

# ガンマ線イメージングがつなぐ医療と宇宙： 超小型コンプトンカメラの挑戦

コンプトンカメラの医療・宇宙応用

片岡 淳

レントゲンやCTに代表されるX線診断は2次元モノクロ画像を基本とし、色に相当するエネルギー情報を持たない。核医学診断ではSPECTやPETが用いられるが、近年、先端医療の現場でもガンマ線イメージングの要請が急速に高まりつつある。たとえば、陽子線治療やアルファ線内用療法は、いずれも体内で

生ずる核反応の可視化が急務の課題である。同じ核反応は高エネルギー宇宙線と星間物質の相互作用でも生成され、MeVガンマ線天文学の主要なテーマとなり得る。本稿では宇宙と医療をつなぐ新しい架け橋として、コンプトンカメラを用いたガンマ線イメージングの最前線と今後の展望を紹介する。

## 1. まえがき

近年、画像センシング技術の発展は目覚ましく、カーナビや自動運転はもちろん、医療分野でも手術ナビゲーションシステムの導入が進んでいる。一方で、診断では依然としてレントゲンやCT撮影が主役であり、これらは強いX線を背景として透過画像を取得し、被写体の形状や形態を可視化する技術である。最近では深層学習(AI)を用いた病変部位の判定など、新たなアプローチが注目されつつある。これに対し、血流や代謝に応じて集積が異なる放射性薬剤(RI)を体内に取り込み、ここで生ずる核ガンマ線を用いて機能画像を取得するのが核医学診断である<sup>1)</sup>。たとえば骨シンチグラフィでは<sup>99m</sup>Tcで標識された薬剤を投与し、放出されるガンマ線(141keV)をSPECT(単一光子断層撮影)で画像化する。PET(陽電子断層撮影)は<sup>18</sup>F-FDGなどの $\beta^+$ 核種から生ずる対消滅ガンマ線(511keV)を可視化し、ガンマやアルツハイマーの早期発見に用いられる。SPECTはコリメータでガンマ線の入射方向を限定するため、透過性の高い300keV程度以上のガンマ線イメージングには適さない。解像度はエネルギーにも依存するが、概ね10-20mmが一般的である。PETはコリメータ不要で感度が高く、約5mmの優れた解像度が得られるが、原理的に511keVの撮像に限定される。それ以上の、とくにMeVガンマ線については臨床に利用された例はなく、イメージング法そのものが未だ確立されていない。

ところが、2011年の福島第一原発事故を契機にガンマ線可視化技術の革新が目覚ましく、我が国独自のアイデアと技術で世界を大きくリードしつつある。とくに、「コンプトンカメラ」は事故で飛散した<sup>137</sup>Csからの662keVのガンマ線のみならず、さらに高エネルギーの核ガンマ線に広く適用できる技術として注

目されている<sup>2)</sup>。本稿では、まずコンプトンカメラの歴史と撮像原理について概説し、これを用いた医療応用、さらには宇宙科学への展望を述べたい。

## 2. コンプトンカメラ：歴史と撮像原理

コンプトンカメラの歴史は1970年代初頭にまで遡る。宇宙から到来するガンマ線の検出を目的として考案され、医療分野においても同様のアイデアがほぼ同時期に提案されている<sup>3,4)</sup>。宇宙観測が初めて実現したのは1991年、米国から打ち上げられたコンプトン宇宙ガンマ線天文台が最初であり、搭載されたCOMPTEL検出器は高さ2.6メートル、重さ1.5トンに及ぶ巨大装置であったが、有効面積は数十 $\text{cm}^2$ に満たなかった<sup>5)</sup>。その後、大型装置搭載の困難やコストの制約もあり、MeVガンマ線天文学は30年もの長い空白期を迎える。

図1(a)に示す通り、コンプトンカメラは「散乱体」と「吸収体」の二つの部分から構成される。入射したガンマ線(エネルギー $E_m$ )が散乱体の位置 $X_1$ で散乱してエネルギー $E_1$ を電子に

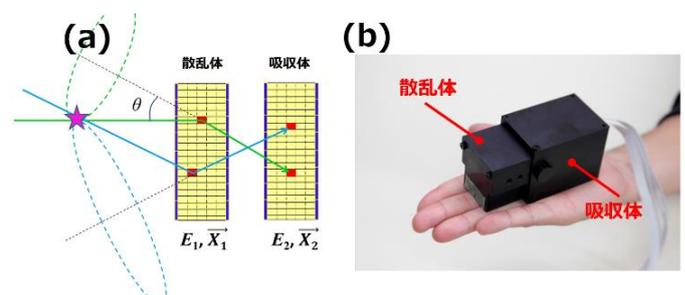


図 1. (a) コンプトンカメラの原理。散乱体・吸収体での反応位置とエネルギーから、散乱角 $\theta$ が求まる。(b) 本稿で開発した、てのひらサイズコンプトンカメラ(3.1節を参照)

与え、散乱ガンマ線が吸収体の位置  $X_2$  で残りの全エネルギー  $E_2$  を与えるとする。エネルギー保存と運動量保存により

$$E_{in} = E_1 + E_2 \quad [1]$$

$$\cos \theta = 1 - m_e c^2 [1/E_2 - 1/(E_1 + E_2)] \quad [2]$$

の関係が得られる。ここで  $\theta$  は入射したガンマ線の到来方向と散乱ガンマ線がなす散乱角で、[2] 式よりエネルギーのみで決定される。従って、個々のガンマ線入射方向は  $X_1$  と  $X_2$  を結ぶ直線を軸とし、 $X_1$  を頂点とした半頂角  $\theta$  の円錐表面に制限される。複数の入射ガンマ線に対し同様な円錐を重ねていくことで、3次元的な円錐面の交わりとして線源方向が特定される。カメラの解像度 ( $\Delta\theta$ ) は、エネルギーと位置両方の不定性から生ずる円錐面の“ぶれ”として定義される。センサーに用いる素材としてはシンチレータ<sup>6)</sup>、半導体<sup>7)</sup>、ガス<sup>8)</sup>検出器など様々な選択が可能である。たとえば散乱体にガスを使えば、反跳電子のトラッキングが可能であり、イベント毎の S/N が向上するが、感度は大幅に下がる。Si, CdTe, CdZnTe や HPGe など半導体検出器は総じてエネルギー分解能に優れるが、冷却系を含め装置が大型・複雑になりやすい。本稿ではガンマ線に対する感度の高さと低コスト、シンプルな構成を重視し、シンチレータを用いた軽量小型のコンプトンカメラに特化して紹介する。

### 3. 先端医療にむけて

#### 3.1 3次元カラー分子イメージング

ここでは福島での計測用に開発したコンプトンカメラ<sup>6)</sup>をベースに、医療用にさらなる小型化・高性能化を目指した。センサーは散乱体・吸収体ともに Ce-doped  $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$  (以下 Ce:GAGG) シンチレータ<sup>9)</sup>と半導体光増幅素子 Multi-Pixel Photon Counter<sup>10)</sup> (以下 MPPC) で構成する。Ce:GAGG は発光量 60,000ph/MeV, 減衰時定数 88ns, 密度 6.63g/cm<sup>3</sup> であり、エネルギー分解能も約 6% (FWHM@662keV) と良好である。筆者らは独自方式のシンチレータ・アレイを積層し上下の MPPC で挟むことで、ガンマ線の反応位置を3次元かつ 1mm の精度で検出する手法を考案した<sup>11)</sup>。図 1(b) に示す通り、重量は 580 グラム、大きさ 5×5×10cm<sup>3</sup> と「手のひらサイズ」でありながら、高感度かつ高解像度 4.2°(FWHM@662keV) を実現している<sup>12)</sup>。

最初の動物実験として、大阪大学医学部未来医療イメージングセンターにおいて、生体マウス (生後 8 週間) 2 匹に 3 種類の放射性薬剤、ヨウ素 <sup>131</sup>I (364 keV: 4MBq 半減期 8 日)、ストロンチウム <sup>85</sup>Sr (514 keV: 1MBq 半減期 65 日)、亜鉛 <sup>65</sup>Zn (1116 keV:

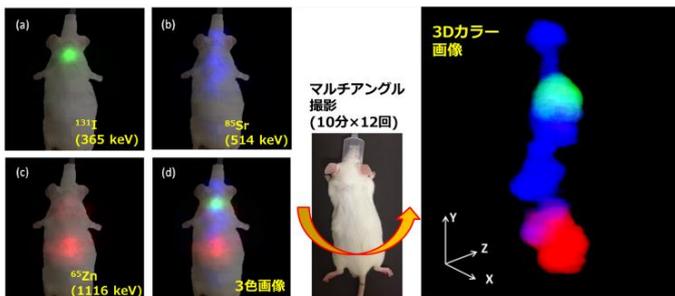


図 2. 「手のひらサイズ」コンプトンカメラを用いた生体マウスの 3次元多色イメージング。(左) 一か所からの撮影で得られる RI の集積 2次元画像 (右) 12 箇所マルチアングル撮影により、3次元表示も可能となった

1MBq 半減期 244 日) を投与し、麻酔後に撮影を行った。マウスまでの距離は約 40mm 固定とし、マウスを回転することで各アングル 10 分、30°ステップ 12 アングルでの測定を試みた。図 2 に示す通り、ヨウ素 (緑) は甲状腺、ストロンチウム (青) は骨に、また亜鉛 (赤) は肝臓を中心に肺や心臓、脾臓などに広く取り込まれている様子が確認できる。生体マウスで初めて多色かつ 3 次元でガンマ線画像の取得に成功し、PET とほぼ同等の解像度 (約 3mm) を実現した<sup>12,13)</sup>。MeV ガンマ線を放出する様々な分子トレーサーを用いることで、生体内の動態や代謝過程などを多角的かつ総合的にトレースすることが期待できる。

#### 3.2 アルファ線内用療法

放射線治療は粒子線などを体外から照射する外的治療と、RI を病巣に取り込ませ、中から治療を行う RI 内用療法に分けられる。近年、骨転移のある去勢抵抗性前立腺ガンの特効薬としてアルファ線 ( $\alpha$  線) 核種である塩化ラジウム (<sup>223</sup>Ra) が用いられ、注目を集めている。 $\alpha$  線はエネルギー付与が大きく、また飛程が数十マイクロメートルと細胞並みに短いため、正常組織への被ばくが最小に抑えられる。我が国でも 2016 年に <sup>223</sup>Ra 利用が認可されたが、骨転移薬への <sup>223</sup>Ra 分布は患者ごとに異なり<sup>14)</sup>、また投与量により疼痛の緩和度が異なることも知られている。<sup>223</sup>Ra はガンマ線放出核種でもあるので、その体内分布を調べることが可能であるが<sup>15)</sup>、SPECT 装置は同一位で長時間撮影が必要であり、疼痛のある患者への負担が多い。また、視野が限られるため腹部を中心とした狭視野での 2次元画像となる。

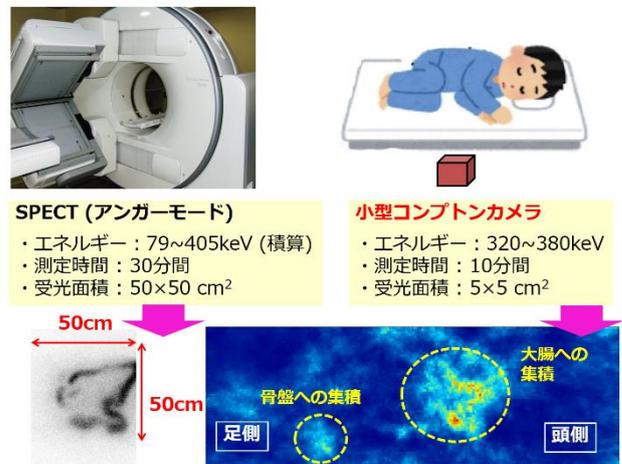


図 3. 阪大病院に於ける <sup>223</sup>Ra 臨床試験結果。画質は現状で SPECT が優れるが、小型コンプトンカメラでも全身を一度に短時間で撮影できることを実証した

コンプトンカメラを用いた最初の臨床試験として、阪大病院で <sup>223</sup>Ra を 2.9MBq 投与した患者に対し、環境用小型カメラ (5×5cm<sup>2</sup> サイズ) での撮影を試みた<sup>16)</sup>。撮影は投与 28 時間後に 10 分間行い、350±30keV の核ガンマ線のみをイメージングに使用した。図 3 に結果を示す。現状ではサイズが 100 倍大きい (50×50cm<sup>2</sup>) SPECT の画質が優れるが、測定時間は 30 分と長く、視野が狭い。コンプトンカメラはわずか 10 分で、体全体の薬剤集積を捉えている。今後はカメラを人体用に最適化し、数分のマルチアングル撮影で 3 次元イメージ取得を目指したい。さら

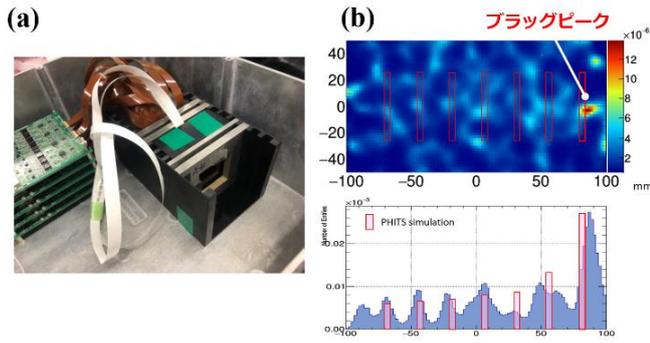


図 4. (a) 1-10MeV のエネルギーに最適化した、高エネルギー用コンプトンカメラ。大きさは縦横約 10 cm. (b) 陽子線をアクリルファントムに照射して生ずる 4.4MeV 核ガンマ線の実測画像。下は同画像を射影したもので、赤いヒストグラムが陽子線が落とす線量（理論計算）、青が実測の 4.4MeV ガンマ線プロファイル。

に、今後 10 年以内には  $^{211}\text{At}$  など様々な  $\alpha$  線放出核種の認可が見込まれる。これらは主に 700keV 程度のガンマ線のみを放出し、コンプトンカメラの需要はますます高まると想定される。

### 3.3 陽子線治療オンラインモニタ

上記の内用治療に対し、外的治療としてはメスをいれることなくガンの根治を促す陽子線治療が広く行われている。陽子線は体内で止まる寸前にエネルギーを一気に解放する性質があり、ブラッグピークとよばれる特徴的なピークを形成する。ピークをガンの位置に一致させることができれば最大の治療効果が得られるが、正確な照射を行わないと正常組織にもダメージを与えかねない。通常、照射確認は PET 検出器を用いた治療後のオフライン計測が主流であるが、511keV ガンマ線は体内で偶発的に生ずる  $\beta^+$  核種によるものであり、実際の線量分布と関連性・類似性は低い。また、とくに医療で重要な低エネルギー陽子線の核反応断面積は不定性が大きい<sup>17)</sup>。新たな手法として、陽子線と体内の炭素や酸素 ( $^{12}\text{C}$ ,  $^{16}\text{O}$ ) で生ずる核ガンマ線（即発ガンマ線）を利用する提案が、主にシミュレーションベースで行われてきた<sup>18)</sup>。

本研究では陽子線治療時に発生する即発ガンマ線の種類と強度を詳細にリストし、体内の炭素・酸素から生ずる 4.4MeV ガンマ線が最も強度が強く、また陽子線量に酷似した分布となることを理論面から予測した<sup>19)</sup>。続いて 70MeV 陽子線ビームをアクリルファントムに照射し、ここで生ずる 4.4MeV 即発ガンマ線の画像を取得した<sup>19,20)</sup>。図 4 に示す通り、4.4MeV 画像と陽子線量分布は正確に一致することを初めて実験的に示した。今後は、大強度の治療ビーム下における検証が課題となる。

## 4. 次期宇宙観測にむけて

### 4.1 MeV ガンマ線天文学への挑戦

3.3 節では、陽子線と体内の  $^{12}\text{C}$ ,  $^{16}\text{O}$  が核反応を起こし、ここで生ずるガンマ線を治療モニタに用いる可能性を紹介した。同じ核反応は、反応閾値を超えた陽子とターゲット原子核さえあれば、どこでも起こりえる。たとえば、宇宙空間にはブラックホールや中性子星、超新星残骸など様々な天体が存在し、高エネルギー宇宙線を生成している。宇宙線の 90% は陽子であり、これらが星間ガスや分子雲中の炭素や酸素と衝突することで、

様々な核ガンマ線が大量に生成されると予想される。一方で、MeV ガンマ線領域は天体からの信号強度が微弱なうえバックグラウンドが多く、観測自体が非常に難しい。COMPTEL のような大型装置を以てしても他波長より感度は 2-3 桁悪く、MeV ガンマ線は「観測の狭間」と喩えられる。一方で、COMPTEL は銀河面に沿って放射される  $^{26}\text{Al}$  の核ガンマ線 (1.8MeV) を検出するなど<sup>21)</sup>、重要な成果も挙げている。また、最近では地上でおこる雷でも、数十 MeV に達するガンマ線が生成されることが分かってきた<sup>22)</sup>。これらは地球大気でも宇宙と類似した高エネルギー現象が頻繁に起こることを示唆している。

銀河中心などガス密度が高く星が密集した箇所では、陽子線治療中と同じ 4.4MeV をはじめとする様々な核ガンマ線が生成される<sup>23)</sup>。さらに、これら元素の存在量は電波観測から CO 輝線などを用いて直接的に求められ、また核反応の断面積も既知である。すなわち、核ガンマ線の予測強度と実測の比較から、宇宙線の密度分布や揺らぎまで測定可能であり、高エネルギー宇宙物理の新しいアプローチにつながることを期待される。

### 4.2 MeV ガンマ線イメージングの実証

宇宙観測へ向けた最大のハードルは、小型で優れたガンマ線イメージング装置が存在しないことである。実際、COMPTEL のような超重量装置を打ち上げるロケットが我が国には存在せず、膨大な開発コストも現実的とは言えない。ところが近年、世界中でピギーバック衛星など数十キログラム級の小型衛星開発が盛んに行われ、安価かつ短期間の供給が可能となっている。3.3 節と同程度の小型・高感度イメージング装置が搭載できれば、MeV ガンマ線観測がより身近になることが期待できる。両者のサイズの違いを図 5(a) に比較した。本研究では、兵庫県にある Spring8 内 NewSubaru 実験施設において、準単色 MeV ガンマ線を用いたイメージング実験に挑戦した。

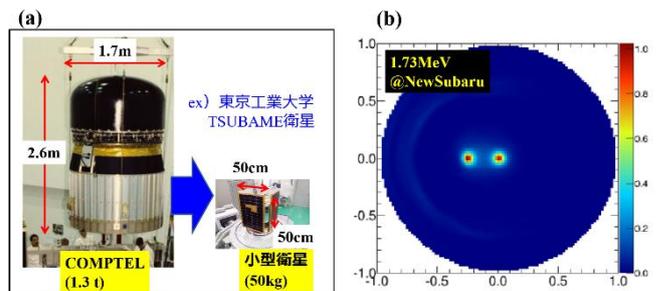


図 5. (a) CGRO 衛星搭載の COMPTEL 検出器と、50cm クラス小型衛星の大きさの比較。画像は東工大が開発した 50kg 衛星 Tsubame (b) NewSubaru におけるコンプトンカメラの撮像試験。正面と 20° 方向から打ち込んだ準単色ガンマ線 (1.73MeV) に対し、3.4° (FWHM) の解像度を達成した。

NewSubaru では Spring8 で加速された 1GeV (または 1.5GeV) 電子で  $\text{CO}_2$  (または Er) レーザーを逆コンプトン散乱し、0.5~74MeV の準単色ガンマ線を生成する<sup>24)</sup>。実験では 1.73MeV および 3.87MeV のガンマ線を 3.3 節のコンプトンカメラに (i) 正面方向 (ii) 20° 方向から照射し、イメージングを試みた。結果を図 5(b) に示す。解像度は 1.87MeV で  $3.4 \pm 0.1^\circ$  (FWHM)、3.87MeV で  $4.0 \pm 0.5^\circ$  (FWHM) と、COMPTEL に匹敵する優れた性能が得られた。固有効率も 2MeV までは COMPTEL を大きく

凌駕する。50 キログラム級衛星を想定した場合、装置を20×20cm<sup>2</sup>まで拡張することができれば、COMPTELに匹敵する観測感度が期待できる。もちろん、実際の運用では軌道上でのバックグラウンド除去を含め課題が山積みであるが、少なくとも「小型衛星でCOMPTELに太刀打ちできる」ことは、今後の宇宙科学に大きな勇気を与える。さらに、コンプトン散乱はガンマ線の偏光に強く依存し、散乱されたガンマ線は偏光ベクトルと垂直方向に弾かれやすい<sup>25)</sup>。コンプトンカメラは、散乱角の異方性を同時に測定可能であり、優れた偏光装置にもなり得る。偏光には、天体のマイクロな磁場構造や幾何構造が反映されるが、MeVガンマ線では未だ観測例が報告されていない。今後、MeVガンマ線偏光観測の新たな窓も拓かれると期待される。

## 5. むすび

本稿では、近年開発がめざましいガンマ線可視化技術—コンプトンカメラについて、その歴史から最新の医療応用、宇宙観測を含めた展望までを概説した。検出装置について、初期のアイデアが提案されてから既に40年以上が経過し、半導体センサーや高性能シンチレータの普及、画像解析手法の発展、また福島原発事故対応といった緊急の要請もあり、当該技術は今まさに成熟期を迎えている。核ガンマ線を対象としたイメージングは今後の宇宙実験、雷などの環境計測、さらには産業・医療応用の鍵を握っており、続々と新しい成果が期待される。今後の進展にご期待戴きたい。

## 謝辞

本稿に関する成果は、科研費・基盤研究(S)(H27~31年度)「実用化へ向けた高解像度3Dカラー放射線イメージング技術の開拓」(代表:片岡淳,15H05720)のご支援を戴いて実施した。開発コアメンバーである早稲田大学研究室の学生諸氏に感謝したい。また、共同研究者である大阪大学医学部の畑澤順先生、下瀬川恵久先生、松永恵子先生、加藤弘樹先生、渡部直史先生、兵庫県立大学の宮本修治先生、大阪大学の嶋達志先生、東北大学材料研究所の吉川研究室の皆様、浜松ホトニクス株式会社の大須賀慎二氏、固体事業部の皆様に感謝の意を表す。

## 文献

- 1) 大西英雄, 松本政典, 増田一孝:放射線技術学シリーズ 核医学検査技術学 改訂2版 日本放射線技術学会監修(オーム社, 2008)
- 2) 片岡淳, 武田伸一郎, 高橋忠幸:光学 45, 8, 289-299 (2016)
- 3) V. Schonfelder, A. Hirner, and K. Schneider, Nucl. Inst. and Meth., **107**, 385-394 (1973)
- 4) R.W. Todd, J.M. Nightingale and D.B. Evert, Nature, **251**, 132-134 (1974)
- 5) V. Schonfelder, H. Aarts, K. Bennett, K., et al., Astroph. J. Suppl. Series, **86**, 657-692 (1993)
- 6) J. Kataoka, A. Kishimoto, T. Nishiyama, T. Fujita, K. Takeuchi, T. Kato, T. Nakamori, S. Ohsuka, S. Nakamura, M. Hirayanagi, S. Adachi, T. Uchiyama, K. Yamamoto, Nucl. Instr. Meth., A., **732**, 403-407 (2013)
- 7) S. Takeda, H. Odaka, S. Ishikawa, S. Watanabe, H. Aono, T. Takahashi, Y. Kanayama, M. Hiromura, and S. Enomoto, IEEE Trans. Nucl.Sci, **59**, 1, 70-76 (2012)
- 8) T. Tanimori, Y. Mizumura, A. Takada, S. Miyamoto, T. Takemura, T. Kishimoto, S. Komura, H. Kubo, S. Kurosawa, Y. Matsuoka, K. Miuchi, T. Mizumoto, Y. Nakamasu, K. Nakamura, J.D. Parker, T. Sawano, S. Sonoda, D.Tomono & Kei Yoshikawa, Scientific Reports, 7, 41511 (2017)
- 9) K. Kamada, T. Yanagida, T. Endo, K. Tsutumi, Y. Usuki, M. Nikl, Y. Fujimoto, A. Fukabori, A. Yoshikawa, Journal of Crystal Growth, **352**, 88-90 (2012)
- 10) 浜松ホトニクス, <http://jp.hamamatsu.com> 山本晃永, "Newly Developed Semiconductor Detectors by Hamamatsu", presentation at PD07
- 11) A. Kishimoto, J. Kataoka, T. Kato, T. Miura, T. Nakamori, K. Kamada, S. Nakamura, K. Sato, Y. Ishikawa, K. Yamamura, N. Kawabata & S. Yamamoto, IEEE, Trans. Nucl.

- Sci. **60**, 38-42 (2013)
- 2) A. Kishimoto, J. Kataoka, T. Taya, L. Tagawa, S. Mochizuki, S. Ohsuka, Y. Nagao, K. Kurita, M. Yamaguchi, N. Kawachi, K. Matsunaga, H. Ikeda, E. Shimosegawa & J. Hatazawa, Scientific Reports, 7, 2110 (2017)
- 3) J. Kataoka, A. Kishimoto, T.Taya, et al. Nucl. Instr. Meth., A., **912**, 1-5 (2018)
- 4) I. Murray, S.J. Chittenden, A.M. Denis-Bacelar, et al. Eur J Nucl Med Mol Imaging, **44**, 11, 1832-1844 (2017)
- 5) C. Hindorf C, S. Chittenden, A-K. Aksnes, C. Parker, G.D. Flux, Nucl Med Commun. **33** 7 726-732 (2012)
- 6) K. Fujieda, J. Kataoka, S. Mochizuki, L. Tagawa, S. Sato, R. Tanaka, K. Matsunaga, T. Kamiya, T. Watabe, E. Shimosegawa, Nucl. Instr. Meth., A., **in press** (2019)
- 7) T. Masuda, J. Kataoka, M. Arimoto, M. Takabe, T. Nishio, K. Matsushita, T. Miyake, S. Yamamoto, T. Inaniwa & T. Toshitom Scientific reports, **8**, 2570 (2018)
- 8) M. Moteabbed, S. Espana and H. Paganetti, Physics in Medicine & Biology, **56(4)** 1063-1082 (2011)
- 9) A. Koide, J. Kataoka, T. Masuda, S. Mochizuki, T. Taya, K. Sueoka, L. Tagawa, K. Fujieda, T. Maruhashi, T. Kurihara & T. Inaniwa, Scientific Reports, **8**, 8116 (2018)
- 10) S. Mochizuki, J. Kataoka, A. Koide, K. Fujieda, T. Maruhashi, T. Kurihara, K. Sueoka, L. Tagawa, M. Yoneyama & T.Inaniwa, Nucl. Instr. Meth., A., **in press** (2019)
- 21) U. Oberlack, K. Bennett, H. Bloemen, et al. Astron. and Astrophys, Suppl. , **120** 311-314 (1996)
- 22) T. Enoto, Y. Wada, Y. Furuta, K. Nakazawa, T. Yuasa, K. Okuda, K. Makishima, M. Sato, Y. Sato, T. Nakano, D. Umemoto & H. Tsuchiya, Nature, **551**, 481-484, (2017)
- 23) V.A. Dogiel, V. Tatischeff, K.S. Cheng, D.O. Chernyshov, C.M. Ko & W.H. Ip, Astronomy and Astrophysics, **508**, 1-7 (2009)
- 24) S. Miyamoto, Y. Asano, D. Li, Y. Shoji, Radiation Measurements, **41**, S179-185 (2007)
- 25) F. Lei, A.J. Dean and G.L. Hills, Space Science Reviews, **82**, 309-388 (1997)

## Profile



片岡 淳 (かたおか じゅん)

早稲田大学理工学術院教授。2000年東京大学大学院理学系研究科博士後期課程修了。博士(理学)。京都大学(学振 PD 研究員), 2001年東京工業大学助手。2007年同助教。2009年早稲田大学理工学研究所准教授。2014年より現職。領域横断型の放射線イメージングの研究と教育に従事

**シンチレータ**: X線やガンマ線、荷電粒子など放射線により励起し、吸収したエネルギーを主に可視光の蛍光として再放出する物質の総称。発光には物質固有の時定数があり、蛍光時定数と呼ばれる。

**COMPTEL 検出器**: コンプトン宇宙ガンマ線天文台に搭載された検出器の一つで、散乱体を液体シンチレーション検出器、吸収体を NaI (TI) シンチレーション検出器としたコンプトンカメラ。0.75MeVから30MeVのガンマ線に感度を持ち、10年間にわたり全天の観測を行った。

**半導体光増幅素子 MPPC**: Multi-Pixel Photon Counter の略称で、一般には SiPM とよばれる半導体フォトンカウンティングデバイス。一つの素子の中には複数のガイガーモード APD (Avalanche Photo-Diode) が配列され、光電子増倍管に匹敵する高いゲインを数十ボルトで実現する。

【英文要旨】 120Words 以内でお書きください

X-ray diagnosis represented by radiograph and CT provide only two-dimensional monochrome image and does not have color (or energy) information. SPECT and PET are commonly used for nuclear medicine diagnosis, but in recent years, gamma ray imaging in general is more focused in the field of advanced clinical applications. For example, visualization of nuclear reactions that occur in the body is an urgent task for both proton therapy and alpha internal therapy, Interestingly, the same nuclear reaction is anticipated between cosmic rays and interstellar matter in universe, thus can be a major topic of MeV gamma-ray astronomy. In this paper, we review the forefront of gamma-ray imaging using Compton cameras and future prospect as a new bridge connecting space and medicine.