

observed photoacoustic waveform is given by the superposition of photoacoustic waveforms from micro particles. In the condition of the present study, so the laser pulse width and the transit time of photoacoustic wave in the absorber are close in order, the above-described change is observed in shape of waveform. In case that the laser pulse width is enough smaller than the transit time of photoacoustic wave in the absorber, the sharp peak at the boundary of absorber appears in the temporal photoacoustic waveform. And also, when the laser pulse width is enough larger than the transit time of photoacoustic wave in the absorber, the photoacoustic waveform is approximately proportional to the time derivative of laser pulse intensity.

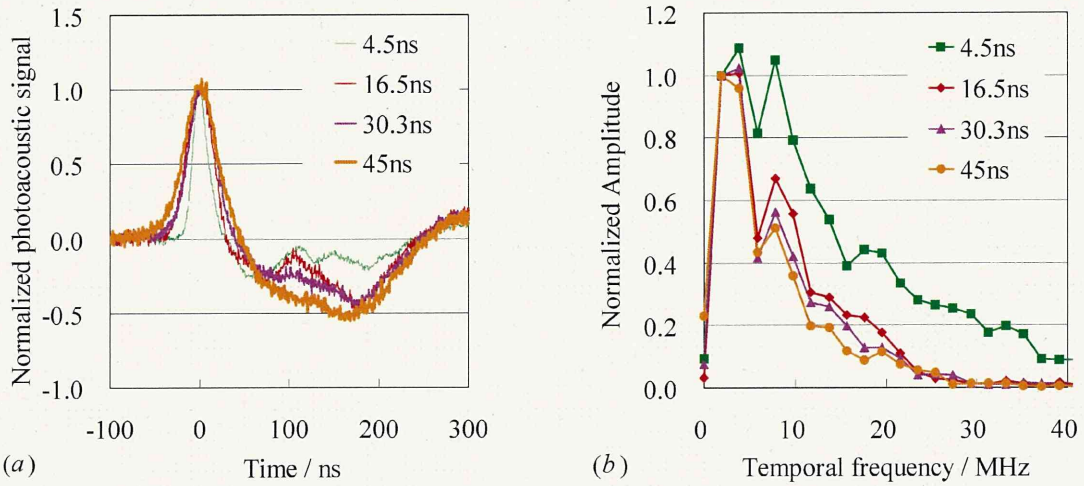


FIG. 2. (a) Observed temporal waveforms of photoacoustic signal and (b) their frequency spectra at various pulse widths.

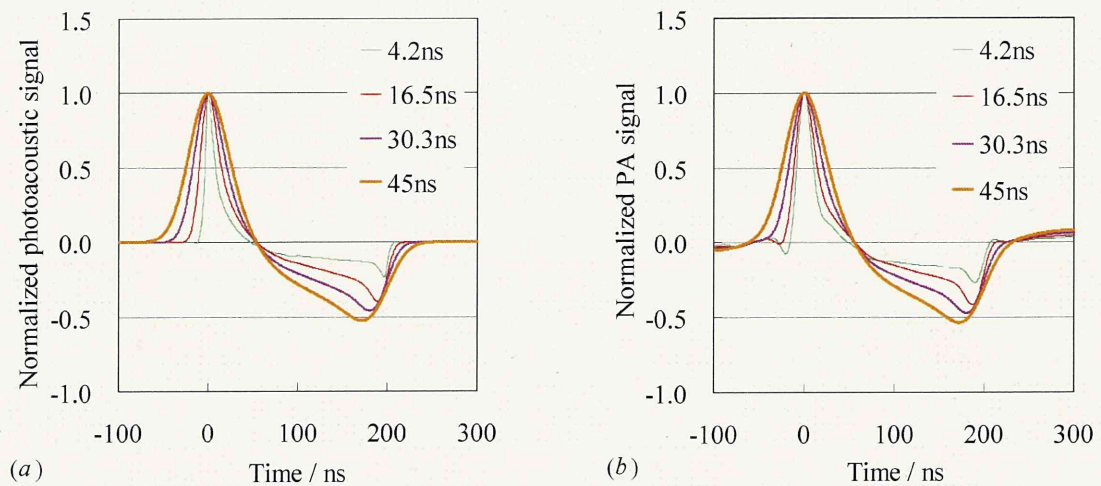


FIG. 3. (a) Calculated as-reached temporal waveform before hydrophone detection and (b) calculated temporal waveform under consideration of hydrophone frequency response.

### 3.2 Imaging with ultrasound array probe

The photoacoustic signal shows the wide-band frequency spectrum dependent on laser pulse width when detecting with wide-band probe such as PVDF hydrophone. On the other hand, it is generally used a practical narrow-band PZT array probe in acquiring image. In figure 4 (a), it is shown the photoacoustic temporal waveforms, which is intended to study the pulse width dependence of image quality when detected with the PZT probes mentioned above. It is also shown that the as-reached temporal waveform which is calculated by the above superposition model. However, the observed waveforms are quite different with the calculated one, and the change of temporal waveform corresponding with pulse width is not clearly observed. As is shown in figure 4(b), frequency profiles detected with the PZT array probe are lowly limited, compared with the frequency profile of model calculation. It was also observed a slight decrease in peak frequency with broadening of laser pulse width.

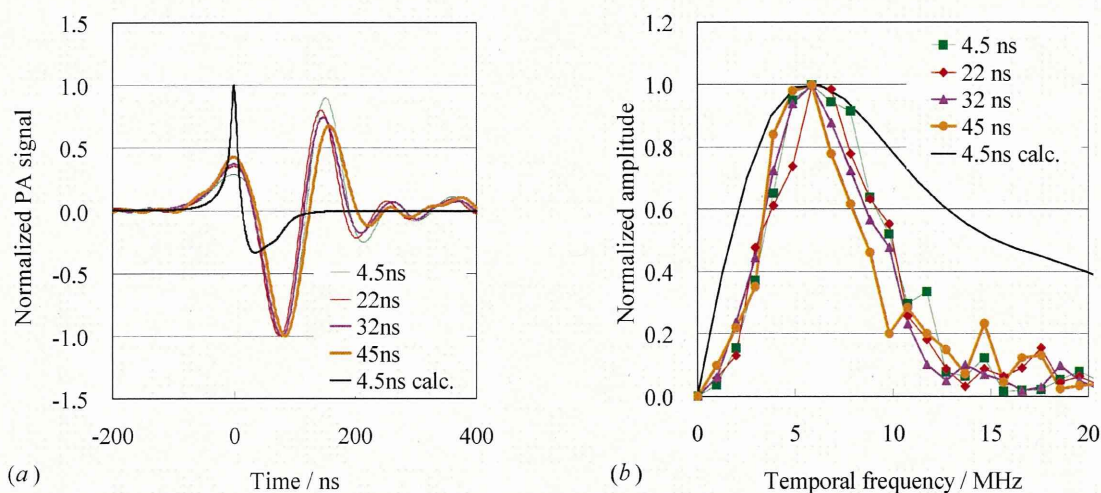


FIG. 4. (a) Temporal waveforms of photoacoustic signal detected by PZT array probe and (b) their frequency spectra at various pulse widths, together with the calculated as-reached waveform at 4.5 ns pulse width.

To study the influence of the small shift of peak frequency on image quality caused by the pulse width change, the Point Spread Function (*PSF*) from the pressure amplitude image and Modulation Transfer Function (*MTF*) for both depth and array directions were examined, as shown in figure 5 (a) and (b), respectively. It was observed a slight increase of *MTF* in the spatial frequency around  $3 \text{ mm}^{-1}$  with pulse-width narrowing for the depth direction. For the array direction, the influence of pulse width change on *MTF* is hardly observed, since the *MTF* in high spatial frequency is suppressed due to the blurring occurred by the PZT-element pitch of 0.3 mm. In figure 6 (a) and (b), it shows the *PSF* and *MTF* obtained from the calculated as-reached photoacoustic waveform of depth direction with consideration of experimental conditions in image acquiring. From these calculated results, it is indicated that the change of laser pulse width influences *PSF* and *MTF*, especially, for the high spatial frequency side. However, the signals such like the above spatial frequency cannot be obtained and there was small impact on image quality when the existing practical narrow band probe was used. For the needs of high resolution for diagnosis, probe band and pulse width are expected to give great impact on the image resolution, which should be taking into account.

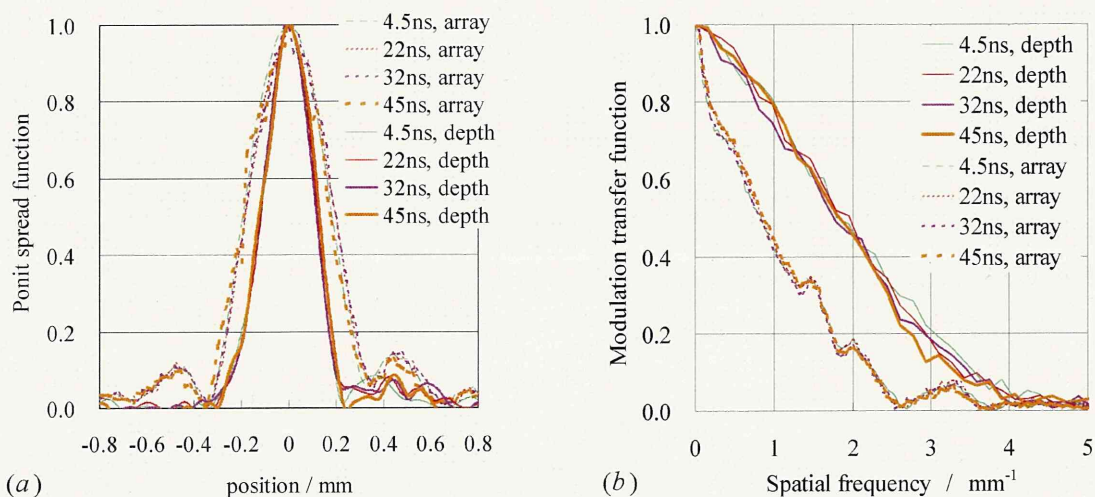


FIG. 5. (a) PSF and (b) MTF from the images acquired by PZT array probe.

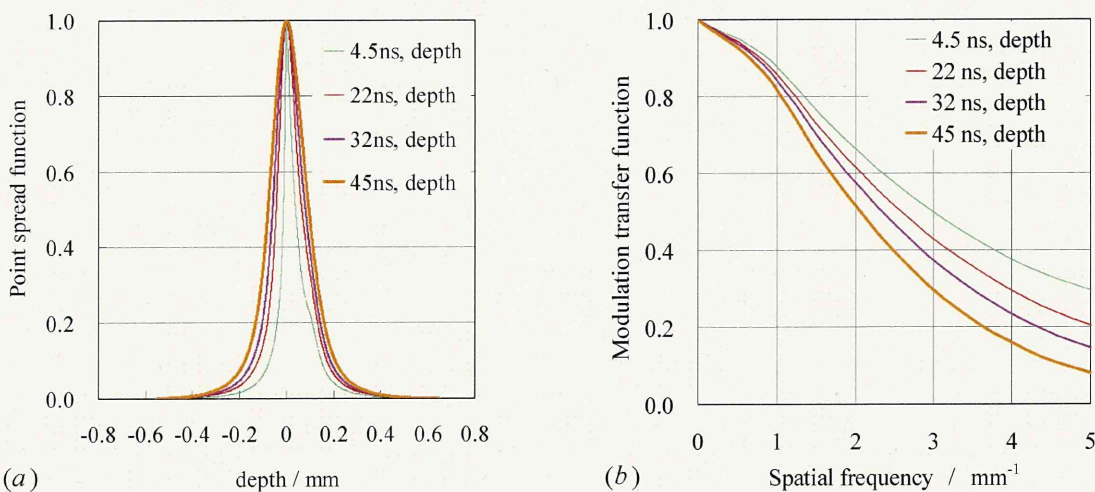


FIG. 6. (a) PSF and (b) MTF from the model calculation of as-reached photoacoustic waveforms.

#### 4. CONCLUSIONS

The temporal waveforms are significantly influenced by change of the laser pulse width from 4.5 to 45 ns, when those are generated by a solid-state laser pulse and observed by the wide-band detector like a hydrophone.

Such changes of waveforms can be qualitatively explained by a simple model that the observed waveform is given by superposition of the photoacoustic waveform from microparticles which is proportional to the temporal derivative of light pulse. Furthermore, better correspondence between calculated and observed results is obtained by taking into account the effect of frequency filtering due to the frequency response of hydrophone.

Though the wide-band frequency components are essentially included in photoacoustic signal, the influence of the laser pulse width on the image resolution is substantively small when photoacoustic signal are detected by the narrow-band practical ultrasound probe with the center frequency of 8 MHz. However, it is expected to take into account the effect of the pulse width on image resolution in the case of using a wider-band or higher-frequency probe.

### Acknowledgement

This work was partially supported by Health and Labor Sciences Research Grants for Research on Medical Device Development.

### REFERENCES

- [1] Allen, T. J. and Paul C. Beard, P. C., "Dual wavelength laser diode excitation source for 2D photoacoustic imaging," Proc. SPIE 6437, 64371U1-9 (2007).
- [2] Li, C and Wang, L. V., "Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine," Phys. Med. Biol. 54, R59-97, (2009).
- [3] Tsujita, K., Ishihara, M., et al., "Effect of the illumination method on photo-acoustic image quality with array transducer based system," Proc. SPIE 7899, 78992W1-6 (2011).
- [4] Oraevsky, A. A., Savateeva, E. V., et al., "Optoacoustic imaging of blood for visualization and diagnostics of breast cancer," Proc. SPIE 4618, 81-94 (2002).
- [5] Kim, C., Song, K. H., et al., "Sentinel Lymph Nodes and Lymphatic Vessels: Noninvasive Dual-Modality in Vivo Mapping by Using Indocyanine Green in Rats-Volumetric Spectroscopic Photoacoustic Imaging and Planar Fluorescence Imaging," Radiology 255, 442-450 (2010).
- [6] Calasso, I. G, Craig, W., and Diebold, G. J., "Photoacoustic Point Source," Phys. Rev. Lett. 86, 3550-3553 (2001).
- [7] Diebold, G. J., Sun, T., and Khan, M. I., "Photoacoustic Monopole Radiation in One, Two and Three dimensions," Phys. Rev. Lett. 67, 3384-3387 (1991).
- [8] Wang, W., Xing, Da., Zeng, Y. and Chen, Q., "Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm," Phys. Med. Biol. 49, 3117-3124 (2004).

日本光学会年次学術講演会

# Optics & Photonics Japan 2011

\*\*\*\*\* — *Osaka* — \*\*\*\*\*

## 開催のお知らせ

開催日：2011年11月28日(月)~30日(水)

会場：大阪大学 コンベンションセンター・体育館（大阪府吹田市山田丘1-1）

主催：社団法人応用物理学会 分科会 日本光学会

共催：大阪大学 フォトニクス先端融合研究拠点  
大阪大学 光科学センター

### ◆ おもな日程（予定） ◆

講演申込期間：2011年7月1日(金)~8月5日(金)

ポストデッドラインペーパー投稿：2011年10月3日(月)~10月21日(金)

事前参加登録期間：2011年7月1日(金)~10月31日(月)

協賛学協会\*の会員にも一般講演応募資格があります（※応用物理学会、電子情報通信学会など、詳しくは「光学」6号およびOPJ2011ホームページ参照）。

### ◆ 問い合わせ先 ◆

Optics & Photonics Japan 2011 事務局

〒164-0003 東京都中野区東中野 4-27-37 株式会社アドスリー内

TEL 03-5925-2840 FAX 03-5925-2913

E-Mail : [opj@opt-j.com](mailto:opj@opt-j.com) URL : <http://www.opt-j.com/opj2011/>

- [ P51 ] 分散化ナノ蛍光体粒子を用いた  
カソードルミネッセンス生体イメージング  
○新岡 宏彦<sup>1</sup>, 古川 太一<sup>2</sup>, 一宮 正義<sup>2,3</sup>  
芦田 昌明<sup>2</sup>, 荒木 勉<sup>2</sup>, 橋本 守<sup>2</sup>  
<sup>1</sup>大阪大学ナノサイエンスデザイン教育研究センター  
<sup>2</sup>大阪大学大学院基礎工学研究科  
<sup>3</sup>大阪歯科大学物理学教室
- [ P52 ] 高感度二光子顕微鏡イメージング  
○井元 兼太郎, 杉浦 忠男, 湊 小太郎  
奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科
- [ P53 ] レーザースペックルイメージングによる  
橈骨動脈エリアの経皮的血流計測  
○米岡 篤志<sup>1</sup>, 島谷 祐一<sup>2</sup>, 横井 直倫<sup>3</sup>  
船水 英希<sup>1</sup>, 相津 佳永<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>室蘭工業大学大学院機械創造工学系専攻  
<sup>2</sup>東京都市大学工学部生体医工学科  
<sup>3</sup>旭川工業高等専門学校機械システム工学科
- [ P54 ] OCTを用いたレーザー凝固層の減衰係数の  
定量的評価  
○大宮 孝太<sup>1</sup>, 石井 克典<sup>1</sup>  
近江 雅人<sup>2</sup>, 粟津 邦男<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>大阪大学大学院工学研究科環境・エネルギー工学専攻  
<sup>2</sup>大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻
- [ P55 ] OCTを用いた外部刺激に対する  
精神性発汗ダイナミクスの解析  
○和田 裕貴, 松田 絵美, 近江 雅人  
大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻
- [ P56 ] 動的散乱による small dense LDL 粒径分布  
推定法の開発:II  
○魏 丁丁, 浪田 健, 加藤 祐次, 清水 孝一  
北大院情報科学
- [ P57 ] 生体組織の散乱係数誤算出における Mie 及び  
Rayleigh 散乱を用いた補正  
○南條 卓也<sup>1</sup>, 本多 典広<sup>1</sup>, 寺田 隆哉<sup>1,2</sup>  
石井 克典<sup>1</sup>, 粟津 邦男<sup>1,3,4,5</sup>  
<sup>1</sup>大阪大学大学院工学研究科環境・エネルギー工学専攻  
<sup>2</sup>日本原子力研究開発機構レーザー共同研究所  
<sup>3</sup>大阪大学 臨床工学融合研究教育センター  
<sup>4</sup>福井大学 附属国際原子力工学研究所  
<sup>5</sup>科学技術振興機構産学イノベーション加速事業  
(先端計測分析技術・機器開発)
- [ P58 ] 波長 350~2200 nm 帯の光学特性に基づく  
椎間板ヘルニア髄核組織ファントムの開発  
○井上 惇<sup>1</sup>, 石井 克典<sup>1</sup>, 伊東 信久<sup>2</sup>, 本多 典広<sup>1</sup>  
寺田 隆哉<sup>1,3</sup>, 粟津 邦男<sup>1,4,5,6</sup>  
<sup>1</sup>大阪大学大学院工学研究科環境・エネルギー工学専攻  
<sup>2</sup>伊東くりにつく  
<sup>3</sup>日本原子力研究開発機構敬賀本部レーザー共同研究所  
<sup>4</sup>大阪大学臨床工学融合研究教育センター  
<sup>5</sup>科学技術振興機構産学イノベーション加速事業  
(先端計測分析技術・機器開発)  
<sup>6</sup>福井大学附属国際原子力工学研究所
- [ P59 ] 拡散反射光を用いた骨組織性状評価のための  
理解解析及び実測  
○若林 大輔, 庭山 雅嗣  
静岡大学大学院工学研究科
- [ P60 ] 近赤外分光法と筋電図を用いた動作及び  
運動負荷状態評価システム  
○須摩 篤, 庭山 雅嗣  
静岡大学大学院工学研究科
- [ P61 ] 蛍光相関分光イメージング法による粘度測定  
○松本 将宜, 杉浦 忠男  
奈良先端大情報科学研究科
- [ P62 ] 皮膚画像分光反射率の空間分布解析  
○浅利 成信<sup>1</sup>, 橋 諒<sup>1</sup>, 船水 英希<sup>1</sup>  
前田 貴章<sup>2</sup>, 相津 佳永<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>室蘭工業大学大学院機械創造工学系専攻  
<sup>2</sup>釧路工業高等専門学校機械工学科
- [ P63 ] 皮膚の表面構造を考慮した微粒子塗布肌の  
光反射シミュレーション  
○熊川 達哉, 岡本 卓  
九工大情報工
- [ P64 ] 様々な年齢層の被験者に対する  
皮膚酸素飽和度推定  
○渡辺 俊平<sup>1</sup>, 山本 智史<sup>2</sup>, 山内 緑<sup>3</sup>  
津村 徳道<sup>3</sup>, 小川 恵子<sup>4</sup>, 秋葉 哲生<sup>5</sup>  
<sup>1</sup>千葉大学工学部情報画像学科  
<sup>2</sup>慶應義塾大学医学部漢方医学センター  
<sup>3</sup>千葉大学大学院融合科学研究科  
<sup>4</sup>金沢大学附属病院耳鼻咽喉科・頭頸部外科 和漢診療外来  
<sup>5</sup>あきば伝統医学クリニック
- [ P65 ] 光音響画像化技術の要素技術開発と  
システム化:動物モデルによる性能検証  
平沢 壮<sup>1</sup>, 石原 美弥<sup>1</sup>, 藤田 真敬<sup>2</sup>  
北垣 学<sup>1</sup>, 大谷 直樹<sup>3</sup>, 菊地 眞<sup>4</sup>  
<sup>1</sup>防衛医科大学校医工学講座  
<sup>2</sup>防衛医科大学校防衛医学研究センター異常環境衛生研究部門  
<sup>3</sup>防衛医科大学校脳神経外科学講座  
<sup>4</sup>防衛医科大学校教育担当副校長, 医学教育部長
- [ P66 ] 毛髪のうるおい可視化法の開発  
○江川 麻里子, 萩原 基文, 矢内 基裕  
資生堂リサーチセンター
- [ P67 ] Axial translation and position measurement of  
single particle in optical tweezers  
○Dy, Mary-Clare Clarin, 杉浦 忠男, 湊 小太郎  
奈良先端科学技術大学院大学
- [ P68 ] 頭部外傷の低出力レーザー治療における  
パルスと連続モード照射による治療効果の比較  
○安藤 貴洋<sup>1,2</sup>, Weijun Xuan<sup>1</sup>, Tao Xu<sup>1</sup>  
Ying-Ying Huang<sup>1</sup>, Sulbha K Sharma<sup>1</sup>  
Gitika B Kharkwal<sup>1</sup>, 佐藤 俊一<sup>3</sup>  
小原 實<sup>2</sup>, Michael R Hamblin<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>マサチューセッツ総合病院ウエルマン光医学センター  
<sup>2</sup>慶應義塾大学大学院理工学研究科  
<sup>3</sup>防衛医科大学校防衛医学研究センター情報システム研究部門
- [ P69 ] 自家蛍光による肉類の劣化の評価と異物混入検出  
○西村 吾朗  
北海道大学電子科学研究所
- [ PD1 ] Low-coherence digital holography with  
selectable wavelengths  
○Quang Duc Pham, Satoshi Hasegawa  
Tomohiro Kiire, Daisuke Barada  
Toyohiko Yatagai, Yoshio Hayasaki  
Center for Optical Research and Education (CORE),  
Itsunomiya University
- [ PD2 ] ホログラフィックダイバーシティ干渉法を用いた  
位相分布計測  
○九里 佳祐, 岡本 惇, 高林 正典, 富田 章久  
北海道大学大学院情報科学研究科
- [ PD3 ] 書き換え可能な透明マーキングの石英ガラス  
内部への実現  
○川島 勇人, 田中 修平  
一般社団法人ニューガラスフォーラム ナノガラス研究本部
- [ PD4 ] DFD 表示の奥行き知覚に対する絵画的要因の  
影響評価  
○今井 浩介, 板東 宏記, 前田 主悦  
山本 裕紹, 陶山 史朗  
徳島大学工学部光応用工学科
- [ PD5 ] 異常透過率のサブ波長アパーチャー  
○ドミトリ ブルガレビッチ, 渡邊 誠, 志波 光晴  
物質・材料研究機構

## 光音響画像化技術の要素技術開発とシステム化： 動物モデルによる性能検証

### Development and integration of photoacoustic imaging technology: animal model demonstration

平沢 壮<sup>1)</sup>, ○石原美弥<sup>2)</sup>, 藤田真敬<sup>3)</sup>, 北垣 学<sup>4)</sup>, 大谷直樹<sup>5)</sup>, 菊地 眞<sup>6)</sup>  
Takeshi Hirasawa<sup>1)</sup>, ○Miya Ishihara, Ph.D.<sup>2)</sup>, Masanori Fujita, M.D., Ph.D.<sup>3)</sup>,  
Manabu Kitagaki, M.D.<sup>4)</sup>, Naoki Otani, M.D., Ph.D.<sup>5)</sup>, Makoto Kikuchi, Ph.D.<sup>6)</sup>

防衛医科大学校医用工学講座<sup>1)2)4)</sup>, 防衛医科大学校防衛医学研究センター異常環境  
衛生研究部門<sup>3)</sup>, 防衛医科大学校脳神経外科学講座<sup>5)</sup>, 防衛医科大学校教育担当副校  
長, 医学教育部長<sup>6)</sup>

Department of Medical Engineering, National Defense Medical College<sup>1)2)4)</sup>, Division of  
Environmental Medicine, National Defense Medical College Research Institute<sup>3)</sup>,  
Department of Neurosurgery, National Defense Medical College<sup>5)</sup>, National Defense  
Medical College, Vice President & Dean<sup>6)</sup>  
E-mail:miyaishi@ndmc.ac.jp

Photoacoustic imaging is a technique combined with optical and ultrasound methods. Here we report the development of a photoacoustic imaging system for animal experiments with the aim of searching its clinical value.

#### 1. 光音響画像化技術

光音響画像化技術 (Photoacoustic imaging technology)は, 2010年2月のNatureの分子イメージング特集<sup>(1)</sup>の中でPET, MRI, 光などのモダリティと並んで独立したモダリティとして紹介され, さらにNCI (National Cancer Institutes)ではトランスレーショナルリサーチ (基礎医学研究の成果を診断・治療の形で臨床の場に橋渡しする研究)の大型研究プロジェクトが立ち上がるなど, 新しい分子イメージング技術、画像診断技術として世界的に着目されている。

光音響画像化原理は, 光の吸収体で発生した音響波の伝搬時間 (センサまでの到達時間) から光の吸収体の位置情報や信号強度より吸収係数に関する情報を断層画像にするもので, 光と生体の相互作用を画像化する技術の1つである。光の吸収体で音響波が発生するには, 吸収されたレーザー光のエネルギーによる加熱領域が熱膨張し, 周囲と異なる温度分布 (密度分布) が生じることで応力閉じ込め (stress confined) 条件、つまり, 熱弾性過程により応力波 (光音響波) が発生する。熱弾性効果による応力波発生は, 光のパラメータを適当に設定することで特定の吸収体を選択的に励起可能 (例えば血液に吸収する波長を励起光に選択する) で, 発生する応力波の時間的挙動を制御することにより, 応力波発生源の位置情報だけではなく特徴抽出の可能性を持つ。

光音響画像は用途に応じて表1のようにいくつかの方式に分類される。

Table1 Classification and application of photoacoustic imaging

PAI: Photoacoustic imaging <sup>(2)</sup>	汎用的 → 臨床向き
High Frequency PAI <sup>(3)</sup>	小動物用
PAT: Photoacoustic tomography <sup>(4)</sup>	小動物用
PAM: Photoacoustic microscopy <sup>(5)</sup>	顕微鏡応用
Intravascular catheter <sup>(6,7)</sup>	経カテーテル、内視鏡

共通した主要な要素技術として, <1>光音響波発生励起源である光源及びその導光技術, <2>光音響波の検

出のためのセンサ技術、<3>検出した信号から画像を構築する画像再構成処理技術、が挙げられる。これらの要素技術を用途別に開発し仕様を決めて、各々システム化している。

## 2. 構築している臨床価値探索用システム

我々は、造影剤を使用しない、生体由来の信号であるヘモグロビンを吸収体とした光音響画像の臨床価値を探索することを目的として PAI 型システムを構築した。このシステムでは、種々の動物（ウサギ、ラット、マウス）の病態モデルを対象に光音響画像が取得できるように、光源やセンサ、及びそれに応じたデータ取得及び画像再構成処理が設定できるようになっている。その構成を図1に示す。以下、要素技術ごとにシステムについて記述する。

<1>光源：生体内の光吸収体の光特性で応力閉じ込め条件を満たすにはパルス幅がナノ秒程度の光源、かつその波長は生体の分光的窓である近赤外が一般的である。我々は連続的に波長を変えられる市販の Ti:Sapphire レーザ、Nd:YAG レーザの第2高調波、及び OPO を用途に応じて使用し、いずれも石英ガラスファイバーを用いて画像化対象まで導光できるようにしている。

<2>センサ：センサ材料には圧電素子を使用する。我々は超音波診断で一般的に使用されている PZT 素子に加えて広帯域な周波数特性を持つ P(VDF-TrFE)素子を用い、多チャンネル化したセンサと導光用光ファイバーと一体化させて使用している。多チャンネルセンサをスキャンして複数の観測点で音響波を観測することで三次元画像化を可能としている。

<3>画像再構成処理：センサで検出した信号の多チャンネル同時取り込み（最大 64ch）及び信号増幅、かつ高速 AD 変換が可能で、励起用パルスレーザと同期及び信号処理及び表示用 PC にデータ転送が出来るようになっている。さらに、光音響画像と超音波画像との重畳が可能である。現在までに、画像表示までほぼリアルタイムの性能(<1.5 秒/frame)が得られているため、体動の影響を軽減して画像化できるように

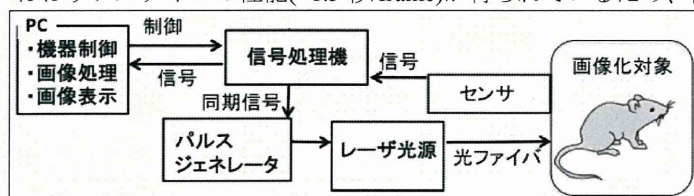


Figure1 Schematic PAI type system developed our laboratory

なっている。

図1に示す PAI 型システムを用いて、現在までにマウスの大腿動脈と静脈の血管画像やその酸素飽和度マッピングが可能であることを確認した。

## 参考文献

- (1) M. Baker, "Whole-animal imaging: The whole picture", Nature, 463 (7283), pp. 977-980 (2010)
- (2) K. Chulhong et al., "Deeply penetrating in vivo photoacoustic imaging using a clinical ultrasound array system", Biomed. Opt Exp, 1(1), pp278-284, (2010)
- (3) Visual Sonics 社ホームページ, <http://www.visualsonics.com/>
- (4) L. Meng-Lin, et al., "Simultaneous molecular and hypoxia imaging of brain tumors in vivo using spectroscopic photoacoustic tomography", Proc. IEEE, 96(3), pp.481-489, (2008)
- (5) F. P. Christopher, et al., "In vivo functional photoacoustic microscopy of cutaneous microvasculature in human skin", J. of Biomed. Opt, 16(2), pp.026004, (2011)
- (6) A. B. Karpouk, et al., "Development of a catheter for combined intravascular ultrasound and photoacoustic imaging", Rev. Sci. Instrum, 81, pp.014901, (2010)
- (7) S. Sethuraman, et al., "Spectroscopic intravascular photoacoustic imaging to differentiate atherosclerotic plaques", Opt. Exp., 16(5), pp.3362-3367, (2008)

## 謝辞

本研究の一部は平成 23 年度厚生労働省研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）(H23-医療機器一般 005) の助成を受け実施された。

本研究を遂行するにあたり、富士フイルム株式会社の辻田和宏氏、広田和弘氏、入澤 覚氏に謝意を表す。





特定非営利活動法人  
**日本レーザー医学会**  
Japan Society for Laser Surgery and Medicine

**THE JOURNAL OF JAPAN SOCIETY FOR LASER SURGERY AND MEDICINE**

# 日本レーザー医学会誌

**第32回日本レーザー医学会総会 プログラム・抄録**

32<sup>nd</sup> JLSM Program & Abstracts



レーザー医学：研究ニーズとシーズを語る  
NEEDS and SEEDS in LASER MEDICINE

2011年11月24日(木)・25日(金)

パシフィコ横浜アネックスホール

会長 馬場 志郎 北里大学医学部泌尿器科学 教授



Vol.32  
**No.3**

# 第32回日本レーザー医学会総会

レーザー医学：研究ニーズとシーズを語る

NEEDS and SEEDS in LASER MEDICINE

## プログラム

2011年11月24日(木)・25日(金)

パシフィコ横浜 アネックスホール

神奈川県横浜市西区みなとみらい1-1-1

会長 馬場 志郎

北里大学医学部泌尿器科学 教授

第32回 日本レーザー医学会総会 事務局

北里大学医学部泌尿器科学

〒252-0374 神奈川県相模原市南区北里1-15-1

TEL : 042-778-9091 / FAX : 042-778-9374

<http://www.pcoworks.jp/jslsm32/>

運営事務局

株式会社ピーシーオーワークス

〒101-0053 東京都千代田区神田美土代町9番地 日経タイプビル4F

TEL : 03-3291-3636

FAX : 03-3291-3635

E-mail : [jslsm32@pcoworks.jp](mailto:jslsm32@pcoworks.jp)

PA2-4 エキシマランプによるターゲット光線療法が症状改善の引き金になったと  
考えられた汎発型円形脱毛症の1例

P332

○森上 徹也, 細川 洋一郎, 石川 絵美子, 前田 麗子, 宗廣 明日香,  
森上 純子, 米田 耕造, 窪田 泰夫  
香川大学 医学部 皮膚科

PA2-5 近赤外線ライトによる中・下顔面のたるみと質感の改善効果: 2次元および  
3次元可視化イメージング解析による評価について

P333

○田中 志保, 根岸 圭, 若松 信吾  
東京女子医科大学 附属青山女性医療研究所

PA2-6 静脈奇形に対してのレーザー治療の可能性について

P333

○大城 貴史<sup>1</sup>, 大城 俊夫<sup>1,2</sup>, 佐々木 克己<sup>1</sup>, 谷口 由紀<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>大城クリニック  
<sup>2</sup>日本医用レーザー研究所

レーザー基礎・治療

25日(金) 9:30~11:30 ポスター会場

座長: 小原 實 (慶應義塾大学 理工学部)

PA3-1 超音響技術を利用した選択的イメージングの動物モデルによる検証

P334

○平沢 杜<sup>1</sup>, 石原 美弥<sup>1</sup>, 藤田 真敬<sup>2</sup>, 北垣 学<sup>1</sup>, 大谷 直樹<sup>3</sup>,  
堀口 明男<sup>4</sup>, 菊地 真<sup>5</sup>  
<sup>1</sup>防衛医科大学校 医用工学講座  
<sup>2</sup>防衛医科大学校 防衛医学研究センター 異常環境衛生研究部門  
<sup>3</sup>防衛医科大学校 脳神経外科学講座  
<sup>4</sup>防衛医科大学校 泌尿器科学講座  
<sup>5</sup>防衛医科大学校 教育担当副校長, 医学教育部長

PA3-2 OCTを用いたレーザー凝固層の光減衰特性の定量的評価

P334

○大宮 孝太<sup>1</sup>, 石井 克典<sup>1</sup>, 近江 雅人<sup>2</sup>, 粟津 邦男<sup>1,3,4,5</sup>  
<sup>1</sup>大阪大学大学院 工学研究科 環境・エネルギー工学専攻  
<sup>2</sup>大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻  
<sup>3</sup>大阪大学 臨床医工学融合研究教育センター  
<sup>4</sup>福井大学 附属国際原子力工学研究所  
<sup>5</sup>京都大学 化学研究所

PA3-3 尿路上皮癌における超高速オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィー (OCT) を  
用いたリアルタイム3次元立体断層画像の経験

P335

○池田 勝臣<sup>1</sup>, 松本 和将<sup>1</sup>, 崔 東学<sup>2</sup>, 田畑 健一<sup>1</sup>, 藤田 哲夫<sup>1</sup>, 佐藤 威文<sup>1</sup>,  
岩村 正嗣<sup>1</sup>, 大林 康二<sup>3</sup>, 清水 公也<sup>4</sup>, 馬場 志郎<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>北里大学 医学部 泌尿器科学  
<sup>2</sup>北里大学 一般教育部 自然科学教育センター  
<sup>3</sup>北里大学 大学院 医療系研究科  
<sup>4</sup>北里大学 医学部 眼科学

PA3-4 Er:YAG レーザー脳組織蒸散システムにおける温度モニタの開発

P335

○中島 章夫, 数永 太悟  
杏林大学 保健学部 臨床工学科 先端臨床工学研究室

# 第32回 日本レーザー医学会総会

## 抄 録 集

一般演題：レーザー基礎・治療

## PA3-1

## 光音響技術を利用した選択的イメージングの動物モデルによる検証

○平沢 壮<sup>1</sup>, 石原 美弥<sup>1</sup>, 藤田 真敬<sup>2</sup>,  
北垣 学<sup>1</sup>, 大谷 直樹<sup>3</sup>, 堀口 明男<sup>4</sup>,  
菊地 眞<sup>5</sup><sup>1</sup> 防衛医科大学校 医用工学講座<sup>2</sup> 防衛医科大学校防衛医学研究センター 異常環境衛生研究部門<sup>3</sup> 防衛医科大学校 脳神経外科学講座<sup>4</sup> 防衛医科大学校 泌尿器科学講座<sup>5</sup> 防衛医科大学校 教育担当副校長, 医学教育部長

光音響現象は、光吸収体が吸収した光エネルギーを超音波(光音響信号)として放出する現象である。光音響信号は特にナノ秒パルスレーザー光により高効率に励起され、圧電素子で構成される超音波センサで検出される。光音響画像化法は、光音響信号の到達時間が光吸収体の深さ分布を反映する原理を利用し、断層画像を取得する手法である。本法は超音波を計測する原理上、従来の光診断と比較して深部の画像化が可能である。また、光を吸収した光吸収体のみが光音響信号を発生するため、励起波長の適切な選択により、特定の光吸収体を選択的かつ高検出能に画像化できる。

我々は、動物実験用にナノ秒パルスレーザーである波長可変Ti:Sapphireレーザーを励起光源とし、レーザー光導光用の光ファイバーとアレイ型超音波センサとを一体化したプローブ及び、超音波センサで受信した光音響信号を取り込むデータ取得ユニットから構成される可搬型光音響画像化システムを構築した。このシステムの特徴は、レーザーパルスと同期した信号受信、機械的走査なしでの断層画像取得、光音響画像と重畳できる超音波エコー画像の取得がそれぞれ可能で、断層画像1枚分の光音響信号を約2秒で取得できることである。これにより、臨床価値を検証するための動物実験に幅広く対応可能となった。

次に本システムの性能検証のために、高い検出能が要求される動脈(径 $\sim 500\mu\text{m}$ )が並走するマウスの大腿部を実験モデルとして断層画像を取得した。この対象に合わせて、励起波長を光侵達長が長くヘモグロビンの吸収が支配的な $700\sim 800\text{nm}$ とし、超音波センサの中心周波数を高周波で細部の描出に適する $10\text{MHz}$ とした。本実験の結果、光音響画像化法は同じ超音波センサを用いた超音波エコーでは描出できない細い血管を明瞭に描出でき、選択性及び検出能が実証された。また、励起波長を変化させて取得した複数枚の光音響画像から、ヘモグロビンの酸素化による光吸収スペクトルの変化を基に、動静脈を識別可能な精度で酸素飽和度分布を推定できることを実証した。

本実験ではヘモグロビンを撮像対象としたが、本法は生体内の他の光吸収体や造影剤の選択的イメージングにも応用可能である。今後は疾患モデルを対象とした実験を進め、有用な臨床応用を探索する。

本研究の一部は、厚生労働科学研究費(医療機器開発推進研究事業)、磁気健康科学研究振興財団の助成を受けて行われた。

一般演題：レーザー基礎・治療

## PA3-2

## OCTを用いたレーザー凝固層の光減衰特性の定量的評価

○大宮 孝太<sup>1</sup>, 石井 克典<sup>1</sup>, 近江 雅人<sup>2</sup>,  
粟津 邦男<sup>1,3,4,5</sup><sup>1</sup> 大阪大学大学院 工学研究科 環境・エネルギー工学専攻<sup>2</sup> 大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻<sup>3</sup> 大阪大学 臨床医工学融合研究教育センター<sup>4</sup> 福井大学 附属国際原子力工学研究所<sup>5</sup> 京都大学 化学研究所

【はじめに】生体組織のレーザー光凝固治療においては、過剰照射による正常組織の熱損傷を防ぐためレーザー照射による凝固層の深さを正確に把握することが重要である。本研究では、光コヒーレンストモグラフィ(optical coherence tomography; OCT)を用いてレーザー凝固層を実時間で正確に評価することを目的とした。凝固層のOCTイメージでは凝固により組織の光散乱が増大し、OCTのAモード信号は深さ方向に組織の減衰特性で指数関数的に減衰する。そこでOCTのAモード信号を解析し減衰係数を算出可能なプログラムをLabVIEWにより開発し、減衰係数を用いた凝固層の定量評価を試みた。

【実験方法】本研究では、OCTと凝固用レーザーとを組み合わせた装置を開発した。OCTには光周波数掃引型OCTを用いた。OCTの断層イメージング速度は50フレーム/秒であり、光軸方向の分解能は $12\mu\text{m}$ である。凝固用レーザーには、連続発振の波長 $532\text{nm}$ の固体レーザーを用いた。実験では平均パワー密度 $260\text{W}/\text{cm}^2$ で鶏レバーを60秒間照射した。OCTと凝固用レーザーの光軸はダイクロミックミラーを用いて同軸とし、凝固する過程を実時間で観察した。照射後の試料を厚さ $10\mu\text{m}$ に切片化してHE染色を施し、OCTイメージとの比較を行った。さらに、OCTのAモード信号が減衰する傾きである減衰係数 $\mu$ (Beer-Lambert則 $I(z) = I_0 \exp(-\mu z)$ における $\mu$ )を算出した。

【実験結果】OCTイメージで、レーザー凝固に伴い組織の表面から信号強度の増加が見られる領域が徐々に拡大する様子を観察することができた。HE染色切片とOCTイメージとを比較した結果から、OCTの信号強度の増加領域が凝固層を表していることが示された。組織のレーザー凝固に伴い、減衰係数は $6\text{mm}^{-1}$ から $13\text{mm}^{-1}$ まで連続的に変化した。

【おわりに】減衰係数 $\mu$ は吸収係数 $\mu_a$ と、散乱係数 $\mu_s$ の和( $\mu = \mu_a + \mu_s$ )で表される。今後の課題は凝固組織の $\mu_a$ 及び $\mu_s$ と、本法により得られた $\mu$ の関係について評価を行うことである。

# BioOpto Japan 2011 Conference + Exhibition

## 第3回 BioOpto Japanカンファレンス

### 「医療・診断セッション」 カンファレンス予稿集

- 日時: 2011年9月30日(金) 10:15~13:05
- 会場: パシフィコ横浜 展示ホールC,D  
BioOpto Japan 2011 展示会場内カンファレンス会場
- 主催: 株式会社ICSコンベンションデザイン

# 第3回 BioOpto Japan カンファレンス

9月30日(金)  
「医療・診断セッション」

10:15-13:05

## 講演1

10:15-10:55 神経科学へのOCT応用の可能性  
山形大学 大学院理工学研究科 教授 佐藤 学 氏

## 講演2

10:55-11:35 不整脈を治療する世界のLaser Ablator:  
概況とアライ・メッドフォトン研究所の取り組み  
慶應義塾大学 理工学部物理情報工学科 教授 荒井 恒憲 氏

## 講演3

11:45-12:25 光音響画像化技術の最新動向  
防衛医科大学校医用工学講座 教授 石原 美弥 氏

## 講演4

12:25-13:05 OCTと眼科診療 過去、現在、そして未来  
京都大学大学院医学研究科 眼科学教授 吉村 長久 氏

9月30日(金)

11:45-12:25

**講演3**

光音響画像化技術の最新動向

State of the art Photoacoustic imaging technology



防衛医科大学校医用工学講座  
教授  
石原 美弥 氏

Dr. Miya Ishihara  
Professor, Department of Medical Engineering,  
National Defense Medical College



## 略歴

---

平成6年 慶応義塾大学大学院理工学研究科修了  
平成8年 防衛医科大学校医用電子工学講座助手  
平成19年 同医用工学講座准教授（平成18年に医用工学講座に改称）  
平成23年 同教授

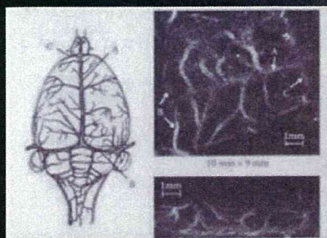
東海大学医学部整形外科学非常勤教授、東京工業大学資源化学研究所特別研究員、日本生体医工学会代議員、SPIE Bios Program committeeアジア代表委員、The women in medical and biological engineering committee委員、日本レーザー医学会理事。

### ・受賞歴

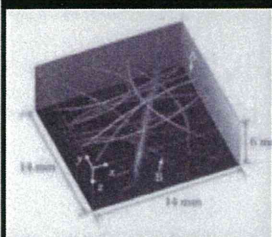
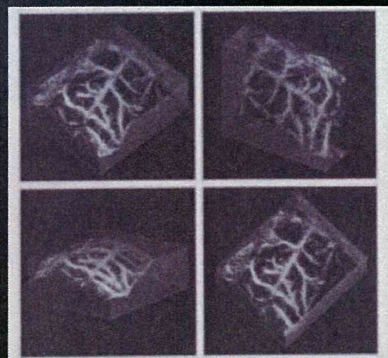
平成14年 The 5th The Tissue Engineering Society International, Best Oral Presentation  
平成17年 日本エム・イー学会 荻野賞  
平成22年 長寿科学振興財団 会長賞

---

# 光音響画像化技術の最新動向



第3回BioOptoJapanカンファレンス  
2011年9月30日 (金)  
展示会場内カンファレンス会場



防衛医科大学校 医用工学講座

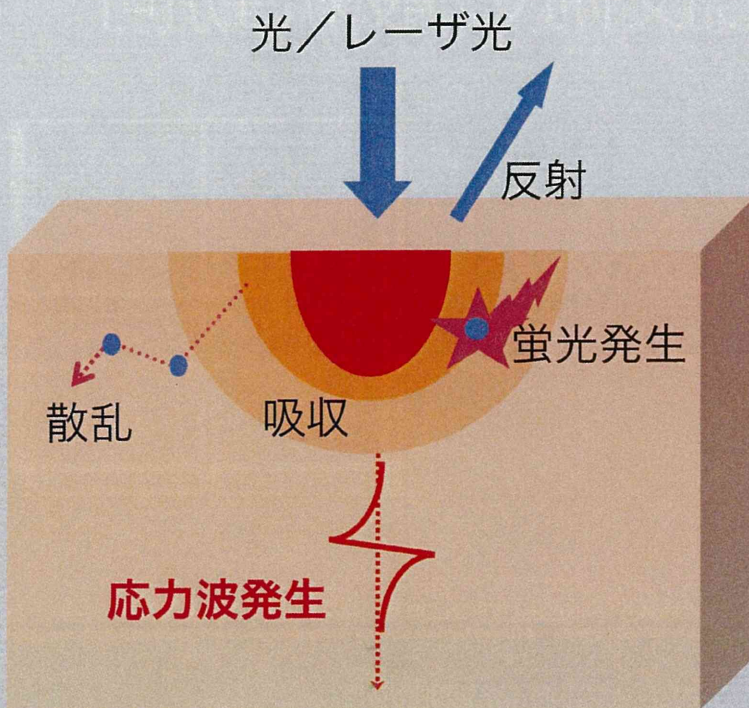
石原美弥 ([miyaishi@ndmc.ac.jp](mailto:miyaishi@ndmc.ac.jp))

## 光音響画像

- Photo-acoustic imaging
- Opto-acoustic imaging
- 光—超音波 画像
- レーザー超音波 画像

光—物質  
の相互作用  
の画像化

# 光-物質の相互作用



## 光のエネルギー利用

作用
Photothermal 光熱的作用
Photoacoustic 光音響的作用
Photochemical 光化学的作用

*National Defense Medical College Miya Ishihara*

## 2010年2月18日のNatureの記事

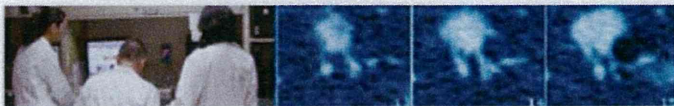
PROS AND CONS OF IMAGING MODALITIES								
Technique	Labels	Signal measured	Strengths	Weaknesses	Cost	Throughput	Sensitivity (moles of label detected)	Resolution
PET	Radiolabelled molecules	Positrons from radionuclides	Highly sensitive	Can detect only one radionuclide, requires radioactivity	High	Low	$10^{-15}$	1-2 mm
SPECT	Radiolabelled molecules	$\gamma$ -rays	Can distinguish between radionuclides, so more processes can be imaged at once	Requires radioactivity	High	Low	$10^{-14}$	1-2 mm
CT	None	X-rays	Fast, cross-sectional images	Poor resolution of soft tissues	High	Low	$10^{-6}$	50 $\mu$ m
MRI	Can use isotope-labelled molecular tracers	Alterations in magnetic fields	Harmless, high-resolution of soft tissues	Cannot follow many labels	High	Low	$10^{-9}$ - $10^{-4}$	50 $\mu$ m
Optical	Genetically engineered proteins and bioluminescent and fluorescently labelled probes	Light, particularly in the infrared	Easy, non-damaging technique readily adapted to study specific molecular events	Poor depth penetration	Low	High	$10^{-12}$	1-2 mm
Photoacoustic	Probes that absorb light and create sound signals	Sound	Better depth resolution than light	Information processing and machines still being optimized	Low	High	$10^{-12}$	50 $\mu$ m
Ultrasound	Microbubbles, which can be combined with targeted contrast agents	Sound	Quick, harmless	Poor image contrast, works poorly in air-containing organs	Low	High	$10^{-8}$	50 $\mu$ m

Photoacoustic imagingが独立したモダリティとして確立・認知されつつある現況

*National Defense Medical College Miya Ishihara*

# National Cancer InstituteのHPより

<http://imaging.cancer.gov/programsandresources/specializedinitiatives/ntroi>



## Programs & Resources

### Network for Translational Research (NTR): Optical Imaging in Multimodality Platforms

[Print This Page](#)

Network for Translational Research (NTR): Optical Imaging in Multimodal Platforms (U54)(RFA-CA-08-002) [Request for Applications](#)

The Network for Translational Research (NTR): Optical Imaging in Multimodal Platforms is a reissue of the former Network for Translational Research in Optical Imaging (NTRIOI). Rather than focusing on a single optical modality for imaging a cancer problem as the former NTRIOI did, this new NTR program now emphasizes imaging based on multiple modalities, one of which is an optical method. The purpose of the network is the development, optimization, and validation of imaging methods and protocols for rapid translation to clinical environments. Optimization and validation are accomplished through consensus processes.

[Washington University](#)

Lihong Wang, Ph.D. ([lihwang@biomed.wustl.edu](mailto:lihwang@biomed.wustl.edu))

[Photoacoustic/Optical/Ultrasonic Imaging of Sentinel Lymph Nodes and Metastases.](#)

[Web site](#)

*National Defense Medical College Miya Ishihara*

## 新しいモダリティとしてのPhotoacoustic imaging

### 光音響分光分析法



1982年6月5日 初版

1986年11月20日 2刷

1993年11月30日 3刷



1997年2月28日 初版

1880年

: 光音響効果の発見

1973年

: 分光法としてPAS

*National Defense Medical College Miya Ishihara*