

令和元年11月26日現在

機関番号：12501

研究種目：基盤研究(B) (一般)

研究期間：2016～2018

課題番号：16H03969

研究課題名(和文) 分解能0.1mmの大面積 線位置測定器の開発

研究課題名(英文) Development of large arer gamma-ray detectors with position resolution of 0.1mm

研究代表者

河合 秀幸 (KAWAI, Hideyuki)

千葉大学・大学院理学研究院・准教授

研究者番号：60214590

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 13,300,000円

研究成果の概要(和文)：薄い板状無機シンチレーターと波長変換ファイバーと微小受光素子SiPMを用いて、標準的な荷電粒子位置検出器であるDrift Chamberよりも高位置分解能(0.3mm 0.1mm以下)・低価格(約半額)・コンパクト(厚さ50cm 1mm)な測定器を開発した。そしてこの測定器を数十層重ねれば 線が電子陽電子対に反応した位置が測定できるようになり、従来測定法では分解能10mm程度であった高エネルギー 線入射位置を0.1mm以下の分解能で測定できるようになった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究では従来の荷電粒子測定器と比べて高い位置分解能・低価格・薄い測定器を開発した。そしてそれを数十層重ねると高エネルギー 線の入射位置が、従来の精度10mmに対して0.1mm以下という画期的な精度で測定可能となる。さらにこの測定器は、がん診断などのPET測定器の実質的な精度を1/10程度に改善する、加速器がん治療における体内被曝位置が直接測定でき患者一人当たりの治療室占有時間を1/10に短縮できる、被曝線量が極めて高いX線CTと同程度の生体内透視能力があり被曝量が1/100となる 線CTが実現できる。 線CTは金属容器内の透視や土砂災害埋没者の探索も可能である。

研究成果の概要(英文)：We have developed new radiation detectors for high energy charged particles.

Our detectors consist of thin inorganic scintillator, Wave Length Shifting Fibers and small photodetectors called SiPM. The pecliarities of our detectors copaired from the standard drift chambers are good position resolution (0.3mm to 0.1mm), low cost (1/2) and thin width (500mm to 1mm). In the case few ten layers of our detectors are mounted, the positon that the high energy gamma-rays convert to rlrctron positron pairs can be measured. The electromagnetic shower detectors measured the center position of the shower. The position resosulion of them are typically 10mm. Our detectors measure the track of primaly electrons and positrons and the vertex positions of the incident gamma-rays convert the e+e- pairs can be calculated. expected position resolution is less than 0.1 mm.

研究分野：素粒子実験

キーワード：線測定器 荷電粒子位置測定器 生体内透視 低い被曝線量 金属容器内透視 土砂災害埋没者探索

様式 C-19、F-19-1、Z-19、CK-19 (共通)

1. 研究開始当初の背景

一般に放射線測定器は光検出器・ガス検出器・半導体検出器に分類され、この三者の中で光検出器は最も安価で時間分解能は最も優れているが位置分解能が最も劣る。光検出器とりわけシンチレーション検出器の位置分解能はシンチレーターの大きさに決まり、一般的には数 cm である。(本報告では分解能を標準偏差で示す。)

代表的なガス検出器である Drift Chamber の位置分解能は 0.3mm 程度である。半導体検出器は、例えば陽極間隔を 0.1mm とすると位置分解能は 0.02mm となる。半導体検出器の欠点は非常に高価なことと大面積化が困難なことである。

高エネルギー γ 線の代表的な測定器は 5cm \times 5cm \times 40cm 程度の無機シンチレーター (例えば CsI) ブロックに受光素子を接着した単位測定器を多数用いた電磁カロリメーターである。1GeV 以上の γ 線が CsI に入射すると減衰長 2cm 程度で電子陽電子対生成反応が起きる。電子や陽電子は多重散乱によって 1cm 当たり 10 数 MeV のエネルギーを失いながら CsI 中を直進するが平均 2cm 程度で制動輻射反応によって高エネルギー γ 線を放出し、エネルギーが大きく減少し進行方向が変化する。制動輻射 γ 線も平均 2cm 程度で電子陽電子対生成を起こす。このように電磁シャワーは Z 方向に 20 \sim 30cm 横方向に \pm 5cm 程度に広がり、 $3 \times 3 = 9$ 本程度の CsI シンチレーターブロックが発光する。この発光量の重心位置測定より電磁シャワーの中心位置を 1cm 程度の分解能で測定する。また時間分解能は 10nsec 程度である。いずれも荷電粒子測定器に比べて大きく劣っている。一方エネルギー分解能は数本の光電子増倍管の出力信号の大きさを波高測定回路 16bit ADC で測定することによる限界で 2% 程度である。

陽電子放出断層撮影法 Positron Emission Tomography は初期がんに対する唯一の診断法である。現在公称位置分解能 1 \sim 2 mm という PET 装置が市販されている。また PET の画像再構成プログラムは X 線 CT の画像再構成プログラムを γ 線用に修正したものが利用されている。だが、実際に医師が手にする再構成画像はあたかも分解能 10mm 以上と思われるような不鮮明なものばかりである。

一般的な放射線照射治療は ^{60}Co からの γ 線照射治療である。生体内で γ 線強度は指数関数的に減衰する。生体表面で被曝量が最大であり、内部に進むほどに減少し、がん組織の下流側も被曝する。中性子や電子による被曝も γ 線と同様に指数関数的な振舞をする。電子以外の荷電粒子、陽子や原子核ビームでは単位長さ当たりの被曝量は荷電粒子の速度の大きさに反比例する。ビームが入射した組織では被曝量が低く、生体内をビームが通過すると荷電粒子の運動エネルギーが消費されるため速度が下がり単位長さ当たりの被曝量が上昇し、荷電粒子が静止する直前で被曝量が最大となる (ブラッグピーク)。いわばがん組織を狙い打ちできる。 γ 線照射治療と加速器ビーム照射治療でがん組織に同等の被曝量を与えた場合周辺の正常組織の被曝量は 1 けた小さくなる。近い将来がんの放射線治療は γ 線照射から加速器ビーム照射に替わるであろう。

加速器ビーム照射治療は効果的であるが、もしビームエネルギーや照射位置を誤れば治療効果はなくなり副作用だけが残る。このため治療前に患者の固定位置を決める作業がどうしても慎重になり、例えば位置決め 1 時間治療 1 分である。世界中の加速器ビーム照射治療施設では適切な放射線を測定する被曝線量分布短時間測定器の開発研究を行っているが、どれも失敗に終わった。

X 線 Computed Tomography は現在の社会に広く普及している。X 線 CT の発明者である Godfrey Hounsfield と Allan McLeod Cormack は 1979 年にノーベル医学生理学賞を受賞した。医療分野では、現在国内で 25,000 台程度の X 線 CT 装置が稼働中であり、医師は頻りに X 線 CT 画像を元に病状を診断する。また工業用の非破壊検査でも X 線 CT は広く利用されている。

X 線 CT には大きな欠点がある。第一に、標準的な全身 CT 検査 1 回当たりの被曝線量が 10 \sim 20mSv と非常に高い。現在日本人の診断だけに限定した年間被曝線量の平均値は 4mSv であり、その大部分が X 線 CT 検査である。ある人間集団全体で 10Sv の被曝があれば一人が発がんし、20Sv の被曝があれば一人ががん死するとされている。日本人全体では毎年 2 万人以上が CT 検査による被曝だけが原因でがんによって死亡している。これはがん死亡者全体の 7% 程度であり、年間の交通事故死亡者 4 千人と比較すれば社会的に許容できない死者数と言えよう。第二の欠点として、X 線の鉄などの原子番号の大きな物質に対する透過率は低いので、透視検査が可能な鉄製品は小さなものに限られる。金属容器内の透視は困難である。第三の欠点として、X 線透視検査は X 線の透過率を測定するため、X 線発生装置-透視対象物-X 線測定器の順に設置しなければならない。

2. 研究の目的

本研究では薄い板状無機シンチレーター+波長変換ファイバー(Wave Length Shifting Fiber)+微小受光素子 Silicon Photo-Multiplier という構造の新規放射線測定器を開発する。この測定器は高エネルギー荷電粒子位置測定器としては Drift Chamber を上回る性能を目指す。具体的には位置分解能 0.05mm、価格 1/2、厚さ数 mm を目指す。またこの測定器は高エネルギー γ 線測定器としては γ 線入射位置=電子陽電子対生成位置を分解能 0.1mm で測定でき、さらに時間分解能やエネルギー分解能でも既存の測定器を上回る。さらに 170keV \sim 20MeV の γ 線測定器としても世界最高の位置分解能・時間分解能・エネルギー分解能を併せ持つ。

511keV γ 線は PET に利用されているが、私は既存の PET 測定器が生体内コンプトン散乱事象とシンチレーター内コンプトン散乱事象の識別能力が不十分のため再構成画像が不鮮明にな

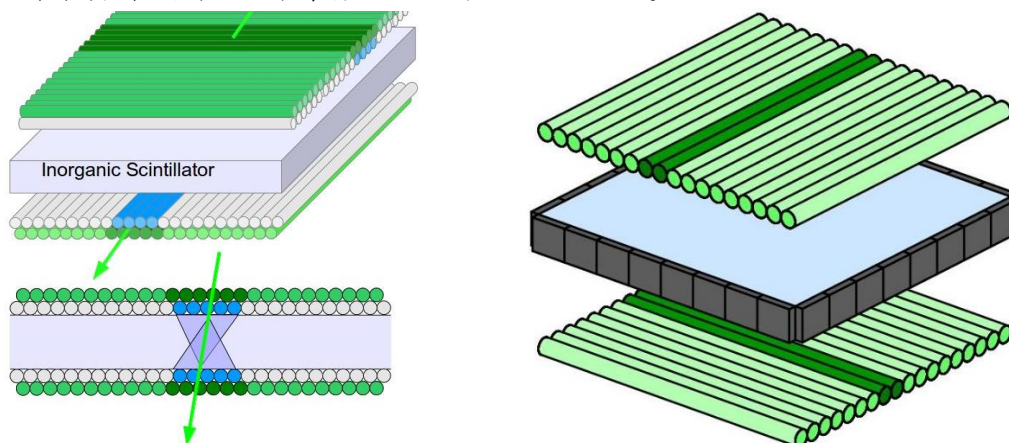
っているにも関わらず、世界中のほぼ全ての PET 研究者や PET 装置製造販売事業者が気づいておらず、2本の γ 線が共に生体内を透過しシンチレーター内で光電吸収反応を起こした理想的事象に対する位置分解能を測定された全ての事象に対する位置分解能と偽っていることを発見した。本研究で開発する新規測定器は生体内コンプトン散乱事象を効果的に識別する。シンチレーター内コンプトン散乱事象では個々の発光位置と発光量を独立して測定できるため最初の入射位置が判定できるためシンチレーター内光電吸収事象と同等の位置分解能が得られる。

私は加速器がん治療時の被曝線量分布即時測定が可能で唯一の放射線は 10~20MeV の γ 線であることを世界で初めて発見した。このエネルギー領域の γ 線でも電子陽電子対生成位置が本研究で開発する測定器では 1mm 以下の位置分解能で測定可能である。

さらに本研究で開発された測定器を用いることによってX線CTを駆逐するような新規の物質透視法「 γ 線CT」を発明した。 γ 線CTを生体内部の透視に用いるとX線CTと同等の透視画像を得るための被曝量は 1/100 以下となる。またX線CTでは金属容器内部の透視は困難だが γ 線CTでは容易である。さらにX線CTでは透視対象物を透過したX線を測定するためX線発生装置とX線測定器の間に透視対象物を置かねばならないが、 γ 線CTでは90度以上の後方散乱 γ 線だけを用いても物質分布が透視できるため γ 線源と γ 線測定器を透視対象物から見て同じ側に設置することが可能である。

3. 研究の方法

本研究では2種類の放射線測定器を開発した。第一は荷電粒子位置検出器=位置分解能特化型 γ 線測定器であり。第二は γ 線に対する位置分解能は第一より若干劣るが高い時間分解能とエネルギー分解能を持つ汎用型 γ 線測定器である。PET に用いた場合は位置分解能特化型では低価格の、汎用型では高感度の PET 測定器が得られる。加速器がん治療時の被曝線量分布即時測定器には位置分解能特化型を、 γ 線CTには汎用型を用いる。

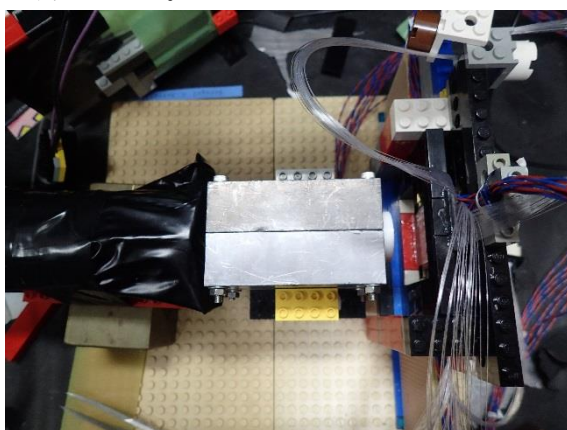
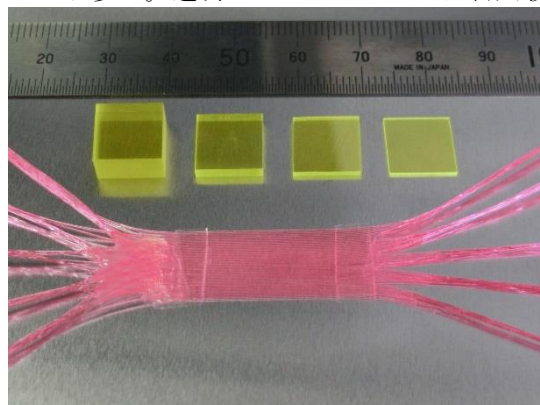


高エネルギー荷電粒子位置測定器（位置分解能特化型 γ 線測定器）は上左図のような、汎用型 γ 線測定器は上右図のような構造である。第一の特徴は、測定器本体として通常の荷電粒子測定に用いる有機シンチレーターではなくX線の測定に用いる薄い無機シンチレーターを使用することである。第二の特徴は、シンチレーション光を直接受光素子で観測するのではなく、シンチレーション光を一旦 WLSF で吸収させて、等方的に再発光した光のうちファイバー内の全反射条件を満たしてファイバー端まで到達した光を受光素子で測定することである。WLSF の受光素子としては SiPM を用いる。汎用型では無機シンチレーターの4側面に SiPM を直接接着して発光量や発光時刻を測定する。

プラスチックシンチレーターは密度 1g/cm^3 、屈折率 1.5、発光光子数は $10,000\text{photons/MeV}$ 程度である。一方無機シンチレーターは密度 $5\sim 7\text{g/cm}^3$ 、屈折率 1.7~1.8、発光光子数は最大で $45,000\text{photons/MeV}$ 程度である。すなわち同じ厚さで無機シンチレーターの発光量はプラスチックシンチレーターの30倍程度である。シンチレーターの上下面に現れるシンチレーション光スポットの直径はシンチレーターの厚さ程度となる。1. の最初に説明した既存の電磁シャワーカウンターでは高エネルギー γ 線による電磁シャワーは横方向に $10\sim 15\text{cm}$ の直径で広がり、 $5\text{cm}\times 5\text{cm}$ ごとに PMT で測定し、信号波高の重心を計算することによって γ 線入射位置を 1cm の精度で求めている。もし厚さ 0.5mm 程度の無機シンチレーターと大きさ 0.2mm 程度の受光素子が存在するならシンチレーション光スポットの中心位置を $30\sim 50\mu\text{m}$ 程度の精度で求めることができる。WLSF は有感波長領域の入射光子を吸収し約 50% の確率で少し長い波長の光子を等方向的に放出する。再発光光子の 10% はファイバー内の全反射条件を満たしファイバー端へ伝播する。ファイバー内の透過長は 1.2m 程度である。WLSF は最少直径 0.2mm までは市販されている。すなわち WLSF は大きさが $0.2\text{mm}\times 1\text{m}$ で感度が 3% 程度の非常に細長い受光素子と見なすことができる。WLSF を無機シンチレーターの上下面に直交する方向に張ることによって発光位置の X 座標と Y 座標を独立に測定することができる。

通常の γ 線シンチレーターは一様なエネルギー分解能が得られるために透明であることが必

要だが、本研究の高エネルギー荷電粒子測定器にはシンチレーターの透明度はあまり重要ではない。シンチレーター上下面に現れる光のスポットができるだけ小さいことが望ましいので、シンチレーション光が側面方向へはあまり伝播しないことが望ましい。本研究では通常の透明シンチレーター以外に高速抽出シンチレーターと焼結シンチレーターという特殊なシンチレーターも用いた。これらは東北大学金属材料研究所の吉川教授より提供して頂いたもので、安価でありながら上下面に現れる光量は透明シンチレーターより多い。透明シンチレーターでは吉川教授より提供して頂いた La-GPS $[(\text{Gd}_{0.75}\text{La}_{0.24}\text{Ce}_{0.01})_2\text{SiO}_5]$ と GAGG (Gadolinium Aluminium Germanium Garnet) と、市販されている GSO (Gd_2SiO_5) と LYSO ($(\text{Lu}_x\text{Yb}_{1-x})_2\text{SiO}_5; x \sim 0.98$) を用いた。右の写真は GAGG シンチレーターと R3 という種類の WLSF である。他の3種類のシンチレーターは無色透明で対応する WLSF も見た目が無色透明な Y12 または B3 という種類を使用した。この写真の WLSF は右側の端は5本ずつまとめて束ねているが左端は 1,6,11,16,21 の5本、2,7,12,17,22 の5本のように束ねている。これによって N^2 本の WLSF を $2N$ 個の微小受光素子で測定できる。



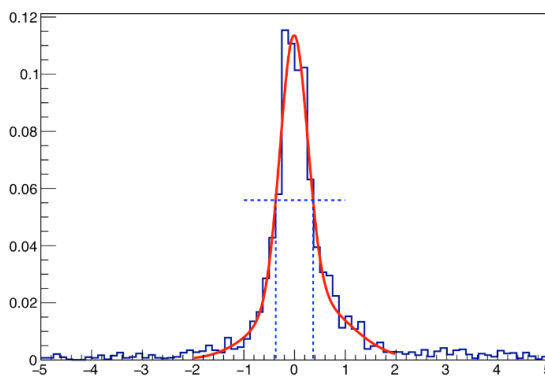
左の写真は ^{22}Na 密封線源を用いた位置分解能評価実験であり、電子陽電子対消滅で180度逆方向に発生した 511keV γ 線のうちの一方を鉛コリメーターを通過させた後に左側の黒いシート内のシンチレーター+PMTで測定し、他方の 511keV γ 線を右側の本研究測定器で測定して位置分解能を評価している。

荷電粒子測定器（位置分解能特化型 γ 線測定器）では厚さ $0.5 \sim 1\text{mm}$ の無機シンチレーターを用いた。一方汎用型 γ 線測定器では側面に有効面積 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ の SiPM を接着するために厚さ 3.5mm の無機シンチレーターを用いた。

4. 研究成果

右図は位置分解能測定結果の一例で、厚さ 3.5mm の La-GPS 透明シンチレーターを用いた汎用型 γ 線測定器で 511keV γ 線に対して標準偏差 0.33mm が得られた。

荷電粒子測定器では ^{90}Sr 線源を用いて厚さ 0.5mm の La-GPS 透明シンチレーターを貫通した β 線に対して 0.043mm が得られた。2枚のシンチレーターの上に WLSF を置くことによって測定光量が2倍となるためシミュレーション計算で 0.030mm 程度が得られると予想している。高エネルギー γ 線に対する位置分解能は、電子陽電子対が通過するため発光量が2倍になることからシミュレーション計算で 0.022mm 程度が得られると予想している。



以上のように、本研究では薄い無機シンチレーターと波長変換ファイバーを用いて過去に例がない新規放射線測定器を開発した。高エネルギー荷電粒子に対しては最高で 0.03mm の位置分解能が得られる。有効面積が $1\text{m} \times 1\text{m}$ で感度 99% 以上、複数個の粒子が同時入射しても 5cm 以上離れていれば位置測定可能、測定器全体の厚さが 10mm 以下、素材価格の和が信号読み込み回路も含めて $1,000$ 万円程度という Drift Chamber より高性能低価格な測定器が実現できる。また高エネルギー γ 線には位置分解能特化型 γ 線測定器（シンチレーター厚さ $1\text{mm} \times 40$ 層）または汎用型 γ 線測定器（シンチレーター厚さ $3.5\text{mm} \times 12$ 層）などで感度が 98% 以上で位置分解能 $0.05 \sim 0.2\text{mm}$ が得られる。汎用型測定器では時間分解能 200psec 以下が得られる。またエネルギー分解能については1枚のシンチレーターを28個程度の SiPM で測定することによって1層（消費エネルギー $7 \sim 50\text{MeV}$ ）当たり 1% の精度が得られる。この他に本研究によって真に高位置分解能の PET 用 γ 線測定器が実現でき、世界中で誰も実現できなかった加速器ビームがん治療における被曝線量分布即時測定器が本測定器で可能となり、誰も思いつかなかった γ 線 CT が実現するかもしれない。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕（計0件）

〔学会発表〕（計13件） 査読あり

1. H. Matsunaga, H. Kawai, A. Kobayashi:
Simulation of Dose Rate and Mass Distribution of Gamma CT :
2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-03-187, Nov.
10-17, 2018, Sydney, Australia
2. A. Kobayashi, H. Kawai, K. Kamada:
Performance Evaluation of PET Detector Using 0.2mm phi Wavelength-Shifting Fibers:
2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-07-038, Nov.
10-17, 2018, Sydney, Australia
3. S. Kimura, H. Kawai:
Proposal of Range Verification Method for Carbon Therapy using Prompt Gamma-rays
over 10 Mev:
2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-07-392, Nov.
10-17, 2018, Sydney, Australia
4. M. Nitta, F. Nishikido, N. Inadama, H. Tashima, H. Kawai, T. Yamaya:
Elimination of Inter Crystal Scattering Events in the X'tal Cube PET Detector with (0.77
mm)³ Segments:
2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-14-120, Nov.
10-17, 2018, Sydney, Australia
5. H. Matsunaga, Y. Emoto, K. Fujihara, H. Ito, H. Kawai, S. Kimura, A. Kobayashi, T.
Mizuno, T. Nakamura, T. Tanaka, T. Yuzawa:
Proposal of the Fluoroscopes Using Gamma Rays Generated from Electron Positron Pair
Annihilation with Low Exposed Dose:
2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-03-048, 21-
28 October, 2017, Atlanta, Georgia, USA
6. S. Kimura, Y. Emoto, K. Fujihara, H. Ito, H. Kawai, A. Kobayashi, H. Matsunaga, T.
Mizuno, T. Nakamura, T. Tanaka, T. Yuzawa:
Development of the Bragg-Peak Position Monitoring System in Particle Therapy by Using
e⁺ e⁻ Pair Production Events:
2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-03-101, 21-
28 October, 2017, Atlanta, Georgia, USA
7. K. Fujihara, Y. Emoto, H. Ito, H. Kawai, S. Kimura, A. Kobayashi, H. Matsunaga, T.
Mizuno, T. Nakamura, T. Tanaka, T. Yuzawa:
Performance Evaluation of a Prototype PET Detector with High-Growth-Rate Scintillator
and Wavelength-Shifting Fibers:
2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-15-033, 21-
28 October, 2017, Atlanta, Georgia, USA
8. A. Kobayashi, H. Ito, H. Kawai:
Performance Demonstration for PET Detector Using 0.2mm phi Wavelength-Shifting
Fibers:
2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference M-15-042, 21-
28 October, 2017, Atlanta, Georgia, USA
9. T. Yuzawa, H. Matsunaga, T. Tanaka, H. Kawai, H. Ito, A. Kobayashi, Y. Emoto, K.
Fujihara, S. Kimura, T. Mizuno, T. Nakamura:
Proposal of Gamma Rays Detector with Position Resolution of 0.1mm:
2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference N23-048, 21-
28 October, 2017, Atlanta, Georgia, USA
10. Kento Fujihara, Yusaku Emoto, Hiroshi Ito, Naomi Kaneko, Hideyuki Kaneko, Hideyuki
Kawai, Atsushi Kobayashi, Takahiro Mizuno:
Evaluation of Position Resolution for a Prototype Whole-Body PET Detector Based on
Suppressing Backgrounds by Compton Scattering:
ANIMMA 2017: International Conference on Advancements in Nuclear
Instrumentation Measurement Methods and their Applications, June 19-23, 2017,
Liege, Berugium
11. Shota Kimura, Yusaku Emoto, Kento Fujihara, Hiroshi Ito, Hideyuki Kawai, Atsushi
Kobayashi, Takahiro Mizuno:
Development of a Beam Trajectory Monitoring System Using e⁺ e⁻ Pair Production Events:
ANIMMA 2017: International Conference on Advancements in Nuclear
Instrumentation Measurement Methods and their Applications, June 19-23, 2017,
Liege, Berugium
12. A. Kobayashi, E. Yusaku, H. Ito, H. Kawai, T. Mizuno, F. Kento, S. Kimura:

Development of High Resolution Gamma-Detectors for PET:

ANIMMA 2017: International Conference on Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and their Applications, June 19-23, 2017, Liege, Berugium

13. Takahiro Mizuno, Yusaku Emoto, Kento Fujihara, Hiroshi Ito, Hideyuki Kawai, Shota Kimura, Atsushi Kobayashi:

Development of Large-Area Charged Particle Detector with Inorganic Scintillator Plates and Wavelength Shifting Fibers:

ANIMMA 2017: International Conference on Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and their Applications, June 19-23, 2017, Liege, Berugium

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

○出願状況 (計 1 件)

1. 名称: 反射型断層撮影装置

発明者: 河合秀幸

権利者: 千葉大学

種類: 特許願

番号: 2019-082455

出願年月日: 平成 31 年 4 月 24 日

国内外の別: 国内

○取得状況 (計 5 件)

1. 名称: 粒子線治療装置及び粒子線治療時の被曝位置測定方法器

発明者: 河合秀幸、伊藤博士、小林篤史、木村翔太

権利者: 千葉大学

種類: 特許

番号: 2019-085597

取得年月日: 令和元年 6 月 13 日

国内外の別: 国内

2. 名称: PET 装置用シンチレーター及びこれを用いた PET 装置

発明者: 河合秀幸、鎌田圭

権利者: 千葉大学

種類: 特許

番号: 2019-082409

取得年月日: 令和元年 5 月 30 日

国内外の別: 国内

3. 名称: 断層撮影装置

発明者: 河合秀幸

権利者: 千葉大学

種類: 国際特許

番号: W02019-077857

取得年月日: 平成 31 年 4 月 25 日

国内外の別: 国外

4. 名称: ノイズ除去方法及び放射線源位置推定方法

発明者: 河合秀幸、伊藤博士、小林篤史

権利者: 千葉大学

種類: 特許

番号: 2018-200195

取得年月日: 平成 30 年 12 月 20 日

国内外の別: 国内

5. 名称: ポジトロン断層測定装置及びポジトロン断層測定画像の構成方法

発明者: 河合秀幸、伊藤博士、小林篤史

権利者: 千葉大学

種類: 特許

番号: 2018-91669

取得年月日: 平成 30 年 6 月 14 日

国内外の別: 国内

[その他]

ホームページ等

現在特許出願の準備中であるため、ホームページは特許出願が完了してから整備する。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

河合 秀幸 (KAWAI Hideyuki)

千葉大学 大学院理学研究院 教授

研究者番号: 60214590

(2) 研究分担者 なし

(3) 連携研究者 なし