

7. 光超音波3Dイメージング装置開発の現状と展望

椎名 毅 京都大学大学院医学研究科

人生100年時代の到来が叫ばれているが、少子化と高齢化が進む日本においては、健康を維持し、安心して働ける環境を築くことが国に課せられた重要な課題と言える。健康寿命の延伸には、疾病の予防と早期発見・的確な治療が重要となるが、動脈硬化、脳卒中、がん、関節疾患、アルツハイマー病などの主要疾患の多くは、血管や循環状態の異常として現れることが多い。すなわち、乳がんなど悪性腫瘍は、血管新生を誘発することで腫瘍内部や周辺の異常な血管形成や酸素飽和度といった血液状態の変化を引き起こす。糖尿病は末梢血管の損傷、リウマチでは滑膜内の炎症性血管の増殖などを伴う。このため、血管のイメージングや血液の酸素飽和度の把握は、疾患の早期診断や良悪性の鑑別、さらに治療効果の評価において重要な役割を果たす。

現在の血管イメージングにはさまざまな方法があるが、X線やCTは被ばくや造影剤を用いる点、MRIなど高価な装置を要する点などが課題になる。超音波は非侵襲性が高いが、術者依存性があり、また非造影では径0.1 mm以下の微細な血管の描出は難しい。

光音響あるいは光超音波イメージングは、非侵襲（無被ばく、非造影）で、従来の画像診断装置では把握困難な組織内の微細血管の形状や、酸素飽和度などの血液状態を高解像度に可視化できる新規イメージング技術として期待されている。近年、各領域のがん診断、形成外科で遊離皮弁手術支援への応用など、実用化に向けた装置開発が加速化しているが、以下では、

この光超音波イメージングの開発の現状と今後について、乳がん診断用装置を中心に概説してみたい。

光超音波イメージングの原理と特徴

光超音波イメージング (photoacoustic imaging : PAI) の原理は、図1に示す光音響効果に基づく¹⁾。短時間 (ナノ秒幅) のパルス光を生体に照射すると、それが血液などの光吸収体に吸収される。その結果、局所的な温度上昇により熱弾性変形を引き起こし、超音波が発生する。この時、吸収体の位置 r における超音波の音圧 $p_0(r)$ は、次式のように表される。

$$p_0(r) = \Gamma \cdot \mu_a(r) \cdot F(r) \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 μ_a は光の吸収係数、 F は照射光量、 Γ は光の吸収による熱エネルギーを音圧に変える変換係数で、Grüneisen 係数と呼ばれる。体温に近い 37°C の水の場合には $\Gamma = 0.2$ になるが、生体で水の占める割合が多いことから、 Γ の組織間での違いは少なく、式 (1) で吸収係数と光量の違いが音圧の大きさを決めることになる。なお、光音響効果における温度上昇は、臨床計測で用いられる強度の光でも 0.05°C 程度で、し

かも瞬時に超音波エネルギーに変換されるため、超音波と同様に生体への影響はない。

照射光として、生体計測の場合は水の吸収による減衰が少なく、比較的深部まで到達できる点で近赤外光が使われる。また、吸収体としては、体内に豊富にある血球中のヘモグロビンが対象となることが多い。

PAIは、図2に示すように、パルス光が照射され、血液中のヘモグロビンへの吸収により発生した超音波は、組織内を伝搬して体表近くの超音波センサで受信される。この受信信号は、X線CTと類似の方法で、画像再構成処理により超音波の音源、すなわち吸収体の位置 r での初期音圧 $p_0(r)$ の分布が求まる。ここで、光量 $F(r)$ の分布が既知であれば、式 (1) を用いて p_0 から、吸収係数 $\mu_a(r)$ の分布が求まる。この μ_a の分布は、血液量の分布、すなわち血管の形状を高解像度で得ることが可能となる。ま

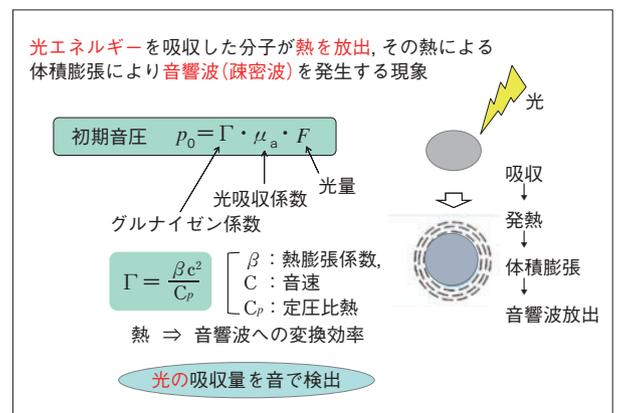


図1 光音響効果