

2. CT画像再構成法の現状を理解しよう！

萩原 芳広 栃木県立がんセンター放射線技術部

CT画像再構成法の主流はフィルタ補正逆投影法 (filtered back projection : FBP法)であったが、画像ノイズ低減効果やアーチファクト低減効果が期待される逐次近似画像再構成法 (iterative reconstruction : IR法)が最近では用いられるようになってきた。各装置メーカーが装置に実装しているIR法は、逆投影、順投影を繰り返し行うことで画像再構成する完全な逐次近似法 (full iterative reconstruction) と、生データ側での前処理、画像データ側での後処理作業を繰り返し行うことで画像再構成する逐次近似を利用した画像再構成法に大別することができる (表1)。

CT画像再構成法は、解析的再構成法、代数的再構成法、統計的再構成法に大別

され、FBP法は解析的再構成法に分類され、逐次近似画像再構成法は代数的再構成法と統計的再構成法に分類される (表2)。

逐次近似画像再構成法は、被ばく線量低減に役立つと期待されているが、各装置メーカーの説明はまちまちで、逐次近似画像再構成法がどう行われているのかが整理しきれていないのが現状である。このままでは、誤った使い方をして臨床に不利益をもたらしてしまう可能性もある。

本稿では、逐次近似を利用した画像再構成法を中心に、CT画像再構成法の現状について解説する。再構成法の特徴を理解し、その特性を生かした上で適正な撮影条件設定をして、臨床に貢献することが大切であると考え。

逐次近似画像再構成法：代数的手法

代数的手法は、最初にある答えを仮定し、実際の問題の解答に近くなるように繰り返し修正を行う方法である。投影されて実測値と仮の値 (仮定値) を比較し、順投影、逆投影を繰り返してそのつど補正を行い、正しい解に近づけていく手法となる。

4つのマトリックスで解説すると、以下のような流れとなる。①4つのマトリックスから順投影データ (実測値) を得る。②同じマトリックスに仮定のデータをはじめ込み (今回は1と仮定する)、同じように投影データを得る (図1)。③得られた実測投影データと、仮のデータより取得した投影データ間の誤差を補正 (差分をとる) する。左列は実測データ4から仮のデータ2を引くと、右列は $6-2=4$ というように、すべての投影データ間の補正を行う (図2)。④補正された投影データを逆投影する。左列の2を逆投影すると、2つのマトリックスなので $1 \cdot 1$ になる。右列4は $2 \cdot 2$ 、上の行1は $0.5 \cdot 0.5$ 、下の行5は $2.5 \cdot 2.5$ というようにすべて行い、得られた合計の数値を、1つのマトリックスが3方向からの合計なので3で除する (図3)。⑤補正後に逆投影したデータと、仮に入れた数値との誤差を補正する。左上は $1+1=2$ 、右上は $1.3+1=2.3$ というようにすべて行う (図4)。⑥順投影を行う (図5)。⑦再度投影データ間の誤差を補正し、⑧逆投影を行う。⑨マトリックス間の誤差を補正し、⑩順投影を行う (図6)。この手順を繰り返し

表1 逐次近似画像再構成法の分類

- 完全な逐次近似処理
MBIR (GE), IMR (フィリップス)
- 逐次近似を利用した画像再構成法
ASiR (GE), iDose⁴ (フィリップス), Intelⁱ IP (日立メディコ), SAFIRE (シーメンス), AIDR 3D (東芝)

表2 画像再構成法の分類

- 解析的再構成法
投影データから元の被写体構造へ逆変換する理論が数学的に求められており、その理論に基づき再構成計算を行う手法
FBP法, 単純逆投影法, 二次元フーリエ変換法
- 代数的再構成法
最初にある答えを仮定し、実際の問題の解答に近くなるように繰り返し修正を行う手法
逐次近似法, ビームハードニング補正処理
- 統計的再構成法
統計学的モデル等を考慮に入れ、確立的にもっともらしい解が得られるように修正を繰り返す手法
逐次近似法 (ML-EM法, PWLS法等)