

I CTのストラテジー&アウトカム

●臨床施設からの報告—心臓CTの臨床的有用性と技術進歩

7. 心臓CTにおけるシステムモデル 逐次近似画像再構成の有用性

尾田 濟太郎

熊本大学大学院生命科学研究部画像診断解析学

これまでCT画像再構成法には filtered back projection (以下, FBP) 法が一般的に使用されてきた。FBP法は演算処理がシンプルかつ高速であり、汎用性が高い反面、ノイズやアーチファクトを多く含むため、十分なクオリティの画質を得るためには高いX線量が必要であった。これに対し、近年では逐次近似法を応用したCT画像再構成 (iterative reconstruction: IR) 法の開発が急速に進んでおり、すでに臨床の現場でも広く用いられている。IR法の主たる特長は、従来のFBP法と比べて画像ノイズやアーチファクトを低減でき、低線量撮影を可能にするところにある。本稿では、フィリップス社の新しいシステムモデル逐次近似画像再構成法である“Iterative Model Reconstruction (IMR)”の心臓CTにおける有用性について紹介し、今後の展望に対する期待を述べる。

● 逐次近似CT画像再構成

IR法では、イメージの各画素値の初期値を任意に設定し、それを順投影した投影データと実際の投影データを比較して修正を行い、その修正された投影データを逆投影して最初に設定した画素値を修正する。この過程を反復することで画像を作成する。その際、統計学的ノイズモデルや解剖学的モデルに加え、スキャナ光学モデル、X線散乱モデルなどのシステムモデルを使用してノイズやアーチファクトの低減を行っている。IR法では、順投影、逆投影の反復演算処理を行うため膨大な演算が必要であり、再構

成時間の延長が懸念される。初期のIR法では再構成時間の問題のため、IR法だけの再構成ではなく、FBP法とのblendingという形を取っていた。その後、生データ領域 (projection space) と再構成画像領域 (image space) の両方で逐次近似処理を行う hybrid type IR (iDose⁴ など) が登場し、現在の臨床診療で中心的な役割を果たしている。一方、本稿で述べるIMRは、pure IRとも呼ばれる純粋な逐次近似CT画像再構成法である。

● Iterative Model Reconstruction (IMR)

IMRは、フィリップス社が2012年の北米放射線学会で発表した新しいシステムモデル逐次近似画像再構成アルゴリズム (model-based type IR, knowledge-based IR, pure IRとも呼ばれる) である。IMRはこれまでに使用してきた統計学的モデルに加え、新しいシステムモデルを採用している。ポアソン分布による統計学的モデルに基づき逐次近似処理を行うことで、生データに含まれるノイズを大幅に低減できる。また、システムモデルでは焦点サイズや焦点-検出器間距離、検出器サイズなどの幾何学的なデータをモデルとし、画像のボケを最小限とした高分解能の維持とノイズ、アーチファクトの抑制を実現している。さらに、IMRでは、逐次近似演算の際にユーザーが出力画像に求める分解能レベルとノイズレベルを考慮し、画質の最適化を行

るように Cost Function のツールが用意されている。画質特性としての Image Definition (3択肢) と、画像ノイズレベル (3段階) を任意に設定することが可能である。これにより、目的に応じた分解能とノイズレベルの画像を得ることが可能となり、画質選択に幅を持たせることを実現している。懸念される再構成時間についても、GPUを搭載した専用画像再構成ユニット「IMR Cube」の開発により、臨床のワークフローにも十分に対応できる画像再構成速度となっている。

IMRの主要な特長として、①最大90%の画像ノイズ低減、②最大80%のX線被ばく低減、③空間分解能が1.2~1.7倍に向上、④低コントラスト検出能が2.5~3.6倍に向上、⑤心電図同期撮影に対応、⑥短い再構成時間 (主要プロトコルで3分以内) が挙げられる。IMRは、従来のFBP法や hybrid type IR法の画像と比べてはるかに高い画質を実現し、virtually noise-free imageをわれわれに提供する。また、心電図同期撮影への対応や短い再構成時間も、IMRの大きなアドバンテージである。IMRはX線被ばく低減や診断能の向上に大きく寄与すると期待され、その適応範囲は多岐にわたりポテンシャルは非常に高い。

● 低被ばく心臓CT [低管電流 (mA)] におけるIMR

心臓CTの被ばく低減法として、低管