography: in vivo imaging from organelles to organs," *Science*, vol. 335, no. 6075, pp. 1458-1462, 2012.
- [15] LV. Wang and HI. Wu, *Biomedical optics: principles and imaging*, John Wiley & Sons, 2012.
- [16] S. Hu, K. Maslov, V. Tsytarev and LV. Wang, "Functional transcranial brain imaging by optical-resolution photoacoustic microscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 14, no. 4, pp. 040503, 2009.
- [17] HF. Zhang, K. Maslov, M. Sivaramakrishnan, G. Stoica and LV. Wang, "Imaging of hemoglobin oxygen saturation variations in single vessels in vivo using photoacoustic microscopy," *Applied Physics Letters*, vol. 90, no. 5, 2007.
- [18] J. Ahn, JY. Kim, W. Choi and C. Kim, "High-resolution functional photoacoustic monitoring of vascular dynamics in human fingers," *Photoacoustics*, vol. 23, pp. 100282, 2021.
- [19] C. Bench, A. Hauptmann and B. Cox, "Toward accurate quantitative photoacoustic imaging: learning vascular blood oxygen saturation in three dimensions," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 25, no. 8, pp. 085003, 2020.
- [20] X. Wang, Y. Pang, G. Ku, X. Xie, G. Stoica and LV. Wang, "Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain," *Nature Biotechnology*, vol. 21, no. 7, pp. 803-806, 2003.
- [21] C. Liu and L. Wang, "Functional photoacoustic microscopy of hemodynamics: a review," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 12, no. 2, pp. 97-124, 2022.
- [22] RG. Kolkman, W. Steenbergen and TG. van Leeuwen, "In vivo photoacoustic imaging of blood vessels with a pulsed laser diode," *Lasers in Medical Science*, vol.21, pp. 134-139, 2006.
- [23] J. Yao and LV. Wang, "Photoacoustic microscopy," *Laser & Photonics Reviews*, vol. 7, no. 5, pp. 758-778, 2013.
- [24] C. Li and LV. Wang, "Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, no. 19, pp. R59, 2009.
- [25] W. Liu and J. Yao, "Photoacoustic microscopy: principles and biomedical applications," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 8, pp. 203-213, 2018.
- [26] S. Jeon, J. Kim, D. Lee, JW. Baik and C. Kim, "Review on practical photoacoustic microscopy," *Photoacoustics*, vol. 15, pp. 100141, 2019.
- [27] HF. Zhang, K. Maslov and LV. Wang, "Automatic algorithm for skin profile detection in photoacoustic microscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 14, no. 2, pp. 024050, 2009.

پی‌نوشت

- ¹¹ Heating function
- ¹² Optical resolution- photoacoustic microscopy (OR-PAM)
- ¹³ Acoustic resolution- photoacoustic microscopy (AR-PAM)
- ¹⁴ Transport mean free path (TMFP)
- ¹⁵ Weighted delay and sum
- ¹⁶ Radon transform
- ¹⁷ Back projection
- ¹⁸ Coarse resolution
- ¹⁹ Organell
- ²⁰ Organ
- ²¹ Photoacoustic macrocope (PAMac)

[45] JT. Oh, ML. Li, HF. Zhang, K. Maslov, G. Stoica and LV. Wang, "Three-dimensional imaging of skin melanoma in vivo by dual-wavelength photoacoustic microscopy," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 11, no. 3, pp. 034032, 2006.

- ¹ Ultrasound (US)
- ² Magnetic resonance imaging (MRI)
- ³ Photoacoustic tomography (PAT)
- ⁴ Raster-scan based photoacoustic microscopy (PAM)
- ⁵ Inverse-image reconstruction based photoacoustic computed tomography (PACT)
- ⁶ Rotation-scan based photoacoustic endoscopy (PAE)
- ⁷ Thermal coefficient of volume expansion
- ⁸ Specific heat capacity
- ⁹ Optical absorption coefficient
- ¹⁰ Optical fluence