

3. Dual Energy Imaging

大橋 一也 名古屋市立大学病院中央放射線部

dual energy imagingは、物質がX線エネルギーによって線減弱係数を変化させる作用に着目し、その差を応用して物質の弁別、仮想非造影画像、仮想実効エネルギー画像など、さまざまな解析を行う技術である。dual energy imaging自体はかなり古くから研究されており¹⁾、1979年には「EMI scanner」を使用して管電圧90kVと140kVの2回転方式による方法を使用した物質弁別について発表されている²⁾。しかし、異なるエネルギーのCT画像を取得することが煩雑であるために、臨床で広く使用されることはなかった。2005年にdual source CTが発表され、同時に異なるエネルギーのCT画像の取得が容易になり、さらにコンピュータの処理速度も高速化したことで、臨床の現場で簡単にdual energy imagingの解析が可能となり、この10年で多くの臨床報告がある。本稿では、いくつかあるdual energy imagingのスキニング方法に対するメリット、デメリットについて論文と実験結果から解説して、実際に当院での臨床応用を紹介し、今後の可能性について解説する。

Dual energy imagingの技術的なアプローチ

現在臨床で応用されているdual energy imagingの方法は、高速スイッチング方式、付加フィルタ方式、2層検出器方式、2管球方式、2回転方式によるものがある。

高速スイッチング方式は、Kalenderらが1987年にX線CT装置「SOMATOM DR」（シーメンス社製）を使用したカルシウム画像や軟部組織画像の取得につ

いて発表している³⁾。この方式は、ほぼ同時にデータ収集できることと、完全には一致していないため補間データにはなるがprojection dataからも解析できる利点がある。しかし、エネルギースペクトルの重なりが比較的大きいことと、管電流の調整ができないために一定であることが欠点として挙げられる⁴⁾。dual energy imagingは、高エネルギー側と低エネルギー側のノイズが同等であることで被ばくが最適化される。図1は、「SOMATOM definition」（シーメンス社製）を使用し、特別な付加フィルタを使用しない管電圧80kVと140kVにおいて管電流が一定の場合と同じノイズになるように管電流を6:1で調整した場合のヨード（造影剤）画像（contrast image）である。同等のcontrast-to-noise ratio（以下、CNR）となるCTDIvol（computed tomography dose index）は、それぞれ34.19mGyと15.01mGyとなり、管電流が一定の場合は2倍以上

の被ばくとなる。

付加フィルタ方式は「SOMATOM Definition Edge」（シーメンス社製）に搭載されている“TwinBeam dual energy”がこれに相当する。この方式は、X線管球の前に異なる付加フィルタを入れることでX線エネルギースペクトルを分ける方法である。1回のスキニングでほぼ同時にデータが収集できる利点はあるが、エネルギースペクトルの重なりが比較的大きいことと、付加フィルタによってノイズが同等になるように調整されてはいるものの、被写体の大きさや目的の部位に対して高エネルギー側と低エネルギー側の細かいノイズ調整ができないことが欠点として挙げられる。

2層検出器方式は「IQon スペクトラルCT」（フィリップス社製）に搭載された新しい方式である。2層検出器方式は、検出器の前面の1層目に低エネルギー用の検出器、2層目に高エネルギー用の検出器を備えたCTである。検出器の厚さ

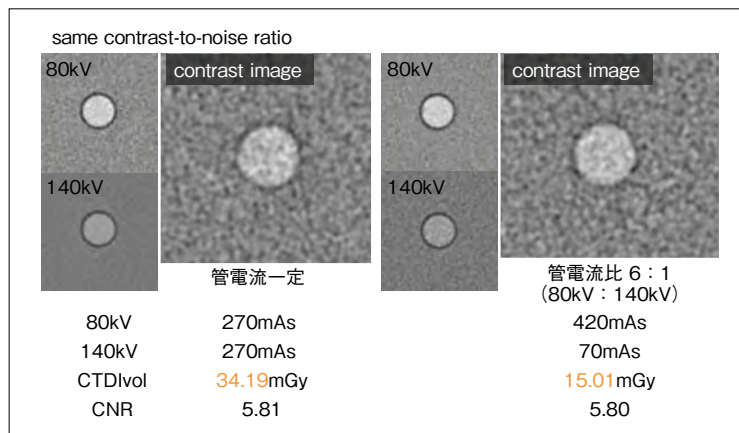


図1 管電流が一定であることの問題点

管電流が一定のdual energy imagingは、ノイズが一定になるように調整された場合の2倍以上の被ばく線量となる。