

画像再構成の基礎と将来展望

— FBP法とIR法

市川 勝弘 金沢大学医薬保健研究域保健学系

computed tomography (CT) の使命は、被写体断面の線減弱係数 μ を正確に求めることにほかならず、優れた画像とは、その μ をなんの誇張もなく、あるがままに再現する画像である。フィルタ関数による高周波強調が骨などに必要なことから、強調する方が空間分解能が良いと考えがちだが、そうではない。もし、ピクセル単位で μ (すなわち、CT 値) が正確に求められていれば、その画像の空間分解能はすさまじく良いものになり(このような装置は現実には存在しない)、そしてノイズが皆無であれば、これが究極の画像であり、そこには強調の必要性はない。よって、CT 画像のノイズや空間分解能は、この忠実再現がどの程度阻害されているかを示す指標であるとも考えられる。

本稿では、CT 値の忠実再現をめざして開発されてきた画像再構成技術について解説し、特に、最近話題の iterative reconstruction (IR) 法を含めて将来展望を考えてみたい。

FBP 法

filtered back projection (FBP) 法は、高速で画質に優れる方法として長年利用されてきており、面検出器 CT であっても、この FBP 法を基本とした Feldkamp 法が採用されている。このことから、FBP 法は高速性と画質のバランスに優れた方法であることがわかる。

図 1 a の 3×3 マトリックスの簡略図のように、CT の画像再構成では、投影によって得られた X 線強度 I と被写体の場合の強度 I_0 から、投影経路上の μ の和を求める演算を基本としている。この単純なマトリックスでは、各経路の μ の和を縦、横、斜めに求めて、連立一次方程式を解けば各ピクセルの μ が求められる。よって、この簡略図から、CT はごく単純な原理に基づいており、“CT 値を正確に再現する装置”という概念はわかりやすい。しかし、実際の CT 装置

では、 512×512 マトリックスであるため、連立一次方程式では非効率的であることから、図 1 b のような投影データを角度ごとに逆投影する逆投影法を基本とする方法が採用された。そして、図 2 上段の右図のような単純逆投影法では、画像に強いボケが発生することから、それを解消するために開発されたのが FBP 法である。

FBP 法では、投影前に投影データに対してフィルタリングを行い、その基本フィルタ関数は、図 3 に示すような特性である。この特性を変更して高周波の係数を高めれば、それが高周波強調フィルタ関数となり、弱めれば軟部用フィルタ関数となる。この特性を撮影対象によって選択するのが、CT 画像の特徴でもある。

コーンビーム CT

広いコーン角にてスキャンする CT のことをコーンビーム CT と呼ぶが、全身

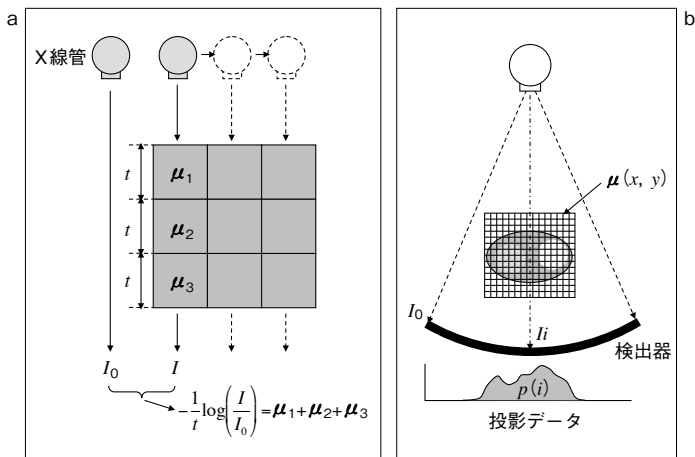


図1 CTにおける投影データ演算

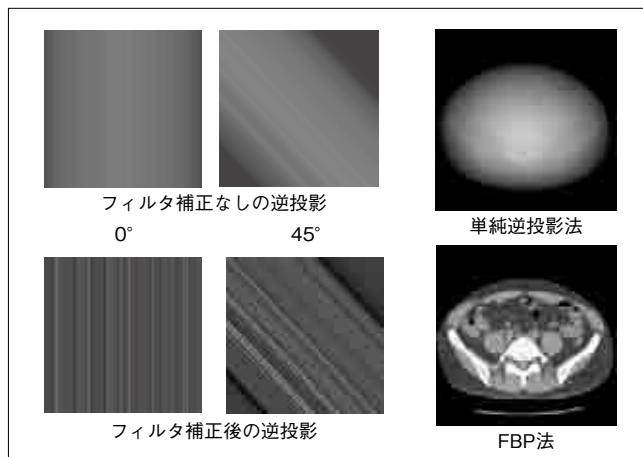


図2 CTにおける投影データの単純逆投影