

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 12 日現在

機関番号：31201

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2011～2013

課題番号：23591791

研究課題名(和文) 高速エネルギー弁別X線CTシステムと分子レベルイメージング

研究課題名(英文) Development of a high-speed energy-dispersive X-ray computed tomography system and its application to molecular-level imaging

研究代表者

佐藤 英一 (Sato, Eiichi)

岩手医科大学・公立大学の部局等・教授

研究者番号：90154038

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,900,000円、(間接経費) 1,170,000円

研究成果の概要(和文)：スキャン速度25 mm/sのsub-Mcps CdTeリアスキャナー、ターンテーブル、X線装置などを組み合わせて、高速エネルギー弁別X線CT(ED-CT)システムを構築した。このED-CTにより、ガドリニウムやヨウ素の造影剤を用いたKエッジ撮影を試み、血管や癌などが高コントラストで撮影された。また、CdTe検出器とx-yステージを組み合わせて、透過式X線カメラ、反射式蛍光X線カメラ、そして後方散乱カメラも構築した。さらに、Mcps領域での撮影を行うために、LSO-MPPCやYAP(Ce)-MPPC検出器も開発し、これらを用いて高速ED-CTシステムを構築し、高速Kエッジ撮影に成功した。

研究成果の概要(英文)：In the present research, we developed an energy-dispersive X-ray computed tomography (ED-CT) system using a 25 mm/s linear CdTe scanner, a turntable, and an X-ray generator. Using this ED-CT with a maximum count rate of sub-Mcps, we performed enhanced K-edge imaging using iodine and gadolinium contrast media, and blood vessels and cancerous regions were observed at high contrast. Using the CdTe detector in conjunction with an x-y stage, we also developed a transmission-type camera, a reflection-type fluorescence camera, and a back-scattering X-ray camera. To carry out Mcps-range imaging, we developed LSO-MPPC and YAP(Ce)-MPPC detectors. Using these two detectors, we constructed the ED-CT system and performed high-speed K-edge imaging. Lately, a dual-energy comparator device was developed, and dual-energy subtraction was performed using two different energy images which were obtained simultaneously.

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：内科系臨床医学・放射線科学

キーワード：X線CT エネルギー弁別CT 高速CdTe検出器 LSO-MPPC検出器 YAP(Ce)-MPPC検出器 ヨウ素KエッジCT
ガドリニウムKエッジCT エネルギーサブトラクション

1. 研究開始当初の背景

(1) ポジトロン CT (PET) を利用した分子イメージングに関する研究が盛んになり、さまざまなトレーサーの開発とともに PET は癌の早期発見に大きく貢献している。しかし、PET には加速器が必要である。近年、ドラッグデリバリーシステム (DDS) を癌治療に応用するための研究が行われるようになり、DDS を診断に利用する方法も考案され始めている。人体も含めて生体を可視化するにはさまざまな方法がある。X 線に的を絞れば、X 線のフォトンエネルギーを弁別し、DDS により集積した希薄な薬剤の主要構成元素 (原子) を画像化できれば有用である。蛍光 X 線 (XRF) 法は元素分析に有用で、発生する XRF のフォトンエネルギーを調べることにより元素を特定する。

(2) 診断に用いる X 線のフォトンエネルギーを弁別するにはテルル化カドミウム (CdTe) 検出器が用いられる。フォトンの入射により発生する光電流は電荷有感型アンプ (CSA) や整形アンプ (SA) で電圧に変換されて増幅され、マルチチャンネルアナライザー (MCA) を使った波高分析によりフォトンエネルギーが決定される。MCA により X 線スペクトルが測定され、これを使ってエネルギーレベルとエネルギー幅を選択できる。次いで、カウンターカードを用いてフォトン数をカウントし、断層像が再構成される。したがって、我々は CdTe 検出器を使った、透過式カメラ、XRF カメラ、K エッジ CT、そして XRF-CT の基礎研究を行い、マウスの癌部位に残留した希薄な造影剤やナノ粒子の主要構成元素などを検出することに成功した。特に反射式 XRF カメラでは線ビームを用いて被写体がスキャンされるので、皮膚線量がかなり低減された。しかし、XRF-CT では皮膚線量が多いので、人体への応用は難しかった。さらに、人体深部の癌を診断するため、ガドリニウム (Gd) XRF を検出できる蛍光カメラの開発も必要となった。

(3) K エッジ CT では主要構成元素の K エッジよりもわずかに高いエネルギーの X 線フォトンを用いる。また、 μA 域の管電流で撮影できることから、CdTe 検出器のカウントレートを増大させて撮影時間を短縮することにより、被曝線量を低減できる。しかし、実験に用いた CdTe 検出器は 1 個で、最大のカウントレートは 5 kcps で、断層像の撮影には最短でも 15 分を要した。

(4) 近年、浜松ホトニクスによりエネルギー弁別式の 64 チャンネル CdTe ラインセンサー

が開発され、応用研究が行われている。しかし、エネルギー分解能が 20 keV と低いので、XRF 法や K エッジ法によるイメージングは難しい。

2. 研究の目的

(1) 本研究では、まず最大カウントレートが 0.1 Mcps でエネルギー分解能が 5 keV (10% at 59.5 keV) 程度の CdTe 検出器を開発する。CdTe に高速電荷有感型アンプ (HCSA) と高速整形アンプ (HSA) を接続してイベントパルスを得る。次いで、高速 MCA を使ってエネルギーのレベルと幅を決定する。

(2) Mcps 域のカウントレートを実現するため LSO や YAP (Ce) など短発光寿命の単結晶シンチレーターとマルチピクセルフォトンカウンター (MPPC) からなる X 線検出器を製作し、HCSA を使ってイベントパルスを発生させる。最大レートは約 10 Mcps であるため、エネルギー弁別に MCA を使うことは難しい。このため高速コンパレーターを用いてフォトンエネルギーの下限を決定する。目標とするエネルギー分解能は 5 keV である。

(3) 基礎研究用エネルギー弁別 X 線 CT (ED-CT) システムでは、検出器を高速で振動させ、被写体を回転させることにより、断層像を得る。この ED-CT では、K エッジ法とデュアルエネルギーサブトラクション法が用いられる。

(4) 動物用エネルギー弁別 CT システムでは医療用 CT と同様に被写体を固定し、X 線管とライン検出器を回転させる。この CT システムでは直径 20 cm 程度の小動物を撮影する。

(5) 断層像を重ね合わせて 3 次元画像を構築するにはマルチスライス CT 用の検出器が必要となる。1 個の検出器を使ったライン検出器では 1 ファイルの断層像が得られる。よって、5 mm 間隔で検出器 3 個を取り付けて振動させた場合には、同時に 3 ファイルの断層像が得られる。複数回の撮影により得られた画像をフリーソフトにより重ね合わせて 3 次元画像を構築する。

(6) 後方散乱 X 線撮影は空港の手荷物検査などに採用されているが、医療画像診断用としての基礎研究は行なわれていないように思われる。特に被写体から発生する XRF を検出する場合には、癌などに残留する希薄な原子のマッピングに利用できる。線ビームスキャン方式であるため、シートビーム、ファンビーム、コーンビームを用いる蛍光 X 線 CT

と比較して桁違いに被曝線量を低減することができる。

3. 研究の方法

(1) Sub-Mcps CdTe 検出器

時定数が $1 \mu\text{s}$ 以下の HCSA や HSA を開発し、CdTe 検出器に接続した。

(2) Mcps 検出器

$1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ の LSO 単結晶を MPPC に貼り付け遮光する方式で、LSO-MPPC 検出器を製作した。次いで LSO-MPPC 専用の HCSA を開発し、MCA と組み合わせて X 線スペクトルを測定した。同様に YAP(Ce)-MPPC 検出器も開発し、スペクトルを測定した。

(3) シングルエネルギーコンパレーター

MCA の最大カウントレートは 10 kcps であるため、高速エネルギー弁別では高速コンパレーターと反転比較回路を採用した。コンパレーターを用いてイベントパルスの下限電圧を設定し、CT 撮影に使用する X 線スペクトルの下限フォトンエネルギーを設定した。一方、エネルギーの上限は管電圧に相当した。

(4) 振動式リニア X 線スキャナー

まず、上記検出器を最大スキャン速度 25 mm/s の x ステージに取り付け、最大ストローク 100 mm の振動式リニアスキャナーを試作した。次いで、Mcps 検出器を最大スキャン速度 300 mm/s の単軸ロボットに取り付け、最大ストローク 250 mm の高速リニアスキャナーを構成した。

(5) ED-CT システム

被写体をターンテーブルに載せ、検出器を振動させながら被写体を回転させることにより得られるプロジェクションデータを用いて、断層像が再構成された。

研究用のアクリルやガラスパイアルなどのファントムにヨウ素 (I) や Gd の汎用造影剤を入れた。またマウスの癌ファントムには希薄な酸化ガドリニウム (Gd_2O_3) のナノ粒子が入っており、これらは K エッジ法により撮影された。

(6) 後方散乱 X 線カメラ

まず、小型の X 線管ユニットに鉛製コリメーターを取り付けて線ビームを形成し、被写体を x-y ステージに載せてスキャンする方式の後方散乱 X 線カメラを製作した。次いで、小型 X 線管ユニットを x-y ステージに固定して被写体をスキャンする方式のものも製作した。

(7) 周波数・電圧変換器

ED-CT 撮影で得られる X 線画像の粒状性を改善するために、周波数・電圧変換器 (FVC) を製作した。MCA やコンパレーターから発生する論理パルスをマイコンに入力し、パルス幅一定の論理パルスを発生させて積分器に入力した。次に、カウントレートに比例する時間平均電圧が積分器から出力され、オペアンプにより増幅されて、アナログ・デジタルコンバーター (ADC) に入力された。

(8) デュアルエネルギーコンパレーター

エネルギーサブトラクションなどを行うためのデュアルエネルギーコンパレーターを製作した。イベントパルスを 2 個のコンパレーターに同時入力し、出力を 2 個の FVC にそれぞれ入力した。

(9) 動物用 ED-CT システム

医療用 X 線 CT と同様に被写体を固定し、X 線管と検出器を回転させる方式の ED-CT システムを試作した。検出器には上述の高速リニアスキャナーを採用した。

(10) マルチスライス CT 用検出器

検出器を 5 mm 間隔で 3 個並べたマルチスライス用検出器を試作した。

4. 研究成果

(1) Sub-Mcps CdTe 器

試作した CdTe 検出システムの最大カウントレートは 100 kcps 程度で、エネルギー分解能は約 10% at 59.5 keV であった。

(2) Mcps 検出器

市販の MPPC モジュールと LSO を組み合わせた検出器の最大レートは 5 Mcps 程度であった。この検出器のダークカウントレートは 1 Mcps 程度であったため、X 線スペクトルの測定はできなかった。YAP(Ce)を用いた場合にも同様の結果が得られた。

LSO-MPPC 検出器と HCSA を利用した検出システムの最大レートは 1 Mcps 程度であったが、ダークカウントがほとんど無いので、X 線スペクトルを測定できた。 400 pixel/mm^2 の MPPC を用いた場合のエネルギー分解能は約 100% at 59.5 keV であったが、ピクセル数を増加させることにより、分解能は向上すると思われる。一方、YAP(Ce)-MPPC 検出器を用いた場合にも同様の結果が得られた。

(3) シングルエネルギーコンパレーター

コンパレーターでは誤発振を防ぐために反転比較回路が採用されたため、安定な論理パルスが発生し、下限エネルギーを容易に設定できた。また、最大カウントレートは 10 Mcps 程度まで増加することができる。

(4) 振動式リニアX線スキャナー

CdTe, LSO-MPPC, YAP(Ce)-MPPC 検出器などを搭載した 25 mm/s のリニアスキャナーは ED-CT 内に組み込まれ、順調に稼働されている。一方、LSO-MPPC や YAP(Ce)-MPPC 検出器を組み込んだ 300 mm/s 高速リニアスキャナーは動物用 ED-CT に組み込まれ、断層像が得られるようになった。

(5) ED-CT システム

シングルコンパレーターを搭載した ED-CT システムを I や Gd の K-エッジ撮影に応用した。I-K エッジ撮影では下限エネルギーを K エッジの 33.2 keV に設定し、I 原子を高コントラストで撮影できた。次いで、Gd-K エッジ撮影の下限エネルギーは K エッジの 50.3 keV に設定され、Gd 原子がコントラスト付きで撮影された。

(6) 後方散乱 X 線カメラ

特に、蛍光 X 線のみを検出する場合には被写体内の原子マッピングを行うことができるので、ヌードマウスに生着した癌部位に残留した Gd 原子を検出することができた。

(7) 周波数・電圧変換器

近年、CT 画像の画質改善には逐次近似法が用いられる。本研究では FVC を用いて画質改善を試みた結果、積分器の時定数を可能な限り長くすることにより画質の粒状性が低減された。例えば、25 mm/s のスキャナーを使った場合の最長時定数は 50 ms 程度で、管電流が 10 μ A 程度でも高画質の断層像が得られた。

(8) デュアルエネルギーコンパレーター

デュアルコンパレーターを用いた場合には平均エネルギーの異なる 2 画像が同時に得られた。フォトンカウントによるサブトラクションでは、エネルギーの上下限を設定できるので、単色イメージングが可能であった。一方、JPEG 画像を利用したサブトラクションでは冠動脈や脳血管が高コントラストで撮影できた。

(9) 動物用 ED-CT システム

動物用 ED-CT システムは試運転の段階である。被写体の拡大率が大きくなるため、コーンビームの補正を行っているところである。

(10) マルチスライス CT 用検出器

マルチスライス用検出器も試運転の段階で、まもなく 3D 画像を構成できる。

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)

[雑誌論文](計 38 件)

論文

1. S. Yamaguchi, E. Sato, Y. Oda, R. Nakamura, H. Oikawa, T. Yabuushi, H. Ariga, S. Ehara: Zero-dark-counting high-speed X-ray photon detection using a cerium-doped yttrium aluminum perovskite crystal and a small photomultiplier tube and its application to gadolinium imaging. Jpn. J. Appl. Phys. 53 (2014) 040304-1-4. 査読有り
2. S. Kami, E. Sato, H. Kogita, W. Numahata, T. Hamaya, S. Nihei, Y. Arakawa, Y. Oda, H. Kodama, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: Zero-dark-counting X-ray photon detection using a YAP(Ce)-MPPC detector and its application to computed tomography using gadolinium contrast media. Rad. Phys. Chem. 100 (2014) 1-7. 査読有り
3. Y. Arakawa, E. Sato, H. Kogita, T. Hamaya, S. Nihei, W. Numahata, S. Kami, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: Investigation of X-ray photon-counting using ceramic-substrate silicon diode and its application to gadolinium imaging. Jpn. J. Appl. Phys. 53 (2014) 072201-1-5. 査読有り
4. A. Shimamura, E. Sato, S. Shikanai, K. Kitakami, I. Nakaya, W. Nishikawa, Y. Sato, S. Yamaguchi, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Ehara: Image-quality improvement in pileup-less cadmium-telluride X-ray computed tomography using a frequency-voltage converter and its application to iodine imaging, Med. Imag. Inform. Sci., 31, 2014, in press. 査読有り
5. R. Matsushita, E. Sato, Y. Yanbe, H. Chiba, T. Maeda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Low-dose-rate computed tomography system utilizing 25 mm/s-scan silicon X-ray diode and its application to iodine K-edge imaging using filtered bremsstrahlung photons. Jpn. J. Appl. Phys. 52 (2013) 032202-1-5. 査読有り

6. H. Kodama, M. Watanabe, E. Sato, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: X-ray photon counting using 100 MHz ready-made silicon P-intrinsic-N X-ray diode and its application to energy-dispersive computed tomography. *Jpn. J. Appl. Phys.* 52 (2013) 072202-1-6. 査読有り
7. Y. Yanbe, E. Sato, H. Chiba, T. Maeda, R. Matsushita, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: High-sensitivity high-speed X-ray fluorescence scanning cadmium telluride detector for deep-portion cancer diagnosis utilizing tungsten-K α -excited gadolinium mapping. *Jpn. J. Appl. Phys.* 52 (2013) 092201-1-4. 査読有り
8. E. Sato, Y. Oda, H. Kodama, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: Investigation of dark-count-less Lu₂(SiO₄)O-multipixel-photon detector and its application to photon counting X-ray computed tomography using iodine media. *Jpn. J. Appl. Phys.* 52 (2013) 092401-1-6. 査読有り
9. Y. Oda, E. Sato, M. Sagae, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: X-ray detection using a ceramic-substrate silicon X-ray diode and its application to computed tomography using gadolinium media. *Med. Imag. Inform. Sci.* 29 (2013) 70-75. 査読有り
10. E. Sato, S. Sugimura, H. Endo, Y. Oda, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, A. Osawa, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: 15 Mcps photon-counting X-ray computed tomography system using a ZnO-MPPC detector and its application to gadolinium imaging, *Appl. Rad. Isot.*, 70, 336-340, 2012. 査読有り
11. E. Sato, Y. Oda, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Demonstration of enhanced iodine K-edge imaging using an energy-dispersive X-ray computed tomography system with a 25 mm/s-scan linear cadmium telluride detector and a single comparator, *Appl. Rad. Isot.*, 70, 831-836, 2012. 査読有り
12. H. Chiba, Y. Sato, E. Sato, T. Maeda, R. Matsushita, Y. Yanbe, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Investigation of energy-dispersive X-ray computed tomography system with CdTe scan detector and comparing-differentiator and its application to gadolinium K-edge imaging, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 51, 102402-1-5, 2012. 査読有り
13. Y. Sato, E. Sato, S. Ehara, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Investigation of a high-count-rate energy-dispersive X-ray CT system using a CdTe detector and a high-speed comparator and its application to iodine K-edge imaging, *Med. Imag. Inform. Sci.*, 29, 56-61, 2012. 査読有り
14. T. Maeda, E. Sato, R. Matsushita, Y. Yanbe, H. Chiba, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: 100 μ A-100 kV photon-counting X-ray computed tomography system using an LSO-MPPC detector and a high-speed comparator and its application to gadolinium imaging, *J. Med. Imag. Radiat. Sci.*, 43, 149-154, 2012. 査読有り
15. Y. Sato, E. Sato, S. Ehara, Y. Oda, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: 250 kcps photon-counting X-ray CT system using a YAP(Ce) detector and a high-speed inverse comparator and its application to iodine imaging, *Med. Imag. Inform. Sci.*, 29, 51-55, 2012. 査読有り
16. O. Hagiwara, M. Watanabe, E. Sato, H. Matsukiyo, A. Osawa, J. Nagao: Demonstration of 10 keV-width K-edge Imaging Using an Energy-Discrimination X-ray Computed Tomography System Utilizing a Silicon-PIN Detector, *Med. Imag. Inform. Sci.*, 28, 24-29, 2011. 査読有り
17. T. Enomoto, E. Sato, P. Abderyim, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, M. Watanabe, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Conventional X-ray fluorescence camera with a cadmium-telluride detector and its application to cancer diagnosis, *Nucl. Instr. Meth. A*, 635, 108-115, 2011. 査読有り

18. M. Watanabe, E. Sato, P. Abderyim, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: First demonstration of 10 keV-width energy-discrimination K-edge radiography using a cadmium-telluride X-ray camera with a tungsten-target tube, Nucl. Instr. Meth. A, 637, 171-177, 2011. 査読有り

19. A. Osawa, E. Sato, Y. Oda, A. Abudurexiti, P. Abderyim, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Monochromatic flash embossed radiography using clean K photons from a spherical-plasma target, Nucl. Instr. Meth. A, 635, 131-136, 2011. 査読有り

20. H. Matsukiyo, E. Sato, O. Hagiwara, A. Abudurexiti, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Application of an oscillation-type linear cadmium telluride detector to enhanced gadolinium K-edge computed tomography, Nucl. Instr. Meth. A, 632, 142-146, 2011. 査読有り

21. E. Sato, Y. Sato, S. Ehara, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: First demonstration of iodine mapping in nonliving phantoms using an X-ray fluorescence computed tomography system with a cadmium telluride detector and a tungsten-target tube, Nucl. Instr. Meth. A, 638, 187-191, 2011. 査読有り

22. O. Hagiwara, M. Watanabe, E. Sato, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Iodine X-ray fluorescence computed tomography system utilizing a cadmium telluride detector in conjunction with a cerium-target tube, Nucl. Instr. Meth. A, 640, 170-175, 2011. 査読有り

23. O. Hagiwara, M. Watanabe, E. Sato, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Energy-discrimination X-ray computed tomography system utilizing a silicon-PIN detector and its application to 2.0-keV-width K-edge imaging, Nucl. Instr. Meth. A, 638, 165-170, 2011. 査読有り

24. Y. Oda, E. Sato, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, A. Osawa, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sugimura, H. Endo, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Mcps-range photon-counting X-ray

computed tomography system utilizing an oscillating linear-YAP(Ce) photon detector, Nucl. Instr. Meth. A, 643, 69-74, 2011. 査読有り

25. E. Sato, Y. Oda, A. Abudurexiti, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sugimura, H. Endo, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: 6 Mcps-range photon-counting X-ray computed tomography system using a 25 mm/s-scan linear LSO-MPPC detector and its application to gadolinium imaging, Rad. Phys. Chem., 80, 1327-1332, 2011. 査読有り

26. 他 13 編

〔学会発表〕(計 57 件)

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

出願状況 (計 2 件)

名称：X線直接変換イメージングシステム

発明者：佐藤英一

権利者：岩手医科大学

種類：特許

番号：2013-170500

出願年月日：平成 25 年 8 月 20 日

国内外の別：国内

名称：ダークカウントレス放射線検出エネルギー弁別イメージングシステム

発明者：佐藤英一

権利者：岩手医科大学

種類：特許

番号：2014-024663

出願年月日：平成 26 年 2 月 12 日

国内外の別：国内

6 . 研究組織

(1)研究代表者

佐藤 英一 (SATO Eiichi)

岩手医科大学・教養教育センター・教授

研究者番号： 90154038

(2)連携研究者

小田 泰行 (ODA Yasuyuki)

岩手医科大学・教養教育センター・助教

研究者番号： 50583671

(3)連携研究者

寒河江 康朗 (SAGAE Michiaki)

岩手医科大学・教養教育センター・助教

研究者番号： 30235197