

Dual Source 方式 Dual Energy CT における側方散乱の影響

秋田県立循環器・脳脊髄センター 放射線科診療部 ○佐々木 文昭(Sasaki Fumiaki)
大村 知己 佐藤 祐一郎 松本 和規 石田 崇人 中泉 航哉 大阪 肇

【背景・目的】

近年、装置および技術の進歩によりDual Energy CT (DECT)は一般的な検査として臨床にも普及しつつある。現状、各社それぞれの異なるデータ収集方式が採用されており、Dual Source方式、kV Switching方式、Dual Layer方式、Dual Scan方式などがあり¹⁾、それぞれの方式で利点欠点がある。当院で使用している装置はDual Source CT (DSCT)方式であり、利点として、独自の付加フィルタ技術による優れたエネルギー分別能、そして、それぞれ独立したX線制御が可能であるため、両電圧で適切な線量バランスでの撮影が可能といった事があげられる¹⁾。一方、欠点としては1/4回転分のスパイラル軌道のズレが生じてしまうこと、さらに同時照射であるために対向システムからの側方散乱の影響といった事が懸念される¹⁾。そこで、このDSCT方式のDECTにおいて、対向システムから生じる側方散乱線量の測定、およびこの散乱線が画質に与える影響を検証した。

【方法】

CT装置はSOMATOM Drive (SIEMENS Healthineers)を用い、頭部単純CTを想定し、16cm径のCTDI測定用ファントムを散乱体としてガントリー中心に配置し、半導体線量計Accu-Gold+ Multisensors (Radcal)をガントリー辺縁6時方向に配置した。管球固定モードにて、A管球が12時方向、B管球が9時方向にある状態をAシステムへの散乱線測定位置、配置Aとし、B管球が12時方向、A管球が3時方向にある状態をBシステムへの散乱線測定位置、配置Bとした(Fig.1)。照射条件はA管球80kV、750mA、B管球が錫フィルタ付加140kV、375mA、1秒照射とした。両配置にてA管球のみ、B管球のみ、AB同時照射での線量を測定し、対向システム照射時の測定値を同時照射時の測定値で徐し散乱線含有率とした。照射は5回連続で行い平均値を用いた。次に画質の評価としCatphan700 (Phantom Laboratory)とMulti-Energy CT phantom(GAMMEX)を用い、頭蓋骨を想定したテフロンリングを併用し、Dual Energy撮影時のAシステム(80kVp)、Bシステム(錫フィルタ付加140kVp)それぞれの画像と、同一条件でのSingle Energy撮影での80kVp、錫フィルタ付加140kVpそれぞれの画像で、MTF、NPS、CT値変化を測定した。照射条件は低管電圧側が80kV、750mA、高管電圧側が錫フィルタ付加140kV、375mAで回転時間; 1.0秒、ビーム幅; 38.4mm、Pitch; 0.7(頭部DECTにおいてCTDIvol; 68mGyとなる条件)とし、再構成条件はDECT解析用のKernel; Qr40、再構成FoV; 200mm、ビームハードニング補正併用、EBP再構成とした。MTFはCatphan682モジュールのアクリル円柱(120kVpでのCT値120HU)部分でradial edge法により測定した。測定画像はスライス厚; 1.5mm、100スライス加算画像を用いた。NPSはCatphan712均一モジュールでradial NPSを測定した。測定画像はスライス厚; 5.0mm画像を用い、5回撮影の平均で求めた。CT値変化はMulti-Energy CT phantomを用い、2.0mgI/ml、5.0mgI/ml、10.0mgI/ml、15.0mgI/mlの各ヨードロッドでCT値を測定した。測定画像はスライス厚; 5.0mm、5回撮影の平均で求めた。

【結果】

各配置での線量測定値を示す(Table 1)。配置A、配置Bともに同時照射時の線量は各単独照射の合計とほぼ一致し、透過線、散乱線ともに配置Bの方が高い結果となった。散乱線含有率は配置Aで16.1%、配置Bで

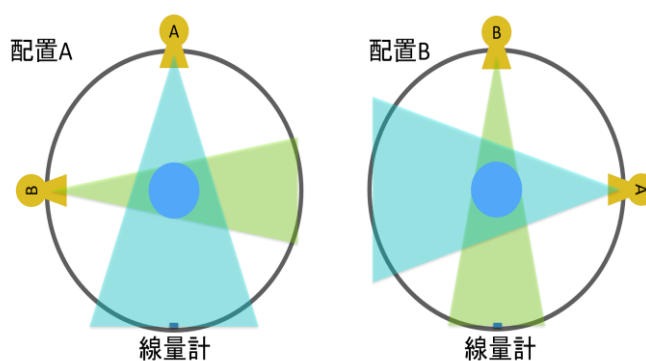


Fig.1 線量測定配置

Table 1 線量測定結果

測定値 (μGy)	配置A	配置B
A管球照射 (80kV)	197.9 (透過線)	49.2 (散乱線)
B管球照射(Sn140kV)	37.5 (散乱線)	266.9 (透過線)
同時照射 (DECT)	232.2	311.1
散乱線含有率	16.1%	15.8%

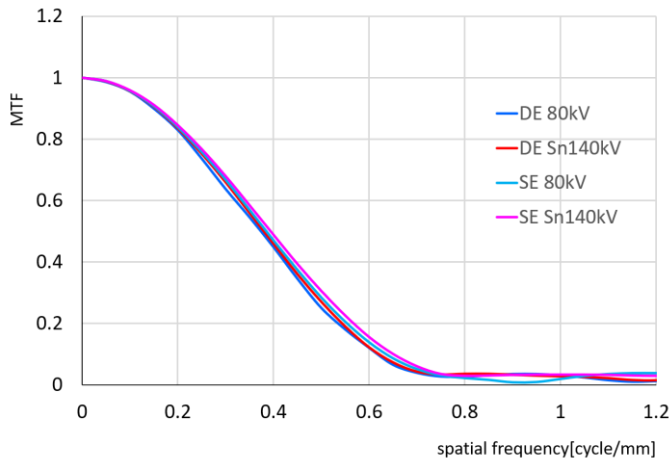


Fig.2 MTF 測定結果

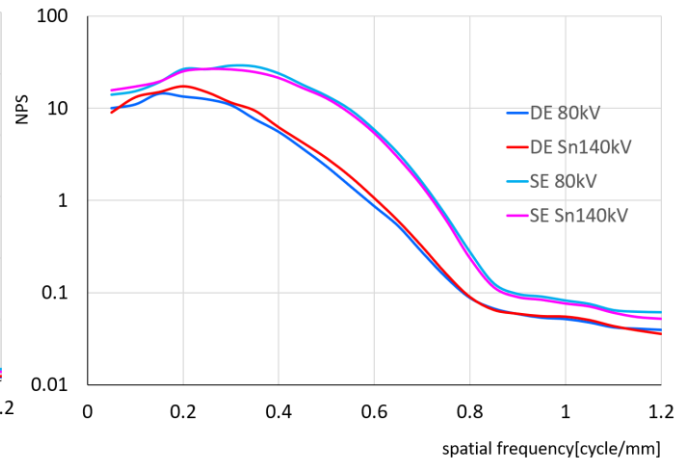


Fig.3 NPS 測定結果

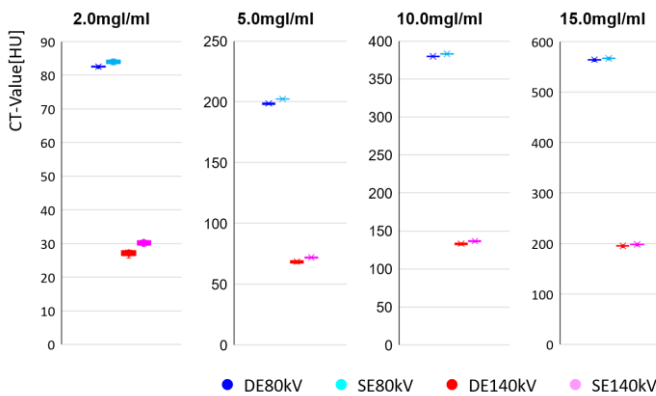


Fig.4 CT 値変化

Table 2 DE 撮影と SE 撮影の CT 値差

Δ HU	2.0mgI/ml	5.0mgI/ml	10mgI/ml	15mgI/ml
80kV	1.40	3.85	3.23	2.68
Sn140kV	2.90	3.42	3.47	2.63

15.8%とほぼ同等であった。MTFは高管電圧、低管電圧、Dual Energy撮影、Single Energy撮影、全ての撮影法でほぼ同等の結果となった(Fig.2)。NPSはDual Energy同士、Single Energy同士はほぼ同等の結果となったが、Single Energy撮影に比べDual Energy撮影で大きく向上する結果となった(Fig.3)。ヨードロードのCT値変化はどのヨード濃度でもSingle Energy撮影に比べDual Energy撮影で低い結果となり(Fig.4)、CT値差はヨード濃度に関わらず3HU程度であった(Table 2)。

【考察】

線量測定に関し、同時照射時の線量が各単独照射時の合計線量と一致したことから同時照射時の増加分線量は対向システムからの散乱線に起因するものと考えられる。また、Aシステムに比べ、Bシステムで散乱線、透過線、ともに高い結果となったが、これは低エネルギーX線が散乱し易く、高エネルギーX線が透過し易いと言う線質の違いを反映した結果と考えられる。画質に関し、Dual Energy撮影において一見NPSが向上しているように見えるが、これは散乱線による入射光子量の増加が要因と考えられ、均一ファントムでのNPS測定が妥当であったか疑問が残る。CT値の変化に関し、Single Energy撮影画像に比べ、Dual Energy撮影画像でCT値が低下したが、これも散乱線による入射光子数の増加を一次光子数の増加と計算した結果、線減弱系の低下すなわちCT値の低下として現れたものと推測する。DSCTのDECT解析はイメージベースでPixel by Pixelで行われる。つまり、CT値差がそのまま解析結果に影響するが、このわずかなCT値差がどの程度影響するかは検証できておらず、今後の課題とする。

【結語】

Dual Source方式Dual Energy CTにおいて、対向システムからの散乱線の入力に16%程度確認された。しかし、画像に対する影響は限定的で、わずかなCT値の低下のみであった。しかし、Dual Energy解析への影響は検証されておらず今後の検討を要する。

【参考文献】

- 1) スペクトラルCT基本原理と応用 上野恵子 秀潤社