

リレー講座

核医学技術の基礎 「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」

尾川 浩一 OGAWA Koichi

《はじめに》

ガンマカメラは、不安定な放射性同位元素が壊変して安定になるときに発せられるガンマ線を検出して、放射性医薬品の集積の程度や動きを映像化する装置である。ガンマ線が検出器に対してどのような方向で入射してきたかがわかれば、ちょうど胸部X線撮影が透過してきたX線の量で画像上に濃淡を作っているのと同様に、特定の方向から入射したガンマ線がどの位置で多いかという画像を作ることが可能となる。これによって、ガンマ線源の集積の多さのマップ、すなわち放射性医薬品の集積の分布図が得られることになる。このように検出器に入射するガンマ線の入射方向を決めるのがコリメータ(collimator)である。放射性同位元素には、1個のガンマ線(またはX線)を放出する核種と、ポジトロン放出に伴う2個のガンマ線を発生する核種があるが、後者の場合は同時に放出した2個のガンマ線を対向する検出器で同時計数によって計測可能であり機械的なコリメータは不要となるが、前者のような単光子放出核種の場合では機械的なコリメータが必要となる。そして、このコリメータ無しではシンチグラムもSPECT画像も作ることはできない。そのため、コリメータは核医学画像を作る上で非常に大切な構成要素となる。

《平行多孔型コリメータ》

ガンマカメラで最も一般的に用いられるコリメータは平行多孔型コリメータ(パラレルホール(parallel hole)コリメータとも呼ぶ)であり、これは鉛やタングステンのようにガンマ線の遮蔽能

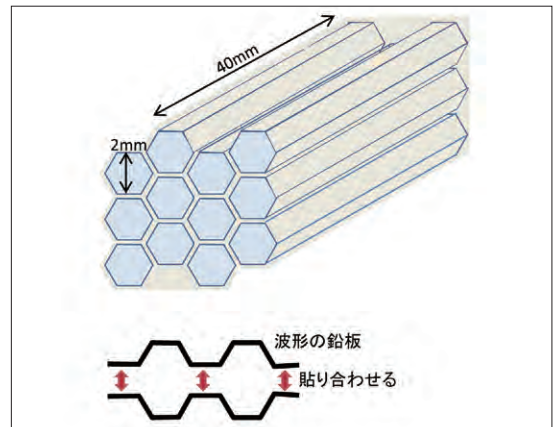


図1 平行多孔型コリメータ

力の高い金属を用いて孔を形成し、検出器面に垂直にこの孔を並べたものである(図1)。線源から放出されたガンマ線がコリメータを構成する金属に衝突すれば、そこで光電効果を生じガンマ線は消滅する。よって、この小さな孔を通過することができたガンマ線のみがシンチレータに到達し光子の検出に至ることになり、特定方向からみたガンマ線の分布が映像化されることになる。この孔の大きさや孔と孔の間の壁(これを隔壁、セプタ septum という)の厚さは感度や空間分解能、対象となるガンマ線のエネルギー等の設計要件に応じて様々であるが、もっとも一般的に用いられているものは孔の大きさが2mm程度、隔壁厚が0.2mm程度、長さが40mm程度のものである。孔の形状は六角形、円形、正方形などであるが、これらはコリメータの製造方法に依存して決まってくる。例えば、図1に示した六角形の孔を作るために、薄い鉛の板を波形に加工して、これらを2枚

法政大学理工学部応用情報工学科

〒184-8584 小金井市梶野町3-7-2

TEL・FAX 042-387-6189 e-mail: ogawa@hosei.ac.jp

Dept. of Applied Informatics, Faculty of Science and Engineering, Hosei Univ.

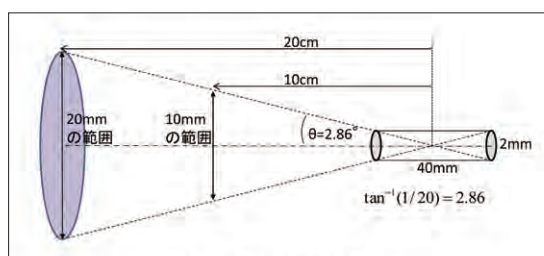


図2 コリメータの開口の影響

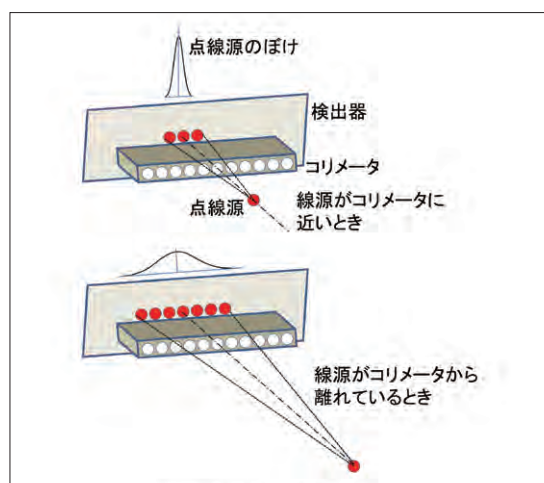


図3 点線源の位置とぼけ

向かい合わせて貼れば六角形の孔ができることは容易に想像がつくであろう。また、孔の位置に円柱状のピンを生け花の剣山のように並べておいて周りに鉛を流しこみ、その後ピンを抜けば円形の孔が作れることも直感的にわかると思う。ここで大切なのは、コリメータの孔は物理的なす法を持っていることである。前述したように、コリメータは入射するガンマ線の方向を限定するものであるが、もしも、特定の方向から飛来するガンマ線のみを収集したいならば、孔の大きさは無限に小さく、またコリメータの厚さ(孔の長さ)は限りなく長くしなくてはならない。ところが、孔の直径が2 mm程度で、長さが40mm程度であると、コリメータの隔壁に衝突することなく、この孔を通過してシンチレータに到達するガンマ線は、検出器面に対して完全に垂直に入射するガンマ線以外に1つの孔ごとに片側2.86度の範囲の円錐領域からのガンマ線までも入射させることになってしまう(図2)。これがコリメータの開口問題といわれているものである。このような開口(アパーチャ aperture)があると、シンチグラムにぼけが発生してしまう。そのぼけの程度は、もしもガンマ線

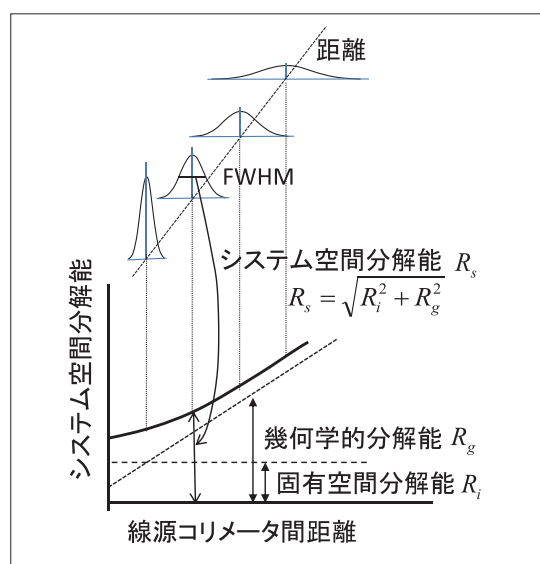


図4 空間分解能

源がコリメータ面に近ければ小さいのであるが、コリメータから離れるに従ってさまざまな位置のガンマ線源からのガンマ線入射を許してしまうことになり、ぼけが大きくなることは容易にわかるであろう(図3)。通常のシンチグラムやSPECTの撮影において患者とコリメータの距離を可能な限り小さくするのはこのためである。このようなコリメータの開口の問題は特にSPECT画像の再構成においてやっかいな問題となる。すなわち、さまざまな方向で収集された投影データには深さ毎に異なるぼけが重畳しており、このため再構成画像上では線源の位置に依存して異なるぼけが発生することになるからである。ガンマカメラの空間分解能は、このようなコリメータの開口の影響を受ける幾何学的空間分解能と光子検出の際の固有空間分解能とによって決まる。固有空間分解能はシンチレータの厚さや光電子増倍管による位置計測時の精度の影響を受け、一般に3.3～4 mm程度である。したがって、システム全体の空間分解能はこれらの両者から図4に示した式で与えられる。

ガンマカメラを用いた核医学検査で最も使われる核種は Tc-99m (ガンマ線のエネルギーは 140keV) であるが、これより大きなエネルギーのガンマ線を利用する Ga 等を用いた検査では、Tc-99m 用のコリメータを用いた場合、斜め方向から入射するガンマ線を十分に遮蔽することができずガンマ線を多く透過させることになる。このため

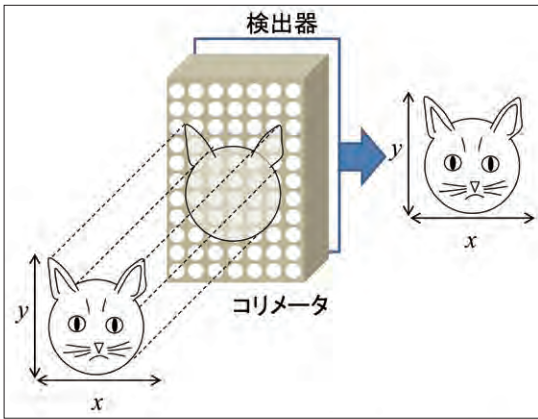


図5 平行多孔型コリメータによる映像

コリメータの隔壁を Tc-99m の場合のそれよりも厚くしないといけない。このように高エネルギーのガンマ線を対象とするコリメータでは隔壁厚が Tc-99m 等の低エネルギー用のコリメータと比較して厚くなっている。また、コリメータの孔の面積は入射してくるガンマ線の量(感度)を決めることになる。孔が大きくなればなるほどガンマ線が入りやすくなり、このようなタイプのコリメータを高感度用コリメータと呼ぶ。感度と空間分解能は相反する要素であり、空間分解能を向上させると感度は低下する。このように、対象とする核種のエネルギーを記述する低エネルギー用(隔壁が薄い)、高エネルギー用(隔壁が厚い)という言葉の他に、空間分解能を表現する高分解能形(孔の大きさが小さい)、感度を表現する高感度形(孔の大きさが大きい)などを組み合わせてコリメータの名称が各社で定められている。検出器の空間分解能と感度はこの孔の大きさと数に密接に関連している。Tc-99mなどを対象とする低エネルギー用のコリメータでは、孔の直径が1.5～3.5mm程度、隔壁の厚さは0.2～0.3mm程度、孔数が1～5万個程度で、用途に応じて高分解能型、汎用型、高感度型として設計されている。コリメータ面から被検体までの距離が15cmの場合、コリメータと検出器を含めたシステム全体の空間分解能は10～15mm FWHM(full width at half maximum)程度である。撮像範囲に関しては、平行多孔型コリメータでは孔の向きが検出器面に対して垂直なので、実物大の大きさの物体のガンマ線画像が得られることになる(図5)。この際、物体と検出器の距離が長くなるにつれ、上述の開口角内のさまざまな方向から入射するガンマ線まで入射を許すことに

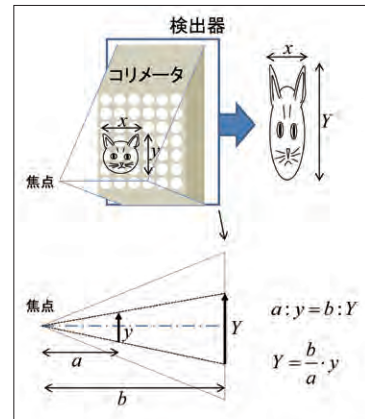


図6 ファンビームコリメータによる撮像

なるためぼけの量は大きくなり、空間分解能は低下していく。これに対して、感度は距離に依存せず一定である。

《ファンビームコリメータ(コンバージングホールコリメータ)》

ファンビームコリメータは空間分解能を向上させるためにしばしば用いられる。このコリメータでは、孔が1つの方向のみに対して1つの焦点を持つような形で並ぶので、この方向の寸法が拡大されることになる(図6)。そして、焦点に相当する点が一直線に並ぶことになる。もしも、全ての孔が一個の焦点を向くように配列したならば、これはコンバージングホールコリメータと呼ばれるものになる。これらのコリメータではコリメータの焦点とコリメータの間にある物体を拡大するような形で物体の画像が得られることになる。ファンビームコリメータやコンバージングコリメータでは物体が焦点に近ければ近いほど拡大率は向上し(すなわち空間分解能が高くなり)、感度も向上する。

《ピンホールコリメータ》

小動物や甲状腺のイメージングにおいて対象物を拡大する目的で用いられるコリメータがピンホールコリメータである。ピンホールコリメータでは数ミリ程度(開口径3～6mm)の小さな孔を通ってくるガンマ線を検出することになり、検出器面では物体の放射能分布の形が上下左右、逆転したものとして得られる(図7)。そして、前述のコンバージングホールコリメータとは異なり、焦点は物体とコリメータの間、すなわちピンホール

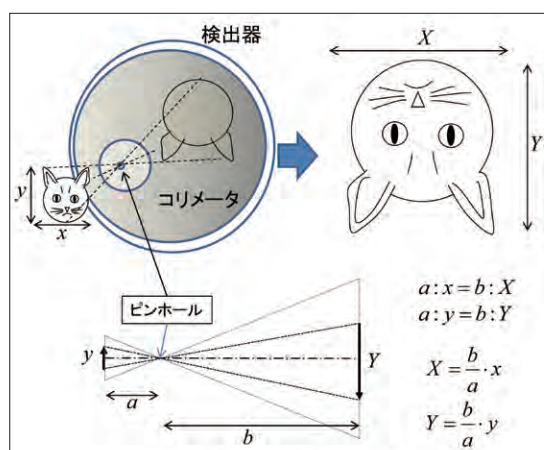


図7 ピンホールコリメータによる撮像

の位置に相当することになる。ピンホールコリメータの特徴は、物体とピンホールが近ければ近いほど、画像が拡大されることになり、感度も高くなることである。

《コリメータが抱える本質的な問題》

これらのコリメータにおける共通の問題は、線源から放射されたガンマ線のごくわずかししか検出していないという点である。単光子放出核種からはあらゆる方向に向かってガンマ線が放出されているが、一つの検出器ではそこに設置されたコリメータの孔の範囲でしか、その線源をみていない。たとえば、平行多孔型コリメータと点線源の距離が10cmであったとすると、この距離を半径とする球の全表面に向かってガンマ線が放出される。このときの球の表面積は $4\pi \cdot 10^2\text{cm}^2$ となる。一方、平行多孔型コリメータの孔の半径が0.1cmであったならば、そのコリメータがガンマ線を通過させることができる面積は $\pi \cdot 0.1^2\text{cm}^2$ となる。よって、幾何学的効率 η は、 $(\pi \cdot 0.1^2) / (4\pi \cdot 10^2) \times 100 = 0.0025\%$ となる。このような問題は、感度を上

げることで(すなわち孔の面積を大きくして)ある程度改善できるが、この場合には空間分解能が低下してしまう。この問題に対する方策は、検出器の数を増大させることである。このような目的で、検出器を2, 3台と増やしたガンマカメラが一般的に使われるようになった。近年では、心筋のイメージングを目的として心臓のみを視野にするようにピンホールコリメータや平行多孔型コリメータを十数個配置して、従来の感度を4~10倍程度に改善するものも現れてきている。一方、このような物理的なコリメーションをやめたものが、コンプトンカメラと呼ばれるものであるが、この方式も研究レベルにとどまっている。

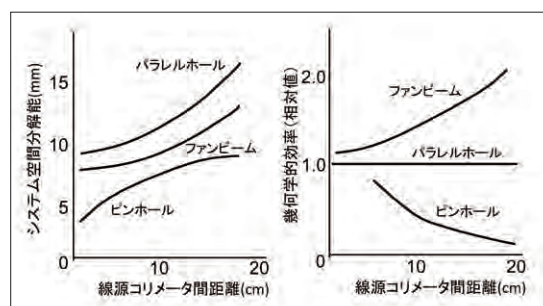


図8 ガンマカメラの空間分解能と感度

《まとめ》

コリメータは単光子放出核種に対するガンマ線イメージングではその放射位置を知るために必要不可欠なものであり、コリメータの形(平行多孔型、ファンビーム形、ピンホール形)は対象臓器や所望する空間分解能、感度、映像化するサイズに依存して決まってくる。また、隔壁厚は使用するガンマ線のエネルギーに応じて設計仕様が決まってくる。よって、適切なシンチグラム、SPECT画像を得るためには上記のようなコリメータに関する基礎知識が不可欠なものとなる。

編集後記

昨年までの約2年間、リレー講座「診療に役立つ核医学の基本－専門医試験も見すえ」を特集してきましたが、おかげさまで専門医を目指す若手の先生ばかりでなく核医学を専門とする先生方からも好評を得ました。これらの特集記事は今後も保存版としてお使い頂ければ幸いです。

さて、今年からは新たに「核医学技術の基礎」と題して、核医学の撮像機器や画像再構成の基礎知識を中心に、その専門分野の先生方からなるべくわかりやすく説明して頂く特集を企画しました。まず今月号は法政大学の尾川先生から「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」を寄稿して頂きました。臨床を中心にご活躍の先生方の中でもこの分野に苦手意識がある方もおられると思います。本特集を是非利用して知識を固めて頂ければ幸いです。本年も本誌「臨床核医学」をご愛読のほどよろしくお願いいたします。

(副編集委員長 百瀬満)

リレー講座

核医学技術の基礎

「ガンマカメラにおけるガンマ線検出器の役割と特性」

尾川 浩一 OGAWA Koichi

《はじめに》

ガンマ線を検出するためには、コリメータの孔を通過して検出器に入射してくるガンマ線のエネルギーを電気信号に変換する必要がある。この変換の方式には2種類有り、一つは入射したガンマ線のエネルギーを一旦、光の信号に変え、この光を電気的な信号に変えるもの(間接検出法と呼ばれる)と、入射したガンマ線のエネルギーを直接、電気信号に変えるもの(直接検出法と呼ばれる)である。前者の検出器を代表するものがNaI(Tl)シンチレーション検出器であり、後者のタイプを代表するものが、近年使われ始めた常温で使用する事が可能なCdTe半導体検出器またはCdZnTe半導体検出器である。ここでは、NaI(Tl)シンチレータを用いた検出器を中心に述べる。

《ガンマ線検出の仕組み》

ガンマ線の検出を行うためには、ガンマ線と検

出器を構成する原子との間で何らかの相互作用を起こさせる必要がある。図1は典型的なガンマ線検出の方法を示している。(A)がガンマカメラで一般的に用いられている検出方式であり、NaI(Tl)シンチレータに入射したガンマ線がシンチレータを構成する原子と相互作用して検出が行なわれる。核医学検査において使用する比較的低いエネルギーのガンマ線と原子の相互作用では、光電効果、コンプトン散乱がその主なものとなっている。これらの相互作用の確率は、原子番号が大きい(光電効果の確率が高い)、密度が高い(コンプトン散乱の確率が高い)ことによって大きくなる。したがって、放射性医薬品から放出される60～300keVのX線、ガンマ線に対して、相互作用が起こりやすいNaI(Tl)の単結晶シンチレータ(密度が高く、原子番号が大きい)が用いられる。入射したガンマ線は光電効果によってエネルギーを失い消滅する。一方、光電効果の際に放出され

た光電子はシンチレータを構成する物質に対してエネルギーを与えながら、最後にその運動エネルギーを失って静止する。この際に付与されたエネルギーはシンチレータを構成する原子の価電子帯の電子を励起し、電子はアクチベータ(activator)のエネルギー準位まで押し上げられる。NaI(Tl)シンチレータではTlが不純物として混合されており、これがアクチベータの働きをし、励起された電子の居場所となる。アクチベータによって形成されたエネルギー準位は、NaI結晶の伝導帯のエネルギー準位

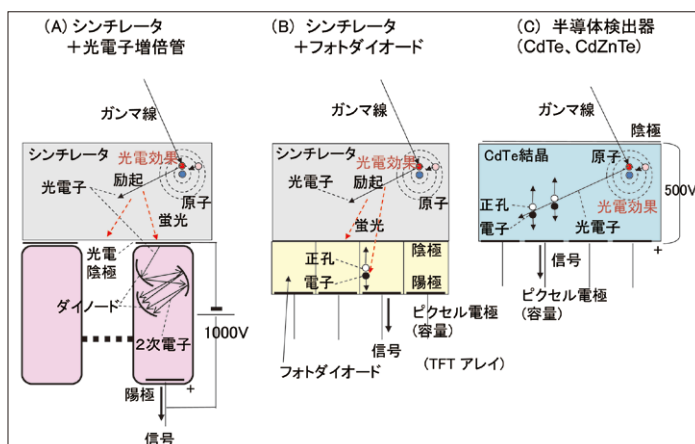


図1 ガンマ線検出の方式

法政大学理工学部応用情報工学科

〒184-8584 小金井市梶野町3-7-2

TEL・FAX 042-387-6189 e-mail: ogawa@hosei.ac.jp

Dept. of Applied Informatics, Faculty of Science and Engineering, Hosei Univ.

よりも低いので、励起された電子はそのエネルギー準位にトラップされ、一方、価電子帯では電子がなくなった場所が正孔として出現することになる。不安定なアクチベータの準位にいる電子は、エネルギーを蛍光(シンチレーション)と呼ばれる光の形態で放出して価電子帯の正孔と再結合し安定状態に戻る。これがシンチレーション発光のメカニズムである。

この蛍光は透明なシンチレータ内を通過し、光電子増倍管(photomultiplier tube : PMT)の光電陰極面に到達する。このときに、光電面の原子と相互作用を行い光電効果起きる。このときも光電子が放出されるが、今度は真空中を加速しながら正の電位のダイノードに衝突する。この際、2次電子が複数個発生し、これらはそのダイノードよりもっと大きな正の電圧のかかっているダイノードに向かって加速する。このような、ダイノード面への衝突、2次電子の放出と加速が各段で行われ、最後の陽極(アノード)に至るときには、100万倍以上の電子数となり、信号が計測される。(B)はシンチレータとフォトダイオードを用いた放射線計測の形を表しているが、X線CTなどは原理的にこのような形態でX線の計測が行われる。この図では発生した蛍光がフォトダイオード内に入って、そこでエネルギーを与え電子・正孔対が発生し、この電気信号を計測することでガンマ線の検出が行われる。(C)は半導体検出器の場合を示すが、この場合は入射したガンマ線が素子内で光電効果を起こし、そのときに発生した光電子が近傍の結晶素子にエネルギーを与え、電子・正孔対が発生する。この電荷(キャリア)を素子の両面のピクセル電極に集めて信号の計測が行われる。

ガンマカメラで用いられるNaI(Tl)結晶は、さらに残光特性として減衰時間が短いこと、発光特性として波長が光電子増倍管の感度に一致していること、大型化が可能であるなどの長所を合わせ持っているのでイメージングに大変都合がよい。実際には、厚さが9 mm程度で、形状が長方形(40×55cm程度)のものが一般に用いられている。光子を検出する際の空間分解能はこの厚さが薄くなるほど高くなるが、厚さが薄くなると入射したガンマ線が相互作用を起こさずに透過してしまうという確率が増加し、検出感度は逆に低下してしまう。そのため、感度と空間分解能の兼ね合いから決めた9 mm程度の厚さの結晶が用いられている。

結晶	密度 (g/cm ³)	発光量 (photon/keV)	減衰時間 (nsec)	エネルギー分解能 (%FWHM)@140keV	発光波長 (nm)
NaI(Tl)	3.7	38	230	8~9	415
CsI(Tl)	4.5	65	680, 3340	8~9	540
LaCl ₃ (Ce)	2.8	49	20,213	~6	330
LaBr ₃ (Ce)	5.3	61	35	~6	358

表1 シンチレータ

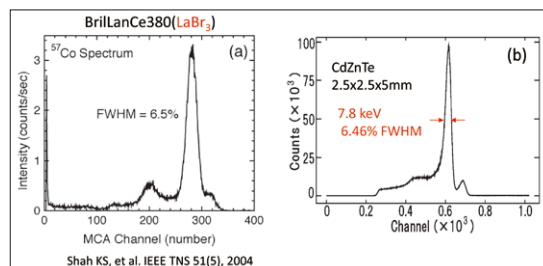
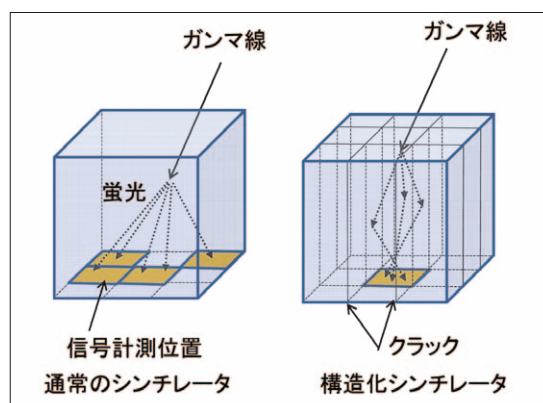
図2 シンチレータLaBr₃と(b)半導体検出器(CZT)によるCo-57のエネルギースペクトル

図3 レーザ加工による空間分解能の改善

また、現在、よく用いられているシンチレータのエネルギー分解能は9 %程度(140keV)である。NaI(Tl)シンチレータのエネルギー分解能は、対象となるガンマ線のエネルギーが低くなると若干低下する。このため、Tc-99mのイメージングよりもTl-201のイメージング時には少しエネルギーウィンドウを広くしてデータを収集することが行われている。前述した半導体検出器を搭載したガンマカメラはだいたい5 ~ 6 % FWHM (@140keV)であるが、シンチレータの場合にはガンマ線のエネルギーがいったん光に変換されて、さらにその光が光電子増倍管によって電気信号になるため、変換時の統計的揺らぎやエネルギー損失が大きく、エネルギー分解能を低下させる原因となっている。このエネルギー分解能の低さはNaI(Tl)シンチレータの大きな問題点であり、複数の核種を用いて検査を行うと、各々の核種の光電ピークが十分に弁別できなかったり、コンプト

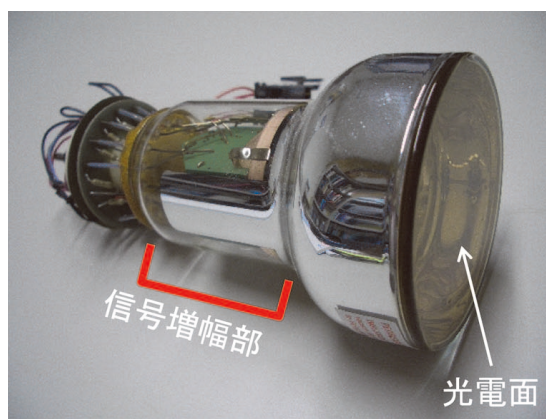


図4 前面から見た光電子増倍管(3インチ)

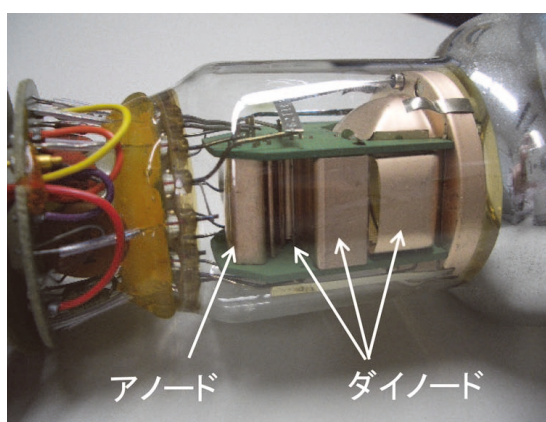


図5 側面から見た光電子増倍管(信号増幅部)

ン散乱した光子がプライマリ光子のエネルギーウィンドウに入るため、プライマリ光子のみによる映像化ができないということが起きる。散乱線の補正やクロストーク補正が必要となるのはこのためである。また、シンチレータの欠点は空間分解能において限界があることである。これはガンマカメラが、もともとガンマ線との相互作用の際に発生した蛍光を検出して、それをガンマ線の入射位置と見なしている点にある。すなわち、入射したガンマ線がたまたま光電子増倍管に近い結晶内の位置で相互作用を起こせば、その光が拡散する範囲が狭くなり光電子増倍管には大きな信号が発生し空間分解能が高くなる。これに対し、光電子増倍管からもっとも遠い、すなわちコリメータに近い結晶内の部分で相互作用が起これば、その光が拡散する範囲は広くなり、位置検出演算の精度が若干低下し、その結果空間分解能が低下することになる。

《シンチレーション検出器の性能改善》

表1にはさまざまなシンチレータの物理的特性を示したが、前述したようにNaI(Tl)シンチレータのエネルギー分解能はそれほど良くない。近年では、このようなエネルギー分解能の低さを改善することを目的としてLaBr₃(Ce)などの新しいシンチレータも開発されている。このシンチレータのエネルギー分解能は6%FWHM(@140keV)程度であり、半導体検出器のそれに匹敵するので実用化に向けての研究もさかに行われている。図2左にはLaBr₃(Ce)で計測したCo-57のエネルギースペクトルを示し、右にはCdZnTe半導体検出器で測定したものを示す。シンチレータであっても半導体検出器と同等の良いエネルギー分解能が得られていることがわかる。また、固有空間分解能が低いことにより、PET装置のような高分解能の機能イメージング画像を得ることができないのも欠点の一つである。近年では空間分解の向上を目指して、シンチレータの結晶内に細かなクラック(ひび、割れめ)をレーザを用いて作り、ひとつの単結晶でありながらも、その蛍光の拡散する範囲を限定し、あたかも人工的なピクセルを生成することも行われている(図3参照)。蛍光はこのクラックの部分で反射や散乱をするために、発光は限定的な範囲にとどまり、空間分解能の向上に寄与することになる。このようなシンチレータのことを構造化シンチレータ(structured scintillator)と呼んでいる。これらの様々な改善によって、高いエネルギー分解能、空間分解能も実現しつつある。

《光電子増倍管と位置検出》

シンチレータでガンマ線のエネルギーが光に変換された後、その光を電気信号に変換するのが光電子増倍管であり、通常フォトマルと呼ばれている。図4の光電子増倍管はシンチレータで発生した光子を、前面の光電面で光電子に変え、これを図5に示した多数段のダイノードで2次電子増幅するものである。光電面としてはCs-Sb、あるいはCs-K-Sbが用いられ、この感度特性はシンチレータの発光スペクトルに適合した値(400~370nm)で最大となっている。通常は電子1個の入射に対してダイノード1段当り3~6個の2次電子が発生し、10段のダイノードを持つ場合、全体で $10^6 \sim 10^7$ 個程度の電子が発生する。この複数

の光電子増倍管からの信号を用いて位置検出が行われ、ガンマ線の入射位置が特定されることになる。通常、ガンマカメラ全体では40～80本の光電子増倍管(直径50～75mm)が用いられているので、各々の光電子増倍管の感度特性のずれがガンマ線の入射位置の決定や均一性に大きな影響を与える。このためLEDなどの基準発光源を用いて光電子増倍管の性能を常時安定させることができるようになっていく。光電子増倍管は、光電子を増幅する一種の真空管であり、PET装置にも用いられているものであるが、MRI装置と組み合わせたSPECT/MRIやPET/MRIなどでは静磁場の影響を受け使用することができない。そこで開発されたのがSiPM(シリコンフォトマル)あるいはMPPC(multi-pixel photon counter)と呼ばれる半導体技術を用いた光電変換素子である。これら

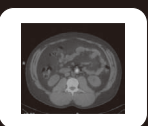
は光電子増倍管と同様の増幅率をもちながら、磁場の影響を受けないので近年、ハイブリッドシステムの領域では注目を浴びている。

《まとめ》

NaI(Tl)シンチレータは入射したガンマ線を、一旦、光の信号にして、後段の光検出、増幅器である光電子増倍管で入射ガンマ線の位置とエネルギーを知るために不可欠な要素となっている。このシンチレータの使用は60年以上も核医学のガンマカメラで用いられ続けており成熟した技術になっているが、新しいシンチレータの開発やより高い空間分解能を目指したピクセル化技術、ならびに新しい光電変換増幅装置の開発も盛んに行われており、より進化しつつある。

GE Healthcare

From
Late
Disease
to
Early
Health



GEはEarly Health実現に向けてMolecular Imagingを使って世界の医療における変革を推進し、疾患が進行してから医療(Late Disease)から早期診断・早期治療(Early Health)の確立を目指します。



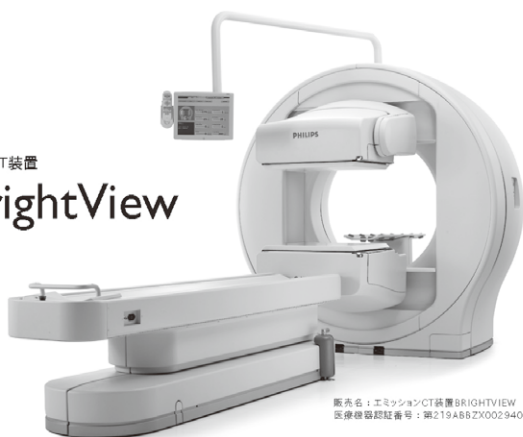
GE imagination at work

販売名称: X線CT組合せ型ボトロンCT装置 Optima PET/CT500Discovery PET/CT 600
 薬事承認番号: 221ACBZX00029000
 販売名称: 核医学診断用装置 Discovery NM/CT 670
 薬事承認番号: 222ACBZX00080000
 販売名称: 放射性医薬品合成設備 FASTlab
 薬事承認番号: 223008ZX00445000

DOC1215724

SPECT装置

BrightView



販売名: エミッションCT装置 BRIGHTVIEW
 医療機器承認番号: 第219A88ZX00294000号

HITACHI
Inspire the Next

クローズアップテクノロジー

被検者との距離による空間分解能の劣化を低減し、高画質を得られます。

ワークフロー

先進的デジタル技術が、画像処理の高速化と優れた操作性を提供します。

ピンポイントディテクター

大視野・薄型設計と高い基本性能を実現、快適な検査環境を創りだします。

株式会社日立メディコ

URL www.hitachi-medical.co.jp 〒101-0021 東京都千代田区外神田4-14-1 秋葉原UDX