

低管電圧撮影におけるCT位置決め画像の 被ばく低減を目的とした基礎的検討

佐用 将隆 中濱 寿太 曾田 卓実

概 要：ファントムを用いた実験および線量測定により低管電圧を用いた位置決め画像撮影の有用性について検討を行った。まず、位置決め撮影の管電圧を100kVとし、位置決め画像フィルタをFL01~05で変化させてCT-AECの応答を比較した。さらに、位置決め撮影時の管電圧が100kVと120kVの場合における線量率を比較した。凸型ファントムについては、FL02を用いた場合が最も設定標準偏差（standard deviation：SD）に近い値を示した。また、volume CT dose index (CTDI_{vol})、dose length product (DLP) についても最も低値を示した。楕円錐ファントムについては、SD、CTDI_{vol}、DLPのいずれにおいても各フィルタ間での差はほぼなかった。線量率は、100kVの方が有意に低い値を示した。位置決め画像フィルタは、急なX線透過率の変化がある場合にCT-AECの応答に大きな影響を与えている事がわかった。

位置決め画像の撮影管電圧を100kVにし、適切な位置決め画像フィルタの選択によって、更なる被ばく低減が可能である。

索引用語：低管電圧撮影、位置決め画像、CT-AEC、位置決め画像フィルタ

Fundamental Study of The Positioning Image for CT Scan Using Low Tube Voltage to Reduce Exposure

Masataka SAYO Kazuhiro NAKAHAMA and Takumi SOTA

[緒 言]

X線CT検査において、造影剤低減や被ばく低減を目的とし低管電圧撮影が行われている。従来の120kVを用いて撮影を行った場合に比べ、80kVや100kVなどの低管電圧で撮影を行う事は、ヨード造影剤の造影効果増加により造影剤の減量に有効で、さらに、管電圧を低下させる事で、従来の120kV使用に比べ、撮影線量も低下させる事が可能である¹⁾。しかし、組織コントラストが増加するが、ノイズも増加してしまう。そのため、低管電圧撮影を行う際には、コントラストとノイズのバランスを考慮した上で線量低減を行う必要がある。従来より、被ばく線量低減、画質の

安定化を図る目的で、X線CT撮影の計画用に撮影する位置決め画像を基に、撮影時X線量の出力を自動変調するCT-automatic exposure control (CT-AEC)²⁾が用いられている。しかし、位置決め画像撮影は、その画質がCT-AECの動作に影響を及ぼす事から120kV撮影で行われてきた。そこで本研究では、位置決め画像を従来の120kV撮影と低管電圧である100kV撮影を行った場合について、異なるフィルタの位置決め画像を用いて取得したCT画像それぞれのSD、CTDI_{vol}、DLPの比較を行った。SDは出力される管電流によって変動するので、位置決め画像の違いによるCT-AECの応答を比較することが可能である。さらに、それぞれの線量率についても比較検討を行った。

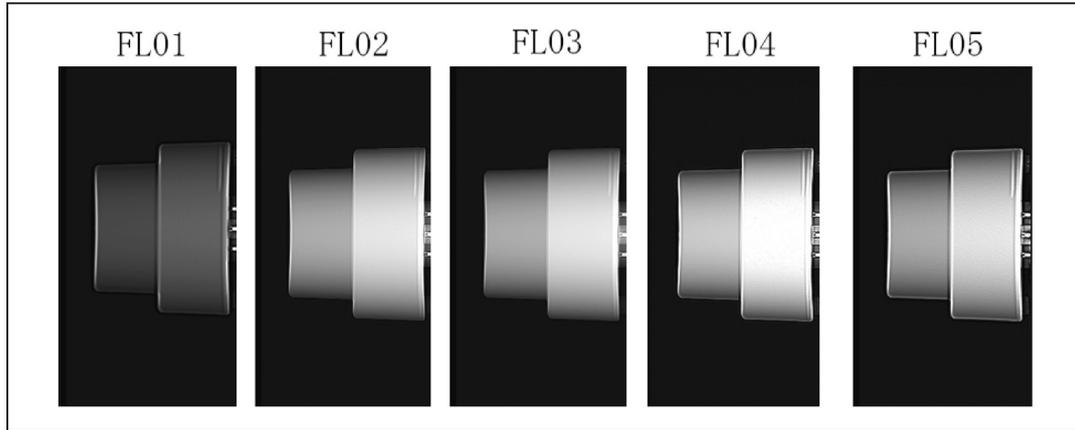


図1 Positioning image filter

[位置決め画像フィルタについて]

キャノンメディカルシステムズ社製のX線CT装置において位置決め画像の再構成に用いるフィルタであり、FL01～05とFL03を基準とし、数値低下で平滑化、数値上昇で鮮鋭化される。(図1)

1. 方法

1.1. 使用機器

X線CT装置は、キャノンメディカルシステムズ社製のAquilion ONE (Ver.6)を使用した。ファントムは、京都科学社製の凸型ファントム、楕円錐ファントムを使用した。凸型ファントムは、凸型のアクリル製容器内に水が充填されている。楕円錐ファントムは、楕円錐形状の均一な硬質樹脂製である。線量率の測定には、Unfors Raysafe社製の半導体検出器であるRaySafeX2³⁾を用いた。(図2)

1.2. SDの比較

位置決め画像の再構成条件および撮影条件の違いによるSDを比較した。使用管電圧は、100, 120kV

とした。なお、再構成条件としては、従来法として120kVで撮影した場合には位置決め画像フィルタをFL03とし、100kVで撮影した場合にはFL01, FL02, FL03, FL04, FL05とした。CT-AECは、位置決め画像を基に、再構成画像の各スライスにおけるSDが設定値となるように管電流を変調する。これには、各スライス位置で管電流を変調するZ modulationと、1回転中で管電流を変調するX-Y modulationそれぞれの機能がある。これに加え、設定SDに対する基準SDを被写体厚に応じて自動調整するAdaptive SDも併用した。また、設定SDは20とした(表1)。

凸型ファントムと楕円錐ファントムをアイソセンタに設置し、位置決め画像を2方向撮影して、それぞれについてCT撮影を行った。画像再構成方法はフィルタ逆投影法とし、再構成関数は当院で腹部用に用いているFC03を使用した。得られたCT画像の中心に直径5cmの円形の関心領域(region of interest: ROI)を配置しSDを測定した(図3)。

1.3. CTDI_{vol}, DLPの比較

方法1.2における撮影時、オペレーションコンソールに表示されるCTDI_{vol}, DLPを比較した。

1.4. 管電圧の違いによる線量率の比較

位置決め画像撮影の管電圧100kVおよび120kVについて管電流は同値とし、AP方向, LR方向それぞれについて、RaySafeX2をX線管球の回転中心に配置し(図4)、表2に示す条件下における線量率の測定を行った。

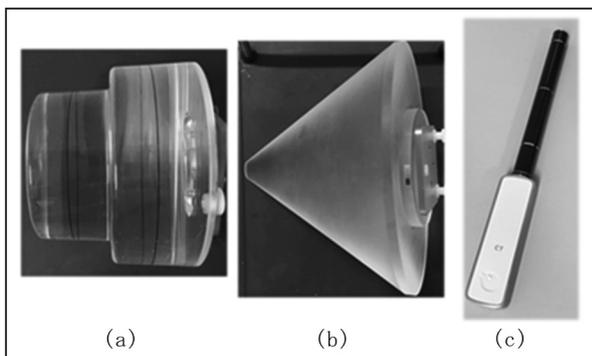


図1 (a) Stepped cylinder phantom, (b) Elipitical cone phantom, (c) RaysafeX2

表 1 Scan parameters of method-(1)

Scan parameters	Positioning image	Low-tube voltage scan
Tube voltage [kV]	100, 120	100
Tube current [mA]	AP : 50, LR : 100	CT-AEC
Beam width [mm]	2	40
Pitch factor	-	0.813
Rotation time [sec/rotation]	-	0.5
Table movement speed [mm/sec]	100	-
Scanning range [mm]	500	Depend on phantom size
Filter	FL01, 02, 03, 04, 05	-
Scan mode	AP, LR	Helical Scan
Scan direction	-	IN

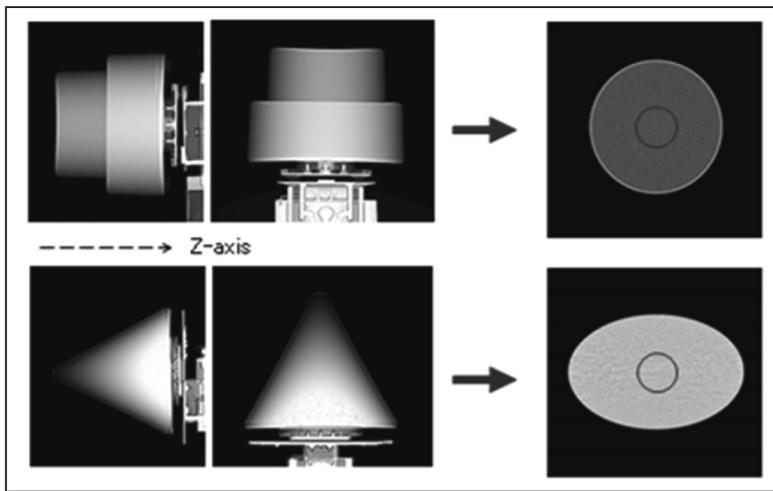


図 3 SD measurement method

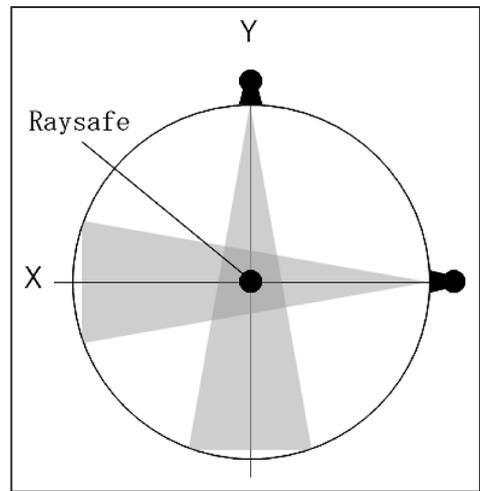


図 4 Dose rate measurement method

表 2 Scan parameters of method-(2)

Scan parameters	Positioning image
Tube voltage [kV]	100, 120
Tube current [mA]	AP:50, LR:100
Beam width [mm]	2
Table movement speed [mm/sec]	100
Wedge filter size	Large
Scanning range [mm]	200
Scan mode	AP, LR

2. 結 果

2. 1. SDの比較

図 5 に凸型ファントムを撮影した場合の SD の結果を示す。100kVにて位置決め撮影を行った場合に、FL02, 03では被写体直径の変化のないところにおいて安定した値となり、設定SDである20に近

い値を示した。FL01, FL04, FL05では全体的に低値となった。また、従来法の120kVでは、直径が大きく変化する部分でSD変動も大きくなり設定SDを上回る結果となった。

図 6 に楕円錐ファントムを撮影した場合のSDの結果を示す。位置決め画像フィルタによる影響はほぼなかった。

2. 2. CTDI_{vol}, DLPの比較

図 7, 8 に凸型ファントムを撮影した場合のCTDI_{vol}, DLPの結果を示す。FL01, FL04, FL05ではCTDI_{vol}, DLP共に大きい値を示した。FL02が最も小さく、CTDI_{vol}において4.7mGyで、最も大きいFL01とのその差は6.3mGyであった。DLPにおいてもCTDI_{vol}と同じ傾向が見られ、FL02が最も低値であった。

図 9, 10 に楕円錐ファントムを撮影した場合のCTDI_{vol}, DLPの結果を示す。位置決め画像フィル

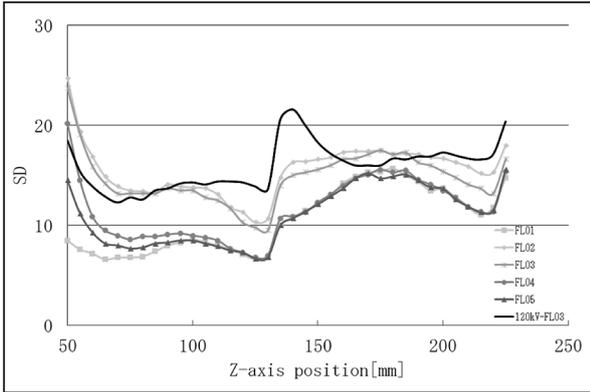


図5 SD for stepped cylinder phantom

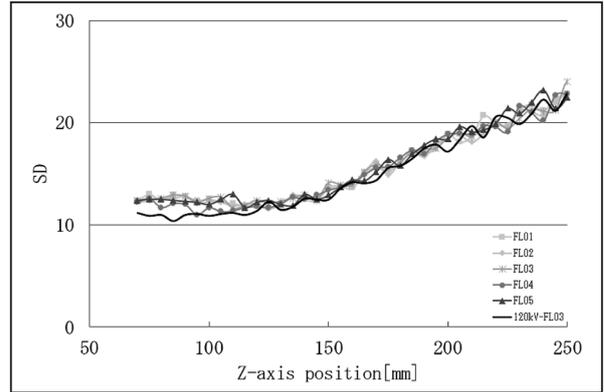


図6 SD for elliptical cone phantom

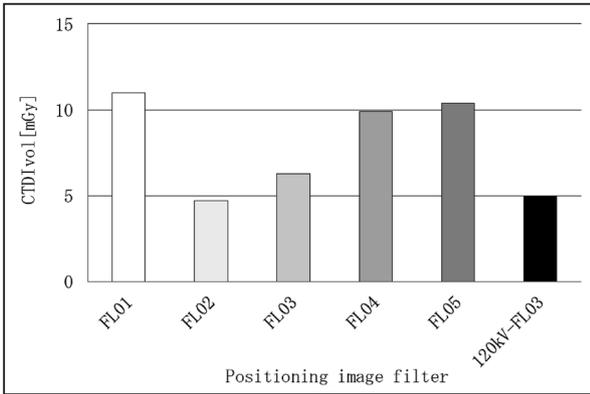


図7 CTDIvol for stepped cylinder phantom

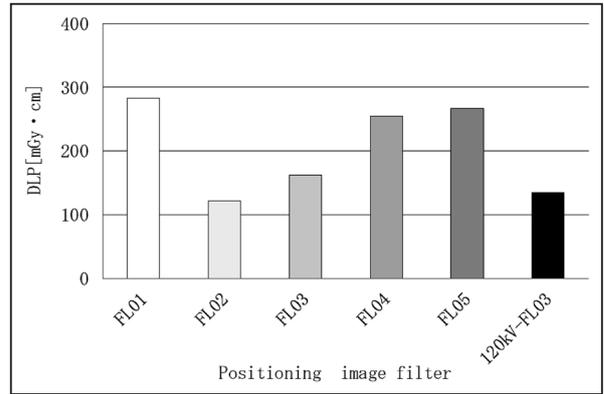


図8 DLP for stepped cylinder phantom

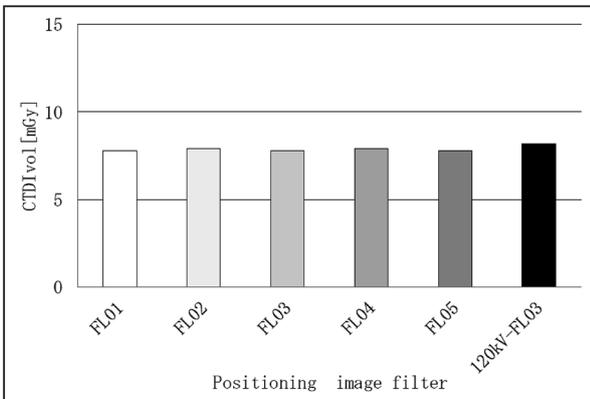


図9 CTDIvol for elliptical cone phantom

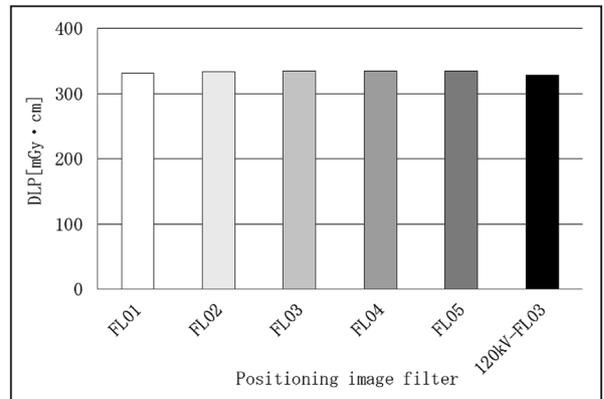


図10 DLP for elliptical cone phantom

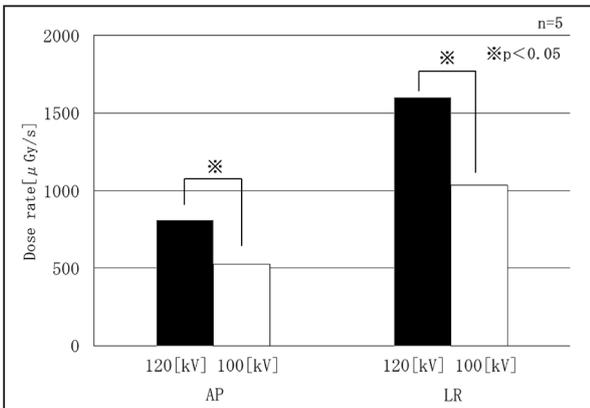


図11 Dose rate in positionig imaging

タによる影響はほぼ無くCTDI_{vol}, DLPにおいてもSDと同様の結果となった。

2. 3. 位置決め画像撮影時の線量率の比較

図11に位置決め画像撮影時の線量率の結果を示す。AP, LRの両方向において120kVよりも100kVが低い結果となった。また、両方向共に有意差が認められた。

3. 考 察

本研究では、低管電圧にて位置決め画像撮影を行った場合について、位置決め画像のフィルタ毎のCT-AEC動作特性、および線量率の比較検討を行った。

結果2.1, 結果2.2より、凸型ファントムにおいて、FL02, 03は設定SDに近い値を示し、FL01, 04, 05は、設定SDを大きく下回る値を示し、CTDI_{vol}, DLPも高値となった。つまり、FL01, 04, 05では設定SDに対して過剰に管電流が出力されており、線量過多となる傾向であった。これは、Z軸方向において急激に直径が変化する部分があることによって、CT-AECの特性として線量を計算する際の水近似等価長の急激な変化により応答が過敏になり、位置決め画像フィルタの違いによる影響が大きくなったと考える。FL01で画像の平滑化処理により被写体厚が過小評価となったこと、FL04, 05で鮮鋭度が増すことで直径が異なる部分の境界が明瞭になったこと、これらがAdaptive SDに影響を与えたことが線量過多の原因と考える。

一方、楕円錐ファントムにおいては、SD, CTDI_{vol}, DLPともに各フィルタの結果に差はなかった。このことから、楕円錐ファントムのようにZ軸方向におけるX線透過率が緩やかに変化する場合には、位置決め画像フィルタによる画質の違いがCT-AECの応答に及ぼす影響が少ないと考える。

結果2.3において、線量率は100kVが従来法の120kVよりも小さくなることが確認できた。これは、管電圧が小さくなると出力される光子数が少なくなるためであり、位置決め画像の撮影では、管電流出力は設定値で一定であるので、線量率が小さくなることで被ばく低減につながると考える。

4. 結 語

低管電圧撮影を行う場合において、位置決め画像の条件を変化させ、CT-AECの挙動を確認した。位置決め画像フィルタによってはCT-AECの応答に変化が生じることが確認できた。位置決め画像の撮影管電圧を100kVとし、さらに適切な位置決め画像フィルタを用いることで、CT画像の画質を従来と同等に担保した上で位置決め画像撮影の被ばく低減が可能である。

[参考文献]

- 1) 中浦 猛：低電圧CTの有用性と位置づけ。Innervision, 2012; 27(5): 14-17
- 2) 村松禎久, 池田 秀, 木村春樹, 他：学術調査研究班報告 CT用自動露出機構 (CT-AEC) の性能評価班 最終報告書。日本放射線技術学会雑誌, 2007; 63(5): 534-545
- 3) 濱崎洋志, 加藤豊幸, 梅津芳幸, 汎用型半導体検出器を用いた診断領域でのX線測定における基本特性。日本診療放射線技師会誌, 2018; 65: 11-16

