

原理体験型「模擬 PET 装置」の開発

戸澤 理詞* 玉川 洋一** 小川 泉*** 中島 恭平**

Development of Principle Experience Type “Simulated PET Device”

Masashi TOZAWA*, Yoichi TAMAGAWA**, Izumi OGAWA*** and Kyohei NAKAJIMA**

(Received February 3, 2020)

PET (Positron Emission Tomography) is one of the tests to find cancer cells in the body. When a radiopharmaceutical called FDG (Fluor Desoxy Glukose) is concentrated on cancer cells, positrons are emitted from FDG and cause pair annihilation with surrounding electrons. At this time, two gamma rays with the same energy (511 keV) are emitted in the opposite direction of 180 degrees at the same time, which is called annihilation radiation. PET examination uses the characteristics of annihilation radiation to find cancer cells.

In this study, we developed a simulated device that can understand the mechanism of PET by measuring simultaneous measurement events of two detectors placed at an angle of 180 degrees.

Key Words : PET, FDG, Positron, Gamma Rays, Annihilation Radiation, Cancer

1. はじめに

筆者が所属している素粒子・原子核実験グループでは、検出器や測定回路、データ収集システムを構築するための放射線計測技術が必要とされており、放射線が検出器へ入射する時間、線源の位置、放射線のエネルギーを正確に計測することが重要となる。

一方、大学では、地域貢献活動の一環として公開講座やオープンキャンパスなどのイベントを開催しており、一般の方が大学の研究内容に触れることができるようなテーマを提供している。このようなイベントでは、一般の方の興味を引くために、体験型であることや理解しやすい内容であることが求められる。

本研究では、放射線計測において重要な、時間、位置、エネルギーを正確に計測する技術を修得するとともに、一般向けに公開できるテーマを完成させ

ることを目的として、医療分野でがん細胞を見つけるために利用されている PET 装置を取り上げ、体験することでその仕組みがわかるような模擬的装置の開発に取り組んだ。

本稿では、2章で今回取り上げた PET の原理を説明し、3章で原理を再現するために行った実験、4章で開発した模擬 PET 装置を示す。5章では、模擬 PET 装置を実際のイベントで展示した際の様子を示し、体験者に依頼したアンケートの調査結果から考察を行う。

2. PET (Positron Emission Tomography)

2.1 PET 検査の概要

PET とは、体内のがん細胞を探し出す検査方法の一種であり、医療現場では図 1 に示すような装置で検査が行われる。

他のがん検査方法である CT 検査や MRI 検査と比べ、PET 検査は一度で体全身を調べることができ、「形」ではなく「機能」の異常を診るため、臓器の形だけで判断がつかないときに有効となる。また、がんの早期発見ができるということで特に注目されている。

* 工学部技術部

** 大学院工学研究科 原子力・エネルギー安全工学専攻

*** 大学院工学研究科 物理工学専攻

* Technical Division

** Nuclear Power and Energy Safety Engineering Course,
Graduate School of Engineering

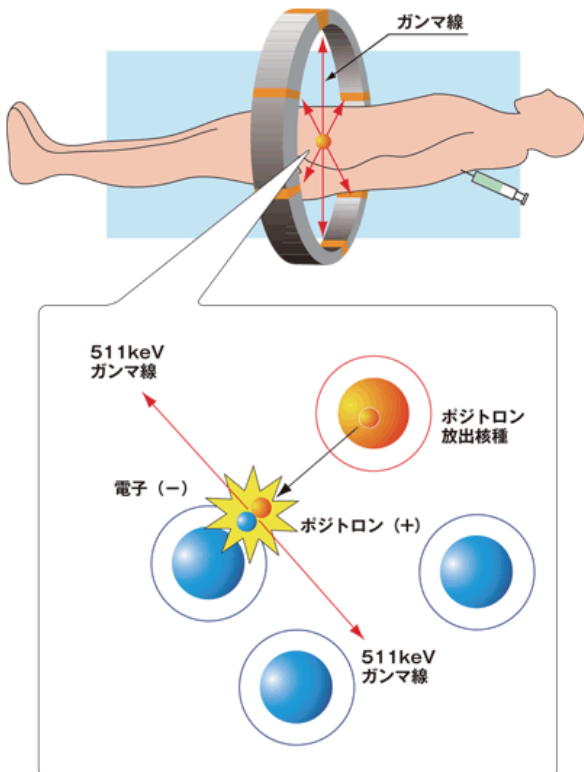
*** Applied Physics Course, Graduate School of Engineering

図1 PET装置^[1]

2.2 PET 検査の原理

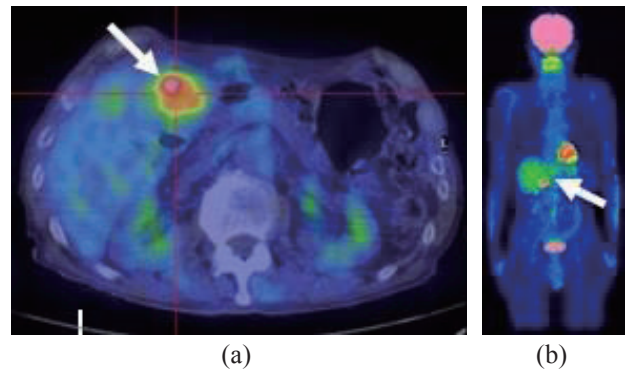
PET 検査では、陽電子放射断層撮影という方法で体内のがん細胞を探し出す。以下にその原理を示す。

がん細胞は正常な細胞より活発に活動するため、より多くのブドウ糖を取り込むという特徴がある。この特徴を利用して、ブドウ糖に陽電子放出核種を

図2 正常細胞とがん細胞の違い^[2]図3 ガンマ線の検出^[3]

結合させた放射性薬剤 (FDG) を体内に投与すると、それががん細胞に集中的に集まる (図 2)。陽電子放出核種は不安定な原子核であり、ベータプラス崩壊を起こして安定な原子核になるとともに、その過程で陽電子を放出する。放出された陽電子は、周囲の電子と対消滅を起こし、ガンマ線を放出する (図 3)。このガンマ線は、同時に 2 本、180 度反対の方向に、同じエネルギー (511 keV) を持って放出する、という特徴を持っており、消滅放射線と呼ばれている。

PET 装置には、ガンマ線を検出する多数のシンチレーション検出器がリング状に配置されており、体内で対消滅が起こると、消滅放射線が入射した向かい合う 2 つの検出器で、同時に信号が検出される。この同時計数事象を繰り返し観測することで、FDG の体内分布を画像化する。PET 検査で得られる画像を図 4 に示す。この画像から、FDG が集中している箇所がわかり、FDG を取り込んだがん細胞の位置を特定する。

図4 PET画像^[4] (a): 横断面, (b): 全身像

3. 原理の再現

前章で説明したように、PET 検査では、電子と陽電子の対消滅によって放出される消滅放射線の同時計数事象を原理として利用している。これを実験で再現するには、陽電子放出核種の放射線源に対して、検出器への入射時間、線源の位置、放射線のエネルギーを正確に計測し、消滅放射線の特徴である、同時に 2 本、180 度反対方向、同じエネルギー (511 keV) を持つガンマ線を観測する必要がある。

本研究の実験条件を 3.1 節に示し、時間、位置、エネルギーのそれぞれについて行った実験の内容を 3.2 節～3.4 節に示す。

3.1 実験条件

主な陽電子放出核種とその半減期を表 1 に示す。実際の検査では、受診者の被ばく線量を極力抑えるため、陽電子放出核種としては、半減期の短い ^{18}F ($T_{1/2}=110$ 分) などが使用されるが、実験で使用するには非常に短いため、より半減期が長く同様の特徴を持った ^{22}Na ($T_{1/2}=2.6$ 年) を使用した。

検出器には、シンチレータと光電子増倍管 (PMT) からなるシンチレーション検出器を使用し、シンチレータには、高密度、高原子番号であることからガンマ線検出効率が低いという特徴を持った NaI(Tl) 結晶を使用した。また、計数回路には、回路モジュールの機械的・電氣的仕様を規定した NIM 規格回路モジュールを使用した。

表 1 陽電子放出核種と半減期

核種	半減期
^{11}C	20 分
^{13}N	10 分
^{15}O	2 分
^{18}F	110 分
^{22}Na	2.6 年

3.2 同時計数回路の構築

放射線の時間に関する測定として、NIM 規格回路モジュールを用いて同時計数回路を構築し、オシロスコプの表示による確認を行った。

図 5 に、構築した同時計数回路を示す。シンチレーション検出器は、光電子増倍管に高電圧を印加す

ることで動作するため、-1350V の高電圧を印加した。 ^{22}Na 線源を挟む形で両側に検出器を配置することで、 ^{22}Na から消滅放射線が放出された場合、両方の検出器にガンマ線が同時に入射し、それぞれでアナログ信号が得られる。検出器で得られる信号を、Divider で形を保ったまま 2 つに分ける。その内 1 つは、Discriminator で閾値を超えるアナログ信号をデジタル信号に変換し、Coincidence で 2 つのデジタル信号が同時に計測された際に信号を出力するようにする。これにより、2 つの検出器で同時にガンマ線を観測する、同時計数事象のみを取り出すことができる。Divider からのもう 1 つのアナログ信号は、Coincidence 出力とタイミングを合わせるために、Delay で 100ns 遅らせる。2 つの検出器のアナログ信号を、オシロスコプの 1ch, 2ch に、Coincidence 出力を 3ch に接続した。また、信号の数を数えるため、Coincidence 出力の 1 つを Scaler に接続した。

Coincidence は、複数の入力信号に対して OR または AND を取った結果を出力するモジュールであり、今回は 2 つの入力信号に対して、OR と AND を切り替えた際のオシロスコプの表示画面を観察することで、同時計数ができているかの確認を行った。図 6 に、オシロスコプの表示画面の結果を示す。Coincidence を OR にしたときは、図 6(a), (b) のように、2 つの検出器の内どちらか一方でも放射線を検出していれば信号を出力していたが、AND にしたときは、図 6(c) のように、必ず両方の検出器で検出したときに限り信号を出力していた。これにより、同時計数回路が構築できていることを確認した。

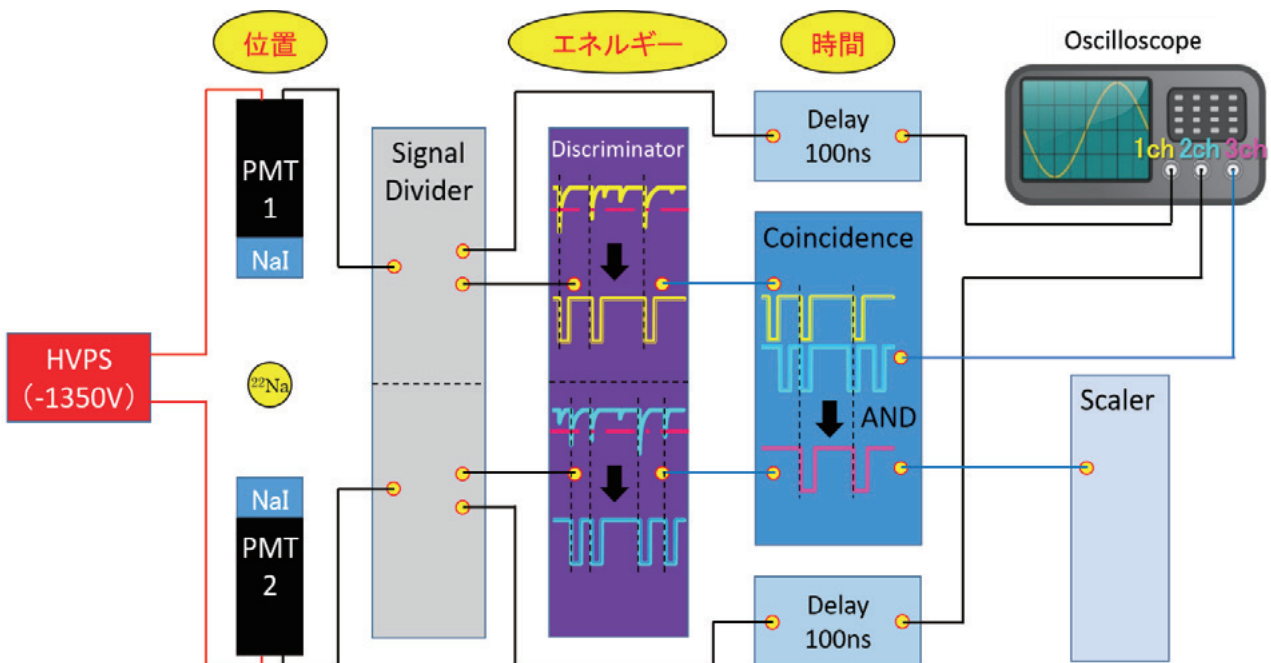


図 5 同時計数回路

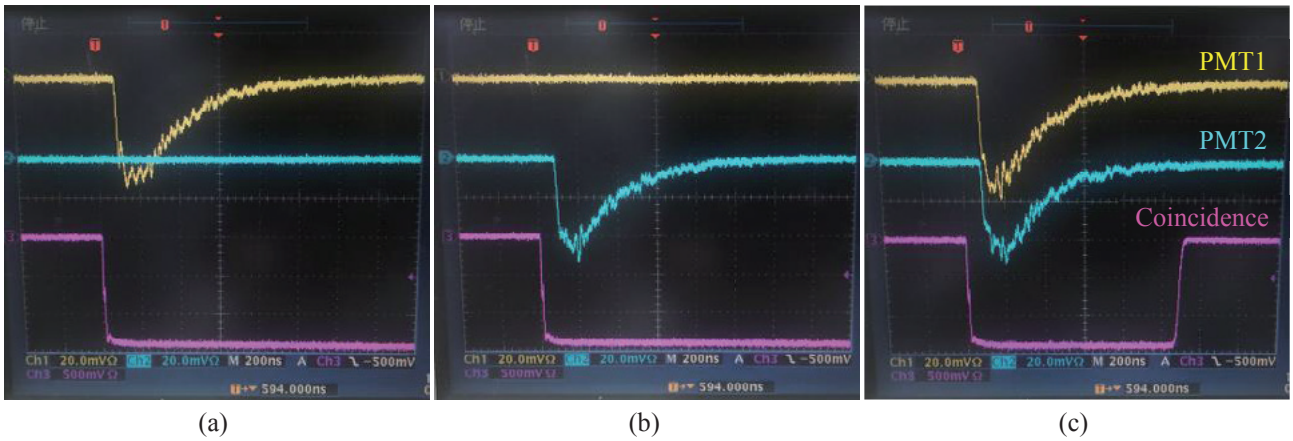


図6 Coincidence 出力に対する各検出器の出力波形 (a), (b): OR のとき, (c): AND のとき

3.3 角度・距離依存性の調査

放射線の位置に関する測定として、3.2 節で構築した同時計数回路を使用し、 ^{22}Na 線源に対して 2 つの検出器を配置する位置を変えることで、同時計数率の角度・距離依存性について調査した。

図 7 に、調査方法を示す。検出器 1, 2 のなす角度を θ 、線源と検出器の間の距離を r とする。まず、 r を 10cm に固定し、 θ を 90 度から 180 度まで変化させたときの角度依存性を調べた。その後、 θ を 180 度に固定し、 r を 7.5cm から 15cm まで変化させたときの距離依存性を調べた。各場合についてそれぞれ 1 分間測定を行い、Scaler で得た計数を 60 秒で割ることにより、計数率を求めた。

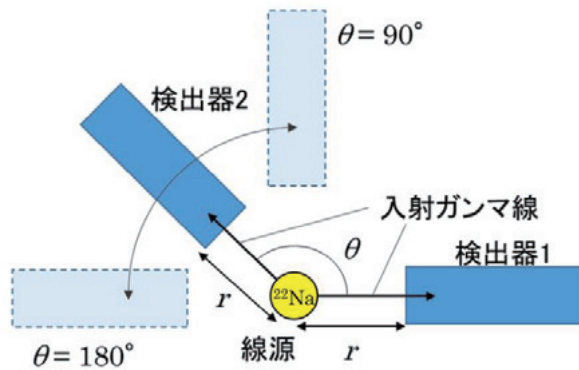


図7 角度・距離依存性の調査

r を 10cm に固定し、 θ を変化させたときの結果は、図 8 のようになった。プロット点に対して、

$$f(x) = N \exp \left\{ -\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2} \right\} \quad (1)$$

でフィットを行ったところ、中心値 μ の値は 180 度となった。これは、検出器を 180 度向かい合わせの状態に置いたときに最も計数率が高くなるということであり、消滅放射線の特徴と一致する。

θ を 180 度に固定し、 r を変化させたときの結果は、図 9 のようになった。このとき、プロット点に対して、

$$f(x) = \frac{a}{x^2} + b \quad (2)$$

でフィットを行うことができ、線源を点線源とみなした場合、放射線強度は距離 r の 2 乗に反比例するという関係が成り立っていることがわかる。

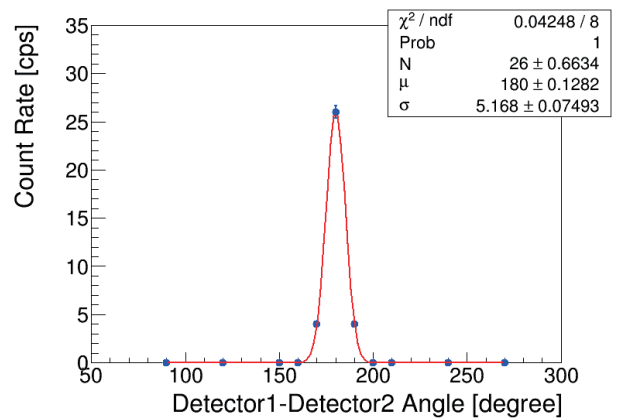


図8 同計数率の角度依存性

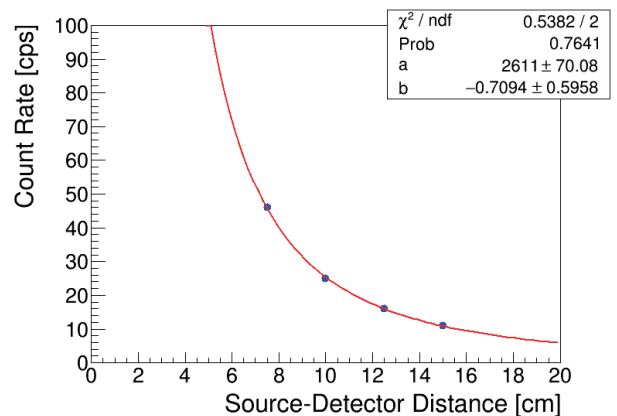


図9 同計数率の距離依存性

3.4 エネルギースペクトルの測定

放射線のエネルギーに関する測定として、エネルギーが既知である複数の線源に対してエネルギースペクトルを測定し、エネルギー較正を行った。その後、 ^{22}Na 線源に対してエネルギースペクトルを測定し、放出されるガンマ線のエネルギーが 511 keV にピークを持つことの確認を行った。

エネルギーが既知の線源としては、 ^{137}Cs (662 keV) と ^{60}Co (1173 keV, 1333 keV) の 2 種類を用い、エネルギースペクトル作成のためのデータ収集回路として、CAMAC 規格回路を用いた。また、ソフトウェアとしては、DAQ コンポーネントと呼ばれるソフトウェア・コンポーネントを組み合わせることで、柔軟な DAQ システムの構築が可能な、DAQ-Middleware^[5]を使用した。

^{137}Cs 線源から放出されるガンマ線のエネルギースペクトルを図 10 に示す。環境放射線などのバックグラウンドを、指数関数に近似できると考えると、エネルギーピーク領域はガウス関数+指数関数でフィットすることができる。

$$f(x) = N_{\text{gauss}} \exp\left\{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right\} + N_{\text{exp}} \exp\left(-\frac{x}{\lambda}\right) \quad (3)$$

でフィットを行ったところ、662 keV に当たるピークの値 $\mu \pm \sigma$ は、 1873 ± 60.75 ch となった。

^{60}Co 線源から放出されるガンマ線のエネルギースペクトルを図 11 に示す。 ^{60}Co は、エネルギーピークを 2 つ持ったため、エネルギーピーク領域はガウス関数 1+ガウス関数 2+指数関数でフィットを行った。

$$f(x) = N_{\text{gauss1}} \exp\left\{-\frac{(x-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}\right\} + N_{\text{gauss2}} \exp\left\{-\frac{(x-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}\right\} + N_{\text{exp}} \exp\left(-\frac{x}{\lambda}\right) \quad (4)$$

でフィットを行ったところ、1173 keV と 1333 keV に当たるピークの値 $\mu_1 \pm \sigma_1$ 、 $\mu_2 \pm \sigma_2$ は、それぞれ 3160 ± 80.54 ch、 3568 ± 88.54 ch となった。

以上の結果から、エネルギーに対するチャンネルの値が 3 点求められ、図 12 に示すようにエネルギー較正を行った。図 12 より、3 点を通るように引いた直線の式は、

$$\text{Energy [keV]} = 0.3963 \times \text{ADC [ch]} - 80.1 \quad (5)$$

となる。

^{22}Na 線源から放出されるガンマ線のエネルギースペクトルを図 13 に示す。エネルギーピーク領域について(3)式でフィットを行ったところ、ピークの値 $\mu \pm \sigma$ は 1474 ± 53.74 ch となった。(5)式の ADC [ch] にこの値を代入すると、エネルギーの値は 504.0 ± 21.30 keV となる。よって、図 13 に見られるガンマ線のエネルギーピークは、511 keV の消滅放射線である。

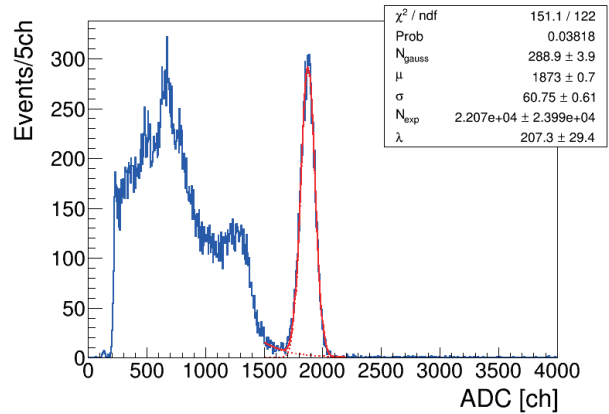


図 10 ^{137}Cs のエネルギースペクトル

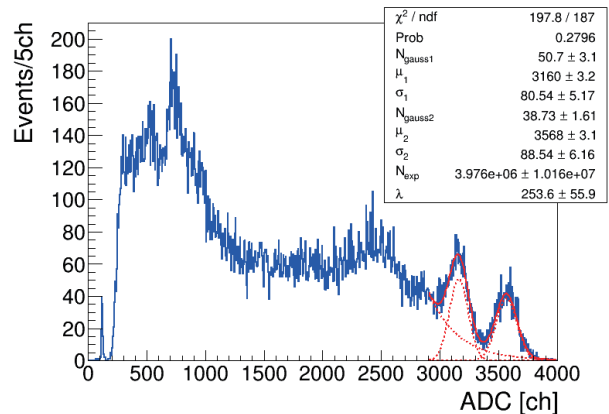


図 11 ^{60}Co のエネルギースペクトル

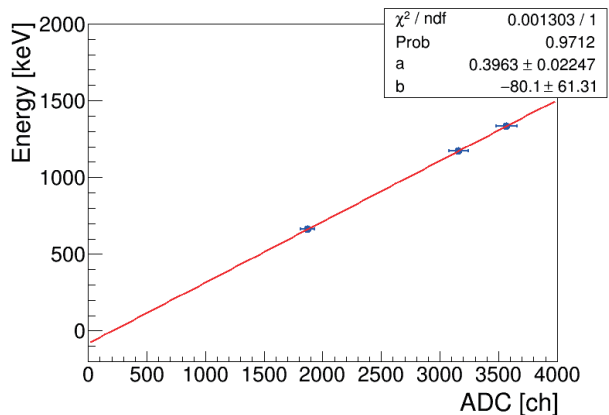


図 12 エネルギー較正

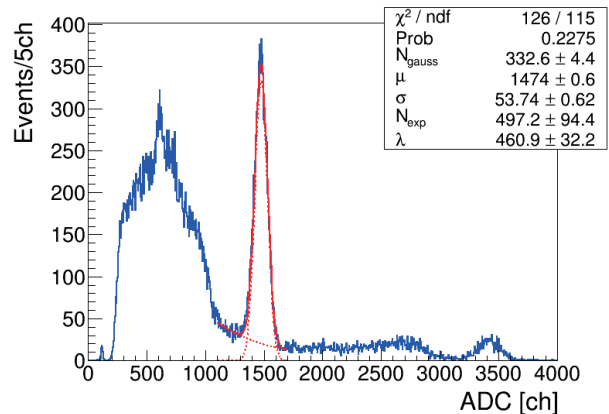


図 13 ^{22}Na のエネルギースペクトル

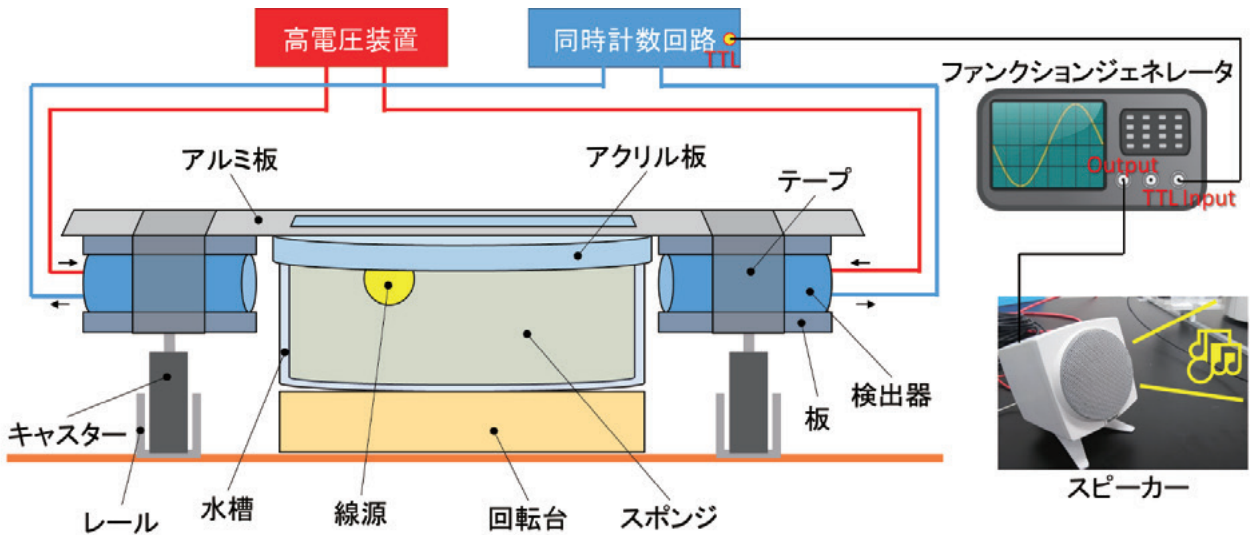


図 14 模擬 PET 装置の概略図

4. 模擬 PET 装置

模擬 PET 装置の概略図を図 14 に示す。実際の PET 装置では、図 3 に示すように、多数のガンマ線検出器が 360 度取り囲むように配置されているが、模擬 PET 装置では、回転台とレールを使用し、2 つの検出器を様々な方向から対象物へ向けることによって再現した。検出器からの信号は、3.2 節で構築した同時計数回路に接続し、消滅放射線の同時計数事象を取り出す。同時計数回路の Coincidence 出力を、ファンクションジェネレータを介してスピーカーにつなげることで、信号を音として表すようにした。

作製した装置を図 15 に示す。また、装置の操作手順を以下に示す (図 16)。

- ① がん細胞に見立てた ^{22}Na 線源をスポンジのすきまに入れ、上からふたをする。
- ② 検出器が付いた板を平行に移動する。
- ③ 信号の数が最も多くなる場所で移動を止め、板のすきまからふたの上に直線を引く。
- ④ 容器を回転して別の方向にした後、再度検出器を移動し、手順②、③を繰り返す。
- ⑤ 手順②～④を繰り返すと、直線が 1 点で交わる。
- ⑥ 直線の交点の位置に、 ^{22}Na 線源があることを確認する。

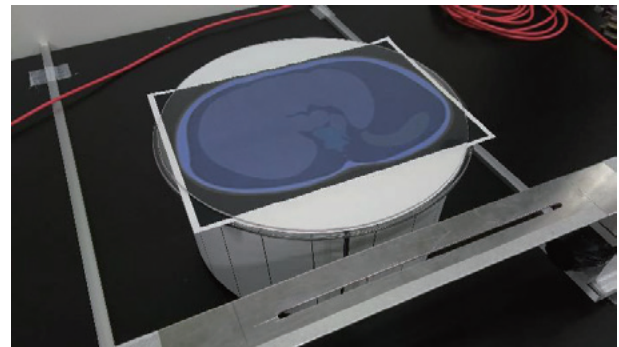


図 15 模擬 PET 装置

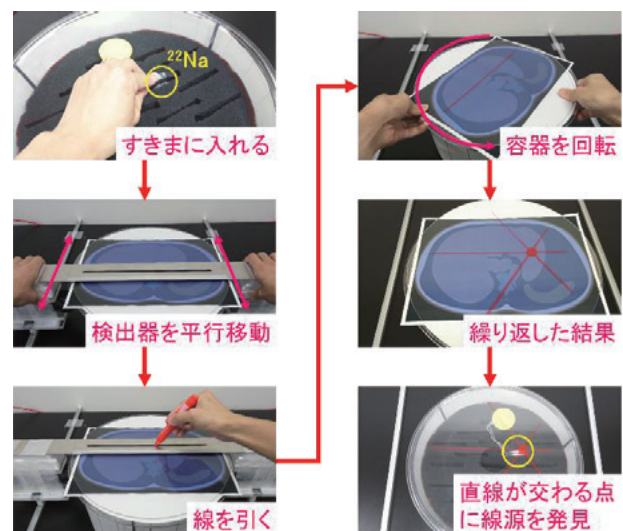


図 16 模擬 PET 装置の操作手順

5. 一般公開イベントでの展示

5.1 展示内容

作製した装置は、福井大学で開催される一般向け公開イベントにおいて、「放射線を使ったがん検診の原理を体験してみよう！～PET デモンストレータによるがん細胞の発見～」という企画名で展示を行った。イベントの様子を図 17 に示す。本イベントは、主に小中学生を対象としているため、がん細胞に見立てた²²Na線源の位置を当てるゲーム形式にすることで、子供たちの興味を引くような工夫をした。参加者は62名であった。



図 17 一般公開イベントでの展示

5.2 アンケート調査

参加者に向けて、今回の企画および模擬 PET 装置に関するアンケート調査を実施した。アンケートの集計結果を図 18 に示す。

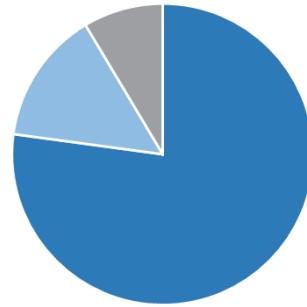
参加者の多くは小学生の親子連れであったが、図 18 の結果より、PET 検査の原理について「よくわかった」という回答が多かった。この結果より、今回作製した模擬 PET 装置は、PET 検査の原理を疑似的に体験して理解する道具として有効であると考えられる。

6. まとめ

地域貢献活動の一環として、また、研究室で必要となる放射線計測技術の修得を目的として、本研究では、放射線を使ったがん検査の一つである PET 検査を取り上げ、その原理を理解できるような体験型装置の開発を試みた。

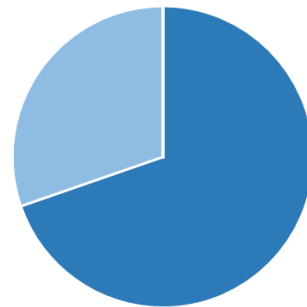
PET 検査では、陽電子と電子の対消滅によって生じる消滅放射線の同時計数を原理として利用している。本研究では、2つの検出器を用いて、²²Na 線源から放出される放射線に対して、時間、位置、エネ

テーマ「放射線を使ったがん検診の原理」について、内容はどうでしたか？



- よくわかった
- わかった
- ふつう
- よくわからなかった
- まったくわからなかった

PETデモンストレータを動かした感想はどうでしたか？



- とてもよかった
- よかった
- ふつう
- よくなかった
- わからない

図 18 アンケート集計結果

ルギーを正確に計測し、消滅放射線の特徴をとらえることができた。

同時計数回路に接続した2つの検出器で、がん細胞に見立てた²²Na線源の位置を特定できるように装置を組むことで、PET装置の原理を再現した。また、ファンクションジェネレータとスピーカーを用いることで、放射線の観測が音でわかるような工夫をした。

模擬 PET 装置は、一般公開イベントで展示を行った。参加者に対してアンケート調査を行ったところ、PET 検査の原理について「よくわかった」という回答が多く、開発した模擬 PET 装置は、PET 検査の原理を疑似的に体験して理解する道具として有効であると考えられる。

参考文献

- [1] シーメンス・ジャパン株式会社：PET/CTーより小さな腫瘍検出に PET・CT 装置 TruePoint Biograph 6/40/64, <https://www.innervision.co.jp/suite/siemens/technote/080860/index.html>, (2008).
- [2] 大分先端画像診断センター：PET の原理と仕組み, <https://www.odic.or.jp/medical/petct/>, (2019).
- [3] 浜松ホトニクス株式会社 編集委員会：光電子増倍管 その基礎と応用(第4版), 浜松ホトニクス株式会社, 285(2017).
- [4] 予防医学センター：PET 検査とは, https://aih-net.com/preventive/dock/pet_dock.html, (2019).
- [5] 仲吉一男：DAQ-Middleware 1.1.0 技術解説書, 4(2011).