

3. 逐次近似再構成法による 被ばく低減技術

— 原理から臨床応用まで

赤羽 正章 / 大友 邦
東京大学医学部附属病院放射線部

CTの進歩にfiltered back projection (FBP)法は不可欠だったが、雑音低減と空間分解能向上を両立させにくい点や、多彩なハードウェア構成に対応しにくい点で、FBP法は限界に近づいたと言えよう。こうしたFBP法の欠点を克服するため、逐次近似再構成法や逐次的雑音低減処理法の臨床応用が急速に進んでいる。これらの技術は、腹部領域のCTにおいても恩恵をもたらす可能性が高い。

本稿では、逐次近似法を応用した被ばく低減技術を解説し、臨床応用について論じる。

画像再構成の原理

1. FBP法

FBP法は、解析的な画像再構成法であり、投影切断面定理に基づく二次元フーリエ変換法を、CTの離散的な撮影データに適応させたものである。マルチスライスCTの再構成法はFBP法をさらに拡張したものとみなせるので、ここでは一括してFBP法として扱うことにする。単純な逆投影(back projection)で生じるボケを補正するために、あらかじめフィルタ処理をしてから逆投影するのが、FBP法である。フィルタ処理の効果を直感的に理解するためには、インターネット上の動画資料(例えば、<http://www.youtube.com/watch?v=Q-aZtPagigg>)を参照するとよいだろう。

生成される画像の空間分解能や雑音量は、どのようなフィルタ処理をするか、すなわち、どのような再構成関数・カーネルを用いるか、によって決まる。CTの撮影データが本来持っている空間分解能を生かし切るためには、骨や肺で用いられるような“硬い”関数を用いればよい。しかし、人体にCTが応用され始めたころのX線管球では十分な線量を出すことができず、検出器に届くフォトンが少ないことによりデータのバラツキが生じていた。FBP法は、このバラツキを画像上に投影し、雑音を生じさせてしまう。雑音が多いと、腹部などの領域で

用いられる狭いウィンドウ幅の表示条件における読影に支障を来す。このため、狭いウィンドウ幅で表示する予定の画像については、空間分解能を犠牲にして雑音を低減する“軟らかい”再構成関数を用いることで対応した。CTの標準的な画質、標準的な雑音量は、このころに定まったと考えてよいだろう。その後のX線管球大容量化によって高線量照射が可能となってからも、線量増加傾向はあったが関数切り替えまでには至らず、腹部などの領域では、引き続き“軟らかい”関数が用いられている。

FBP法がCTの画像再構成法の主力として長く利用されてきた理由は、計算コストが小さいことである。弱点は、①低線量領域での雑音が大いこと、②スキャン方法の進化に対応しにくいこと、③最低180°+ファン角の投影が必要なこと、が挙げられる。CTがさらに進化するために、これまで以上の被ばく低減、空間・時間分解能向上、ジオメトリ進化などが求められると、FBP法では対応が難しくなってきた。

2. 逐次近似再構成法

逐次近似法は、正解へ近づくステップを繰り返すことで正解へ徐々に近づき、近似解を得る数学的手法である。解析的に、つまり、方程式を解くように正解を求めることが困難な場合でも、逐次近似法を用いると事実上の正解が得られることがある。CTの画像再構成は、検出器で測定されたデータをもとに被写体の