

2 機種 of CT 装置の線質依存性を含めた画質比較と画質均一化の試み

要旨

GE 社 computed tomography (CT)装置, LightSpeed VCT (VCT)と SIEMENS 社 SOMATOM Definition Flash(Definition)の管電圧ごとの画質をコントラストを考慮した信号対雑音比にて評価し, 双方の画質の同一化を試みた. 新しく作成した軟部組織等価溶液 (SE) とサラダ油を封入したシリンジを 20cm 径の水ファントム内に固定して, 各管電圧において CTDI (CT 線量指数) = 5 及び 10mGy にて撮影した. SE とサラダ油の対背景コントラスト, 均一部のノイズ特性, 及び解像特性から信号対雑音比を算出した. また, 低コントラスト分解能ファントムによる画質同一化の確認を行った. 等管電圧で VCT と Definition のコントラストは等しかった. Definition の再構成関数に B43 を選択することで VCT の Standard とほぼ等しい解像特性となった. VCT と Definition 間では, CTDI を等しくすることでほぼ同じ信号対雑音比を得た. VCT の基準電圧 120kV を Definition でも用い, 線量を等しくすることで, コントラスト, ノイズ, シャープネスをほぼ等しくできることが示唆された.

I. 緒言

Computed tomography (CT) 装置が複数ある施設は少なくない. この場合, ほぼ同じ条件下で撮影した画像であっても, CT 装置間で画質が異なる場合が多くある. 診断の一貫性を考慮すると装置間の出力画像が同等となることが望まれる. 本研究では, 異なる 2 機種 of CT 装置間において, 管電圧ごとの画質を, コントラストを考慮した信号対雑音比にて評価し, 双方の画質の同一化を試みた. なお本研究では, 腹部検査の条件において比較検討した.

II. 使用機器

・ X 線 CT 装置

1)LightSpeed VCT (GE 社製): ビーム幅 40mm, 0.625mm×64 (以下 VCT)

2)SOMATOM Definition Flash(SIEMENS 製): ビーム幅 38mm, 0.6mm×64

(以下 Definition)

・ファントム(直径 200mm)(Fig.1)

軟部組織等価溶液とサラダ油を封入し, 水で満たした.

(軟部組織等価溶液については, 「1227 由田麻美, CT における線質依存性を考慮した人体軟部組織等価ファントムの作成」参照)

・ワイヤーファントム(直径 0.15mm, 銅線)

・低コントラスト分解能ファントム

・ Image J

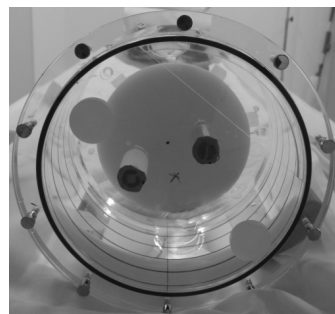


Fig.1 ファントム(直径 200mm)の外観

Ⅲ. 実験方法

1) ワイヤ法による modulation transfer function(MTF)の測定

造影剤シリンジ容器(直径 50mm)内に、ワイヤ(直径 0.15mm, 銅線)を固定し、水で満たしたものをワイヤーファントムとした。測定方法とデータ処理は、日本放射線技術学会監修、「標準 X 線 CT 画像計測」に準拠した。

2) Noise power spectrum (NPS)の算出

撮影したファントム画像の水部分 128×128 ピクセル(Fig.2)を抽出して 2次元フーリエ変換法にて NPS を求め、複数画像について平均した。

3) コントラスト比の測定

軟部組織等価溶液部分の水に対する CT 値コントラストを 15 スライスに渡って平均した(Fig.2)。VCT 120kV の CT 値のコントラストを 1 として、各条件においてコントラスト比 C を算出した。以下の式を用いた。

$$C = \frac{\text{各条件のCT値コントラスト}}{\text{VCT120kVのCT値コントラスト}}$$

4) Signal to noise ratio (SNR)の計算

以下の式より SNR を算出した。

$$SNR(u) = \sqrt{\frac{C^2 \cdot MTF^2(u)}{NPS(u)}} \quad (u : \text{空間周波数})$$

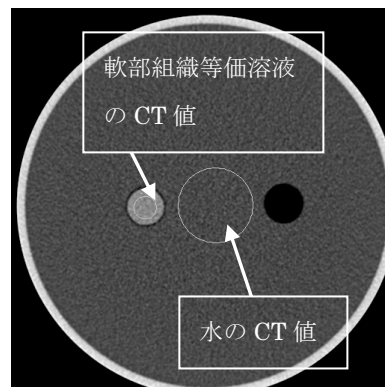


Fig.2 ファントム(直径 200mm)の画像例

5) 低コントラスト分解能ファントムによる画質同一化の確認

JIS Z-4923 に準拠した低コントラスト分解能ファントムを用い、CTDI=5mGy, 10mGy について各管電圧にて撮影し、比較した。

6) 撮影条件

Table 1 に示す条件にて 2), 3), 5)の各実験の撮影を行った。MTF 測定においては、管電圧 120kV のみとし、FOV50mm に拡大再構成して、他の条件は Table.1 と同様とした。

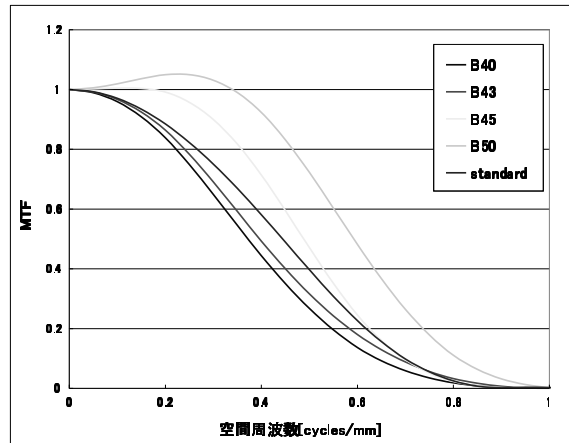
Table 1 撮影条件

	VCT	Definition
管電圧	80, 100, 120, 140kV	
CTDI _w	5, 10mGy	
ヘリカルピッチ	0.516	0.6
スライス厚	2.5mm	3mm
管球回転速度	0.5sec	
FOV	200mm	
再構成関数	standard	B40, B43, B45, B50
再構成間隔	2.5mm	

IV. 結果

1) MTF

Fig.3 に MTF の測定結果を示す. VCT 構成関数 standard とほぼ等しくなる Definition の再構成関数は B43 であった.



の再

Fig.3 MTF の測定結果

2)コントラスト比

Fig.4 に 2 機種 of CT 装置の線質を, Fig.5 にコントラスト比を示す. VCT の線質は Definition より約 5keV 低いにもかかわらず (Fig.4), VCT と Definition は各管電圧においてコントラスト比はほぼ同等となった (Fig.5).

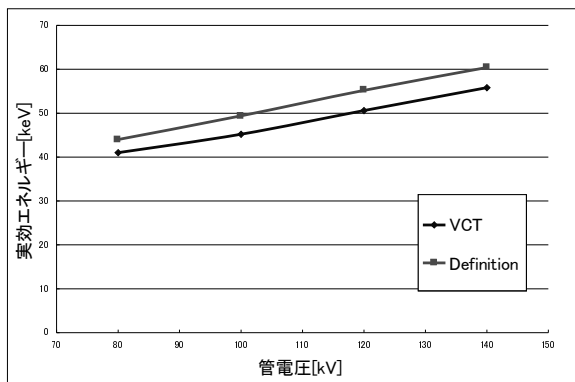


Fig.4 CT 装置の線質 (参考文献[2])

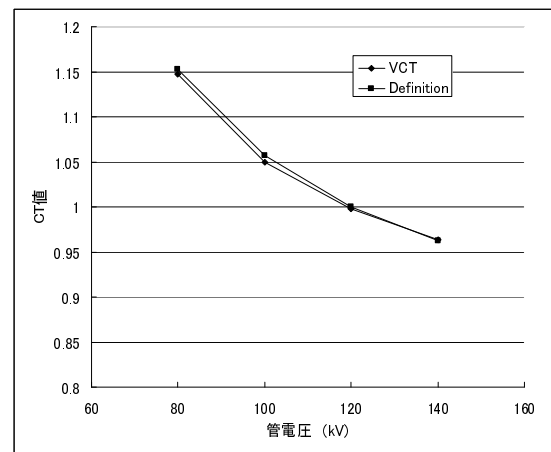


Fig.5 コントラスト比

3)SNR

Fig.6, Fig.7 に VCT と Definition の SNR の比較を示す. 等 CTDI 条件下の SNR は両装置でほぼ等しくなった. 低周波数領域で Definition のほうがやや高値を示した.

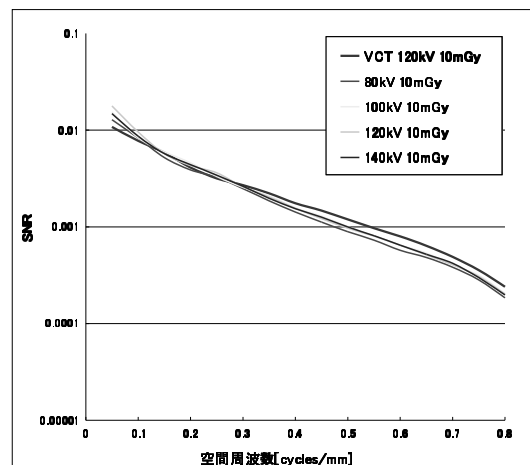
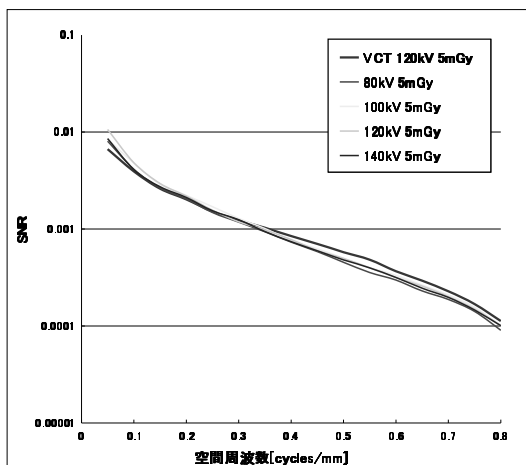


Fig.6 VCT (120kV, 5mGy)と Definition の比較 Fig.7 VCT (120kV, 10mGy)と Definition の比較

4)低コントラスト分解能ファントム

Fig.8 と Fig.9 に低コントラスト分解能ファントムを撮影した画像を示す. 管電圧 120kV で線量の等しい画像を 2 機種で比較した. Definition のほうが 20mm 径の低コントラスト物体が僅かに見やすく, 全体的にはノイズが少ない印象を受けた.

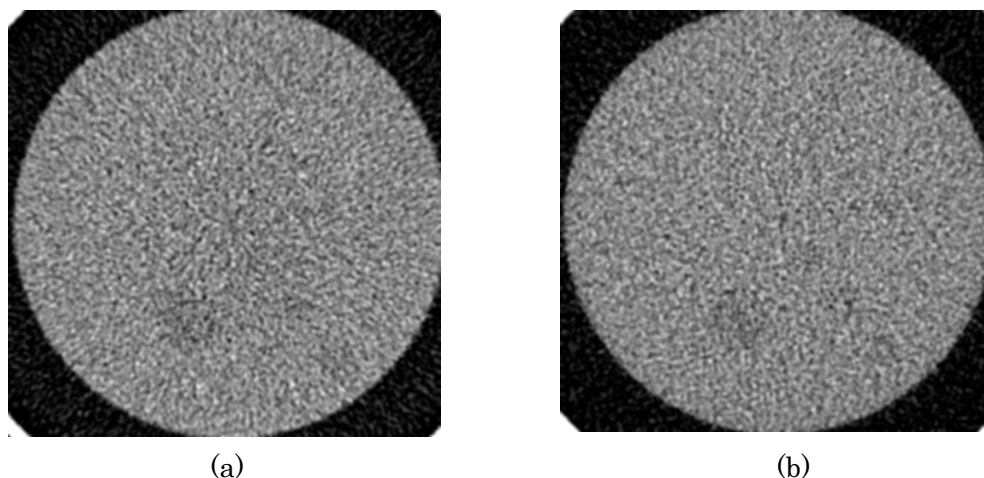


Fig.8 VCT 120kV, 10mGy (a), Definition 120kV, 10mGy (b)における低コントラストにおける分解能ファントム画像

V. 考察

等管電圧では, VCT の線質が低いためコントラストが異なることが推測されたが, 結果的に Definition とほぼ等しかった. この理由は, CT 値スケールの調整がされているためと推測される. Definition の再構成関数 B43 は, VCT の Standard とほぼ等しく, これらの関数を選択することで視覚的な同等感も保障されると推測した. この検討の以前では, Definition の推奨条件の線量が低く, 2 機種の画質の違いが顕著であった. 検討結果に従い, VCT の基準電圧 120kV を Definition でも用い, 線量を等しくすることで, コントラスト, ノイズ, シャープネスをほぼ等しくできると示唆された. 他の機種では, なるべく解像特性が等しい関数を選択した後, 線質調整によるコントラスト同一化を行った上で線量を調整するという段階を経て画質同一化が可能となると考える.

VI. 結語

軟部組織等価ファントムにより, 線質によるコントラスト変化を考慮しつつ, 画質を比較して 2 機種の CT 装置の画質均一化を試みた. VCT と Definition では, 等管電圧では等コントラストであり, 等しい線量とすることで画質均一化が可能であることが示唆された.

VII. 参考文献

- 1) 市川勝弘, 松村禎久, 標準 X 線 CT 画像計測, 2012, オーム社
- 2) 飯田泰治, 能登公也, 三井渉, 他. 銅製パイプ型吸収体を用いた新しい実効エネルギー測定法, 日本放射線技術学会雑誌 2011 ; 67(9) : 1183-1191.