小特集・センシング技術

U.D.C. 539. 1. 074. 3: 546. 87'289-162

放射線センサ用Bi₄Ge₃O₁₂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¹³⁷Cs(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

1 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 γ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。 X線又はY線検出用シンチレータとしては、これまでTlを 添加した NaI が広く実用されてきたが、X線CT装置では残 光性が画質を劣化させることが問題になり、これに代わる材 料としてBGO (ビスマス・ジャーマネート, Bi₄Ge₃O₁₂) が注目されるようになった⁴⁾。しかし, BGOをX線CTやポ ジトロンCTに実用するのには、けい光出力を大きくするこ とが要望されていた。けい光出力の増加は, BGO単結晶の 結晶性に関係する。本稿では、高度の結晶成長技術を応用し て, BGOシンチレータの高性能化を図った結果について述 べる。

(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。

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 (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 | 各種シンチレータの性能比較 Bi₄ Ge₃ O₁₂ 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	Bi4 Ge3 O12	NaI(TI)	CdWO₄
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*	X線(I50keV)	2.3	10.4	3.0
(mm)	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	力(%)	~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

25

ロンCT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。

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 エ学博士 ***** 株式会社日立メディコ研究開発センタ 理学博士

798 日立評論 VOL. 62 No. 11(1980-11)

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。

8 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 °Cで、 化学量論組成(Bi₄Ge₃O₁₂)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)~10)}。

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~5mm/hまでの各種の条件で行なった。 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)~17)}。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 | 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3.5kgのBGO(Bi4Ge3O12)単結晶で, 無色透明である。



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。

26

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。

2cm



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Bi₂O₃及びGeO₂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Csは融液中の濃度CLとの間にCs=kCL

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1,11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 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、26×20×12(mm)のBGOシンチレータに ついて、¹³⁷Cs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No ピークの半

27

和田にハリる和木にのる。町区から方らかなよりに、いい几	$L=9$ C, $COL=90$ 中央のチャイル値を N_p , $L=90$ +
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	値幅を ΔN とすれば、エネルギー分解能 ϵ は $\epsilon = \Delta N/N_p$ で表わ
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	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
けい光出力はNaI(Tl)の12%に相当する。なお結晶 I で, け	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
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	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
ボイドの部分に相当する。	ーの-圭乗に比例する。
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9は、 \$38×138mmlの結晶の上部から連続8個のシンチ



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

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。同図中の直線は一支の勾配である。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支乗則があり、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

28

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CT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



可致される 肉 然 同 时 可 致 か め る。 これは 於 つ た 脉 你 1 近 直 用 報	0 20 40 00 80 100 120
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	距 離 (mm)
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 ⁶⁸ Ga,光電子増倍管として	図9 結晶中のエネルキー分解能の分布 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
PM1980(Philips), Time Pick-off回路にLeading Edge法	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
を用い、 $26 \times 20 \times 12 (mm)$ のBGOについて測定した。その結	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(1,500R)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



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

 $\mathbf{29}$

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⁾。 802 日立評論 VOL. 62 No. 11(1980-11)



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

- 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,

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6mm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5.3ns, エネルギー分解能で26%(¹¹CO:511keV)の性能をもってい る。現在,この装置は¹³NH₃,¹¹CO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。 (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. CT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)

参考文献

30

 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)