

VOLCANOに関する調査報告

VOLCANO

独自の組織性状評価法(VH: Virtual Histology)により、血管の性状を4種類に分類し、色分けして表示可能な血管内超音波(IVUS)装置



従来のIVUS

エコー輝度を基に組織性状を予測

- ・ 硬い組織 : 高エコーかつ均一
= 石灰化, 高密度な線維組織
- ・ 柔らかい組織 : 低エコー
= 軟性及び混合プラーク

→ 診断速度, 再現性の面で問題



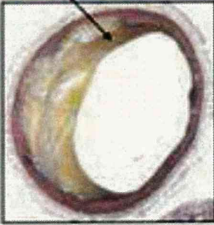
VH-IVUS

信号処理による自動識別

- ・ リアルタイムでの識別が可能
- ・ 再現性, 定量性がある情報


VH IVUS Plaque Types Basic VH IVUS

Fibrous Tissue




Densely packed bundles of collagen fibers with no evidence of intra-fiber lipid accumulation. No evidence of macrophage infiltration. Dark-yellow/green on Movat stained histology section and dark green on VH.

Necrotic Core




Highly lipidic necrotic region with remnants of foam cells and dead lymphocytes present. No collagen fibers are visible and mechanical integrity is poor. Cholesterol clefts and micro calcifications are clearly visible. Red on VH.

Fibro-Fatty



Loosely packed bundles of collagen fibers with regions of lipid deposition present. Turquoise on Movat stained histology section. Light-green on VH.

Dense Calcium

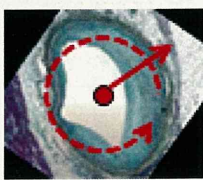


Focal area of dense calcium. Purple or deep blue on Movat. Usually falls out of histology section, but calcium crystals are evident at borders. White on VH.

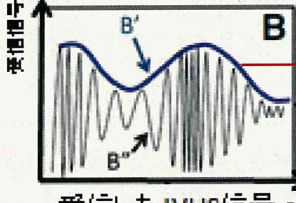
Nair, A., Margolis, MP, Kuban, S., Vince, DG: "Automated coronary plaque characterization with intravascular ultrasound backscatter: ex vivo validation". EuroIntervention 3 (2007): 113-120.

組織性状の識別方法

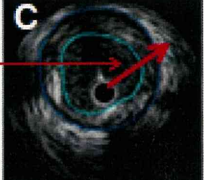
- 組織により反射超音波の周波数特性が異なる
- 信号を周波数解析し、事前に取得したデータベースと比較して分類



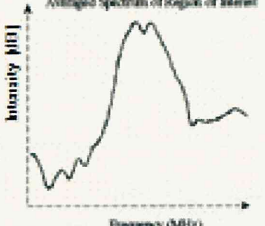
IVUSによる超音波の送受信



受信したIVUS信号 時間=長さ



IVUS画像



信号の周波数スペクトル
(横軸: 周波数, 縦軸: 強度)

信号解析により特徴量を抽出

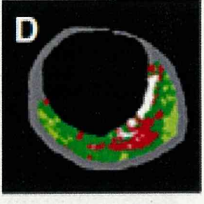
計測データから得た特徴量
・中心周波数, 最大強度等, B'の値

統計的手法による比較・分類

装置に保存されているデータベース

Fibro-Fatty群	Necrotic Core群
Fibrous Tissue群	Dense Calcium群

分類結果をカラー表示



VH-IVUS画像

データベースを利用して組織性状を分類

VH IVUSの組織識別精度

Nair(開発者)によるEx vivo実験の結果

VH Plaque Component	Predictive	Sensitivity		Specificity	
	Accuracy	%	CI	%	CI
FT (n = 471) (Fibrous Tissue)	93.5%	95.7%	94 - 98	90.9%	88 - 94
FF (n = 130) (Fibro-Fatty)	94.1%	72.3%	65 - 80	97.9%	97 - 99
NC (n = 132) (Necrotic Core)	95.8%	91.7%	87 - 96	96.6%	95 - 98
DC (n = 156) (Dense Calcium)	96.7%	86.5%	81 - 92	98.9%	98 - 100

⇒ 良好な精度での組織識別が実現されている

VH-IVUSの制約

- 心電計と同期したカテーテルの操作(引き戻し)が必要
 - VH画像は心電計のR波のピークで撮像
- 演算精度はIVUS画像の境界の正確性に依存
 - 境界が不明瞭な場合, 組織変性を過大, 過小評価
- 血栓及び解離の検出は不可
 - 血栓は繊維組織あるいは繊維脂質組織として誤認識
- スtentに関して評価したデータはない
 - Stentは石灰化組織として誤認識

IVUSの研究動向

VH-IVUSの機能

- ・血管プラークの識別



医療ニーズ

- ・Vulnerableプラークの識別

Vulnerableプラークの組織学的特徴 [1]

- ・壊死性コアの内在
- ・マクロファージの浸潤
- ・薄いプラーク被膜(65μm以下)



プラーク被膜(fibrous cap)の厚さが脆弱性(Vulnerability)の基準

IVUSの現状[2]

- ・空間分解能200μm
- ・被膜の厚さを基準とした脆弱性の評価ができない



研究動向

- ・高分解能化のための検討
- ・センサの高周波, 広帯域化
- ・信号処理技術の改善
- ・OCTとのfusion画像化

[1] R. Virmani, et al., "Vulnerable Plaque: The Pathology of Unstable Coronary Lesions", J. Interv. Cardiol. 2002; 15: 439-46

[2] 上枝正幸, et al., "Virtual Histology IVUS を使った冠動脈病変の解析: 冠動脈危険因子と多価不飽和脂肪酸のプラーク性状への影響", 超音波医学 2010; 37-4: 447-53

VH-IVUSの類似技術について

VH-IVUSとその類似技術

技術名	使用している情報	主要研究グループ	メーカー
VH-IVUS	周波数スペクトル 超音波組織散乱の積分値 (Integrated Backscatter)	Case Western Reserve University (Cleveland, Ohio)	Volcano社
iMap-IVUS	周波数スペクトル	Boston Scientific社	
IB-IVUS	超音波組織散乱の積分値 (Integrated Backscatter: IB)	岐阜大学	テルモ

In-vivoの評価結果比較 [1]

技術名	指標	Fibrous	Fibro-fatty	Necrotic core	Calcium	Author
VH-IVUS	Sensitivity	86	79.3	67.3	50	Nasu (2006)
	Specificity	90.5	100	92.9	99	
iMap-IVUS	Confidence	95	98	97	98	Sathyanarayana (2009)
IB-IVUS	Sensitivity	94	-	84(Lipid pool)	100	Kawasaki (2006)
	Specificity	84	-	97(Lipid pool)	99	

[1] H. M. Garcia-Garcia, et al., "IVUS-based imaging modalities for tissue characterization: similarities and differences", Int. J. Cardiovasc. Imaging 2011; 27:228-234

V. 研究成果の刊行（平成 23 年度）に関する一覧

論文

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
<u>石原美弥</u>	光と超音波のハイブリッドモダリティとしての光音響画像	医学のあゆみ	240 (6)	487- 497	2012年 2月
<u>Takeshi Hirasawa,</u> <u>Miya Ishihara,</u> <u>Kazuhiro Tsujita,</u> Kazuhiro Hirota, Kaku Irisawa, <u>Manabu Kitagaki,</u> <u>Masanori Fujita,</u> Makoto Kikuchi	Continuous wavelet-transform analysis of photo-acoustic signal waveform to determine optical absorption coefficient	Proceedings of SPIE	8223	822333 -1- 822333 -7	2012年 1月
Kaku Irisawa, Kazuhiro Hirota, <u>Kazuhiro Tsujita,</u> <u>Takeshi Hirasawa,</u> <u>Miya Ishihara</u>	Influence of laser pulse width to the photoacoustic temporal waveform and the image resolution with a solid-state excitation laser	Proceedings of SPIE	8223	82232W -1- 82232W -8	2012年 1月
<u>平沢壮,</u> <u>石原美弥,</u> <u>藤田真敬,</u> <u>北垣学,</u> <u>大谷直樹,</u> <u>菊地眞</u>	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	Optics and Photonics Japan 2011		P65-1- P65-2	2011年 11月
<u>平沢壮,</u> <u>石原美弥,</u> <u>藤田真敬,</u> <u>北垣学,</u> <u>大谷直樹,</u> <u>堀口明男,</u> <u>菊地眞</u>	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	日本レーザー医学会誌	32 (3)	334	2011年 10月
<u>石原美弥</u>	光音響画像化技術の最新動向	第3回 BioOpto Japan 「医療・診断セッション」カンファレンス予稿集		3-1- 3-22	2011年 9月

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Masato Sato, Miya Ishihara, Makoto Kikuchi, Joji Mochida	A diagnostic system for articular cartilage using non-destructive pulsed laser irradiation	Lasers in Surgery and Medicine	43 (5)	421- 432	2011年 7月
Miya Ishihara, Masato Sato, Toshiharu Kutsuna, Joji Mochida, Makoto Kikuchi	Photoacoustic Measurement Technology in Regenerative Medicine of Articular Cartilage	第50回日本生体医工学学会 (CD-ROM)			2011年 4月
平沢壮, 石原美弥, 辻田和宏, 入澤覚, 北垣学, 藤田真敬, 菊地眞	深部組織の高分解能画像化に向けた光音響画像診断法の開発と評価	第50回日本生体医工学学会 (CD-ROM)			2011年 4月

学会発表

発表者氏名	発表タイトル名	学会名	抄録誌名	ページ	発表年
Takeshi Hirasawa, Miya Ishihara, Kazuhiro Tsujita, Kazuhiro Hirota, Kaku Irisawa, Manabu Kitagaki, Masanori Fujita, Makoto Kikuchi	Continuous wavelet-transform analysis of photo-acoustic signal waveform to determine optical absorption coefficient	SPIE Photonics West Biomedical Optics, BiOS 2012	SPIE Photonics West BiOS Technical Summaries	268	2012年 1月
Kaku Irisawa, Kazuhiro Hirota, Kazuhiro Tsujita, Takeshi Hirasawa, Miya Ishihara	Influence of laser pulse width to the photoacoustic temporal waveform and the image resolution with a solid state excitation laser	SPIE Photonics West Biomedical Optics, BiOS 2012	SPIE Photonics West BiOS Technical Summaries	266	2012年 1月

発表者氏名	発表タイトル名	学会名	抄録誌名	ページ	発表年
平沢壮, 石原美弥, 藤田真敬, 北垣学, 大谷直樹, 堀口明 男, 菊地眞	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	第32回日本レ ーザー医学会 総会	日本レーザ ー医学会誌 32(3)	334	2011年 11月
平沢壮, 石原美弥, 藤田真敬, 北垣学, 大谷直樹, 菊地眞	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	Optics and Photonics Japan 2011	Optics & Photonics Japan 2011	P65-1- P65-2,	2011年 11月
石原美弥	【特別講演】光音響 画像化技術の最新 動向	BioOpto Japan 2011	第3回 BioOpto Japan「医 療・診断セ ッション」 カンファレ ンス予稿集	3-1- 3-22	2011年 9月
石原美弥, 佐藤正 人, 沓名寿治, 持田 譲治, 菊地眞	【シンポジウム】光 音響原理と分光特 性を利用した関節 軟骨再生の評価	第50回日本生 体医工学会大 会	生体医工学 49(特別)	197	2011年 4月- 2011年 5月
平沢壮, 石原美弥, 辻田和宏, 入澤覚, 北垣学, 藤田真敬, 菊地眞	深部組織の高分解 能画像化に向けた 光音響画像診断法 の開発と評価	第50回日本生 体医工学会大 会	生体医工学 49(特別)	311	2011年 4月- 2011年 5月

その他

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
藤田真敬, 平沢壮, 石原美弥	次世代の画像診断装置 としての光音響画像化 技術開発と医師の期待	O Plus E (optics +electronics)	34 (2)	151- 154	2012年 2月
平沢壮, 石原美弥, 渡邊智紀, 松浦祐司, 大嶋佑介, 近江雅人, 上野登輝夫, 石井克 典, 粟津邦夫	国際会議報告 Photonics West BiOS 2011	日本レーザー 医学会誌,	32 (1)	88- 91	2011年 6月

VI. 研究成果の刊行物・別刷

AYUMI

レーザー医工学の進歩

光と超音波のハイブリッドモダリティとしての光音響画像

眼科におけるレーザー医工学

泌尿器科におけるレーザー医工学

光線力学的診断と治療

皮膚科・形成外科におけるレーザー医工学の進歩

赤外レーザー治療の現状と疾患選択的治療に向けた進展

下肢静脈瘤に対する血管内レーザー治療 (EVLA)

炭酸ガスレーザーを用いた内視鏡的粘膜下層剥離術

レーザー医療に向けた生体組織光学特性測

連載

これだけは知っておきたい接触皮膚炎の基礎知識

ジャパニーズスタンダードアレルゲンと陽性率の推移



医歯薬出版株式会社

<http://www.ishiyaku.co.jp/>

CONTENTS

AYUMI

レーザー医工学の進歩

485	はじめに.....	栗津邦男
487	光と超音波のハイブリッドモダリティとしての光音響画像	石原美弥
493	眼科におけるレーザー医工学.....	柿木雅志・大路正人
497	泌尿器科におけるレーザー医工学.....	馬場志郎
501	光線力学的診断と治療.....	臼田実男・池田徳彦
505	皮膚科・形成外科におけるレーザー医工学の進歩.....	大城貴史・大城俊夫
511	赤外レーザー治療の現状と 疾患選択的治療に向けた進展.....	石井克典・栗津邦男
518	下肢静脈瘤に対する血管内レーザー治療(EVLA).....	広川雅之
523	炭酸ガスレーザーを用いた内視鏡的粘膜下層剥離術.....	東 健・他
527	レーザー医療に向けた生体組織光学特性測.....	栗津邦男・本多典広

Journal of Clinical and Experimental Medicine

Journal of Clinical and Experim
IGAKU NO AYUMI

連載	
538	これだけは知っておきたい接触皮膚炎の基礎知識③ ジャパニーズスタンダードアレルゲンと陽性率の推移鈴木加余子・松永佳世子
フォーラム	
545	モーリタニア・イスラム共和国の 病院・医療制度評価 Vol.1原野和芳・他
549	バリから見えるこの世界① 科学から哲学,あるいは人類の遺産に分け入る旅.....矢倉英隆
TOPICS	
533	生化学・分子生物学 既存薬の分子機構から創薬へ.....水島 徹
534	神経内科学 視神経脊髄炎(NMO)における自己抗体産生細胞.....千原典夫・山村 隆
535	遺伝・ゲノム学 日本人成人気管支喘息のゲノムワイド関連解析.....広田朝光・玉利真由美
554	次号予告

光と超音波のハイブリッドモダリティとしての 光音響画像

State-of-art photoacoustic imaging technology as a hybrid optical-ultrasound modality



石原美弥

Miya ISHIHARA

防衛医科大学校医用工学講座

◎深部(観察できる深さが数 cm)の画像化を可能とする新しい光イメージング技術として、光と超音波の特長を併せもつハイブリッドモダリティといわれている光音響イメージング技術について、おもにその画像化原理や最近の研究動向などについてまとめた。2000 年以降アメリカを中心に盛んに研究され、小動物を対象とした動物実験用の光音響画像化装置が 2011 年に販売開始されたが、いまだ医療用診断機器として実用化されていない。造影剤を使用せずに三次元で画像化できる血管分布による画像診断は、より早く医療の現場での利用が見込める点で期待が大きく、臨床研究が開始されている。機能診断や薬剤による標的化などの観点からは、分子イメージング技術としての発展が待望されている。



光音響画像, 超音波画像, 分子イメージング

現代医療を実践するうえで医療機器は不可欠になっている。近代西洋医学が誕生してから約 1 世紀半が経過したが、医療機器の開発・普及は半世紀にも満たない。薬事法改正により“医療用具”が“医療機器”の名称に変更されたのが 2002 年、同時期の 2003 年に MRI(磁気共鳴イメージング)で化学者(Lauterbur)と物理学者(Mansfield)がノーベル医学生理学賞を受賞したことから歴史が浅いことがわかる。なかでも光やレーザーを使った医療機器については、パルスオキシメーターを例にあげると無侵襲(放射線被曝がない)、実時間連続計測、簡便な操作性などの優れた特徴があるが、光が本来有する特色を十分にいかした医療技術に至っていない。

画像診断としての光イメージング技術

今後 10 年間にわが国が取り組むべきライフイノベーションにかかわる具体的な政策課題、なら

びに重点的取組みが盛り込まれている第 4 期科学技術基本計画において、「より小型で侵襲が少ない高性能な早期診断に資するあらたなイメージング技術の開発を推進すること」が明記されている。すなわち、X-CT, MRI, 核医学など種々の画像技術・装置が誕生し、画像診断技術として現代医療に大きな役割を果たしているが、いずれも大型、高価、かつ高い専門性が要される技術である。唯一、超音波診断装置は小型、廉価、汎用性の特徴をいかして広範に使用されており、最近はさらなる小型化が進み可搬性も著しく向上した。しかし、超音波画像化技術は音響インピーダンスの不連続性に基づく形態情報をおもに取得する技術であり、超音波では分子のエネルギー状態を変えることはできず、原理的に機能イメージング、分子イメージングは不可能である。一方、光イメージングとして広く知られている蛍光イメージングは、標識蛍光色素の化学発光特性を利用し、励起

表 1 Pros and cons of imaging modalities³¹

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	γ -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 μ m
MRI	Can use isotope-labelled molecular tracers	Alterations in magnetic fields	Harmless, high-resolution of soft tissues	Cannot follow many labels	High	Low	$10^{-9} \sim 10^{-6}$	50 μ 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 μ 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 μ m

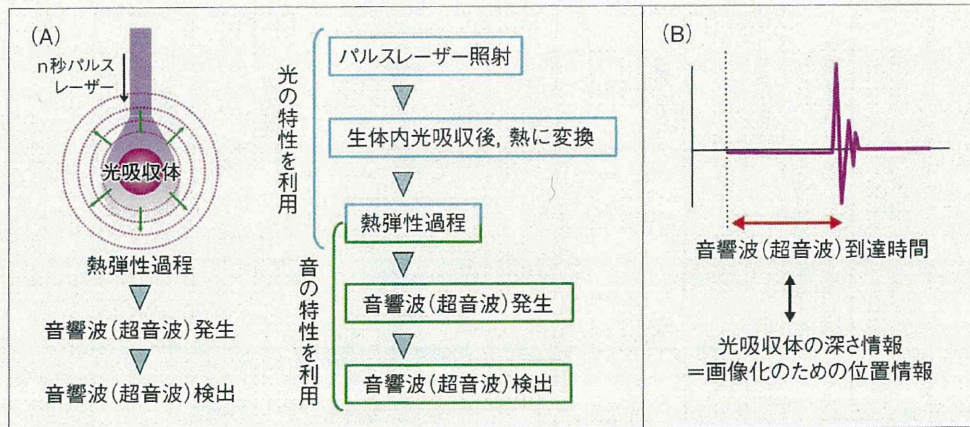


図 1 光音響画像化技術の原理
A：光音響現象，B：音響波を利用した光吸収体の分布画像。

光に対する蛍光応答を検出する技術で、 $\mu\text{mol/L}$ の濃度の色素を検出可能な高感度を有する。消化器，眼科，外科などの表層において実用化されているが，観察できる深さが2~3 mmに限られており，深部の画像化が不可能である。

光音響画像とは

光音響分光分析法(photoacoustic spectroscopy: PAS)は，光熱変換を音波という力学的エネルギーに変換して測定する物性分析法として古くから知られている分光法のひとつである^{1,2)}。近年のパルスレーザーの小型化や超音波検出素子の高性能化により生体への応用が現実的となり，2000年ごろから生体イメージングとしての光音響画像化技術の研究が盛んになった。すでに2010年2月18日の『Nature』の分子イメージングに関する記事では，モダリティのひとつとして光音響(photoacoustic)画像が取り上げられている(表1)³⁾。さらに現在，アメリカ国立がん研究所がPET-SPECTの次世代の画像診断技術として大規模な橋渡し研究プロジェクトを立ち上げるなど，世界でもっとも研究開発が活発な分子イメージング技術となっている。

その原理は，以下ようになる。特定の条件のレーザー光を照射すると，光吸収に伴い超音波が発生する。この超音波の伝搬時間から光の吸収体の位置情報を，信号強度から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ひとつである(図1)。原理的

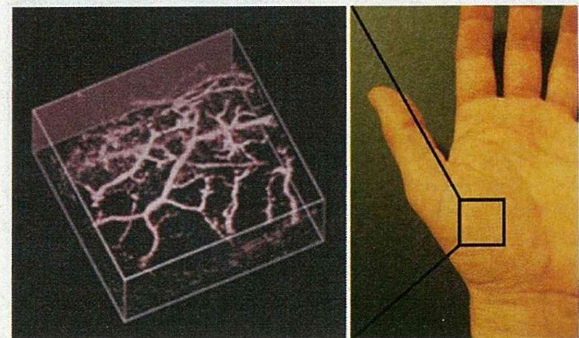


図 2 ヒト手掌部皮膚の血管のin vivo光音響イメージング⁴⁾

に数mm~数cmの計測深さ， $10\mu\text{m}$ ~1mmの空間分解能を得ることが可能である。また，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であること，検出対象が超音波である原理上，検出光の光散乱に起因する分解能および感度の悪化が生じず，高コントラストで，生体深部を可視化できる優れた特徴をもつ。光音響画像は，入力側が光，出力側が超音波であることから，光音響イメージング技術は光と超音波の特徴を合わせもつハイブリッドモダリティといわれている。

光音響画像に関する研究動向

光音響画像は，用途に応じていくつかの方式に分類される。①超音波画像診断をさらに向上させる用途で，超音波画像診断装置にレーザー光を付加して得られる光音響画像と超音波画像を重畳したマルチモダリティ化をめざしたPAI(photo-

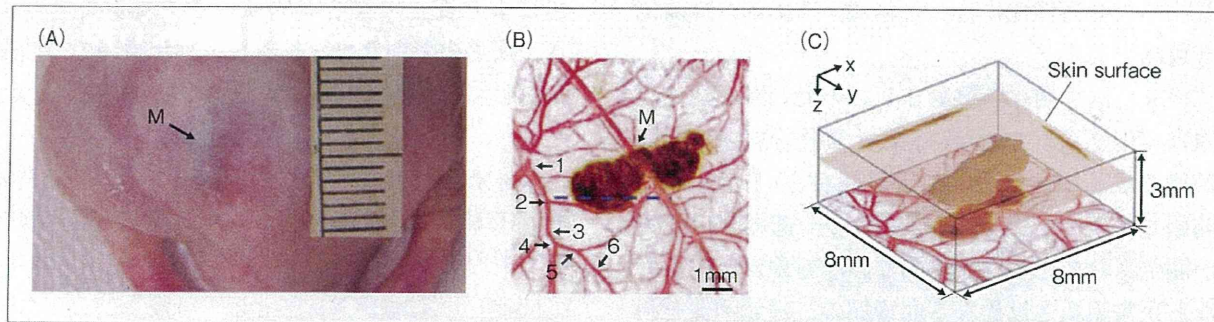


図3 ノードマウスに作成したメラノーマ(A)とその投影像(Z軸方向; B)および三次元画像(C)⁶⁾
メラノーマと血管に疑似カラーを使用(B).

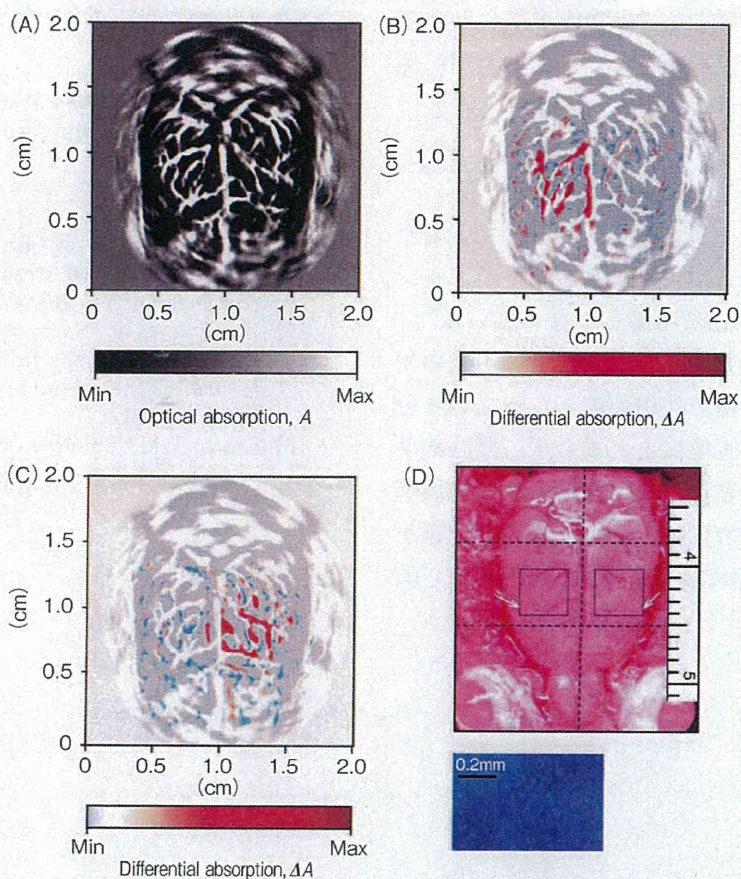


図4 ラット脳機能の光音響イメージング⁷⁾

A: 血管構造, B: 左側ひげを刺激, C: 右側ひげを刺激, D: 骨開窓によるラット脳皮質表面の写真.

acoustic imaging)型, ②PAI型に比べると画像取得時間がかかるが, 微細な画像が得られる顕微鏡タイプのPAM(photoacoustic microscopy)型, ③血管内超音波診断装置(intravascular ultrasound: IVUS)と組み合わせたカテーテル型, などがある.

生体内の主要な光吸収体である血液中のヘモグロビンを吸収する波長を励起光に選んで, その光

音響波を画像化信号とすれば, 造影剤を使用せずに血管分布の断層画像が得られる(図2)⁴⁾. 同様の原理で, 異なる光吸収特性をもつ酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンそれぞれに合わせた励起光を選択して比をとれば, 血中酸素飽和度の分布画像が得られる. また, インドシアニングリーン(ICG), メチレンブルーなどの色素を注入

し、その吸光特性に合わせれば、造影剤の画像化も可能である。

いまだ医療用診断機器としての光音響画像化装置は実用化されていないが、小動物を対象とした動物実験用の光音響画像化装置が2011年に販売開始された⁵⁾。さらに、国内外の一部で臨床研究が開始されている。具体的な診断対象は新生血管など正常組織とは異なる血管網の三次元画像を利用した乳癌をはじめとする各種癌診断(図3)⁶⁾、血中酸素飽和度分布による脳機能診断(図4)⁷⁾、その他、術前および術中診断、治療時の補助画像としての適用や、動脈硬化診断など多岐にわたるが、光音響画像の特色を十分にいかした適用疾患にまだ絞り込めてない。

おわりに

金ナノロッドやカーボンナノチューブなどのナノ粒子を導入した光音響画像による分子イメージングの研究が、近年急激に盛んになっている⁸⁾。光音響画像が真価を発揮するには、生体由来の光吸収体や、すでに医療で使用可能となっている色素を撮像対象とした画像にとどまらず、標的薬剤の光音響画像が必要と考える。これを医療の現場で実際に使用するためには、あらたな技術課題が生まれ、さらに薬事承認の問題などがあるが、国

民により安全・安心な医療技術を提供できるよう、疾患の早期発見・診断および治療時の補助画像としての光音響画像診断の早期実現に期待する。

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。

文献/URL

- 1) 沢田嗣郎(編): 光音響分光法とその応用—PAS. 日本分光学会, 測定法シリーズ, 3版, 学会出版センター, 1993.
- 2) 沢田嗣郎(編): 光熱変換分光法とその応用. 日本分光学会, 測定法シリーズ. 学会出版センター, 1997.
- 3) Baker, M.: Whole-animal imaging: The whole picture. *Nature*, **463**: 977-980, 2010.
- 4) <http://www.medphys.ucl.ac.uk/research/mle/images.htm>
- 5) Visual Sonics 社ホームページ, <http://www.visualsonics.com/>
- 6) Zhang, H. F. et al.: Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive *in vivo* imaging. *Nat. Biotechnol.*, **24**: 848-851, 2006.
- 7) Wang, X. et al.: Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional *in vivo* imaging of the brain. *Nat. Biotechnol.*, **21**: 803-806, 2003.
- 8) Lanza, G. M.: Emerging contrast agents for photoacoustic imaging. *Contrast Media Mol. Imaging*, **6**: 331, 2011.

* * *



SPIE

Connecting minds. Advancing light.

2012 Photonics West[®]

21–26 January 2012

Technical Program
spie.org/pw12

Location

The Moscone Center
San Francisco, California, USA

Conference dates

21–26 January 2012

Exhibition dates

BiOS Expo:
21–22 January
Photonics West:
24–26 January

Technologies

- BiOS
- OPTO
- LASE
- MOEMS-MEMS
- Green Photonics



Conference 8223 · Room: 305 (Esplanade)

Sunday-Tuesday 22-24 January 2012 • Proceedings of SPIE Vol. 8223

Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2012

Conference Chairs: **Alexander A. Oraevsky**, TomoWave Labs., Inc. (USA); **Lihong V. Wang**, Washington Univ. in St. Louis (USA)

Program Committee: **Mark A. Anastasio**, Washington Univ. in St. Louis (USA); **Paul Beard**, Univ. College London (United Kingdom); **A. Claude Boccara**, Ecole Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles (France); **Gerald J. Diebold**, Brown Univ. (USA); **Charles A DiMarzio**, Northeastern Univ. (USA); **Stanislav Y. Emelianov**, The Univ. of Texas at Austin (USA); **Rinat O. Esenaliev**, The Univ. of Texas Medical Branch (USA); **Martin Frenz**, Univ. Bern (Switzerland); **Steven L. Jacques**, Oregon Health & Science Univ. (USA); **Robert A. Kruger**, OptoSonics, Inc. (USA); **Pai-Chi Li**, National Taiwan Univ. (Taiwan); **Andreas Mandelis**, Univ. of Toronto (Canada); **Vasilis Ntziachristos**, Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany); **Matthew O'Donnell**, Univ. of Washington (USA); **Günther Paltauf**, Karl-Franzens-Univ. Graz (Austria); **Wiendelt Steenbergen**, Univ. Twente (Netherlands); **William M. Whelan**, Univ. of Prince Edward Island (Canada); **Vladimir P. Zharov**, Univ. of Arkansas for Medical Sciences (USA); **Qifa Zhou**, The Univ. of Southern California (USA); **Quing Zhu**, Univ. of Connecticut (USA)

Sunday 22 January

SESSION 1

Room: 305 (Esplanade) Sun. 8:00 to 10:00 am

Toward Clinical Use I

Session Chairs: **Robert A. Kruger**, OptoSonics, Inc. (USA); **Wiendelt Steenbergen**, Univ. Twente (Netherlands)

8:00 am: **Fast deep-tissue multispectral photoacoustic tomography (MSOT) for preclinical imaging of cancer and cardiovascular disease**, Adrian Taruttis, Daniel Razansky, Vasilis Ntziachristos, Technische Univ. München (Germany) and Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany) [8223-01]

8:15 am: **In vivo imaging of stents using an integrated intravascular ultrasound and photoacoustic imaging catheter**, Andrei B. Karpiouk, Bo Wang, Jimmy L. Su, Douglas E. Yeager, The Univ. of Texas at Austin (USA); James H. Amirian, Richard W. Smalling, The Univ. of Texas Health Science Ctr. at Houston (USA); Stanislav Y. Emelianov, The Univ. of Texas at Austin (USA) [8223-02]

8:30 am: **Spectroscopic molecular photoacoustic imaging of sentinel lymph node metastases**, Geoffrey P. Luke, The Univ. of Texas at Austin (USA); Aristarchos Papagiannaros, The Univ. of Texas M.D. Anderson Cancer Ctr. (USA); Justina O. Tam, The Univ. of Texas at Austin (USA); Konstantin Sokolov, Stanislav Y. Emelianov, The Univ. of Texas M.D. Anderson Cancer Ctr. (USA) [8223-03]

8:45 am: **Simultaneous in vivo imaging of melanin and lipofuscin in the retina with multimodal photoacoustic ophthalmoscopy**, Xiangyang Zhang, The Univ. of Southern California (USA); Hao F. Zhang, Northwestern Univ. (USA); Shuliang Jiao, The Univ. of Southern California (USA) [8223-04]

9:00 am: **Photoacoustic imaging of chemotherapy-induced apoptosis in squamous cell carcinoma**, Qihong Yang, Huizhong Cui, Shuang Cai, M. Laird Forrest, Xinmai Yang, The Univ. of Kansas (USA) [8223-05]

9:15 am: **In vivo photoacoustic imaging of breast cancer cellular receptors using multiplex contrast agents**, Carolyn Bayer, Yun-Sheng Chen, Iulia Graf, Geoffrey P. Luke, The Univ. of Texas at Austin (USA); Konstantin Sokolov, The Univ. of Texas M.D. Anderson Cancer Ctr. (USA); Stanislav Y. Emelianov, The Univ. of Texas at Austin (USA) [8223-06]

9:30 am: **Photoacoustic imaging of functional domains in primary motor cortex in Rhesus Macaques**, Janggun Jo, The Univ. of Kansas (USA); Hongyu Zhang, Paul Cheney, The Univ. of Kansas Medical Ctr. (USA); Xinmai Yang, The Univ. of Kansas (USA) [8223-07]

9:45 am: **Photoacoustic and thermoacoustic imaging with a multichannel breast scanner**, Bin Huang, Konstantin I. Maslov, Lihong V. Wang, Washington Univ. in St. Louis (USA) [8223-08]

Coffee Break 10:00 to 10:30 am

SESSION 2

Room: 305 (Esplanade) Sun. 10:30 am to 12:00 pm

Toward Clinical Use II

Session Chairs: **Alexander A. Oraevsky**, TomoWave Labs., Inc. (USA); **Quing Zhu**, Univ. of Connecticut (USA)

10:30 am: **Two-dimensional photoacoustic imaging combined with B-mode ultrasound: system evaluation for application in breast cancer detection and diagnostics**, Jason Zalev, Bryan Clingman, Don Herzog, Tom Miller, Seno Medical Instruments, Inc. (USA); Pamela Otto, The Univ. of Texas Health Science Ctr. at Houston (USA); Kenneth Kist, N. Carol Dornbluth, The Univ. of Texas Health Science Ctr. at San Antonio (USA); Sergey Ermilov, Richard Su, Vyacheslav Nadvoretzky, Alexander A. Oraevsky, TomoWave Labs., Inc. (USA) [8223-09]

10:45 am: **PAT of the breast using a hemispherical array and rectilinear scanning**, Robert A. Kruger, Richard B. Lam, Daniel Reinecke, Stephen P. DelRio, OptoSonics, Inc. (USA) [8223-10]

11:00 am: **Imaging breast lesions using the Twente Photoacoustic Mammoscope: ongoing clinical experience**, Michelle Heijblom, Univ. Twente (Netherlands) and Medisch Spectrum Twente (Netherlands); Daniele Piras, Wenfeng Xia, Johan van Hespden, Univ. Twente (Netherlands); Frank van den Engh, Joost Klaase, Medisch Spectrum Twente (Netherlands); Ton G. van Leeuwen; Univ. Amsterdam (Netherlands) and Univ. Twente (Netherlands); Wiendelt Steenbergen, Srirang Manohar, Univ. Twente (Netherlands) . . [8223-11]

11:15 am: **Optoacoustic angiography of peripheral vasculature for disease detection and staging**, Mario P. Zamora, Sergey Ermilov, Alexander A. Oraevsky, TomoWave Labs., Inc. (USA) [8223-12]

11:30 am: **Real-time detection of exhaled human breath using quantum cascade laser based sensor technology**, Frank K. Tittel, Rafal Lewicki, Lei Dong, Rice Univ. (USA); Terence H. Risby, The Johns Hopkins Bloomberg School of Public Health (USA); Steven Solga, Tim Schwartz, St. Luke's Hospital (USA) [8223-13]

11:45 am: **Noninvasive photoacoustic system for rapid diagnostics and management of circulatory shock**, Rinat O. Esenaliev, Irene Y. Petrov, Yuriy Y. Petrov, Michael Kinsky, Donald S. Prough, The Univ. of Texas Medical Branch (USA) [8223-14]

Lunch/Exhibition Break 12:00 to 1:30 pm

SESSION 3

Room: 305 (Esplanade) Sun. 1:30 to 3:00 pm

In Vivo Preclinical Imaging

Session Chairs: **Vasilis Ntziachristos**, Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany); **William M. Whelan**, Univ. of Prince Edward Island (Canada)

1:30 pm: **Small-animal whole-body imaging using a photoacoustic full-ring array system**, Jun Xia, Muhammad R. Chatni, Rebecca Sohn, Jeffrey M. Arbeit, Mark A. Anastasio, Washington Univ. in St. Louis (USA); Quing Zhu, Univ. of Connecticut (USA); Lihong V. Wang, Washington Univ. in St. Louis (USA) [8223-15]

1:45 pm: **High-resolution imaging of mouse anatomy and molecular probes by means of multispectral photoacoustic tomography (MSOT)**, Andreas Buehler, Technische Univ. München (Germany) and Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany); Stefan Morscher, iThera Medical GmbH (Germany); Daniel Razansky, Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany); Vasilis Ntziachristos, Technische Univ. München (Germany) and Helmholtz Zentrum München GmbH (Germany) [8223-16]