

# Geant4によるPET用シンチレータの シミュレーション

信州大学 理学部物理科学科  
高エネルギー実験研究室 4年  
06S2035A 宮下雄起

# 目次

1. 序論
2. PET
  - 2.1 PETとは
  - 2.2 原理
3. 放射線検出
  - 3.1  $\gamma$ 線の物質内の相互作用
    - 3.1.1 光電効果
    - 3.1.2 コンプトン効果
    - 3.1.3 電子対創生
  - 3.2 シンチレータ
  - 3.3 光電子増倍管
  - 3.4 半導体検出器
    - ・ APD
    - ・ MPPC
  - 3.5 検出器の応答
4. 実験
  - 実験内容
  - 実験結果
5. まとめ

# 1. 序論

高エネルギー実験のために開発される加速器や測定器、シミュレータなどの技術は他分野においても応用ができる。高エネルギー実験は、単に基礎科学の発展のためだけでなく社会に役立つ技術や知識を得るものだといえる。高エネルギー実験技術、知識の他分野で応用する研究を行いたい。

現在、PETには $\gamma$ 線検出器に光電子増倍管が使われているが、PPD(Pixelated Photon Detector)を用いたPETの開発が行われている。PPDを用いることで高位置分解能の実現による精度の向上、光検出器にかかる価格コストの低減などが見込めるからである。

本論文では、高エネルギー実験において使われているGeant4というシミュレータを用いてPET用シンチレータのシミュレーションを行う。シンチレータの配置や大きさはPETの装置を再現したものでシミュレーションを行う。この設定で実験を行うことで実際のPET装置においてシンチレータがどのような応答を示すかを知るためである。先に本研究室において位置分解能、角度依存性の測定実験が行われている。これをシミュレーションによって検証できるようにする。PPDを用いて簡易的なPETの装置を製作して実験した際に、結果を比較するためのものである。

今回の研究ではシミュレーションの段階なので実際の使用はないがPET装置作製の際、PPDは浜松ホトニクス(MPPC)を使用することを想定している。MPPCは次世代加速器LHCに採用予定の光検出器である。

## 2. PET (Positron Emission Tomography)

### 2.1 PETとは

PETは陽電子を放出する放射性同位元素で標識された放射性薬剤を投与し、体内で陽電子が電子と対消滅した際に放出する消滅 $\gamma$ 線を検出することで放射性薬剤の体内分布を画像化する検査である。

放射性同位元素の $^{18}\text{F}$ をブドウ糖に合成させたFDG(フルオロデオキシグルコース)を用いることで癌診断を行うことができる。これは癌細胞が正常な細胞よりも糖代謝が活発であることを利用していて、FDGが他の組織よりも癌細胞に集まり、強い放射線を出すので癌の位置を特定することができる。どのような薬剤を使うかによって、糖分布の情報以外にも神経伝達物質の受容体の分布、局所血流量、酸素の消費量、などの情報を得ることもできる。これらの情報から癌診断のほかにも脳機能の解明やスポーツ医学にも応用されている。



図①

## 2.2 原理

陽電子を放出する放射性元素で標識された薬剤を投与する。体内で放射性核種から放出された陽電子は、周りの電子と連続して衝突を繰り返すことによって運動エネルギーを失っていく。陽電子が運動エネルギーを失うことで陽電子はまわりの電子と結合し、対消滅を起こす。対消滅が起きると電子と陽電子の全質量エネルギーに等しいエネルギーをもった消滅 $\gamma$ 線を180°反対に一对、放出する。PETではこれらの消滅 $\gamma$ 線を対向する検出器対で同時計測することによってこの検出器対を結ぶ線上(LOR)のどこかで電子-陽電子対消滅が起きたという情報を得る。この情報を集めることで薬剤の分布を知ることができ、画像化できる。検出器はシンチレータと光検出器から構成されており、それを360°リング状に設置している。

X線CT(Computed Tomography)やMRI(Magnetic Resonance Imaging)が腫瘍の形状を鮮明に見ることができるのに対し、PETの場合は放射性物質の集まり具合から活動性を見ることができる。活動性の高い腫瘍ほど放射性薬剤が集まり放射線強度が増大することによって腫瘍の形のみならず活動性を知ることができるのである。一回の検査で受ける放射線量が約2mSv程度とX線CTにくらべ被爆線量が少ない。X線CTは約10mSv程度。これらがPETの長所の一部である。

しかし以下のような短所もある。PETは装置自体が大きなものである。またPETを使用するときは小型サイクロトロンで放射性核種を生産しなければならないためサイクロトロンが必要である。これは放射性核種の人体への影響を考え半減期の短いものを使用する必要があるためである。またできた放射性核種を薬剤に合成するための合成装置や画像化のための撮像装置などもあり、全体で大がかりな設備が必要となってしまうことが短所の一つである。

癌診断の場合では、FDGがもともと糖が集まりやすい脳や腎臓や膀胱に集積してしまうためこれらの場所の癌はPETの画像からではわかりにくい。薄く広がってしまう性質のある胃がんも診断が難しい。

検出器のピクセルサイズの制限や、陽電子の体内中での飛程と対消滅放射線の角度揺動のため数mm以下の解像度の実現が難しい。

## 3. 放射線検出

### 3.1 $\gamma$ 線の物質内の相互作用

$\gamma$ 線が物質内で起こす相互作用は主に三つの電磁相互作用であり、それによって $\gamma$ 線はエネルギーを電子に移行させる。(光子が物質内で起こす相互作用は様々あるがここでは、エネルギーが数keV以上の $\gamma$ 線が行う主な相互作用)

#### 3.1.1 光電効果

入射 $\gamma$ 線のエネルギー $h\nu$ が原子内の束縛電子をそのエネルギー準位からたたき出すのに十分な大きさをもつ場合、 $\gamma$ 線の全エネルギーが電子に吸収されエネルギーを受け取った電子は $h\nu - I$ ( $I$ はイオン化エネルギー)という運動エネルギーをもって原子から飛び出す。これを光電効果という。この際、エネルギーと運動量保存則を同時に満たす必要性から強く束縛されている電子ほど光電吸収の確率が大きくなる。光電効果の起こる確率は、 $\gamma$ 線を入射した物質の原子番号の5乗に比例し、低エネルギー領域では3.5乗に比例する。

図②

#### 3.1.2 コンプトン効果

$\gamma$ 線のエネルギーが高くなると束縛電子の結合エネルギーは無視することができる。すると $\gamma$ 線が電子と弾性散乱を起こし $\gamma$ 線のエネルギーの一部を電子に移行する。これをコンプトン効果という。エネルギーの保存則および運動量の保存則から散乱された $\gamma$ 線のエネルギーは(\*)となる。

コンプトン散乱の起こる確率は物質中の電子の個数、原子番号に比例する。

図③

#### 3.1.3 電子対創生

$\gamma$ 線のエネルギーが1.022MeV以上になると $\gamma$ 線が原子核など他粒子のクーロン場中で消滅して電子-陽電子対が生成されるようになる。この過程を電子-陽電子対創生という。電子対の全静止エネルギーは、1.022MeVであるから $\gamma$ 線のエネルギーはこれより大きくなければならない。またエネルギーと運動量の保存則が同時に満たされるために、他粒子のクーロン場の存在が必要となる。電子-陽電子対生成の確率は原子番号の2乗に比例する。

☒④

## 3.2放射線検出器

### 3.2.1シンチレータ

荷電粒子の通過によってシンチレーション光を発する物質をシンチレータという。シンチレータに $\gamma$ 線を入射させると、先の3種の相互作用を起こしシンチレータ内部の原子の電子がエネルギーを得る。その電子がシンチレータ内を走ることによって原子が励起される。励起された原子が低いエネルギー準位に遷移する際に光が放出される。これがシンチレーション光である。

シンチレータには有機シンチレータと無機シンチレータがある。PETに使うシンチレータに求められる条件は、 $\gamma$ 線の阻止能が高い、発光量が大きい、蛍光減衰時間が短いことなどである。この実験では無機シンチレータであるLSO(ルテチウムシリコンオキサイド)とBGO(ビスマスゲルマニウムオキサイド)というシンチレータをつかう。実験ではLFSという新型シンチレータが使われている。しかしLFSは組成が複雑でプログラムに定義できないため、近い性質を有するLSOについてシミュレーションを行う。また比較のためBGOのシミュレーションも行う。

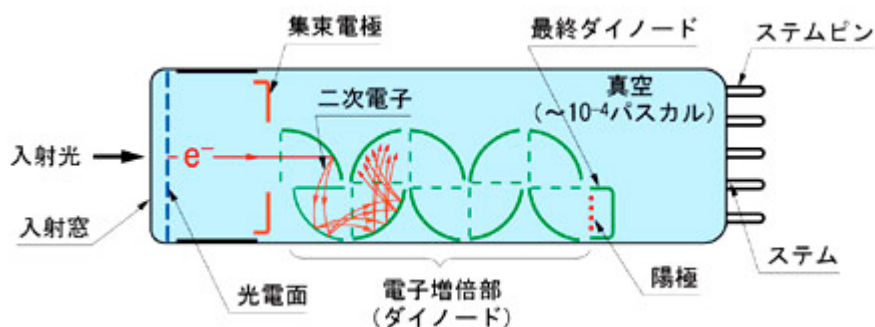
図⑤



### 3.2.2 光電子増倍管(Photon Multiplier Tube)

光検出器は主に光電子増倍管(PMT)がつかわれる。PMTは光電効果を利用して光を電子に変換し、その電子をダイノードによって増倍し電流を得られるようにした真空管である。高感度、高ゲイン、高時間分解能という優れた性能をもつ。真空管内で電子を増幅するため、ノイズが少なく微弱な光を測定するのに最適である。

光電面に光が当たると光電面から光電子が放出される。その光電子は集束電極により電子増倍部に導かれる。電子増倍部では入ってきた電子がダイノードに衝突し二次電子を放出する。そうして放出された二次電子がさらに次段のダイノードと衝突していく事で電子が $10^6 \sim 10^7$ 倍に増幅される。そして陽極に集まり信号として読み出される。



図⑥

### 3.2.3 半導体検出器

結晶性物質の物質中における電子のエネルギー準位は、電子が束縛状態にある価電子帯と自由に動き回ることのできる伝導帯の2層の構造をもち、この2つの準位間には電子の存在することのできない禁制帯と呼ばれるエネルギーギャップが存在する。価電子帯の電子が光や熱などのエネルギーを受け取ることによって伝導帯に励起される。電子が伝導帯に励起されると、価電子帯の電子が存在していた場所は正孔(ホール)となり、その場所へ電子が移動することで正電荷のような振る舞いをする。半導体のエネルギーギャップは小さく、シリコン半導体では1.1eV程度で、平均電離エネルギーは3.6eVである。シンチレーション光は3~4eVのエネルギーを持っているため半導体中の電子を十分励起させることができる。ダイオードを光検出器として用いたものをフォトダイオードという。

-APD(アバランシェフォトダイオード)-

通常、pn接合半導体は逆バイアスの電圧をかけても電流は流れない。しかし逆バイアス電圧を大きくしていくと電流が突然流れるようになる。ブレイクダウンといい、このときの電圧をブレイクダウン電圧という。ツェナー降伏と電子雪崩降伏によってブレイクダウンは起こる。フォトダイオードにブレイクダウン電圧をかけることによりアバランシェ増幅を起こし、光検出器としたものである。APDにブレイクダウン電圧以上の逆バイアス電圧をかけて動作させると、同時に入射するフォトン数に関係なく一定の信号を出す。このようなモードをガイガーモードという。

-MPPC-

MPPCは浜松ホトニクス製PPDの商品名である。MPPCは複数のガイガーモードAPDをピクセル状にした検出器である。PETに応用するPPDとしてMPPCの使用を考えている。MPPCは光電子増倍管と比較して小さく、70V程度の電圧で動作することなど数々の優れた性質を持っている。ゲインと光子検出効率も光電子増倍管に並ぶものである。または他のPPDに比べ熱電子ノイズが少なく、チップごとのばらつきが小さいことも利点である。そして磁場の影響を受けない。このことはPETとMRI(磁気共鳴画像法)を一体化させた医療装置を実現させる可能性を持つ。

図⑦

#### 4.2.3 検出器の応答

$\gamma$ 線がシンチレーション検出器に入射することで相互作用が起こり、光電子、コンプトン反跳電子、電子対創生による電子を生じる。これらの2次電子の全エネルギー、または一部のエネルギーがシンチレータに吸収される。シンチレータはこのエネルギーに比例した出力を生じ、特有のスペクトル分布をつくる。

光電効果は $\gamma$ 線の全エネルギー $E$ を電子に移行する。したがってエネルギー分布は $E$ に位置する全吸収ピーク(光電ピーク)と呼ばれるピークとなる。

コンプトン散乱は $E$ の一部しか電子にエネルギーを移行せず、 $\gamma$ 線は残りのエネルギーを持って散乱される。その散乱された $\gamma$ 線が検出器の外に逃げてしまった場合、散乱角度の分布に応じて連続的なエネルギーの分布が描かれる。電子が受け取ることのできるエネルギーの上限値は散乱角度が $180^\circ$ のときで連続分布の端をつくる。この端をコンプトンエッジ(Compton edge)という。

図⑧

## 4. 実験

### 4.1 実験概要

Geant4を用いてシミュレーションを行う。シミュレータ内に作る配置などのセットアップはPET装置を再現する。

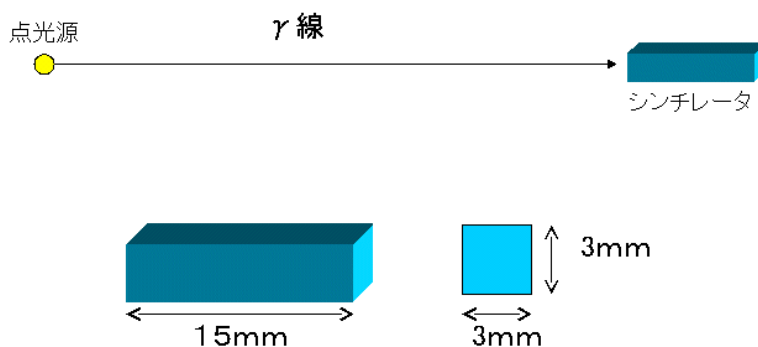
本研究室においてすでにMPPCを用いたPETの実験が行われている。実験で行われた位置分解能、角度依存性をシミュレーションによって調べる。シンチレータはLSOシンチレータとBGOシンチレータをつかった。実験で用いられているのはLFSシンチレータであるが組成がわからないのでプログラムに定義できない。性質が似ているとされるLSOシンチレータで代用する。

### 4.2 シンチレータのエネルギー分布

$\gamma$ 線がシンチレータに入射したときにシンチレータに与えるエネルギーの分布を調べた。シミュレータに再現した装置の形状とセットアップは図のようになっている。 $\gamma$ 線は対消滅 $\gamma$ 線なので、エネルギーは0.511MeVである。シンチレータの大きさは実験を通して3×3×15mmの四角柱型である。

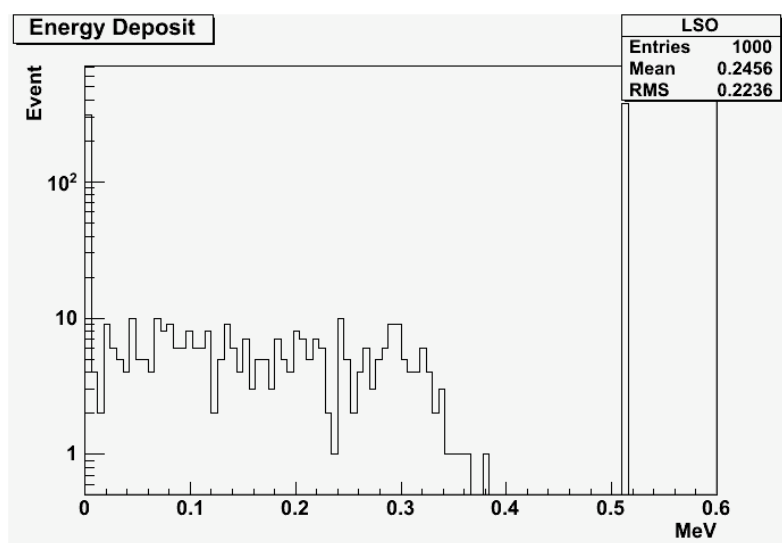
$\gamma$ 線の光源は点光源である。シンチレータの中央に真直ぐに入射させた。1000イベント $\gamma$ 線を入射させたときにシンチレータに与えたエネルギーを調べた。シンチレータはLSOとBGOとで実験をおこなった。

LSOとBGOの光電吸収の検出効率を調べた。



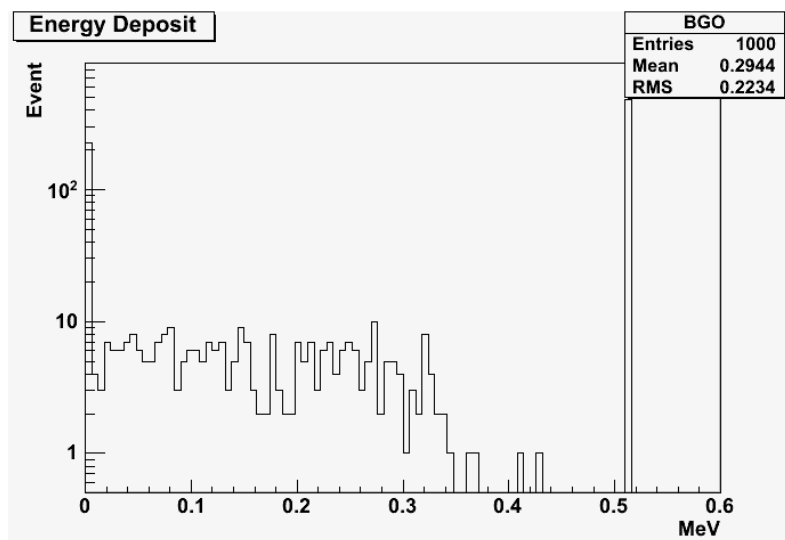
図：エネルギー分布のセットアップ

## エネルギー分布の結果



図：LSOのエネルギー分布

横軸がシンチレータに与えられたエネルギー(MeV)、縦軸がイベント数である。LSOでは光電吸収による光電吸収ピークをつくるイベント数が377イベントとなった。シンチレータに入射した $\gamma$ 線は1000イベントなので検出効率は37.7%となった。



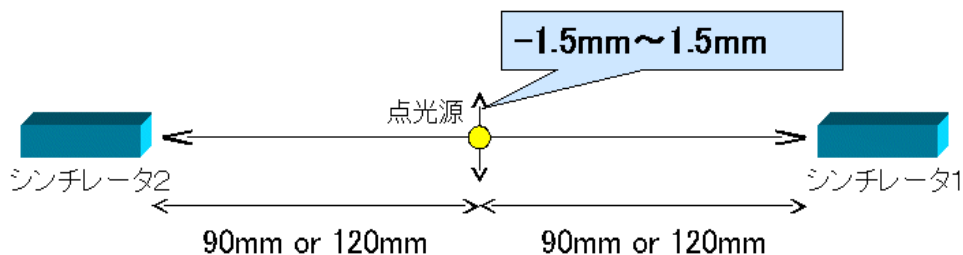
図：BGOのエネルギー分布

BGOでは光電吸収による光電吸収ピークをつくるイベント数が482イベントとなった。シンチレータに入射した $\gamma$ 線は1000イベントなので検出効率は48.2%となった。検出効率はシンチレータによって違うはずなので、結果の違いは妥当である。BGOのほうが検出効率はよいことがわかった。

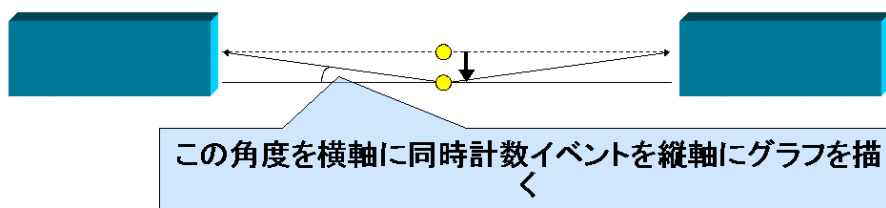
#### 4.3位置分解能のシミュレーション

装置のセットアップ模式図は下図のようになっている。シンチレータの大きさは $3\times 3\times 15\text{mm}$ の四角柱型で光源の左右に対向して設置してある。(右側をシンチレータ1、左側をシンチレータ2とする)光源からは $\gamma$ 線がランダムな方向に発生するようになっている。対消滅 $\gamma$ 線なので正反対の方向に同時に2つの $\gamma$ 線が発生するようになっている。光源からシンチレータまでの距離は90mmのときと120mmの2通りで実験を行う。

光源を上方向に+、下方向に-として移動させたときの同時計数イベントを計数した。同時計数とは左右のシンチレータで同時に $\gamma$ 線が相互作用しエネルギーを落としたときの計数である。両シンチレータで同時に光電効果もしくはコンプトン効果を起こしたときのイベントを計数する。グラフの横軸は下の図のように移動させた線源がシンチレータとなす角度を横軸し、縦軸は同時計数されたイベントである。



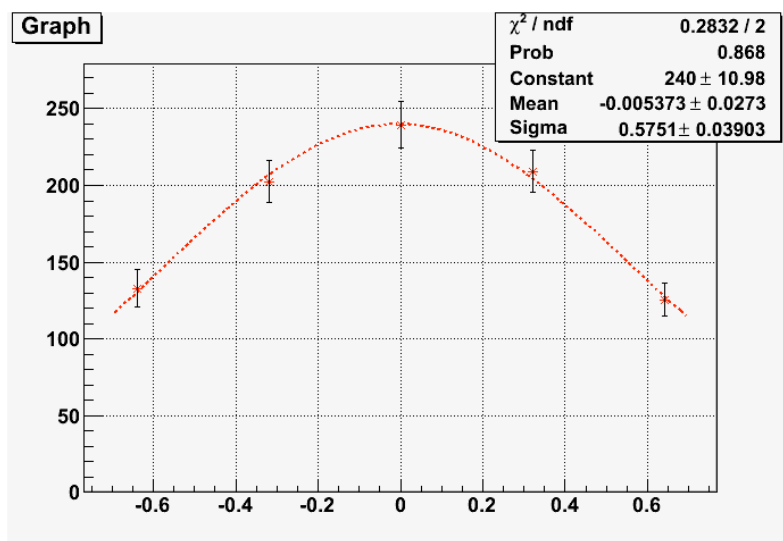
図：位置分解能シミュレーションのセットアップ



図：グラフ横軸

## 実験結果

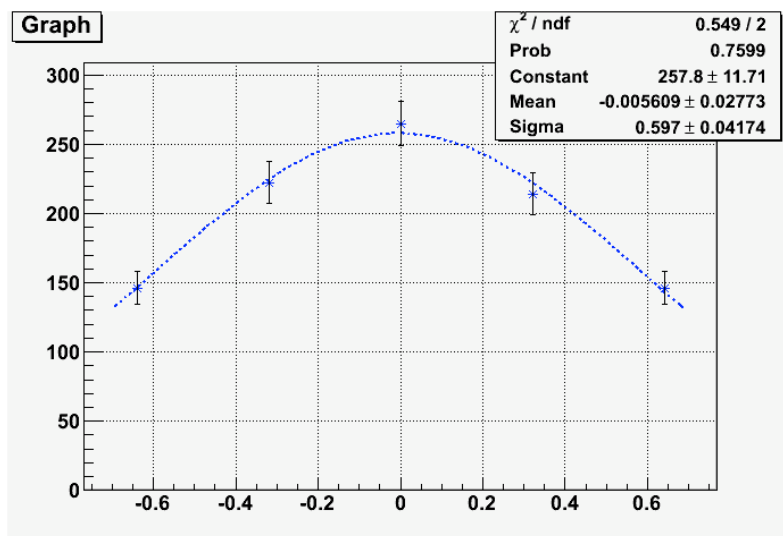
線源からシンチレータまでの距離が90mmのとき



図：LSOの位置分解能(90mm)

横軸が移動した時の角度(degree)、縦軸が同時計数イベント数である。

位置分解能は角度で $0.58 \pm 0.03 \text{deg}$ となった。長さにするると $0.91 \pm 0.05 \text{mm}$ となる。

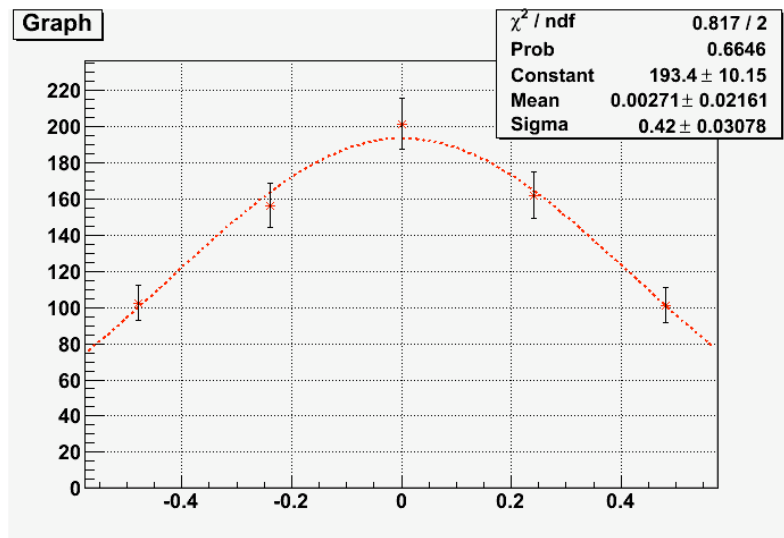


図：BGOの位置分解能(90mm)

横軸が移動した時の角度(degree)、縦軸が同時計数イベント数である。

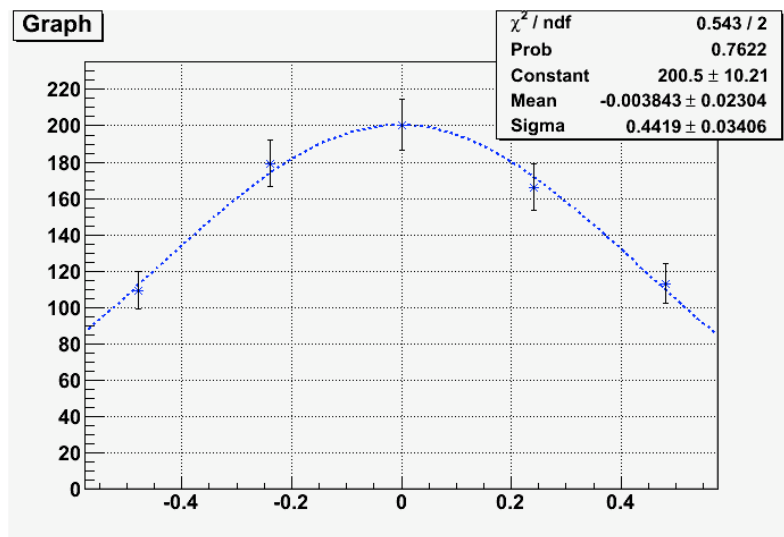
位置分解能は角度で $0.60 \pm 0.04 \text{deg}$ となった。長さにするると $0.94 \pm 0.06 \text{mm}$ となる。

線源からシンチレータまでの距離が120mmのとき



図：LSOの位置分解能(120mm)

横軸が移動した時の角度(degree)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は角度で $0.42 \pm 0.03 \text{ deg}$ となった。長さにするると $0.88 \pm 0.06 \text{ mm}$ となる。



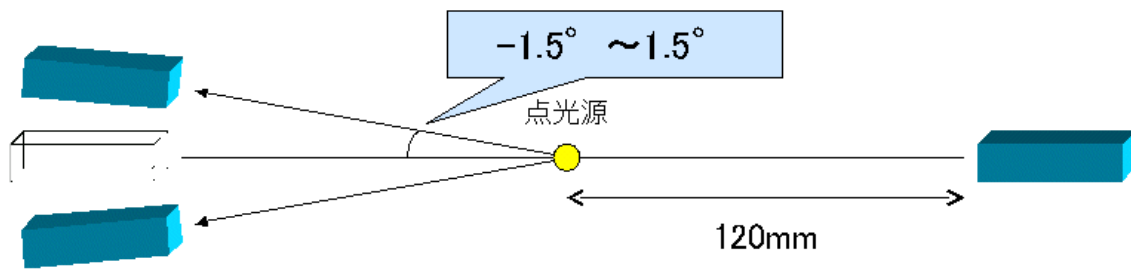
図：BGOの位置分解能(120mm)

横軸が移動した時の角度(degree)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は角度で $0.44 \pm 0.03 \text{ deg}$ となった。長さにするると $0.92 \pm 0.06 \text{ mm}$ となる。



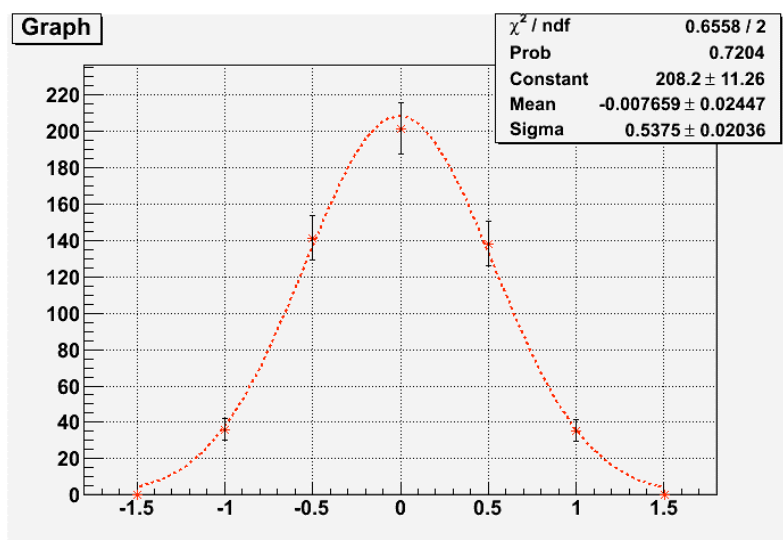
#### 4.4 角度依存性のシミュレーション

装置のセットアップは図のようになっている。シンチレータの形状は変えていない。 $(3 \times 3 \times 15 \text{mm})$  光源からシンチレータまでの距離は  $120 \text{mm}$  で実験する。片方のシンチレータを動かして対のシンチレータが一直線上にない時の同時計数の変化をシミュレーションする。左側のシンチレータ2を  $0.5^\circ$  ずつ移動させる。それぞれの位置での同時計数イベントをカウントする。このときの同時計数イベントのカウント数をグラフにする。



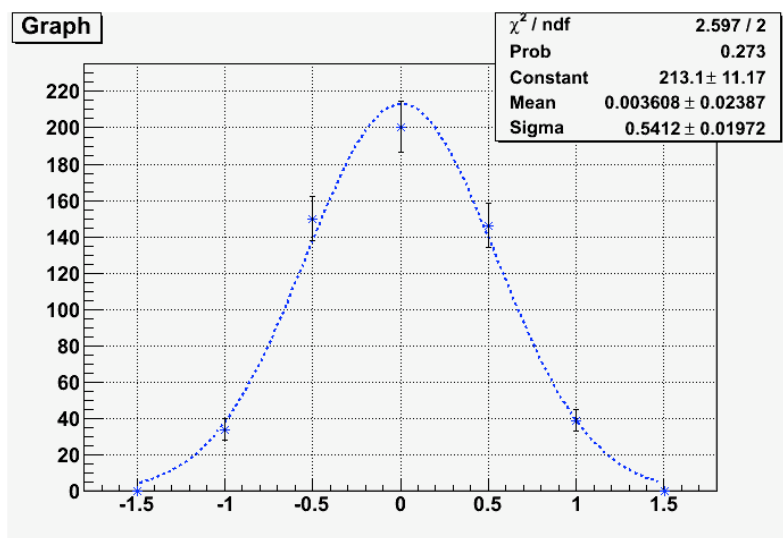
図：角度依存性のシミュレーションのセットアップ

## 実験結果



図：LSOの角度依存性

横軸がシンチレータを動かした角度、縦軸が同時計数イベント数である。  
結果は $0.54 \pm 0.02 \text{deg}$ となった。

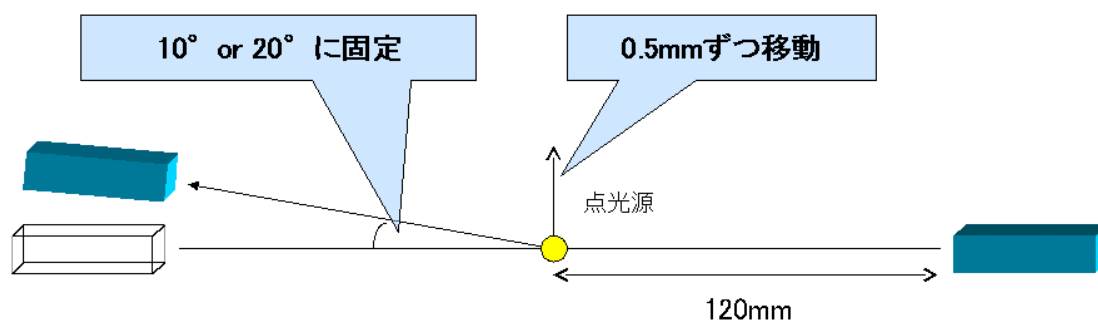


図：BGOの角度依存性

横軸がシンチレータを動かした角度、縦軸が同時計数イベント数である。  
結果は $0.54 \pm 0.02 \text{deg}$ となった。

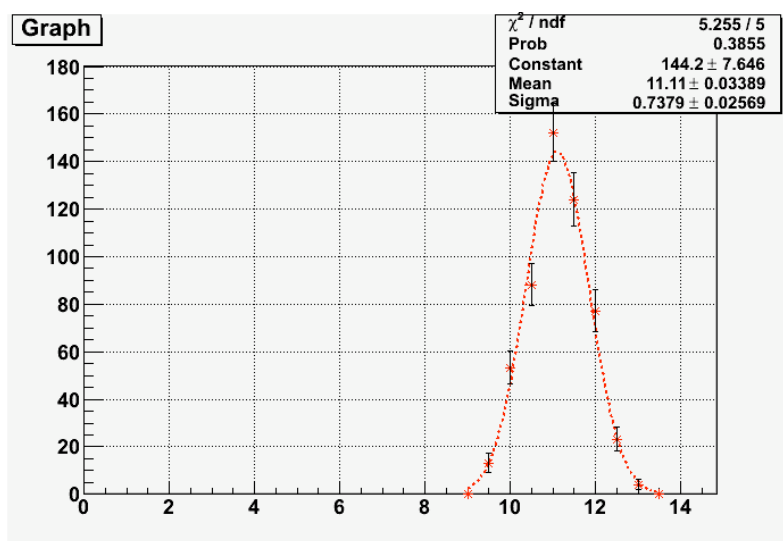
#### 4.5位置分解能の角度依存

装置のセットアップは図のとおり。図のように一直線上に検出器対が無い場合、位置分解能がどのくらいになるのかをシミュレーションした。光源とシンチレータとの距離は120mm。角度は10°の時と20°の時で実験した。光源は上方向に0.5mmずつ移動させた。



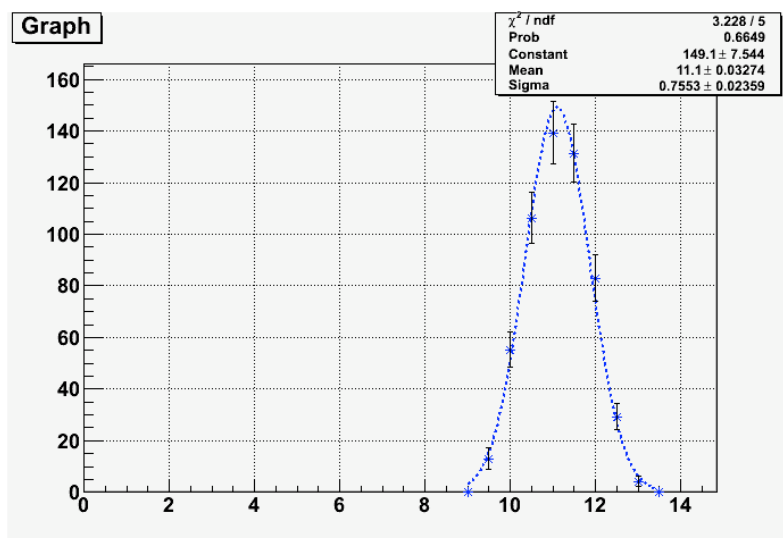
図：位置分解能の角度依存

実験結果  
10°のとき



図：

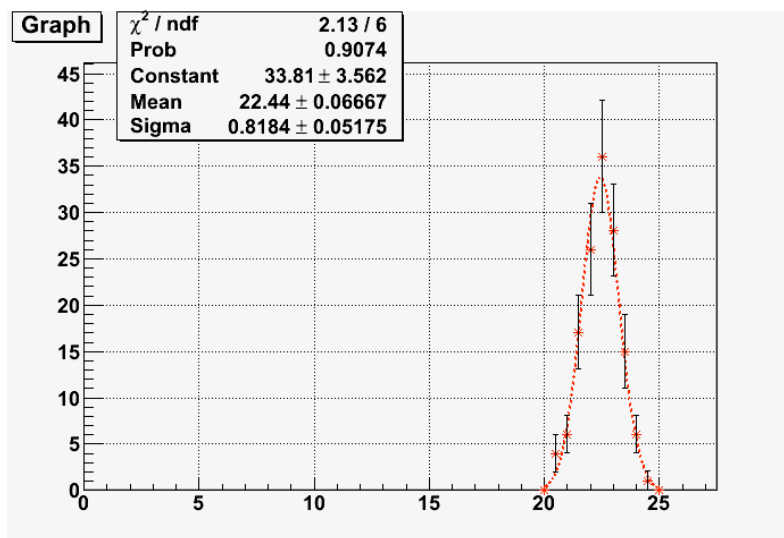
横軸が移動した時の距離(mm)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は $0.74 \pm 0.03 \text{mm}$ となった。



図：

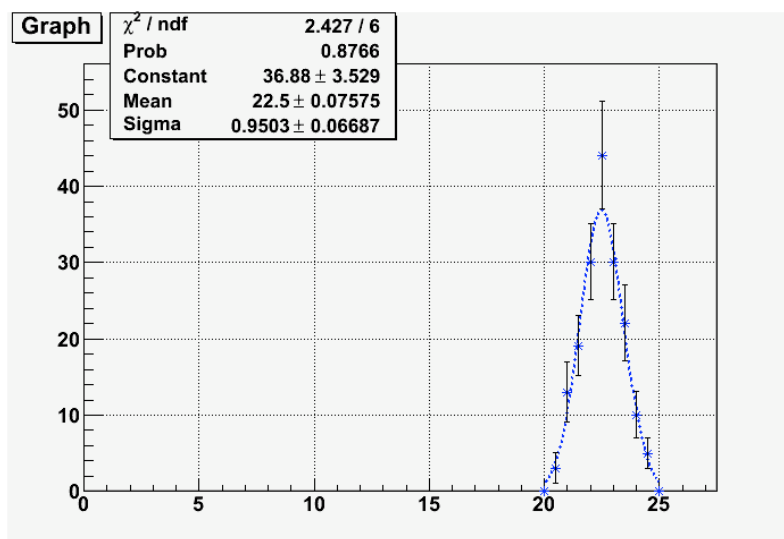
横軸が移動した時の距離(mm)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は $0.76 \pm 0.02 \text{mm}$ となった。

20°のとき



図：

横軸が移動した時の距離(mm)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は $0.82 \pm 0.05$ mmとなった。



図：

横軸が移動した時の距離(mm)、縦軸が同時計数イベント数である。  
位置分解能は $0.95 \pm 0.06$ mmとなった。

## 5. まとめ

### ●エネルギー分布

LSOとBGOシンチレータの光電吸収の検出効率を調べた。

LSO：37.7%

BGO：48.2%

検出効率はシンチレータの種類によって異なる。

BGOのほうが、検出効率がよいことがわかった。

### ●位置分解能

3×3×15mmのシンチレータの位置分解能を調べた。

90mmのとき

LSO	0.58±0.03deg	0.91±0.05mm
BGO	0.60±0.04deg	0.94±0.06mm

120mmのとき

LSO	0.42±0.03deg	0.88±0.06mm
BGO	0.44±0.03deg	0.92±0.06mm

### ●角度依存性

3×3×15mmのシンチレータの角度依存性を調べた。

LSO	0.54±0.02deg
BGO	0.54±0.02deg

### ●位置分解能の角度依存性

3×3×15mmシンチレータの角度を変えたときの位置分解能を調べた。

10°のとき

LSO	0.74±0.03mm
BGO	0.76±0.02mm

20°のとき

LSO	0.82±0.05mm
BGO	0.95±0.06mm

位置分解能、角度依存性はシンチレータの形状に依存する。LSOとBGOとで実験を行ったが同形状なので同じはずである。実験結果からもLSOとBGOの結果が一致していることがわかる。3×3×15mmの形状で対向しておかれたシンチレータにおいて同時計数によって得られた位置分解能が以上の結果のようになることが予想できた。

実際の実験に近づけるためにはバックグラウンドとなるイベントをプログラムに定義し、発生させて位置分解能、角度依存性を調べる必要がある。

角度を変えたときの位置分解能は若干違いがみられた。シンチレータで同時計数したイベント数が少なかったので精度が悪かったと思われる。十分なイベント数をとってグラフを描けば誤差が小さくなると思う。今後、確認が必要である。

## 謝辞

本研究を行うに当たり、竹下先生、長谷川先生、小寺研究員、山崎先輩には大変お世話になりました。お忙しい中時間を割いて指導していただき、ありがとうございました。

また、同研究室の先輩や仲間たちにも大変お世話になりました。一年間の研究を乗り切ることができたのは皆さんのおかげです。本当にありがとうございました。



## 参考文献

[1]