

4. CARE kVの特性と臨床応用

池田 秀 東海大学医学部付属病院放射線技術科

CTにおける被ばく低減技術には、X線出力系では自動露出機構 (AEC), ECG-pulsing (シーメンス社製), X-CARE (シーメンス社製) など、画像再構成系では逐次近似画像再構成法によるノイズ低減、幾何学的系では bowtie filter や Adaptive Dose Shield (シーメンス社製) などがある。

X線出力系で最も一般的な技術はAECである。これは、被写体のX線吸収差に応じてX線出力を変調させ、画像ノイズを一定または適正にすることで被ばく低減を図る技術である。これに対し CARE kV (シーメンス社製) は、X線出力を変調させるAECの機構に加え、造影剤使用の有無や撮影速度など種々の条件を加味し、適正な管電圧を自動的に設定することで画像のCNRを適正化することにより、さらなる被ばく低減を図る機構である。本稿では、CARE kVの特性と臨床応用について述べる。

CARE kVの概要と管電圧特性

通常CT撮影で用いる管電圧120kVに対し、低管電圧撮影はX線発生効率やX線の透過力が低いため、X線管の負荷が増加する。この技術は、体軸方向のディテクタカバレッジが増し、照射時間を短縮したことによりX線管負荷が軽減し可能となった技術と言える。

管電圧の違いによる特性を確認した。図1 a)にMTFを、図1 b)にNPSを示す。いずれも、管電圧の違いによる差はほとんどないことがわかる。図1 c)に、画像ノイズ (SD) とCTDIvolの関係を示す。縦20cm、横30cmの水ファントムを用

いた。画像ノイズ (SD) はCTDIvolと高い相関があることがわかる。同一CTDIvolでは、低管電圧ほどややノイズが増す傾向にある。具体例として120kVと80kVを比較すると、SD12を得るためには、120kVではCTDIvol: 9.8mGyだが、80kVではCTDIvol: 11.2mGyとなる。ヨード造影剤に対する各管電圧のCT値の変化を図1 d)に示す。縦20cm、横30cmの水ファントムの中央にヨード造影剤を配置し、濃度を変化させ測定した。120kV時のCT値を基準に示した。この関数はすべて比例関係である。低管電圧ほどCT値は大きく

なり、120kVに対し80kVでは1.73倍となった。

これらを踏まえてCARE kVについて考えていく。まず、CARE kVの条件決定方法である。図2に示すように、CARE Dose 4D (シーメンス社製) 同様、通常、平均的体格の被検者に適用する管電圧とX線量をRef.kVとQuality ref.mAsに入力しておく。次に、スライダックを撮影対象に合わせる。この操作により、装置側で撮影範囲や速度を考慮し撮影可能かつ適切な管電圧、管電流を決定する。

CARE kVの機能の意図を考察する。

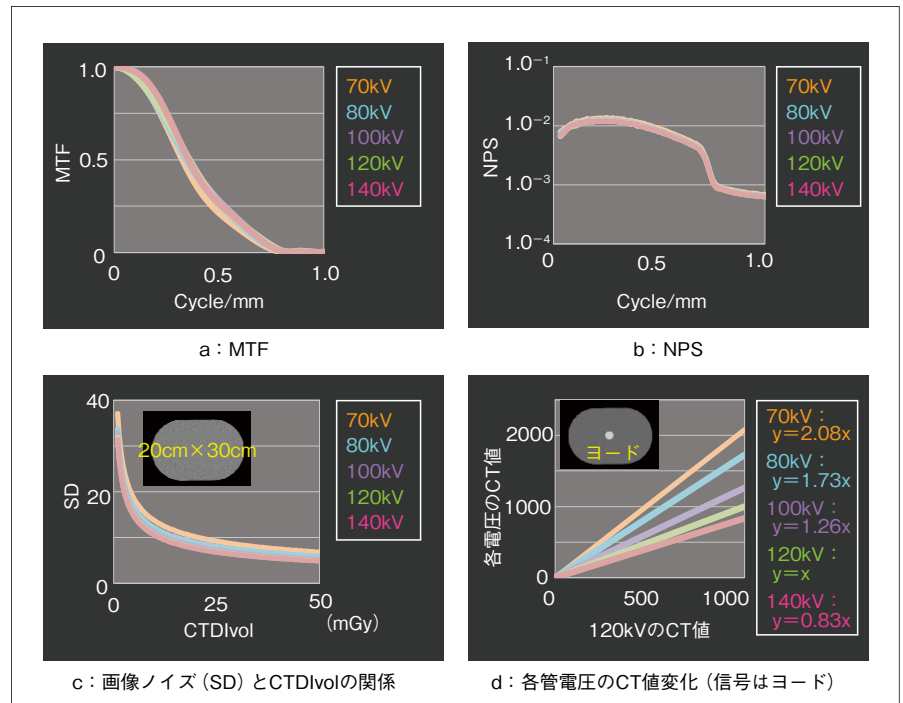


図1 管電圧特性
a: MTF
b: NPS
c: 画像ノイズ (SD) とCTDIvolの関係
d: 各管電圧のCT値変化 (信号はヨード)