放射線センサ用Bi。Ge。Ou単結晶の開発

Bismuth Germanate (BGO) Single Crystals for Scintillation Detectors

X線や γ 線を応用した医療診断装置に用いる放射線検出用シンチレータとして、優れた特性のBGO単結晶を開発した。BGOシンチレータは実効原子番号及び密度が大きいため、X線、 γ 線に対する検出効率が大きく、更に発光の時間特性が良いことが特長である。高度の結晶育成技術を応用して、結晶中の不純物や欠陥を少なくすることにより、けい光出力やエネルギー分解能を向上させた。

本研究によるBGOシンチレータの性能は、けい光出力でNaIの12%、エネルギー分解能は ^{137}Cs (662keV)で平均14%であった。開発したシンチレータはX線CT及びポジトロンCTに応用し、実用できることを確かめた。

石井 満* Mitsuru Ishii

秋山清吉** Seikichi Akiyama

高木一正*** Kazumasa Takagi

高見勝己**** Katsumi Takami

石松健二***** Kenji Ishimatsu

Ⅱ 緒 言

1973年、EMI社のHaunsfieldが X線CT (Computed Tomography)を開発して以来、その普及は目覚ましい。当初の X線CT は脳出血などの頭部疾患に対する治療の方針決定に重要な役割を果たしてきたが、最近では頭部のほかに内臓疾患の診断に対しても威力を発揮している¹⁾。加えて近年、ポジトロン(陽電子)放出核種を人体に投与して、これから放出される Y線を検出して、体内での核種の経路や分布を調べ、脳内血流や臓器などの生理的あるいは病理的代謝機能を診断するためのポジトロンCTの開発が各所で進められている^{2,3)}。これらの医療用診断装置では、X線や Y線などの放射線を測定するのに性能の良いシンチレータが要求されている。

2 シンチレータとしてのBGOの特長

BGO単結晶は、1965年西ドイツのNitsche⁵⁾によって最初に作られ、1973年米国のWeberらによってX線励起による発光機構やけい光特性が調べられた⁶⁾。その後、結晶成長や結晶評価に関して多くの研究が行なわれた^{7)~12)}。X線CTやポジトロンCT用シンチレータとして、BGOがどのような特性をもっているかを、代表的な他のシンチレータと比較して表1に示す¹³⁾。同表からも明らかなように、BGOは以下に述べるような特長がある。

(1) 実効原子番号と密度が共に大きいので、 γ線用シンチレータとしては、小形でも大きい検出効率が得られる。 ポジトロン C T に使用する場合には、これは感度を犠牲にすることなく良い空間分解能が得られることを意味する。

- (2) 残光が極めて小さい。これはBGOの優れた特長であり、 X線CTに用いた場合、画質を劣化させることなく、走査を 高速化することができる。
- (3) けい光減衰時間が短く、最大けい光波長が現有の光電子増倍管の感度領域にあり、けい光の波長領域で透明である。
- (4) 不純物を添加しないため、均一なけい光出力が得られる。
- (5) 機械的強度が大きく、へき開性がないため、種々の形状に加工できる。
- (6) 吸湿性がないため、NaIのような特別のシールが不要である。

以上のようにシンチレータとしてのBGOには多くの特長があるが、他方BGOのけい光出力はNaIに比較して従来では約8%といわれ、小さいことが欠点であった。けい光出力は放射線励起によるBi³+原子の発光機構に基づく本質的な理

表 I 各種シンチレータの性能比較 Bi_4 Ge_3 O_{12} は他のシンチレータ に比較して実効原子番号が大きく,放射線に対する吸収率が大きいこと,残光 が小さい点が特長である。

項	目	Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	NaI(TI)	CdWO ₄
密	度 (g/cm³)	7.13	3.67	7.90
実 効 原 子 番	号(Z)	74	50	65
シンチレータ厚さ* (mm)	X線(I50keV)	2.3	10.4	3.0
	γ線(5IIkeV)	24.4	67.1	26.2
最大けい光波長(nm)		480	415	540
けい光減衰時間(μs)		0.3	0.23	5.0
けい光出	カ(%)	~12	100	38
残	光 (%)**	<0.005	0.5~5	< 0.005
時間分解	能(ns)	5.3	1.3	·
へき開	性	なし	(100)	(101)
潮 解	性	なし	あり	なし

注: * X線及びγ線を90%吸収するのに必要な厚さ

** 3 ms 後の出力

^{*} 日立化成工業株式会社茨城研究所 工学博士 ** 日立化成工業株式会社茨城研究所 *** 日立製作所中央研究所

^{****} 日立製作所中央研究所 工学博士 ***** 株式会社日立メディコ研究開発センタ 理学博士

由が支配的であるが、シンチレータとしてはその他に不純物や気泡などの結晶欠陥によって強い影響を受ける。このため高性能のBGOシンチレータの開発に当たっては、高度の結晶成長技術を応用して、欠陥の少ない高純度の結晶を育成する必要がある。

3 単結晶の育成

シンチレータとしてのBGOは、放射線励起によるけい光を 光電子増倍管で検出するため、光学的に透明であるように結晶 粒界がない単結晶が必要である。BGOは融点が1,045 $^{\circ}$ $^{\circ}$ で、 化学量論組成(Bi $_4$ Ge $_3$ O $_{12}$)がコングルエント(Congruent)で あり、チョクラルスキー法(引上法)によって単結晶を育成す ることができる $^{8)\sim100}$ 。

本研究では高純度のBi₂O₃及びGeO₂を出発原料として, 直径50~100mmの白金るつぼから直径25~58mmの単結晶を育成した。単結晶の育成は,高周波加熱式単結晶引上炉で行なった。本装置では,結晶の直径自動制御は先に開発した融液の重量減少を検出して,その時間変化を制御する方式である¹⁴⁾。引上げは酸素中で行ない,回転数は~70rpm,引上速度は~5 mm/hまでの各種の条件で行なった。

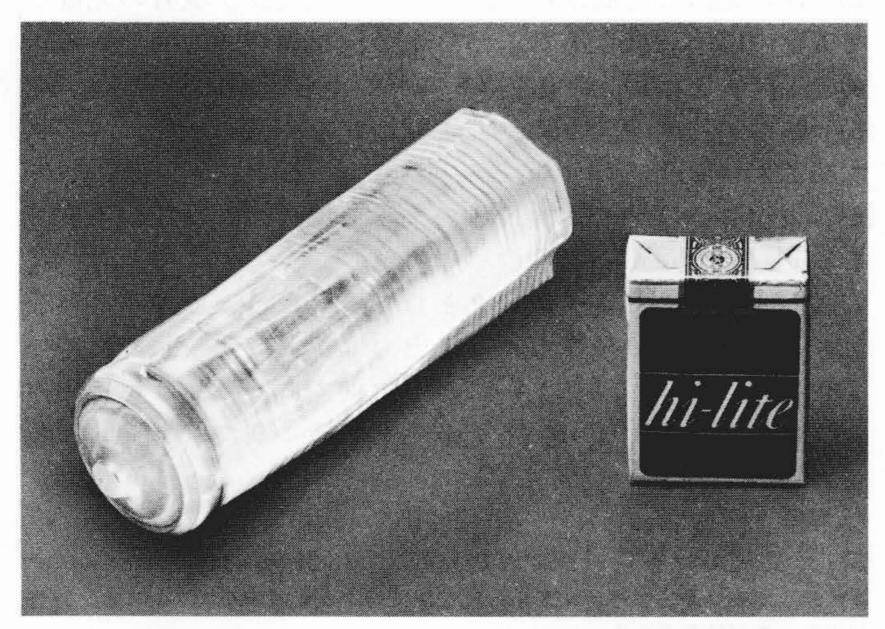


図 I 大形BGO単結晶 直径100mmのるつぼから引き上げた \$ 58×135 mm, 重量3.5 kgのBGO(Bi4 Ge3 O12)単結晶で, 無色透明である。

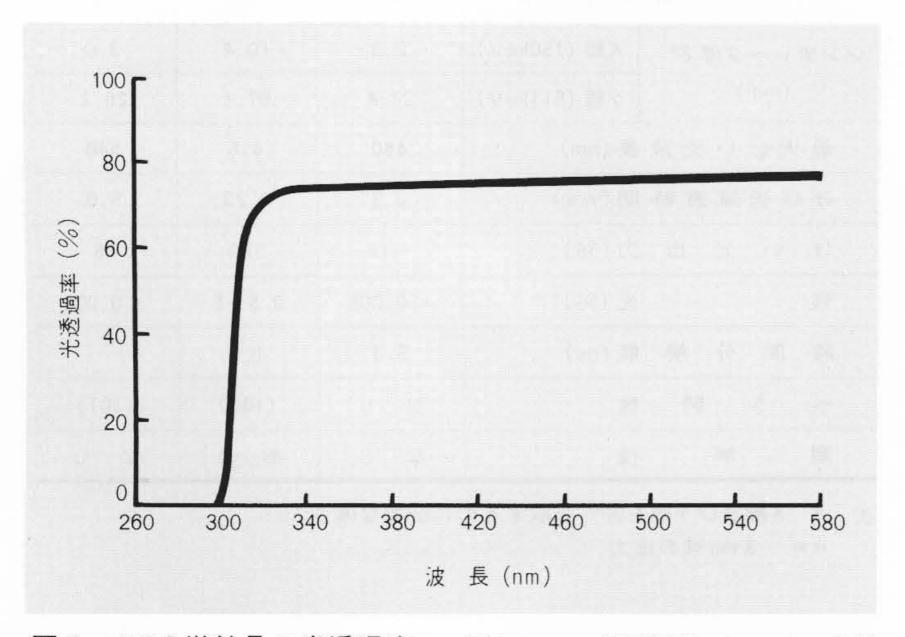


図2 BGO単結晶の光透過率 厚さ2mmの鏡面研摩したBGOの光透過率は光電子増倍管の感度波長域(480nm)で約75%であり、曲折率(2.15)で補正すると100%近い値となる。

図1に、〈100〉を引上軸として育成した結晶の外観を示す。 通常、結晶は淡い黄色に着色し、上部よりも下部に至るほど 着色が強くなる傾向を示すが、適切な回転数と引上速度を設 定することによって無色透明になる¹⁰⁾。BGOは結晶成長速 度の異方性が小さく、低速回転では結晶の断面が真円に近い。 しかし、高速回転ではサイドファセットが現われ、最終的に はねじれたような外観となる。結晶のねじれは他の酸化物に 比較して著しく生じやすい。これはBGO融液の粘度が高い ためと考えられるが、るつぼ系の温度分布を適切に設定する ことによって防止できる。

BGOの結晶成長で特徴のある現象として融液の対流がある。対流は自然対流と強制対流の相対的な強さによって定まる。強制対流は結晶直径、回転数、るつぼ中の融液の深さなどに関係し、これらによって固液界面の形状が変わる $^{15)\sim17}$ 。融液の流れのパターンは $Gd_3Ga_5O_{12}^{15}$ や $Bi_3Si_4O_{12}^{18}$ と同様で、鮮明に目視できる。

4 単結晶シンチレータの評価

4.1 結晶性

BGOの結晶性はシンチレータの性能と密接な関連があり、マクロ的には光透過率とボイド(気泡)との関連が大きい。しかし、介在物や転位などのミクロ的な欠陥は、シンチレータの性能に大きな影響を及ぼさない。

図2は、結晶を引上軸に垂直に切断し、厚さ2mmに鏡面研摩した代表的な試料について光透過率を測定した結果を示すものである。BGOは約300nmに吸収端があり、光電子増倍管の感度波長(480nm)で透過率が約75%である。光透過率は、結晶の下部よりも上部のほうが大きく、また結晶化を繰り返すほど大きくなる。

図3は、引上軸を含む面に平行に結晶を切断、研摩した試料の写真を示すものである。結晶中、白く見える部分はボイドの集合体である。ボイドは図4の顕微鏡写真から明らかなように、直径~5μm、長さ10μm程度のパイプ状であり、その集合体は固液界面に沿って現われる。ボイドの発生は一般には結晶の下部で多く現われるが、その発生原因は、不純物が多い場合に固液界面での温度のゆらぎに伴う不連続成長や、晶へき面の発達に伴って成長界面に取り残された融液が凝固する際の体積変化によると考えられる。

4.2 けい光出力

BGOを光電子増倍管(浜松テレビ株式会社R878)に装着し、¹³⁷Csのγ線(662keV)の個々の光子によるけい光を、そ

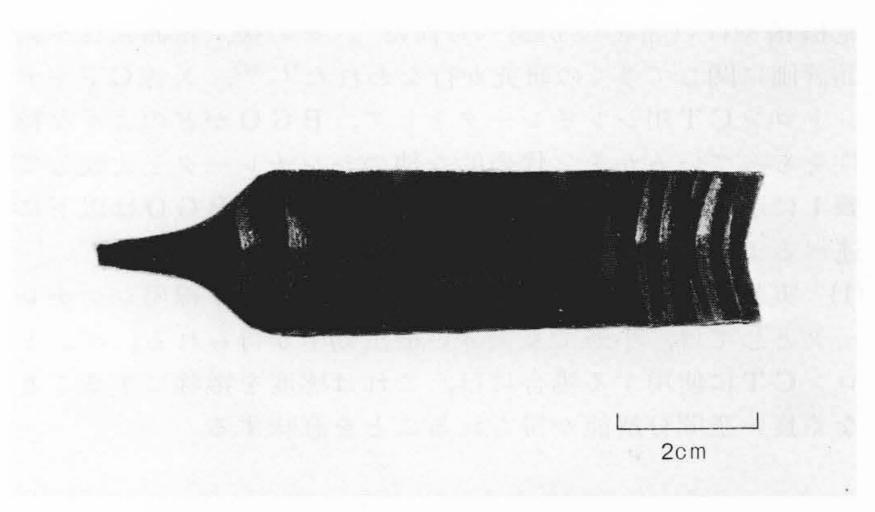


図3 育成したBGO単結晶の断面マクロ写真 白く帯状に見える部分はボイドの集合体であり、ボイドは固液界面に沿って発生する。

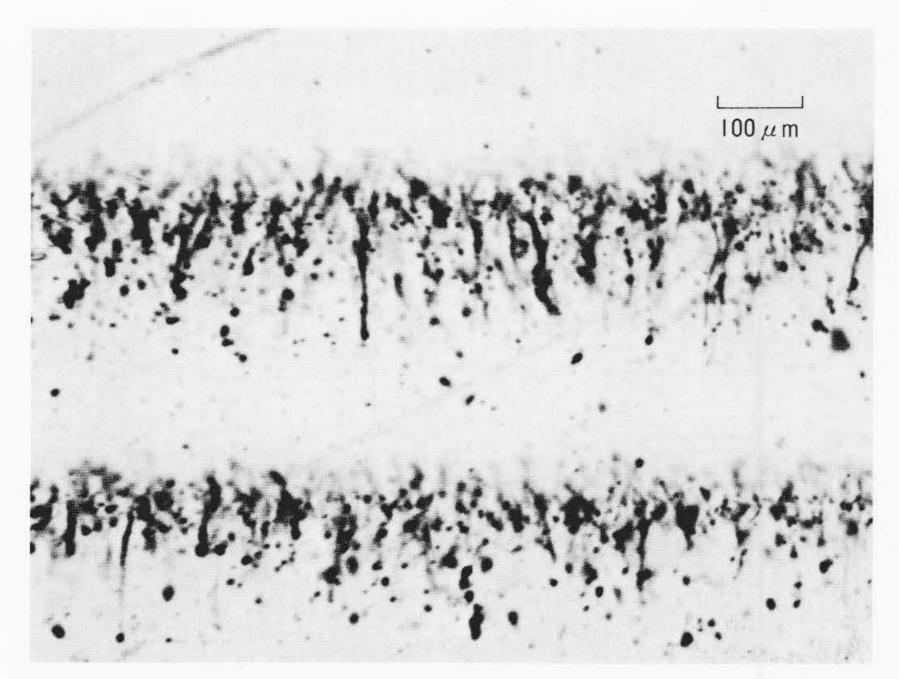


図 4 結晶中のボイドの顕微鏡写真 ボイドは約10μm以下の径のパイプ状の集合体で、固液界に沿って分布している。

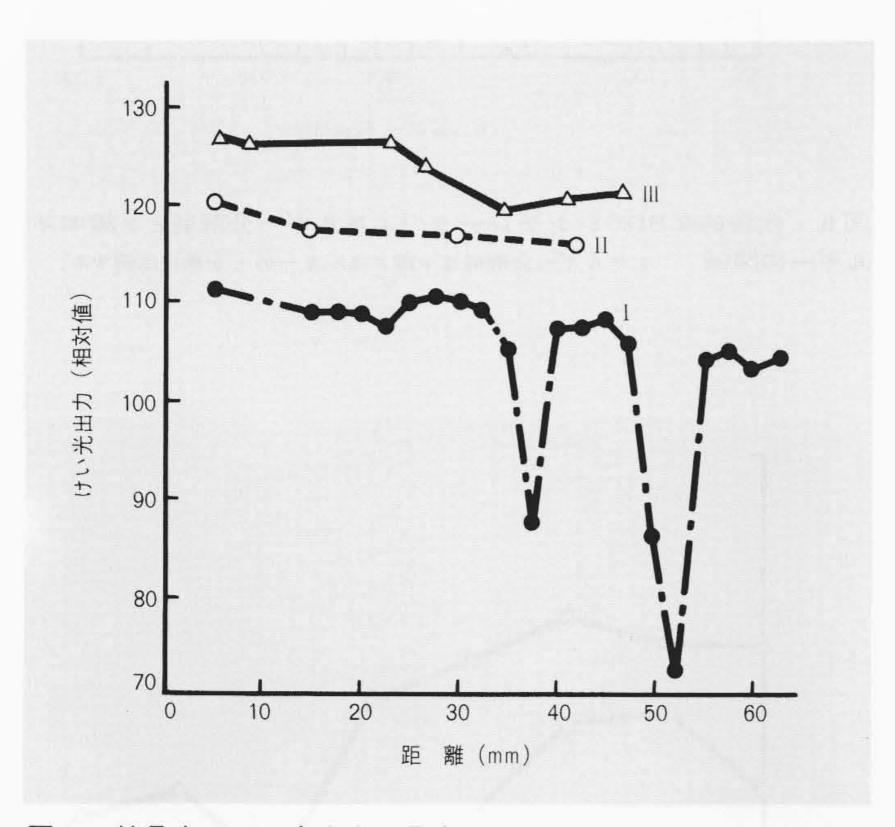


図 5 結晶中のけい光出力の分布 横軸は結晶の上部からの距離を示す。出発原料から第1回, 2, 3回と結晶化を繰り返し, それぞれ I, II 及び III とした。結晶化を繰り返すとけい光出力が向上する。

の出力電流パルスによって検出した。出力パルスの波高値を、けい光出力に比例するように波形整形して波高分析器に入れ、波高分布のピークチャネルの値からけい光出力の大きさを求めた。図5は、育成した結晶の長さ方向に垂直に2mmの厚さの試料を切り出し、それぞれのけい光出力と元の結晶での長さ方向の位置の関係を示す。同図で、Iは出発原料から最初に引き上げた結晶に対する結果であり、II及びIIIはそれぞれ引き上げた結晶を原料として2回目及び3回目に引き上げた結晶に対する結果である。同図から明らかなように、けい光出力は同一結晶では上部から下部に至るほど小さくなり、また結晶化を繰り返すと大きくなる。ここで得られた結晶IIIのけい光出力はNaI(Tl)の12%に相当する。なお結晶Iで、けい光出力が不連続に低い部分があるが、これは前節で述べたボイドの部分に相当する。

以上のように、けい光出力は同一結晶中では下部よりも上

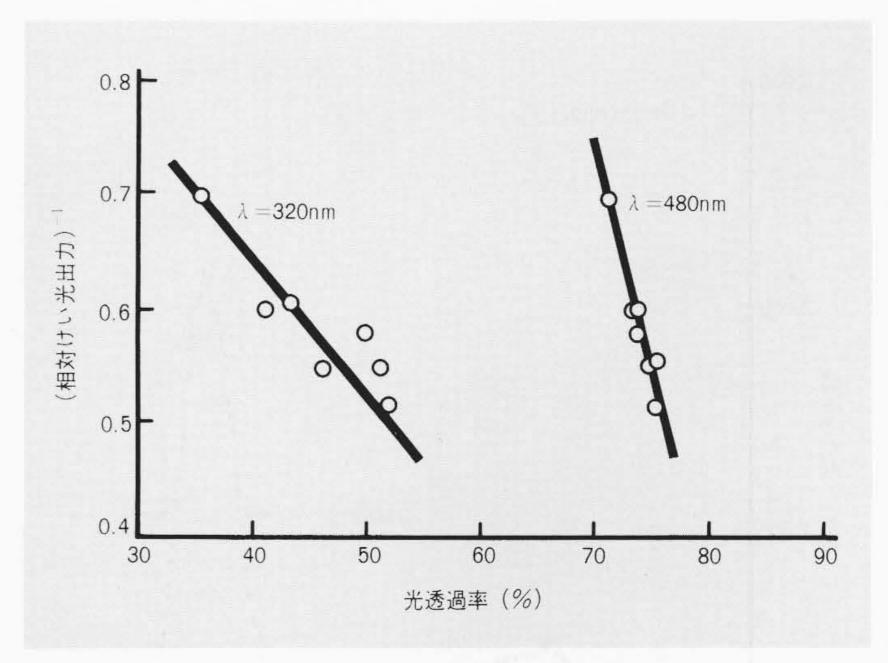


図 6 光透過率とけい光出力の関係 光透過率とけい光出力の逆数とは直線関係にあり、透過率が大きくなるとけい光出力が高くなる。

部のほうが大きく、更に結晶化を繰り返すほど大きくなる事実は結晶中の不純物と密接に関係する。不純物は出発原料である Bi_2O_3 及び GeO_2 から導入される。一般に、結晶引上げで結晶中の不純物濃度 C_s は融液中の濃度 C_L との間に $C_s=kC_L$ の関係がある。ここでkは分配係数で、酸化物では通常k<1である。したがって、同一結晶では引上げの初期、すなわち結晶上部ほど不純物が少ない。また、結晶化によって精製した結晶を原料として、再び結晶化を繰り返すほど不純物が少なくなる。

結晶中の不純物は光透過率を低下させる。したがって、不 純物の多いシンチレータでは、放射線励起によるけい光は結 晶中で吸収され、光電子増倍管からの出力を低下させること になる。図6に光透過率とけい光出力の関係を示したが、こ の結果はけい光出力が不純物濃度に関連していることを裏付 けている。しかし、厳密には不純物はシンチレータの発光機 構にも直接関連するはずである。また、ここでいう不純物は、 通常の分光分析では特定元素を同定できないレベルにあり、 詳しい考察は今後に残されている。

4.3 エネルギー分解能及び時間分解能

ポジトロンCT用シンチレータは、γ線に対する検出効率、エネルギー分解能及び時間分解能で評価される。特に、ポジトロンCTの空間分解能や感度の向上には、小さくて検出効率が高いシンチレータが要求され、前述したように高密度で実効原子番号が大きいBGOが最適である。以下では、結晶に関連あるエネルギー分解能と時間分解能について述べる。

(1) エネルギー分解能

エネルギー分解能は、光電子増倍管から生ずる電荷量のゆらぎである。図7に、 $26\times20\times12(mm)$ のBGOシンチレータについて、 137 Csの γ 線に対する波高スペクトルの一例を示す。同図で横軸はけい光出力を示すチャネル(N)、縦軸はカウント数である。右側の高いピークは光電効果によって発光したピークで、このピークの中央のチャネル値を N_p 、ピークの半値幅を ΔN とすれば、エネルギー分解能 ε は $\varepsilon = \Delta N/N_p$ で表わされる。図8に各種の放射性同位元素を用いて、エネルギー分解能と γ 線のエネルギーとの関係を求めた結果を示す。同図から明らかなように、エネルギー分解能は γ 線のエネルギーの一 $\frac{1}{2}$ 乗に比例する。

図9は、 \$38×138mmlの結晶の上部から連続8個のシンチ

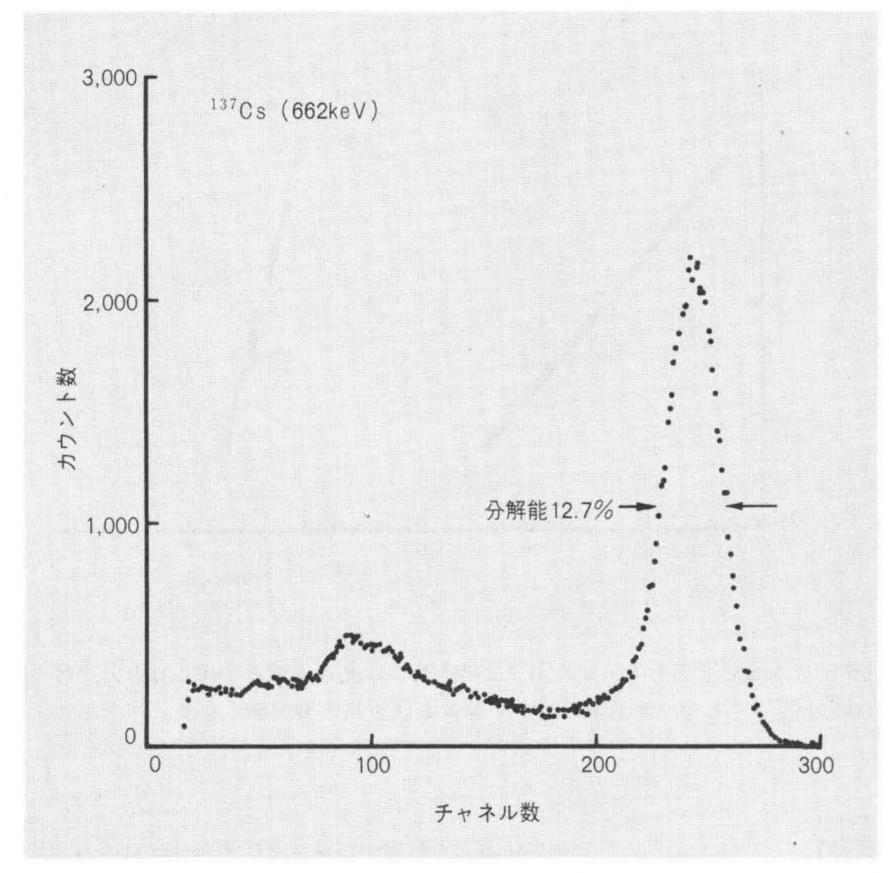


図7 代表的なBGOシンチレータの¹³⁷Csによる波高スペクトル 横軸はけい光出力, 縦軸はその頻度である。高いピークは光電効果による発光, 低いピークはコンプトン散乱による。

レータを採取し、エネルギー分解能を測定して結晶内の分布を精製回数ごとにまとめて示したものである。エネルギー分解能(%)は、同一結晶内では上部から下部に至るほど大きくなり、精製を繰り返すほど小さい値を示す。このようなエネルギー分解能の変化は、図5で示したけい光出力の変化によく対応し当然の結果である。

図10は同一条件で試作した64個のシンチレータについて、エネルギー分解能を測定した結果のヒストグラムである。エネルギー分解能は14.5%にピークがあり、ばらつきは小さい。なお最近、Evansは∮38×38mmlのBGOについてエネルギー分解能を測定し、¹³⁷Csで15.4%であったと報告している。エネルギー分解能はけい光出力の統計的なゆらぎに相当する。このため、すべてのシンチレータについてエネルギー分解能とピークチャネルとの関係をプロットし、その結果を図11に示す。同図中の直線は一壹の勾配である。一般に、エネルギー分解能とピークチャネルとの間には一壹乗則があり、同図でもその関係が成立するようである。このように、分解能も図6で示したけい光出力と光透過率との関係を考慮すると、結晶中の不純物が密接に関係していることを裏付けている。

(2) 時間分解能

時間分解能とは、2個の検出器に γ線が同時に入射したときの光電子増倍管アノード出力の時間差のゆらぎをいう。ポジトロン C T では、人体内の陽電子放出核種の位置情報を得るため、二つの検出器で同時計数がとられている。この場合、陽電子消滅により発生した 2個の γ線が同時に二つの検出器にとらえられる真の同時計数のほかに、偶然に 2個の γ線が計数される偶然同時計数がある。これは誤った線源位置情報を与えるため、再生画像の劣化をもたらす。これを防ぐには時間分解能を向上させなければならない。

時間分解能の測定には、線源に⁶⁸Ga、光電子増倍管としてPM1980(Philips)、Time Pick-off回路にLeading Edge法を用い、26×20×12(mm)のBGOについて測定した。その結

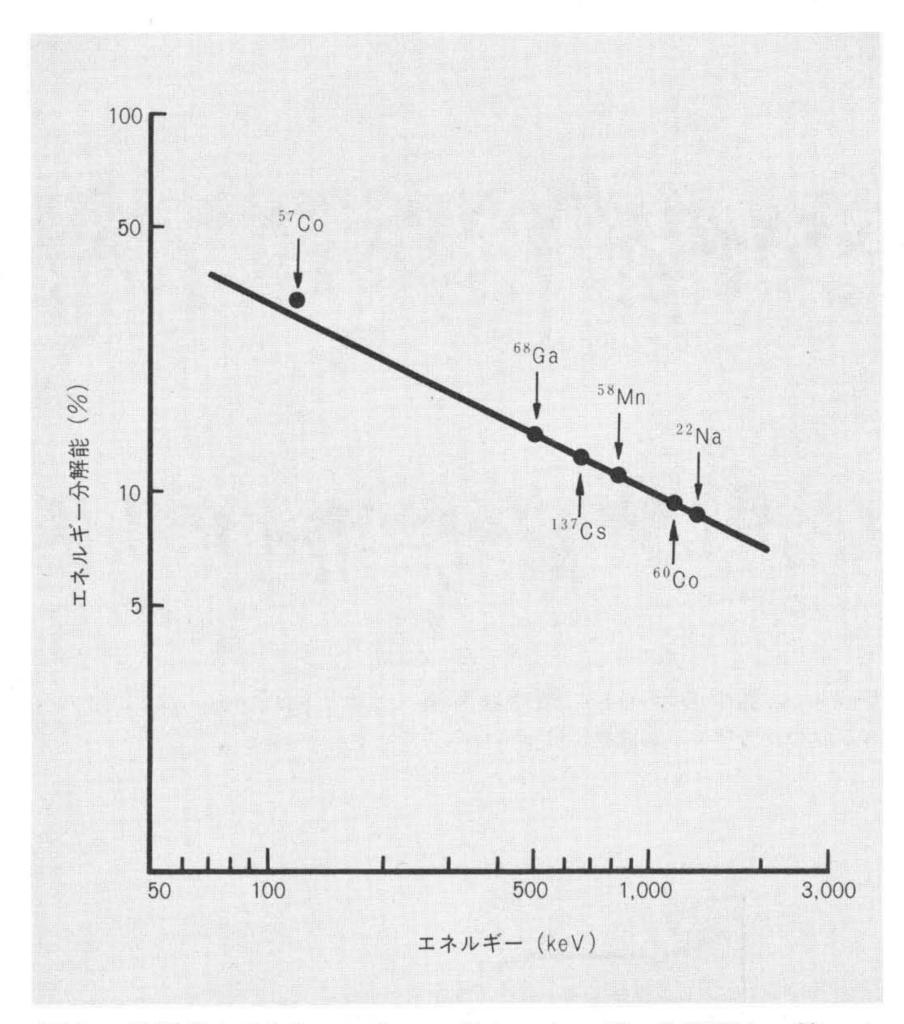


図 8 代表的なBGOシンチレータのエネルギー分解能とγ線エネルギーの関係 エネルギー分解能はγ線エネルギーの
→ 乗に比例する。

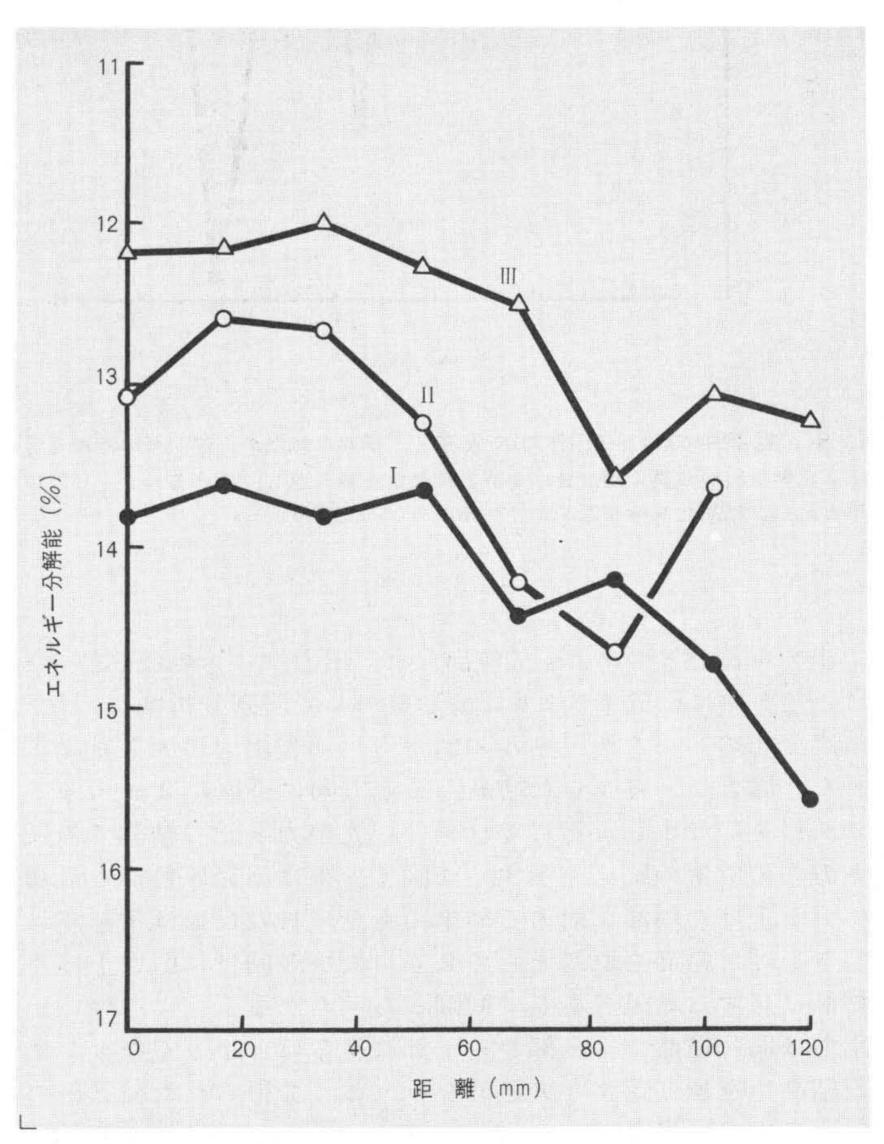


図9 結晶中のエネルギー分解能の分布 横軸は結晶の上部からの 距離を示す。出発原料から第1,2,3回と精製を繰り返した結晶をそれぞれ I,II及びIIIとした。結晶化を繰り返すとエネルギー分解能が小さくなり、特 性が向上する。この傾向は図5のけい光出力の変化によく対応している。

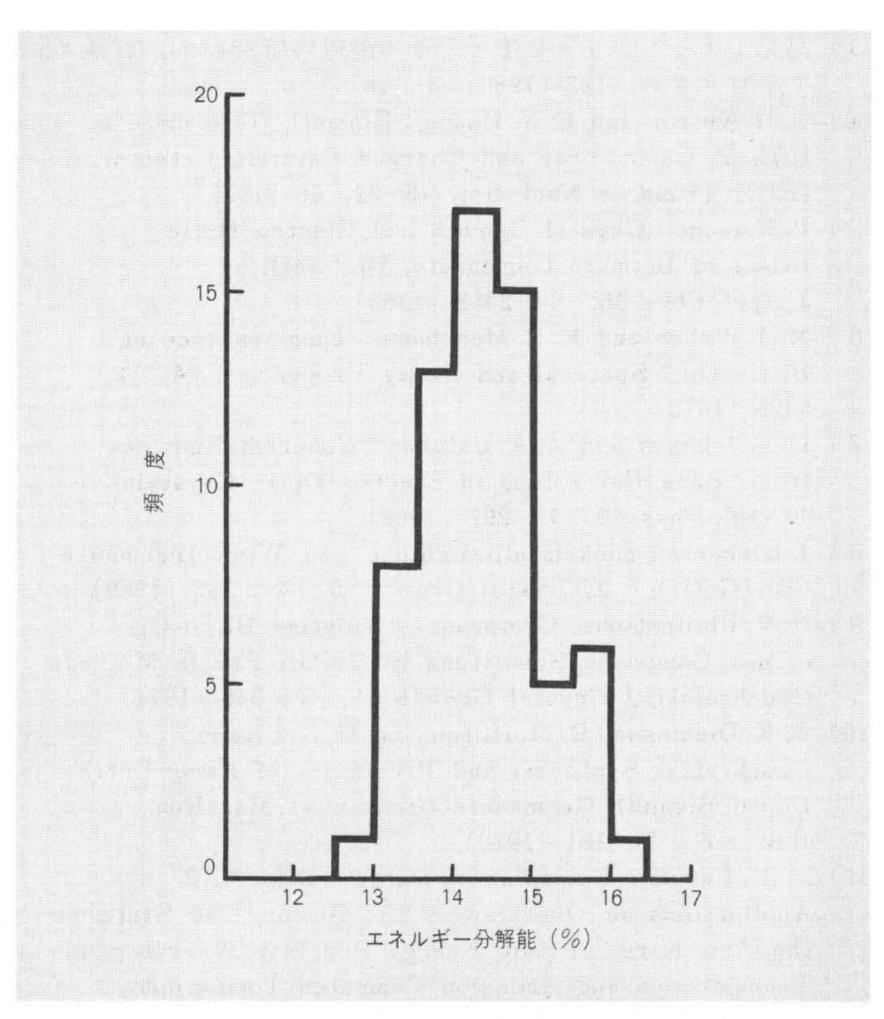


図10 64個のBGOシンチレータのエネルギー分解能のヒストグラム 同一条件で試作したシンチレータのエネルギー分解能は、平均14.5%であり、ばらつきは極めて小さい。

果,時間分解能は5.3nsであり、Choらによる実験値7.0ns¹³⁾ に比較して優れた値であった。

4.4 放射線による損傷と回復

BGOに強いX線を照射すると結晶は薄黒く着色し、そのけい光出力は低下する。そこで、代表的な3種の結晶に0.345 C/kg(1,500 R)のX線を照射し、けい光出力の減少及びその後の回復を調べた。

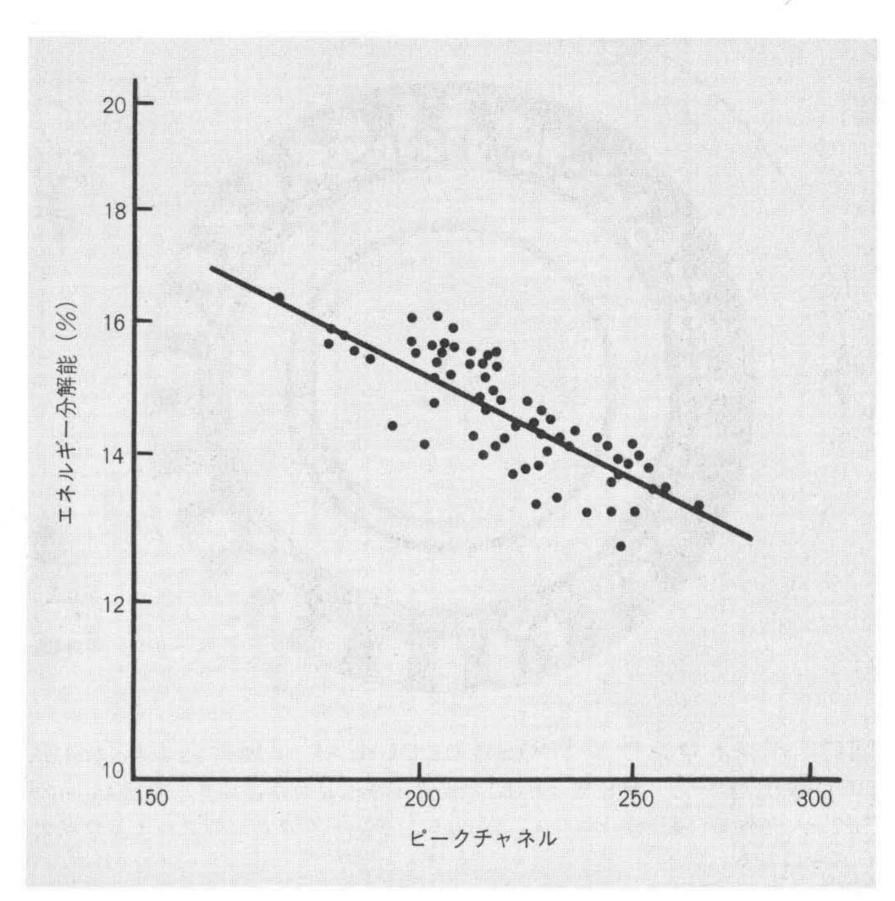
図12はその結果を示すものであるが、試料は図5で示した結晶の上部から採取した。結晶中に不純物が多く含まれた試料では、X線照射によるけい光出力の減少は30%にも及ぶが、不純物が少ない試料では影響が小さい。また、いずれの試料でも室温で5時間経過するとほぼ100%回復する。このようなX線による損傷は、結晶中の不純物原子が原因して、放射線照射によって一種のカラーセンタが生ずるためと考えられる²⁰⁾。しかし、損傷は室温で比較的短時間に回復することから、実用上問題はないと考えられる。

5 応 用

これまで述べてきたように、BGO単結晶はX線CTやポジトロンCT用シンチレータを目的に開発を進めてきた。しかし、BGOシンチレータは上記のほかに、材料の格子欠陥研究のための陽電子消滅や、高エネルギー物理研究のためのシンチレータとしても応用できる。

5.1 X線CTへの応用

本開発によるBGOシンチレータは、最初に株式会社日立メディコのX線CTに応用し、現在頭頸部用CT-HS形及びCT-HF形に採用され、光電子増倍管と組み合わされ、高分解能のCT画像を得るための検出器を構成して実用されてる 21 。



図II エネルギー分解能とピークチャネル値の関係 エネルギー分解能とピークチャネル値との間に-1乗則がある。

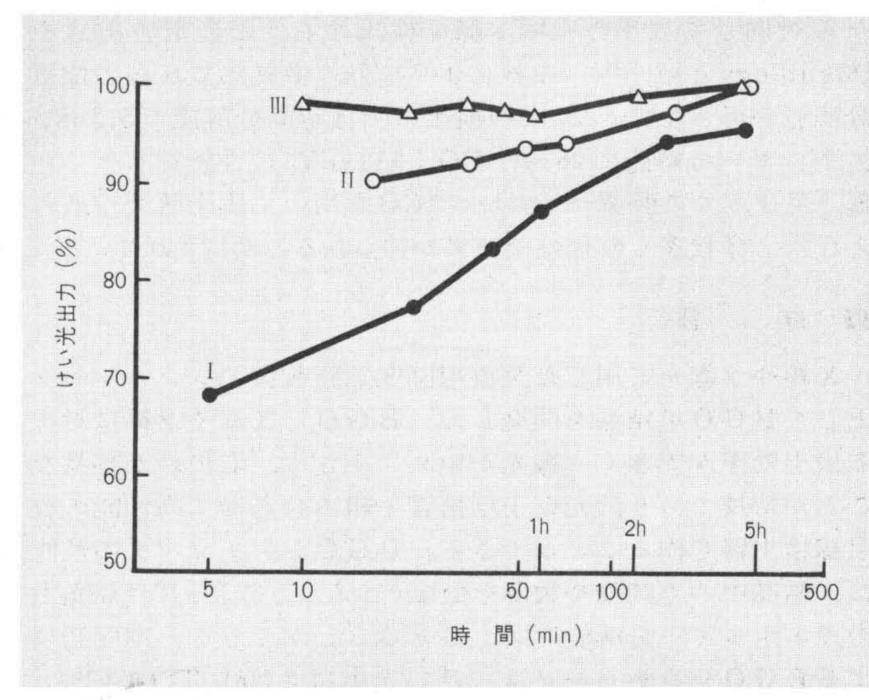


図12 X線照射によるけい光出力の低下と回復 結晶化を繰り返した3種の試料の照射前の出力をそれぞれ100として、1,500RのX線を照射した後の出力の低下、及び室温での回復を示す。結晶化を繰り返すと、損傷が小さくなる。

5.2 ポジトロンCT

ポジトロンCTとは、¹¹C、¹³N、¹⁵Oなどの陽電子放出核種を人体に投与して、これから対向して周囲に放出されるγ線を身体の周りに配置したγ線検出器群で同時計測し、計算機処理して画像に表示する装置である。X線CTはX線吸収率の差に基づく体内異常を診断するのに対して、ポジトロンCTは食事及び呼吸の際に摂取するのと同じ元素の体内での分布や経路を追跡して、機能診断のための情報を得る装置である。

図13は、科学技術庁放射線医学総合研究所、株式会社日立メディコ及び日立製作所の研究所が共同開発した頭部用ポジトロンCT(POSITOLOGICA)の検出器部である²²⁾。 γ線検出器は本開発によるBGOシンチレータ [26×20×12(mm)]が

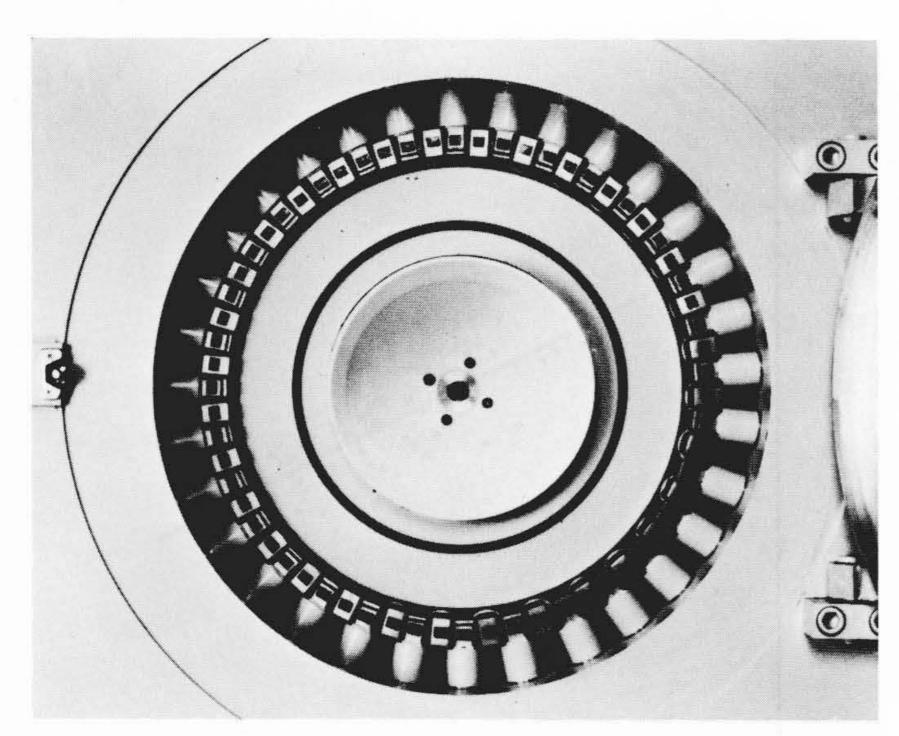


図13 ポジトロンCT "POSITOLOGICA" に組み込まれた64個 BGO検出器²²⁾ 検出器はBGOと光電子増倍管を結合して、直径44cmの円周上に不均等に配列されている。BGOシンチレータは角形のアルミニウムケース中にある。

光電子増倍管と対になって64個で構成し、直径44cmの円周上に不均等に配置している。これら検出器群は毎秒1回転しながら対向して放出される γ 線を検出する。この走査方式をPositologyという 23 。これにより視野の中央部で6 mmの位置分解能が得られている。この検出系では時間分解能で5.3 ns,エネルギー分解能で $26\%(^{11}CO:511$ keV)の性能をもっている。現在、この装置は 13 NH₃、 ^{11}CO を用いて臨床研究が進められ 24 、今後多くの有益な結果が得られると期待されている。

6 結 言

X線やγ線を応用した医療用画像診断装置のシンチレータとしてBGO単結晶を開発した。BGOはX線やγ線に対する検出効率が大きく,残光が極めて小さく,取扱いが容易なことが特長であり,光電子増倍管と組み合わせて高性能の放射線検出器を作ることができる。BGOシンチレータの性能は,結晶中の不純物や欠陥を少なくすることによってけい光出力やエネルギー分解能を向上させることができる。本開発によるBGOシンチレータは,けい光出力でNaI(Tl)の12%,エネルギー分解能は¹³⁷Csで平均14.5%であった。開発したシンチレータは株式会社日立メディコの頭頸部用X線CT及び放射線総合医学研究所と共同開発したポジトロンCTにも適用された。今後は上記医療診断装置のほかに,高エネルギー物理学の研究にも応用されるものと期待される。

終わりに、本研究によるBGO結晶をポジトロンCTに応用するに際して、シンチレータの評価について適切な御指導、御討論をいただいた科学技術庁放射線総合医学研究所の田中栄一理学博士及びグループの各位に対して深く謝意を表わすとともに、本研究を進めるに当たって、株式会社日立製作所中央研究所の大井 澈工学博士、深沢徳海氏及び岡島健一氏らからは有益な御討論と御協力をいただいた。ここに心から謝意を表わす次第である。

参考文献

- 1) 飯沼:コンピュータ断層撮影装置,応用物理,47,4(1978)
- 2) 田中:Emission CTの開発と現状, RADIOISOTOPES, 27, 5, 285 (1978)

- 3) 高見:エミッションCTと、その最近の研究動向、日経エレクトロニクス、122 (1980. 2.18)
- 4) O. H. Nestor and C. Y. Huang: Bismuth Germanate a High-Z Gamma-ray and Charged Particle Detector. IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-22, 68 (1975)
- 5) R. Nitsche: Crystal Growth and Electro-Optic Effect of Bismuth Germanate, Bi₄ (GeO₄)₃
 J. Appl. Phys. 36, 8, 2358 (1965)
- 6) M. J. Weber and R. R. Monchamp: Luminescence of Bi₄Ge₃O₁₂: Spectral and Decay Properties, 44, 12, 5495 (1973)
- 7) L. F. Johnson and A. A. Ballman: Coherent Emission from Rare Earth Ions in Electro-Optic Crystals: J. Appl. Phys. 40, 1, 297 (1969)
- 8) J. Liebertz: Einkristalliziichtung von Wismutgermanat (Bi₄(GeO₄)₃), J. Crystal Growth. 5, 2, 150 (1969)
- 9) H. V. Philipsborn: Croissance Déulytine Bi₄Si₃O₁₂ et des Composés Substitués Bi₄Ge₃O₁₂ Par la Methode Czochralski. J. Crystal Growth. 11, 3, 348 (1971)
- 10) S. K. Dickinson, R. M. Hilton and H. G. Lipson:
 Czochralski Synthesis and Properties of Rare-Earth
 Doped Bismuth Germanate(Bi₄Ge₃O₁₂). Mat. Res.
 Bull., 7, 3, 181 (1972)
- 11) M. R. Faruki: Scintillation Detectors for CT
 Applications an Overview of the History and State-ofthe-Art, Korea Atomic Energy Res. Inst. Workshop on
 Transmission and Emission Computed Tomogrophy,
 (July 1978) Seoul, Korea
- 12) Z. H. Cho and M. R. Farukhi: Bismuth Germanate as a Potential Scintillation Detector in Positron Cameras. J. Nucl. Medicine, 18, 8, 840 (1977)
- 13) Z. H. Cho: Progress in Transmission and Emission Computed Tomography Detectors, Systems, and Algorithms. C T の物理技術諸問題, 第2回シンポジウム報文集A-1 (1979)
- 14) K. Takagi et al.: Growth Striae in Single Crystals of GGG Grown by Automatic Diameter Control, J. Crystal Growth, 38(1), 206 (1977)
- 15) K. Takagi, T. Fukazawa and M. Ishii: Inversion of the Direction of the Solid-Liquid Interface on the Czochralski Growth of GGG Crystals, J. Crystal Growth, 32, 1, 89 (1976)
- 16) J. C. Brice and P. A. C. Whiffin: Changes in Flow During Czochralski Growth, J. Crystal Growth, 38, 2, 245 (1977)
- 17) J. R. Carruthers: Flow Transitions and Interface Shapes in the Czochralski Growth of Oxide Crystals, J. Crystal Growth, 36, 2, 212 (1976)
- 18) J. C. Brice et al.: The Czochralski Growth of Bi₁₂SiO₂₀ Crystals, J. Crystal Growth, 24/25, 429(1974)
- 19) A. E. Evans: Gamma-ray Response of a 38 mm Bismuth Germanate Scintillator, IEEE Trans. on Nuclear Science, NS-27, 1, 172 (1980)
- 20) C. Kittel: Introduction to Solid State Phisics, p. 491 (1956), J. Wiley
- 21) 沢田,外: (NaI(Tl)検出器とBi₄Ge₃O₁₂検出器によるCT像の比較,日本放技学誌,34,5,524(昭.54)
- 22) N. Nohara et al.: Positologica: A Positron ECT Device with a Continuously Rotating Detector Ring, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-27, 1128 (1980)
- 23) E. Tanaka et al.: "Positology" The Search for Suitable Detector Arrangments for a Positron ECT with Continuous Rotation, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26, 2728 (1979)
- 24) E. Tanaka et al.: A Positron Emission Computed Tomography: "POSITOLOGICA", RADIOISOTOPE,
 29, 6, 302 (1980)