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: 2 3 5 9 1 7 9 1
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 i ts application to molecular-level imaging
研究代表者
佐藤 英一 (Sato, Ei i chi)
岩手医科大学・公私立大学の部局等・教授
研究者番号:9 0 1 5 4 0 3 8
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リニアスキャナー,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×-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 tomograp hy (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 de tector in conjunction with an x-y stage, we also developed a transmission-type camera, a reflection-type f luorescence 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 subtract ion 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20keV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,5mm 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 μs 以下の HCSA や HSA を開発し, CdTe 検出器に接続した。

(2) Mcps 検出器

1×1×1 mm³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25mm/s の×ステージに取り付け,最大ストローク 100mm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250mm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バイアルなどの 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(Gd₂O₃)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 /mm²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 μA 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。 (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, <u>E. Sato, Y. Oda</u>, 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, <u>E. Sato</u>, H. Kogita, W. Numahata, T. Hamaya, S. Nihei, Y. Arakawa, <u>Y. Oda</u>, 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 J

3. Y. Arakawa, <u>E. Sato</u>, H. Kogita, T. Hamaya, S. Nihei, W. Numahata, S. Kami, <u>Y. Oda</u>, 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, <u>Y. Oda</u>, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Ehara: Kusachi, S. Image-quality improvement pileup-less in cadmium-telluride X-rav 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, <u>E. Sato</u>, 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

5.主な発表論文等

6. H. Kodama, M. Watanabe, <u>E. Sato</u>, 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, <u>E. Sato</u>, H. Chiba, T. Maeda, R. Matsushita, <u>Y. Oda</u>, 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. 查読有り

<u>8. E. Sato, Y. Oda</u>, H. Kodama, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, A. Osawa, T. Enomoto, M. Watanabe, S. Kusachi, S. Sato, A. Ogawa: Investigation of dark-count-less $Lu_2(SiO_4)O$ -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

<u>10. E. Sato</u>, S. Sugimura, H. Endo, <u>Y. Oda</u>, 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

<u>11. E. Sato, Y. Oda</u>, 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-rav 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, <u>E. Sato</u>, S. Ehara, <u>Y. Oda</u>, 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-disiersive 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. 查読有り

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 µA-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, <u>E. Sato</u>, S. Ehara, <u>Y. Oda</u>, 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, <u>E. Sato</u>, 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 а detector and cadmium-telluride its application to cancer diagnosis, Nucl. Instr. Meth. A, 635, 108-115, 2011. 杳 読有り

18. M. Watanabe, <u>E. Sato</u>, 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. Abdervim, O. Hagiwara, H. Matsukiyo, T. Enomoto, M. Watanabe, J. Nagao, S. Sato, A. Ogawa, J. Onagawa: Monochromatic flash embossed radiography usina clean Κ photons from а 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. <u>E. Sato</u>, 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, <u>E. Sato</u>, 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, Α. Ogawa, J. Onagawa: Energy-discrimination computed X-ray 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. <u>Y. Oda, E. Sato</u>, 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. 杳読 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