原著

ORIGINAL ARTICLE

LED 光源光音響イメージングにおける信号増幅器の増幅度が
光音響信号の SNR に及ぼす影響

阿賀野 俊孝, 栗津 邦男

大阪大学大学院 工学研究科

(平成 30 年 10 月 15 日受理, 平成 30 年 11 月 14 日掲載決定, 平成 30 年 12 月 4 日 J-STAGE 早期公開)

Effect of Amplifier Gain to Photoacoustic SNR (Signal to Noise Ratio) in an
LED-base Photoacoustic Imaging System

Toshitaka Agano, Kunio Awazu

Graduate School of Engineering, Osaka University

(Received October 15, 2018, Accepted November 14, 2018, Advance Publication released online December 4, 2018)

要 旨

光音響イメージングは機能診断が可能であり, その臨床応用への期待から大いに注目されている. 近年, 小型, 低価格化が可能な LED (Light Emitted Diode) 光源を使いリアルタイム画像化を実現し, 臨床応用を期待させるシステムが登場した. LED のパルスエネルギーは固体レーザーに比較して著しく小さいためリアルタイム画像化は難しいと思われていたが, 検出回路に前置増幅器を追加することでこれが可能になった. しかし, リアルタイム画像化を実現するために必要な SNR と増幅度がいくらになるかは明確ではない. 我々はファントムとヒトの指を使い, 増幅度 > 80 dB で SNR > 4 の時にリアルタイム画像化が可能になることを見だし, なぜ今まで前置増幅器なしにリアルタイム画像化が難しかったのかの理由を明らかにしたので報告する.

キーワード: 光音響, LED, 増幅度, SNR, 画像

Abstract

Functional diagnosis possibility of photoacoustic imaging has been attracted much attention especially in clinical field. Among them, a system using compact and low priced LED light source which visualize real time image has appeared. Compared to solid state laser, the pulse energy of LED was extremely small, so it had been thought that imaging was so difficult, but by adding pre-amplifier, real time photoacoustic imaging became possible. However the SNR and the amplifier gain needed for making real time imaging possible are not clear. In this work, we have clarified using the phantom and human fingers that SNR > 4 and amplifier gain > 80 dB were found to be needed and why making image without a pre-amplifier had been difficult.

Key words: Photoacoustic, LED, Amplifier gain, SNR, image

1. 緒言

パルス光で励起された光吸収体が熱膨張した時に発する超音波を検出して画像化する光音響イメージングは, 光増感剤 (ICG 等) の位置がわかる¹⁾, 血液 (ヘモグロ

ビン) が検出できる²⁾, 機能 (酸素飽和度の程度) がわかる³⁾, 注射針/マーカー等の人工物が明瞭にわかる⁴⁾という特長を持っている. 光音響イメージングは, このように機能診断の可能性をもちつつも, MRI のように高

価, 大型ではないことから, 新しいモダリティの登場として臨床現場から期待されている。

測定対象をヒトとしたとき, 体内に侵入した励起光の多くは生体内で散乱することから, 励起光としてはレーザー光のようなコヒーレンス性は求められない。よって光音響イメージングの光源として, 一般に用いられている固体レーザーの代わりに, コヒーレンス性がない低価格な LED を用いることが考えられる。光音響イメージングの光源として LED を使用した研究例はあるが^{5,6)}, 臨床現場への導入可能なリアルタイム画像化の可能な本格的なシステムにはなっていなかった。我々は, 小型低価格で, 将来的に臨床現場へ導入可能な LED 光源を使用した光音響イメージングシステムの基礎技術を確立した⁷⁻¹⁰⁾。

一般に光音響イメージングシステムの光源として使用されている固体レーザーは, パルス幅が数 ns~数十 ns で, 一パルス当たりのエネルギーは数 mJ~数百 mJ あり, 換算されたピークパワーで 0.3 MW~100 MW の光出力をもっている。これに対して, LED 光源の例では, パルス幅 70 ns で一パルス当たりのエネルギーは 400 μ J であり, 換算されたピークパワーは 0.0057 MW と固体レーザーに比較して著しく小さい¹¹⁾。このために, LED 光源を使った光音響の原理確認を目的とする実験系では信号の検出は可能なものの⁹⁾, 臨床での使用に供することができる画像化システムとして, リアルタイムで画像化することを予見できる内容ではなかった。しかし近年, 光音響イメージングシステムの検出回路に前置増幅器を追加して組み込むことにより, 一般的な固体レーザー光源を使用した光音響イメージングシステムの増幅器の増幅度 (約 40 dB) に対して大幅に上げて 97 dB とした AcousticX (CYBERDYNE; Tokyo, Japan) システムが登場し, 世界で始めて LED 光源によるリアルタイム画像化が可能になった。

2. 目的

LED 光源を使用した光音響イメージングシステムで, 増幅度 97 dB でリアルタイム画像化が可能になったが, リアルタイム画像化を実現するのに必要な SNR はいくらになるか, またそのために必要な増幅度がいくらになる

のかといったリアルタイム画像化に関わる SNR と増幅度との関係については明確ではない。我々は, ファントムとヒトの指を用いてそれらの関係を明らかにする。さらに一般の固体レーザー光源を使用した光音響イメージングシステムで使われている増幅度約 40 dB のままで固体レーザー光源の代わりに LED 光源を使った場合に, なぜリアルタイム画像化が難しいのかについて考察する。

3. 対象と方法

3.1 牛の血液の画像化における光音響信号とノイズの測定

実験系全体の構成を Fig.1 に示す。測定システムとして, Fig.2(a)の Acoustic X (CYBERDYNE; Tokyo, Japan) を使用した。光音響信号の検出のために, Fig.2(b)のように検出用超音波プローブ (中心周波数 9.5 MHz, 比帯域 80%, ピッチ 0.3 mm, 128 チャンネル) の両サイドに LED アレー光源を配置した。Fig.1 及び Fig.2(b)において, 超音波プローブの 128ch の方向および LED アレーの長手方向は, 紙面奥行方向になっている。光源の波長としては生体への深達度を上げるために, 近赤外で且つ LED のハイパワー化が進んでいる波長である 850 nm を選択し, この LED チップをアレー化して使用している。それぞれの LED アレーは 50 mm $\times$ 7 mm の開口をもち, 70 ns パルス幅で 200 μ J/pulse, 2 個合計で 400 μ J/pulse のパルスエネルギーを発生する。この LED アレーと超音波プローブの位置関係は, LED アレーからの光が超音波プローブの直下方向を照らせるように, LED アレーをプローブ先端のトランスデューサー部分よりも検体に近づけ, 更に 2 個のアレーの間隔を狭めて配置されている。

LED アレーは, コントローラー PC により発生させられた 4 kHz のタイミング信号に同期させて, Fig.2(c)の LED 駆動回路に示すように, 低オン抵抗 MOSFET (Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor) によって, パルス信号入力に従い高速にオン・オフが行われる。このオン・オフにより LED アレーには 400 V のパルス状電圧を加えられてパルス電流が流れ, その結果としてパルス光が発生する。

これらの条件下にて, 深さ方向ではヒトの髪の毛を使った測定で半値幅解像度は 268 μ m で, 横方向では 0.59 mm

Fig.1 Experimental setup.

のラインスペースが分離が可能であるという性能が得られている¹²⁾。

一方、Fig.1の検出の対象物であるファントムとしては、Fig.2(d)のようなマイクロテストチューブに牛の血液を入れたものを用いた。このチューブ内の血液がイントラピッド水面下かつ超音波プローブのトランスデューサー位置から約21 mmの深さとなる位置に設置した。超音波プローブのゴムレンズの焦点距離が15 mmであり、この位置で感度が最大になるので、この位置から大きく離れない場所で、画像の深さ方向の中央近くになるように設置した。超音波プローブのスキャンは、マイクロテストチューブの断面方向 (Fig.2(d)中の赤線で示す) に行い、この方向の光音響信号を取得した。

Fig.1に示すように、対象物である牛の血液から発生した光音響波は、128chのトランスデューサーを持つ超音

波プローブで検出され電気信号に変換された後、増幅器で40~100 dB増幅される。128chの信号を同時並列に増幅するための多ch増幅器 (ここでは8ch) ICは、入手可能なものとしては最大増幅度が50 dB程度のものしか存在しないことから、100 dBの増幅度を実現するために2段 (前段と後段) の増幅器を使用して、増幅器の全体の増幅度 ($A \times A$ 倍) に対して、Fig.3に示すように前段 (A 倍) と後段 (A 倍) の構成とした。例えば全体の増幅度が80 dBのときは、前段40 dB、後段40 dBのように前段と後段の増幅度が同じになるように設定される。その後14ビット40 MHz サンプルのADC (analog-digital converter) により、深さ方向の1024個のデジタル信号 (水中では、深さ約38.4 mmに対応する) に変換される。

これにより Fig.2(f)に例示するように、マトリックスサイズ: 128×1024 の画像再構成前画像 (Rf- raw data 画

Fig.2 (a) Photoacoustic Imaging System AcousticX (CYBERDYNE;Tokyo,Japan). (b) LED arrays and Ultrasound probe. (c) Drive circuit of LEDs. (d) Bovine Blood in Micro Test Tube and Scan Direction (red solid line). (e) Human Fingers and Scan Direction (red solid line). (f) Example of Rf- raw data image. (g) Arrangement of Scanned Human Fingers and Ultrasound probe with LED arrays.

Fig.3 Circuit model for SNR simulation.

像) が得られる. この画像は USB3.0 Interface でつながれた専用 PC に転送され, そこで 384 回平均化することにより信号に比較して相対的にランダムノイズを減らされる¹³⁾. その次に画像再構成演算および画像表示に必要な各種の処理が行われ, PC モニタ上に表示される.

増幅器の増幅度を 40 dB から 100 dB まで, 10 dB おきに変えて, 牛の血液の画像を取得した. 取得した画像再構成後の画像例を Fig.4 に示す. 画像の実サイズは, 横 (128ch 方向) 38.4 mm × 縦 (深さ方向) 38.4 mm となっている. この画像には牛の血液の位置からの光音響信号が「点」として認識されている. SNR の算出にあたっては, 次に述べる方法でノイズ (N) および信号 (S) を求めた. まずこの「点」の右側の 50 × 50 画素 (実サイズで 4.5 mm × 4.5 mm) のエリア内のデータの標準偏差 (σ) を算出し, 99.7% の信号が存在する波高値に対応する $\pm 3\sigma$ をノイズ (N) とした. 信号 (S) に関しては, この「点」の最大値を出した後に, 実際の信号の最大値にはノイズの半分 (3σ) が加えられていると仮定し, 3σ を引いて求めた.

Fig.4 Photoacoustic signal and noise evaluated area.

3.2 ヒトの指の血管の画像化における光音響信号とノイズの測定および画像評価

ヒトでのデータ取りを行うにあたりヘルシンキ宣言を遵守し被検者よりインフォームドコンセントを得た上で, 前述のシステムにおいて増幅度を 40 dB から 100 dB まで 10 dB おきに変えて, Fig.1 の検出の対象物としてヒトの指 (Fig.2(e)) の画像化を行った. ヒトの指を, その指の上部の皮膚がイントラリピッド水面下かつ超音波プローブのトランスデューサー位置から約 10 mm 深さとなる位置に設置した. 超音波プローブの感度が最大になる 15 mm の位置から大きく離れない場所で, 且つ LED アレーから被検体が離れることによる LED 光の減衰が大きくなりないように指の位置決めをした. イントラリピッド液内部での超音波プローブとヒトの指の配置は, Fig.2(g) のようになっている. 超音波プローブのスキャンは, Fig.2(e) に示す人差し指, 中指, 薬指に対して, 主に中指の第一関節と第二関節の間を赤い線に沿って行い, この方向の光音響信号を取得した. 光音響イメージングにより得られる信号の特質上, この場合に得られた光音響画像は主に血管内部のヘモグロビンによるもので, 更にこの画像では主に皮膚下の静脈血管および毛細血管の断面が示されている (Fig.5(a)).

同時に取得された超音波画像 (Fig.5(b)) は, 指の表皮とその内部を描画しているが, 皮下 2~3 mm 下には骨が

あり, 音響インピーダンスが軟部 (肉, 血管など) と著しく違うため, それよりも下の部分の画像にはアーチファクトが多く含まれている. この二つの画像の相対的な位置関係は, Fig.5(a) のデータを赤色に変換した上で, Fig.5(b) と重ねることで, Fig.5(c) として得られる. こうすることにより超音波画像と光音響画像の両方を観察することができ, その相対位置関係が有用な情報を提供することにつながる.

SNR の評価においては, Fig.5(d) の光音響信号の画像の黄色の縦線で示された部分の最大値を信号に対応する値とし, この場所の直上のイントラリピッド内の 50 × 50 画素のエリア内のデータの標準偏差 (σ) を算出し, 牛の血液の評価と同じ手順で S と N を算出した.

4. 結果

Table 1 に牛の血液を使って増幅度 40 dB から 100 dB の間で 10 dB ずつ変えたときの, S と N, および SNR の値を示す. また Fig.6 に SNR の増幅度依存について散布図を示す. 更に光音響信号が「点」として認識される牛の血液の位置をほぼ中心とする 50 × 50 画素 (実サイズ 4.5 mm × 4.5 mm) のエリアの画像を Fig.7(a)~(g) に示す. Table 1 より, 増幅度 40 dB で SNR = 0.35 であり, そのあとで増幅度が 10 dB ずつ上がるごとに SNR は増加して行き, 増幅度 90 dB では SNR = 9.33 に達し, 増幅度 100 dB

Fig.5 (a) Photoacoustic image data of human finger (grayscale). (b) Ultrasound image data of human finger (grayscale). (c) Photoacoustic (red) and Ultrasound (grayscale) image data of human finger. (d) Photoacoustic signal evaluated line (yellow) and noise evaluated area (red).

Table 1 Signal, Noise and calculated SNR of bovine blood in total gain of from 40 dB to 100 dB.

Total Gain (dB)	Signal (digit)	Noise (digit)	SNR
40	1.06	3.00	0.35
50	3.54	4.14	0.85
60	15.30	7.04	2.17
70	54.50	13.60	4.01
80	189.16	29.10	6.50
90	631.19	67.64	9.33
100	1622.70	165.91	9.78

では SNR = 9.78 と飽和する傾向がある. Fig.7(a)~(g)に示されている「点」の認識においては, 増幅度 40 dB では, Fig.7(a)に示すように, 「点」が認識できるかできないぎりぎりのレベルにある. 増幅度 50 dB になると, 「点」

Fig.6 SNR vs Total Gain in using bovine blood.

が確実に認識できるようになり, その後は, 「点」周辺のノイズが「点」の信号強度に対して相対的に下がって行っ

Fig.7 Photoacoustic signal image of bovine blood in amplifier gain of (a) at 40 dB, (b) at 50 dB, (c) at 60 dB, (d) at 70 dB, (e) at 80 dB, (f) at 90dB, (g) at 100dB.

Table 2 Signal, Noise and calculated SNR of human finger blood in total gain of from 40 dB to 100 dB.

Total Gain (dB)	Signal (digit)	Noise (digit)	SNR
40	1.24	2.89	0.43
50	3.02	4.96	0.61
60	14.84	10.67	1.39
70	55.18	19.13	2.88
80	172.28	38.92	4.43
90	672.90	102.00	6.60
100	1817.40	238.90	7.61

Fig.8 SNR vs Total Gain in using human finger blood.

ていることがわかる。さらに「点」の形状については、増幅度の増加に対応してそのサイズが大きくなり、増幅度 70 dB 以上でサイズおよび形状の変化が少なくなり変化が少なくなっているように見える。

Table 2 にヒトの指を使って増幅度 40 dB から 100 dB の 10 dB ずつ変えたときの、S と N、および SNR の値を示す。また Fig.8 に SNR の増幅度依存について散布図を示す。更に各増幅度において、Fig.9 の血液の部分（黄色

Fig.9 Photoacoustic image data area (yellow) for image quality evaluation.

の長方形エリアで示す) 200 × 100 画素 (実サイズ 18 mm × 9 mm) のエリアの画像を Fig.10(a)~(g)に示す。Table 1 より、増幅度 40 dB で SNR = 0.43 であり、そのあとで増幅度が 10 dB ずつ上がるごとに SNR は増加して行き、100 dB では SNR = 7.61 に達する。Fig.10(a)~(g)の血液部分の画像においては、増幅度 40 dB では、Fig.10(a)に示すように、ノイズに埋もれて全く何も見えないレベルにある。増幅度 50 dB になると、かろうじて何かしら見えているというレベルになる。その後はノイズが減少して行き、それに伴って少しずつ血管が分布している状態が鮮明になり、増幅度 80 dB になると画像の変化が少なくなる。さらに増幅度を上げるとさらに細かい構造が見えてくる傾向にあるが、その差は大きくない。

5. 考察

光音響イメージングの信号処理において、超音波プローブのトランスデューサーからの信号を受けて、増幅器により前段および後段の 2 段の増幅を行い、その増幅され

Fig.10 Finger blood image in amplifier gain of (a) at 40 dB, (b) at 50 dB, (c) at 60 dB, (d) at 70 dB, (e) at 80 dB, (f) at 90 dB, (g) at 100 dB.

Fig.11 Histogram (a) and image (b) of noise evaluated area at 40 dB gain.

た信号を AD (Analog to Digital) 変換する回路における信号とノイズについては、Fig.3 に示すような回路モデルで説明できる。超音波プローブのトランスデューサーから得られた信号 (s) は、増幅器により前段 (A 倍) と後段 (A 倍) の合計 ($A \times A$) 倍だけ増幅される。一方ノイズについては、信号と同様に前段 (A 倍) と後段 (A 倍) の合計 ($A \times A$) 倍だけ増幅されるノイズ (N1)、と後段 (A 倍) でのみ増幅されるノイズ (N2)、更に全く増幅さ

Fig.12 Curve fitting for SNR of bovine blood experiment.

れない固定的なノイズ (N3) から成り立つ。これらのノイズは、例として増幅度 40 dB の時のノイズを評価したエリアのヒストグラム (Fig.11(a)) と画像 (Fig.11(b)) を示ように、ほぼランダムと考えてよく、信号に対するノイズ大きさの評価に関しては、その“エネルギー” (ノイズの 2 乗に相当する) での足し合わせが可能である。このことから、この系での SNR は、以下の式で表される。

$$SNR = \frac{s \times A \times A}{\sqrt{(N1 \times A \times A)^2 + (N2 \times A)^2 + N3^2}}$$

Fig.6 のカーブをもとに上記の式によるカーブフィッティングをした結果、N1~N3 のノイズを s の倍数で表すと、 $N1 = 0.0935 \times s$, $N2 = 10.5 \times s$, $N3 = 300 \times s$ となった。Fig.6 の SNR とフィッティングされたカーブを Fig.6 の実測値と同じ図に表すと、Fig.12 のようになる。このフィッティングにより得られた N1~N3 を上式に代入すると、 $SNR(A \rightarrow \infty) = 1/0.0935 = 10.70$ となり、更に増幅度を大きくしても SNR は、超音波プローブのトランスデューサーの出力段階の信号 (s) とノイズ (N1) の比で決まり、 $SNR = 10.70$ で飽和することが予想される。

固体レーザー光源を使用した光音響イメージングシステム

テムでは、LED 光源に対して著しく大きなピークパワーにより得られる光音響信号が大きいので、一般に市販の超音波診断機器で多く用いられている 40 dB 前後の増幅度をもつ 1 段の増幅器が使用されている。この場合には、Fig.3 に示す回路モデルにおいて、後段の増幅器がなく前段の増幅器のみを使用した回路モデルになる。この場合の SNR は以下の式となる。

$$\text{SNR} = \frac{s \times A}{\sqrt{(N1 \times A)^2 + N3^2}}$$

増幅度が 40 dB つまり 100 倍の時はこの値を A とし、さらにフィッティング計算で得られた N1, N3 の値を入れると、SNR が予想できる。その結果は、SNR = 0.33 となり、Fig.7(a), Fig.10(a) 相当の画像となり、まともな光音響画像を得ることができないことは容易に想像される。

ヒトの指の静脈血の SNR については、Table 2 と Fig.8 に示すように増幅度の増加とともに増加して行く傾向にあり、増幅度 100 dB における SNR は 7.94 と牛の血 (SNR = 9.78) よりも低いが、近い数値になっているので両者を比較した議論が可能であろうと思われる。Fig.10(a) ~ (g) から、増幅度 70 dB では血液の画像がまだノイズっぽい印象を与える。しかし、増幅度が 80 dB を超えると、血液の画像へのノイズの影響が少なくなり、増幅度 100 dB になるまで多少の画像の良化が見受けられるものの、増幅度 80 dB 以上あれば、光音響画像として使えるレベルのものであると思われる。この時の SNR は 4.43 であった。

一方 Fig.7(a) ~ (g) に示す牛の血液部分の画像が形状安定して見えるようになるのは増幅度 70 dB であり、この時の SNR は Table 1 から 4.01 である。牛の血液およびヒトの血管が安定して見える SNR は 4 程度以上であり、両者に一致が見られる。つまり、SNR が 4 以上になれば、実用的な光音響画像となると言える。

6. 結論

LED 光源光音響イメージングにおいて、被検体としてヒトの血液をリアルタイム画像化するには、増幅度 80 dB の増幅器が必要で、SNR > 4 を実現する必要がある。さらに細部の鮮明性を実現するためには、増幅度 100 dB 相当の増幅があると良いということがわかった。増幅度 97 dB を採用している、AcousticX システムは LED 光源光音響イメージングにおいてリアルタイム画像化に必要な増幅度をもつものと思われる。

また、一般の固体レーザー光源光音響イメージングシステムで用いられている増幅度 40 dB 前後の増幅器のままでは、そのまま光源として LED を用いた場合には、増幅度が大幅に不足するために、リアルタイム画像化が非常に難しいことが予想される。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、CYBERDYNE 株式会社の佐藤直人氏に適切な助言をいただきました。感謝いたします。

利益相反の開示

利益相反なし。

参考文献

- 1) Kim C, Song KH, Gao F, Wang LV. 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*. 2010; 255: 442-450.
- 2) Garcia-Uribe A, Erpelding TN, Krumholz A, Ke H, Maslov K, Appleton C, Margenthaler JA, Wang LV. Dual-Modality Photoacoustic and Ultrasound Imaging System for Noninvasive Sentinel Lymph Node Detection in Patients with Breast Cancer. *Sci Rep*. 2015; 5: 15748.
- 3) Wang X, Xie X, Ku G, Wang LV, Stoica G. Noninvasive imaging of hemoglobin concentration and oxygenation in the rat brain using high-resolution photoacoustic tomography. *J Biomed Opt*. 2006; 11: 024015.
- 4) Piras D, Grijnsen C, Schutte P, Steenbergen W, Manohar S. Photoacoustic needle: minimally invasive guidance to biopsy. *J Biomed Opt*. 2013; 18: 070502.
- 5) Yao Q, Ding Y, Liu G, Zeng L. Low-cost photoacoustic imaging systems based on laser diode and light-emitting diode excitation. *J Innov Opt Health Sci*. 2017; 10: 1730003.
- 6) Allen TJ, Beard C. High power visible light emitting diodes as pulsed excitation sources for biomedical photoacoustics. *Biomed Opt Express*. 2016; 7: 1260-1270.
- 7) Agano T, Sato N. Photoacoustic Imaging System using LED light source. *Conf Lasers Electro Optics*. 2016; ATH3N.5.
- 8) Agano T, Sato N, Nakatsuka H, Kitagawa K, Hanaoka T, Morisono K, Shigeta Y. Comparative experiments of photoacoustic system using laser light source and LED array light source. *Proc SPIE*. 2015; 9323: 93233X.
- 9) Agano T, Sato N, Nakatsuka H, Kitagawa K, Hanaoka T, Morisono K, Shigeta Y. Attempts to increase penetration of photoacoustic system using LED array light source. *Proc SPIE*. 2015; 9323: 93233Z.
- 10) Agano T, Sato N, Nakatsuka H, Kitagawa K, Hanaoka T, Morisono K, Shigeta Y, Tanaka C. High frame rate photoacoustic imaging using multiple wave-length LED array light source. *Proc SPIE*. 2016; 9708: 97084E.
- 11) Zhu Y, Xu G, Yuan J, Jo J, Gandikota G, Demirci H, Agano T, Sato N, Shigeta Y, Wang X. Light Emitting Diodes based Photoacoustic Imaging and Potential Clinical Applications. *Sci Rep*. 2018; 8: 9885.
- 12) Hariri A, Lemaster J, Wang J, Jeevarathinam AS, Chao DL, Jokerst JV. The characterization of an economic and portable LED-based photoacoustic imaging system to facilitate molecular imaging. *Photoacoustics*. 2018; 9: 10-20.
- 13) Agano T, Sato N. Photoacoustic signal detection using LED light source. *RIEC International Workshop on Biomedical Optics 2017*. 2017; OQD-17-017.

著者紹介

阿賀野俊孝 (Toshitaka Agano)

1979 年，九州大学工学部卒業．1979 年，富士フイルム入社，医療関係の研究開発に従事．2013 年～2018 年 3 月，プレキシオン入社 代表取締役社長．2016 年，大阪大学工学部博士後期課程入学．

粟津 邦男 (Kunio Awazu)

1984 年 3 月，神戸大学大学院工学研究科修士課程修了．1996 年 4 月，博士（工学）神戸大学，1997 年 3 月，博士（医学）順天堂大学．2000 年 5 月，大阪大学大学院工学研究科客員教授．2005 年 4 月，同教授（環境・エネルギー工学専攻量子エネルギー工学講座量子ビーム応用工学領域）．2011 年 10 月，大阪大学大学院生命機能研究科兼任．2015 年 4 月，大阪大学国際医工情報センター兼任．【専門】生体組織光学，光生物学，レーザー医療機器のレギュラトリーサイエンス．【学会】日本レーザー医学会（副理事長・編集委員長・医用レーザー機器開発推進委員長），日本レーザー歯学会（理事），レーザー学会（諮問員），日本光線力学学会（幹事），日本レーザー治療学会（理事），日本レーザー獣医学研究会（副会長），日本生体医工学会，SPIE 等．