

4. Iterative Model-based Reconstruction (IMR) の臨床利用とその可能性

能登 義幸 新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門

“Iterative Model-based Reconstruction” (以下、IMR：フィリップス社製) は逐次近似法を用いた画像再構成法である。当院では2013年12月にフィリップス社製「Ingenuity Elite」への更新に併せてIMRが導入され、現在では基本的に全症例に対してthin sliceのIMR Imageを再構成し、診断に応用している。本稿では、IMRの基礎評価と当院における臨床利用の現状について述べる。

IMRとは

IMRは、繰り返し演算により求める解を導くiterative reconstruction (以下、IR) 法を用いた画像再構成法であり、filtered back projection (以下、FBP) 法と比較してraw data上に存在するノイズを大幅に低減することが可能である。また、演算ハードウェアの革新と計算アルゴリズムを最適化することにより、画像再構成の速度を大幅に短縮している。

IMRは最尤推定法 (maximum likelihood) をベースにノイズ統計学とシステムモデル、評価関数 (cost function) を加味した逐次近似画像再構成法である。得られる画像は非線形的にノイズ低減され、結果的に画像ノイズはスライス厚やX線量に依存せず、ほぼ一定のノイズレベルとなる。これによりvirtually noise-free imagesと言われるこれまで不可能だったlow noiseの実現が可能となっただけでなく、低コントラスト領域での検出能の向上も図られている (図1)。また、頭部や心臓をはじめとする全身への適応も可能となっており、あらゆる部位で再構成することが可能となっている。

IMRでは逐次近似演算の前段階で、最終画像に必要な分解能とノイズレベルを踏まえ画質の最適化が行われるようcost functionとして画像のノイズレベルと分解能レベルの組み合わせを設定することができ、空間分解能をロスすることなく、画像ノイズを大幅に低減し、演算の効率化と画質選択を可能としている。これがknowledge-based IRと呼ばれる理由である。IMRはFBP法を使用しないため、鮮鋭度のパラメータは画像再構成関数ではなく、ユーザーはcost functionとして“Image Definition”と呼ばれるパラメータを選択して鮮鋭度を、画像ノイズ量を“Noise Level”と呼ぶパラメータを用いてコントロールすることができる。Image DefinitionはBrain (Routine, Sharp, Sharp Plusの3種類)、Cardiac (Routine, Sharpの2種類)、Body (Soft Tissue, Routine, Sharp Plusの3種類) と、部位ごとに適正化されており、さらに目的に合わせて鮮鋭度を調整することができ、Noise

Levelも3段階に調整することができる。図2にBodyにおけるImage Definitionの一例を示す。Soft Tissueは実質臓器に、RoutineはCT angiography (以下、CTA) に、Sharp Plusは肺野や骨に対して最適化される。

Virtually noise-free images

IMRはこれまで不可能だったlow noise imageが可能となった。前述のように、IMRは非線形的にノイズ低減を行えることが大きな特長であり、画像ノイズはスライス厚やX線量への依存性がない。一例を図3に示す。FBP法ではスライス厚5mmから1mmに変更した場合、5mm厚でSD6.5だったものが1mm厚でSD14.2になり、画像ノイズは $\sqrt{5}$ 倍になる。このことからスライス厚と画像ノイズには平方根の関係が成り立つことがわかる。しかしながら、IMRにおいては5mm厚でSD2.3、1mm厚で

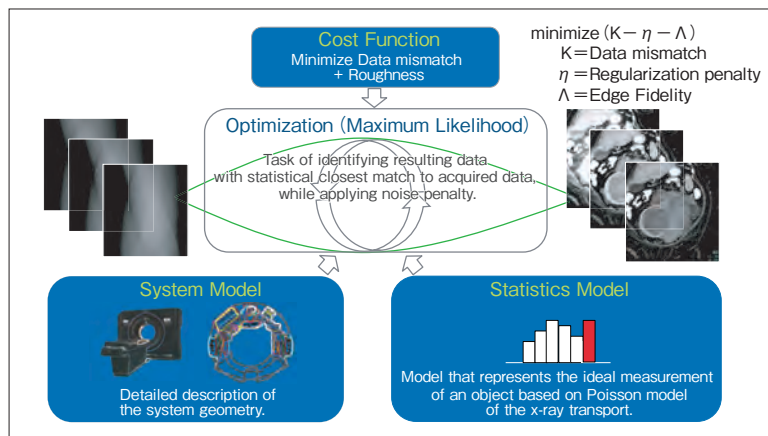


図1 IMRの概念図
(画像提供：株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン)