

学位論文

Doctoral Thesis

2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の画質に関する研究
(Study on image quality of virtual monochromatic images using dual-layer spectral CT)

坂部 大介

Daisuke Sakabe

指導教員

船間 芳憲 教授

熊本大学大学院生命科学研究部
先端生命医療科学部門 医療技術科学分野 医用放射線科学講座

2020年3月

学位論文

Doctoral Thesis

論文題名 : 2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の画質に関する研究
(Study on image quality of virtual monochromatic images using dual-layer spectral CT)

著者名 : 坂部 大介
Daisuke Sakabe

指導教員名 : 熊本大学大学院生命科学研究部
先端生命医療科学部門 医療技術科学分野 医用放射線科学講座
船間 芳憲 教授

審査委員名 : 主査 医用放射線科学講座 担当教授 荒木 不次男
副査 医用画像科学講座 担当教授 富口 静二
副査 医用放射線科学講座 担当教授 船間 芳憲

2020年3月

目次

要旨	1
博士後期課程在籍中の論文一覧	3
謝辞	6
略語一覧	7
第1章 序論	
1.1 本研究の背景	
1.1.1 Computed tomography の特徴.....	8
1.1.2 Dual energy CT の特徴.....	8
1.1.3 Dual energy CT の方式	
1.1.3.1 2 管球方式 DECT.....	9
1.1.3.2 2 回転方式 DECT.....	10
1.1.3.3 twin-beam 方式 DECT.....	10
1.1.3.4 高速 kVp スイッチング方式 DECT	11
1.1.3.5 2 層検出器方式 DECT	12
1.1.4 2 層検出器 CT のスペクトラル再構成	13
1.2 論文構成.....	15

第2章 2層検出器 CT による仮想単色 X 線画像の CT 値とノイズの特性

2.1 緒言.....	16
2.2 方法	
2.2.1 使用ファントム.....	18
2.2.2 撮影条件と再構成条件.....	19
2.2.3 CT 値, 画像ノイズ, CNR の測定.....	19
2.2.4 NPS の測定.....	20
2.3 結果	
2.3.1 CT 値.....	21
2.3.2 画像ノイズ.....	25
2.3.3 従来画像の CNR に対する仮想単色 X 線画像の CNR の相対値(rCNR).....	28
2.3.4 Noise power spectrum (NPS).....	30
2.4 考察.....	33

第3章 2層検出器 CT の仮想単色 X 線画像におけるヨード造影剤の解像特性

3.1 緒言.....	35
3.2 方法	
3.2.1 ファントム.....	36
3.2.2 撮影条件と再構成条件.....	37
3.2.3 modulation transfer function (MTF) の測定.....	37

3.3 結果.....	38
-------------	----

3.4 考察.....	41
-------------	----

第4章 結論

4.1 研究成果と結論.....	42
------------------	----

4.2 今後の課題.....	42
----------------	----

参考文献.....	44
-----------	----

業績一覧.....	50
-----------	----

要旨

【目的】

Dual-energy CT (DECT) は、これまで異なる手法にて開発されており、仮想単色 X 線画像 (virtual monochromatic image: VMI) や物質弁別画像の取得が可能となる。Dual-layer CT (DLCT) における DECT は、これまでの手法とは異なり 120 kVp, 140 kVp の従来画像も同時に得られ、仮想単色 X 線画像は従来画像と比べてヨード物質の定量性や画質の改善に期待できる。本研究は、DLCT における仮想単色 X 線画像の CT 値、ノイズ、解像度における画質の特性を従来画像と比較して明らかにする。

【方法】

DLCT を用いて 20 cm と 30 cm のアクリルファントムと Catphan ファントム, Multi-Energy CT ファントムを 120 kVp と 140 kVp の管電圧にてヘリカルスキャンし、120 kVp, 140 kVp の従来画像と 40 keV から 200 keV までの仮想単色 X 線画像をそれぞれノイズ低減レベル 0, 2, 4 のスライス厚 1mm で画像再構成した。2 つの大きさの異なるアクリルファントムの中心に挿入した 3 つの異なる濃度 3.75, 7.5, 15 mgI / ml のヨード物質と水において CT 値と画像ノイズを測定し、contrast-to-noise ratio (CNR) を算出した。また、Catphan ファントムの 120 kVp 画像と 40 keV から 100 keV までの仮想単色 X 線画像にて noise power spectrum (NPS) を取得した。さらに、Multi-Energy CT ファントムの 3 つの異なる濃度 5, 10, 15 mg / ml のヨード物質に対して円形エッジ法にて MTF を測定し、120 kVp 画像と 40 keV から 100 keV までの仮想単色 X 線画像の MTF50%, MTF10% を算出した。測定した CT 値、ノイズ、CNR, NPS, MTF は 120 kVp, 140 kVp の従来画像と各エネルギーの仮想単色 X 線画像にて比較した。

【結果/考察】

ヨード物質の CT 値は、120 kVp 画像と比べて、20 cm ファントムでは 40, 50, 60 keV 画像にて 2.8, 1.8, 1.2 倍、30 cm ファントムでは 3.0, 1.9, 1.3 倍に増加した。また 140 kVp 画像と各仮想単色 X 線画像においても同様に CT 値は増加した。30 cm ファントムの CT 値は、20 cm ファントムと比べて、120 kVp 画像にて 9.8%, 40 keV 画像では 2.1% 低下し、140 kVp 画像にて 10.1%, 40 keV 画像では 5.8% 低下した。画像ノイズは 120 kVp 画像に比べて仮想単色 X 線画像はわずかに改善し、仮想単色 X 線画像の各エネルギーにおいて一定であった。また各ノ

ノイズ低減レベルにおける画像ノイズは、ノイズ低減レベルが高くなるほど低下し、120 kVp 画像と仮想単色 X 線画像にて同様の傾向であった。ノイズ低減レベル 0 の 120 kVp 画像の CNR に対する各仮想単色 X 線画像において得られた CNR の相対値 (rCNR) は、40 keV にて最も向上し、ノイズ低減レベルが高いほど改善した。NPS は 120 kVp 画像と 70 keV 画像にて同様な周波数特性を示したが、40 keV や 100 keV 画像では低周波成分のノイズが増加した。すべてのヨード濃度におけるヨード物質の MTF50%、MTF10%は、各エネルギーの仮想単色 X 線画像にて 120 kVp 画像と同等もしくはわずかな改善があった。

【結論】

DLCT における仮想単色 X 線画像は、従来画像に比べてエネルギーが低いほど CT 値は増加し、被写体の大きさにも依存せず安定した CT 値が得られる。また画像ノイズは、各エネルギーの仮想単色 X 線画像において一定であるため、エネルギーが低くなるほどヨード物質における CNR は向上する。さらに、各エネルギーにおける仮想単色 X 線画像のヨード物質は 120 kVp 画像に比べて解像度の劣化はないため、臨床における低いエネルギーの仮想単色 X 線画像の有用性が示唆される。

博士後期課程在籍中の論文一覧

筆頭論文 計 1 編

Sakabe D, Funama Y, Taguchi K, Nakaura T, Utsunomiya D, Oda S, Kidoh M, Nagayama Y, Yamashita Y. Image quality characteristics for virtual monoenergetic images using dual-layer spectral detector CT: Comparison with conventional tube-voltage images. *Physica medica*. 2018, 49: 5-10

Proceedings paper 計 1 編

坂部 大介, 船間芳憲, 中浦猛, 尾田済太郎, 笈清孝, 羽手村昌宏. Dual layer spectral detector CT を用いたヨード物質における仮想単色X線画像の解像特性. 日本CT技術学会後抄録 2018, 6(2): 76-78

共著論文 計 5 編

Kidoh M, Utsunomiya D, Oda S, Nakaura T, Funama Y, Yuki H, Hirata K, Namimoto T, **Sakabe D**, Hatemura M, Yamashita Y. Breast dose reduction for chest CT by modifying the scanning parameters based on the pre-scan size-specific dose estimate (SSDE). *Eur Radiol*. 2017 Jun;27(6):2267-2274.

Kai N, Oda S, Utsunomiya D, Nakaura T, Funama Y, Kidoh M, Taguchi N, Iyama Y, Nagayama Y, Hirata K, Yuki H, **Sakabe D**, Hatemura M, Yamashita Y. Dual-region-of-interest bolus-tracking technique for coronary computed tomographic angiography on a 320-row scanner: reduction in the interpatient variability of arterial contrast enhancement. *Br J Radiol*. 2018 Jan;91(1081):20170541.

Hirata K, Utsunomiya D, Kidoh M, Funama Y, Oda S, Yuki H, Nagayama Y, Iyama Y, Nakaura T, **Sakabe D**, Tsujita K, Yamashita Y. Tradeoff between noise reduction and inartificial visualization in a model-based iterative reconstruction algorithm on coronary computed tomography angiography. *Medicine (Baltimore)*. 2018 May;97(20):e10810.

Kidoh M, Utsunomiya D, Funama Y, **Sakabe D**, Oda S, Nakaura T, Yuki H, Nagayama Y, Hirata K, Iyama Y, Namimoto T, Yamashita Y. The effect of heart rate on coronary plaque measurements in 320-row coronary CT angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2018 Dec;34(12):1977-1985.

Iizuka H, Yokota Y, Kidoh M, Oda S, Ikeda O, Tamura Y, Funama Y, **Sakabe D**, Nakaura T, Yamashita Y, Utsunomiya D. Contrast Enhancement Boost Technique at Aortic Computed Tomography Angiography: Added Value for the Evaluation of Type II Endoleaks After Endovascular Aortic Aneurysm Repair. *Acad Radiol*. 2019 Nov;26(11):1435-1440.

本論文の主な内容を構成する論文一覧

Sakabe D, Funama Y, Taguchi K, Nakaura T, Utsunomiya D, Oda S, Kidoh M, Nagayama Y, Yamashita Y. Image quality characteristics for virtual monoenergetic images using dual-layer spectral detector CT: Comparison with conventional tube-voltage images. *Physica medica*. 2018, 49: 5-10

坂部 大介, 船間芳憲, 中浦猛, 尾田済太郎, 笈清孝, 羽手村昌宏. Dual layer spectral detector CT を用いたヨード物質における仮想単色X線画像の解像特性. 日本CT技術学会後抄録 2018, 6(2): 76-78

謝辞

本研究の遂行ならびに本論文の作成にあたって懇切かつ熱心なご指導とご鞭撻を賜りました熊本大学大学院生命科学研究部 船間 芳憲教授に心から感謝申し上げます。また、惜しめないご支援を賜りました熊本大学病院画像診断・治療部 中浦 猛講師, 尾田 済太郎講師, (現)横浜市立大学病院放射線診断科 宇都宮 大輔教授, 熊本大学病院中央放射線部 羽手村 昌宏技師長, CT 室スタッフの皆様に心からお礼申し上げます。

本研究における実験の様々な測定においてご協力を頂いた船間芳憲研究室の皆様にも深く感謝申し上げます。

略語一覧

CT	computed tomography	コンピューター断層撮影
DECT	dual energy computed tomography	デュアルエネルギーコンピューター断層撮影
VMI	virtual monochromatic image	仮想単色 X 線画像
DLCT	dual layer computed tomography	2 層検出器コンピューター断層撮影
HU	Hounsfield Unit	ハンスフィールドユニット
FOV	field of view	有効視野
CNR	contrast-to-noise ratio	コントラストノイズ比
NPS	noise power spectrum	ノイズパワースペクトル
FBP	filtered backed projection	フィルタ補正逆投影法
ROI	region of interest	関心領域
SD	standard deviation	標準偏差
MTF	modulation transfer function	変調伝達関数
IR	iterative reconstruction	逐次近似再構成

第1章 序論

1.1 本研究の背景

1.1.1 Computed tomography の特徴

Computed tomography (CT) 装置は、1972年に Hounsfield らによって開発され、現在に至るまで多くの疾患における診断や治療のための有用な医用画像として利用されている。CT 装置から得られる CT 画像は、360 度方向から被写体を透過した X 線を検出器で受光し、透過した物質における X 線の減弱率を計算することで被写体内部の構造の画像化を可能にする。Hounsfield らは人体各組織の X 線吸収係数を画像化するために、水の線減弱係数に対する任意の物質と水の線減弱係数の差を CT 値として定義した。

$$CT \text{ number (HU)} = \frac{\mu - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000$$

HUはHounsfield Unitと呼ばれるCT値の単位であり、 μ は任意物質の線減弱係数、 μ_{water} は水の線減弱係数である。

CT画像は異なる元素組成の物質においても、密度の違いによっては同様のCT値として表示されるため、異なる原子番号における物質の区別を困難にする場合がある。その1例に石灰化やヨード造影剤における弁別がある。これらは $Z=20$ (calcium)と $Z=53$ (iodine)と異なる原子番号を有するが、石灰化の密度やヨード造影剤の濃度に応じて、CT画像の石灰化プラークや骨はヨード造影剤と同様に見えることがある。また、従来の管電圧撮影から得られる連続エネルギースペクトルによるX線でのCT撮影において、血液中から取り込まれる生体内のヨード造影剤はビームハードニング効果によってCT値の減少を生じる[1, 2]。これらの問題に対しては、dual energy CT (DECT) によって改善することが多く報告されている[3-9]。DECTは様々なエネルギーレベルで物質固有の減衰特性を解析することで、ヨード造影剤のCT値を増加させることや石灰化とヨード造影剤などの物質弁別を可能にする[10-12]。

1.1.2 Dual energy CTの特徴

DECTは、2つの異なるX線エネルギースペクトルを利用するために2つのデータセットの取得を必要とする[13, 14]。そして、エネルギーの変化における物質のCT値の変化を解析するこ

とで物質の組織組成の弁別が可能となる。デュアルエネルギー法による物質弁別の可能性については1970年代後半から知られているが、2つのエネルギースペクトルの取得のために、2つのデータセットの空間的および時相のずれ、また高い放射線被曝などの問題があった[15, 16]。しかし、飛躍的な技術的進歩により様々な手法のDECTシステムが開発され、2000年頃から現在に至るまで臨床における実用的な撮影技術として利用されるようになった[17-23]。これらには、(1) 1つのガントリーに直交して取り付けられたX線管球と対応する検出器で、異なる管電圧にて同時に撮影する2管球CTシステム、(2) 異なる管電圧で2回連続した撮影を行う2回転収集CTシステム、(3) 1管球からのX線を2種類のSplit filterでスペクトルを分離し、2つのデータを同時に取得するtwin-beam CTシステム、(4) 2つの管電圧を高速に切り替える高速kVpスイッチングCTシステム、および(5) 2つの検出器によって1つの管電圧で撮影したX線エネルギーを分光して収集する2層検出器CTシステムがある。近年では、これらの手法のDECTにおいて、臨床上の多くの利点が報告されている[24-26]。

1.1.3 Dual energy CTの方式

1.1.3.1 2管球方式DECT

2管球方式DECTは、Fig. 1-1に示すように2つのX線管球と2つの対向する検出器が互いに直交する位置にて、同じガントリー内に取り付けられているCTシステムである[27, 28]。異なる管電圧設定の2つのX線管にて撮影することで、比較的近い空間位置で2つのエネルギーデータセットの取得を可能にし、空間的および時間的な位置ずれのリスクを低減できる[15, 16]。さらに、それぞれのX線管球にてX線管電圧と管電流の両方を制御可能であり、管電流変調にも対応しているため、それぞれの画像のノイズレベルは調整可能となる。しかし、一方で2つの投影データの位相は約90°ずれており、わずかな時間差を生じること、また対向しないX線照射によって相互の検出器に散乱線の影響が生じること、さらには装置のジオメトリの制限にて有効視野 (field of view: FOV) が33 cm程度であることなどの制限がある[29, 30]。

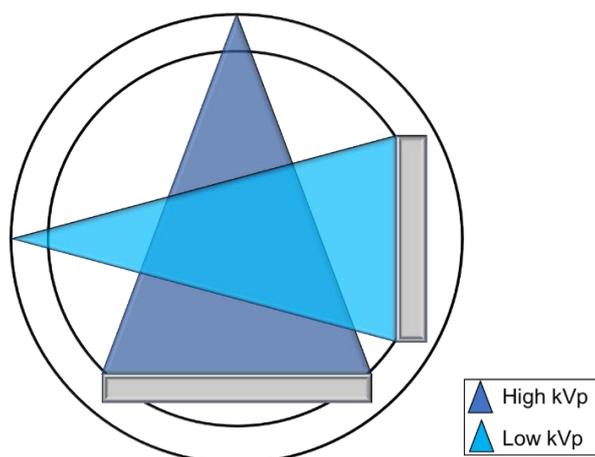


Fig. 1-1 Geometry of dual-source dual-energy CT system

1.1.3.2 2回転方式DECT

2回転方式DECTは、Fig. 1-2に示すような1つのX線管球の低い管電圧および高い管電圧による2回の連続したコンベンショナルスキャン、および2回の連続したヘリカルスキャンにて、それぞれのスペクトルデータを取得するCTシステムである。2回転の連続収集では、2つのエネルギー収集に比較的長い遅延が生じ、低エネルギーと高エネルギーのデータセット間の動きによる位置ずれの影響を受けやすいという制限がある[31].

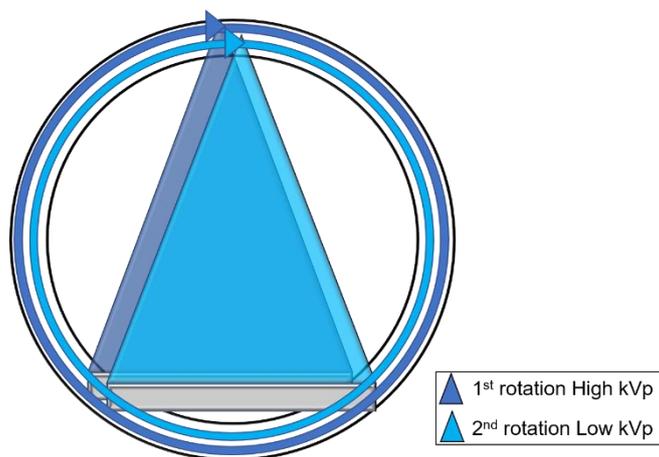


Fig. 1-2 Geometry of dual-spin dual-energy CT system

1.1.3.3 twin-beam方式DECT

twin-beam方式DECTは、1つのX線管球から照射される一本のX線束を2種類のエネルギースペクトルに分割、最適化することで、同時に2種類の異なるエネルギーの画像データを取

得するCTシステムである。Fig. 1-3に示すように、120 kVpのヘリカル撮影したX線は金 (Au) と錫 (Sn) のSplit filterによって、X線ビームを長軸に沿って低エネルギーおよび高エネルギーのビームに空間的に分離し、2つのエネルギースペクトルを取得する。したがって、低エネルギーと高エネルギーの画像データを同時に取得可能となる。しかし、twin-beam方式におけるエネルギースペクトルの分離は、他のDECTシステムに比べて劣っているという報告がある[32, 33].

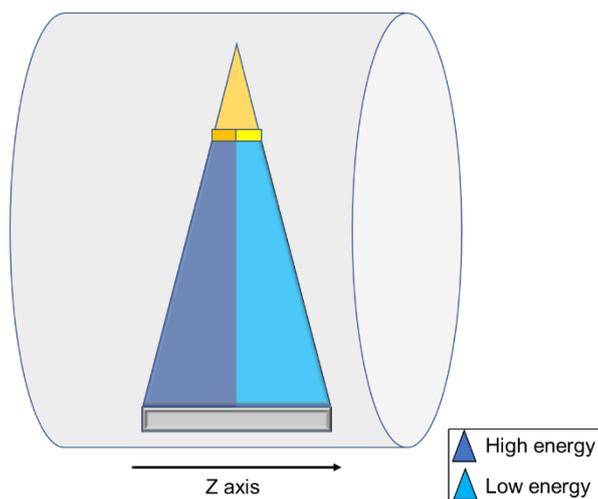


Fig. 1-3 Geometry of twin-beam dual-energy CT system

1.1.3.4 高速kVpスイッチング方式DECT

高速kVpスイッチング方式DECTは、管電圧を超高速に切り替えることが可能なジェネレーターとガーネットと同じ分子構造体であるGemstoneを素材としたシンチレータ[25]による2つの最新技術を利用している。これら2つの特性により、データサンプリングの速度が大幅に向上し、ガントリーの1回転中に管電圧を迅速に切り替え、低エネルギーおよび高エネルギーの画像データの収集が可能である (Fig. 1-4)。2つのエネルギーデータセットのほぼ同時収集により、FOVを制限することなく、デュアルエネルギーCT中における動きの影響を大幅に制限できる。しかし、このシステムでは管電流自動露出機構の設定が不可能であり、通常の撮影と比べて高い被曝線量となる[34].

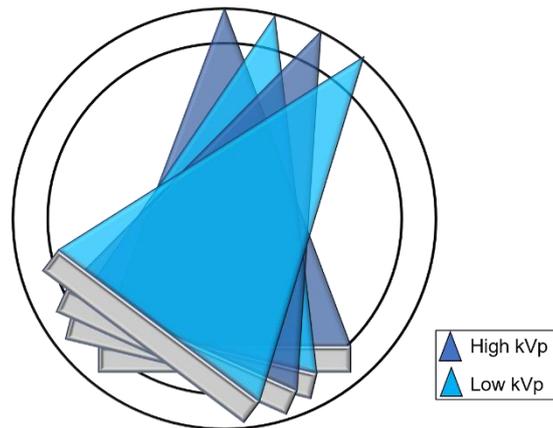
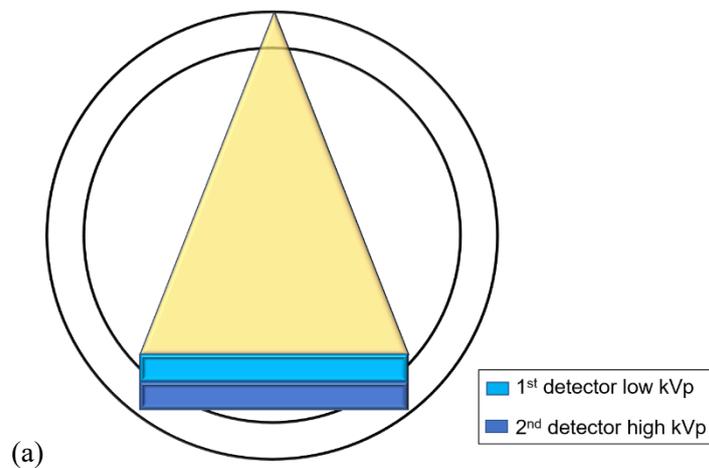


Fig. 1-4 Geometry of fast kilovoltage switching dual-energy CT system

1.1.3.5 2層検出器方式DECT

2層検出器方式DECTは、Fig. 1-5に示すように上層に低エネルギーのX線を検出するイットリウム系、下層に高エネルギーのX線を検出するガドリニウム系の検出器を組み合わせること
 で、低エネルギーと高エネルギーのX線を分離して収集するCTシステムである。1つのX線管球にて撮影した120 kVpもしくは140 kVpの連続スペクトルのX線エネルギーは、低いエネルギーの光子は上層の検出器、高いエネルギーの光子は下層の検出器によって分光して収集される。この手法ではDECTの特別な設定を必要とせず、1回の通常撮影で従来の120 kVp画像と同時にスペクトラルデータを得ることが可能である。また位置ズレや位相ズレのないDE画像を得ることが可能となっている。



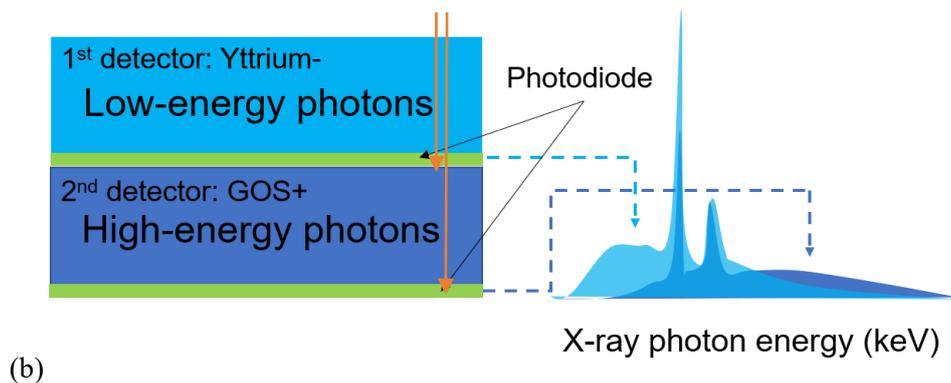


Fig. 1-5 Geometry of dual-layer spectral detector dual-energy CT system (a) and energy separation with detector (b).

1.1.4 2層検出器CTのスペクトラル再構成

Fig. 1-6に示すように各検出器によって低いエネルギーと高いエネルギーに分けて収集された生データは、光電効果およびコンプトン散乱画像をそれぞれ生成するために再構築され、それらを合成してスペクトラル再構成が生成される。スペクトラル再構成では、光電効果画像とコンプトン散乱画像による線形的な重み付けから計算された仮想単色X線画像が取得でき、40 keVから200 keVまで1 keVごとに可変した画像が得られる。また、ヨード造影剤の取込みを分布にしたヨード密度画像やヨード造影剤の取込みを分布化し、さらにヨード以外を水に置き換えたヨード密度強調画像、光電効果とコンプトン散乱画像の比率をカラーコード化して組織の実効原子番号を表した実効原子番号画像、ヨード造影剤を画像中から取り除いた仮想単純画像、骨などのカルシウム成分を画像中から取り除いたカルシウム抑制画像などの物質弁別画像も同時に取得できる。このスペクトラル再構成は120 kVpおよび140 kVpの管電圧にて撮影した場合にのみ生成することが可能であり、光電効果画像とコンプトン散乱画像のすべてを合成することによって、従来の120 kVpおよび140 kVpの標準画像の再構成も可能となる。

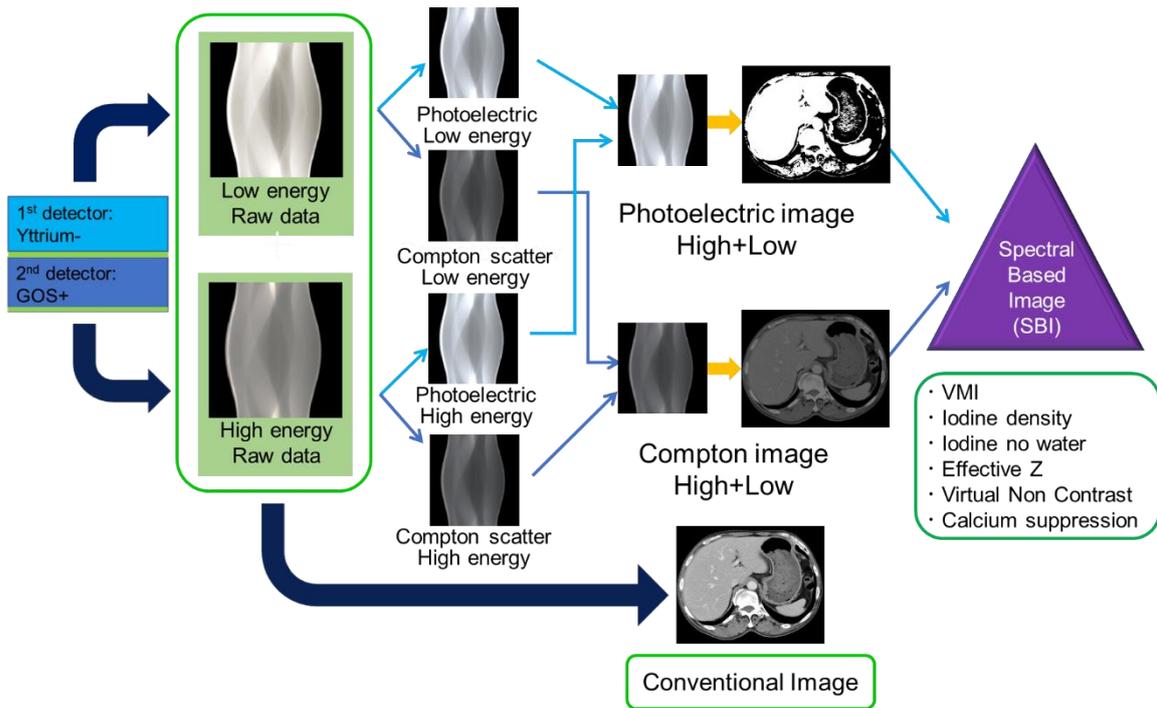


Fig. 1-6 Process of Spectral CT imaging (出典: Philips社から提供された図を改変)

1.2 論文構成

本論文は全4章にて構成されている。

第1章では、本研究の背景と本論文の構成について記述した。

第2章では、2層検出器CTの仮想単色X線画像の各エネルギーにおけるCT値とノイズの特性について被写体の大きさや撮影管電圧による影響を120 kVp, 140 kVpの従来画像と比較して記述した。

第3章では、2層検出器CTの仮想単色X線画像の各エネルギーにおけるヨード造影剤の解像特性について、従来画像である120 kVp画像と比較して記述した。

第4章では、本研究の成果と結論、今後の課題について記述した。

第2章 2層検出器 CT による仮想単色 X 線画像の CT 値とノイズの特性

2.1 緒言

DECT は様々な撮影技術によって低いエネルギーと高いエネルギーの 2 つに分けたスペクトル収集が行われ、仮想単色 X 線画像やヨード密度画像の取得、実効原子番号の決定、電子密度の測定などの臨床応用として利用されている[35-37]。近年、2層検出器 CT と呼ばれる生データに基づく DECT が新しく開発され、臨床装置として利用可能となった[38-41]。2つの管電圧を利用する DECT とは異なり、2層検出器 CT は 1 つの管電圧を使用して撮影する検出器に基づいた新しい DECT である。2層検出器 CT では、低エネルギーの光子は上層の検出器によって吸収され、高エネルギーの光子は下層の検出器によって吸収される。したがって、2層検出器 CT は DECT から得られる有用な画像情報を提供するだけでなく、同時に 120 kVp や 140 kVp の管電圧における従来画像も常に取得できる。これまでの DECT における報告では、仮想単色 X 線画像の 40 keV や 50 keV などの低いエネルギー画像において、画像ノイズが大幅に増加するために临床上の重要な問題となっており、画像提供することが困難であった[42, 43]。しかし、2層検出器 CT は仮想単色 X 線画像の画像ノイズを低減するために、スペクトラル再構成の投影データに”anticorrelated statistical reconstruction algorithm”を導入している[44, 45]。Fig. 2-1 に示すように、この手法では初めに 2 つの検出器から取得した高エネルギーと低エネルギーの両方のデータセットを光電効果データとコンプトン散乱データに変換する。次に、光電効果のノイズとコンプトン散乱のノイズが負の相関関係にあることに基づき、相関ノイズをキャンセルすることによってノイズを効果的に減少することが可能である。さらに、光電効果とコンプトン散乱データの合成データを使用することで画像ノイズの増加を抑えることが可能である。したがって、仮想単色 X 線のエネルギー画像では、他の DECT システムにおけるノイズ特性と比較して、異なるノイズ特性を示すことが予想される。さらに、従来の連続スペクトル X 線において、体内のヨード造影剤の CT 値が被写体の大きさの増加とともに減少する問題に対して[32, 46]、仮想単色 X 線画像では被写体の大きさに依存することなく、安定したヨード造影剤の CT 値が得られることが期待できる。しかし、2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の画質については、画像ノイズや被写体の大きさによるヨードの CT 値の変化、コントラストノイズ比 (contrast-to-noise ratio: CNR) の改善などの特性に関して明らかではない。

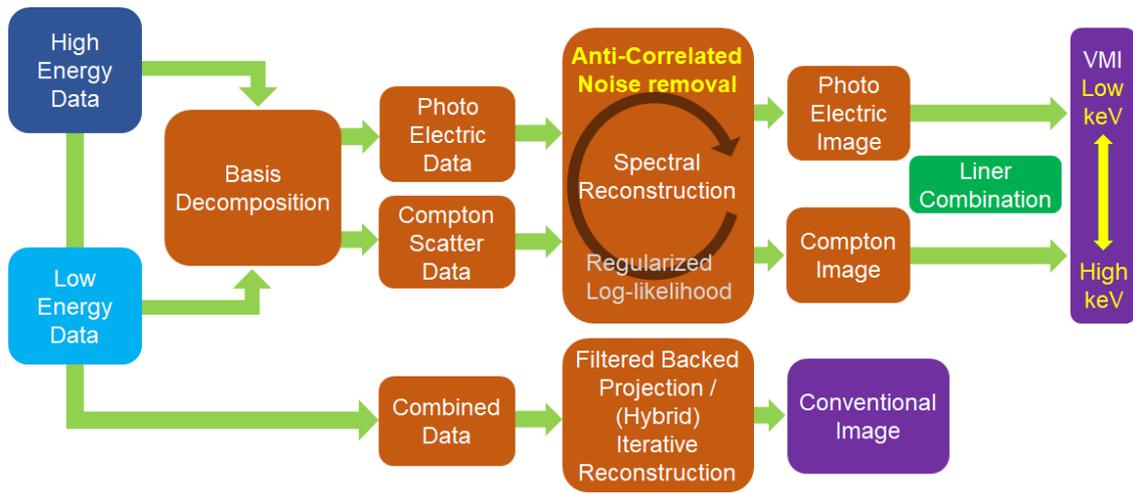


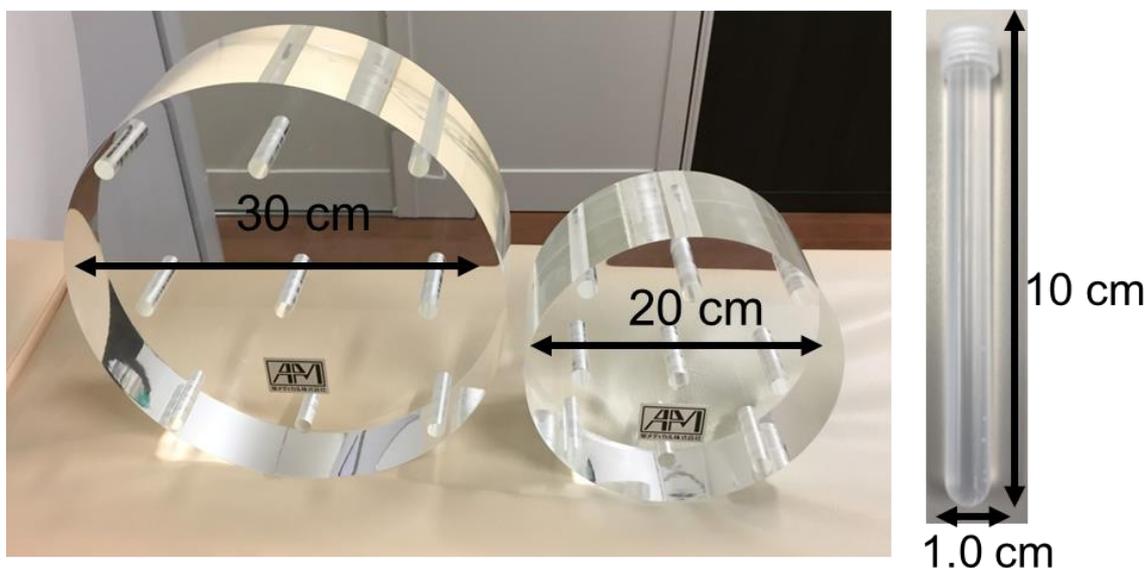
Fig. 2-1 Diagram of the technique of image generation for virtual monochromatic image and conventional image from the dual-layer CT. (出典: Philips 社から提供された図を改変)

本章では、2層検出器CTの仮想単色X線画像において、被写体の大きさと撮影管電圧の違いにおけるヨード造影剤のCT値と画像ノイズ、CNR、noise power spectrum (NPS) の特性について 120 kVp および 140 kVp の従来画像と比較して評価した。

2.2 方法

2.2.1 使用ファントム

異なるファントムの大きさによるヨード造影剤の影響を評価するため、Fig. 2-2a に示す、直径 20 cm×高さ 15 cm と直径 30 cm×高さ 15 cm の大きさの異なる 2 つの亚克力ファントムをそれぞれ撮影した。測定において使用するヨード物質の濃度は、3.8, 7.5, および 15 mgI / ml となるようにヨード造影剤 (Iopamiron 300; Bayer Healthcare, Osaka) を希釈して作成した。Fig.2-2b に示す直径 1.0 cm×長さ 10 cm の円筒型のシリコンチューブに封入した各濃度のヨード物質の位置はファントムの中心とし、その周囲は蒸留水として 2 つの大きさのファントムに対してそれぞれ同様に挿入した。また NPS の測定では、Fig. 2-3 に示す Catphan ファントム CTP712 (Phantom Laboratory, Cambridge, NY) の均一モジュールを使用した[47, 48]。



(a)

(b)

Fig. 2-2 (a) Acrylic cylindrical phantoms (small size: 20 cm diameter and 15 cm height, large size: and 30 cm diameter and 15 cm height) and (b) cylindrical silicon tube.

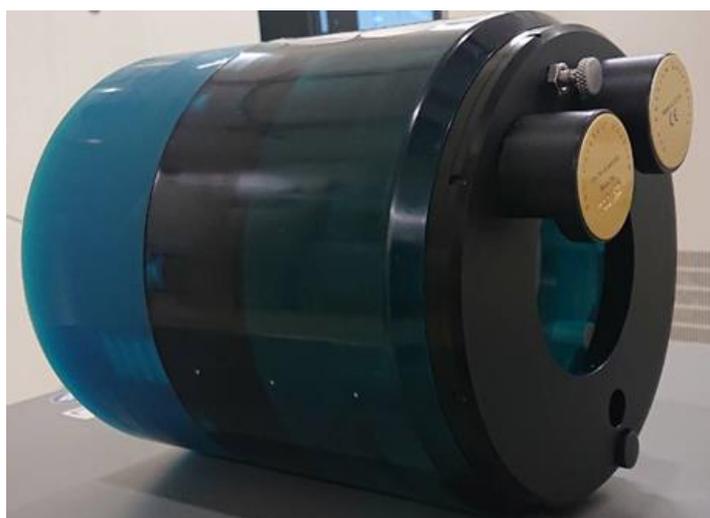


Fig. 2-3 Catphan phantom

2.2.2 撮影条件と再構成条件

2層検出器CT装置(IQon Spectral CT; Philips Healthcare, Cleveland, OH)を使用し、ヘルカスキャンにて2つの異なる大きさのアクリルファントムとCatphanファントムを撮影した。仮想単色X線画像を取得するために、撮影管電圧は120 kVpおよび140 kVpに設定し、撮影条件は、検出器配列64×0.625 mm、ガントリー回転時間0.75秒、ビームピッチ0.8、FOVは20 cmのアクリルファントムとCatphanファントムにて22 cm、30 cmのアクリルファントムにて32 cmとした。撮影線量(管電流時間積)は20 cmアクリルファントムにおける120 kVpにて110 mAs, 140 kVpにて80 mAs, また30 cmアクリルファントムにおける120 kVpにて800 mAs, 140 kVpにて550 mAsに設定した。120 kVp画像と140 kVp画像の従来画像は、再構成関数は腹部関数(abdomen sharp C), スライス厚1.0 mm, スライス間隔1.0 mmのノイズ低減レベル0のFBP(filtered backed projection)と逐次近似応用再構成のノイズ低減レベル2, 4(iDose4レベル2, 4)にて再構成した。40 keVから200 keVまでの仮想単色X線画像は、腹部関数(C)でスライス厚1.0 mm, スライス間隔1.0 mmのノイズ低減レベル0, 2, 4(Spectralレベル0, 2, 4)にて再構成した。

2.2.3 CT値, 画像ノイズ, CNRの測定

アクリルファントム内の各濃度のヨード物質において、スライス厚1.0 mmのノイズ低減レベル0, 2, 4の再構成における120 kVpと140 kVpの従来画像と40 keVから200 keVまでの仮想単色X線画像のCT値を測定した。中心からz軸に沿って20枚連続する画像に直径4.0 mm

の関心領域 (region of interest: ROI) を置いて測定し, その平均値を計算した. 画像ノイズは, ファントム中央に挿入された蒸留水に対して同様に ROI を置き, 中心から 20 枚連続する画像の直径 4.0 mm の ROI における CT 値の標準偏差 (standard deviation: SD) の二乗平均平方根として計算した. また, CNR は以下の式にて計算した.

$$CNR = \frac{(ROI_m - ROI_b)}{SD_b}$$

ROI_m はヨードの平均 CT 値, ROI_b と SD_b はそれぞれ蒸留水の CT 値と標準偏差の平均値である[21,23]. さらに, 仮想単色 X 線画像の各エネルギー画像の CNR は, ノイズ低減レベル 0 (FBP) で再構成された 120 kVp 画像および 140 kVp 画像の CNR で除した CNR の相対値 (rCNR) として計算した.

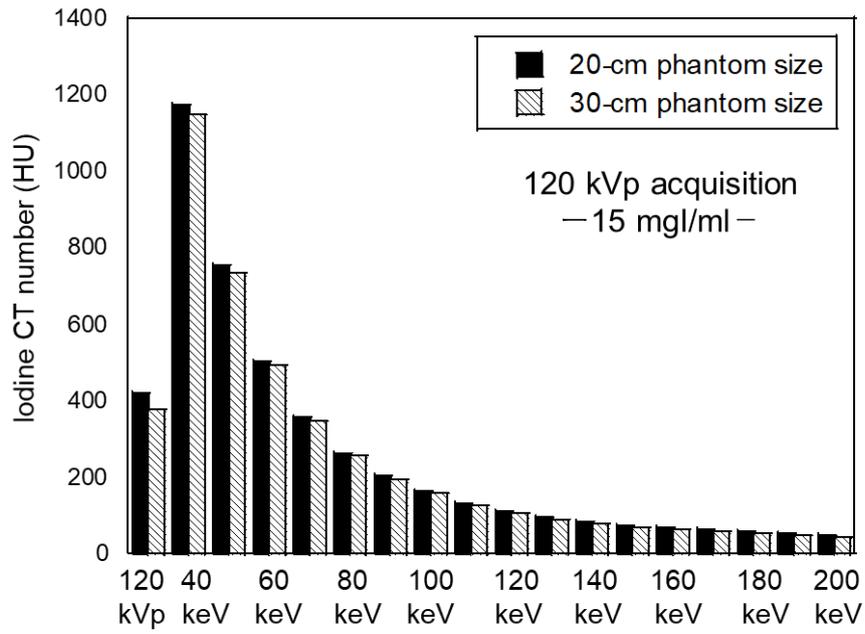
2.2.4 NPS の測定

スライス厚 1.0 mm のノイズ低減レベル 0, 2, 4 の FBP と逐次近似再構成における 120 kVp の従来画像とノイズ低減レベル 0, 2, 4 の 40, 70, 100 keV のそれぞれの仮想単色 X 線画像において, ノイズ画像は z 軸に沿って連続する 30 枚の画像から, その中央の画像を減算することで取得した. 30 枚のノイズ画像において, 中央の画像から頭側または尾側までの画像の間隔はそれぞれ 5 mm であった. 30 枚のノイズ画像の中央部に 256×256 pixels の ROI を置き, 2 次元フーリエ変換法にて NPS を取得し, 30 枚のノイズ画像にて得られた NPS を加算平均した. さらに, 120 kVp と 40, 70, 100 keV の画像ノイズは, NPS の曲線下面積の平方根にて計算し, 70 keV の値に対して正規化した NPS の相対値として比較した.

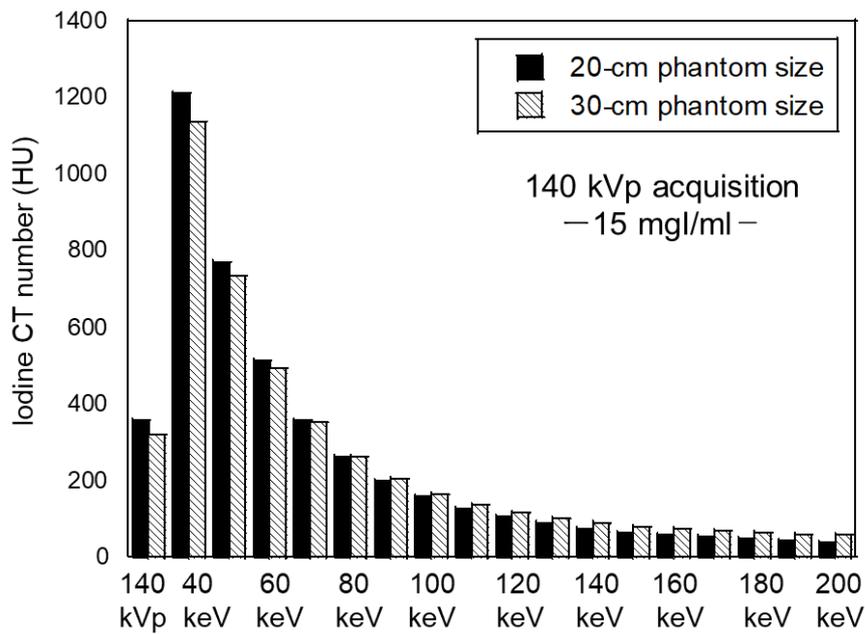
2.3 結果

2.3.1 CT 値

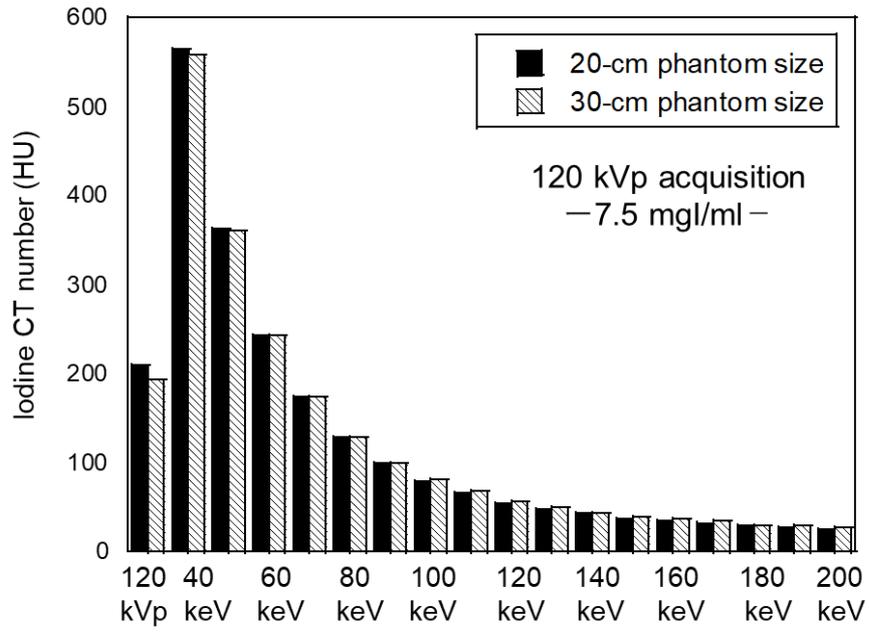
120 kVp と 140 kVp 撮影にて取得した 20 cm と 30 cm の 2 つのファントムの大きさにおける従来画像と 40 keV から 200 keV までの仮想単色 X 線画像の各ヨード濃度の CT 値を Fig. 2-4 に示す. 異なるヨード濃度での各エネルギーにおける CT 値は, ファントムの大きさの違いと 120 kVp と 140 kVp の撮影管電圧の違いにおいてそれぞれ同等であった. 120 kVp 撮影において, 15.0 mgI / ml のヨード濃度における 20 cm と 30 cm ファントムのヨードの CT 値は, 120 kVp 画像にてそれぞれ 421 HU と 380 HU, 40 keV 画像にて 1175 HU と 1150 HU, 70 keV 画像にて 356 HU と 346 HU であった (Table 2-1). 140 kVp 撮影においては, 140 kVp 画像にてそれぞれ 355 HU と 319 HU, 40 keV 画像にて 1209 HU と 1139 HU, 70 keV 画像では 359 HU と 353 HU であった. これらの 2 つのファントム間における CT 値の相違は, 従来画像である 120 kVp 画像と 140 kVp 画像においては 10% 程度であったが, 各エネルギーの仮想単色 X 線画像における CT 値の相違はそれより小さくなった. また 15 mgI / ml のヨード濃度において, 120 kVp 画像の CT 値と比較して, 20 cm ファントムにおける仮想単色 X 線画像の 40 keV, 50 keV, 60 keV 画像のヨードの CT 値は, それぞれ約 2.8 倍, 1.8 倍, 1.2 倍に増加した. また同様に 140 kVp 画像と比較して, 仮想単色 X 線画像の 40 keV, 50 keV, 60 keV 画像のヨードの CT 値は, それぞれ約 3.4 倍, 2.2 倍, 1.4 倍に増加した. また同様に 30 cm ファントムにおいては, 120 kVp 画像の CT 値と比較して, 約 3.0 倍, 1.9 倍, 1.3 倍, 140 kVp 画像と比較して, それぞれ約 3.6 倍, 2.3 倍, 1.6 倍に増加した. 120 kVp 画像の 15 mgI / ml のヨード濃度の CT 値と同等の仮想単色 X 線のエネルギー画像は, 20 cm ファントムにて 66 keV 画像, 30 cm ファントムにて 68 keV 画像であった. また 140 kVp 画像では, 20 cm ファントムにて仮想単色 X 線エネルギーの 71 keV 画像, 30 cm ファントムにて 74 keV 画像であった.



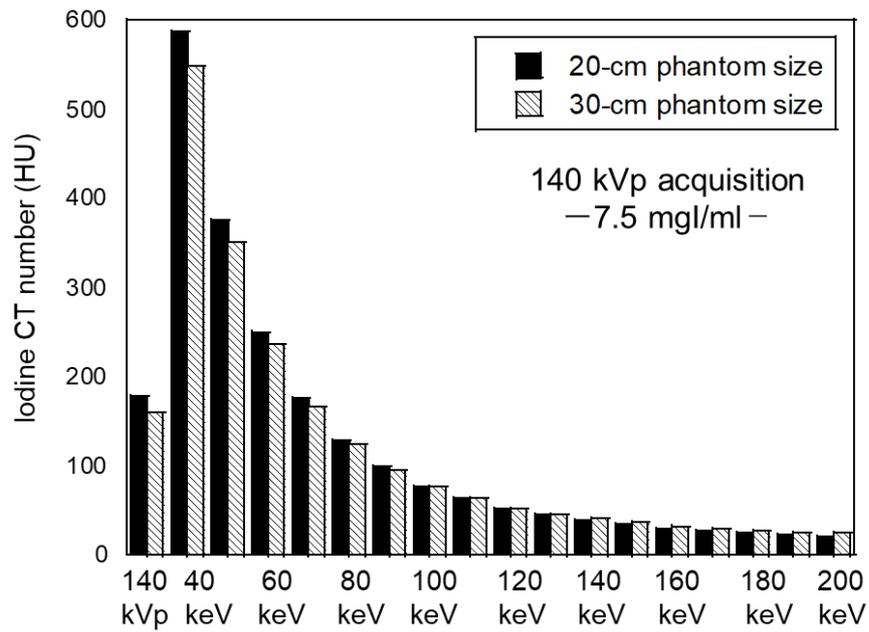
(a)



(b)



(c)



(d)

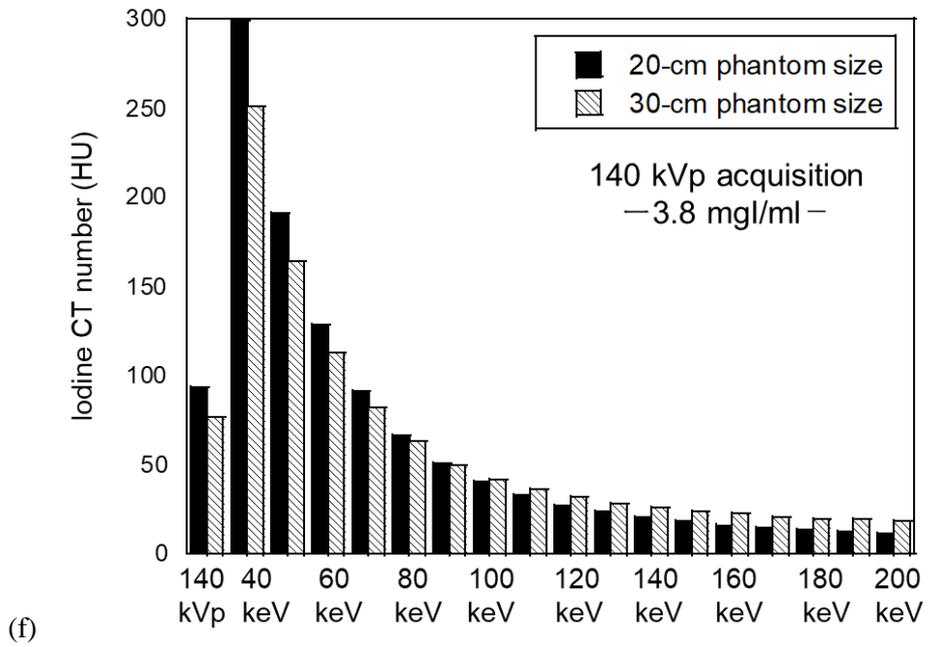
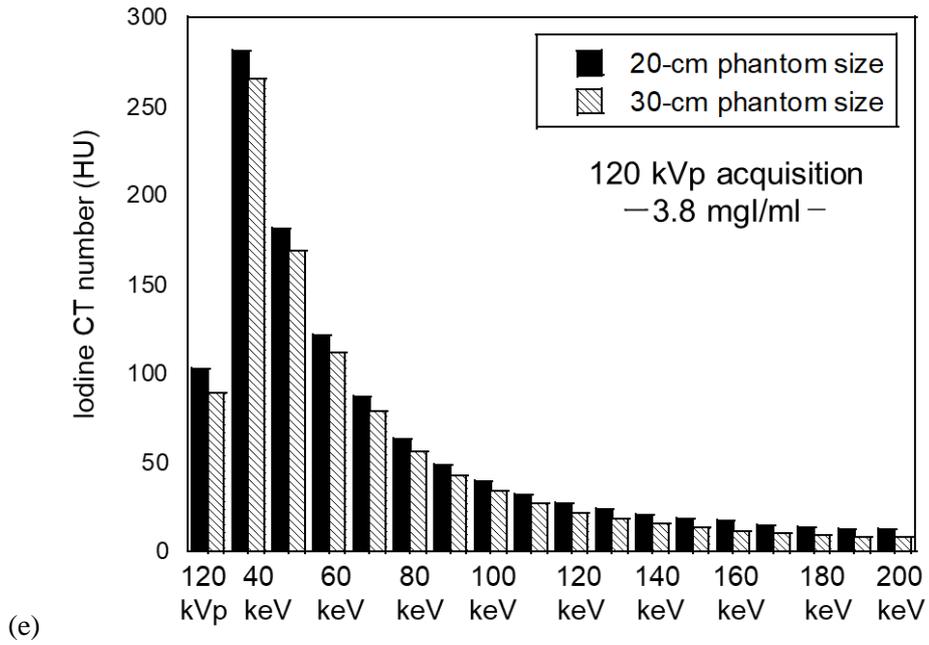


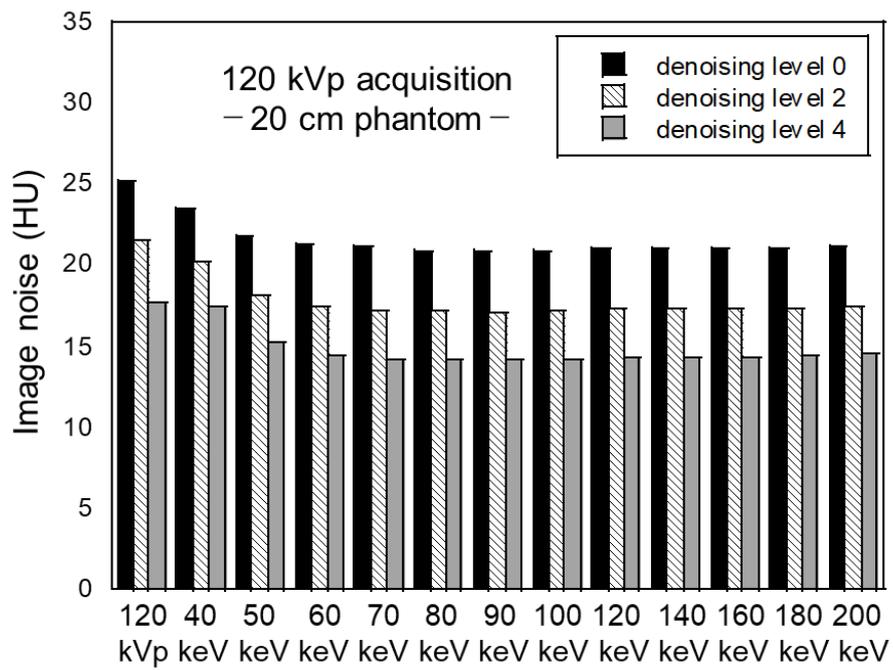
Fig. 2-4 Iodine CT numbers from 40 to 200 keV monochromatic images for different phantom sizes obtained at 120 kVp and 140 kVp for 15mgI / ml (a and b), 7.5 mgI / ml (c and d), and 3.8 mgI / ml (e and f).

Table 2-1 Difference of iodine CT number between phantom sizes at virtual monochromatic images (VMIs) and conventional images.

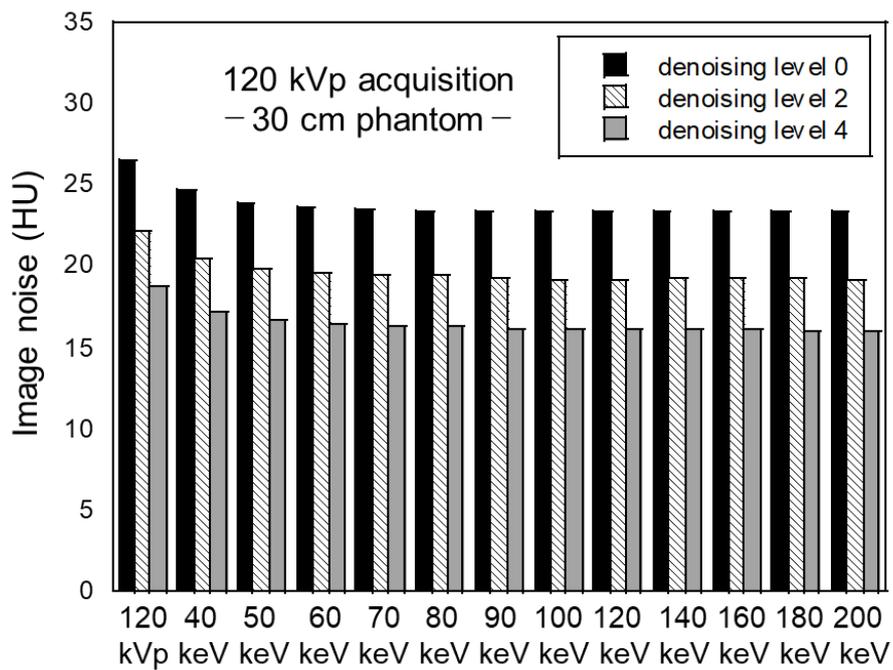
Dual energy scan method (kVp)	VMI image (keV)	Conventional image (kVp)	Iodine CT			Iodine CT			Iodine CT		
			number (HU)		Difference (%)	number (HU)		Difference (%)	number (HU)		Difference (%)
			15 (mgI/ml)			7.5 (mgI/ml)			3.8 (mgI/ml)		
			20 cm	30 cm	20 cm	30 cm	20 cm	30 cm			
120	40		1175	1150	2.1	564	558	1.1	274	265	3.3
	50		753	736	2.3	363	359	1.1	175	169	3.4
	60		506	493	2.5	244	242	0.8	116	112	3.4
	70		356	346	2.8	172	172	0.1	82	78	4.9
		120	421	380	9.8	209	194	7.2	100	89	11.0
140	40		1209	1139	5.8	586	548	6.5	279	258	7.5
	50		772	734	4.9	375	352	6.1	177	165	6.8
	60		514	496	3.6	250	236	5.6	117	111	5.1
	70		359	353	1.7	175	167	4.6	81	78	3.7
		140	355	319	10.1	179	160	10.6	82	76	7.3

2.3.2 画像ノイズ

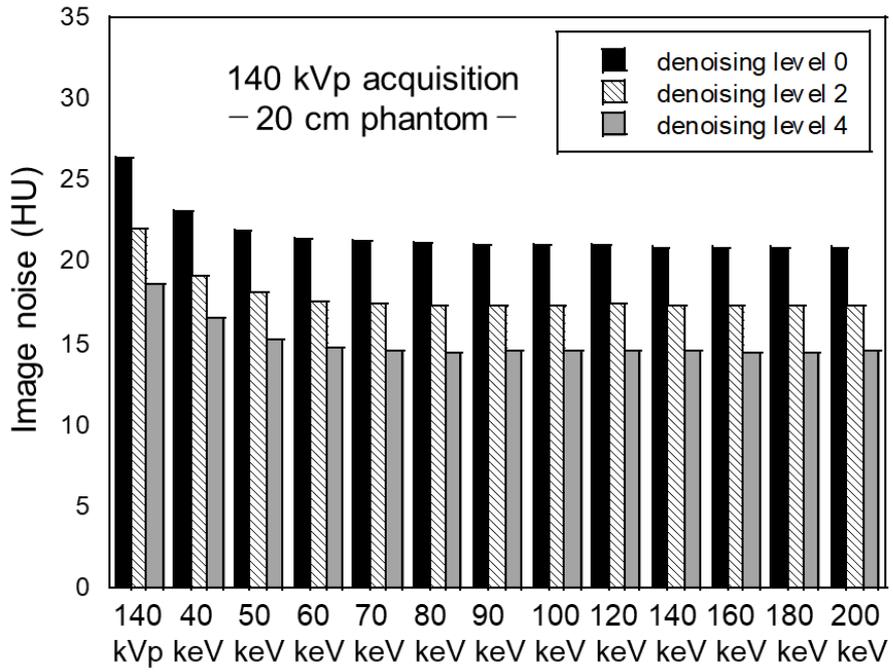
120 kVp と 140 kVp 撮影にて取得した 2 つのファントムの大きさにおけるノイズ低減レベル 0, 2, 4 の従来画像と仮想単色 X 線画像の各エネルギーの画像ノイズを Fig. 2-5 に示す. 30 cm ファントムにおいて, 120 kVp 撮影にて取得したノイズ低減レベル 0 の仮想単色 X 線画像の各エネルギーの画像ノイズは, 40 keV の 24.6 HU から 200 keV の 23.3 HU まで同等であった. 140 kVp 撮影における画像ノイズも 40 keV の 25.4 HU から 200 keV の 23.4 HU までほぼ一定であった. ノイズ低減レベルが 2, 4 と増加すると, 画像ノイズは各エネルギー画像にて同様に低い値へシフトした. またノイズ低減レベル 0 の従来画像の 120 kVp 画像と 140 kVp 画像における画像ノイズは, それぞれ 26.5 HU と 27.2 HU であった. 70 keV 画像の画像ノイズは 120 kVp 画像と比較して, ノイズ低減レベル 0 にて 11.3%, ノイズ低減レベル 2, 4 にてそれぞれ 26.8%, 38.9% 減少した. また 20 cm ファントムにおいては, 120 kVp 撮影にて取得した画像ノイズは 40 keV にて 23.5 HU, 200 keV にて 21.1 HU, 120 kVp 画像にて 25.5 HU, 140 kVp 撮影にて取得した画像ノイズは, 40 keV にて 23.1 HU, 200 keV にて 20.8 HU, 140 kVp 画像にて 26.3 HU であった. また 70 keV 画像の画像ノイズは, 120 kVp 画像の画像ノイズと比較して, ノイズ低減レベル 0 にて 17.7%, ノイズ低減レベル 2, 4 にてそれぞれ 32.6%, 44.3% 減少した.



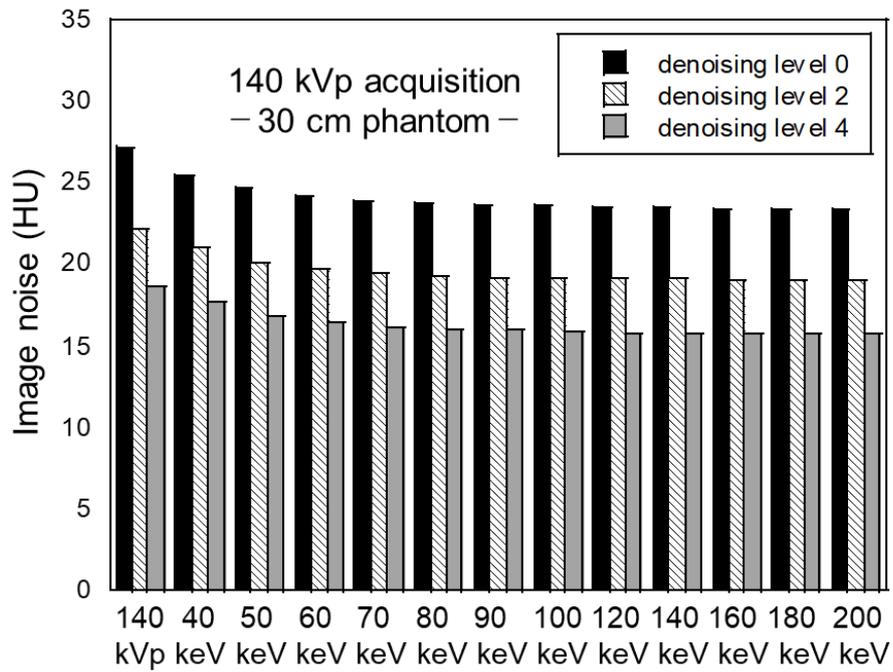
(a)



(b)



(c)

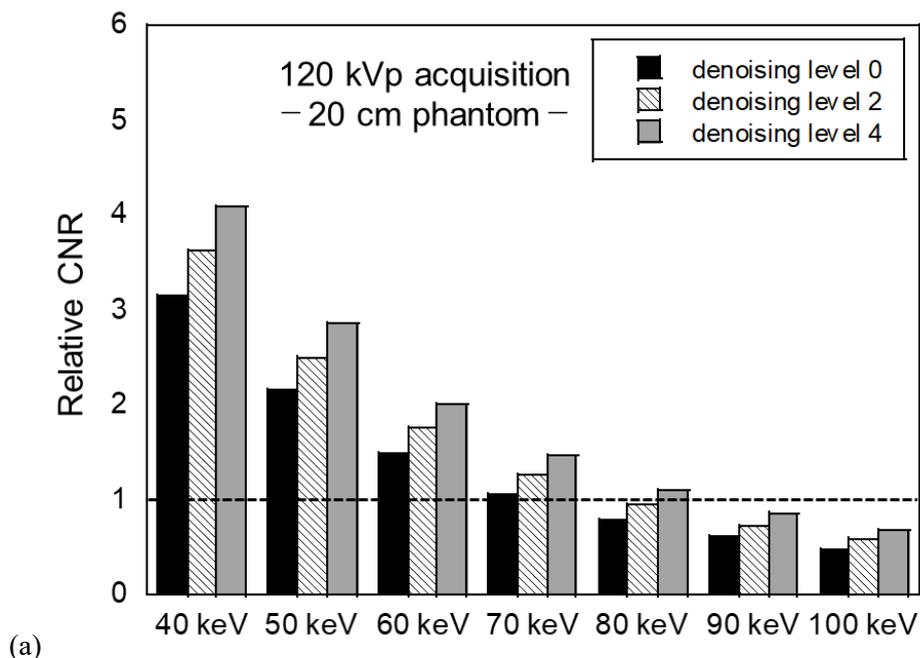


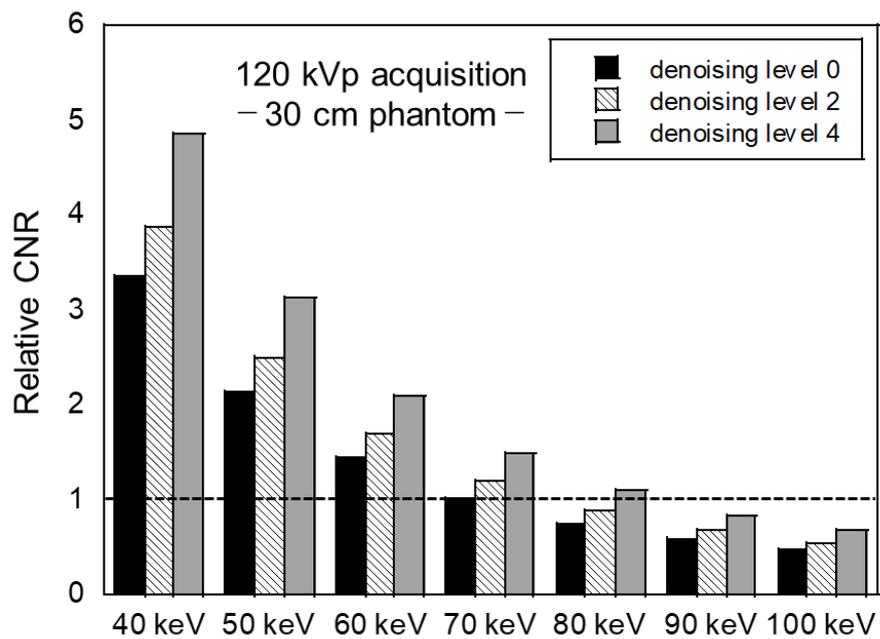
(d)

Fig. 2-5 Image noise of conventional images and virtual monochromatic images at different phantom sizes and different acquisition for (a) 20-cm and 120 kVp, (b) 30-cm and 120 kVp, (c) 20-cm and 140 kVp, and (d) 30-cm and 140 kVp.

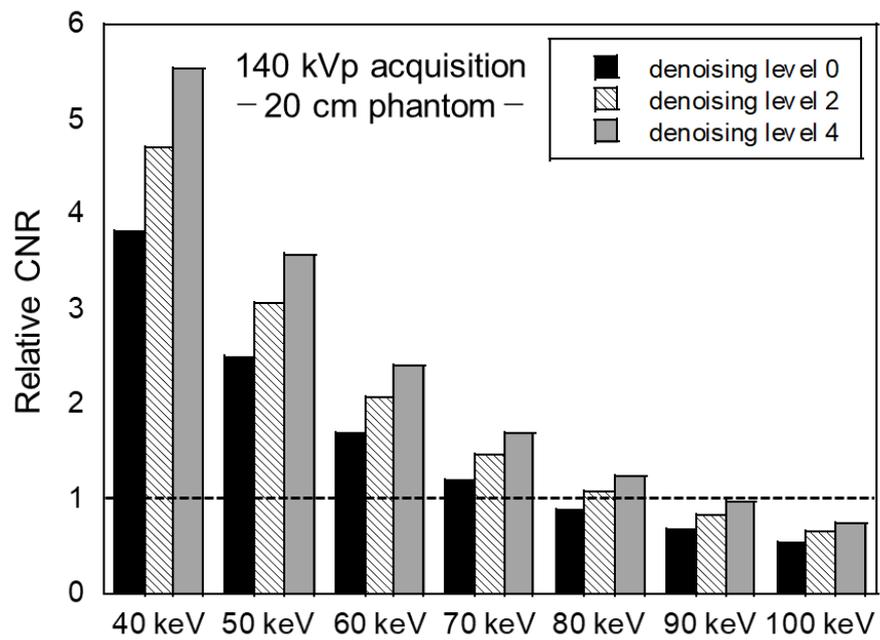
2.3.3 従来画像の CNR に対する仮想単色 X 線画像の CNR の相対値 (rCNR)

20 cm と 30 cm ファントムをそれぞれ 120 kVp と 140 kVp の撮影にて取得したノイズ低減レベル 0, 2, 4 の 40 keV から 100 keV までの仮想単色 X 線画像において, 15 mg I/ml のヨード濃度におけるノイズ低減レベル 0 の 120 kVp 画像と 140 kVp 画像に対する rCNR を Fig. 2-6 に示す. rCNR は仮想単色 X 線画像の 40 keV 画像で最大となり, エネルギーが増加するほど rCNR は減少した. ノイズ低減レベル 4 の rCNR は, 画像ノイズの大幅な減少によって, ノイズ低減レベル 0, 2 の rCNR よりも高くなった. 120 kVp 撮影におけるノイズ低減レベル 4 の 40 keV, 50 keV, 60 keV, 70 keV の CNR は, ノイズ低減レベル 0 の 120 kVp 画像の CNR と比較して, 20 cm ファントムにて 4.1 倍, 2.9 倍, 2.0 倍, 1.5 倍であり (Fig. 2-6a), 30 cm ファントムにて 4.9 倍, 3.1 倍, 2.1 倍, 1.5 倍であった (Fig. 2-6b). また同様に 140 kVp 撮影では, ノイズ低減レベル 0 の 140 kVp 画像の CNR と比較して, 20 cm ファントムにて 4.1 倍, 2.9 倍, 2.0 倍, 1.5 倍であり (Fig. 2-6c), 30 cm ファントムにて 4.9 倍, 3.1 倍, 2.1 倍, 1.5 倍であった (Fig. 2-6d). さらに, 120 kVp 撮影における rCNR は, ファントムの大きさに関係なく 70 keV で約 1.0 となった.





(b)



(c)

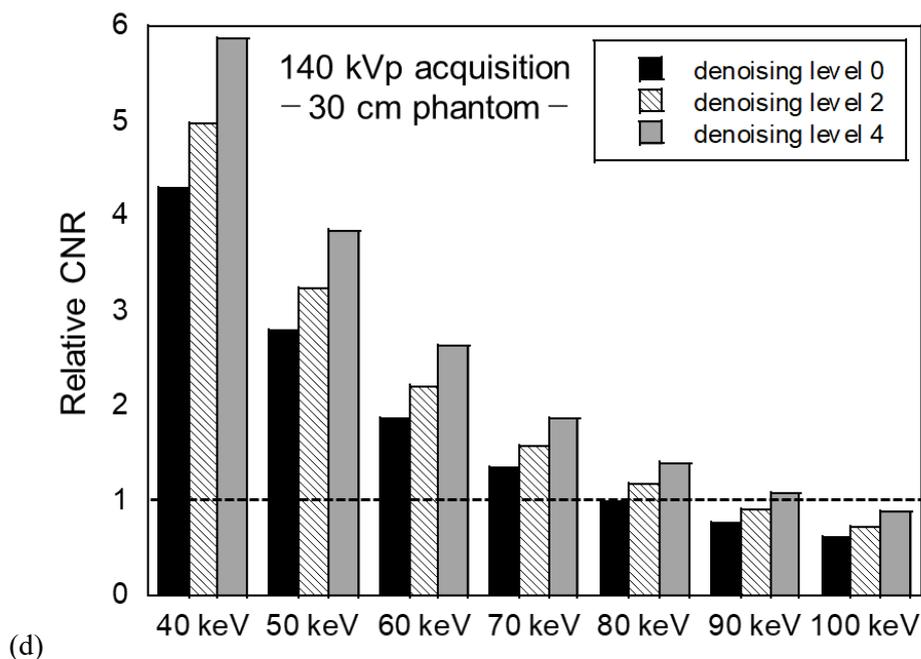
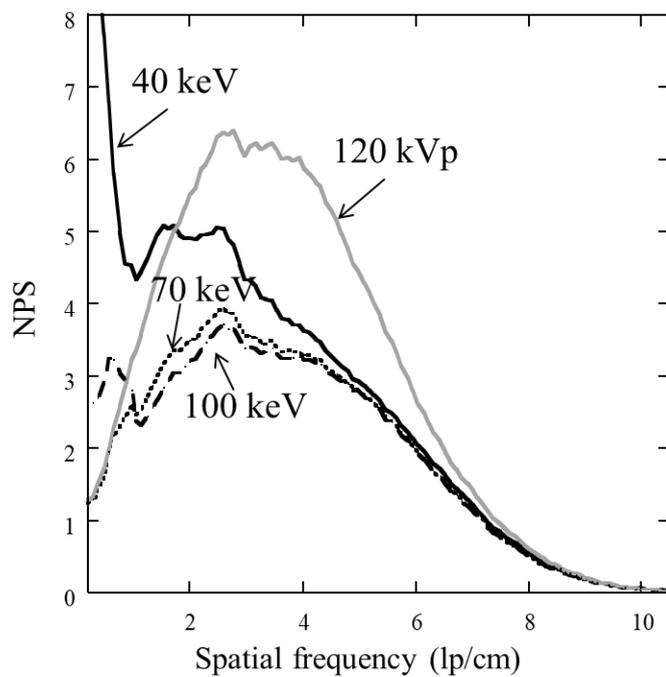


Fig. 2-6 Relative contrast-to-noise ratio (CNR) of virtual monochromatic images at different phantom sizes and different acquisition for (a) 20-cm and 120 kVp, (b) 30-cm and 120 kVp, (c) 20-cm and 140 kVp, and (d) 30-cm and 140 kVp.

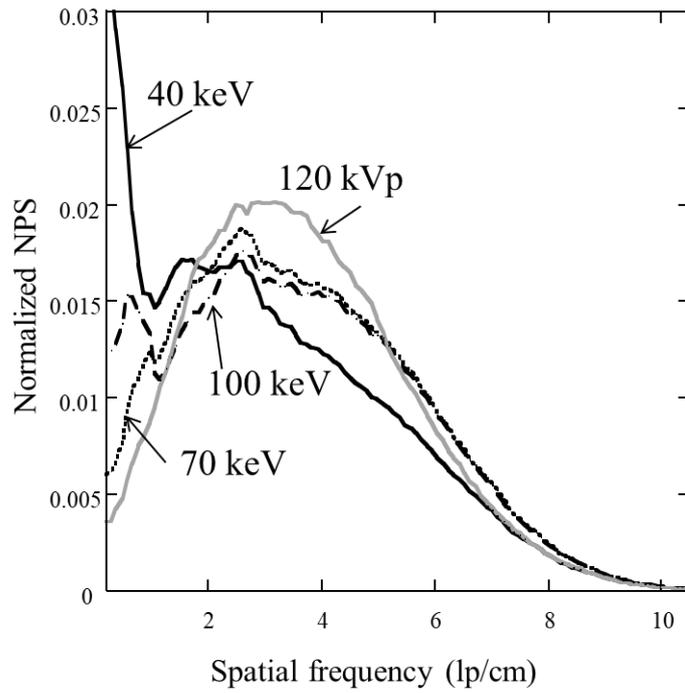
2.3.4 Noise power spectrum (NPS)

Fig. 2-7a に 120 kVp 撮影にて取得した従来画像である 120 kVp 画像と 40 keV から 100 keV までの仮想単色 X 線画像の NPS を示す。NPS の違いは 120 kVp 画像と仮想単色 X 線画像の画像ノイズのテクスチャーの違いを示している。70 keV 画像の NPS は、120 kVp 画像の NPS と比較して画像ノイズの大きさは異なるが、低周波領域から高周波領域にわたる全体的な分布の形状はほぼ同等であった。対照的に、40 keV 画像の NPS は低周波成分のノイズが増加し、120 kVp 画像の NPS とは異なる形状を示した。Fig. 2-7b にそれぞれの NPS に対してその曲線下面積にて正規化した NPS を示す。120kVp 画像と比較して、仮想単色 X 線画像の NPS のピーク周波数はわずかに低周波側にシフトし、40 keV では大幅にシフトした。得られた各 NPS の曲線下面積の平方根を 70 keV に対して正規化して計算したノイズの相対値は、40 keV にて 1.1, 120 kVp 画像にて 1.25 であった。また Fig. 2-5 に示す測定したノイズ値を 70 keV の値にて正規化して計算したノイズの相対値では、40 keV 画像にて 1.11, 120 kVp 画像にて 1.21 であり、SD から求めた値と NPS から求めた値はほぼ同等であった。Fig. 2-8 に 120

kVp 画像とノイズ低減レベル 0, 2, 4 の 70 keV 画像にて取得した NPS を示す. ノイズを低減した画像の NPS は, ノイズ低減の強度に応じて全周波数帯域でノイズの大きさが減少した. 最大 NPS の周波数はより低い周波数へわずかなシフトがあったが, NPS 曲線の全体の形状は変化しなかった.



(a)



(b)

Fig. 2-7 (a) Noise power spectrum (NPS) and (b) normalized NPS from 40, 70, and 100 keV virtual monochromatic images and 120 kVp conventional tube-voltage images.

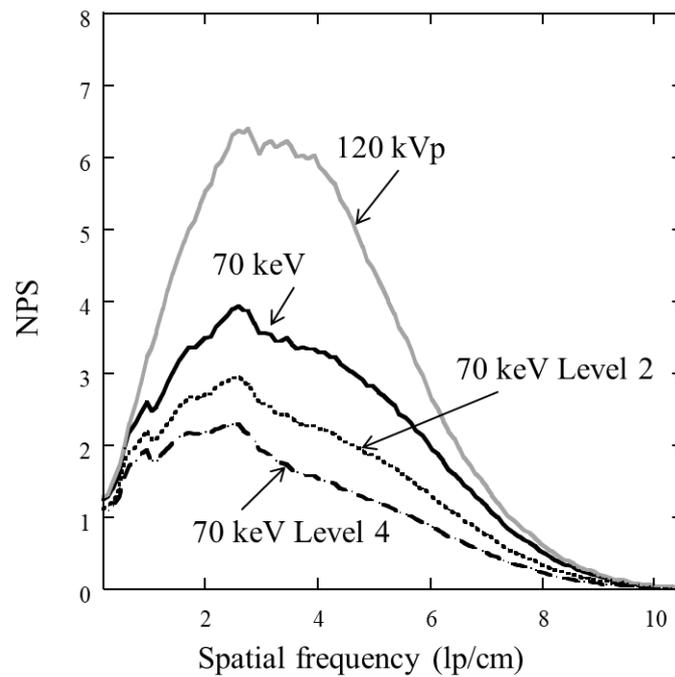


Fig. 2-8 NPS of conventional tube-voltage images for 120 kVp and virtual monochromatic images for 70 keV at different denoising levels.

2.4 考察

本研究では、2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の特性を評価した。2層検出器 CT は、120 kVp または 140 kVp の管電圧による X 線を使用した最初の検出器に基づく DECT 装置である。2つのエネルギーによって得られるスペクトラル画像と通常に使用される従来画像は、すべての収集で同時にレトロスペクティブに利用できるため、検査前に DECT を実行する決定は不要となる。さらに、スペクトラル画像を取得するためでも、従来の CT 撮影と同じ収集方法が使用されるため、線量の増加や FOV、スキャン範囲、管電流自動露出機構の設定などの撮影条件に関して制約がないのが利点である。

仮想単色 X 線画像のヨードの CT 値は、従来画像と比較してファントムの大きさの違いによらず一定の値として取得できる。本研究では、20 cm の小さいファントムと 30 cm の大きいファントムの CT 値にて比較したが、ヨード濃度 15.0 mgI / ml の 120 kVp 収集においては、120 kVp の従来画像では 2つのファントム間での CT 値の相違が 9.8% に対して、40 keV の仮想単色 X 線画像では 2.1%、70 keV では 2.8% であった。さらに、15.0 mgI / ml のヨード濃度に対する CT 値の公称値は、40 keV で 1265 HU、70 keV で 397 HU となっているが、40 keV における CT 値の公称値との相違は、20 cm ファントムで 4.4%、30 cm ファントムで 9.1% であった。CT 値が被写体の大きさにあまり依存しないため、ビームハードニング効果が仮想単色 X 線画像で最小となっていることを示している。さらに、2つの管電圧(120 kVp および 140 kVp)による収集方法において、同じファントムの大きさでのヨード物質の CT 値に大きな相違はなかった。一方で、van Hamersvelt ら[38]は本研究と異なる結果を報告している。140 kVp と 120 kVp を使用してガドリニウム造影剤を撮影した場合、140 kVp の収集は 120 kVp の収集よりも 40 keV の仮想単色 X 線画像にて高い CT 値が得られている。この報告では、120 kVp と 140 kVp の収集におけるガドリニウムの CT 値の相違は、40 keV にて 10-15% (5.1-0.5 mg / ml) である。これらの違いにおける理由は明らかではないが、主な理由はヨードとガドリニウムの物質自体の違いによるものと考えられる。X 線減弱が大きい場合では、2つの検出器層で検出される X 線強度が不均衡になる可能性がある。よって、ヨードよりも原子番号の高いガドリニウムにおいては、撮影管電圧に依存して高い管電圧にて光子の分光が困難になることが考えられる。

仮想単色 X 線画像の画像ノイズは、エネルギー間でほぼ一定であり、画像のノイズ低減処理によって大幅な低減が可能である。NPS の 40 keV 画像は低周波成分が増加し、同じ条件で取得した 120 kVp 画像の NPS とは大きく異なった。これは、主に”anticorrelated statistical reconstruction algorithm”が原因であると考えられる。これは光電効果画像とコンプトン散乱画

像におけるノイズの負の相関を使用するノイズ低減方法である。しかし、画像の粒状度とテクスチャーが変化するリスクがあり、臨床画像に影響を与える可能性がある。したがって、臨床画像において画質の詳細な評価をする必要がある。一般的に、ヨードのコントラストと画像ノイズにはトレードオフの関係が存在する。ヨードのコントラストは低エネルギーで最大となるが、反対に画像ノイズは低エネルギーで最大となる。しかし、他の様々な DECT の収集手法においては、40 keV の仮想単色 X 線画像の画像ノイズが、70 keV 画像のノイズよりも 5 倍高いことが明らかとなっている[31, 42]。また別の DECT システムでは、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像において、画像ノイズを低減するためのノイズ低減法が適用となっている[31]。2 層検出器 CT は、2 つのスペクトルに分光した画像間のノイズの負の相関、すなわち、独自のスペクトル再構成アルゴリズムを適用することで、全体的なノイズレベルを適切に調整するような特性を利用している[44, 45]。さらに、得られた仮想単色 X 線画像は、ノイズ低減技術を利用して更なる量子ノイズを低減するためにも使用できる (Fig. 2-5, ノイズ低減レベル 2, 4)。2 層検出器 CT は、エネルギー間の画像ノイズのレベルがあまり変化しないため、CNR の改善が容易に可能である。臨床においては、CT-Angiography 検査やダイナミック CT 検査、予期せぬ患者状態などによってヨードの増強が不十分な場合など、さまざまな状況にてヨードの CT 値が増加するため、より低い仮想単色 X 線エネルギー画像が診断能の向上に有用となる。さらに 2 層検出器 CT は、より低い仮想単色 X 線画像を使用してヨードによる造影剤腎症のリスクを減少させ、当院においては安定した画像ノイズにて画質を劣化させることなく、肝臓ダイナミック CT 検査にてヨード量を 50% 減少できる[49]。結論として、2 層検出器 CT では、仮想単色 X 線画像はエネルギースペクトル全体にわたって安定した画像ノイズを提供し、単一の管電圧による従来画像よりも CNR を改善できる。

本研究にはいくつかの制限がある。本研究では物理的な指標の測定を目的としたため、臨床への影響については評価していない。また、低エネルギーの仮想単色 X 線画像における診断精度への影響を観察者実験によって従来画像と比較しなければならない。さらに、臨床状況の範囲におけるヨードの CT 値にて評価したため、より高いヨード濃度、また、より低いヨード濃度の範囲については評価していない。結論として、2 層検出器 CT における仮想単色 X 線画像は、各エネルギーにおいて安定した画像ノイズを提供し、ヨード物質に対して従来画像よりも CNR を改善できる。

第3章 2層検出器 CT の仮想単色 X 線画像におけるヨード造影剤の解像特性

3.1 緒言

近年、DECT は様々な臨床での有用性について報告があり、2層検出器 CT の登場によって臨床的に広く使用できる技術となった。ヨード造影剤を使用する造影 CT 検査においては、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像によって CT 値の上昇が得られるが、再構成エネルギーの違いにおけるヨード造影剤の解像特性については明らかではない。X 線 CT 装置の解像特性に関する画質評価は、金属ワイヤーを用いたワイヤー法による modulation transfer function (MTF) が広く普及している[50, 51]。しかし、近年では Iterative reconstruction (IR) のような非線形なアルゴリズムを持つ CT 画像に対して円形エッジ法による task-based modulation transfer function が提唱されている[52, 53]。2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像は、IR 同様、非線形なノイズ低減処理 (Spectral レベル) や相反ノイズ低減処理 (anticorrelated statistical reconstruction algorithm) [44, 45] が使用されているため、仮想単色 X 線画像の再構成エネルギーの違いにて解像特性が異なる可能性がある。またコントラストの違いによる影響も懸念されるため、ヨード物質においては濃度の違いによる影響を評価する必要がある。本研究の目的は、2層検出器 CT を使用したファントム研究にて、異なるヨード濃度における仮想単色 X 線画像の各エネルギー画像の MTF 測定を行い、従来画像である 120 kVp 画像の MTF と比較することである。

3.2 方法

3.2.1 ファントム

ファントムは Fig. 3-1a に示す 40 cm×30 cm 径の Multi-Energy CT Phantom (Gammex1472) を使用し, Fig. 3-1b に示す中心から 75 mm 離れた位置の円柱ロッド部 (直径 28.5 mm, 長さ 165 mm) に, 3 種類のヨード濃度 5, 10, 15 mg / ml のロッドをそれぞれ挿入して, それぞれを 3 回撮影した.

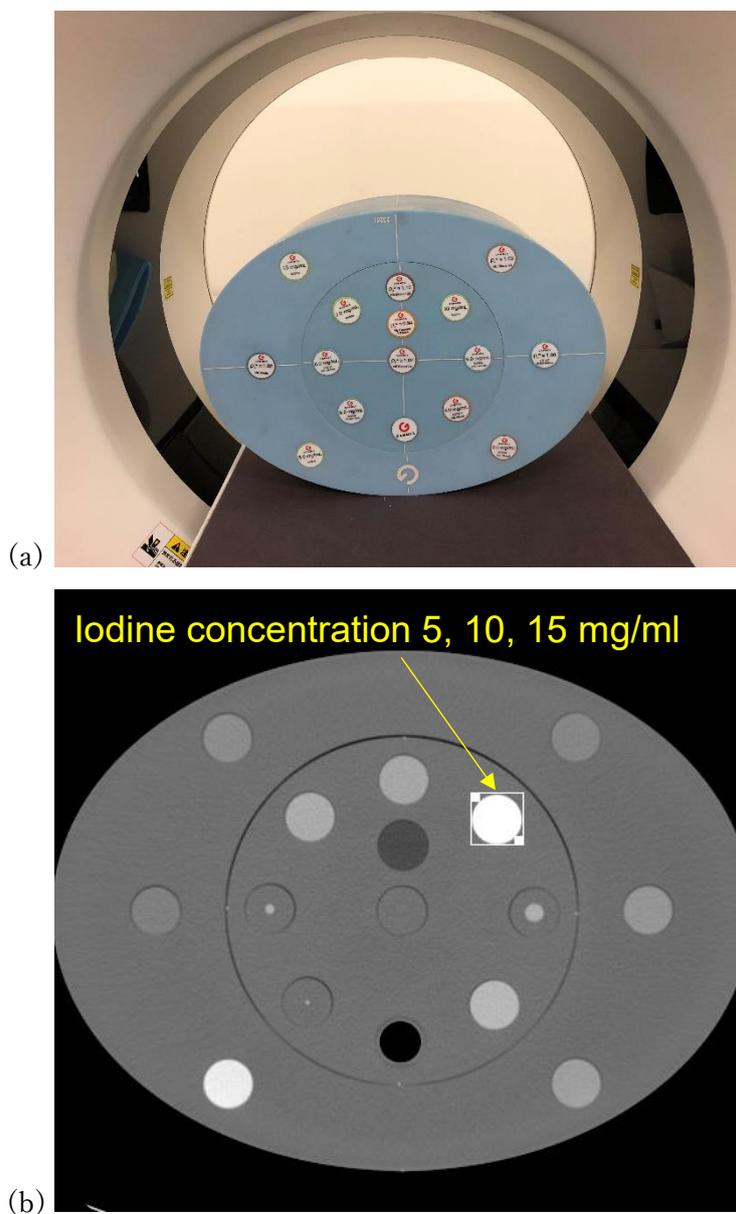


Fig. 3-1 Picture of (a) the Multi-Energy CT phantom (Gammex1472) and (b) the phantom CT image.

3.2.2 撮影条件と再構成条件

CT 装置は 2 層検出器 CT 装置 (IQon Spectral CT; Philips Healthcare, Cleveland, OH) を使用し, Multi-Energy CT phantom をヘリカル撮影した. 撮影条件は, 管電圧: 120 kVp, 管電流: 640 mA, 検出器配列: 64×0.625 mm, ピッチファクタ: 0.8, ガントリー回転時間: 0.5 秒とした. 画像再構成は, 再構成関数: 腹部関数 (abdomen sharp C), スライス厚: 1.0 mm, スライス間隔: 1.0 mm, FOV: 400 mm, 再構成におけるエネルギー画像は, 120 kVp の従来画像と 40 keV から 100 keV まで 10 keV 毎の仮想単色 X 線画像とした.

3-2-3 modulation transfer function (MTF) の測定

異なる 3 種類のヨード濃度のロッドにおける CT 画像の MTF は, 日本 CT 技術学会より提供されている CT measure[54] を用いて円形エッジ法にて算出した. Fig. 3-2 に示すように, 各エネルギーにて得られた CT 画像の連続する中心 50 枚を加算平均し, ロッドに接するように ROI を設定して測定した. MTF 値は 3 回の撮影にて測定した平均値とし, 120 kVp 画像と各エネルギーの仮想単色 X 線画像において, MTF50%, MTF10% を算出して比較した.

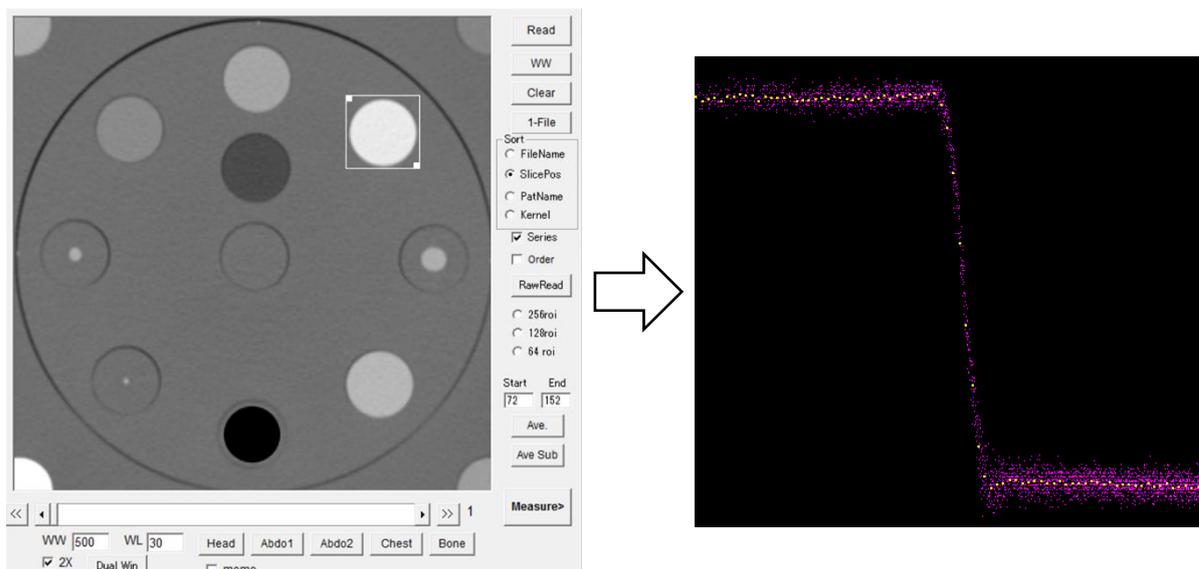
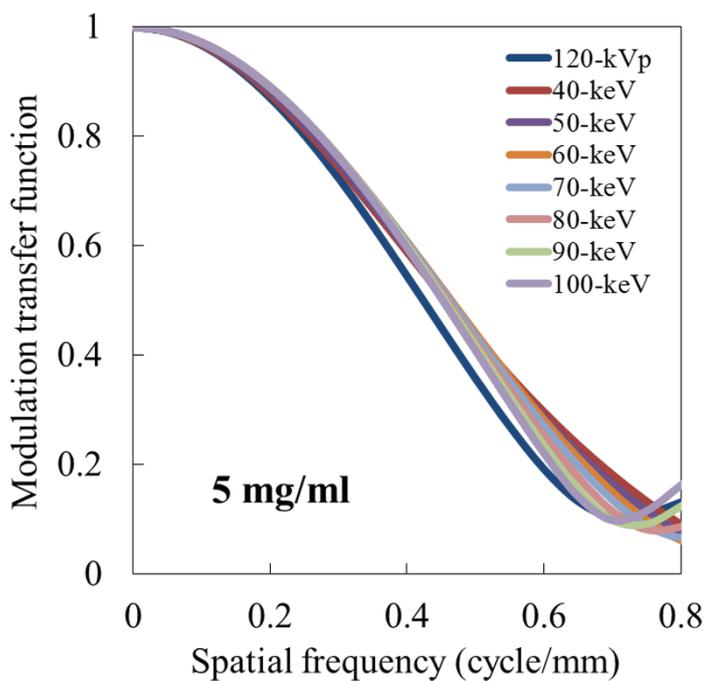


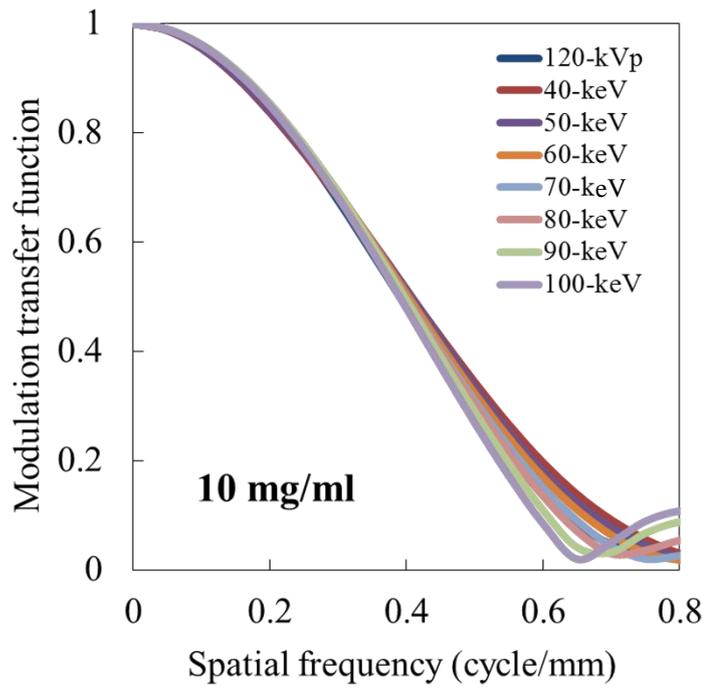
Fig. 3-2 Illustration of circular-edge method for MTF measurement using CT measure

3.3 結果

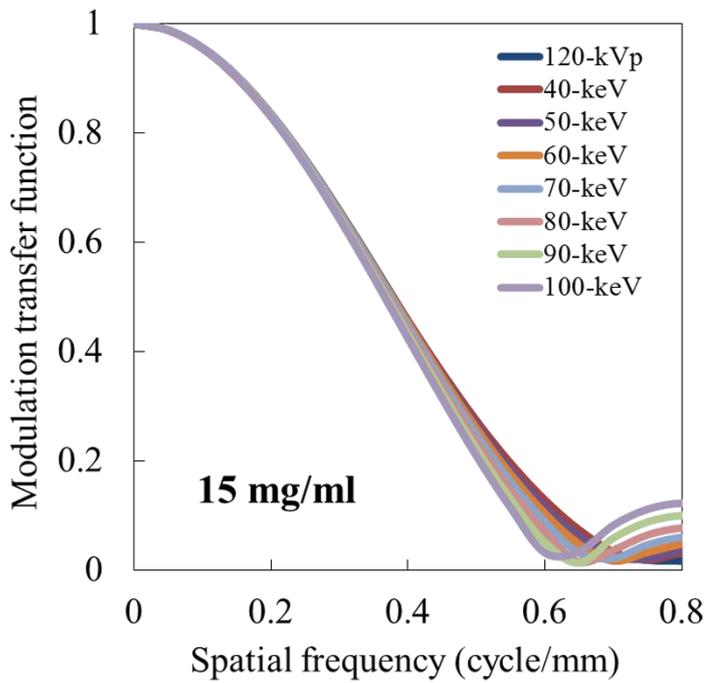
3つの異なるヨード濃度における従来画像の120 kVp画像と各エネルギーの仮想単色X線画像のMTFをFig. 3-3に示す。10, 15 mg/mlのヨード濃度において、低周波数領域における各仮想単色X線画像のMTFは120 kVp画像とほぼ同等の形状であり、高周波数領域では高いエネルギーの仮想単色X線画像にて120 kVp画像よりわずかに低下する傾向であった。一方、5 mg/mlのヨード濃度における仮想単色X線画像のMTFは、すべてのエネルギーにおいて、低周波数領域から高周波数領域にわたって120 kVp画像よりわずかに向上した。10, 15 mg/mlのヨード濃度における仮想単色X線画像のMTF50%の値は、120 kVp画像と5%以内にて一致したが(Table 3-1)、5 mg/mlのヨード濃度の仮想単色X線画像におけるMTF50%とすべてのヨード濃度のMTF10%では、120 kVp画像と比べ3-10%の相違があった。またヨード濃度に関わらず、各仮想単色X線画像におけるMTF50%、MTF10%値は、120 kVp画像と比較して、低いエネルギーにて高い値を示し、エネルギーが高くなるほど値は低下した。



(a)



(b)



(c)

Fig. 3-3 Task-based modulation transfer function curves of conventional and virtual monochromatic images at iodine concentration of (a) 5, (b) 10 and (c) 15 mg / ml.

Table 3-1 The values of MTF50% and MTF10% for conventional and virtual monochromatic images at iodine concentration of 5, 10 and 15 mg / ml.

Iodine concentration (mg/mL)	MTF (%)	Conventional image (kVp)	Virtual monochromatic image (keV)						
		120	40	50	60	70	80	90	100
5	50	0.42	0.46	0.46	0.46	0.46	0.46	0.46	0.45
	10	0.72	0.79	0.77	0.75	0.74	0.72	0.70	0.70
10	50	0.39	0.41	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.39
	10	0.63	0.69	0.67	0.66	0.64	0.61	0.61	0.59
15	50	0.38	0.38	0.38	0.38	0.38	0.37	0.37	0.37
	10	0.61	0.62	0.61	0.60	0.59	0.58	0.57	0.56

3.4 考察

本研究では、円形エッジ法を用いた MTF 測定において、ヨード物質の濃度の違いと仮想単色 X 線画像のエネルギーの違いにおける影響を従来画像である 120 kVp 画像と比較して検証した。高いヨード濃度 (10, 15 mg / ml) では、すべてのエネルギーにおける仮想単色 X 線画像の MTF50%は、120 kVp 画像と比べて同等であり、MTF10%は低いエネルギーの仮想単色 X 線画像にて 120 kVp 画像よりわずかに高い値を示した。Ozguner ら[55]はワイヤー法にて 2 層検出器 CT の 120 kVp 画像と仮想単色 X 線画像の MTF 評価を行い、本研究と同様の結果を報告している。これより、高いヨード濃度の場合ではワイヤー法と円形エッジ法の MTF は一致することが示唆された。しかし、低いヨード濃度の場合 (5 mg/ml) での 120 kVp 画像の MTF50%は、すべてのエネルギーの仮想単色 X 線画像に比べてわずかに低下した。これは、円形エッジ法における MTF がコントラストやノイズの影響を大きく受けたからであると考えられる。また 5 mg / ml のヨード物質では CT 値が 100 HU 程度であるため、画像ノイズの違いが特に MTF に影響する[56]。本研究では、ノイズを減少させるために連続する 50 枚の画像を加算平均して測定したが、ノイズ低減が不十分であったため MTF が低下した可能性がある。2 層検出器 CT における仮想単色 X 線画像は、すべてのエネルギーで 120 kVp 画像よりも画像ノイズが低下する特性を示すため、CNR が向上する低いエネルギーの仮想単色 X 線画像は、120 kVp 画像や高いエネルギーの仮想単色 X 線画像よりも MTF はわずかに向上した。40 keV の仮想単色 X 線画像のノイズ特性は、NPS にて 120 kVp 画像より低周波数成分を多く有しているため、解像特性への影響も懸念されたが、本研究における 5 mg / ml から 15 mg / ml までのヨード濃度の範囲では、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像の解像特性がより優れていた。

本研究にはいくつかの制限がある。本研究は 5 mg / ml から 15 mg / ml までのヨード濃度についての評価であったが、より低いヨード濃度での MTF は結果が異なる可能性がある。また撮影条件は、臨床に近い撮影線量にて評価をしているが、今回よりさらに低い線量で撮影した場合の評価もしなければならない。また低い線量での MTF 測定においては、ノイズの影響を受けない評価法で検討する必要がある。結論として、2 層検出器 CT における仮想単色 X 線画像は従来画像の 120 kVp 画像と同等な解像特性を有し、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像ではヨード物質における検出を改善できる。

第4章 結論

本研究では、2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の異なるエネルギー画像において、CT 値とノイズ特性の被写体の大きさと撮影管電圧による影響、ヨード物質における解像特性について従来画像と比較して明らかにした。

以下に本研究の成果と結論、さらに今後の課題について言及する。

4.1 研究成果と結論

2層検出器 CT の仮想単色 X 線画像におけるヨード物質の CT 値の特性は、仮想単色 X 線画像のエネルギーが低くなるほど CT 値が上昇し、120 kVp 撮影では 40 keV 画像にて最大で 3 倍ほど増加した。また被写体の大きさによる影響を大小 2 種類のファントムにて検証したが、2つのファントム間で CT 値が変化する従来画像と比べて、仮想単色 X 線画像は CT 値の変化が小さく被写体に依存しないため、CT 値の定量性が高いことが明らかとなった。またノイズ特性においては、仮想単色 X 線画像のすべてのエネルギー画像にて、従来画像よりノイズ値が小さくなり、CNR においても低いエネルギー画像ほど向上した。NPS においては、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像では低周波成分のノイズの増加が顕著であり、従来画像と大きく異なる特性を示した。

ヨード物質における仮想単色 X 線画像の解像特性は、仮想単色 X 線画像の各エネルギーにおいて、MTF は従来画像の 120 kVp 画像と比べて同等であり、低いエネルギーの仮想単色 X 線画像においては、わずかに MTF が向上した。

結論として、2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像は、エネルギーの違いにおける画像の劣化がほとんどなく、低いエネルギー画像ではヨード造影剤のコントラストの改善に有用である。臨床における低いエネルギーの仮想単色 X 線画像の使用は、診断能の向上に有用となり得るが、40 keV のような低いエネルギー画像においては、低周波域領域のノイズ増加による画像の質感の変化に注意が必要である。

4.2 今後の課題

本研究では、2層検出器 CT における仮想単色 X 線画像の物理的な画質の指標 (CT 値, SD, CNR, NPS, MTF) の測定を目的として評価したが、臨床画像への影響については評価していない。よって、今後は臨床における低コントラスト検出能、画像のテクスチャー、診断精

度など、低エネルギー画像を使用した観察者実験を行ない、従来画像と比較しなければならない。また、本研究では臨床状況において有用となるヨード増強効果を目的としたため、120 kVp で 500 HU 以上、40 keV の仮想単色 X 線画像にて 1500 HU 以上のヨード濃度は含めなかった。そのため、より高い CT 値となるヨード濃度や臨床では重要となる 100 HU 以下の低いヨード濃度における特性も評価しなければならない。さらには、DECT によって得られる物質弁別画像(ヨード密度画像, ヨード密度強調画像, 仮想単純画像, 実効原子番号画像, 電子密度画像, カルシウム抑制画像)においても、画像の特性や定量性、そして臨床における有用性を評価する必要がある。本研究においては、dual energy 収集が可能となる撮影管電圧 120 kVp と 140 kVp の違いについて比較したが、それぞれにて得られた仮想単色 X 線画像の特性はほとんど同等であった。DECT から得られる仮想単色 X 線画像や物質弁別画像では、その他の撮影条件の違いによっても、画像の特性が異なる可能性があるため、撮影条件の違いにおける影響についても評価が必要である。

参考文献

1. Joseph PM, Ruth C. A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine. *Medical physics*. 1997;24(10):1629-34.
2. Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, Jacobs JE, Carvalho BM, Herman GT. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology*. 1999;213(2):468-72.
3. Yeh BM, Shepherd JA, Wang ZJ, Teh HS, Hartman RP, Prevrhal S. Dual-energy and low-kVp CT in the abdomen. *AJR American journal of roentgenology*. 2009;193(1):47-54.
4. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-energy CT applications in the abdomen. *AJR American journal of roentgenology*. 2012;199(5 Suppl):S64-70.
5. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR American journal of roentgenology*. 2012;199(5 Suppl):S9-s15.
6. Mileto A, Nelson RC, Samei E, Choudhury KR, Jaffe TA, Wilson JM, et al. Dual-energy MDCT in hypervascular liver tumors: effect of body size on selection of the optimal monochromatic energy level. *AJR American journal of roentgenology*. 2014;203(6):1257-64.
7. Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 2014;34(3):589-612.
8. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology*. 2014;271(2):327-42.
9. Goo HW, Goo JM. Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. *Korean journal of radiology*. 2017;18(4):555-69.
10. Korn A, Bender B, Thomas C, Danz S, Fenchel M, Nagele T, et al. Dual energy CTA of the carotid bifurcation: advantage of plaque subtraction for assessment of grade of the stenosis and morphology. *European journal of radiology*. 2011;80(2):e120-5.
11. Meyer BC, Werncke T, Hopfenmuller W, Raatschen HJ, Wolf KJ, Albrecht T. Dual energy CT of peripheral arteries: effect of automatic bone and plaque removal on image quality and grading of stenoses. *European journal of radiology*. 2008;68(3):414-22.
12. Uotani K, Watanabe Y, Higashi M, Nakazawa T, Kono AK, Hori Y, et al. Dual-energy CT head bone and hard plaque removal for quantification of calcified carotid stenosis: utility and

- comparison with digital subtraction angiography. *European radiology*. 2009;19(8):2060-5.
13. Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology*. 1979;131(2):521-3.
 14. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Investigative radiology*. 1977;12(6):545-51.
 15. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *European radiology*. 2007;17(6):1510-7.
 16. Graser A, Johnson TR, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *European radiology*. 2009;19(1):13-23.
 17. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 2011;31(4):1031-46; discussion 47-50.
 18. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, Merkle EM, Nelson RC, Schindera ST, et al. Focal cystic high-attenuation lesions: characterization in renal phantom by using photon-counting spectral CT--improved differentiation of lesion composition. *Radiology*. 2010;254(1):270-6.
 19. Boll DT, Merkle EM, Paulson EK, Mirza RA, Fleiter TR. Calcified vascular plaque specimens: assessment with cardiac dual-energy multidetector CT in anthropomorphically moving heart phantom. *Radiology*. 2008;249(1):119-26.
 20. Vlahos I, Chung R, Nair A, Morgan R. Dual-energy CT: vascular applications. *AJR American journal of roentgenology*. 2012;199(5 Suppl):S87-97.
 21. Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A. Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 2012;32(2):353-69.
 22. Miller CM, Gupta RT, Paulson EK, Neville AM, Bashir MR, Merkle EM, et al. Effect of organ enhancement and habitus on estimation of unenhanced attenuation at contrast-enhanced dual-energy MDCT: concepts for individualized and organ-specific spectral iodine subtraction strategies. *AJR American journal of roentgenology*. 2011;196(5):W558-64.
 23. Vrtiska TJ, Takahashi N, Fletcher JG, Hartman RP, Yu L, Kawashima A. Genitourinary

- applications of dual-energy CT. *AJR American journal of roentgenology*. 2010;194(6):1434-42.
24. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al. Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 2010;30(4):1037-55.
 25. Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, Butler A, Anderson N, Pache G, et al. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights into imaging*. 2011;2(2):149-59.
 26. Hartman R, Kawashima A, Takahashi N, Silva A, Vrtiska T, Leng S, et al. Applications of dual-energy CT in urologic imaging: an update. *Radiologic clinics of North America*. 2012;50(2):191-205, v.
 27. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *European journal of radiology*. 2008;68(3):362-8.
 28. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European radiology*. 2006;16(2):256-68.
 29. Johnson TR. Dual-energy CT: general principles. *AJR American journal of roentgenology*. 2012;199(5 Suppl):S3-8.
 30. Primak AN, Giraldo JC, Eusemann CD, Schmidt B, Kantor B, Fletcher JG, et al. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in vivo. *AJR American journal of roentgenology*. 2010;195(5):1164-74.
 31. Leng S, Shiung M, Ai S, Qu M, Vrtiska TJ, Grant KL, et al. Feasibility of discriminating uric acid from non-uric acid renal stones using consecutive spatially registered low- and high-energy scans obtained on a conventional CT scanner. *AJR American journal of roentgenology*. 2015;204(1):92-7.
 32. Almeida IP, Schyns LE, Ollers MC, van Elmpt W, Parodi K, Landry G, et al. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners. *Medical physics*. 2017;44(1):171-79.
 33. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, Manneck S, Dashti D, Krauss B, et al. Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an

In Vitro and In Vivo Study. *Investigative radiology*. 2016;51(8):491-8.

34. Topcuoglu OM, Sarikaya B. Fast kilovoltage-switching dual-energy CT offering lower x-ray dose than single-energy CT for the chest: a quantitative and qualitative comparison study of the two methods of acquisition. *Diagnostic and interventional radiology (Ankara, Turkey)*. 2019;25(3):204-09.

35. Faby S, Kuchenbecker S, Sawall S, Simons D, Schlemmer HP, Lell M, et al. Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: A simulation study. *Medical physics*. 2015;42(7):4349-66.

36. Ju Y, Liu A, Dong Y, Liu Y, Wang H, Sun M, et al. The Value of Nonenhanced Single-Source Dual-Energy CT for Differentiating Metastases From Adenoma in Adrenal Glands. *Academic radiology*. 2015;22(7):834-9.

37. Mullner M, Schlattl H, Hoeschen C, Dietrich O. Feasibility of spectral CT imaging for the detection of liver lesions with gold-based contrast agents - A simulation study. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2015;31(8):875-81.

38. van Hamersvelt RW, Willeminck MJ, de Jong PA, Milles J, Vlassenbroek A, Schilham AMR, et al. Feasibility and accuracy of dual-layer spectral detector computed tomography for quantification of gadolinium: a phantom study. *European radiology*. 2017;27(9):3677-86.

39. Hicketier T, Baessler B, Kroeger JR, Doerner J, Pahn G, Maintz D, et al. Monoenergetic reconstructions for imaging of coronary artery stents using spectral detector CT: In-vitro experience and comparison to conventional images. *Journal of cardiovascular computed tomography*. 2017;11(1):33-39.

40. Wellenberg RH, Boomsma MF, van Osch JA, Vlassenbroek A, Milles J, Edens MA, et al. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *European journal of radiology*. 2017;88:61-70.

41. Ananthkrishnan L, Rajiah P, Ahn R, Rassouli N, Xi Y, Soesbe TC, et al. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdominal radiology (New York)*. 2017;42(3):702-09.

42. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology*. 2011;259(1):257-62.
43. Leng S, Yu L, Fletcher JG, McCollough CH. Maximizing Iodine Contrast-to-Noise Ratios in Abdominal CT Imaging through Use of Energy Domain Noise Reduction and Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology*. 2015;276(2):562-70.
44. Kalender WA, Klotz E, Kostaridou L. An algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images. *IEEE transactions on medical imaging*. 1988;7(3):218-24.
45. Brown KM GS, Zabic S. Impact of spectral separation in dual-energy CT with anti-correlated statistical reconstruction. In *The 13th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*. 2015:491-4.
46. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality. *Medical physics*. 2011;38(12):6371-9.
47. Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA, Paulson EK, DeLong DM, Yoshizumi TT. Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. *Radiology*. 2003;227(3):739-45.
48. Verdun FR, Denys A, Valley JF, Schnyder P, Meuli RA. Detection of low-contrast objects: experimental comparison of single- and multi-detector row CT with a phantom. *Radiology*. 2002;223(2):426-31.
49. Nagayama Y, Nakaura T, Oda S, Utsunomiya D, Funama Y, Iyama Y, et al. Dual-layer DECT for multiphasic hepatic CT with 50 percent iodine load: a matched-pair comparison with a 120 kVp protocol. *European radiology*. 2018;28(4):1719-30.
50. Bischof CJ, Ehrhardt JC. Modulation transfer function of the EMI CT head scanner. *Medical physics*. 1977;4(2):163-7.
51. 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 他. CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. *日放技学誌* 2008; 64(6): 672-680.
52. Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Medical physics*. 2012;39(7):4115-22.

53. Christianson O, Chen JJ, Yang Z, Saiprasad G, Dima A, Filliben JJ, et al. An Improved Index of Image Quality for Task-based Performance of CT Iterative Reconstruction across Three Commercial Implementations. *Radiology*. 2015;275(3):725-34.
54. Ichikawa K, CTmeasure, <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2014.
55. Ozguner O, Dhanantwari A, Halliburton S, Wen G, Utrup S, Jordan D. Objective image characterization of a spectral CT scanner with dual-layer detector. *Physics in medicine and biology*. 2018;63(2):025027.
56. Wilson JM, Christianson OI, Richard S, Samei E. A methodology for image quality evaluation of advanced CT systems. *Medical physics*. 2013;40(3):031908.

業績一覧

国際会議における発表

- 1) Sakabe D, Utsunomiya D, Funama Y, Oda S, Hatemura M, Yamashita Y, Four dimensional image tracking method for computed tomography derived fractional flow reserve: Influence of different cardiac phase durations on the computed tomography derived fractional flow reserve analysis, RSNA, Chicago, November 2017. (口述発表)
- 2) Sakabe D, Funama Y, Utsunomiya D, Nakaura T, Oda S, Yamashita Y, Variation of iodine CT number for spectral CT imaging using a first generation Dual layer CT: effect of object size and tube voltage, RSNA, Chicago, November 2017. (ポスター発表)
- 3) Sakabe D, Utsunomiya D, Funama Y, Nakaura T, Oda S, Yamashita Y, Effect of iodinated contrast medium on organ dose at coronary CT angiography using 100 kVp and 120 kVp scans, RSNA, Chicago, November 2018. (ポスター発表)

国内会議における発表

- 4) 坂部 大介, 宇都宮 大輔, 船間 芳憲, 橋田 昌弘, 羽手村 昌宏, 山下 康行, 第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会 発表 CT-FFR 解析における冠動脈 CTA 画像の心位相の影響, 第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会, 横浜, 4 月, 2017.
- 5) 坂部 大介, 船間 芳憲, 中浦 猛, 尾田 済太郎, 笥 清孝, 羽手村 昌宏, Dual layer spectral detector CT を用いたヨード物質における仮想単色 X 線画像の解像特性, 日本 CT 技術学会第 6 回学術大会, 名古屋, 6 月, 2018.