

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 27 年 5 月 18 日現在

機関番号：13301

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2012～2014

課題番号：24791279

研究課題名(和文) Dual-energy CTの被ばく線量解析および多角的線量最適化手法の構築

研究課題名(英文) Radiation dose analysis and development of various dose optimization methods in dual-energy CT

研究代表者

松原 孝祐 (MATSUBARA, Kosuke)

金沢大学・保健学系・准教授

研究者番号：30507372

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,400,000円

研究成果の概要(和文)：Dual-energy CT (DECT)における被検者被ばく線量の最適化を実現させることを目的に、DECTの被ばく・画質評価、自動露出機構(AEC)の動作特性の解析、仮想非造影画像の精度に関する物理的・臨床的評価を実施した。その結果、DECTはSingle-energy CT (SECT)と比較して画質はわずかに劣るものの、より低被ばくでの撮影を実施できることが確認された。また、TCMのDECTにおける動作特性はSECTとは異なり、特に体格の大きい被検者において不適切であった。また、仮想非造影イメージングの精度は、収集プロトコル、被検者の体格、造影剤濃度により異なることが確認された。

研究成果の概要(英文)：To optimize patient dose in dual-energy computed tomography (DECT), radiation dose and image quality, operating characteristics of automatic exposure control (AEC), and physical and clinical assessment of attenuation values in virtual non-contrast (VNC) images were evaluated. Although DECT provides images which have image quality inferior to single-energy CT (SECT), it can be performed with less radiation dose. The combination of AEC and DECT is unsuitable for obese patients because it tends to provide lower radiation dose and higher image noise levels than the combination of AEC and SECT. Attenuation in VNC images differs depending on the acquisition protocol, patient size, and contrast agent concentration.

研究分野：放射線防護学，X線CT技術学

キーワード：X線 コンピュータ断層撮影 被ばく 最適化 エネルギー

様式 C - 19、F - 19、Z - 19 (共通)

1. 研究開始当初の背景

(1) Dual-energy computed tomography (DECT) は、X 線の線減弱係数のエネルギー依存性を利用した物質の弁別や、金属アーチファクトの低減を可能とする撮影技術であり、1 回の検査で従来得ることができなかった付加的情報を得ることができるようになった。

(2) 一方で、被検者の被ばく線量と医療効果とのバランスをとっていくためには、DECT における被検者の被ばく線量や得られる画像の画質を詳細に調べる必要があった。

(3) 線量最適化技術として広く用いられている CT 自動露出機構 (AEC) を DECT に適用した場合の特性を調べることは DECT の線量最適化のためには必要不可欠であるが、そのような研究は行われていなかった。

(4) DECT によって得られる画像の 1 つに仮想非造影 (virtual non-contrast, VNC) 画像があり、造影 CT 検査における検査全体の被ばく線量低減の可能性を有しているが、元画像からヨード造影剤の影響をどの程度取り除けるかを定量的に評価した研究は行われていなかった。

2. 研究の目的

(1) DECT の詳細な被ばく線量・画質評価を行い、従来法である Single-energy CT (SECT) との比較を行った。

(2) AEC の DECT 施行時における動作特性および被ばく線量の解析を行った。

(3) VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度の評価を行った。

(4) 以上の成果より、DECT における被ばく線量最適化手法の提言を行った。

3. 研究の方法

(1) 使用した X 線 CT 装置

本研究では、DECT を施行可能で、かつ本邦において広く普及している X 線 CT 装置の 1 つである、シーメンス社製 SOMATOM Definition Flash を使用した。当該装置で DECT を施行する際には、100/Sn140 kV、80/Sn140 kV、140/80 kV の 3 種類の管電圧の組み合わせから管電圧を選択可能である。なお、SECT 施行時には、最も一般的に使用される管電圧である 120 kV を選択した。

(2) DECT の被ばく線量評価

小型線量計の一種である蛍光ガラス線量計および人体ファントムの一種である RANDO ファントムを用いて、胸部および腹部 DECT 施行時の任意の断面内および表面に蛍光ガラス線量計を配置して線量分布を測定し、

SECT との比較を行った。管電流 (Eff. mAs) は、装置の線量指標である volume CT dose index (CTDIvol) がほぼ同一 (胸部: 7.4 mGy 程度、腹部 13.8 mGy 程度) となるように設定した。詳細な撮影条件を表 1、2 に示す。

表 1 胸部撮影条件

	SE		DE	
	管電圧 (kV)	120	100/ Sn140	80/ Sn140
Eff. mAs	110	103/ 88	212/ 90	33/ 165
検出器構成 (mm)	128 × 0.6	128 × 0.6	128 × 0.6	128 × 0.6
ピッチ	0.9	0.9	0.9	0.9
X 線管回転速度 (sec)	0.33	0.33	0.33	0.33
CTDIvol (mGy)	7.43	7.44	7.42	7.49

表 2 腹部撮影条件

	SE		DE	
	管電圧 (kV)	120	100/ Sn140	80/ Sn140
Eff. mAs	200	178/ 138	366/ 141	51/ 281
検出器構成 (mm)	32 × 1.2	32 × 0.6	32 × 0.6	32 × 0.6
ピッチ	0.6	0.6	0.6	0.6
X 線管回転速度 (sec)	0.5	0.5	0.5	0.5
CTDIvol (mGy)	13.80	13.72	13.76	13.71

(3) DECT の画質評価

自作のワイヤファントムおよび市販のキャリブレーション用ファントム (CATPHAN) を使用して、面内解像特性、ノイズ特性、コントラストノイズ比 (contrast-to-noise ratio, CNR) の評価を行った。評価の対象とした画像は、低管電圧側と高管電圧側の合成画像 (composite image) であり、それぞれ SECT 画像との比較を行った。

撮影条件は表 2 と同一とした。画像はスライス厚 5 mm で取得し、合成割合はメーカ推奨値 (100/Sn140 kV : 0.6, 80/Sn140 kV : 0.4) を選択した。なお、CNR の評価の際には、100/Sn140 kV では合成割合 0.3 ~ 0.9、80/Sn140 kV では合成割合 0.1 ~ 0.7 の画像を 0.1 刻みで作成した。

(4) DECT における AEC の動作特性評価

自作のアクリル製楕円型ファントム 2 種類 (痩せ型、肥満型) を使用し、AEC が動作する環境を再現した上で AEC を併用した DECT

を施行し、ファントム内部の局所線量評価およびノイズレベルの評価を行った。

撮影条件は X 線管回転速度:0.5 sec( SECT ) または 0.33 sec( DECT ), 検出器構成 128 × 0.6 mm, ピッチ:0.6 とし, 表 3 に示す Quality reference mAs ( AEC の線量基準を決める値 ) の組み合わせ ( tube B の値は装置側で自動選択 ) でそれぞれ撮影を行った。

表 3 各管電圧における Quality reference mAs の設定値

管電圧 (kV)		Quality ref. mAs		
tube A	tube B	tube A	tube B	
120			150	
			300	
			450	
			600	
			150	116
100	Sn140		300	232
			450	348
			600	464
			150	58
			300	116
80	140Sn		450	174
			600	232

(5) VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度に関する評価

VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度について、ファントム画像と臨床画像による評価を行った。(4)で使用した自作の亚克力製楕円型ファントム(瘦せ型)の内部に造影剤濃度(0, 3, 9, 15, 30 mgI/ml)と容量(15, 30 ml)の異なるボトルを挿入し、DECTを施行した。撮影条件は表2と同一とした。その後、Syngo Multi Modality Workplace(シーメンス社製)を用いてVNC画像を作成した。VNC画像のボトル上に関心領域を設定してCT値を測定し、造影剤濃度0 mgI/mlのCT値との比較を行った。

また、金沢大学附属病院において DECT にて腹部のダイナミックスタディを施行した123例の非造影画像およびVNC画像(動脈相, 門脈相, 平衡相の画像より作成)の肝臓, 筋肉, 腎臓, 脾臓, 膵臓, 大動脈に関心領域を設定してCT値を測定し, 両者の比較を行った。撮影条件は, 管電圧:100/Sn140 kV, Quality reference mAs:600/464, 検出器構成:32 × 0.6 mm, ピッチ:1.0, X線管回転速度:0.5 sec, スライス厚:3.0 mmとした。

4. 研究成果

(1) DECT の被ばく線量

胸部の SECT および DECT を施行した際の、乳房レベルの断面における吸収線量分布を図1に示す。線量分布の形状に大きな違いは認められないが、CTDIvol がほぼ同一であっても、SECTと比較してDECTはより少ない被ばく線量で撮影できることが確認された。

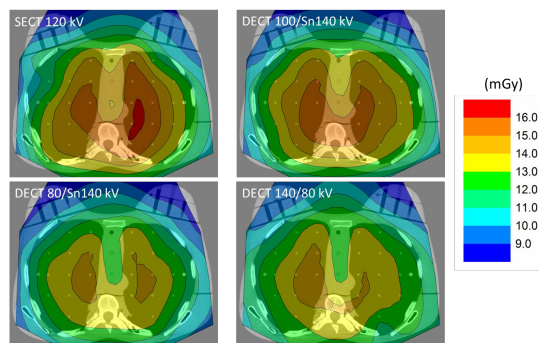


図 1 胸部撮影時の吸収線量分布

また、腹部の SECT および DECT を施行した際の臍高レベルの断面における吸収線量分布を図2に示す。胸部と同様に、SECTと比較してDECTはより少ない被ばく線量で撮影できることが確認された。

また、140/80 kVでは体表前面の線量が高くなり、逆に内部の線量が低くなる(線量が不足してしまう)可能性が示唆された。100/Sn140 kVおよび80/Sn140 kVではSECTと類似した線量分布形状であることから、SnフィルタにはDECTの線量分布形状をSECTのそれに近づける効果があることが確認され、特に吸収の大きい腹部でその効果が明確に現れることが判明した。

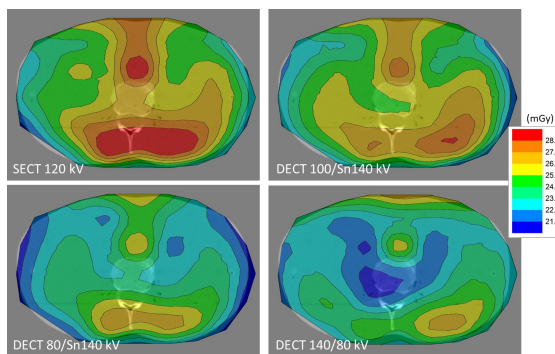


図 2 腹部撮影時の吸収線量分布

(2) DECT の画質

面内解像特性の評価結果として、ワイヤファントム画像から取得した modulation transfer function (MTF) を図3, 4に示す。

ガントリの中心部にワイヤファントムを配置した場合(図3), SECT(120 kV)の50% MTFは0.369, 10% MTFは0.634, DECTでは100/Sn140 kVの50% MTFは0.365, 10% MTFは0.633, 80/Sn140 kVの50% MTFは0.360, 10% MTFは0.625であった。

ガントリの周辺部にワイヤファントムを配置した場合(図4), SECT(120 kV)の50%

MTF は 0.343, 10% MTF は 0.622, DECT では 100/Sn140 kV の 50% MTF は 0.337, 10% MTF は 0.578, 80/Sn140 kV の 50% MTF は 0.326, 10% MTF は 0.567 であった。

この結果より,特にガントリ周辺部で DECT と SECT の面内解像特性に差が認められ,わずかに SECT の面内解像特性が優れていることが確認された。

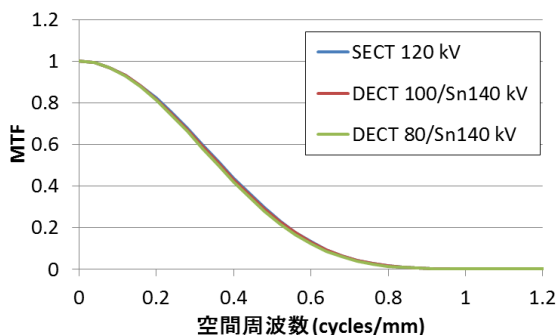


図 3 中心部における in-plane MTF

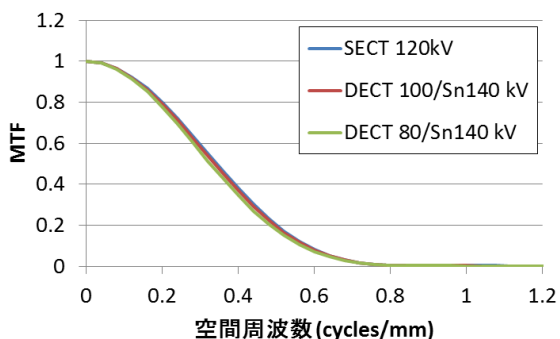


図 4 周辺部における in-plane MTF

ノイズ特性の評価結果として,キャリブレーションファントム画像から取得した noise power spectrum(NPS)を図 5 に示す。CTDIvol がほぼ同一の場合,DECT は SDCT よりもわずかに NPS 値が大きくなり,ノイズ特性が劣ることが確認された。

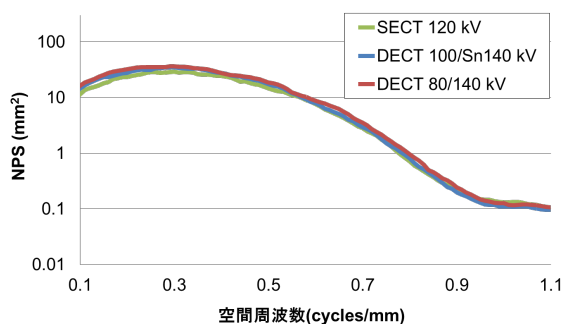


図 5 NPS

同じくキャリブレーションファントム画像から求めた CNR を図 6 に示す。横軸は合成割合を示しており,100/Sn140 kV, 80/Sn140 kV のいずれにおいても,合成割合 0.6 におけ

る CNR が最も高くなり,合成割合 0.5~0.7 においては,SECT における CNR よりも優れる結果となった。

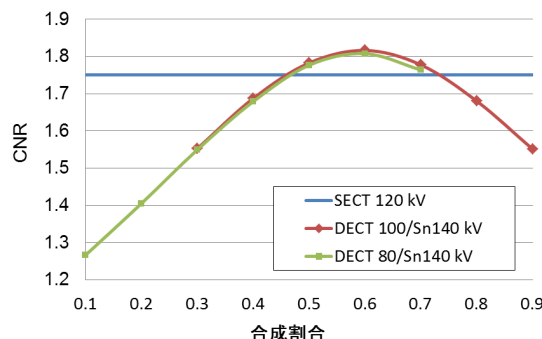


図 6 CNR

### (3) DECT における AEC の動作特性

アクリル製楕円型ファントム 2 種類を撮影した際のファントム中心部の局所吸収線量の変化を図 7, 8 に示す。DECT における Quality reference mAs の増加に伴う吸収線量の増加傾向は SECT とは異なっており,肥満型ファントムを撮影した場合(図 8)には,吸収線量の増加がより低い吸収線量値で頭打ちとなることが確認された。

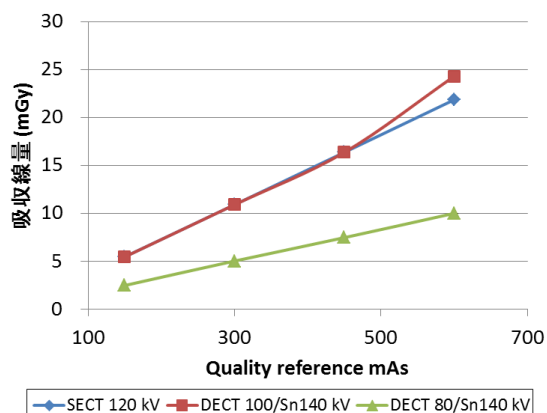


図 7 AEC の動作特性 (吸収線量, 痩せ型)

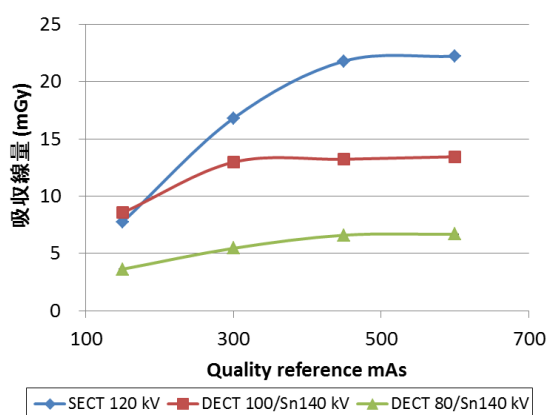


図 8 AEC の動作特性 (吸収線量, 肥満型)

また、同じくアクリル製楕円型ファントム 2 種類を撮影した際のファントム中心部のノイズレベルの変化を図 9, 10 に示す。吸収線量の変化と同様に、DECT における Quality reference mAs の増加に伴うノイズレベルの低下傾向は SECT とは異なっており、肥満型ファントムを撮影した場合（図 10）には、ノイズレベルの低下が、より高いノイズレベルで頭打ちとなることが確認された。

これらは低管電圧側の X 線管における熱容量不足が原因として考えられることから、DECT と AEC の組み合わせは、特に肥満型の被検者において不適切であることが示唆された。

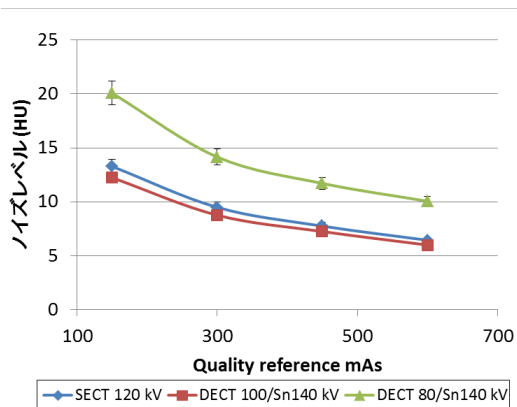


図 9 AEC の動作特性（ノイズ，痩せ型）

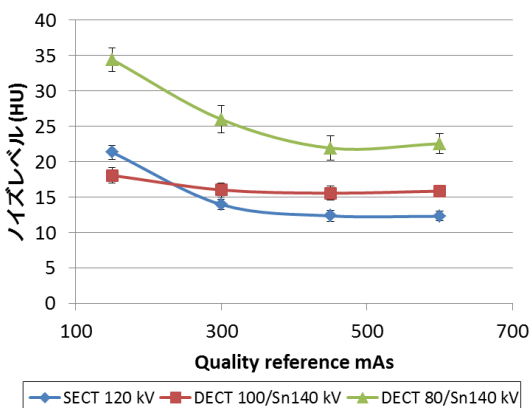


図 10 AEC の動作特性（ノイズ，肥満型）

#### (4) VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度

造影剤濃度の異なるファントム画像より作成した VNC 画像の CT 値を測定した結果を図 11, 12 に示す。

140/80 kV は 15 ml, 30 ml のいずれのボトルを挿入したファントムを撮影した場合でもサブトラクションの精度が低いことが確認された。また、100/Sn140 kV および 80/Sn140 kV においては、15 ml ボトルでは 0 ~ 15 mgI/ml, 30 ml ボトルでは 0 ~ 9 mgI/ml の範囲において、得られた VNC 画像の CT 値に有意な差は認められなかったが、それ以上の濃度においては CT 値が有意に高くなるこ

とが確認された ( $p < 0.05$ , Tukey's HSD test)。

以上より、VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度は、管電圧の組み合わせ、吸収体のサイズ、および元画像の CT 値に依存することが確認された。

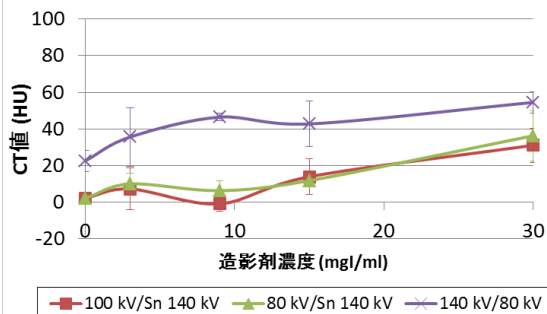


図 11 VNC 画像の CT 値（15 ml ボトル）

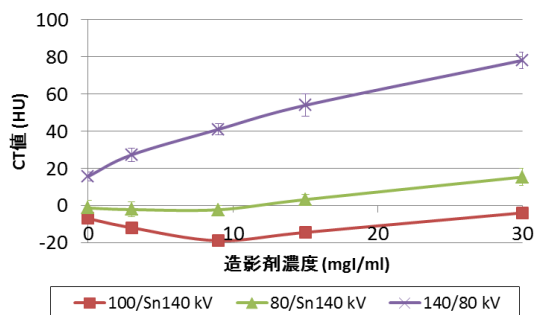


図 12 VNC 画像の CT 値（30 ml ボトル）

また、DECT にて腹部のダイナミックスタディを施行した 123 例の非造影画像および VNC 画像の各臓器における CT 値を測定した結果を図 13 に示す。結果は VNC 画像の CT 値から非造影画像の CT 値を差分した値が示されている。動脈相より作成した VNC 画像は、脾臓と大動脈の造影剤サブトラクションの精度が特に悪いことが確認され、最も造影剤サブトラクションの精度が高かったのは平衡相から作成した VNC 画像であった。動脈相における脾臓と大動脈の CT 値は高い傾向にあるため、その影響が造影剤サブトラクションの精度低下につながったものと考えられ、ファントム画像による検討と同様の結果が得られたといえる。

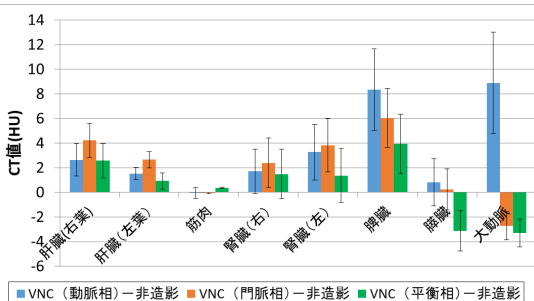


図 13 VNC 画像の CT 値の精度（臨床画像による評価）

(5) DECT における被ばく線量最適化手法

(1)~(4)の成果を踏まえ、DECT における被ばく線量最適化手法として、以下の点を提唱する。これらの手法を取り入れることは、DECT における被ばく線量の最適化を実現するとともに、DECT をより安心かつ優れた撮影法として広く普及させるために極めて重要である。

・管電圧の組み合わせとしては、高電圧側に Sn フィルタを付加したものを選択する(Sn フィルタは DECT の被ばく線量分布を SECT のそれに近づけるために有効であり、VNC 画像の造影剤サブトラクションの精度も向上させる)。

・DECT の面内解像特性およびノイズ特性は SECT よりも僅かに劣るため、再構成関数の最適化が SECT 以上に重要である。

・特に体格の大きい被検者に対して DECT を施行する場合は、AEC を使用せずに手動での管電流値設定が望ましい。

・VNC 画像の造影剤サブトラクション精度は必ずしも高いとはいえず、専用の処理用ソフトウェアに改善の余地がある。現段階では、平衡相の造影画像から VNC 画像を作成するのが最も適切である。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計7件)

Kosuke Matsubara, Kimiya Noto, Tadanori Takata, Masanao Kobayashi, Hiroshige Mori, Kichiro Koshida. Differences in behavior of tube current modulation techniques between single- and dual-energy CT with a second-generation dual-source scanner. 27th European Congress of Radiology, 2015.3.4-8, Vienna (Austria).

Kosuke Matsubara, Keita Sakuda, Hiroki Kawashima, Tadanori Takata, Katsuhiro Ichikawa, Kichiro Koshida, Toshifumi Gabata. Attenuation values in virtual non-contrast dual-energy CT: effect of acquisition protocol, phantom size and contrast agent concentration. 27th European Congress of Radiology, 2015.3.4, Vienna (Austria).

松原孝祐 .CT の線量評価に関する基礎から最新の話まで . 第 10 回山口 CT テクノロジーセミナー (招待講演), 2014 年 9 月 6 日, ホテル松政 (山口県山口市).

Kosuke Matsubara, Lars Herrnsdorf, Tomoko Fujihara, Kimiya Noto, Kichiro Koshida. Dose and dose rate analysis using angular tube current modulation in x-ray computed tomography. The fourth Asian and Oceanic Congress on Radiation Protection. 2014.5.14, Kuala Lumpur (Malaysia).

Kosuke Matsubara, Haruka Koshida, Keita

Sakuta, Tadanori Takata, Kichiro Koshida, Yukihiko Matsuura, Toshifumi Gabata. Radiation dose in dual-energy computed tomography: axial dose distributions in specific thoracic and abdominal regions. Radiological Society of North America 99th Scientific Assembly and Annual Meeting, 2013.12.6, Chicago (USA).

松原孝祐 .しっかりと理解しておきたい CT 技術第 3 弾 - スライス厚, Right Dose - . 日本放射線技術学会第 41 回秋季学術大会 (招待講演), 2013 年 10 月 17 日, アクロス福岡 (福岡県福岡市).

Kosuke Matsubara, Kichiro Koshida, Tadanori Takata, Junsei Horii, Hiroji Iida, Osamu Matsui. Physical image quality evaluation of composite images in dual-energy computed tomography. Radiological Society of North America 98th Scientific Assembly and Annual Meeting, 2012.11.28, Chicago (USA).

〔図書〕(計2件)

Luca Saba, Jasjit S. Suri (Editors), Kosuke Matsubara, et al. (Contributors). Multi-Detector CT Imaging: Principles, Head, Neck, and Vascular Systems. CRC Press, 2013, 563 pages (pp.103-119).

齋藤陽子, 市川勝弘 (編), 松原孝祐, 他 (著). 考える CT 撮像技術 . 文光堂, 2013 年, 298 頁 (62~77 頁).

〔その他〕

ホームページ等

<http://ridb.kanazawa-u.ac.jp/public/detail.php?id=2012>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

松原 孝祐 (MATSUBARA, Kosuke)

金沢大学・保健学系・准教授

研究者番号: 30507372

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし