光による生体透視のための基礎的検討

— 体内構造イメージングの可能性 —

清水 孝一, 北間 正崇, 山本 克之

北海道大学 工学部 生体工学専攻

Fundamental study for optical trans-body imaging

— Feasibility of non-invasive imaging of internal structure —

Koichi Shimizu, Masataka Kitama and Katsuyuki Yamamoto

Dept. of Bioengineering, Fac. of Engineering, Hokkaido University

With the progress of light sources and detectors, it became possible to detect the light passed through a living body. However, the problem of strong scattering has to be solved for the imaging of deep-seated organs. A technique was developed to suppress the scattering and to improve the resolution of the images. Using this technique with the CT algorithm, the cross-sectional image of a model phantom was obtained. The feasibility of functional imaging of a living body was examined, as well. In the transillumination images of a human palm and mouse abdomen, the physiological changes were visualized non-invasively without any contrast medium.

1. はじめに

従来、光は生体を透過しないものという考えが強く、一般に生体の光透視は不可能と考えられてきた。しかしこれが実現されれば、X線など他の手法と異なる特徴を有するイメージングが可能となる。我々は、光散乱の現象を調べ、拡散された光から体内構造の情報を抽出することによって、光による生体透視ひいては光CTを実現することをめざして研究を行ってきた¹⁾。ここでは、このような目的に対する基礎的解析の結果、および応用可能性の実験的検証の結果について述べる。

2. 散乱成分抑制法

光散乱の問題を解決するためには、透過光のうち散乱成分を抑制して直進成分を抽出する必要がある。なおここで言う「直進成分」とは、散乱を一度も受けずに受光器に到達した光子だけではなく、散乱を受けながらも入射光軸に沿って伝搬してきた成分をさす。生体組織のように散乱や吸収の強い物質の場合、前者の割合はきわめて小さくなる。我々は、透過光のうち散乱成分を抑制することをめざし、次のような方法を考案した。²⁾

Fig 1 Optical differential principle to suppress scattering component.

この方法の概略をFig. 1 に示す。光源からビーム光を試料に照射し、透過および散乱光を2個の光検出器で受光する。一方の光検出器にはビーム光に光軸を合わせたコリメーターが接続されており、直進成分と散乱成分の和が検出される。また他方の光検出器には、ビーム光と一定角度 θ を成すコリメーターが接続されており、散乱成分のみを検出する。従って検出器1の出力から、 θ の重み付けをされた検出器2の出力を差し引くことにより、散乱成分を大幅に除去することが可能となる。以下、この方法を散乱角差分法と呼ぶ。

3. 断層イメージング

光によっても、X線CTの方法により断層イメージングが可能であることを確かめるため、モデル実験を行った。モデルとしては、アクリル製容器（入射光方向の内壁間隔50 mm）に散乱体である乳球懸濁液を満ちし、その中に断面がそれぞれ円形・三角形・四角形である3本の金属柱を立てた物を用いた。

Fig. 2 に実験システムの概略図を示す。光源（He-Neレーザー、波長632.8 nm, 35 mW）よりビーム光を試料に照射し、透過光を光検出器で受光する。なお透過光の検出には、散乱成分抑

制法の効果を調べるため、3種類の受光方式を用いた。すなわち、(a)光検出器の前に入射光を位置的に制限するピンホールを装着した場合、(b)レンズとピンホールの組み合わせより成るコリメーターにより、位置に加え受光角も制限した場合、(c)2個のコリメーター付き光検出器を用いて散乱角差分法を適用した場合である。これらの受光方式により得られた投影像から、X線CTの再構成アルゴリズム（Fourier slice theorem）により断層像を求めた。

得られた断層像をFig. 3 に示す。図中(a), (b), (c)は、それぞれ上記の受光方式に対応する。比較のため、乳球懸濁液の代わりに水を満ちし(b)の方法で測定した場合の結果を(d)に示す。(a)の場合、散乱光の影響を強く受け、(d)の場合に比べ画像分解能は著しく劣化している。これに対し、(b)では散乱成分がある程度抑制され、3本の金属柱の位置は確認できる。しかし形の判定は難しい。(c)ではさらに散乱光の影響が少なくなり、金属柱の断面形状が判別できる。(d)との比較から、(c)では散乱成分抑制法が有効に作用していることがわかる。このようにして、生体組織の光散乱の問題を解決できれば、光による断層イメージングが可能であることが確かめられた³⁾。

Fig.2 Experimental system for optical computed tomography.

Fig.3 Tomographic images of a phantom model ;
(a) with a pinhole, (b) with a collimator, (c) differential
technique, (d) with a collimator (medium is clear water).

4. 体内機能情報のイメージング

生体透視の大きな意義は、単に体内構造をとらえることだけではなく、体内の機能情報を無侵襲的に画像化することにある。以下、この可能性を確かめるために行った実験的検証の結果を示す。まず、生体のうち比較的实验の容易なヒト手掌部を対象として、血管像の造影に関し種々の基礎的検討を行った⁴⁾。

これらの結果をもとに手掌部血管像を可視化した結果をFig. 4に示す。これは、波長 880 nm の発光ダイオードを光源とし、手掌を透過してきた光を特殊な高感度撮影装置で撮影した動画の一シーンである。装置や計測の詳細については、他⁴⁾を参照されたい。この場合、生体には何ら操作を加えておらず、血管造影剤等も一切使用していない。像中には、血管像は明瞭に観察できるが、骨などの内部構造物はほとんど見えていない。これは骨が、この波長域では血液に比べ吸光度が小さいこと、また比較的深い位置にあるため散乱の影響を大きく受けるこ

とによると考えられる。このような方法により、末梢血管の収縮や拡張、また組織内毛細血管の血液量変化などをイメージングすることができる⁵⁾。

光による体内機能のイメージングは、上記のような物理的变化だけではなく、化学的变化をとらえることもできる。近赤外波長域において、血中ヘモグロビンは、酸素化の程度に応じて特

Fig.4 Optical imaging of human hand
(moving image).

微的な吸光スペクトルを示す。この特性を利用することにより、体内の機能的情報をイメージングすることができる。

Fig. 5 にその一例を示す。Fig. 5 (a)は、波長 775 nm の光をマウス腹側から照射し、透過像を背側から撮影したものである。脊柱を中心に、左右の腎臓が観察される。なお、光の入射位置が左腎に近かったため、左腎のコントラストは低い。右腎の動静脈を5分間結紮した後、血流を再開した。血流再開直後と、その5分後の画像間で演算を行い、変化部を求めた結果がFig. 5 (b)である。右腎の酸素飽和度変化に基づく透過光量変化のあった部分が、画像中に抽出されている。腹部左側の変化部は、腸の動きによるものと思われる。

5. お わ り に

以上、生体の光透視の実現をめざし、体内構造および体内機能イメージングの可能性について述べてきた。これまでの研究を通し、光を用いて体外から体内情報をイメージングする基本的可能性が確かめられ、その有用性も明らかになってきた。しかし、実際への応用のためには、解決すべき問題点も多く残されている。光によ

る生体透視の実現は、医学や医療の進歩に大きく貢献する可能性を秘めているものであり、今後多くの研究者の参加により、本研究のさらなる深化発展が期待される。

最後に、本研究の遂行にあたってご協力いただいた北海道大学電子科学研究所 田村 守 教授、金子 守 氏、大野 渉 氏に深謝する。なお本研究の一部は、文部省科学研究費 (03805032) により行われた。

－ 参 考 文 献 －

- 1) 清水, 病態生理, 11, 620-629 (1992).
- 2) 清水 他, 豊田研究報告, 43, 1-5 (1990).
- 3) 北間 他, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE91-16, 1-6 (1991).
- 4) 金子 他, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE89-67, 25-30 (1989).
- 5) 大野 他, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE91-17, 7-12 (1991).

Fig.5 Oxygenation change in kidney ;
(a) transillumination image of mouse abdomen,
(b) difference due to oxygenation change.