原 著

論文受付
2015 年 12 月 18 日

論文受理
2016 年 6 月 19 日

Code No. 522

FPD を用いた血管撮影システムにおける cone beam CT の 画像収集条件と回転中心からの位置(XYZ 方向)が 基本的な画質特性に及ぼす影響

津田規吏 三井宏太 織田信一郎

地方独立行政法人佐賀県医療センター好生館放射線部

緒 言

近年, flat panel detector (FPD) を用いた血管撮影システムが普及し, FPD の広い検出野に X 線を平面で照射し回転撮影を行う cone beam computed tomography (CBCT) の撮影が多くの施設で行われている. コーンビームによって被写体の投影像を得るため, コーン角の影響を考慮した feldkamp 法¹⁾ による画像再構成アルゴリズムが用いられ, CT 様の断層画像が出力される. これまでに CBCT の臨床的な有用性については報告されており, 頭部や腹部の血管内治療において診断上有益な画像情報を提供している^{2~4)}. 更

に, 呼吸器や消化器領域における非血管系 interventional radiology (IVR) でも CBCT は利用されており, 多くの分野で三次元情報を得る画像支援ツールとして普及している.

診断用の一般的な CT 装置では, X 線管が被写体の周りを 1 回転し, 360 度全方向から投影データを取得, 再構成することで CT 画像を得る⁵⁾. その画質特性は, 投影データ収集時の投影データ数 (view 数) やスライス面 (X-Y 面) 内の位置によって変化することが報告されている⁶⁾. 血管撮影システムにおける CBCT の画像収集方法は CT 装置と異なり, 360 度回転撮影を行

Evaluation for Basic Image Qualities Dependence on the Position in XYZ Directions and Acquisition Parameters of the Cone Beam CT for Angiography System with Flat Panel Detector

Norisato Tsuda,* Kota Mitsui, and Shinichiro Oda

Division of Radiology, Saga-ken, Medical Centre Koseikan

Received December 18, 2015; Revision accepted June 19, 2016

Code No. 522

Summary

The purpose of this study was to investigate the effect of the position in XYZ directions and acquisition parameters on the basic image qualities of for cone beam computed tomography (CBCT) in an angiography system with flat panel detector. The resolution property (modulation transfer function: MTF) and the noise property (Wiener spectrum: WS) of CBCT images in X-Y plane were measured with different acquisition parameters (scan matrix number and projection number) and the effect of the position in XYZ directions. The MTFs with 1024×1024 matrix were higher than those of 512×512 matrix and decreased in the peripheral areas due to the reduction of projection number. The highest and the lowest MTFs were measured at the X-ray tube side and on the detector side of the position in X-Y plane, respectively. The WS-doubled projection number showed about 50% lesser noise level. There were differences in the Wiener spectra (WS) at the position in XYZ directions. We conclude that the resolution and the noise property of CBCT image in X-Y plane showed dependences on the position in XYZ directions and acquisition parameters of the CBCT.

Key words: cone beam computed tomography (CBCT), flat panel detector (FPD), modulation transfer function (MTF), Wiener spectrum (WS), angiography system

*Proceeding author

Table 1 Acquisition parameters of cone beam computed tomography (CBCT) images using propeller-rotation employed in this study

Allura Xper FD20	30 f/s-10 s	30 f/s-20 s	60 f/s-5 s	60 f/s-10 s
Frame rate [frame/s]	30		60	
Exposure time [s]	10	20	5	10
Scan matrix number	1024×1024		512×512	
Sampling distance [mm]	0.308		0.616	
Number of projection image	308	617	308	617
Focal spot size of X-ray tube [mm]			0.7	
Rotation angle [degree]			240	
Tube voltage [kV]			120	
Tube current [mA]	250		170	

わない(partial-scan), 投影データ数が少ない, 体軸方向の X 線照射角(コーン角)が広い, などの特徴をもつ. このように, CBCT では CT 装置より制限された条件のもとでデータ収集を行うことから, 投影データ収集条件が画質に及ぼす影響が大きいことが予測される. 脳血管内治療後の出血有無や腹部血管の走行を確認する目的として, CBCT の撮影頻度は高く, 特に頭部領域においては脳実質と皮質が描出可能な画質が必要とされるため, 投影データ収集条件による画質の変化を把握しておくことは重要である.

これまでに, 血管撮影システムにおける CBCT の投影データ収集条件と画質に関する報告は少なく, 収集マトリクス, 収集画像数, X 線管回転中心からの位置, などの諸因子が CBCT 画像のスライス(X-Y)面内の解像特性とノイズ特性に及ぼす影響について明らかにすることが本研究の目的である.

1. 方 法

1-1 使用機器と画像収集条件

血管撮影装置は, 間接変換型 FPD(シンチレータ: ヨウ化セシウム, フォトダイオード: アモルファスシリコン)が搭載された Allura Xper FD20(株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン)を使用した. 評価に用いた CBCT 画像は, 撮影装置付属の workstation により画像再構成を行った. 画像の再構成アルゴリズムは feldkamp 法を用いた filtered back projection(FBP)法再構成を使用し, 散乱線補正, ビームハードニング補正, トランケーション補正, リングアーチファクト補正の各補正処理が含まれている.

CBCT の撮影は, プロペラ回転方式による頭部撮影プログラムの 4 種類を使用した(Table 1). 画像収集レートが 60 frame/s では収集マトリクスが 512×512 となり, 30 frame/s(1024×1024)と比べて小さい. 収集 field of view(FOV)はすべての撮影条件において同

一サイズで, 512×512 収集では 2×2 画素を 1 画素とする binning 処理によって投影データが収集され, 撮影線量は 1024×1024 収集と比べて 33% 少ない. 焦点サイズは, 各撮影条件で同一の 0.7 mm を使用した.

1-2 コーン角中心における X-Y 面内の画質評価

解像特性は, CT 装置の評価に使用されるワイヤー法⁷⁾を用いて modulation transfer function(MTF)を測定し, 高コントラスト分解能を評価した. ワイヤー像は, 0.23 mm 径ステンレス製ワイヤーを水で満たした 40 mm 径シリンジの中に封入した自作ワイヤーファントムにより取得した. ワイヤーファントムを, X-Y 面内の+X, -X, +Y, -Y の 4 方向に, それぞれ回転中心から 30, 60, 90 mm の位置(合計 12 カ所)に配置して撮影を行った(Fig. 1b). 一つの測定点におけるワイヤー像の X 軸(水平)・Y 軸(垂直)方向の line spread function(LSF), それぞれ LSF_X と LSF_Y を取得し, コーン角中心付近の連続した 5 スライスの LSF を平均した. これをフーリエ変換することで MTF を算出し, 12 の測定点における X 軸方向の MTF_X と Y 軸方向の MTF_Y を求めた.

ノイズ特性は, 二次元フーリエ変換法により Wiener spectrum(WS)を測定した⁸⁾. 均一性測定水ファントム(180 mm Φ×300 mm)を回転中心に配置し, コーン角中心付近の連続したスライス 40 枚の WS を測定した. 画像の中心部分の 256×256 画素に関心領域(region of interest: ROI)を設定し, X 軸・Y 軸方向の WS_X・WS_Y をそれぞれ求めた. また, スライス面内の 4 方向(+X, -X, +Y, -Y 軸方向), 画像中心から 60 mm の位置に ROI を設置し, 画像辺縁部 4 カ所の WS を測定した(Fig. 1c). 更に, X-Y 面内の線量分布とノイズ分布の関係を調べるため, 半導体検出器(Piranha, アクロバイオ株式会社)と円柱アクリルファントム(160 mm Φ×150 mm)を用いて X-Y 面内の

Fig. 1 Illustration of the imaging geometry for cone beam computed tomography (CBCT) using propeller-rotation on angiography system with flat panel detector (a) and measurement locations of MTF (b) and areas of WS (c) in the X-Y plane used in this study.

Table 2 Acquisition parameters of cone beam computed tomography (CBCT) images used in validation study

	Allura Xper FD20	Artis zee TA
	Roll-rotation	Propeller-rotation
Frame rate [frame/s]	30	25
Exposure time [s]	10	20
Scan matrix number	1024×1024	1024×1024
Sampling distance [mm]	0.308	0.308
Number of projection image	308	496
Focal spot size of X-ray tube [mm]	0.7	0.6
Rotation angle [degree]	240	200
Tube voltage [kV]	119	109
Tube current [mA]	188	212

4 方向(+X, -X, +Y, -Y 方向), 画像中心から 60 mm の位置と画像中心部における吸収線量を測定した. 4 種類の撮影条件 (Table 1) での吸収線量値を平均し, 画像中心部の値で各測定位置の値を正規化した.

MTF と WS の測定は, エリアシングエラーを考慮し, 再構成後の画素サイズが 0.08 mm (MTF) と 0.16 mm (WS) となる拡大再構成した画像を使用した^{7,8)}. スライス厚とスライス間隔は, それぞれ画素サイズと同じく 0.08 mm (MTF) と 0.16 mm (WS) である.

1-3 Z 軸方向(コーン角)の画質への影響

コーン角が大きいスライス位置での画質特性を調べるために, コーン角中心から体軸 (Z 軸) 方向の頭部

(+Z) と足部 (-Z) での解像特性とノイズ特性を調べた. 解像特性は, コーン角 (Z 軸) 中心の評価に用いた領域のうち回転中心に近い ($X=+30$ mm, $Y=0$ mm, $Z=0$ mm) の点を軸に, $\pm Z$ 方向にワイヤーファントムを 30, 60, 90 mm 移動させて MTF を測定した. ノイズ特性は, 散乱線の影響を同等にするために水ファントム中心を $\pm Z$ 方向に 60 mm 移動させ, 水ファントム中心付近のスライスを選択し, 画像中心部の WS を測定した. また, X 線管の陰極-陽極方向がノイズ特性に及ぼす影響を評価する目的で, Z 軸方向が陰極-陽極方向に該当しないロール回転方式 (Table 2) により得られた CBCT 画像のノイズ特性について, 回転中心と $\pm Z$ 方向 60 mm の位置に水ファントムを移動させ

Fig. 2 Comparisons of MTF_{YS} measured with different acquisition parameters for scan matrix number of 1024×1024 and 512×512 and projection number of 308 and 617 images obtained at the position of $(+30, 0, 0)$ (a) and $(+90, 0, 0)$ (b) in the X-Y plane.

Fig. 3 Comparisons of MTF_{XS} (a) and MTF_{YS} (b) measured at the position of various distance from the isocenter on the X-axis acquired with 1024×1024 and 617 images.

て画像中心部の WS を測定した。MTF と WS はコーン角中心の X-Y 面内の評価と同様の方法で測定を行った。以下、MTF の測定位置と WS の測定領域の中心位置を座標点 $(\pm X, \pm Y, \pm Z)$ で表す。

2. 結果

2-1 画像収集条件と測定位置による X-Y 面内 $(\pm X, \pm Y, 0)$ の MTF の比較

4 種類の撮影条件で測定した MTF について、 MTF_X と比べ測定位置による影響が小さかった MTF_Y による比較を Fig. 2 に示す。収集マトリクスが 512×512 の場合に低い MTF を示し、回転中心に近い $(+30, 0, 0)$ の位置では回転速度および収集画像数の違いで顕著な差はみられなかった (Fig. 2a)。回転中心から離れた $(+90, 0, 0)$ の位置では、収集マトリクスが 1024×1024 の場合に収集画像数の減少により MTF

の低下がみられた (Fig. 2b)。これらは、ほかの 10 カ所の測定点においても同様の傾向を示した。X-Y 面内の測定位置による MTF の比較を、Fig. 3 ($\pm X$ 方向) と Fig. 4 ($\pm Y$ 方向) に示す。Table 3 には、空間周波数が 0.3 と 0.6 cycles/mm における回転中心から 4 方向 ($\pm X, \pm Y$ 方向) $\cdot 90$ mm の位置での MTF の値を示す。 $\pm X$ 方向では、回転中心からの方向・距離による差がみられず、 MTF_X と MTF_Y でほぼ同じ値を示した。 $\pm Y$ 方向では、 $MTF_X \cdot MTF_Y$ とともに $-Y$ 方向の $(0, -90, 0)$ の位置で最も値が高く、 $+Y$ 方向へ向かうにつれて低下し、 $(0, +90, 0)$ の位置で最も低くなった。特に MTF_X でその差が大きくみられた。

2-2 画像収集条件と測定位置による X-Y 面内 $(\pm X, \pm Y, 0)$ の WS の比較

画像中心領域で測定した WS_X と WS_Y の比較を Fig.

Fig. 4 Comparisons of MTF_X s (a) and MTF_Y s (b) measured at the position of various distance from the isocenter on the Y-axis acquired with 1024×1024 and 617 images.

Table 3 MTF_X and MTF_Y values of 0.3 and 0.6 cycles/mm measured at the 90 mm distance positions from the isocenter on the X- and Y-axis acquired with 1024×1024 and 617 images

	($\pm X, \pm Y, \pm Z$)	0.3 [cycles/mm]	0.6 [cycles/mm]
MTF_X	(+90, 0, 0)	0.75	0.23
	(-90, 0, 0)	0.77	0.25
	(0, +90, 0)	0.70	0.14
	(0, -90, 0)	0.80	0.32
MTF_Y	(+90, 0, 0)	0.76	0.24
	(-90, 0, 0)	0.76	0.24
	(0, +90, 0)	0.77	0.23
	(0, -90, 0)	0.78	0.27

5に示す。ゼロ周波数付近を除く空間周波数で WS_Y に比べて WS_X の値がわずかに高くなった。Fig. 6には、4種類の撮影条件で測定した画像中心部の WS について、比較のために WS_X と WS_Y を平均したものを示す。測定した WS にはエアリング成分が含まれている⁸⁾ことから、各撮影条件のナイキスト周波数 [0.81 (512×512), 1.62 (1024×1024) cycles/mm] 以下における値を示す⁹⁾。収集画像数を2倍にすると WS 値が約50%低下し、ノイズ特性が改善している。収集画像数が同じ場合は、回転速度および収集マトリクスの違いで WS に顕著な差はみられなかった。これらは、画像中心部以外の4カ所のROIおよびほかの撮影条件においても同様の結果を得た。X-Y面内辺縁部の各領域における WS_X と WS_Y の値を平均した WS をFig. 7に示す。空間周波数が約0.4から1.0 cycles/mm付近までの中周波数域では、画像中心および $\pm X$ 領域($\pm 60, 0, 0$)と比べて $-Y$ 領域($0, -60, 0$)における WS 値が高く、 $+Y$ 領域($0, +60, 0$)で低い値を示した。約0.4 cycles/mmの付近までの低周波数域と1.0

cycles/mm以降の高周波数域では、 $\pm X$ 領域は、 $\pm Y$ 領域および画像中心領域より低い値を示した。

2-3 X-Y面内の線量分布

画像中心から60 mmの位置にあるX-Y面内の各測定点($+X, -X, +Y, -Y$ 方向)における吸収線量を、画像中心部の値で正規化したものをFig. 8に示す。回転軌道上のX線管側である $-Y$ 領域で最も線量が多く、反対の検出器側である $+Y$ 領域では最も少なかった。

2-4 Z軸方向におけるコーン角の画質への影響

Z軸方向に測定位置を変えたときの MTF_Y と WS をFig. 9に示す。 MTF_X と MTF_Y は同等の値を示し、コーン角中心($+30, 0, 0$)からのZ軸方向の位置による差はみられなかった。 WS はコーン角中心と比べて陽極方向($0, 0, -60$)で高く、陰極方向($0, 0, +60$)において低い値を示した。これらは、収集画像数および収集マトリクスを変更しても同様の結果を得た。また、ロール方向の回転撮影における、回転中心とZ軸方向 ± 60

Fig. 5 Comparison of Wiener spectra (WS) measured at the center area of the CBCT image between WS_x and WS_y acquired with 1024×1024 and 617 images.

Fig. 7 Comparison of Wiener spectra (WS) measured at the center and the peripheral areas in X-Y plane of the CBCT image. WS averaged of WS_x and WS_y acquired with 1024×1024 and 617 images are reported.

Fig. 6 Comparison of Wiener spectra (WS) measured at the center area of the CBCT image in the different acquisition parameters for scan matrix number of 1024×1024 and 512×512 and projection number of 308 and 617 images. WS averaged of WS_x and WS_y are reported.

Fig. 8 Comparison of relative absorbed dose measured at the center and the peripheral areas in X-Y plane of the CBCT obtained with 1024×1024 and 617 images.

mm の位置での WS を Fig. 10 に示す。ロール回転方式における WS の値に Z 軸方向の位置による差はみられなかった。

3. 考 察

CBCT 撮影条件のうち、収集画像数と収集マトリクスを 2 種類ずつ用いて解像特性とノイズ特性の評価を行った。その結果、収集マトリクスが 512×512 の場合に解像特性が劣っていた。CT 画像の MTF は、検出器のアパーチャサイズや X 線管の焦点サイズによる不鋭、再構成関数の周波数応答の影響を受ける¹⁰⁾。今回、X 線管の焦点サイズと再構成関数は同一の条件で評価したため、測定した MTF は CT 装置の検出器アパーチャサイズに相当する FPD の検出素子面積により変化する。 512×512 収集 (60 frame/s) では、 $1024 \times$

1024 収集 (30 frame/s) における 2×2 画素を 1 画素として画像収集する (binning 処理) ことから、データ収集時の実効的な検出素子面積は 1024×1024 収集時と比べて広がるため、周波数応答が変化し、解像特性が低下したと考えられる。収集画像数が減少すると、解像特性の高い 1024×1024 収集において回転中心から離れた辺縁部で MTF の低下がみられた (Fig. 2b)。診断用の CT 装置において、回転中心から離れるにしたがって解像特性が低下する^{6,11)} ことが報告されており、本研究の結果は CT 装置と同様の特性と考える。また、X-Y 面内の位置で解像特性が変化し、 MTF_x と MTF_y ともに (0, -90, 0) の位置で高く、(0, +90, 0) の位置で低い値を示した (Fig. 4)。この MTF に差があらわれた $\pm Y$ 方向は、X 線管が 240 度回転して収集する投影データのうち、対向するデータが得られず 1 方向

Fig. 9 (a) Comparison of MTF_Ys measured at the position from various distance from the isocenter on the Z-axis acquired with 1024×1024 and 617 images.
(b) Comparison of Wiener spectra (WS) measured at the center of the CBCT image between the isocenter and ±60 mm off-center on the Z-axis. WS averaged of WS_X and WS_Y acquired with 30 f/s-20 s are reported.

Fig. 10 Comparison of Wiener spectra (WS) measured at the center of the CBCT image using roll-rotation between the isocenter and ±60 mm off-center on the Z-axis. WS averaged of WS_X and WS_Y are reported.

からのみ投影データを得る方向である。-Y 方向は辺縁ほど X 線管に近いので像の拡大率が大きく、検出器側である+Y 方向では逆に拡大率が小さくなる。拡大率が上昇すると焦点サイズの幾何学的不鋭による半影の影響が大きくなる一方、投影像の周波数特性は高周波側へスライドするため解像特性は向上する^{12,13)}。したがって、焦点サイズの半影による解像特性の悪化に比べて拡大効果による解像特性の向上の割合が大きいため、-Y 方向における解像特性が優れていたと考える。特に、水平(X 軸)方向の投影データは対方向のデータが得られないため、MTF_X で顕著に差があらわれたと考える。この対方向データが得られない領域における解像特性の違いについて、本研究とは異なる血管撮影装置(Artis zee TA, 株式会社シーメンス・ジャパン)を使用して検証実験を行った。Artis zee TA は、本研究の血管撮影装置(Allura Xper FD20)と同じヨウ化セシウムをシンチレータに用いた間接変換型 FPD を搭載しており、200 度収集した投影データ

を Feldkamp FBP 法によって CBCT の画像再構成を行う。Table 2 に示す画像収集条件を用いて、X 線管回転軌道上の X 線管側(0, -90, 0)と検出器側(0, +90, 0)の位置での MTF を測定した結果、MTF_X と MTF_Y とともに(0, -90, 0)の位置で高く、(0, +90, 0)の位置で低い値を示し、本研究の結果と同じ傾向がみられた(Fig. 11)。したがって、対方向のデータが得られない±Y 領域における解像特性の差は、今回使用した装置固有の特性ではなく、CBCT のデータ収集領域(partial-scan)と幾何学的配置(X 線管-検出器とスライス面内位置)による拡大効果が影響している可能性が高い。FBP 法により再構成した画像において、位置補正係数によりスライス面内の解像特性が不均一であることが報告されており^{14~16)}、partial-scan による画像再構成¹⁷⁾での対方向データは実データではないため、幾何学的配置による影響が大きくあらわれたと考える。

画像の中心領域のノイズ特性は、収集画像数が 2 倍になると、WS がゼロ周波数付近から低下し、そのま

Fig. 11 Comparisons of MTF_{xs} (a) and MTF_{ys} (b) measured at the 90 mm distance positions from the isocenter on the Y-axis acquired of different angiography system (Artis zee TA, SIEMENS Japan Co., Ltd.) used in this study.

Fig. 12 Comparisons of close-up CBCT images for square wave chart phantom obtained by different acquisition parameters at the isocenter with (a) 1024×1024 & 308 images, (b) 1024×1024 & 617 images, (d) 512×512 & 308 images, (e) 512×512 & 617 images, and at (c) +90 mm, (f) -90 mm off-center on the Y-axis with 1024×1024 & 617 images. The same image reconstruction function and processing were employed for all images.

まの形状で下方に移動していた (Fig. 6). また, 各撮影条件で WS_x と比べて WS_y が低く, ゼロ周波数付近においてほぼ同じ値を示していた (Fig. 5). 撮影線量を増加させると, WS はすべての空間周波数で平行に低下する¹⁸⁾. しかし, 軟部組織用の再構成関数やローパスフィルタ処理により画像の解像特性を低下させるとゼロ周波数付近の値は変化しない¹⁸⁾. したがって, 収集画像数の増加による WS の低下は投影データの X 線光子数の増加が要因であり, X 軸方向と Y 軸方向のノイズ特性の差は対方向データの有無による周波数特性の違いが影響したと考える. 一方, 収集マトリクス (画像収集レート) の違いによってノイズ特性に大きな差がみられなかった. 512×512 収集 (60 frame/s)

では 2×2 画素を 1 画素としてデータ収集するために実効的な検出器素子面積が大きく, ノイズ特性は向上する. しかし, 撮影線量は 33% 少ないために X 線光子ノイズは増加することから, これらの効果が互いに打ち消しあいノイズ特性に差が出なかったと考える.

血管撮影システムにおける CBCT のデータ収集角度は, 360 度でないため X-Y 面内で均一な線量分布でなく¹⁹⁾, 本研究で使用した装置も先行研究と同様に回転軌道上の X 線管側である -Y 領域で最も線量が多く, 反対の検出器側である +Y 領域では最も少なかった (Fig. 8). 投影データの X 線光子数が多いとノイズ特性は向上するが, X-Y 面内の線量分布に対する各領域の画像ノイズの分布は一致していなかった. この理

Fig. 13 Comparisons of close-up CBCT images for low-contrast signal obtained by different acquisition parameters at the isocenter with (a) 1024×1024 & 308 images, (b) 1024×1024 & 617 images, (c) 512×512 & 308 images, (d) 512×512 & 617 images. The same image reconstruction function and processing were employed for all images.

由は、対方向データが得られず線量差が大きい $\pm Y$ 領域は、partial-scan再構成によってX軸を対称に $-Y$ 領域の投影データを折り返すことで $+Y$ 領域のデータ補間を行っているため、線量分布のノイズ特性への影響が小さかったためと考える。また、X-Y面内の各領域でWSに差がみられ、空間周波数が1.0 cycles/mm付近でWSは交差していた(Fig. 7)。この要因として、partial-scan再構成による画像再構成法とX-Y面内各領域の解像特性の双方が影響していると推察する。対方向データが得られている $\pm X$ 方向の領域は、partial-scan再構成の投影データ折り返し補間によってデータ内のX線光子数が計算上約2倍増加し、 $\pm Y$ 領域と比べてノイズ特性に優れると予測する。しかし、ノイズ特性は解像特性の影響も受ける。 $\pm Y$ 領域辺縁のMTFで顕著に差があらわれた1.0 cycles/mmまでの周波数帯における各領域のWSは、画像中心および $\pm X$ 領域と比べて $+Y$ 領域で低く、 $-Y$ 領域で高い値を示し、解像特性の差による影響がみられた。MTFが0に収束した1.0 cycles/mm以降は、解像特性の影響を受けずpartial-scan再構成の投影データ折り返し補間の影響によって、 $\pm X$ 領域のWSは、 $\pm Y$ および画像中心領域より低い値を示したと考える。

コーン角中心から外れたスライス位置($\pm Z$ 方向)では、解像特性は中心領域と同等のMTFが得られたがWSに差がみられた(Fig. 9)。これまでにコーン角の大きいCBCTの画質改良を目的とした画像再構成法

に関する研究は多く報告されており^{20~22)}、本研究で利用した装置において評価領域内でのコーン角の影響は小さかったと考える。本研究で利用したプロペラ回転方式におけるZ軸方向はX線管の陰極-陽極方向に該当し(Fig. 1a)、陽極側($-Z$ 方向)ではヒール効果により相対的にX線質が硬く、X線量は少ない。Liuらは、本研究と同じヨウ化セシウムをシンチレータに用いた間接変換型FPDの解像特性とノイズ特性について、線質の硬化により解像特性の変化はみられずノイズ特性が劣化したとしている²³⁾。したがって、ヒール効果による影響が $\pm Z$ 方向のノイズ特性にあらわれ、陽極側である $-Z$ 方向のスライスでWSは高い値を示したと考えられる。ロール回転におけるノイズ特性は、Z軸方向の位置による影響がみられないことから、プロペラ回転における $-Z$ 方向のノイズの増加は、ヒール効果による影響が要因であることを示している。

CT画像評価用の矩形波チャートファントムを、4種類の画像収集条件(Table 1)と $\pm Y$ 方向90 mmの位置で撮影した画像をFig. 12に示す。また、低コントラスト物質を4種類の画像収集条件(Table 1)を用いて撮影した画像をFig. 13に示す。1024×1024収集(Fig. 12a, b)と $-Y$ 方向90 mmの位置(Fig. 12f)で撮影した画像の解像特性の優位性と、収集画像数が多い撮影条件(617 images, Fig. 13b, d)により得た画像のノイズ特性の優位性について、測定したMTFおよびWSとの整合性が画像から確認できる。頭部や腹部の

CBCT では、被写体の体厚により目的部位が必ずしも回転中心に位置しないため、高い解像特性が求められる頭蓋内ステントの描出や、低コントラストな信号を含みノイズの影響を受けやすい腹部血管造影などの撮影において、回転中心からの位置や収集画像数の減少により必要とされる画質を確保できない可能性がある。そのため、CBCT のデータ収集条件によって X-Y 面内およびスライス位置における画像特性が異なることを十分認識しておくことが必要である。

4. 結 論

本研究では、FPD を用いた血管撮影装置による CBCT 画像の画質(解像特性とノイズ特性)を測定し、収集画像数、収集マトリクス、回転中心からの位置が及ぼす影響を調べた。その結果、収集マトリクス 1024×1024 を用いた解像特性が高い撮影条件において、収

集画像数の減少により回転中心から離れた位置で MTF が低下した。また、対方向データが得られない領域において、回転軌道上の X 線管側に近いほど高い解像特性を示し、検出器側に向かうほど低下した。ノイズ特性は、収集画像数の増加により改善し、X-Y 面内の位置および X 線管の陰極-陽極方向で異なる画像ノイズを示した。

謝 辞

本研究をまとめるにあたり、有益な御意見を頂いた株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン村重勝範氏に心より御礼申し上げます。

本研究の内容の一部は、第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会(2015 年、金沢)において発表した。

参考文献

- 1) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW, et al. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984; 1(6): 612-619.
- 2) 坂本 清, 三浦行矣, 植田 健, 他. FPD 搭載型コンビーム CT における低コントラスト分解能の評価. *日放技学誌* 2006; 62(4): 539-545.
- 3) Patel NV, Gounis MJ, Wakhloo AK, et al. Contrast-enhanced angiographic cone-beam CT of cerebrovascular stents: experimental optimization and clinical application. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011; 32(1): 137-144.
- 4) Snoeren RM, Söderman M, Kroon JN, et al. High-resolution 3D X-ray imaging of intracranial nitinol stents. *Neuroradiology* 2012; 54(2): 155-162.
- 5) Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46(552): 1016-1022.
- 6) Hara T, Ichikawa K, Sanada S, et al. Image quality dependence on in-plane positions and directions for MDCT images. *Eur J Radiol* 2010; 75(1): 114-121.
- 7) 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一. ワイヤによる CT 像の分解能の測定. *日本医放会誌* 1980; 40(1): 43-51.
- 8) Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. *Phys Med Biol* 1987; 32(5): 565-575.
- 9) Tward DJ, Siewerdsen JH. Noise aliasing and the 3D NEQ of flat-panel cone-beam CT: effect of 2D/3D apertures and sampling. *Med Phys* 2009; 36(8): 3830-3843.
- 10) Mori I, Machida Y. Deriving the modulation transfer function of CT from extremely noisy edge profiles. *Rad Phys & Tech* 2009; 2(1): 22-32.
- 11) 原 孝則, 市川勝弘, 丹羽伸次. CT 撮像系におけるスライス面の位置と方向に対する解像力特性の評価. *日放技学誌* 2008; 64(1): 50-56.
- 12) Siewerdsen JH, Jaffray DA. Optimization of x-ray imaging geometry (with specific application to flat-panel cone-beam computed tomography). *Med Phys* 2000; 27(8): 1903-1914.
- 13) Boyce SJ, Samei E. Imaging properties of digital magnification radiography. *Med Phys* 2006; 33(4): 984-996.
- 14) Zeng GL. Nonuniform noise propagation by using the ramp filter in fan-beam computed tomography. *IEEE Trans Med Imag* 2004; 23(6): 690-695.
- 15) Pan X, Yu L. Image reconstruction with shift-variant filtration and its implication for noise and resolution properties in fan-beam computed tomography. *Med Phys* 2003; 30(4): 590-600.
- 16) Wang J, Lu H, Li T, et al. An alternative solution to the nonuniform noise propagation problem in fan-beam FBP image reconstruction. *Med Phys* 2005; 32(11): 3389-3394.
- 17) Parker DL. Optimal short scan convolution reconstruction for fan beam CT. *Med Phys* 1982; 9(2): 254-257.
- 18) 西丸英治, 市川勝弘, 原 孝則, 他. 逐次近似法を応用した CT 画像の新しい Noise Power Spectrum 測定法の検討. *日放技学誌* 2012; 68(12): 1637-1643.
- 19) 高瀬 正, 木内克典, 武 俊夫, 他. 血管造影撮影装置搭載コンビーム CT の特徴. *日放技学誌* 2009; 65(6): 755-764.
- 20) Grass M, Köhler T, Proksa R. 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectories. *Phys Med Biol* 1999; 45(2): 329-347.
- 21) Mori S, Endo M, Komatsu S, et al. A combination-weighted Feldkamp-based reconstruction algorithm for cone-beam CT. *Phys Med Biol* 2006; 51(16): 3953-3965.
- 22) Ning R, Tang X, Conover D. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. *Med Phys* 2004; 31(5): 1195-1202.
- 23) Liu X, Shaw CC. A-Si: H/CsI(Tl) flat-panel versus computed radiography for chest imaging applications: image quality metrics measurement. *Med Phys* 2004; 31(1): 98-110.

問合せ先

〒840-8571 佐賀市嘉瀬町大字中原 400
地方独立行政法人佐賀県医療センター好生館放射線部 津田規吏