

3. 今一度 SD10を考える

吉川 秀司 大阪医科大学附属病院中央放射線部

現代の医療現場において、CTは必要不可欠な画像診断機器となっている。ヘリカルCT、さらにMDCTの開発により、CT装置は大きく変化を遂げた。X線管容量の増大や撮影時間の短縮、さらには画像演算速度の向上などの進歩がCTの可能性を大きく広げた。このような高性能な装置の普及により、患者への被ばくの影響が無視できない状況となり、CTによる医療被ばくが事あるごとに問題視される。

近年、さらなる低線量撮影を可能とするため、各CT装置メーカーにより逐次近似画像再構成 (iterative reconstruction : IR) 法、または、IR法を応用した画像再構成法の開発が行われてきた。IR法は、分解能を損なわずに画像ノイズを大幅に低減できると期待されている。しかし、各施設での従来の線量にバラつきがあるなか、各装置メーカーがカタログやホームページ等で「従来より〇〇%の分解能の向上、〇〇%のノイズ低減、〇〇%の被ばく低減が可能となった」などとコマーシャルベースで表記し、〇〇%の数字が独り歩きしていることが懸念される。FBP法による従来の線量は、診断可能なノイズレベルのエビデンスが示されていないのが現状である。そこで、一般的に上腹部領域などによく使用されているSD10について、今一度考えてみる。

CT-AECのルーツを探る

画像診断装置のほとんどが、アナログからデジタルへと変化してきた。デジタル画像では、適正な線量より低い場合、そのノイズ成分の増加で画質の劣化が確認可能であるが、線量が多い場合は線量過多を確認することが難しく、きれいな画像を得ようとして必要以上の線量で検査する傾向にある。

一般撮影のAECの歴史は古く、アナログの時代から「再撮影を防止し、適切な写真濃度の画質を得る」ことを目的に考案され、利用されてきた。筆者が就職した約30年前(1980年頃)には、すでに単純X線撮影装置やX線透視撮影装置などに組み込まれていた。デジタルのシステムにおいても同様に用いられている。デジタル系の撮影では、撮影線量が多少増減しても、ウインドウの調節により適切な濃度の画像をモニタ表示やフィルムに出力することが可能である。しかし、撮影線量が少ない場合は画像ノイズが増加し、逆に撮影線量が多い場合は画像ノイズが減少する。必要以上の画質の向上は、読影診断に意味がなく、被ばく線量がただ増えるだけである。したがって、ノイズと被ばく線量を考慮した画質の最適化が重要である。

CT-AECは、堀内哲也氏(当時・GE横河メディカルシステム株式会社)が考案し、1998年に初めてその機能(Auto mA)がCT装置に搭載された。2000年に米国で、2001年には日本でも特許を取得している¹⁾。その後、各社のCT装置にも搭載され、今や臨床現場でのCT検

査において必要不可欠なツールとなっている。代表的なシステムは、位置決め撮影画像を基に被写体のX線透過度を推定し、画像のノイズレベル(標準偏差:SD)を指定することにより、X線出力(主に管電流:mA)を自動的に変調する機構である。今回、CTサミットで発表するにあたり、堀内哲也氏にCT-AECの開発秘話などをうかがった。

● AEC開発のきっかけは？

堀内:30年前、ある大学病院で診療放射線技師としてCTを担当していました。ある日、小児の頭部CTを撮影していた時、S先生から「小児の撮影条件は大人と一緒にいいの?」と言われたのがCT-AEC開発のきっかけでした。ちなみに、使っていた装置はCT/T 8800(GE社製)。確かに小児の撮影条件を下げたい……。でも、「どこまで下げてもいいのかわからない」(まだ体重や年齢ごとの撮影条件もなかった)。そして、当時のCTの管電流のステップは、50mA刻みと相当粗く、しかもスキャン時間も長く(10秒前後)、管電流を1タップ下げるとmAsは相当下がってしまうため、怖くて下げられませんでした。一方で、画質を高めるために高い管電流を使うと、すぐにX線管のクーリングが発生。そんなに待っていたら造影剤が……。ということで、撮影条件はクーリングが発生しない最大の管電流値と決まっていました。CTの被ばくを抑えていた最大の功労者は、X線管のクーリングと言えるかもしれません。

● AEC開発へ——診療放射線技師からメーカーのエンジニアへ

堀内:メーカーに入ってもなかなか技術