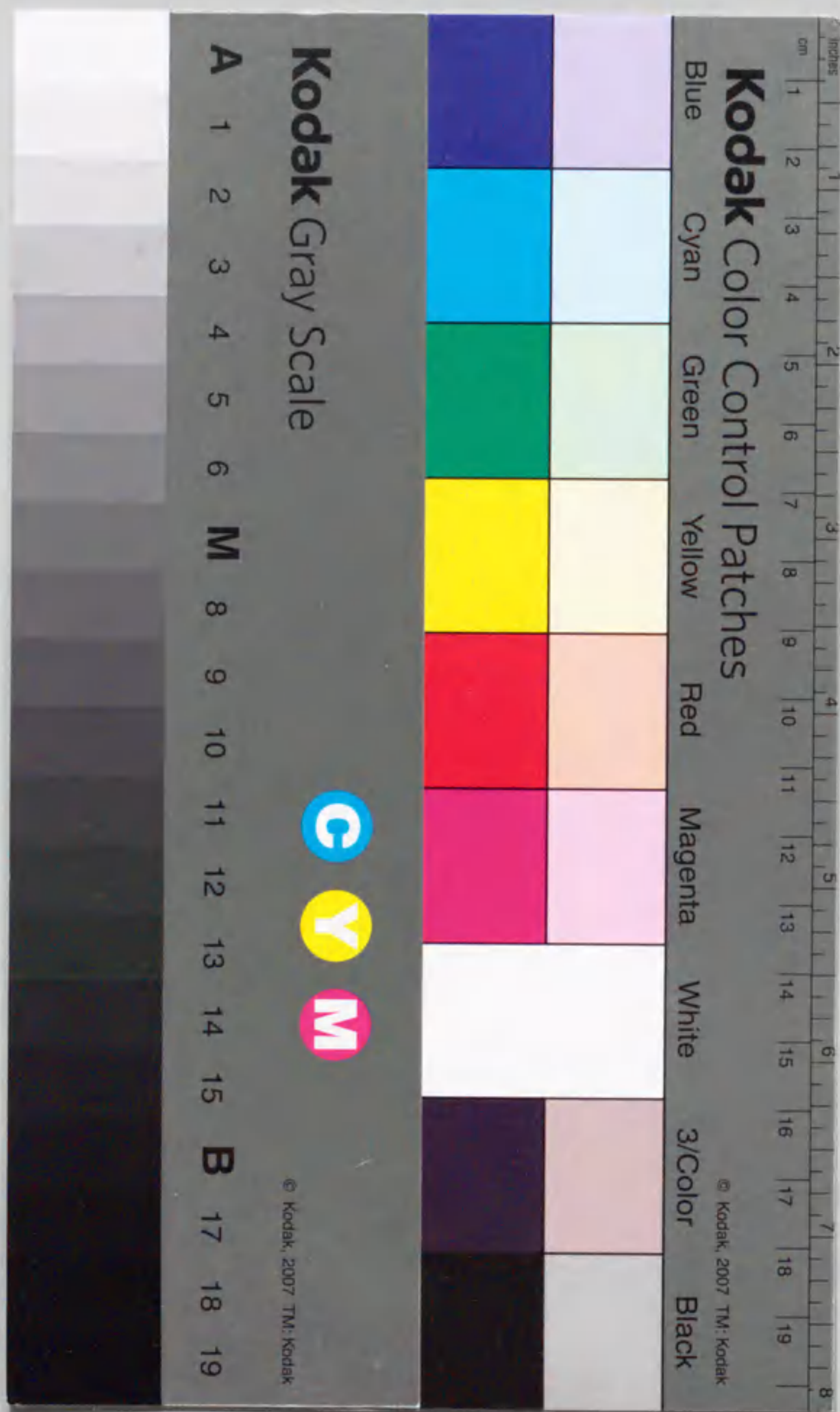


ポジトロンECT装置の性能向上に関する研究

山 本 誠 一



①
報告号 乙 第 4339 号

ポジトロンECT装置の性能向上に関する研究

山本誠一

目次

第1章 序章	1
1-1 本研究の意義	1
1-2 本研究の歴史的背景	2
1-3 本研究の目的及び構成と内容	4
第2章 シンチレーション検出器ユニットの開発	8
2-1 緒言	8
2-2 検出器ユニット	9
2-3 検出器ユニットの性能	13
2-4 小規模なブロックの PET装置の開発	18
2-5 考察	18

第3章 全身用PET装置の開発	23
3-1 緒言	23
3-2 全身用PET装置の構成	23
3-3 全身用PET装置の性能評価	28
3-4 ファントム画像	32
3-5 臨床画像	34
3-6 考察	36
第4章 PET装置の自動調整機構の開発	37
4-1 緒言	37
4-2 自動調整機構の必要性	38
4-3 自動調整機構の原理	41
4-4 自動調整機構による調整結果	44
4-5 考察	46

第5章 PET装置の定量性向上に関する考察	50
5-1 緒言	50
5-2 吸収補正データの精度の向上	51
5-3 PET装置の計数率特性に影響を与える要因の考察	57
5-4 PET装置の計数率特性と数え落としの補正	74
第6章 結論	83
謝辞	86
参考文献	87
本論文を構成する発表論文	95

第1章 序論

1-1 本研究の意義

ポジトロンECT装置（以下 PET装置と略す）は、被検体に投与されたポジトロン核種から放出される消滅ガンマ線を同時計数により計測し、画像再構成により断層画像を得る装置である。投与されるポジトロン核種として、O-15, C-11, N-13 などの生体構成元素の放射性同位体(RI)が使用される。それ故、PET 装置では、他の方法では得ることの難しい、例えば C-11-N-メチルスピペロンを用いたドーパミン受容体の画像化（Wagner et al. 1983）や、O-15 で標識した水を瞬時に静脈注射する方法（O-15水の静注法）による血流測定(Raichle et al. 1983, Kanno et al. 1987)などに代表される、医学的に興味深い情報が得られる。

PET装置の性能向上は医学的な要求に基づいてなされた面が大きい。過去においては、PET画像が生体の機能を表すことから、また統計雑音の多い画像であることよりPET装置の空間分解能は現在ほど重要な性能と考えられていない面もあった。しかし、ポジトロン標識薬剤の開発の進歩により(Dannals et al. 1985, Arnett et al. 1985)、PET装置を用いて神経伝達物質やその受容体の画像化が可能となり、生体内のポジトロン核種の分布を、より高い精度で得たいとの要求が高まった。そのため、高い空間分解能を有するPET装置の開発が望まれてきた。

一方、O-15-水の静注法は、大脳生理学の研究のために用いられることが多く、被験者に視覚や聴覚などの刺激を与えながらPET装置を用いて脳血流量を測定する方法である。得られた血流画像を比較することにより脳の機能局在等を研究する。このような測定では被験者に与えるべき刺激以外の刺激、例えば、機械的雑音などがない環境で測定できることが望ましい。そのため静止状態で測定できるPET装置の開発が望まれていた。

さらに、PET装置により定量測定を行なう場合、吸収補正や高計数率時の計数損失が問題となる。吸収補正測定においては、測定に長時間を要する点が問題であり、

測定時間を短縮したいとの要求があった。高計数率時の計数損失は定量値の過小評価を招くことから精度の高い補正方法の開発が望まれていた。

1-2 本研究の歴史的背景

本研究の意義を明確にするために、PET装置の性能向上の歴史を概観する。

初期のPET装置の代表的なものとしては、Ter-Poggosian らが1975年に開発した装置が上げられる(Ter-Poggosian et al. 1975)。この装置は、検出器として5.1cm 直径×5.1cm高さのNaI(Tl)シンチレータに円形の光電子増倍管(PMT)を、1対1に接続したものをを用い、この検出器を4個ずつ6角形に配列した構成であった。彼らはこの装置を用いて基礎的な研究を行なった。PET装置の空間分解能を向上させるためには検出器サイズを小さくする必要がある。しかし、PMTのサイズが有限であるために、PMTより小さなシンチレータを細密に配列することは困難であった。Derenzoらはこの問題点を解決するために、幅8mm、奥行き30mm、深さ50mmのNaI(Tl)シンチレータを細密に配列し、シンチレータで生じた発光をライトガイドを用いて異なる方向に導き、シンチレータ径より大きな直径38mmのPMTに接続した構造のPET装置を開発した(Derenzo et al. 1979)。彼らは、このPET装置を用いて視野中心に於て半値幅で7.5mm(以下7.5mm FWHMと記す)の空間分解能を得た。しかし、構造上、検出器リング平面に垂直の方向(以下体軸方向と記す)に検出器リングを積層できないため、同時に多断層を撮像できない欠点があった。また同時計数のサンプリングが十分でないため、視野の位置による空間分解能の変化も観察された。

シンチレータを小型化する以外に、同時計数のサンプリングを細かくすることにより空間分解能を向上する試みも行なわれた。Bohmらはウォブリング運動とよばれる、検出器リング全体を検出器の幅程度の径でゆする運動を考案した(Bohm et al. 1978)。この運動により、ウォブリング運動を行なわない場合に10.5mm FWHMであった空間分解能が7mm FWHMに向上した。また、田中らは、同時計数のサ

ンプリングを細かくすることに加えて、サンプリングの幅を均等にするために、検出器を不均一な間隔に配列し、連続的に回転するサンプリング方式を開発した(Tanaka et al. 1979)。不均一配列の間隔は逐次近似法により計算した。しかし、このような機械的なサンプリング運動は、かなりの重量のものを高速で動かす必要があることからPET装置の構造を複雑にし、また機械的な雑音は臨床測定の妨げになる場合があった。

高い空間分解能を得るためには、小さなシンチレータを用いる必要がある。しかし、シンチレータとPMTを1対1に結合した検出器では、PMTの本数もシンチレータと同じだけ必要になり、装置のコストを高くする。この問題点を解決する手法として、シンチレータの個数より少ない本数のPMTを用いて、PMTの出力の比からシンチレータの位置を決定する方法がPET装置に応用された。

Ter-Poggosianらは、体軸方向に細長いNaI(Tl)シンチレータの両端に2本のPMTを配置した構造の検出器を用いたPET装置を開発した(Ter-Poggosian et al. 1977)。この検出器は、ガンマ線のNaI(Tl)シンチレータ上の入射位置により2本のPMTの出力比が異なる性質を利用しガンマ線の入射位置を決定する。この方式の採用により、1本のNaI(Tl)シンチレータと2本のPMTを用いた検出器をリング状に配列することにより、体軸方向に検出器リングを4層積層した場合と同じ数のスライスを得た。

その後、NaI(Tl)に代わるシンチレータとしてゲルマニウム酸ビスマス(BGO)が開発された(Cho et al. 1977)。BGOは発光量がNaI(Tl)に比べて約1/10と少ないが、原子番号と密度がNaI(Tl)より大きいため、消滅ガンマ線に対する吸収係数が大きい。また、BGOはちょう解性を有しないのでNaI(Tl)のようにアルミのケースなどに封入する必要がない。そのためBGOは検出器リングに細密に配列することができる。これらの性質により、BGOをPET装置に用いた場合、NaI(Tl)を用いたPET装置に比べ高い感度を得られる利点が生じる。Derenzoらは同一のPET装置に於て、シンチレータをNaI(Tl)からBGOに変更することにより感度を2.3倍に向上させた(Derenzo et al. 1981)。

村山らは4個のBGOを2本のPMTに接続した構造の検出器を開発した (Murayama et al. 1982)。この検出器は幅15mm,奥行き24mm,深さ24mmのBGOに反射剤を塗布した後、4個結合し2本の25mm直径のPMTと光学結合した構造となっている。彼らはこの検出器を用いた全身用PET装置を開発した。この検出器を用いることによりPET装置に使用するPMTの数を従来の方法に比べ1/2にした。

1970年代においては、PET画像のような核医学画像は、測定したデータの統計変動が大きいため、空間分解能の向上に従い感度も同様に向上する必要があるとの考えが支配的であった (Budinger et al. 1977, Budinger et al. 1979)。均一な分布の画像、例えば円柱状のファントムの統計変動の分散は、画像の一辺の画素数の3乗に比例して増加する。空間分解能の向上に従い、画素数が増加したときに画像の統計変動を同一に抑えるためにはそれに伴うだけの計数が必要になる。そのためには感度の増加が必要であるとの考えである。しかし、Phelpsらは空間分解能の向上は画像の信号成分のみを増幅するため、画像再構成のフィルターの遮断周波数を落とすことにより画像の統計変動を減少させることを理論及びシミュレーションで明らかにした (Phelps et al. 1982)。その後、高分解能化がPET装置開発の大きな目標となった。

1-3 本研究の目的及び構成と内容

本研究の目的として、まず高い空間分解能のPET装置を開発することが上げられる。これは、神経伝達物質やその受容体の分布、あるいは脳の機能分化などを、より細かい単位で知りたいとの臨床的要求に答えるためである。また高い空間分解能は、すでに述べたように画像の統計変動を抑えることにもつながり画質を向上させるので重要である。

次に、静止状態で測定できるPET装置を開発することが上げられる。従来のウォブリング等の機械的運動を用いる方法では、機械的運動音のために聴覚の刺激に対する脳血流量の変化の測定に不利であった。また、心臓のように動く臓器の測定を

機械的運動を伴って行なうと短時間測定では画像の歪が生ずる問題点があった。高速に生体内を移動するRIの測定でも同様な問題点があった。

また、調整の容易なPET装置を開発することを目的とする。これはPET装置の調整箇所数は高分解能化に従い増大する上、高い精度で調整することが必要となることが予想されるからである。

さらに、PET装置の吸収補正や数え落とし補正に関しても考察することも目的とする。PET装置による定量測定の際に重要であり、精度の向上が要求されていたからである。

本論文は6章より構成される。

この章である、第1章では本研究の意義、歴史的背景、研究の目的及び構成と内容について述べる。

第2章では (本論文を構成する著者の発表論文番号 ; 2 Yamamoto et al. 1986, 3 Yamamoto et al. 1986) 静止型PET装置を構成するシンチレーション検出器ユニットの開発について述べる。この検出器ユニットは8個のBGO、2個一組のライトガイド、2回路内蔵型PMTより構成される。対角分割コーディング方式により2回路内蔵型PMTの2つの出力を演算して8個のBGOの位置を弁別することができる。この検出器ユニットの性能を評価したところ、空間分解能が点広がり関数で平均3.9mm FWHM、エネルギー分解能 24%FWHM、時間分解能 6nsFWHM が得られ、PET装置として十分な性能を有することがわかった。

この検出器ユニットをPET装置として用いた場合に、画質に問題が起こらないかを評価するために小規模なブロックのPET装置を開発した。装置は1ブロック8個の検出器ユニットを2ブロック、被検体を乗せる回転テーブル、位置計算電子回路、データ収集メモリ及びパーソナルコンピュータより構成した。回転テーブルはパーソナルコンピュータにより制御され、被検体を回転させることにより必要なすべての角度のデータを収集できる。この装置を用いてDerenzoファントムを測定した結果、画質に問題のないことが確認できた。

第3章 (5 Yamamoto et al., 6 Iida et al.)では、前章で試作した検出器ユニ

ットの研究に基づいて開発した、臨床測定が可能な、全身用PET装置について述べる。開発したPET装置は1リングあたり96個の検出器ユニットをリング状に配列し、体軸方向に4層重ねることにより同時に7スライスを撮像可能とした。この装置はウォブリング等の空間分解能を向上させるための機械的運動を全く必要としない。

次に、開発したPET装置の性能を評価した。空間分解能は視野中心で4.5mm FWHMが得られた。スライス厚さは9.5mm FWHM, 感度は、1ccあたり1kBqの濃度のポジトロン放出核種を20 cm ファントムに封入した場合の計数率で、リング内のスライスであるダイレクトスライスが380cps, 隣接するリング間のスライスであるクロススライスが650cpsであった。計数率特性は10kcps程度以上で直線から離れてくるが、数え落とし補正により補正後は高い直線性が得られた。この装置を用いてファントムを測定したところ良好な画像が得られた。また、臨床測定でも良好な画像が得られた。

第4章(5 Yamamoto et al. 1989; 9 山本ほか 1992年)では前章で開発したPET装置に用いられる検出器ユニットの自動調整機構について述べる。検出器ユニットを用いたPET装置では、PMTの利得の厳密な調整が必要である。また時間信号の遅延量の調整も厳密さを要する。しかしマニュアルでは調整精度に限界があり、また調整にかなり長時間を要する問題点があった。そこでPMTの利得、利得比、時間信号の遅延量の自動調整機構を開発した。自動調整機構はPMTの利得及び時間信号の遅延量をコンピュータの制御下におくことにより達成した。

まず、利得はエネルギーウィンドウを狭めた後、検出器の利得を最小値から最大値まで変化させ最も高い計数値の得られる設定値を求める。この操作をすべての検出器ユニットに対して自動的に行なう。利得比は検出器ユニットの両端のBGOに対する計数を計測し、その比が1となるようにPMTの利得比を自動的に調整する。遅延量は検出器ユニットの時間信号の遅延量を最大値から最小値まで変化させ最も高い計数の得られる設定値を自動的に検出する。これらの自動調整機構により調整の精度を大幅に向上でき、さらに調整に要する時間を大幅に短縮できた。

第5章(4 Yamamoto et al. 1986; 7 Yamamoto et al. 1989; 8 Yamamoto et al. 1989)ではPET装置の定量性の向上に関して考察する。まずPET装置の吸収補正用線源の径に関して考察した。吸収補正はPET装置にとって重要な補正であるが、統計精度の良いデータを得ることが困難であった。この問題点を解決するために吸収補正用線源の回転径と得られる統計精度の関係を求めた。その結果、線源の回転径は可能な限り小さいことが望ましいことがわかった。

また、PET装置の計数率特性と数え落とし補正について考察した。まず、PET装置の計数率特性を決定する要因を明らかにするため、計数率特性に影響を与える要因と影響の程度を、計算により評価した。PET装置の計数率特性は、装置の構成上、複雑な特性を示し、結果として被検体の径により変化する。そのため単純な数え落とし補正では完全な補正をすることができない。この問題点を解決するために、偶発同時計数を指標にした数え落とし補正を開発した。開発した数え落とし補正を用いることにより、被検体の径によらず精度よく補正されることが明らかになった。

第6章では、本論文を総括し、得られた成果を簡潔に述べる。

第2章 シンチレーション検出器ユニットの開発

2-1 緒言

PET装置の空間分解能を向上させるためにはシンチレータの幅を小さくする必要がある。しかしシンチレータの幅を小さくすると、以下のような問題が生じる。小さなシンチレータにPMTを1対1に結合した検出器は、PMTの幅が有限であるため、細密に配列することが困難である(Derenzo et al. 1979)。また、シンチレータにPMTの光電面一部のみが光学結合された場合、ガンマ線による発光は一部しかPMTに到達せず、検出器の基本性能であるエネルギー分解能や時間分解能の劣化を引き起こす。さらに、シンチレータとPMTが1対1に結合された構造の検出器の場合、シンチレータの数と同数のPMTが必要になり、PET装置のコストの増大につながる。

これらの問題点を解決するために以下に示す方法が考案された。

1) 小さなシンチレータを束ねて1本の大きなPMTに接続しエネルギー及びタイミング信号の検出に用い、それぞれのシンチレータには半導体光検出器を接続してシンチレータの位置の弁別に用いる方法(Derenzo et al. 1983, 1984)。

2) 発光減衰時間の異なる複数のシンチレータを1本のPMTに接続しパルス波形分析により発光したシンチレータを決定する方法(Eriksson et al. 1983, Murayama et al. 1984)。

3) 複数のPMTにPMTの本数より多い数のシンチレータを接続し、PMTの出力比からガンマ線の入射したシンチレータを決定する方法(Ter-Pogossian et al. 1977, Burnham et al. 1981, Murayama et al. 1982, Muehlechner et al. 1983, Burnham et al. 1984, Roney et al. 1984)である。

ここで 1) の方法は、現状では、半導体光検出器の性能が十分でなく、また処理回路も複雑になるため現実のPET装置は作られていない。2) の方法の例としては、BGOとGSO(gadolinium orthosilicate)を1本のPMTに接続した構造の検出器

を用いたものが上げられる。しかし、この方法では減衰時間の異なる適当な組み合わせのシンチレータが少ないため、使用するPMTの本数を1/2に減らすことができるにすぎない。3) の方法を用いたPET装置の例としては、シンチレーションカメラを六角状に配列したPET装置(Muehlechner et al. 1983)、リング状のシンチレーションカメラによるPET装置(Burnham et al. 1985) などがある。

本研究において試作した検出器ユニットは3) の方法に基づくが、対角分割コーディング方式という独自の方式を用いたことにより、使用するPMTの本数を少なくできた。また、十分に細かい間隔で同時計数のデータが得られるため、ウォブリングに代表されるデータ間隔を細かくするための運動を必要としないPET装置の開発が可能となった。

2-2 検出器ユニット

検出器ユニットの概念図をFig. 2-1に示す。検出器ユニットは、8個のBGO、2個1組のライトガイド及び2回路内蔵型PMTより構成される。それぞれのBGOの表面には、ライトガイドとの結合面を除き、反射剤を塗布し、光のクロストークを生じないようにしている。ガンマ線によるBGO内の発光は、BGOのライトガイドとの光学結合面に導かれる。ここで、ライトガイドは、BGO内のガンマ線による発光を対角に分割する。ライトガイドは、ガンマ線による発光の内、area-Aの部分の発光をPMT-Aに、area-Bの部分の発光をPMT-Bに導く。PMT-A、及びPMT-Bの出力波高をA、及びBとした場合、 $A/(A+B)$ はガンマ線による発光の起こったBGOの位置に比例するので位置信号に用いることができる。 $(A+B)$ は、ガンマ線による発光総量に比例するのでエネルギー信号に用いることができる。この方式を対角分割コーディング方式と名付けた。

試作した検出器ユニットの外観写真をFig. 2-2に示す。1個のBGOの大きさは幅3mm、奥行き18mm、高さ24mmである。3*18mmの1面のみ鏡面仕上げで、それ以外の面は硫酸バリウム(BaSO_4)を塗布した。ライトガイドはアクリル製で、表

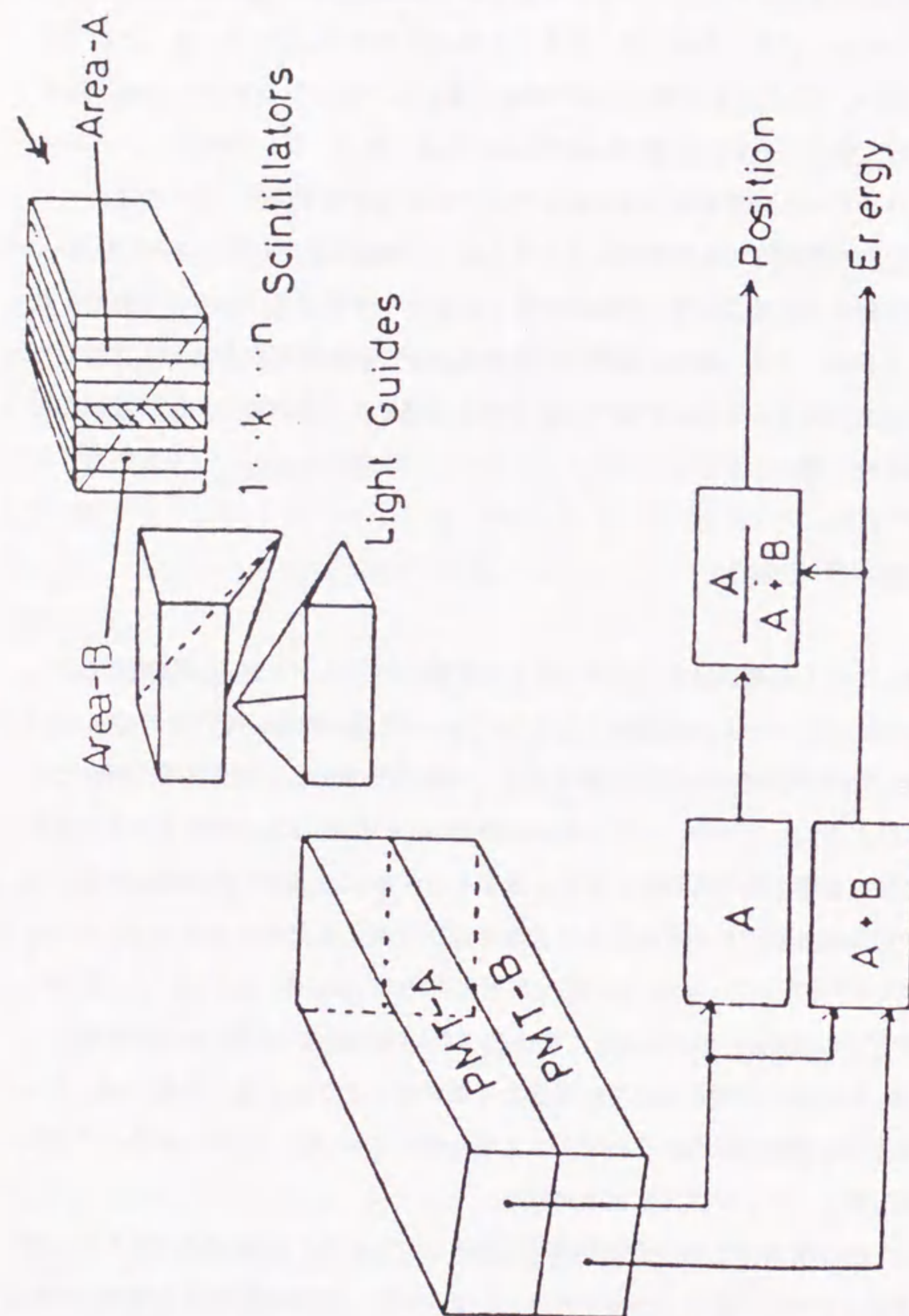


Fig.2-1 . Schematic diagram of the detector unit.

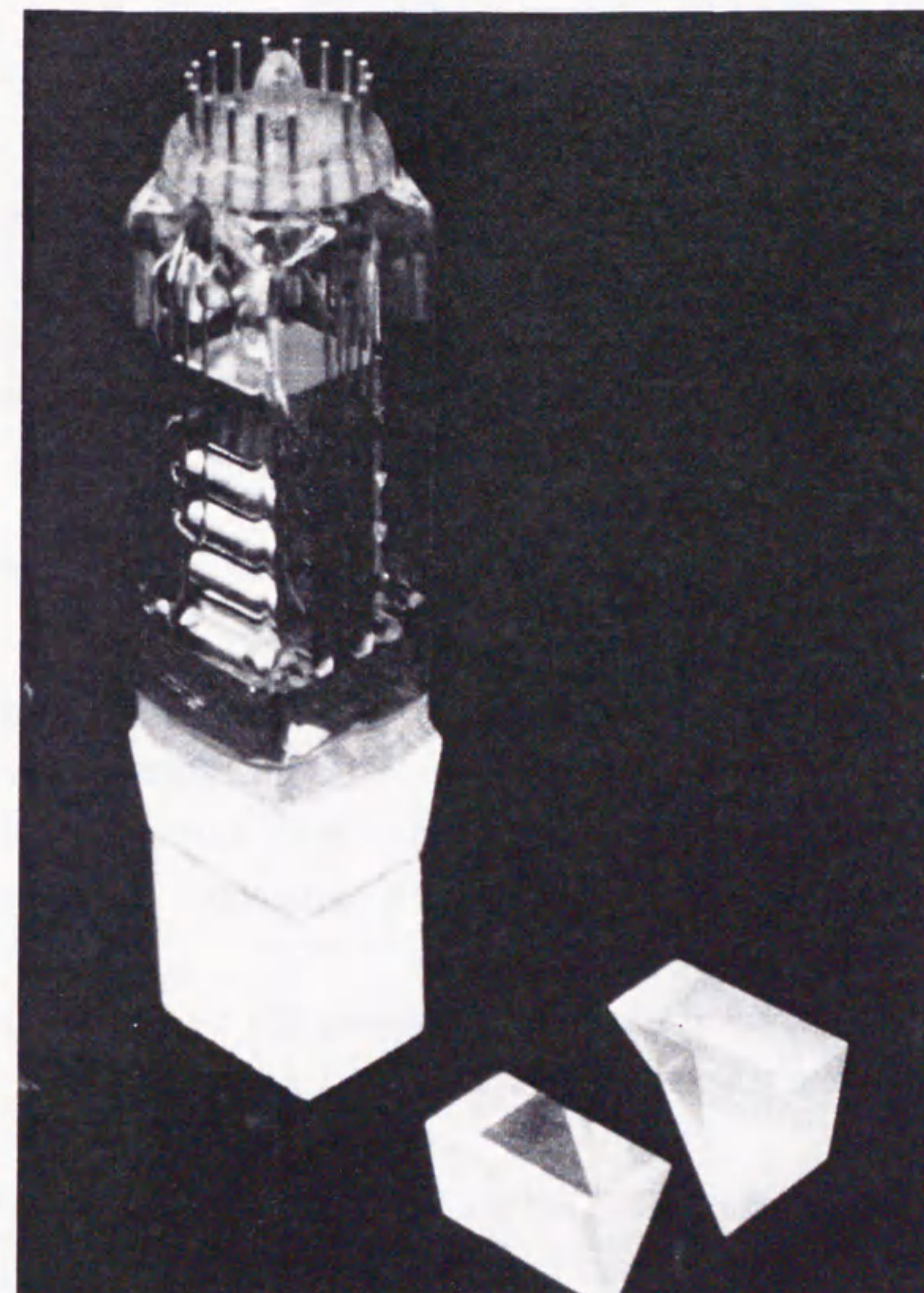


Fig.2-2 . Photograph of the detector unit. The detector unit consists of eight thin bismuth germanate oxide crystals and a pair of light guide and a rectangular dual photomultiplier.

面は硫酸バリウムを塗布した。PMTは浜松ホトニクス社製で、24mm角型2回路内蔵のR1548を用いた。

位置決め回路の概念図をFig. 2-3に示す。2回路内蔵のPMTの出力はアンプにより加算され、エネルギー信号として用いられるとともにフラッシュA/Dコンバータに入力される。PMTの1方の信号もフラッシュA/Dコンバータに導かれ、 $A/(A+B)$ の演算及びデジタル化を高速に行なうようにした (Hallgren et al. 1980)。この方式により $A/(A+B)$ の演算及びデジタル化に要する時間を100ns以下にできた。タイミング信号の検出はリーディングエッジ方式を用いた。回路の不感時間は発光パルスのパイルアップにより決定されている。

2-3 検出器ユニットの性能

試作した検出器ユニットの性能の評価を行なった。まず、試作した検出器ユニットのエネルギー分解能を評価した。エネルギー分解能はPET装置のエネルギーウィンドウ幅に関係するので重要である。エネルギー分解能が高ければ、エネルギーウィンドウ幅を狭めることにより散乱線を除去できる割合が増し、またパイルアップ事象の除去が容易になる。

測定は、Fig.2-4に示すように、消滅ガンマ線を検出器ユニットに均一に照射し、エネルギー信号(E)をマルチチャンネルアナライザ(MCA)に入力することにより行なった。

Fig. 2-5に試作した検出器ユニットの消滅ガンマ線に対するエネルギー信号の波高分布を示す。エネルギー分解能は24% FWHM が得られた。また、得られた波高分布から光電ピークのスペクトラム全体に占める割合を算出した。その結果、光電ピークの割合は約60%であることがわかった。

次に、試作した検出器ユニットの時間分解能を評価した。時間分解能は、同時計数の時間幅であるタイムウィンドウ幅を決定する性能として重要である。時間分解能が高ければ、タイムウィンドウ幅を狭めることにより偶発同時計数の割合を減少

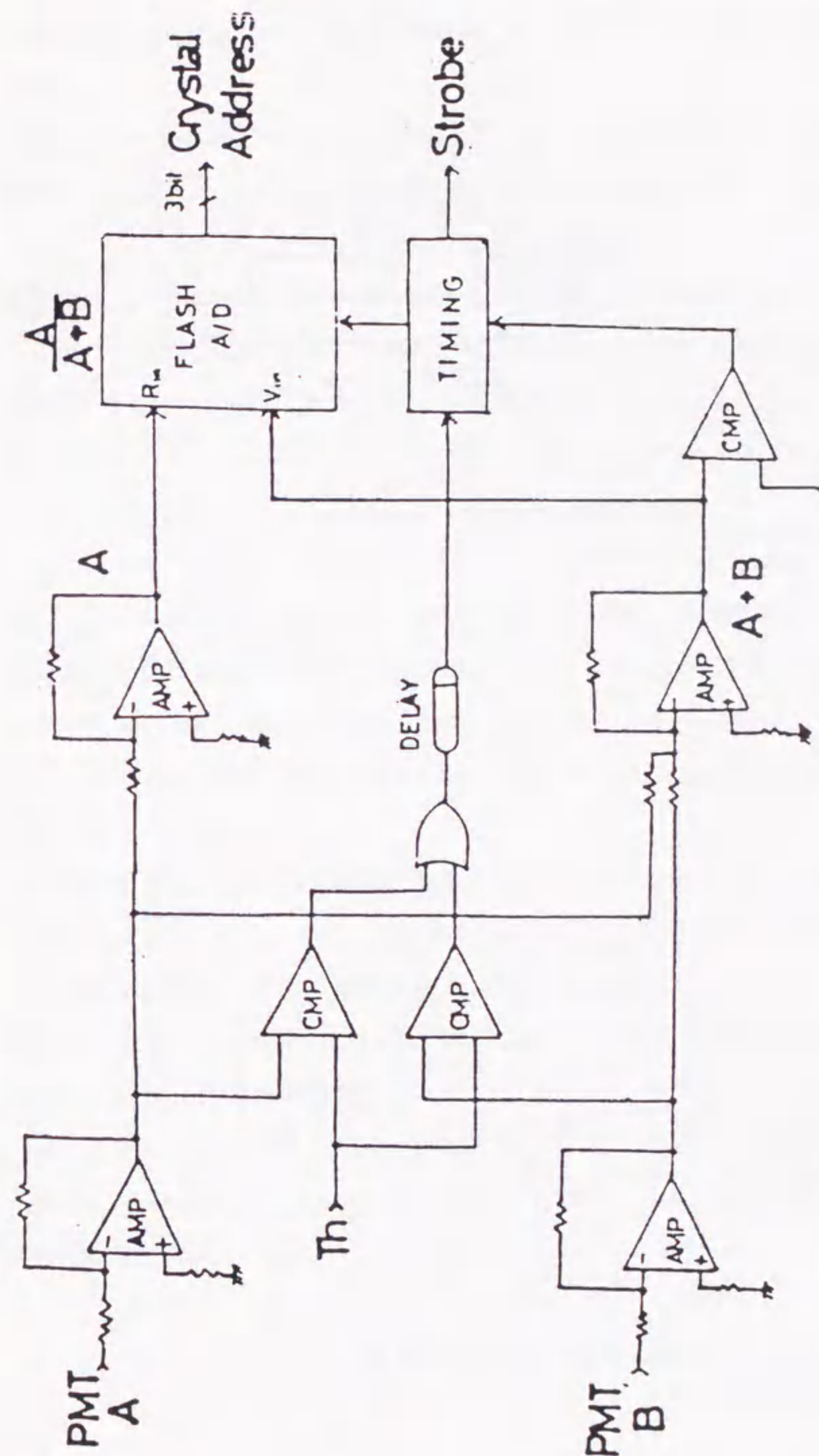


Fig.2-3. Block diagram of the position circuit. A flash A/D converter is used to reduce the dead time.

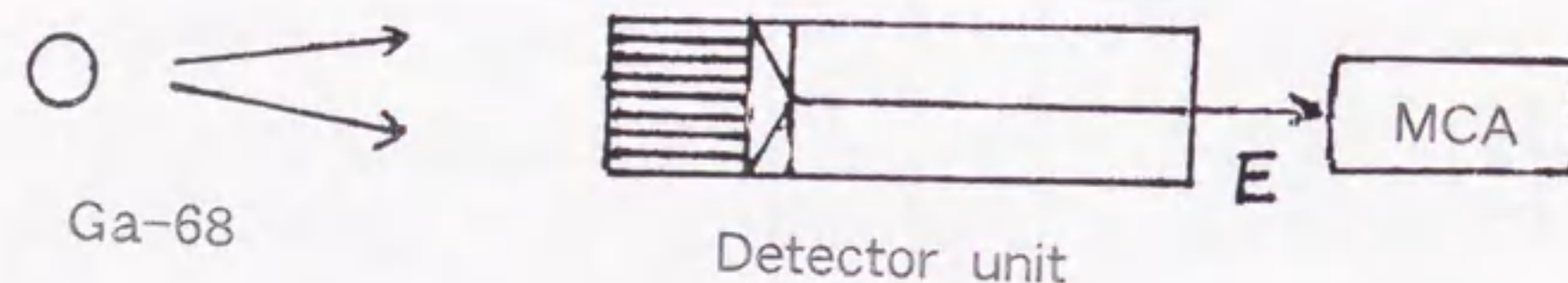


Fig. 2-4 . Block diagram for the measurement of energy resolution.

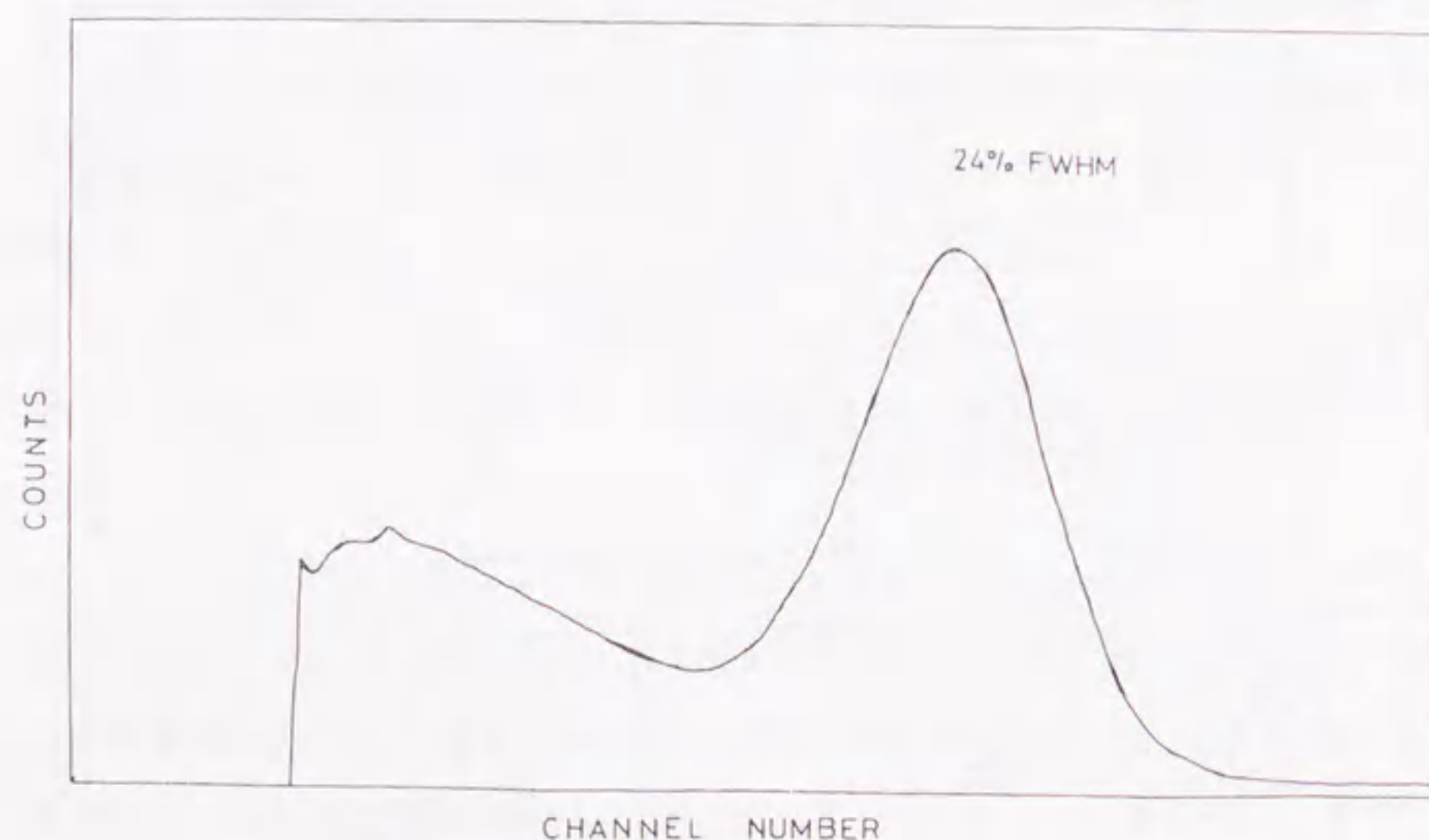


Fig. 2-5 . Energy distribution of the detector unit .

させることが可能となる。偶発同時計数の割合が減少すれば画像の統計精度が向上する。

測定は、Fig.2-6に示すように、検出器ユニットを対向させ、その間にGa-68を配置して行なった。タイミング信号(T1,T2)は、各検出器ユニットの出力から、リーディングエッジディスクリミネータを用いて検出した。タイミング信号は時間波高変換器(TAC)のスタートおよびストップの端子に入力し、一方の検出器ユニットにガンマ線が入力してから、他方の検出器ユニットにガンマ線が入力するまでの時間を、パルス波高値に変換した。TACの出力は、MCAに入力することにより時間スペクトラムとして解析した。エネルギーウインドウの下限値は200keVに設定した。

Fig. 2-7に、試作した2組の検出器ユニットを用いて測定を行なった消滅ガンマ線に対する時間波高分布を示す。時間分解能は、6.0ns FWHM(Full Width at Half Maximum)及び12nsFWTM(Full Width at Tenth Maximum)であった。Fig. 2-7において2つのピークがあるのは、チャンネルあたりの時間を知るために、検出器ユニットからの一方の信号を遅延線を用いて32ns遅らせた場合と遅らせない場合を測定したためである。

空間分解能は、点広がり関数を測定することにより評価した。空間分解能の測定方法をFig. 2-8に示す。Na-22のポイント線源を、80cm離れた2個の検出器ユニットの間に配置し、対向した検出器ユニットに垂直な方向に0.5mmステップで移動した。線源の各移動点に対して、対向するBGO間の同時計数率を測定することにより点広がり関数を求めた。

得られた点広がり関数をFig.2-9に示す。点広がり関数はBGOの中央で最も悪く4.3mmFWHM、両端で最もよくて3.2mmFWHMであった。平均の空間分解能は3.9mmFWHMであった。

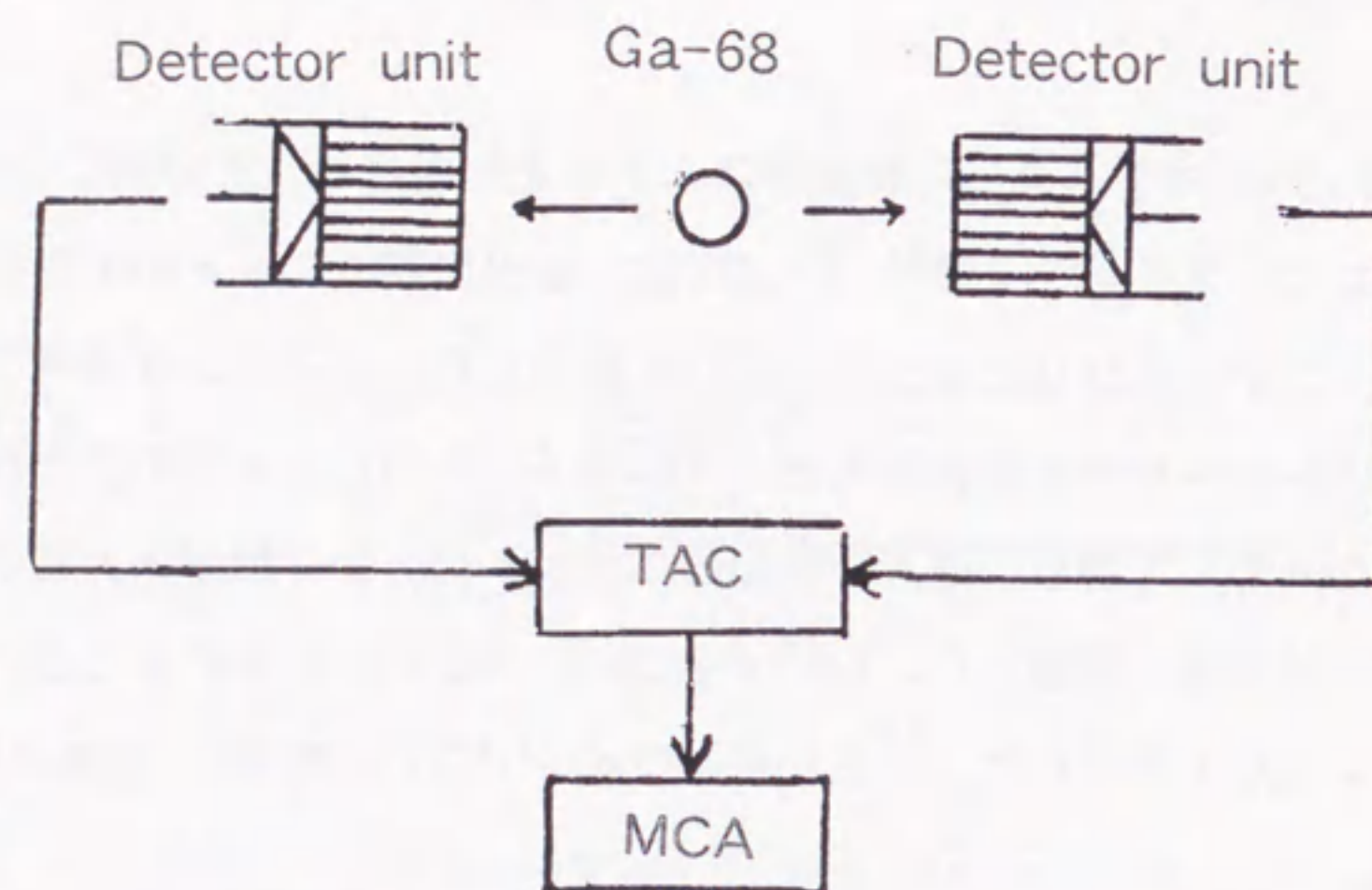


Fig. 2-6. Block diagram for the measurement of coincidence time resolution.

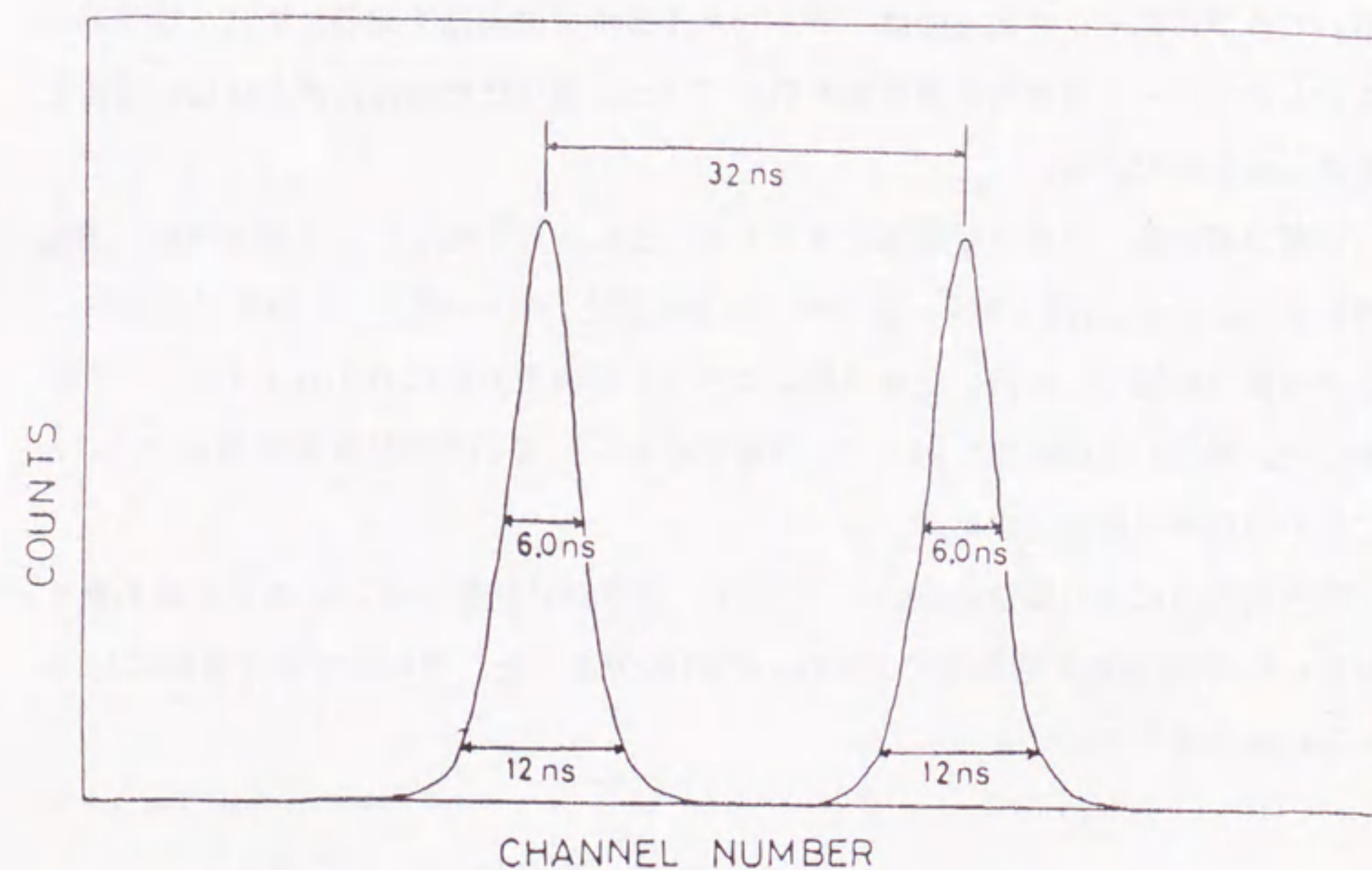


Fig. 2-7. Coincidence time distribution of the detector unit.

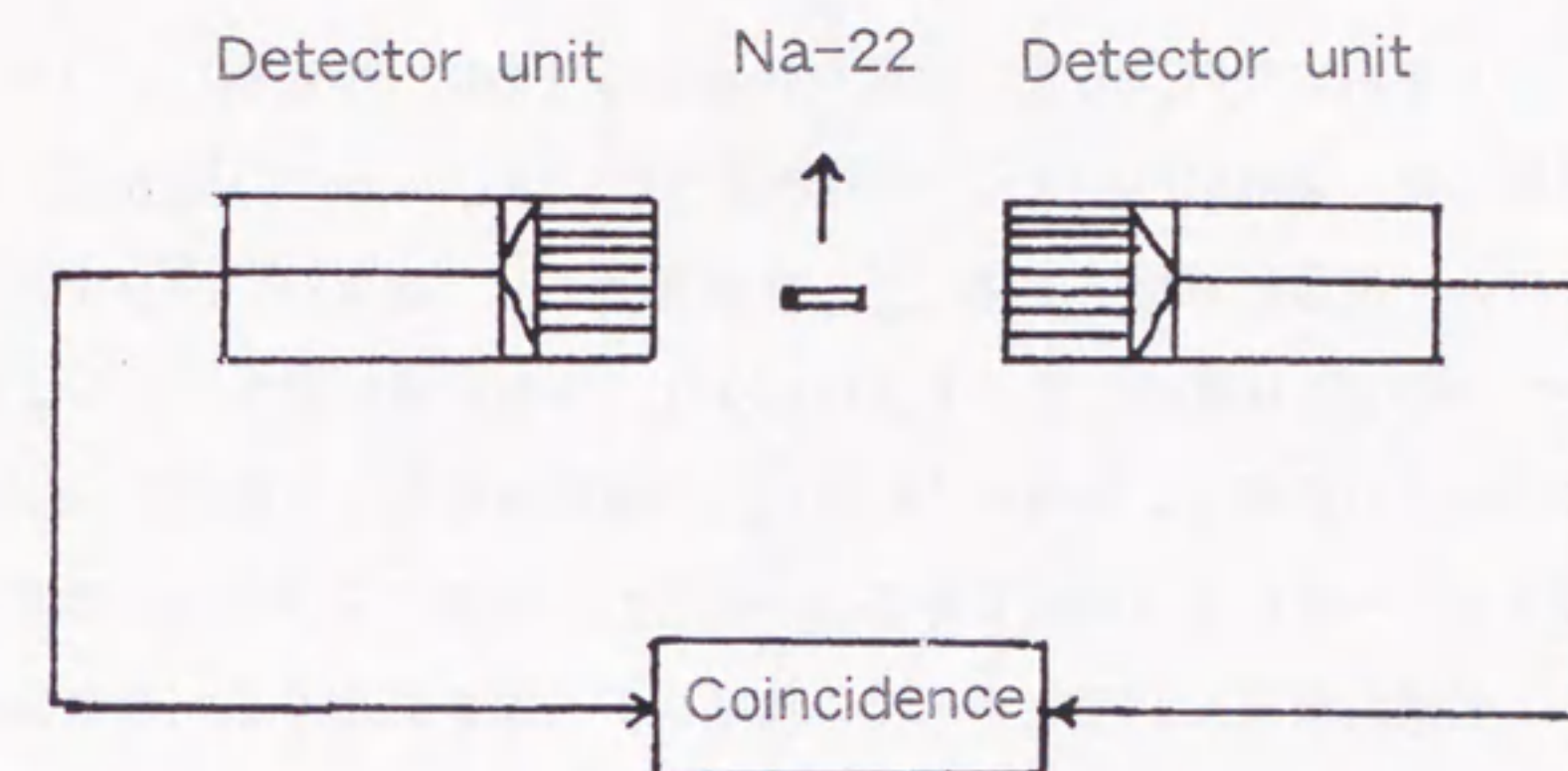


Fig. 2-8. Block diagram for the measurement of position resolution.

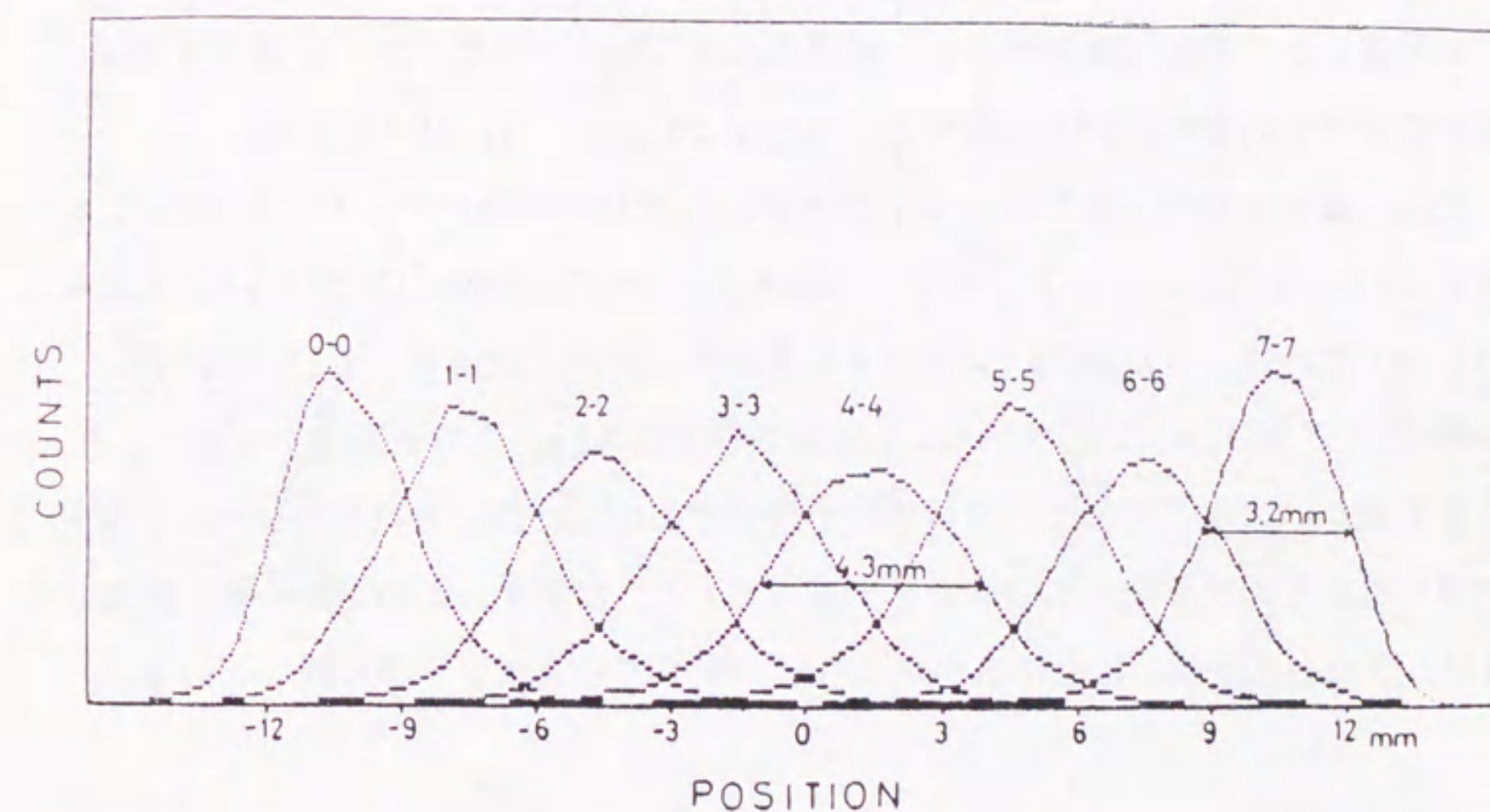


Fig. 2-9. Point spread functions of the detector unit.

2-4 小規模なブロックのPET装置の開発

検出器ユニットを用いたPET装置の画質を評価するために、小規模なブロックのPET装置を開発した。装置はFig. 2-10に示すように、2ブロックの検出器ユニット、回転テーブル、位置計算電子回路、データ収集メモリ、およびパーソナルコンピュータ（PC-9801）より構成した。1ブロックは、8個の検出器ユニットより構成し、直径825mmの円周上に対向して配置した。被検体を乗せる回転テーブルはパーソナルコンピュータにより制御できるようにした。回転テーブルは3.75度ステップで回転し、画像再構成に必要なすべての角度のデータを収集する。最終的なサイノグラムは直線方向に256、角度方向に768のデータとなり、96個の検出器ユニットを用いて、静止で測定したPET装置で得られるデータと等価となる。得られたデータはミニコンピュータに転送し画像再構成を行なった。

この装置を用いて、まず空間分解能を測定した。空間分解能は、1mm直径のGe-Ga線源を2mm直径のアルミニウムに封入したものをを用いて測定することにより評価した。測定は視野中心と、視野中心から8cmで行なった。空間分解能は、視野中心で4.8mm FWHM、視野中心から8cmで5.2mm FWHMであった。

次に、画質を評価するために、Ga-68を封入したDerenzoファントム(Derenzo et al. 1981)を測定した。このファントムは直径20cmの円柱状の亚克力に、Fig. 2-11(a)に示すような細かいスポットを等間隔に設けた構造をしている(詳細は3-4参照)。このスポットにポジトロン放出核種を封入したものを装置で撮像し、どこまで細かいスポットまで分解可能かを評価するために用いられる。試作した装置で得られたこのファントムの画像をFig. 2-11(b)に示す。この画像の総計数値は4Mカウントと少ないにもかかわらず、すべてのスポットが分解している。

2-5 考察

試作した検出器ユニットの空間分解能を制限する要因について考察する。要因と

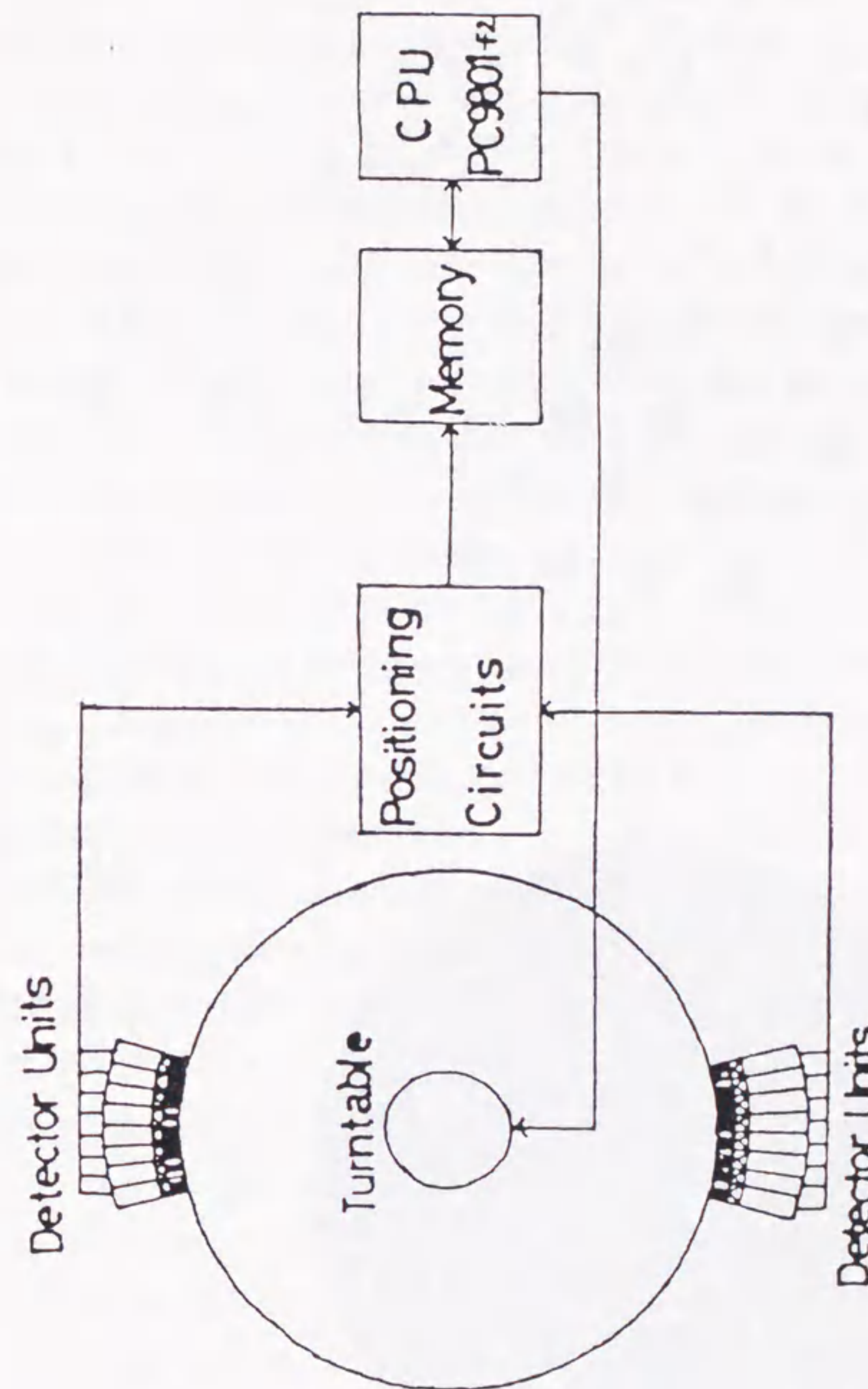


Fig. 2-10. Block diagram for the prototype instrument for image evaluation.

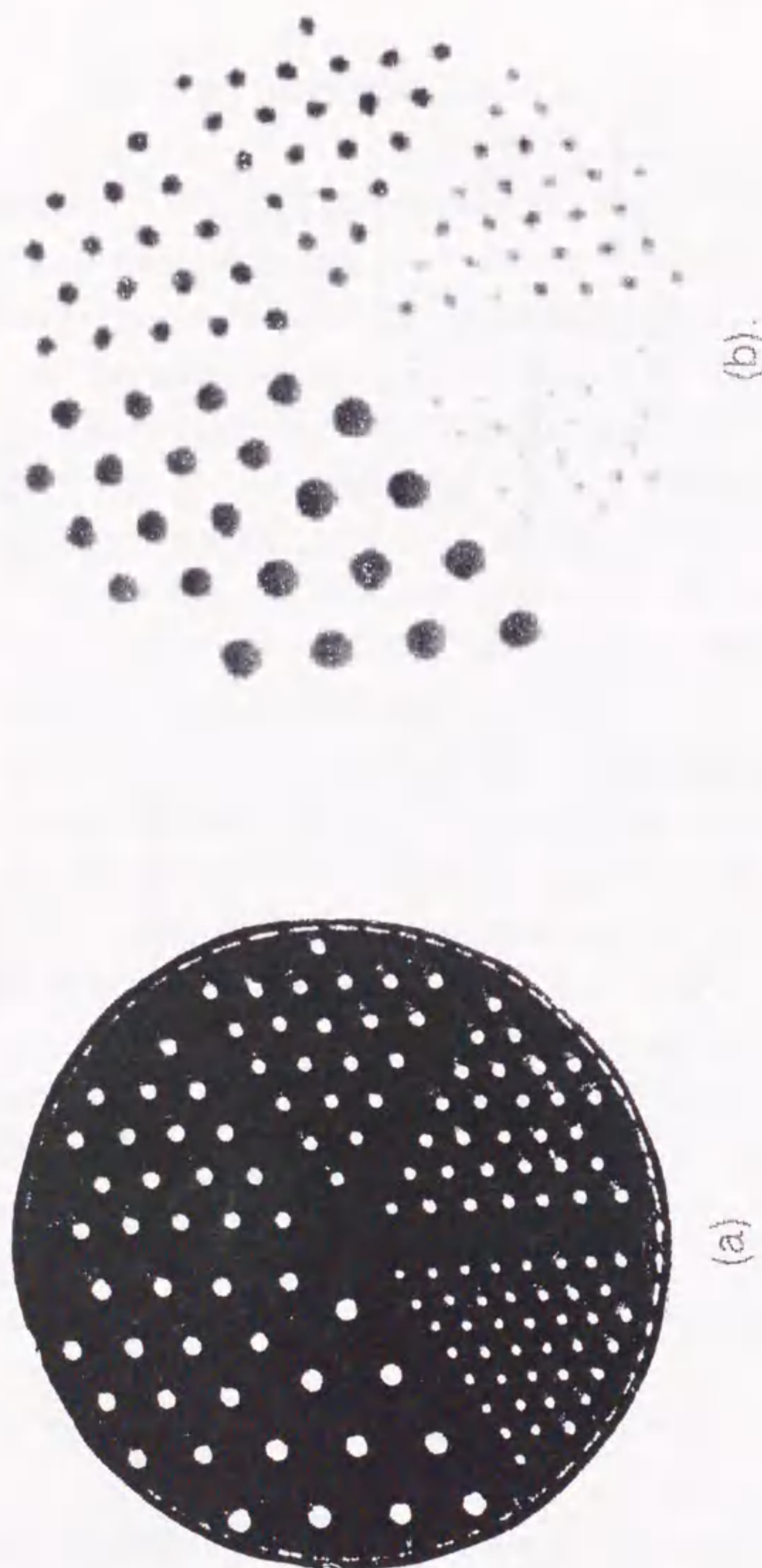


Fig. 2-11. Cross sectional view of the Derenzo phantom (a) and image of the phantom obtained using the prototype instrument (b).

しては、ポジトロンの飛程、ポジトロン消滅時の180度からの変動、BGOの幾何学的空間分解能、BGO間のガンマ線の散乱の影響、斜め方向から入射するガンマ線によるBGOの突き抜け、及び $A/(A+B)$ を計算する場合の統計的揺らぎの影響などが考えられる。

まず、空間分解能に及ぼすポジトロンの飛程は低エネルギーのポジトロン核種、例えばF-18あるいはC-11に対しては、水中で1mm FWHM程度と報告されている(Derenzo et al. 1979)。ポジトロン消滅時の180度からの変動が空間分解能に及ぼす影響は、PET装置の検出器リング径に比例して大きくなるが、80cmのリング径の場合で1.6mm FWHM程度と報告されている(Nohara et al. 1985)。幾何学的空間分解能はBGOの幅の1/2となり、本検出器ユニットの場合は1.5mm FWHMである。BGO間のガンマ線の散乱の成分は1~2mmと報告されている(Brownell et al. 1984)。斜め方向から入射するガンマ線によるBGOの突き抜けによる空間分解能の劣化は、視野中心から離れた部分で半径方向に対して生じるが、視野中心では小さい(Kesselbelg et al. 1985)。 $A/(A+B)$ を計算する場合の統計的揺らぎは、511 keVのガンマ線に対するBGOの発光光子数が数百個と少ないために生じる。この統計的揺らぎによる空間分解能の成分は2~3mm FWHMと考えられる。検出器ユニットの空間分解能は、これらの空間分解能の成分の2乗和の平方根で表される。

以上の考察から、空間分解能を決定している最も大きな要因は $A/(A+B)$ を計算する場合の統計的揺らぎと考えられる。したがって、より発光量の大きいシンチレータ、例えばGSO(Gd_2SiO_5)の採用は、空間分解能を向上させる可能性がある。またBGO結晶の透明度の向上や反射剤の改善によりPMTに到達する発光を増加させることによって空間分解能を改善できることが期待される。

Fig. 2-9 において点広がり関数が中心部で最も悪く、両端で最もよい理由としては、BGO内で散乱した光子が両端では検出器ユニットから突き抜けて、隣接のBGOでは検出されないことが考えられる。 $A/(A+B)$ を計算する場合の統計的揺らぎが検出器ユニットの中心部と両端部で異なることも考えられる。

開発した検出器ユニットは、従来の1個のシンチレータに1本のPMTを接続した

検出器に比べ以下に示すような長所を有する。まず、時間分解能、エネルギー分解能に優れること、また光電ピークの割合が高いこと、さらにコストを低くできることが上げられる。この検出器ユニットを用いたPET装置を試作した場合、ウォブリング等のサンプリング動作を必要としない可能性がある。

時間分解能、エネルギー分解能が優れている理由は、BGO とPMT の光学結合が従来の方法に比べて優れているためと考えられる。ライトガイドをBGO とPMT の間に用いたために、幾らかの光の減少は生じていると考えられるが、従来の1個のシンチレータに1本のPMT を接続した検出器の部分的な結合による光の減少に比べれば改善されている。

光電ピークの割合が高い理由は、試作した検出器ユニットの場合、BGO 内でコンプトン散乱したガンマ線が同じ検出器ユニット内で検出される割合が高いためと考えられる。従来の1個のシンチレータに1本のPMT を接続した検出器では、このようなガンマ線は隣接の検出器で検出され、PET装置においては電氣的に排除される場合が多かった(Tomitani et al. 1982)。

PET 装置のコストは検出器部分の占める割合が最も大きい。検出器は主にBGO とPMT により構成される。BGOのコストが重さで決定されるのに対しPMTのコストは本数に比例する。本検出器ユニットは使用するPMT の本数を、従来の1個のシンチレータに1本のPMT を接続した検出器に比べ、1/4に減少でき、コストを低く抑えることができる。

この検出器ユニットを用いたPET装置を試作した場合、ウォブリング等のサンプリング動作を必要としない理由は、点広がり関数で表される空間分解能がサンプリング幅(1.5mm)の2倍より大きいためである。静止状態で測定できるPET装置では機械的運動音がないため、静寂な環境で測定でき、心臓のような動く臓器の測定も容易になることが期待される。

第3章 全身用PET装置の開発

3-1 緒言

前章における研究により、試作した検出器ユニットはPET装置の検出器として十分なエネルギー分解能、時間分解能及び空間分解能を有することが明らかになった。また、検出器ユニットを用いた小規模なブロックのPET装置の開発により、再構成画像も問題がないことがわかった。これらの結果から、検出器ユニットを用いることにより、従来より高い性能と、臨床的有用性を有するPET装置を開発できる可能性があることが明らかになった。

そこで、試作した検出器ユニットを用いた全身用PET装置の開発を行なった。開発の目的としては、まず、試作した検出器ユニットを実際のPET装置に用いて問題を生じないことの確認が上げられる。検出器ユニットを用いたPET装置の性能を評価することも上げられる。さらに検出器ユニットを用いたPET装置の臨床的有用性を評価することも目的として上げられる。しかし、臨床的有用性に関しては、医学的見地より病院等において行なわれるべきと考えられるので、本研究では、ファントムによる実験を主として行なった。

3-2 全身用PET装置の構成

Fig. 3-1 に試作した全身用PET装置の外観図を示す。装置は、リング状に配列された検出器ユニットを格納したガントリ、被検者を乗せて測定位置を決定するベッド、同時計数回路やコンピュータシステムを内蔵するデータ収集ラック、及び診断等を行なうコンソールより構成した。

(1) ガントリ

Table 3-1 に開発したPET装置の設計パラメータを示す。試作したものと同一

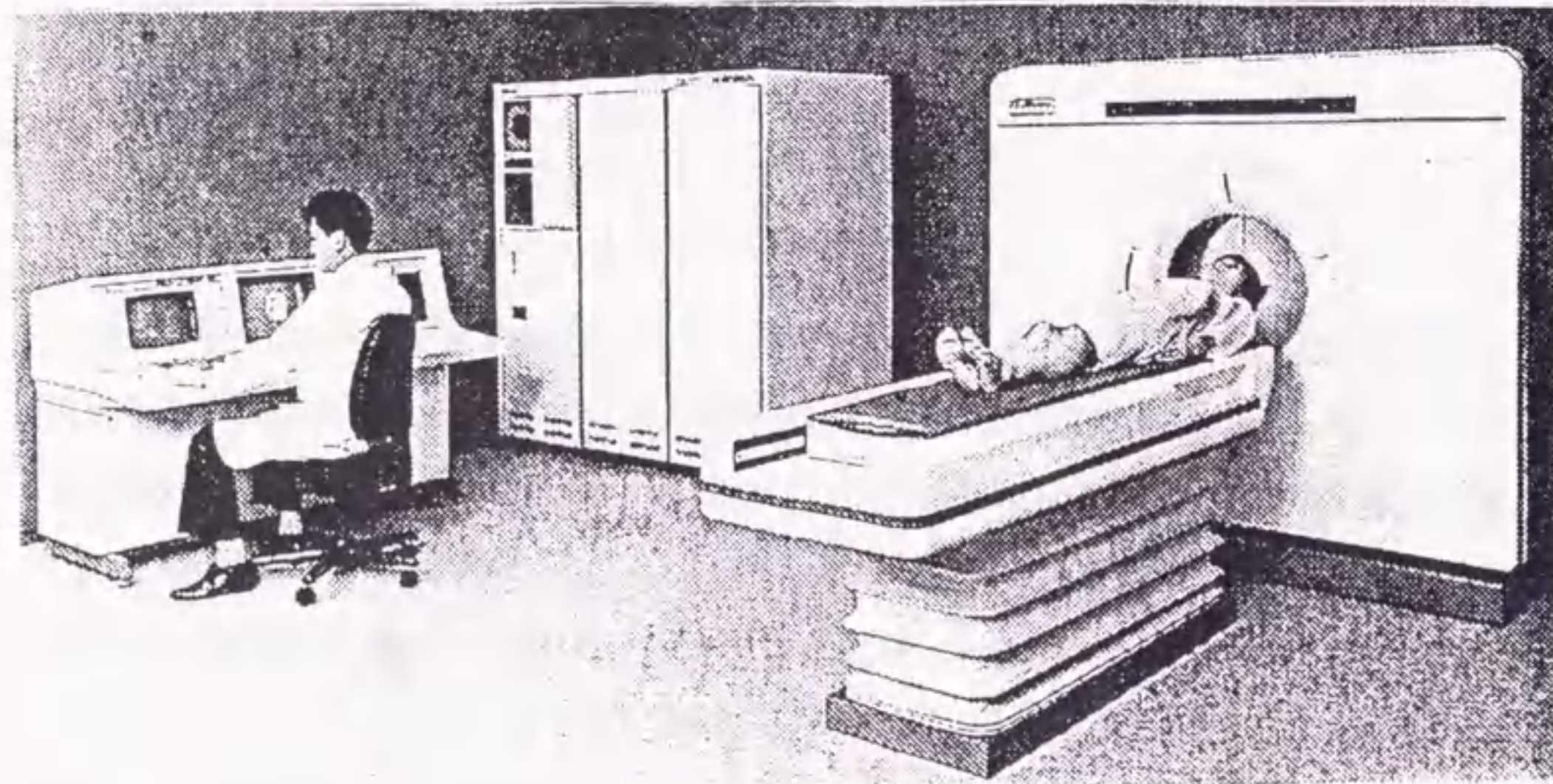


Fig. 3-1 . Photograph of the whole body positron emission tomograph.

Table 3-1 . Design parameter of the positron emission tomograph.

Detector	
Crystal material	Bismuth germanate oxide
Dimension	3x18x24 mm ³
Number of PMT	96 per ring
Number of crystal	768 per ring
	8 per detector unit
Gantry	
Rings	4 rings
Planes	7 planes
Detector diameter	825 mm
Tunnel aperture	520 mm
Mechanical motion	
	Non (stationary)

形状の検出器ユニットを1リングあたり96個、リング状に配置した。1個の検出器ユニットは8個のBGOにより構成されるため、BGOの個数は1リングあたり768個となる。検出器リングは体軸方向に4層、重ねた。このことによりダイレクトスライスを4層、クロススライスを3層、合計7断層を同時に撮像可能とした。検出器リングの直径は825mmとし、患者トンネル径は腹部も撮像できるように直径520mmとした。同時計数の測定点を増加するための機械的運動は採用せず、静止でデータ収集を行なうようにした。ガントリの側面から見た断面図をFig. 3-2に示す。検出器リングの内側には、検出器リングの間に円盤状の鉛シールドを設け、視野外からのガンマ線の入射を抑えた。鉛シールドの内側には、吸収補正に用いるGe-Ga吸の線状線源を取付け可能とした。この線状線源は吸収補正用のデータ測定時と検出器の感度補正データ測定時に用い、それ以外の時はガントリ後面の鉛容器に収納する。

(2) データ収集回路

開発したPET装置のデータ収集回路の概念図をFig.3-3に示す。検出器ユニットからの信号は、検出器電子回路(Detector electronics)に送られ、ガンマ線の入射したBGOを演算により決定する。その後、16個の検出器位置決め回路の出力を1グループにまとめグループエンコーダ(Group encoder, グルーピング)に入力する。グルーピングでは16個の入力を2進化する。グルーピングの出力は、グループ間の同時計数を計測するために、同時計数回路(Coincidence)に導かれる。同時計数回路では約12nsのタイムウインドウで同時計数を行なう。同時計数回路は、真の同時計数のみならず、遅延同時計数を計測する機構を設けることにより、偶発同時計数の計測も可能とした。同時計数回路の出力は、データ収集用のメモリに送られ、加算される。

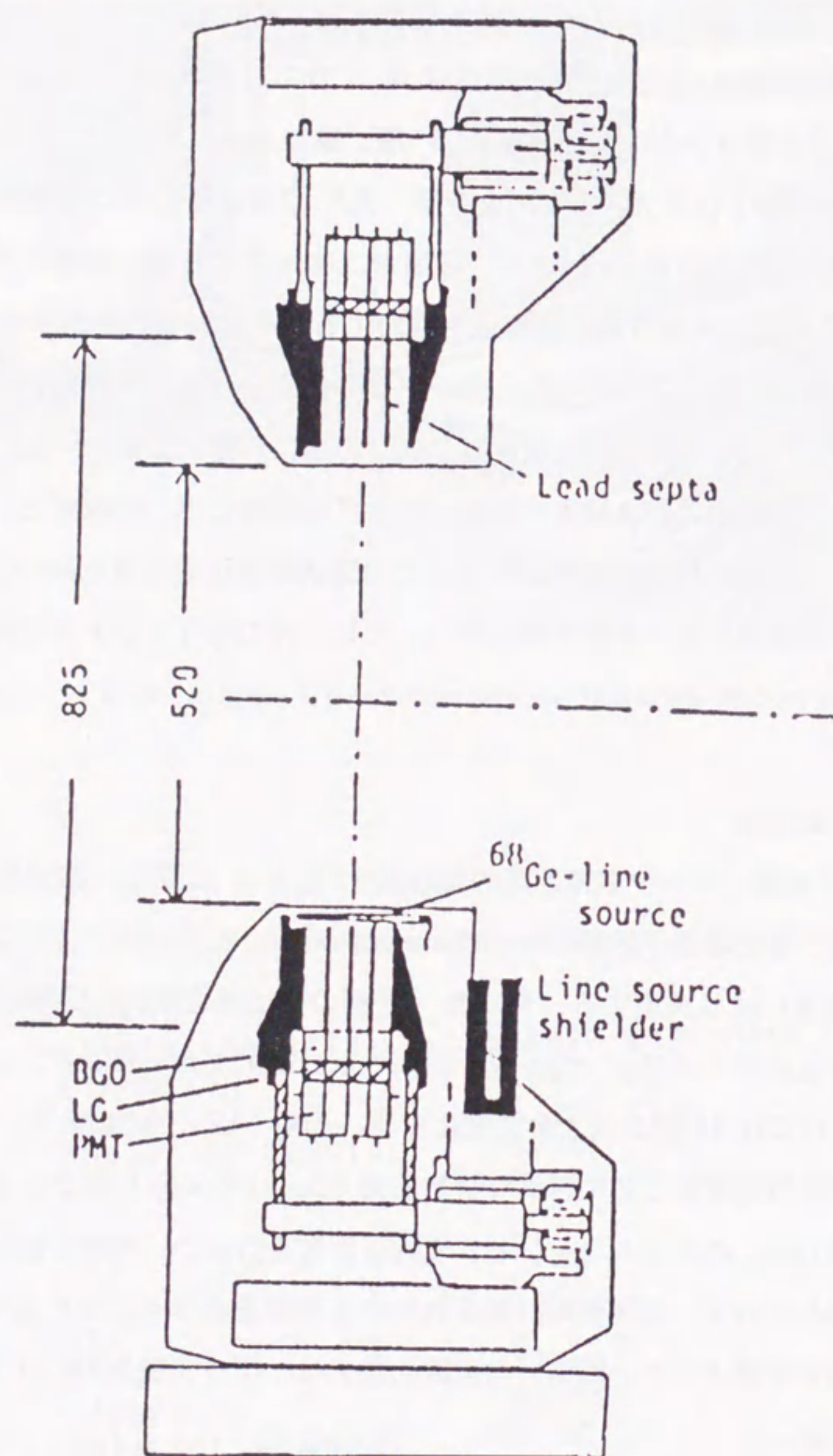


Fig. 3-2 . Cross sectional view of the PET.

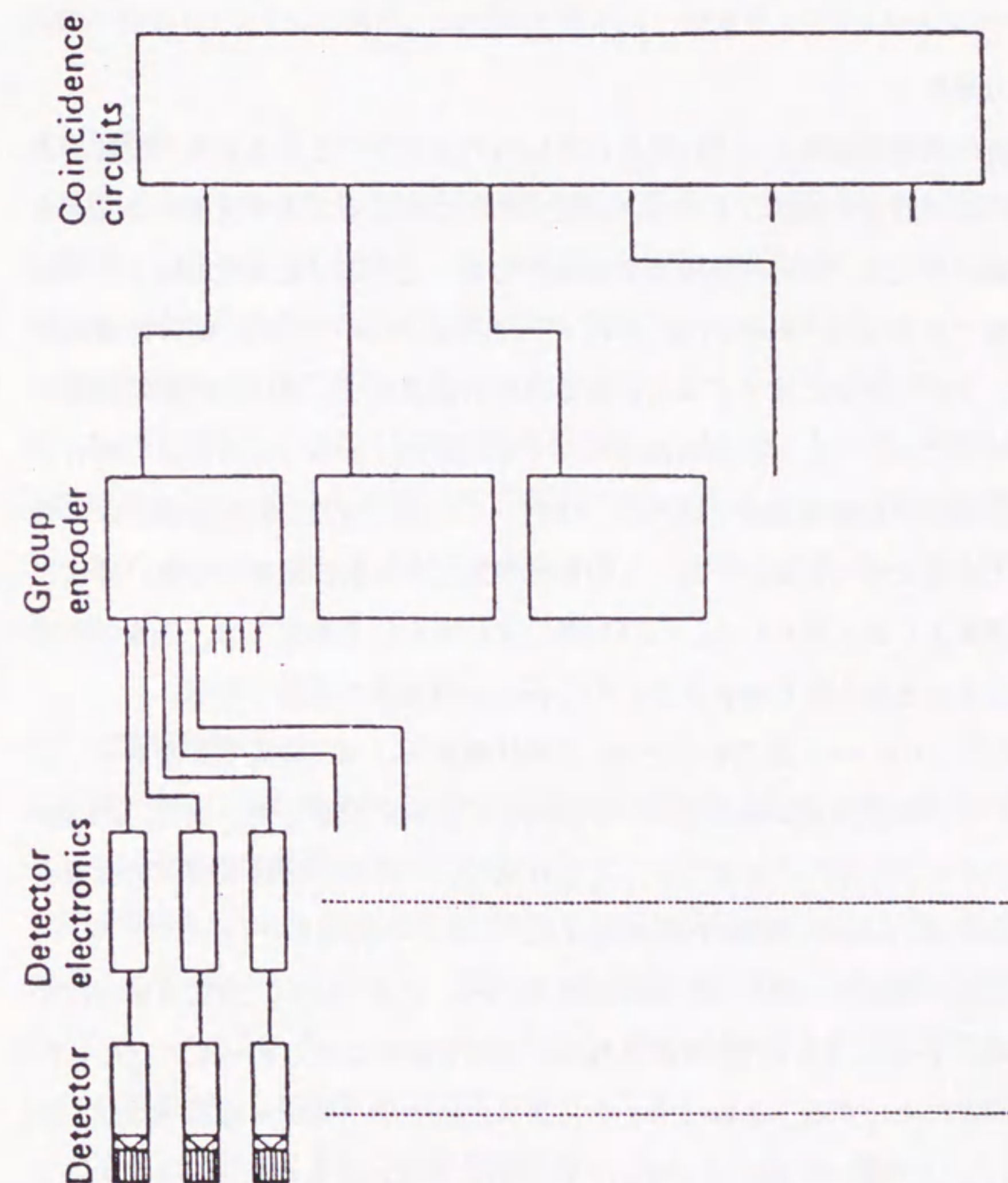


Fig. 3-3. Block diagram of the data acquisition circuits.

3-3 全身用PET装置の性能評価

PET装置の基本的な性能を評価した。評価した項目は、空間分解能、スライス厚さ、感度、計数率特性、及び散乱同時計数の割合である。

(1) 空間分解能

空間分解能は再構成画像上、どれだけ小さいものを弁別できるかを表す性能である。空間分解能が向上すれば、より小さい部分の形状を知ることが可能となる。また空間分解能の向上は、部分容積効果を低減させることにより定量性の向上につながる。重要である (Hoffman et al. 1979, Phelps et al. 1982)。部分容積効果とは画像上、空間分解能に比べて小さい部分の放射能濃度が、周辺の放射能濃度の影響を受けることにより正しい値が得られなくなる現象を言う。この小さい部分の放射能濃度が周辺の放射能濃度に比べ高い場合、この部分は真の放射能濃度より低い濃度として画像上現われる。一方、この部分が周辺の放射能濃度より低い場合、真の放射能濃度より高く現われる。PET装置により得られる画像では、画素の平均値より放射能濃度を読み取る場合が多いので部分容積効果は重要である。

空間分解能は、0.8 mm 直径の Ge-68 の線状線源を、PET装置で計測することにより評価した。線状線源は検出器リングに対して垂直に配置した。また、線状線源は中心及び中心から離れた位置に対しても計測した。得られた線状線源の画像の広がり半径方向(radial)と接線方向(tangential)に関して評価した。

得られた空間分解能と中心からの距離の関係をFig. 3-4 に示す。空間分解能は視野の中心において 4.5mm FWHM が得られた。空間分解能は中心から離れるにしたがい、なだらかに劣化する。これは中心から離れた点では、ガンマ線が BGO に対し、斜めに入射し、隣接するBGOで検出される割合が増加するためと考えられる。

(2) スライス厚さ

スライス厚さも空間分解能と同様に部分容積効果による定量性に影響を与えるの

で重要である(Hoffman et al. 1979)。

スライス厚さはNa-22を用いて測定した。測定はダイレクトスライス(Direct)とクロススライス(Cross)で行なった。線源を体軸方向に1mm間隔で移動させ、各位置における同時計数率を計測することにより評価した。スライス厚さと中心からの距離の関係をFig.3-5に示す。スライス厚さは、視野中心で9.5mmFWHMであった。

(3) 感度

感度は、得られる画像の統計的変動に関係するので重要である。高い感度のPET装置では、同一の測定時間で、統計的変動の少ない画像が得られる。また、同一の統計的変動を得るための測定時間を短縮することにもつながる。

感度は20cm直径で高さが15cmの円柱状ファントムにF-18を均一に封入し、開発したPET装置により真の同時計数率を測定し、1ccあたり1kBqの濃度の時の計数率に換算することにより評価した。感度はリング内のスライスであるダイレクトスライスが380cps、隣接するリング間のスライスであるクロススライスが650cpsであった。

(4) 計数率特性

計数率特性は高計数率時における定量性を確保するため、及び高計数時の感度の低下を防ぐために重要な性能である。

計数率特性は14cm直径で高さが15cmの円柱状ファントムに1ccあたり1.85 GBq (50 mCi) のO-15を封入し、開発したPET装置の視野の中心部に配置し、30秒ごとにデータ収集した。ファントム内のO-15は123秒の半減期で減衰するため、約1/4 半減期ごとに計数率を測定することになる。

得られたスライスあたりの計数率特性をFig.3-6に示す。横軸はファントム中の放射能濃度、縦軸は真の同時計数率である。最高計数率はダイレクトスライス(a)、クロススライス(b)とも50kcps程度であった。計数率特性は10kcps程度より高い範囲で直線から離れてくる。しかし偶発同時計数を用いた数え落とし補正

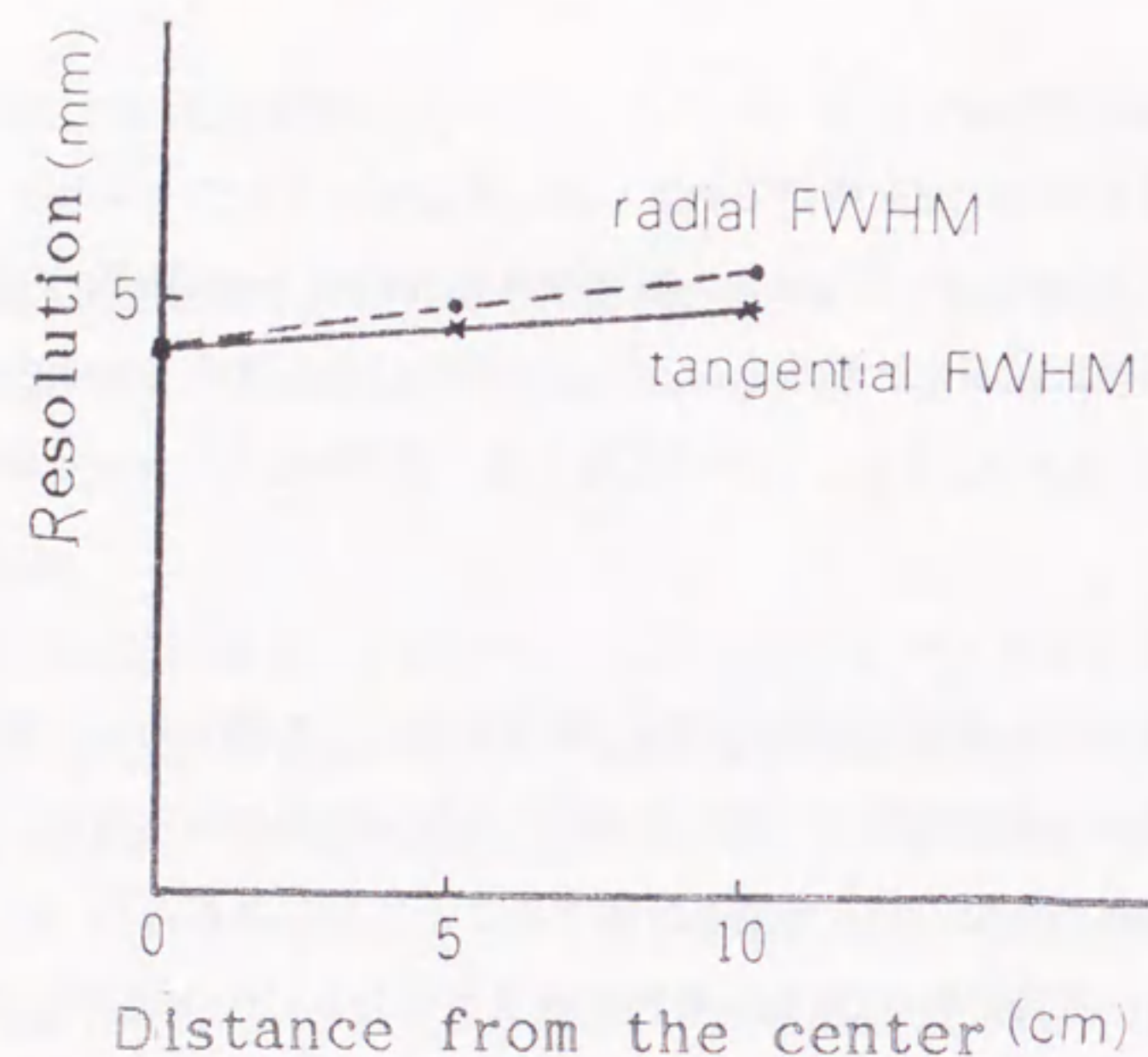


Fig. 3-4 . Measured in-plane spatial resolution. FWHM's are plotted as a function of distance from the center of view field of the PET.

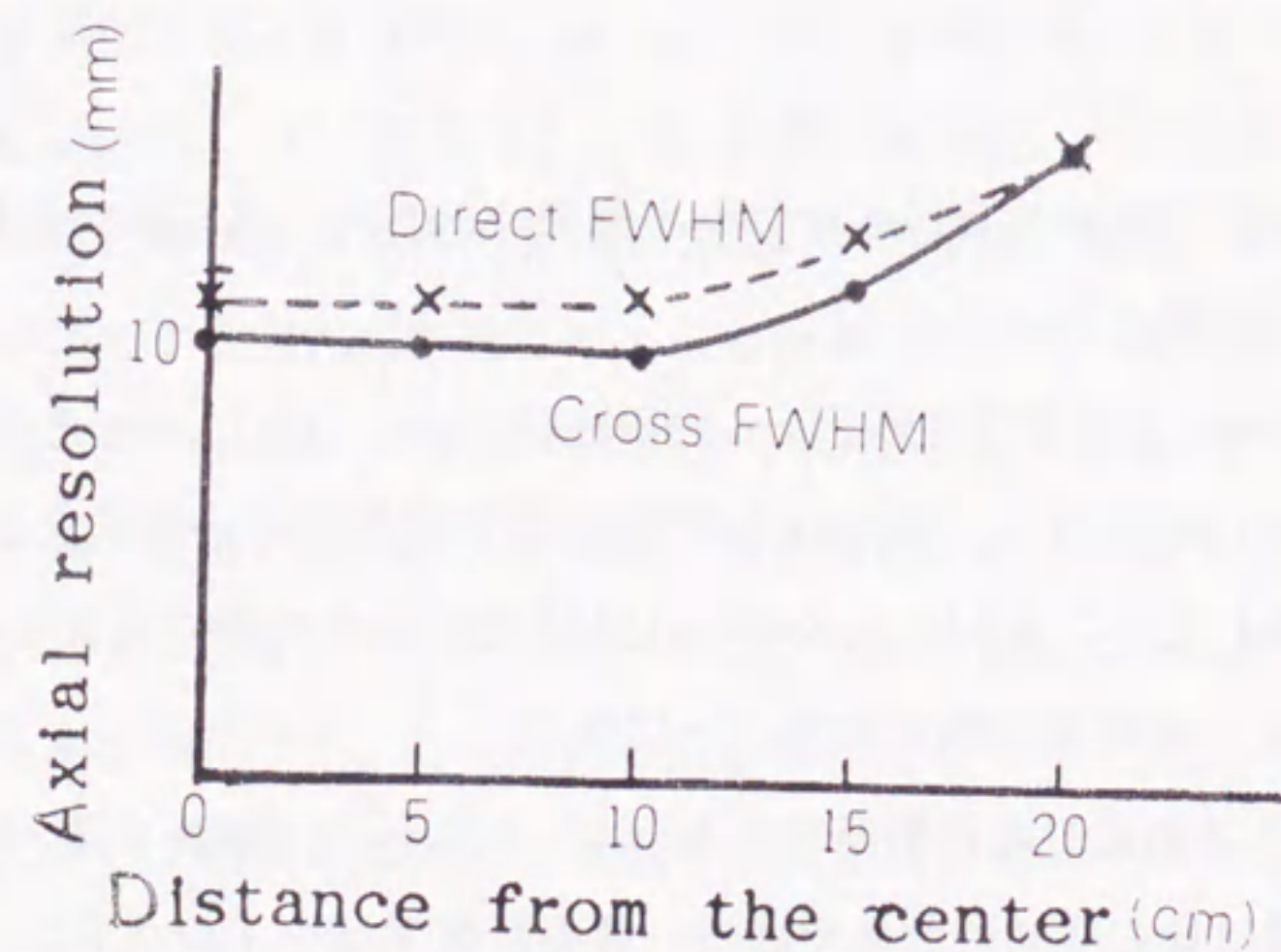


Fig. 3-5. . Measured slice thickness. FWHM's are plotted as a function of distance from the center of view field of the PET.

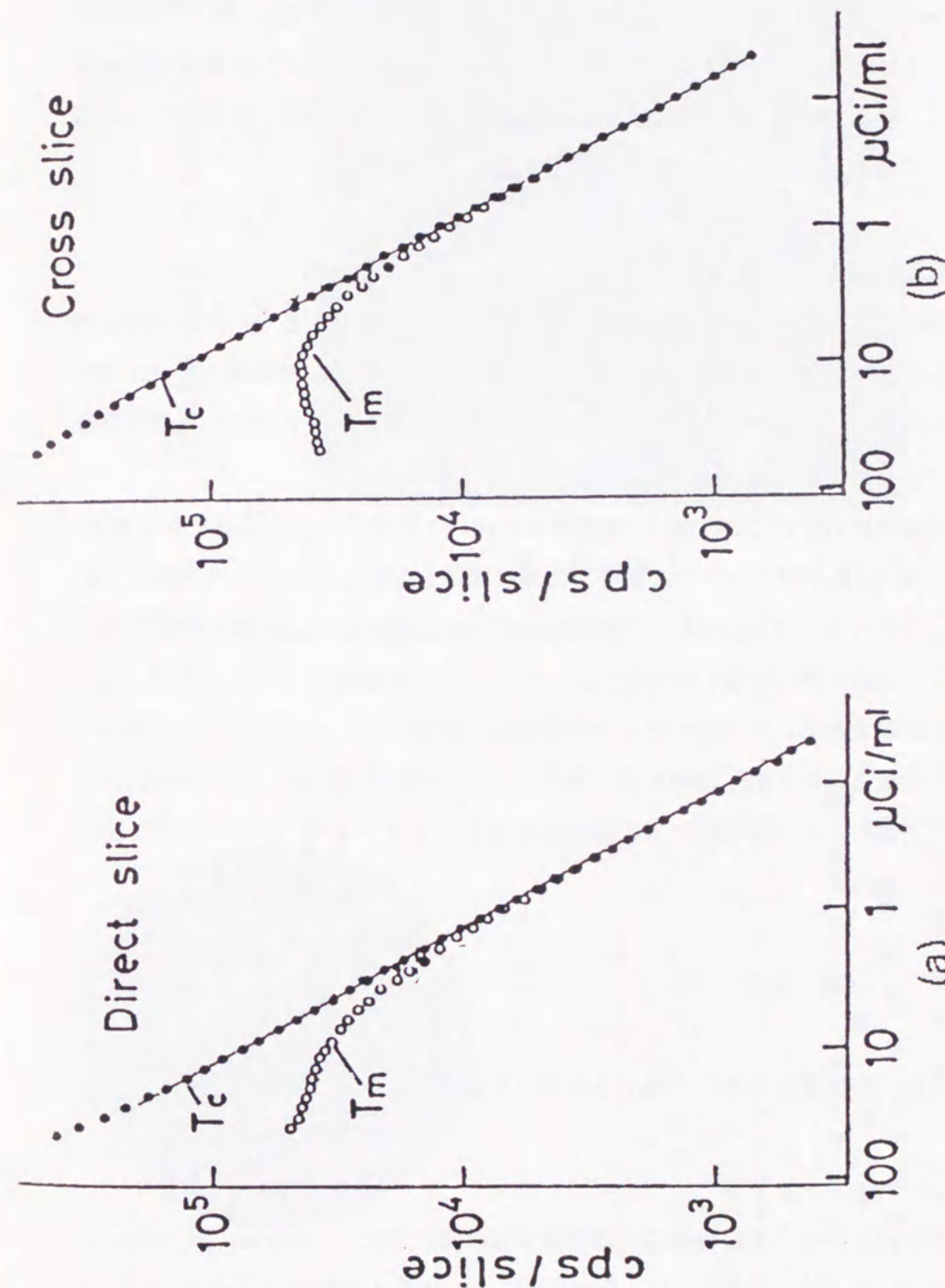


Fig. 3-6 . Measured true(T_m) and corrected true(T_c) count rate curves of a direct slice (a) and a cross slice (b) of the PET.

(Yamamoto et al.1986) を用いて補正することにより真の同時計数率で50kcpsまで1%以内で補正できた。ダイレクトスライスとクロススライスで計数率特性が異なるのは、検出器前面の鉛シールドなどの検出器周辺の幾何学的な配置やデータ収集の電子回路の構成が異なるためと考えられる。

(5) 散乱同時計数の割合

散乱同時計数の割合は、画像の定量性に関係するので重要である。散乱同時計数は同時計数されるガンマ線の一方、あるいは両方のガンマ線が被検体内でコンプトン散乱された後、検出される計数をいう。そのため、真のポジトロンの消滅位置を表さないことになる。

散乱同時計数の割合はGe-68 の線状線源を用いて測定した。水を満たした直径18 cmで高さ15cmのファントムの中心に線状線源を配置したものをPET装置で測定した。エネルギーウインドウの下限値は250keV に設定した。画像再構成前のデータにおける散乱同時計数の分布をFig. 3-7 に示す。横軸は中心からの距離、縦軸は同時計数率である。中心部のピークを真の同時計数とし、それ以外の裾の部分で散乱同時計数とした。散乱同時計数の割合は全体の同時計数の内、裾の部分が占める割合で定義した。散乱同時計数の割合はダイレクトスライス、クロススライスともに21%であった。

3-4 ファントム画像

開発したPET装置の画質を評価するために複数のファントムの測定を行なった。

(1) Derenzoファントム

空間分解能の評価、及び画像の直線性を評価するために、Derenzo ファントム(Derenzo et al. 1981)を測定した。Derenzoファントムの外形図をFig. 3-8(a)に示す。ファントムは20cm直径、高さ15cmの亚克力性で、内部に放射性核種を封入

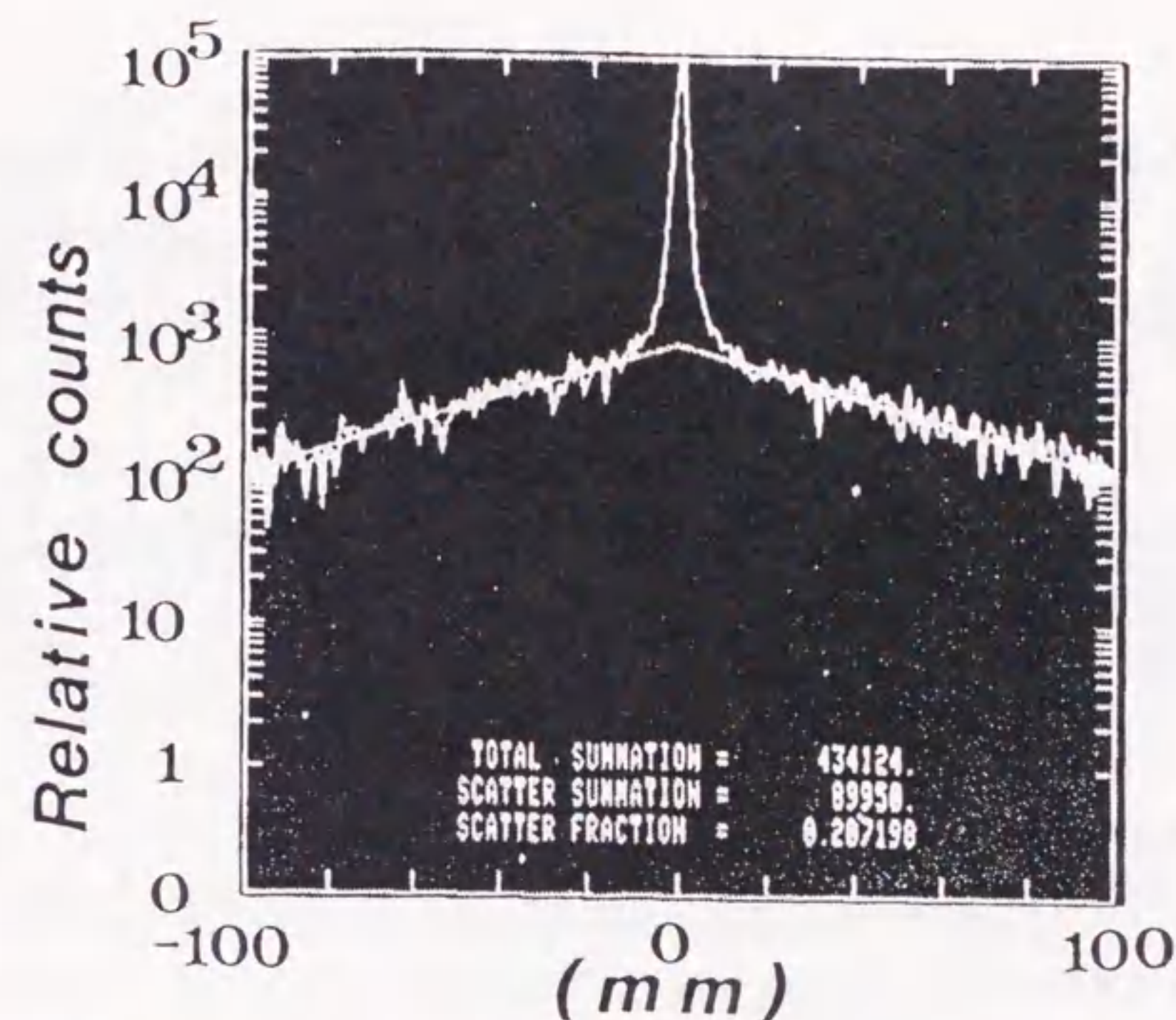


Fig. 3-7. Measured scatter distribution in the projection data of the PET.

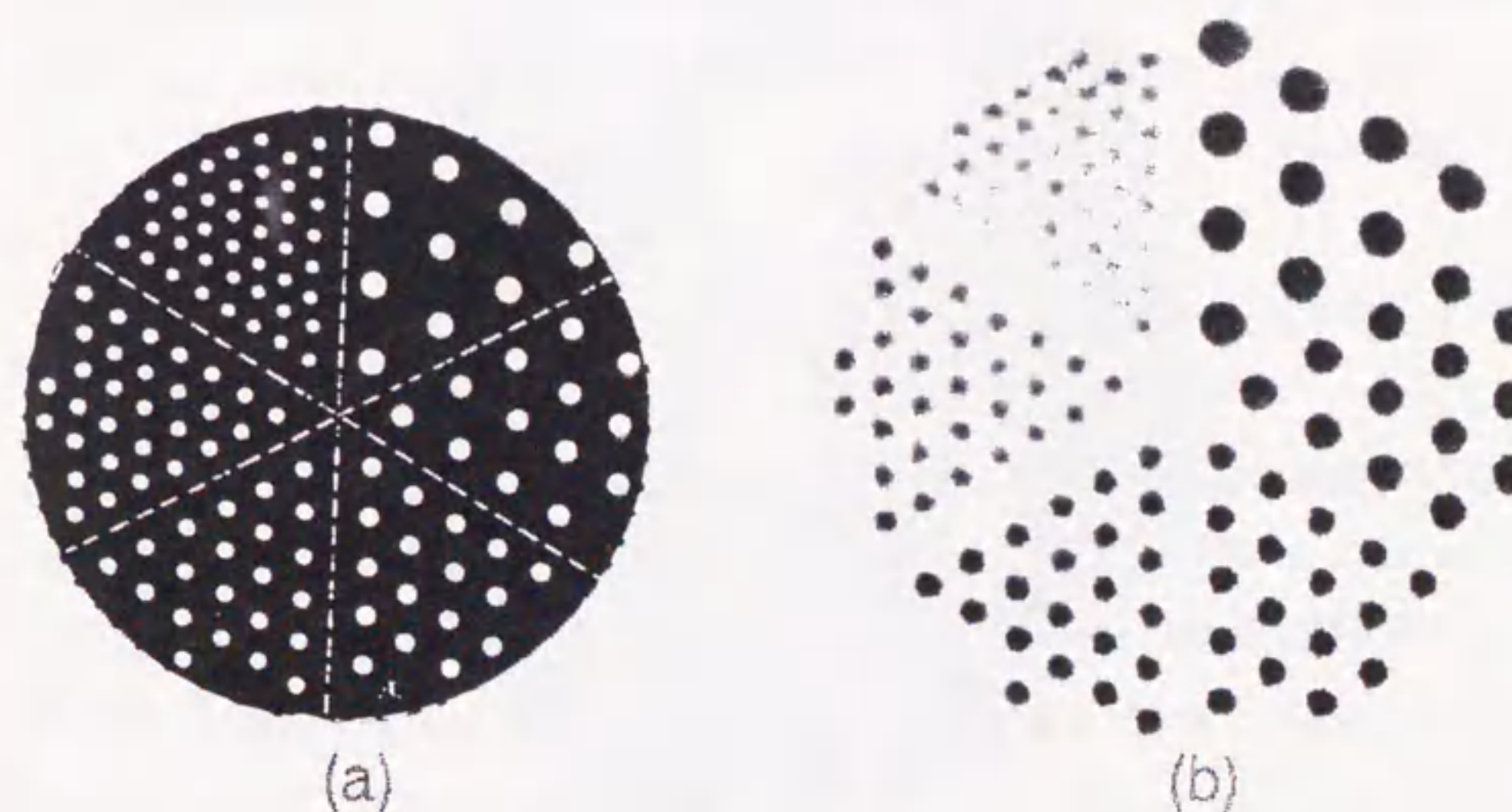


Fig. 3-8. Cross sectional view of the Derenzo phantom (a) and an image of the phantom obtained by using the PET(b).

するための多数の穴を有している。穴の大きさ及び間隔は6種類に分れ、最も小さいものは、2.5mm 直径で10mm間隔である。このファントムにGa-68を封入し、試作したPET装置で測定した。収集した真の同時計数は約 20 メガカウントであった。

得られた、Derenzoファントムの画像をFig. 3-8 (b) に示す。すべての大きさのスポットが明確に分解された。また、得られたスポットの位置が等間隔であることより、画像の位置直線性も問題ないことがわかった。

(2) Hoffmanファントム

臨床測定に本 PET 装置を用いた場合の画像を知るために、Hoffman ファントムの測定を行なった。Hoffmanファントムは、Fig. 3-9 (a) に示すように人間の脳のブドウ糖消費量を模擬したもので、脳の白質部の濃度を1とし、最も消費の大きな灰白質の部分の濃度が4になるように作られたファントムである。ファントムの直径は20cmで、厚みは5cmである。

このファントムに Ga-68 を封入し、PET 装置で測定した。得られた真の同時計数率は約 20 M カウントであった。得られたHoffmanファントムの画像をFig. 3-9 (b) に示す。脳のブドウ糖代謝の分布を示す画像が得られ、臨床測定においても同様な画像が得られるものと期待された。

3-5 臨床画像

本PET 装置の臨床的有用性を確認するために臨床測定を行なった。正常人に 330MBq(9 mCi)のF-18-fluoro- deoxyglucose(FDG) を投与し40分後から測定を行なった。測定時間は20分で、得られた真の同時計数率は、画像あたり約10 M カウントであった。得られた脳の臨床画像の1例をFig. 3-10に示す。画像上、黒い部分がFDGを多く取り込んだ部分であり、濃度は脳内の放射能濃度に比例する。従来のPET装置(Kanno et al. 1985)に比べて、脳の細かい部分、例えば大脳皮質や、



Fig. 3-9. Cross sectional view of the Hoffman brain phantom (a) and an image of the phantom obtained by using the PET(b).



Fig. 3-10. A brain image of the distribution of FDG obtained by the PET.

大脳基底核の構造が明らかになった。

3-6 考察

臨床測定において、PET装置に要求される性能は、高い空間分解能、薄いスライス厚さ、高い感度、高い計数率特性、および少ない散乱同時計数の割合である。開発したPET装置に於ては、これらの要求の多くを向上できたと考えられる。

開発したPET装置の特長の一つとして、静止で測定することが上げられる。静止測定は、臨床測定に於て多くの利点を有する。まず、静寂な環境で測定できることがあげられる。PET装置による脳血流の測定において、聴覚的な刺激に対する血流の変化を画像化したい場合が考えられる。このような測定では静寂な環境で測定することが望ましい。しかし、従来、ウォブリングなどの機械的運動をともなう場合、機械的雑音を避けることが困難であった。開発したPET装置では、機械的運動にともなう雑音が無いので、聴覚刺激に対する血流量の変化等を正しく測定できる。

次に、心臓の測定において、心電同期の測定を行なう場合に利点を有する。機械的運動をともなうPET装置では、心電計の基準信号からの遅延時間と、機械的運動の位置の両方に同期して測定をしなければならず、短時間測定では均一なデータが得られないため、偽像を生じるという問題点があった (Ricci et al. 1982)。開発したPET装置は、静止測定のため、心電計の基準信号からの遅延時間のみに同期してデータを収集できる。そのため、短時間測定でも偽像を生じない利点を有する。

さらに機械的運動をともなう測定においては、高速で移動する体内の放射性物質の分布を測定した場合、偽像を生じることがあった。これは、一回の機械的運動中に体内の放射性物質の分布が変化するためである。静止測定では、機械的運動がないため、このような偽像は生じない利点を有する。今後、臨床の現場において、開発したPET装置における、これらの利点が明確になるものと期待される。

第4章 PET装置の自動調整機構の開発

4-1 緒言

前章までの結果より、開発した全身用PET装置は、静止測定で高分解能を達成できることが明らかになった。また、開発した装置は優れた画像を得られることが明らかになった。

PET装置において、高い性能を有することは重要なことであるが、装置の調整に時間をかけることなく高い性能を得られることが要求される。また、性能が長期間にわたって安定であることも要求される。

PET装置はその構成上、多数のPMTを使用する。近年、装置の高分解能化に伴ない、PMTの数は増加してきている。開発したPET装置においても、リングあたり96本のPMTを、さらに装置あたり384本ものPMTを有している。これらのPMTはそれぞれ利得が異なる。PET装置では、利得の異なるPMTを、できるだけ同じ利得になるよう調整する必要がある。また、開発した装置のように、コーディング方式の検出器を用いるPET装置ではPMTの利得のみならず、検出器ユニットのPMTの2チャンネル間の利得比も、高い精度で調整する必要がある。この調整も384本のPMTに対して行なう必要がある。さらに、PET装置においては、すべての検出器ユニットから、同時計数の時間信号が同じ遅延量で同時計数回路に導かれる必要がある。そのため、検出器ユニットから同時計数回路の間に存在する素子などによる遅延量のバラツキを調整する必要がある。この調整も384回路に対して行なう必要がある。

従来、これらの調整は手動で行なわれていた。しかし高分解能化に伴なう検出器数の増大のため調整に長時間を要するようになり、調整の労力が増大した。また、調整の精度も手動では十分とは言えなくなってきた。そこで、労力の軽減と調整の精度の向上を目的として、利得、利得比、及び時間信号の遅延量の自動調整機構の開発を行なった。

4-2 自動調整機構の必要性

まず、PET装置のPMTの利得、利得比、及び時間信号の遅延量の調整が不完全な場合、PET装置の性能がどのように劣化するかを考察した。

(1) PMTの利得

PET装置では、検出器に入射したガンマ線のエネルギー弁別を行なう。エネルギー弁別を行なう理由として、以下のことが考えられる。まずPMTの雑音及び回路的な雑音を除去することが上げられる。次に、散乱同時計数の除去が上げられる。さらに、測定室のバックグランドガンマ線の除去も上げられる。

PMTの利得の調整が不十分な場合、エネルギーウィンドウに入らないガンマ線の割合が増加する。そのため、装置の感度の低下を引き起こす。感度の低下を防止するためには、エネルギーウィンドウを広げることが考えられるが、これは、散乱同時計数の増加につながる。また、エネルギーウィンドウの下限値を、PMTの雑音等のレベルより低く設定しなければならない場合は、雑音等の間の偶発同時計数が起こり、計数率特性及び画質の劣化を引き起こす。

(2) 利得比

本PET装置のようにコーディング方式の検出器を用いる場合は、PMTの利得比の調整が性能に影響することが考えられる。これは、検出器ユニットの場合、2回路のPMTの利得が等しいとして、8個のBGOを弁別しているためである。そのため、PMTの利得比の調整が不十分な場合、空間分解能の劣化が生じることが予想される。また、画質の劣化も考えられる。そこで、PMTの利得比の調整の状態と、空間分解能、画質との関係を調べた。PET装置の1リングあたりのPMTの利得比を不規則に変化させて、データを収集し、空間分解能及びDerenzoファントムの画質を評価した。

Fig.4-1に、PMTの利得比の調整の状態と、空間分解能、画質との関係を示す。利得比の調整の状態は、検出器ユニットの両端のBGOに対する同時計数率の比で定義した。検出器ユニットの一方の端のBGOの同時計数率をAとし、他の端のBGOの同時計数率をBとしたとき、BALANCE(%)は以下の式で表される。

$$\text{BALANCE}(\%) = (A-B) / (A+B) \times 100 \quad (4-1)$$

Fig.4-1の(a)においては、検出器の番号を横軸に表し、縦軸にBALANCEを表した。BALANCEの調整精度は、標準偏差で4%、20%、34%及び46%の状態に測定した。各検出器の利得比の状態は、現実の装置の調整状態を考え、不規則な分布になるようにした。その時の線状線源の画像再構成前のデータおよび再構成後の空間分解能をFig.4-1の(b)に示す。利得比の調整精度が劣化するに従い、空間分解能が4.4mmFWHMから5.0mmFWHMに劣化した。本来、連続的な線であるべき、画像再構成前の線状線源のデータも、利得比の調整精度が劣化するに従い、不連続な部分が増加することが観察された。

Fig.4-1の(c)に、BALANCEの調整精度が20%と46%の状態に撮像したDerenzoファントムの画像を示す。両画像とも、真の同時計数はほぼ同じであるにもかかわらず、46%の場合は最も小さいスポットが分解されなくなっている。また、スポットの形状も円形が崩れた形になっている。

(3) 時間信号の遅延量

PET装置においては、同時計数回路における同時の時間幅を表す量としてタイムウィンドウ幅を用いる。PET装置における通常のタイムウィンドウ幅は、10から20nsである。時間信号の遅延量の調整が不十分な場合、タイムウィンドウに入らない事象が増加する。そのため、装置の感度の低下を引き起こす。タイムウィンドウ幅を広げることで、遅延量の調整が不十分な場合でも、感度の低下を防ぐことは可能であるが、タイムウィンドウ幅の増加は偶発同時計数の増加につながる。

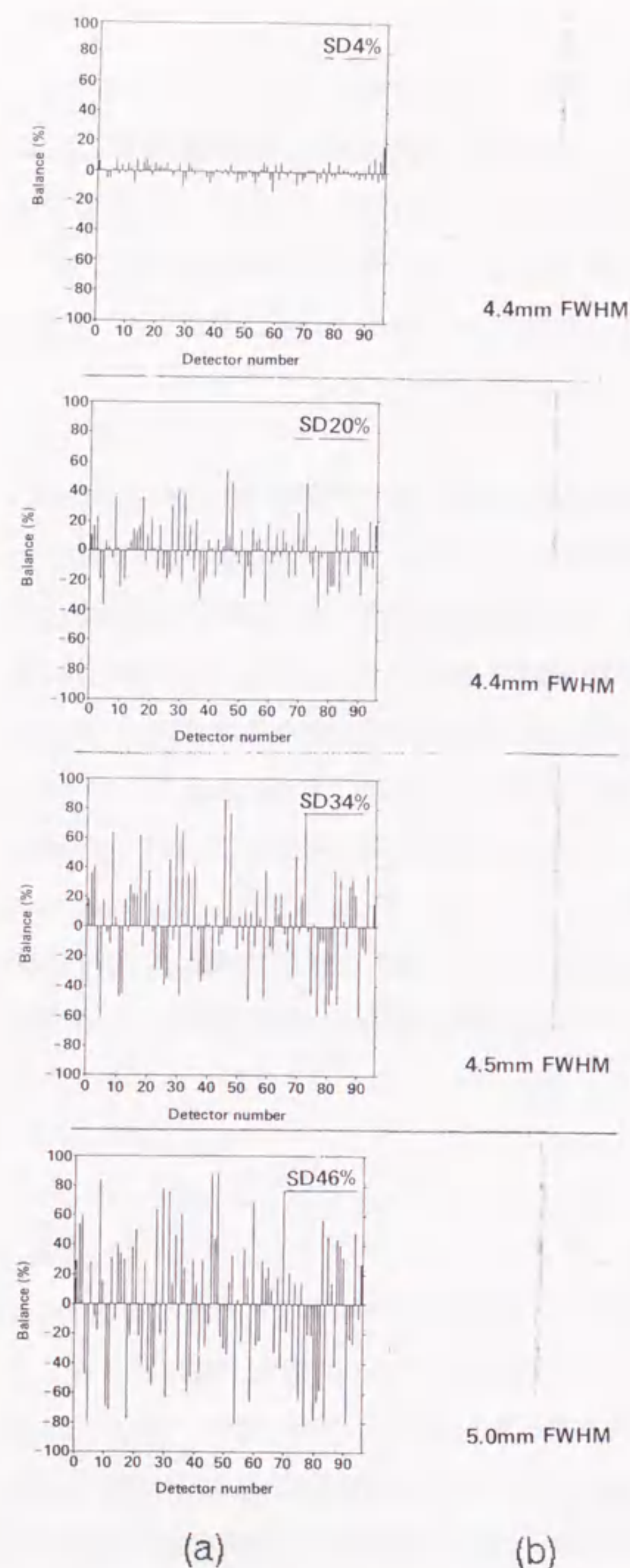


Fig. 4-1. Relation between resolution(b), image quality(c) of the PET and balances of the detector units(a).

偶発同時計数率はタイムウィンドウ幅に比例するからである。

4-3 自動調整機構の原理

自動調整機構は PMT の利得および同時計数の遅延量をコンピュータの制御下におくことにより達成した。Fig. 4-2に検出器ユニットの出力および同時計数の遅延量をコンピュータ制御下におく方法を示す。まず、PMTの利得はD/Aコンバータの基準電圧端子(reference)に入力した。D/Aコンバータの出力電圧は基準電圧端子の電圧とデジタル入力値の積として得られるため、デジタル入力値(D0-D8)に比例した大きさに制御可能となる。また、同時計数の遅延量は、D/Aコンバータの出力を同時計数の時間信号線に接続することにより制御した。時間信号の立ち上がり時間は、信号線の電圧に比例するためD/Aコンバータの出力電圧を変化させることにより遅延時間の制御が可能となる。

(1) 利得の自動調整機構

利得の自動調整機構の動作原理をFig.4-3の(a)に示す。まず、PET装置のエネルギーウィンドウ幅を狭め、検出器ユニットのエネルギー信号に相当する(A+B)を最小の利得から最大の利得まで変化させた。その際、各設定値において、利得を変化させている検出器ユニットの同時計数率を計測した。その後、得られたデータのなかで最も高い計数の得られる設定値を検出した。この動作をPET装置のすべての検出器に対して行なった。最も高い計数の得られる設定値の検出はコンピュータにより自動的に行なった。

(2) 利得比の自動調整機構

利得比の自動調整機構の動作原理をFig.4-3の(b)に示す。利得比は、まず検出器ユニットの両端のBGOに対する計数率を計測した。両端のBGOの計数率の比を求め、その比が1になるようにPMTの利得、A、Bを再設定した。この操作をすべての

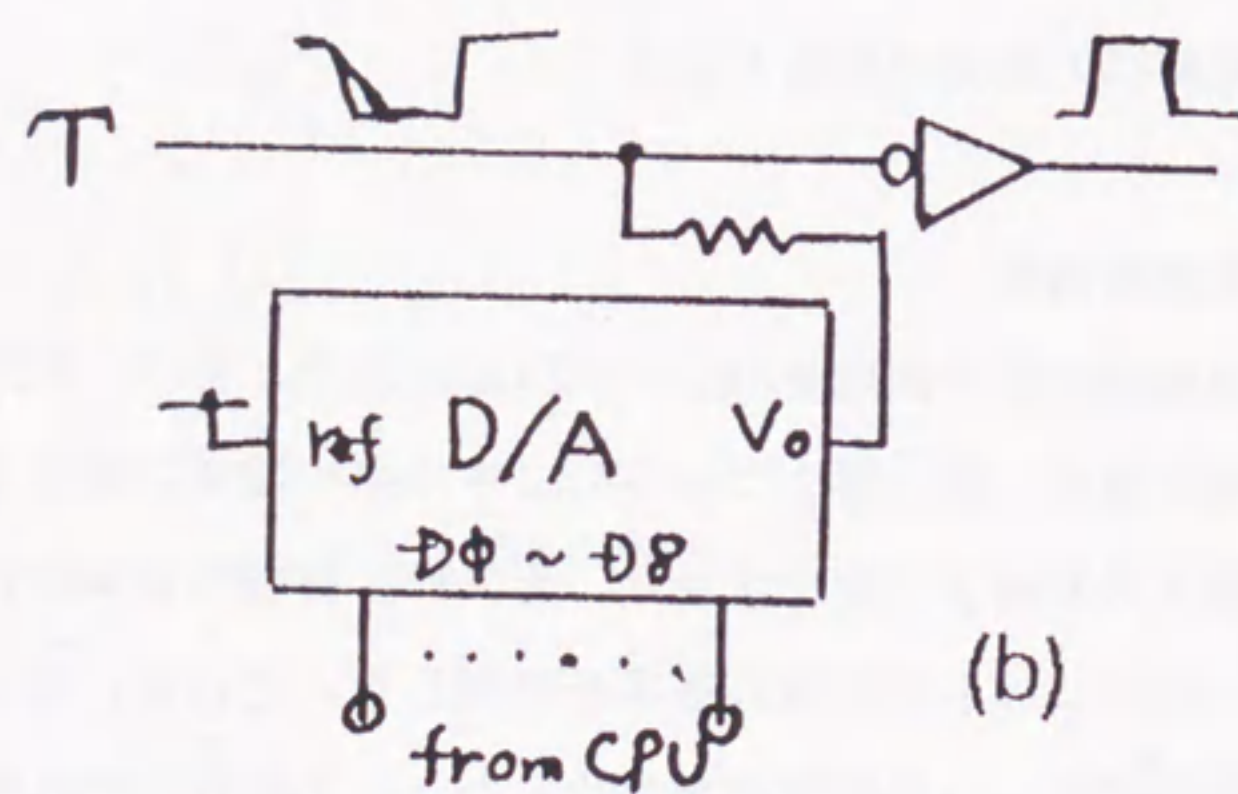
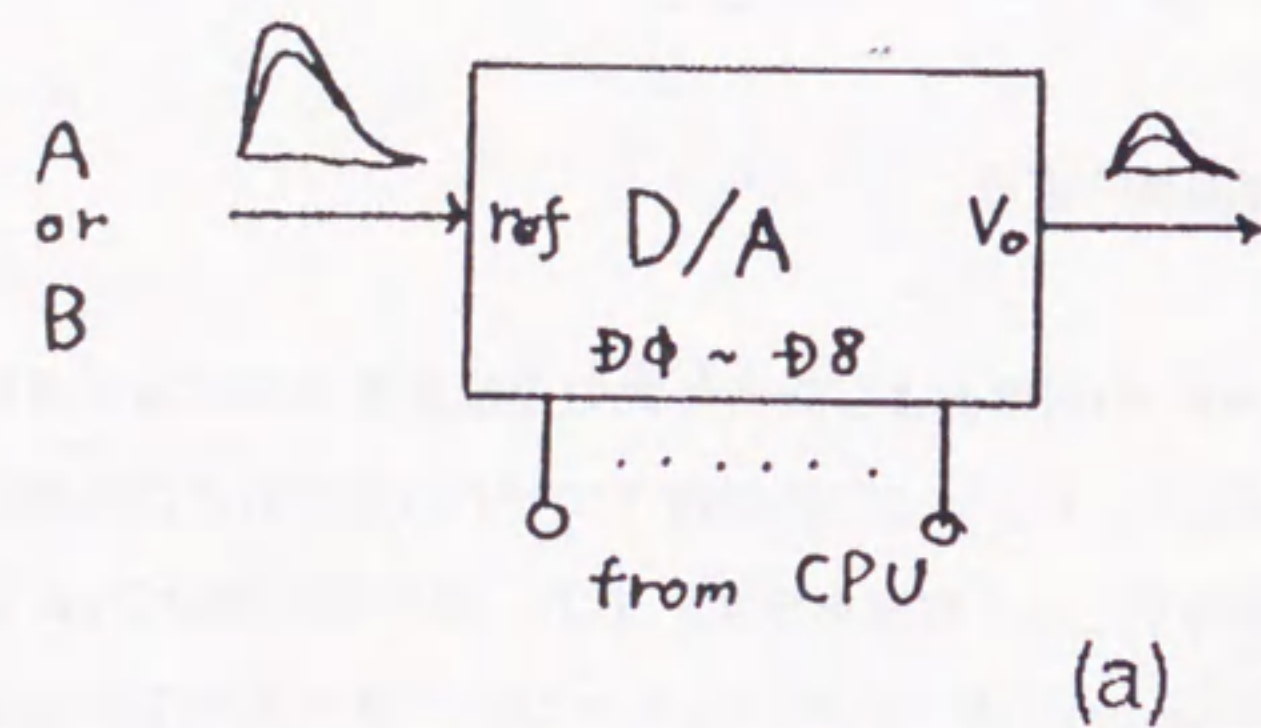


Fig.4-2. Block diagram of the automatic gain control circuits (a) and timing control circuits (b).

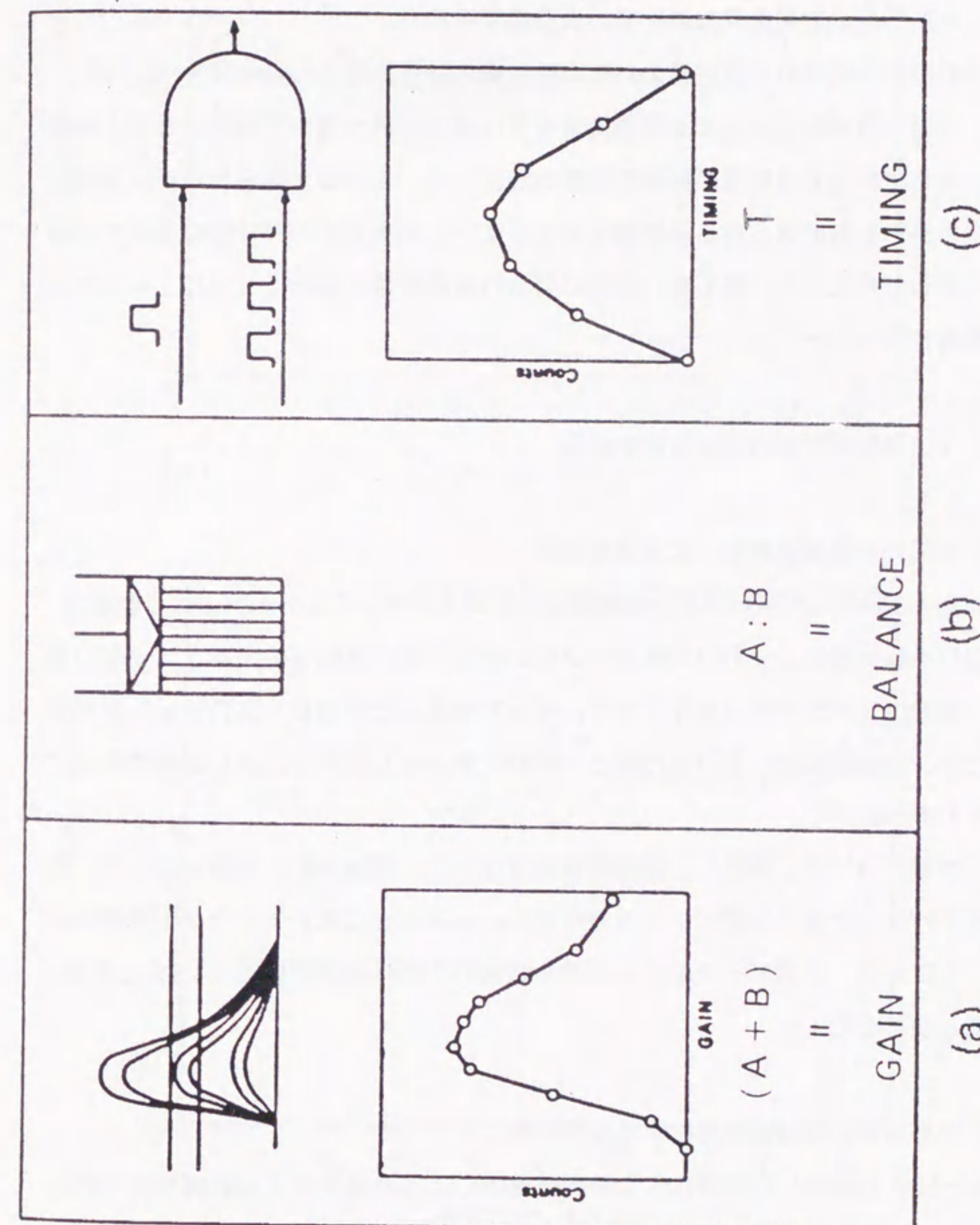


Fig. 4-3. Schematic diagram of automatic gain tuning (a), balance tuning (b) and timing tuning (c).

検出器ユニットに対して行なった。

(3) 同時計数の時間信号の遅延量の自動調整機構

同時計数の時間信号の遅延量の自動調整機構の動作原理をFig.4-3の(c)に示す。まず、同時計数回路に到達する時間信号を最小値から最大値まで変化させた。各設定値に対して対応する回路の同時計数率を計測した。その後、得られたデータのなかで最も高い計数の得られる設定値を検出した。この動作をPET装置のすべての検出器に対して行なった。最も高い計数の得られる設定値の検出はコンピュータにより自動的に行なった。

4-4 自動調整機構による調整結果

(1) 利得の自動調整機構による調整結果

Fig. 4-4に開発した利得の自動調整機構の結果を示す。Fig.4-4の(a)は自動調整前における検出器ユニットの光電ピークの分布を示す。横軸は検出器ユニットの番号で、縦軸はマルチチャンネルアナライザーで測定した光電ピークのチャンネル番号である。自動調整前における光電ピークのチャンネル番号の広がり標準偏差で10.7%であった。

この状態において、開発した自動調整を行なった。調整は約1時間を要した。自動調整を行なった後の光電ピークの分布をFig. 4-4の(b)に示す。この自動調整を行なうことにより、光電ピークのチャンネル番号の広がりを標準偏差で6.3%に改善することができた。

(2) 利得比の自動調整機構による調整結果

Fig.4-5(a)に開発した利得比の自動調整機構による結果を示す自動調整前における検出器ユニットの両端のBGOに対する計数率の比を示す。図の横軸は検出器ユニットの番号で、縦軸は検出器ユニットの両端のBGOに対する計数率の比を表

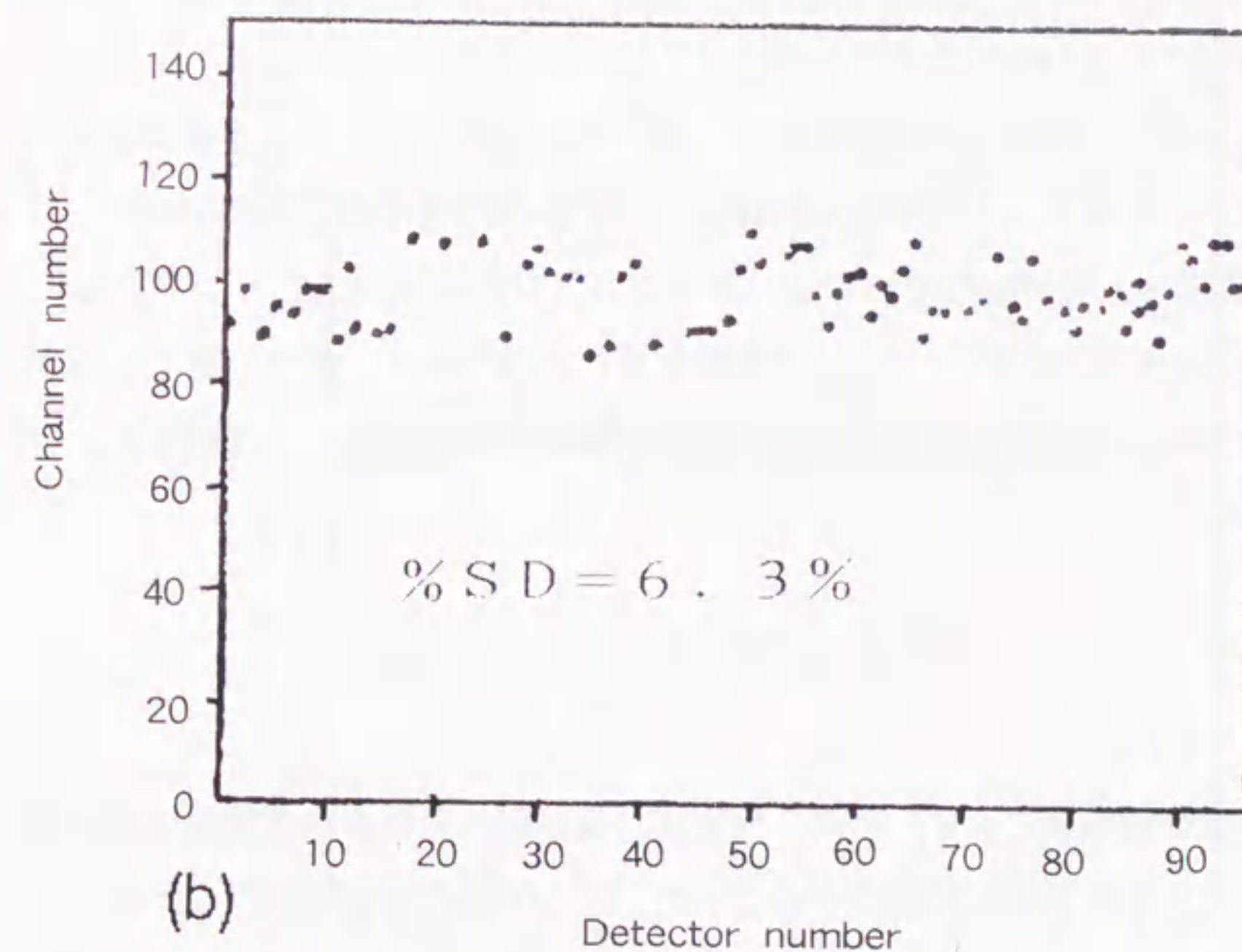
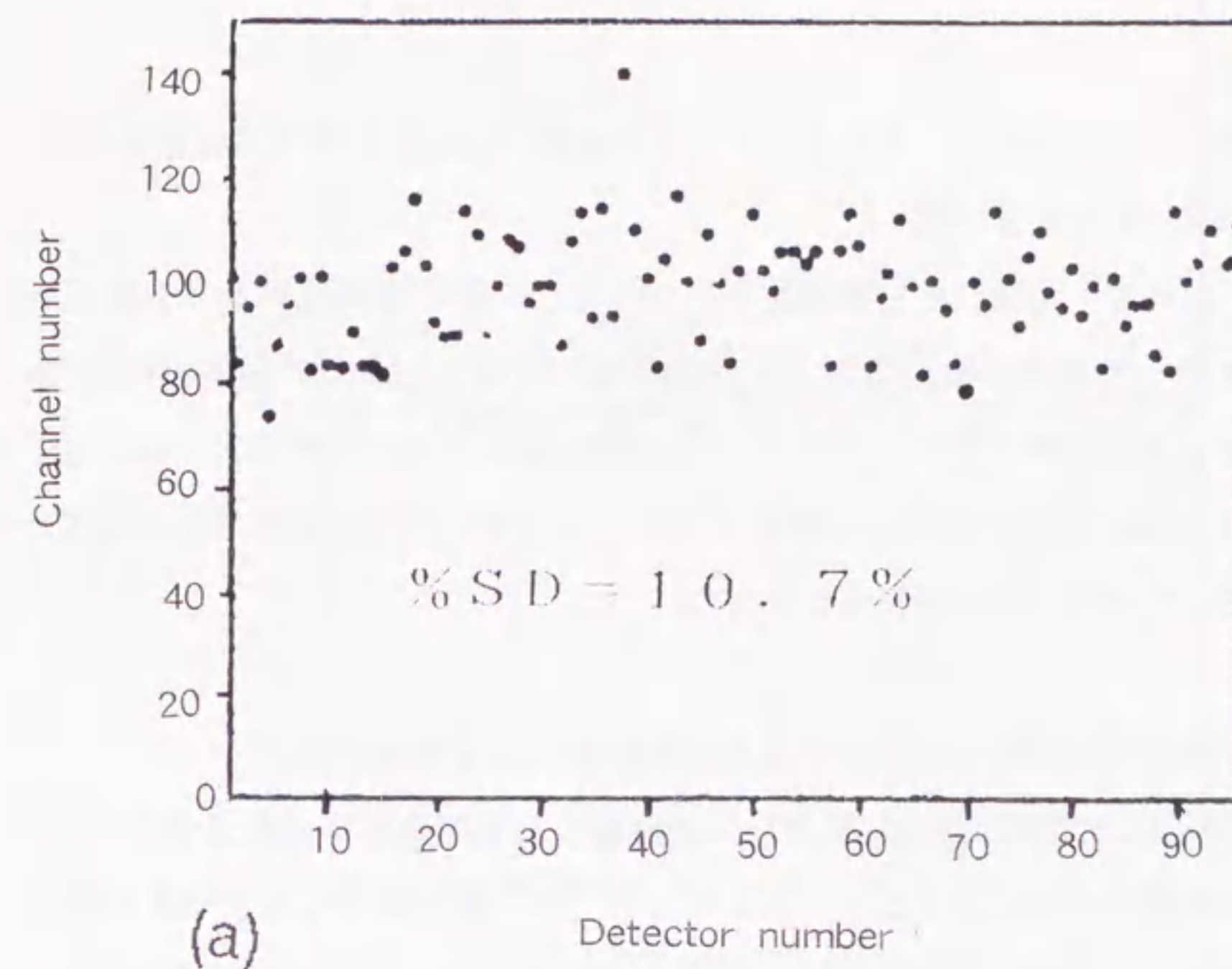


Fig. 4-4. Result of an automatic gain tuning. Before tuning(a) and after tuning (b).

わす。自動調整前においては、検出器ユニットの両端の BGO に対する計数率の比は標準偏差で10.3%であった。

この状態において、開発した自動調整を行なった。1回の調整は約5分を要した。自動調整を行なった後の検出器ユニットの両端のBGOに対する計数率の比をFig. 4-5(b)に示す。自動調整を行なうことにより、検出器ユニットの両端の BGO に対する計数率の比を標準偏差で3.4%に改善することができた。この調整精度は従来の手法では決して達成し得ない程度であった。

(3) 同時計数の時間信号の遅延量の自動調整機構による調整結果

Fig.4-6に開発した同時計数の時間信号の遅延量の自動調整機構の結果を示す。Fig. 4-6 は自動調整前後におけるタイムウインドウ幅と線状線源に対する真の同時計数率の関係を示す。自動調整前においては、10nsのタイムウインドウ幅において、真の同時計数率は約10.1kcpsであった。横軸はタイムウインドウ幅で、縦軸は線状線源に対する真の同時計数率ある。

この状態において、開発した自動調整を1回、約1時間行なった。自動調整を行なった後の、タイムウインドウ幅と線状線源に対する真の同時計数率の関係を、同じくFig. 4-6に示す。自動調整を行なうことにより、10nsのタイムウインドウ幅において、真の同時計数率を約11.3kcpsに改善することができた。また、測定したすべてのタイムウインドウ幅において、真の同時計数率を増加することができた。

4-5 考察

開発した自動調整機構により、利得、利得比、及び同時計数の時間信号の遅延量の調整精度を向上できることが明らかになった。また、調整は自動で行なわれるため、労力の低減を図ることができた。自動調整機構を用いない場合、利得、利得比、及び同時計数の時間信号の遅延量の調整に、それぞれ1日以上を要していた。その

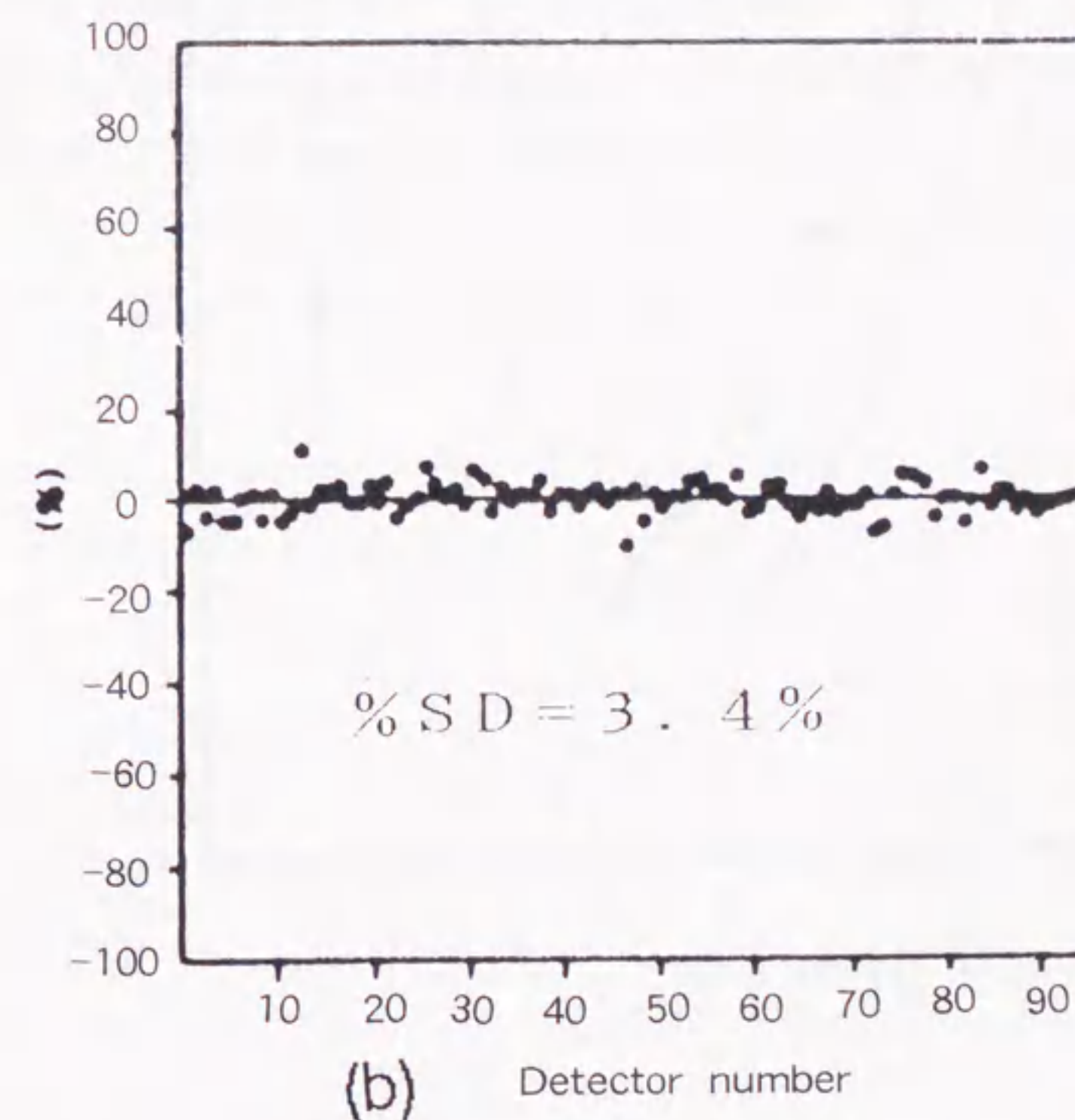
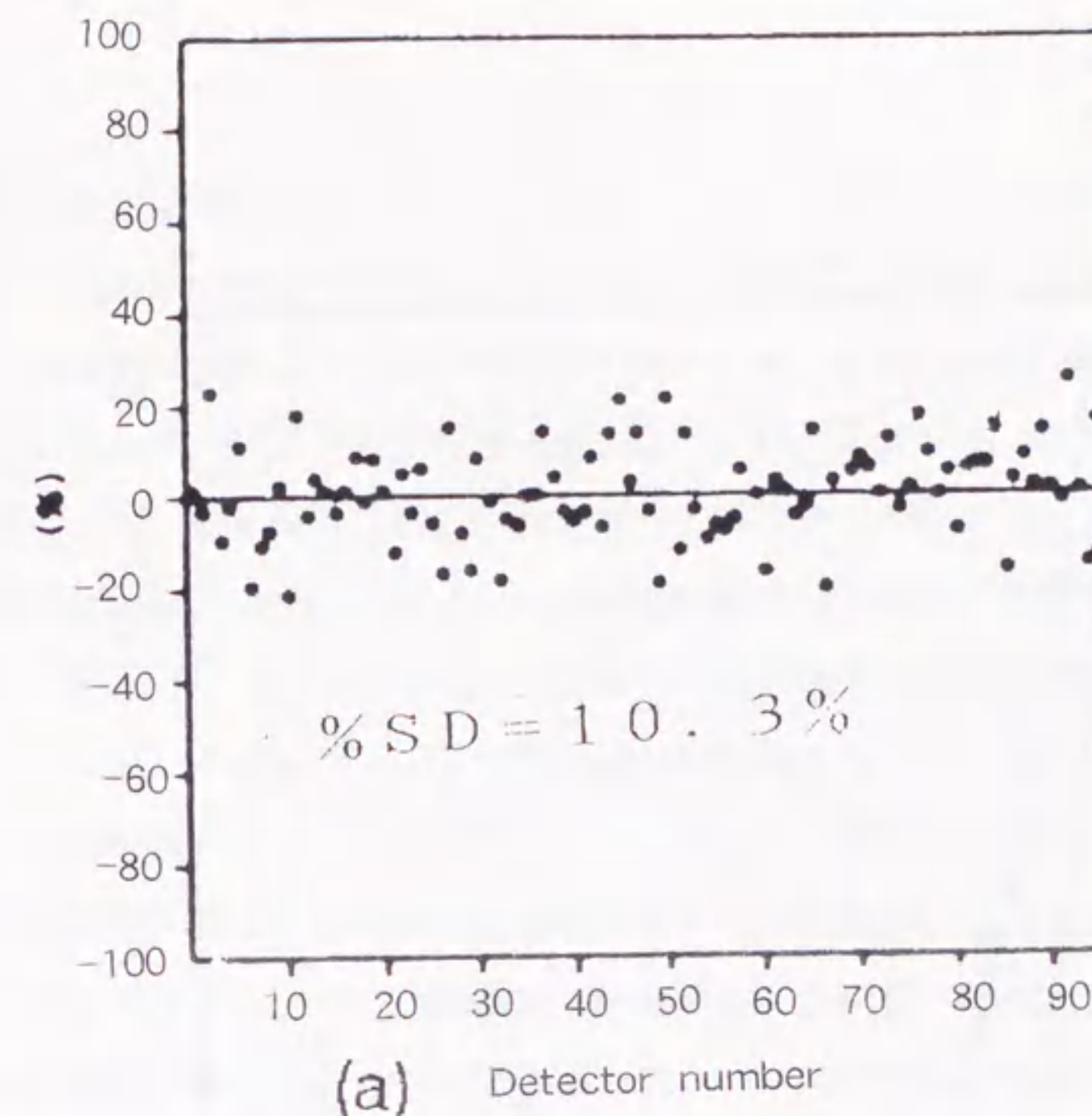


Fig. 4-5. Result of an automatic balance tuning. Before tuning(a) and after tuning (b).

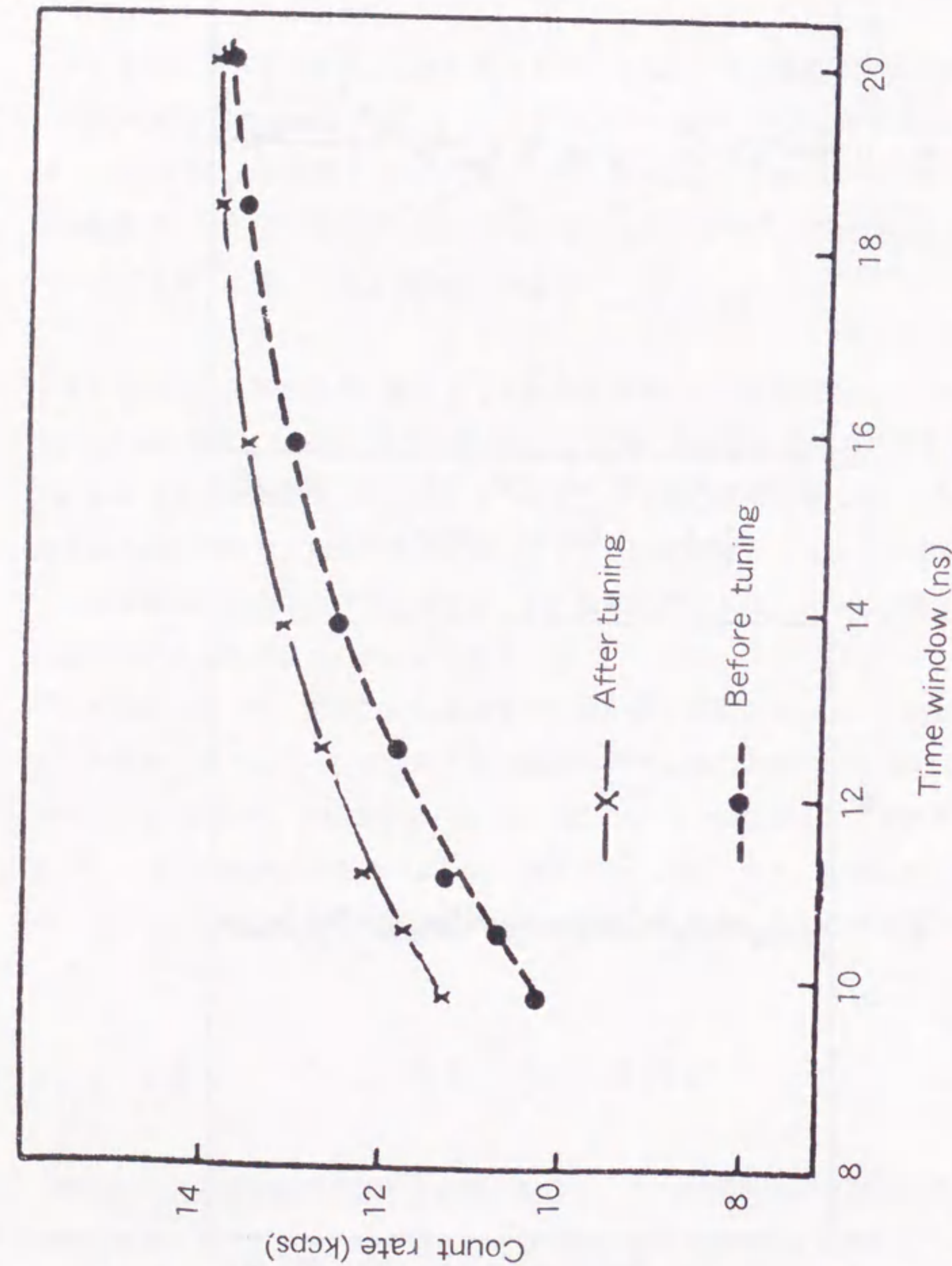


Fig. 4-6. Result of an automatic timing tuning. Before tuning (●) and after tuning (x).

上、調整の精度は限界があった。

開発した自動調整機構を用いることにより、手動による調整では達成し得ない精度にまで調整精度を向上できた。PMT の利得を高い精度で調整可能になったことにより、エネルギーウインドウ幅を従来に比べ、狭く設定することが可能となった。このことにより、散乱同時計数の割合を減少することが可能となった。また、利得比の調整精度を向上できたことより、本PET装置が本来有する空間分解能を容易に得ることが可能となった。さらに、同時計数の時間信号の遅延量の調整精度を向上できたことより、タイムウインドウ幅の減少が可能となった。これにより、偶発同時計数の割合を減少させることが可能となった。PET画像の質の向上が期待される。

PMT の利得、あるいは同時計数の時間信号の遅延量は、一度調整を行なった後でも経時的に変化する。そのため従来は、定期的に、利得、利得比および時間信号の遅延量の調整を手動で行なう必要があった。従来の手動による調整は長時間を要し、その間、装置を臨床に使用することができなかった。しかし、この自動調整機構の開発により調整に要する時間を短縮でき、PET装置を使用できない時間、いわゆるダウンタイムを減少できることが期待される。

5-1 緒言

PET装置が臨床的に期待される理由の一つとして、PET装置が本質的に高い定量性を有する点があげられる。PET装置の定量性とは、被検体中の放射性核種の濃度を高い再現性で計測することができることを言う。PET装置が高い定量性を有することを利用して、PET装置で得られる画像と被検者の血液中の放射能濃度などから、脳血流量などの生理的パラメータを算出することが可能となる (Frackowiak et al. 1980, Koeppe et al. 1985, Reivich et al. 1979, Kanno et al. 1987, Iida et al. 1988)。

PET装置の高い定量性は、原理的に正確な吸収補正を行なうことができることに起因する。被検体に投与されたポジトロン放出核種から放出される消滅ガンマ線のうち、一部は被検体の中で吸収される。そのため、PET装置で計測されたデータをそのまま用いて画像再構成を行なうと、被検体の中央部が落ち込んだ画像になってしまう。PET装置では被検体の吸収の割合を、被検体にポジトロン放出核種を投与する前に、長半減期のポジトロン放出核種である、例えばGe-68の外部線源を用いて測定しておく。そして画像再構成時にこのデータを用いて補正する。

PET装置において、消滅ガンマ線が被検体中で吸収されずに同時計数される確率は、同時計数される線上に沿った吸収体の吸収係数の積算値により決定され、ポジトロン核種が、線上のどの位置で消滅したかには無関係である。したがって、外部線源により計測した吸収係数により正確な補正が可能となる。このようにPET装置において、吸収補正は重要である。

一方、被検者に投与するポジトロン核種の放射能は使用するポジトロン核種の種類や、測定部位、測定方法により大きく変化する。たとえば、O-15 水の静注法による脳血流測定では、瞬時に数100MBqのポジトロン核種を投与する (Kanno et al. 1987)。一方、ポジトロン放出核種を用いた、神経伝達物質やその受容体の画像化においては、投与量は数10MBq以下である (Wagner et al. 1983, Frost et al.

1985)。このように広い放射能濃度の範囲において、高い定量性を維持するためには、優れた計数率特性と、精度の高い数え落とし補正が要求される。

そこでこの章では、まずPET装置の定量性にとって重要な吸収補正に関して、吸収補正データの精度の向上方法について考察した。次に、PET装置の計数率特性に影響を与える要因について考察を行なった。さらに、PET装置の計数率特性の性質を実験で確認し、独自の数え落とし補正法の開発を行ない、補正の精度を確認した。

5-2 吸収補正データの精度の向上

(1) 目的

正確な吸収補正は、PET装置において定量評価を行なう上で最も重要な補正の一つである。補正データは、線状線源あるいはリング線源を用いた吸収補正用のデータ収集により得られる場合が多い。

吸収補正用データ収集において問題となるのは、信号雑音比の優れた吸収補正データを得るために長い時間を要することが上げられる。信号雑音比の低い吸収補正データは、PET装置の最終画像の信号雑音比を制限する (Huang et al. 1979)。

吸収補正データの信号雑音比を改善するために、これまでに以下の方法が試みられた。

- 1) 検出器のエネルギーウインドウの下限値を最適化することによる吸収補正データの改善 (Dahlbom et al. 1987)。
- 2) 遅延同時計数で測定した偶発同時計数の補正を行なう前に、ある種のスムージングを行なうことによる吸収補正データの改善 (Casey et al. 1986)。
- 3) 吸収補正の生データにスムージングを施した後、吸収補正に用いることによる改善 (Palmer et al. 1986)。
- 4) 線状線源を回転し、その位置情報を利用して、線状線源以外のデータを偶発同時計数とみなして取り除くことによる吸収補正データの改善 (Huesman et al. 1986)。

以上の方法の中で、2)の方法は、偶発同時計数のみを計測する専用メモリーを必要とすること、スムージング処理に時間を要することなどの問題点を有する。3)の方法は、効果は大きい、スムージング処理により画像の周辺部の吸収補正データの精度が減少する。4)の方法は、実現に特別なハードウェアを必要とする。

ここでは、吸収補正用の線状線源の回転径と信号雑音比の関係を調べた。そして、最適な回転径を見いだすことにより、吸収補正データの改善を図れるかどうかを検討した。

(2) 線状線源のプロファイルの測定

線状線源の回転径により吸収補正データが改善されるかどうかを知るために、Ge-68の線状線源を用いて円柱状ファントムのプロファイルを測定した。

用いた線状線源は直径6mm、長さ100mmで放射能は39MBq(1.05mCi)であった。これを2mm厚さのステンレス製パイプに封入したものを用いた。ファントムは、直径14cm、高さ15cmで内部に水を封入したものを用いた。

ファントムをPET装置(Kanno et al. 1985)の視野の中心に配置し、Ge-68の線状線源は、その回りを毎秒1回の割合で回転させた。線状線源の回転直径は30cm, 35cm, 40cm及び45cmで計測した。計測時間は、各測定60秒に設定した。計測はon-time同時計数とoff-time同時計数を同時に計測した(Derenzo et al. 1981)。on-time同時計数とは、同時計数を行なう場合に各検出器の遅延量を合わせた状態で測定される同時計数のことであり、この同時計数には真の同時計数と偶発同時計数が含まれる。off-time同時計数とは、同時計数回路に導かれる時間信号の一方をタイムウィンドウ幅に比べて十分に遅らせて測定する同時計数のことである。この場合、真の同時計数は測定されず、偶発同時計数のみが測定される。真の同時計数は、on-time同時計数からoff-time同時計数を差し引くことにより求めることができる。

回転径30cmと45cmで計測を行なった生データのプロファイルをFig. 5-1に示す。中心部のへこみは円柱状ファントムの吸収により生じたものである。周辺部の

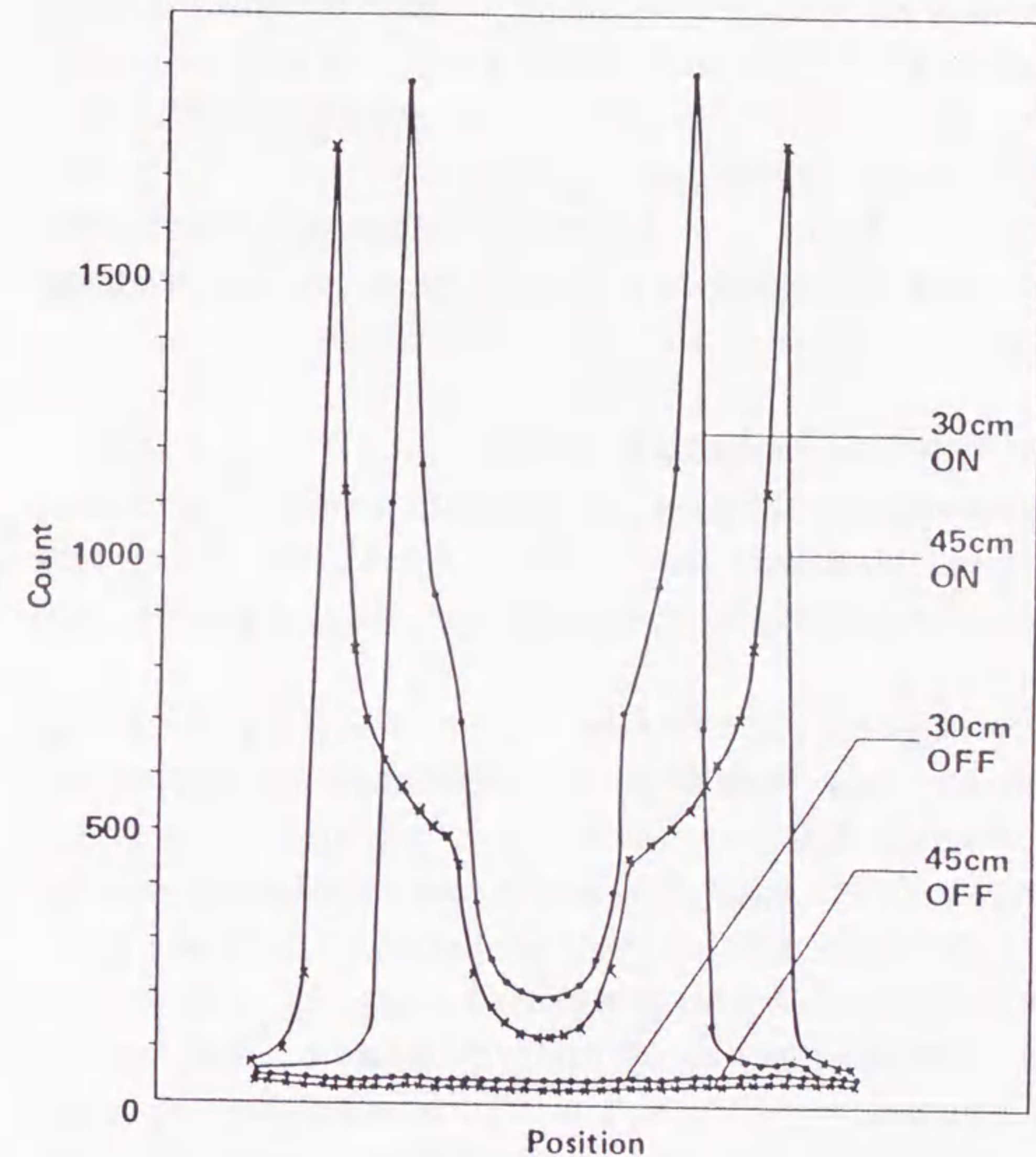


Fig.5-1. Profile of rotating line source of 30cm and 45cm.

計数が高いのは、線状線源を回転させたとき、周辺部での線状線源の存在確率が高いためと考えられる。回転径30cmのデータと45cmのデータを比較すると、30cmのほうが真の同時計数が多いことがわかる。一方、偶発同時計数の増加は、30cmのほうが多いが、その増加は少ない。

Fig. 5-2に、円柱状ファントムの中心部に相当する画素の計数と線状線源の直径の関係を示す。真の同時計数(ON-OFF)、偶発同時計数(OFF)ともに、ほぼ線状線源の回転径に反比例して減少していることが明らかになった。

(3) 吸収補正データの再構成画像による評価

線状線源の回転径により吸収補正データの再構成画像がどのように変化するかわかるために、線状線源の回転直径、30cm、35cm、40cm及び45cmで計測した吸収補正データの画像再構成を行なった。吸収補正データの測定は、各測定とも4分とした。

画像再構成は遮断周波数 $0.125 / \text{mm}$ で行なった。得られた画像の中心部に関心領域を設定し画素値の標準偏差を測定した。線状線源の回転径と画素値の百分率で表した標準偏差の関係をFig.5-3(a)に示す。また、回転径の減少による感度の変化の割合を知るために、回転径 45cmの場合の測定時間と画素値の標準偏差の関係をFig. 5-3(b)に示す。ここでFig.5-3の(a)と(b)を比較する。Fig.5-3の (a) において、線源の回転径が 30cm の場合の標準偏差は約 8 % である。一方、Fig. 5-3(b)によると、8%の標準偏差を得るためには約 6 分の測定時間を要する。これは、Fig. 5-3 (a) の測定時間、4 分の1.5倍に相当する。つまり線状線源の回転径を45cmから30cmに減少させることにより、45cmの回転径で測定時間を1.5倍にした場合と同様の標準偏差の画像を得られることが明らかになった。これは、回転径45cmから 30cmにすることにより感度が1.5倍に向上することと等価である。

線状線源の径と吸収補正データの信号雑音比の関係を求めるために以上の実験を行なった。結果より、線状線源の回転径はできるだけ小さいことが、吸収補正データの信号雑音比の観点から望ましいことが明らかになった。

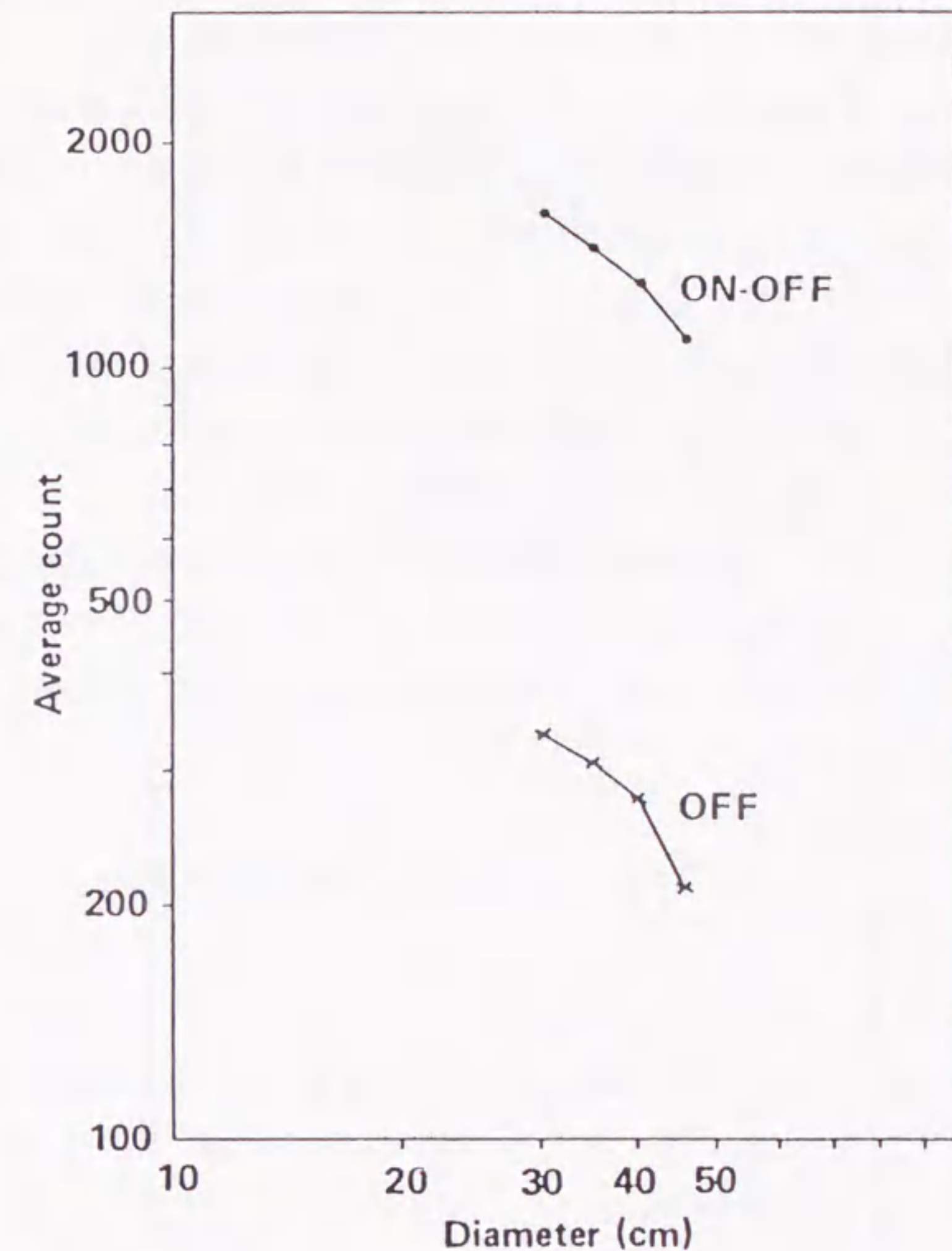


Fig.5-2 . Event per element of the sinograms for true event (ON-OFF) and random event (OFF) at the center of cylinder for different orbits of line source diameter.

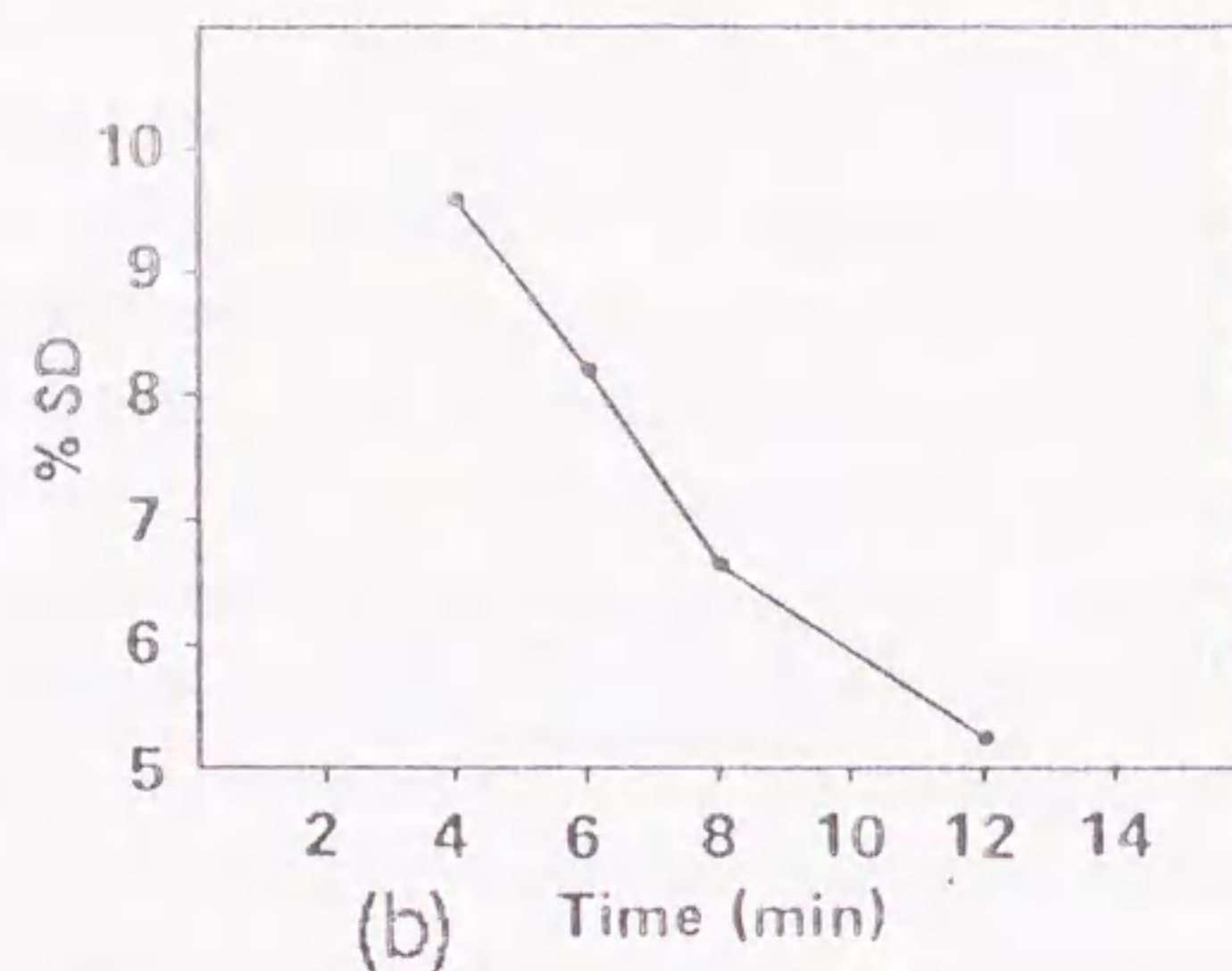
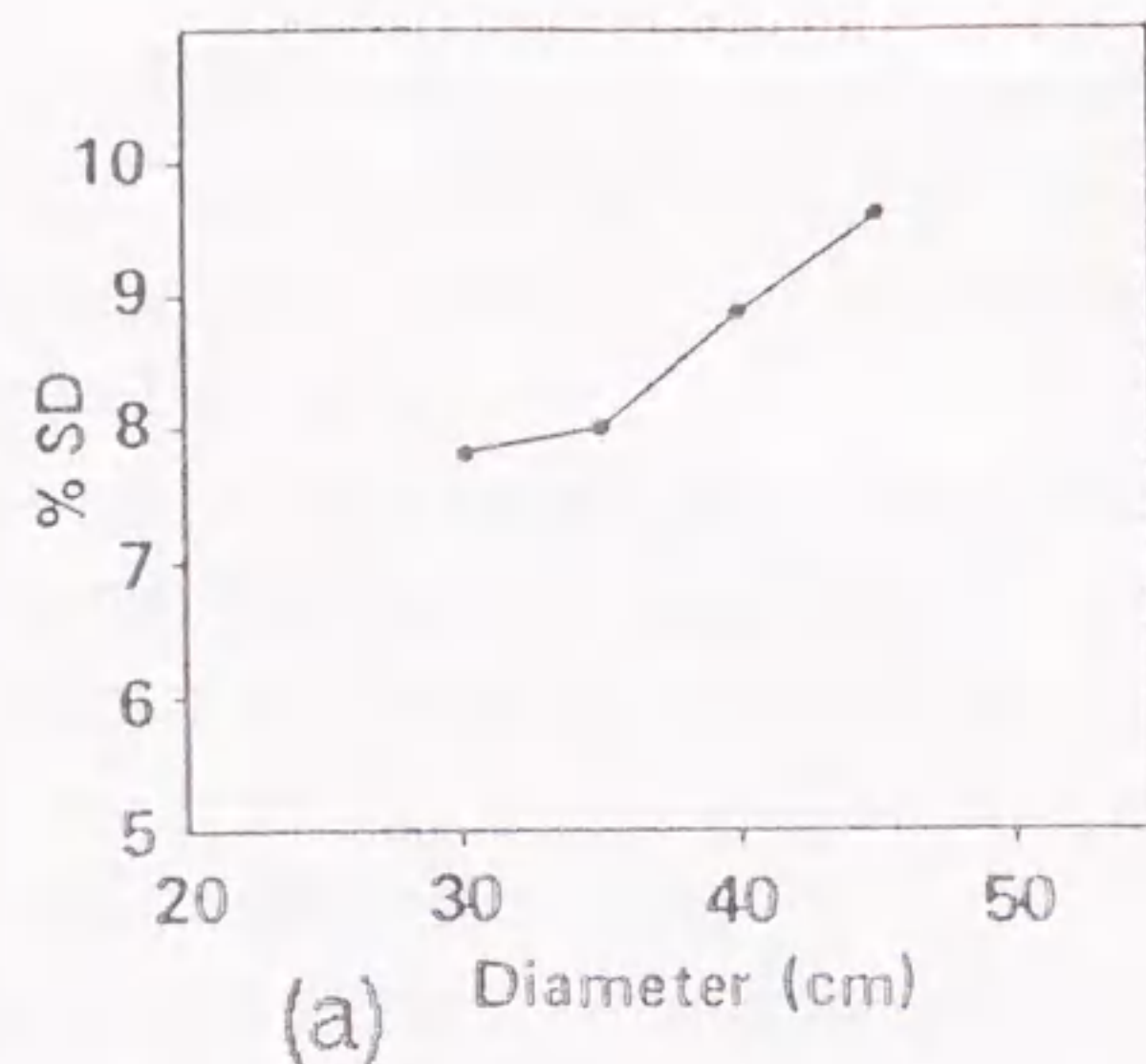


Fig. 5-3. Percent standard deviation in transmission images of different orbits of line source (a) and those of different scan periods(b).

Fig. 5-2 において、真の同時計数率、偶発同時計数率ともに回転径に反比例して増加した。その理由を考察する。まず、円柱状ファントムの中心部に於ける画素の、真の同時計数率は線状線源の回転径に反比例する。回転径が小さくなることにより、線状線源が中心部に存在する確率が増加し、真の同時計数率は線状線源の存在確率に比例するためと考えられる。一方、偶発同時計数率は、対向する2本の検出器の計数率の積に比例する。回転径を小さくすることによる検出器の計数率の変化を考えた場合、線状線源に近い側の検出器の計数率は一般に検出器と線源間の距離に反比例する。体軸方向からみた検出器が線状線源をみこむ立体角が、スライスシールドの存在のため変化しないため距離に反比例することになる。一方、線状線源から遠いがわの検出器の計数率は、検出器と線源の距離の2乗に反比例する。線源との距離が遠いので、スライスシールドの影響を受けないからである。したがって、偶発同時計数率は、検出器と線状線源の距離に、近似的に比例することになると考えられる。

5-3 PET装置の計数率特性に影響を与える要因の考察

(1) 目的

計数率特性はPET装置の定量測定において重要である(Raichle et al. 1983, Kanno et al. 1984, Iida et al. 1988, Kanno et al. 1987)。また、不十分な計数率特性は、高計数率時の実効的な感度を減少させ、画像の信号雑音比を低下させる(Mazoyer et al. 1985)。

PET装置の計数率特性は多くの要因により変化する。要因は大別してPET装置の幾何学的な要因と電子回路的な要因に分けられる。幾何学的要因に関してはDerenzoらが報告している(Derenzo et al. 1980)。電子回路構成が計数率特性に与える影響に関してはHolmesらが報告している(Holmes et al. 1983)。しかし、PET装置の計数率特性を向上させるためには、これらの要因が計数率特性に与える影響を定量的に求め、最も大きな要因を見いだす必要がある。そこで、幾何学的な

要因と電子回路的な要因が計数率特性に与える影響を、計算により総合的に評価し、比較検討を行なった。

(2) モデル

計算は、試作したPET装置のデータ収集回路に基づいて行なった。計算に用いたデータ収集回路の構成を Fig. 5-4に示す。データ収集回路は検出器ユニットに関する電子回路（検出器電子回路, Detector electronics）、グループエンコーダの回路（グルーピング, Group encoder）、および同時計数回路（Coincidence）より構成される。

検出器電子回路は、検出器ユニットの位置計算を行なうとともに、同時計数に用いる時間信号を作り出す回路である。この回路の出力は、グルーピングに導かれる。グルーピングでは複数の検出器電子回路の出力をまとめ、2進化する。グルーピングの出力は同時計数回路で同時計数される。同時計数回路では、先に述べた on-time の同時計数と off-time の同時計数を計測する。グルーピングまでは、ガンマ線の入射に対して動作するが、同時計数回路は同時計数があったときのみ動作する。

検出器電子回路に入力するガンマ線の計数率を D_{ideal} とすると、検出器電子回路の出力の計数率は、非麻痺型不感時間モデルに基づけば以下の式で表される。

$$D_{ob} = \frac{D_{ideal}}{1 + D_{ideal} \tau_d} \quad (5-2)$$

ここで τ_d は検出器電子回路における不感時間である。

1 リングあたり N 個の検出器ユニットを n 個のグルーピングに分割した場合、グ

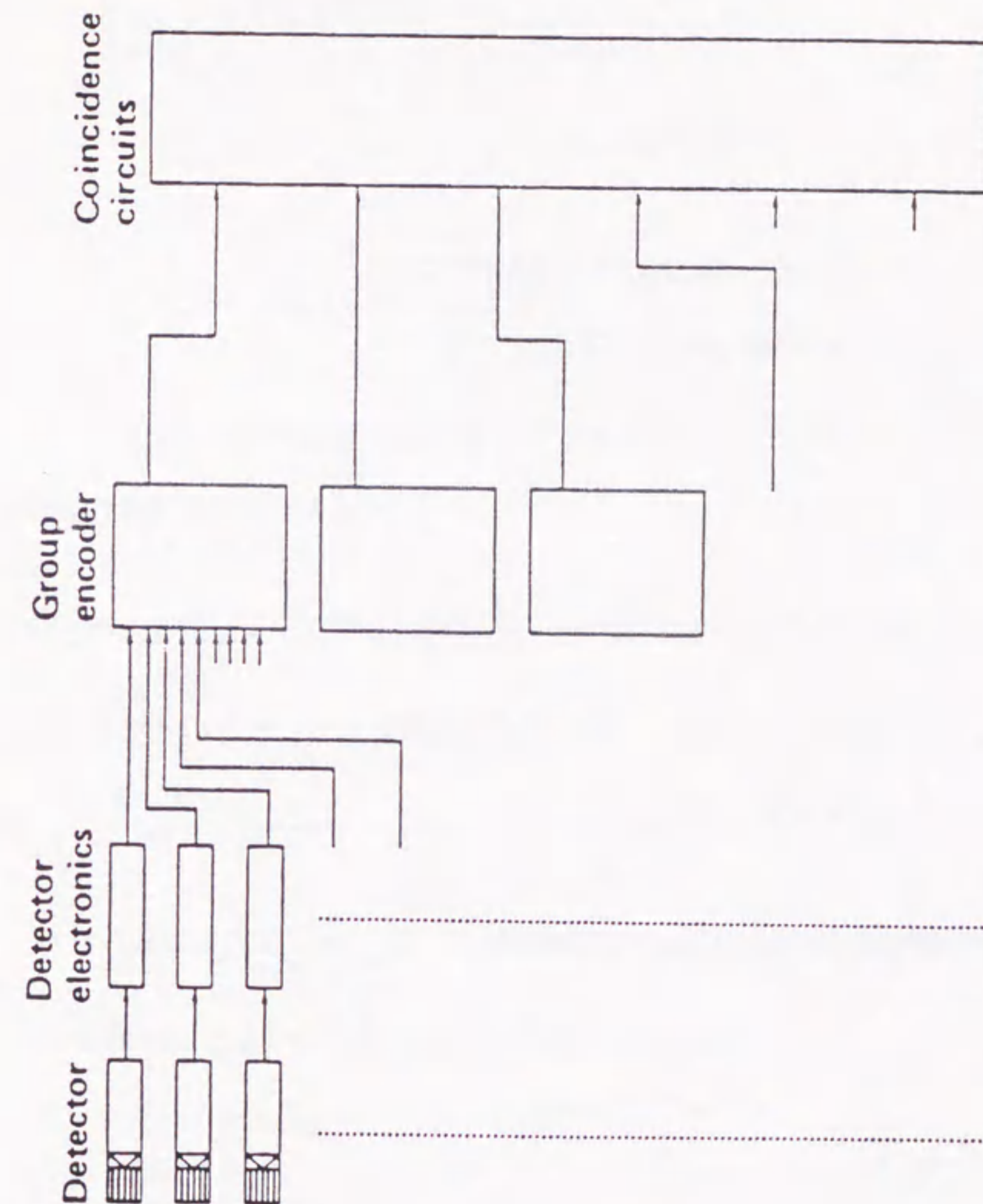


Fig.5-4 . Block diagram of the data acquisition circuit.

ルーピングの出力における計数率は以下の式で表される。

$$G_{ob} = \frac{(N/n) D_{ob}}{1 + [(N/n) D_{ob}] \tau_g} \quad (5-3)$$

ここで τ_g はグルーピングにおける不感時間である。

グルーピングまでの計数効率は以下の式となる。

$$g_s = \frac{G_{ob}}{G_{ideal}} \quad (5-4)$$

ここで、 G_{ideal} はグルーピングに入力する真の計数率であり、以下の式で表される。

$$G_{ideal} = (N/n) D_{ideal} \quad (5-5)$$

一方、同時計数回路の出力における同時計数率 C_{ob} は以下の式で表される。

$$C_{ob} = \frac{g_s^2 (T_{ideal} + 2 R_{ideal})}{1 + g_s^2 (T_{ideal} + 2 R_{ideal}) \tau_c} \quad (5-6)$$

ここで、 T_{ideal} は真の同時計数率の理想値、 R_{ideal} は偶発同時計数の理想値

である。

k をPET装置におけるガンマ線入射に対する真の同時計数の割合とすると、 T_{ideal} 、 R_{ideal} は以下の式となる。

$$T_{ideal} = N D_{ideal} k \quad (5-7)$$

$$R_{ideal} = \tau_{tw} [(N/n) D_{ideal}]^2 (NC) \quad (5-8)$$

ここで、 τ_{tw} は同時計数回路におけるタイムウインドウ幅である。また、 NC は同時計数回路の個数を示す。

これらの式を用いて、同時計数回路の計数効率は以下の式で表される。

$$g_c = \frac{C_{ob}}{g_s (T_{ideal} + 2 R_{ideal})} \quad (5-9)$$

PET装置全体としての計数効率は以下の式で示される。

$$g_{all} = g_c g_s \quad (5-10)$$

同時計数回路出力部の真の同時計数率 T_{ob} と、偶発同時計数率 R_{ob} は、以下の式で表される。

$$T_{ob} = g_{all} T_{ideal} \quad (5-11)$$

$$R_{ob} = g_{all} R_{ideal} \quad (5-12)$$

なお、このモデルの k の値は20cmの円柱型ファントムを用いて実測した値を用いた。

(3) 方法

計数率特性に関係のある他のパラメータを固定し、1つのパラメータを変化させて真の同時計数率と偶発同時計数率を計算した。計算に用いた具体的なパラメータは、変化させたパラメータ以外は試作したPET装置のものを用いた。

計算に用いた具体的なパラメータは、リングあたりの検出器の本数(N)を96、グルーピングの個数(n)を6、同時計数回路の個数(NC)を15、検出器電子回路の不感時間(τ_d)を1 μ s、グルーピングの不感時間(τ_g)を100ns、同時計数回路の不感時間(τ_c)を150ns、タイムウインドウ幅(τ_{tw})を20ns、ガンマ線の入射に対する真の同時計数の割合(k)を0.01とした。また幾何学的定数として、スライス厚さ10mm、リング直径80cm、スライスシールド長さ12cmとした。

(4) 結果

1) 幾何学的要因

計数率特性に影響を及ぼす幾何学的要因としては、検出器の検出効率、スライス厚さ、検出器リングの直径、およびスライスシールド長さが考えられる。

a) 検出器の検出効率

真の同時計数率は検出器の検出効率の2乗に比例するが、検出器に入射する単一のガンマ線に対する計数率は、検出器の検出効率に比例する(Derenzo et al. 1980, Tanaka et al. 1982)。計数率特性を検出器の検出効率、0.5, 0.75, 1.0について計

算した結果をFig. 5-5に示す。図中のtrueは真の同時計数率を表し、randomは偶発同時計数率を表す。検出効率、0.5, 0.75, 1.0はそれぞれ、シンチレータの材質としてNaI (TI), BaF₂, BGOを用いた検出器の検出効率に近似するものとして選択した。検出効率が高いほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことより計数率が高いほど、計数率特性は優れていることが明らかになった。

b) スライス厚さ

スライスシールドの長さを一定としたとき、真の同時計数率はスライス厚さの2乗に比例し、一方ガンマ線が検出器に入射する計数率もスライス厚さの2乗に比例する。したがって、入射ガンマ線の入射に対する真の同時計数率(k)はスライス厚さにかかわらず一定である。この場合、計数率特性は、スライス厚さにかかわらず一定になる。

一方、スライス厚さに対するスライスシールドの長さの比を一定とした場合を考える。この場合、真の同時計数はスライス厚の2乗に比例するが、単一ガンマ線に対する検出器の計数率はスライス厚に比例する。したがって、ガンマ線の入射に対する真の同時計数率(k)はスライス厚に比例する。計数率特性をスライス厚、5mm, 10mm, 15mmの場合に関して計算した結果をFig. 5-6に示す。図中のtrueは真の同時計数率を表し、randomは偶発同時計数率を表す。スライス厚さが大きいほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことよりスライス厚が大きい程、計数率特性は優れていることが明らかになった。

c) 検出器リングの直径

スライスシールドの長さを一定とした場合、真の同時計数率は検出器のリング直径に反比例する。一方、単一ガンマ線に対する検出器の計数率は一定である。計数率特性を検出器リングの直径、60cm, 80cm, 100cmに対して計算した。結果をFig. 5-7に示す。図中のtrueは真の同時計数率を表し、randomは偶発同時計数率を表す。リング直径が小さいほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このこ

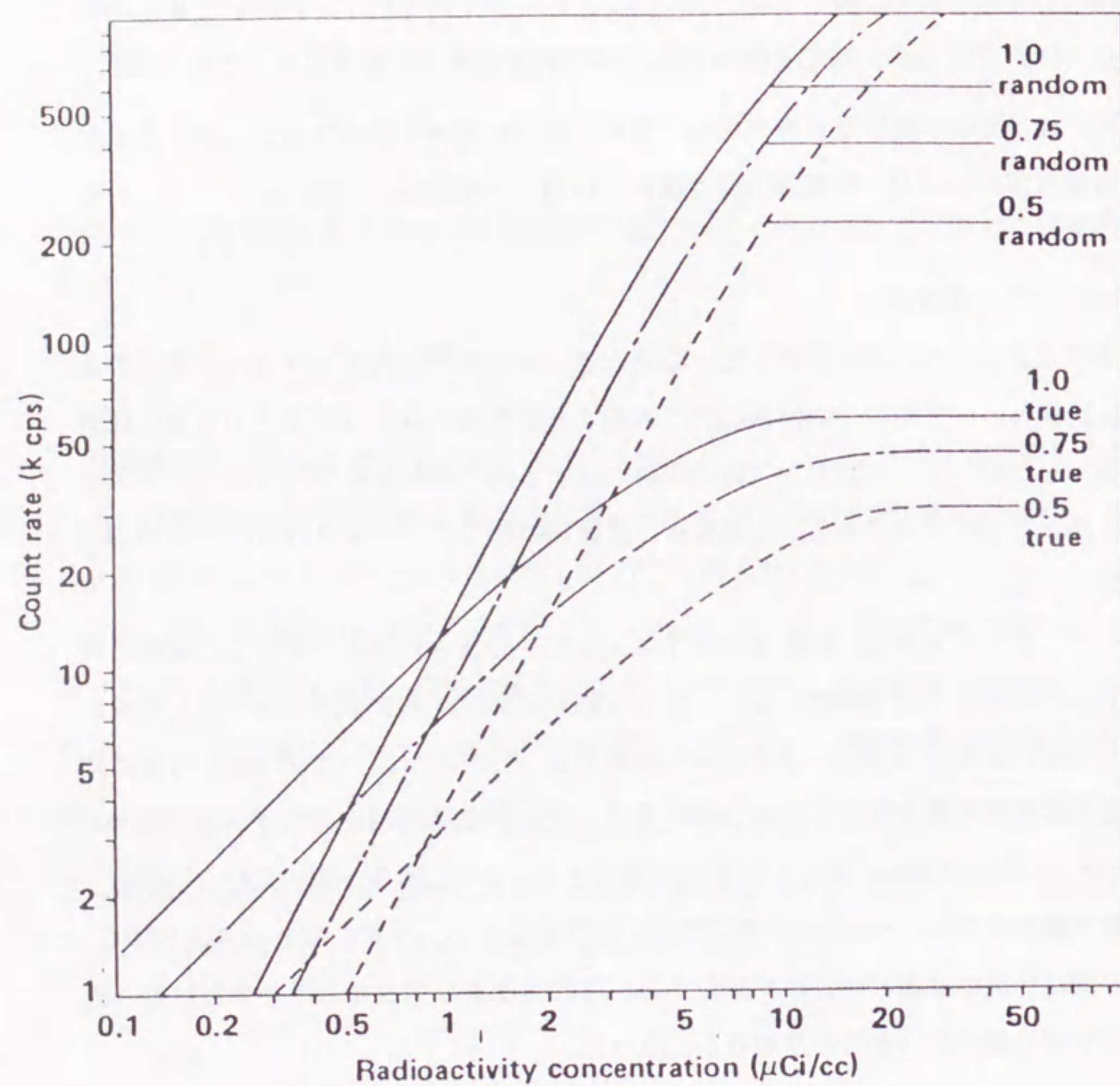


Fig.5-5. Calculated count rate for different efficiencies of detector.

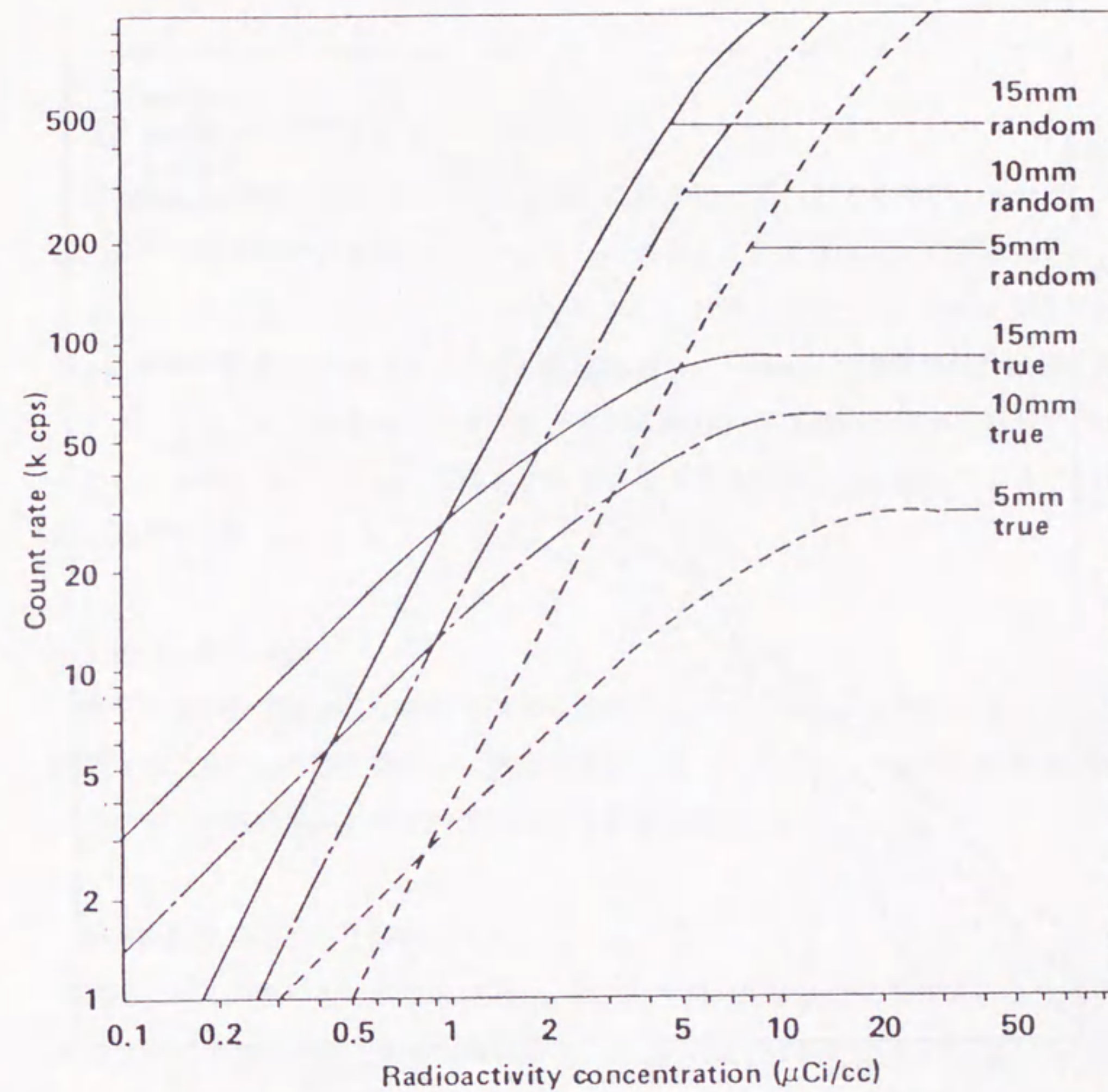


Fig.5-6. Calculated count rate for different slice thickness .

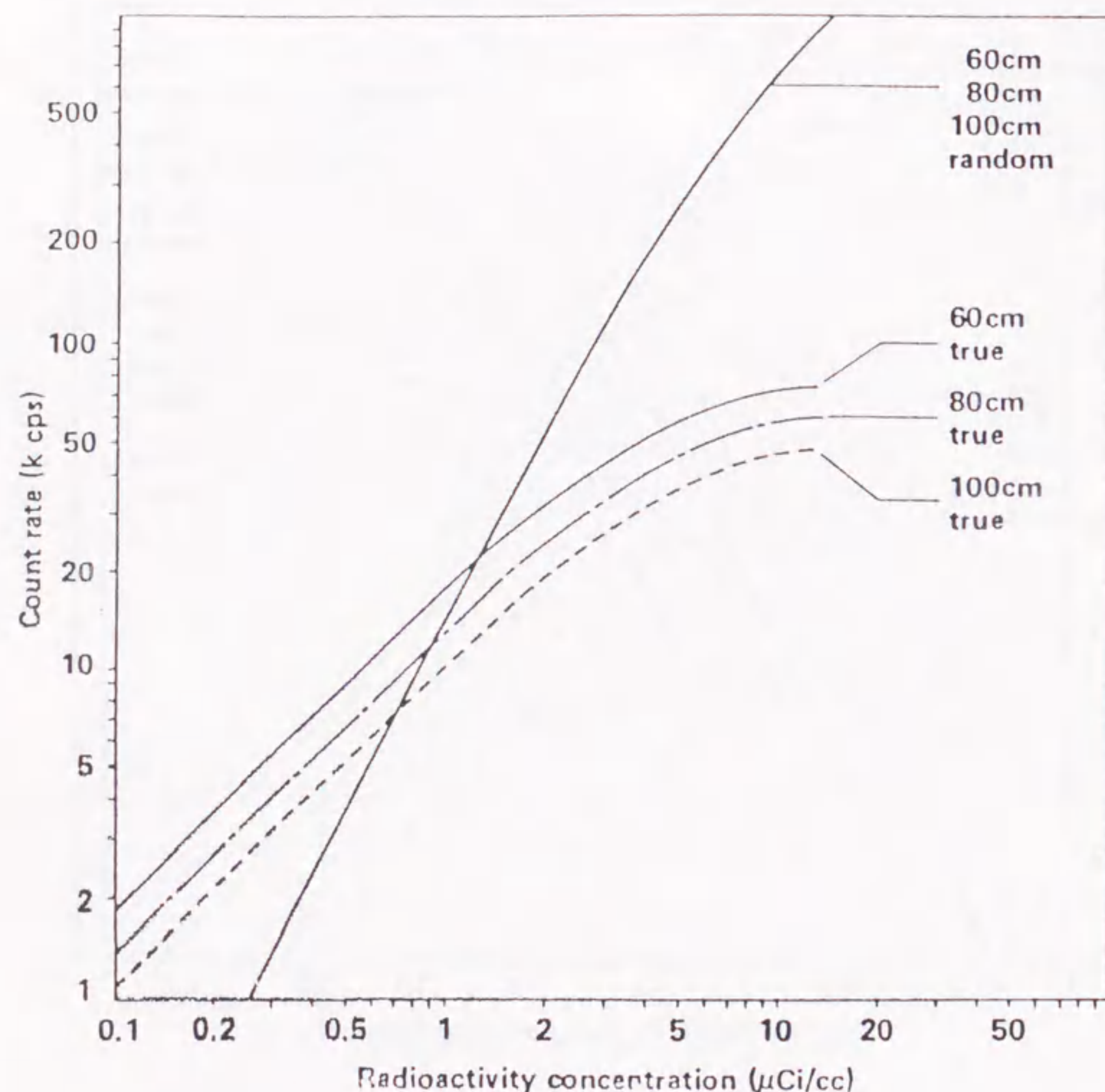


Fig.5-7. Calculated count rate for different ring diameters.

とより検出器リング直径は小さいほど計数率特性は優れていることが明らかとなった。

d) スライスシールド長さ

真の同時計数率はスライスシールド長さにかかわらず一定であるが、単一ガンマ線に対する検出器の計数率はスライスシールド長さに反比例する。計数率特性をスライスシールド長さ、6cm, 12cm, 18cmに対して計算を行なった。その結果をFig. 5-8に示す。図中の trueは真の同時計数率を表し、randomは偶発同時計数率を表す。スライスシールド長さが大きいほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことよりスライスシールド長さが大きいほうが計数率特性が優れていることが明らかになった。

2) 電子回路の要因

電子回路が計数率特性に影響を与える要因としては、回路の各部分における不感時間が考えられる。電子回路を、検出器電子回路、グルーピング及び同時計数回路に分けて、不感時間が計数率特性に与える影響を調べた。

a) 検出器電子回路の不感時間

特別なパルス整形を行わない場合、BGO を用いた検出器の処理を行なう電子回路はBGOの減衰時間を考慮に入れると、1 μ s 以上の不感時間を必要とすると考えられる。特別なパルス整形を行なった場合、あるいは短い減衰時間を有するシンチレータ、例えばフッ化セシウム(CsF)を用いた場合、不感時間は0.5 μ s以下にできると考えられる。そこで計数率特性を不感時間0.5 μ s, 1.0 μ s, 2.0 μ s について計算した。結果をFig.5-9に示す。図中のtrueは真の同時計数率を表し、randomは偶発同時計数率を表す。検出器電子回路の不感時間が短いほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことより検出器電子回路の不感時間が短いほど計数率特性は優れていることが明らかになった。しかし幾何学的要因に比べての改善は少ない。

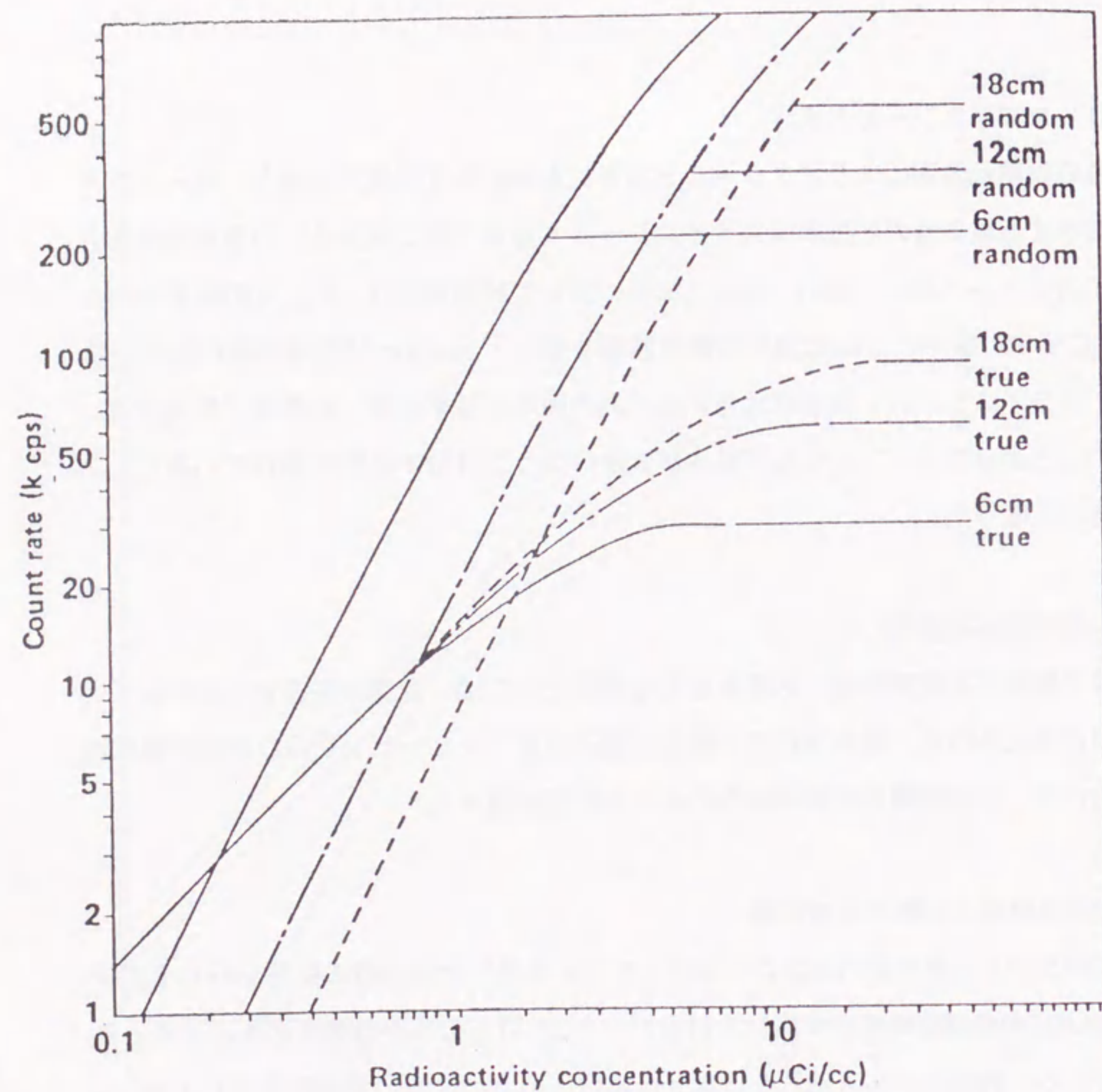


Fig.5-8. Calculated count rate for different slice shield lengths.

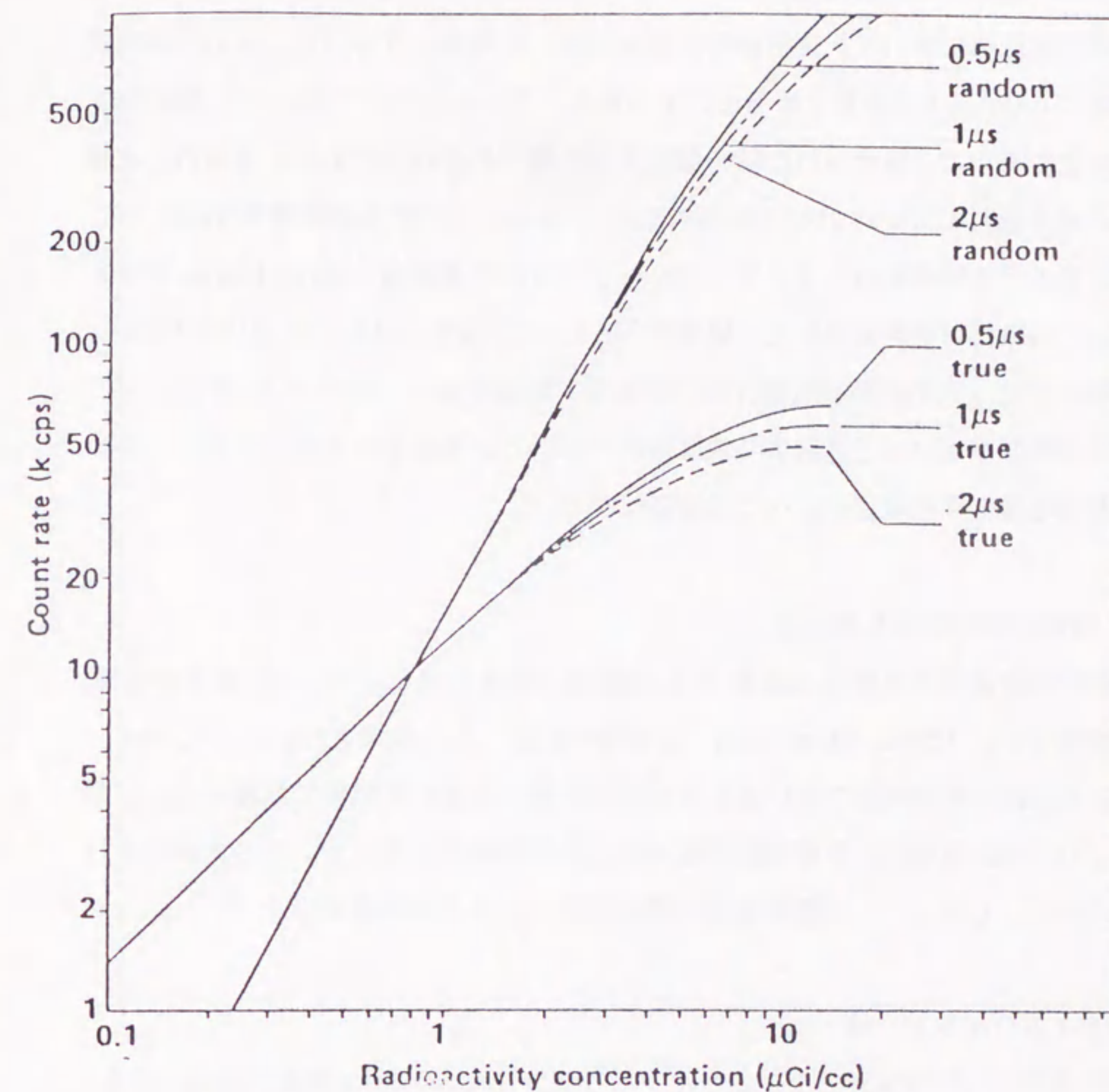


Fig.5-9. Calculated count rate for different detector deadtime.

b) グルーピングの不感時間

同時計数回路において、遅延同時計数を付加した場合、グルーピングの不感時間は通常、100ns以上を必要とすると考えられる。グルーピングにおいて、遅延同時計数が生じるまで2進化された値を保持する必要があるからである。最近の、改善された電子回路(Cahoon et al. 1986)では、グルーピングの不感時間を50ns以下に短縮できる可能性がある。そこで、グルーピングの不感時間、50ns, 100ns, 200nsについて計数率特性を計算した。結果をFig. 5-10に示す。グルーピングの不感時間が短いほど、真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことよりグルーピングの不感時間が短いほど計数率特性は優れていることがあきらかになった。しかし、この要因も幾何学的要因に比べての改善は少ない。

c) 同時計数回路の不感時間

同時計数回路の不感時間は通常は150ns程度と考えられる。そこで計数率特性を不感時間 75ns, 150ns, 300ns に関して計算を行なった。結果をFig. 5-11に示す。同時計数回路の不感時間が短いほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことより同時計数回路の不感時間が短いほど計数率特性は優れていることがあきらかになった。しかし、この要因も幾何学的要因に比べての改善は少ない。

d) タイムウインドウ幅

BGOを用いたPET装置のタイムウインドウ幅は10nsから20ns程度と考えられる(Kanno et al. 1985, Derenzo et al. 1987, Holte et al. 1987)。一方、BaF₂を用いたPET装置のタイムウインドウ幅は、2.5ns から10ns程度と考えられる。そこで、計数率特性をタイムウインドウ幅 5ns, 10ns, 20ns に対して計算を行なった。結果をFig. 5-12 に示す。タイムウインドウ幅が小さいほど真の同時計数率は高い計数率で飽和する。このことよりタイムウインドウ幅が小さいほど計数率特性は優れていることがあきらかになった。しかし幾何学的要因に比べての改善は少ない。また偶発同時計数は、タイムウインドウ幅が小さくなると大幅に減少する。これは偶発同

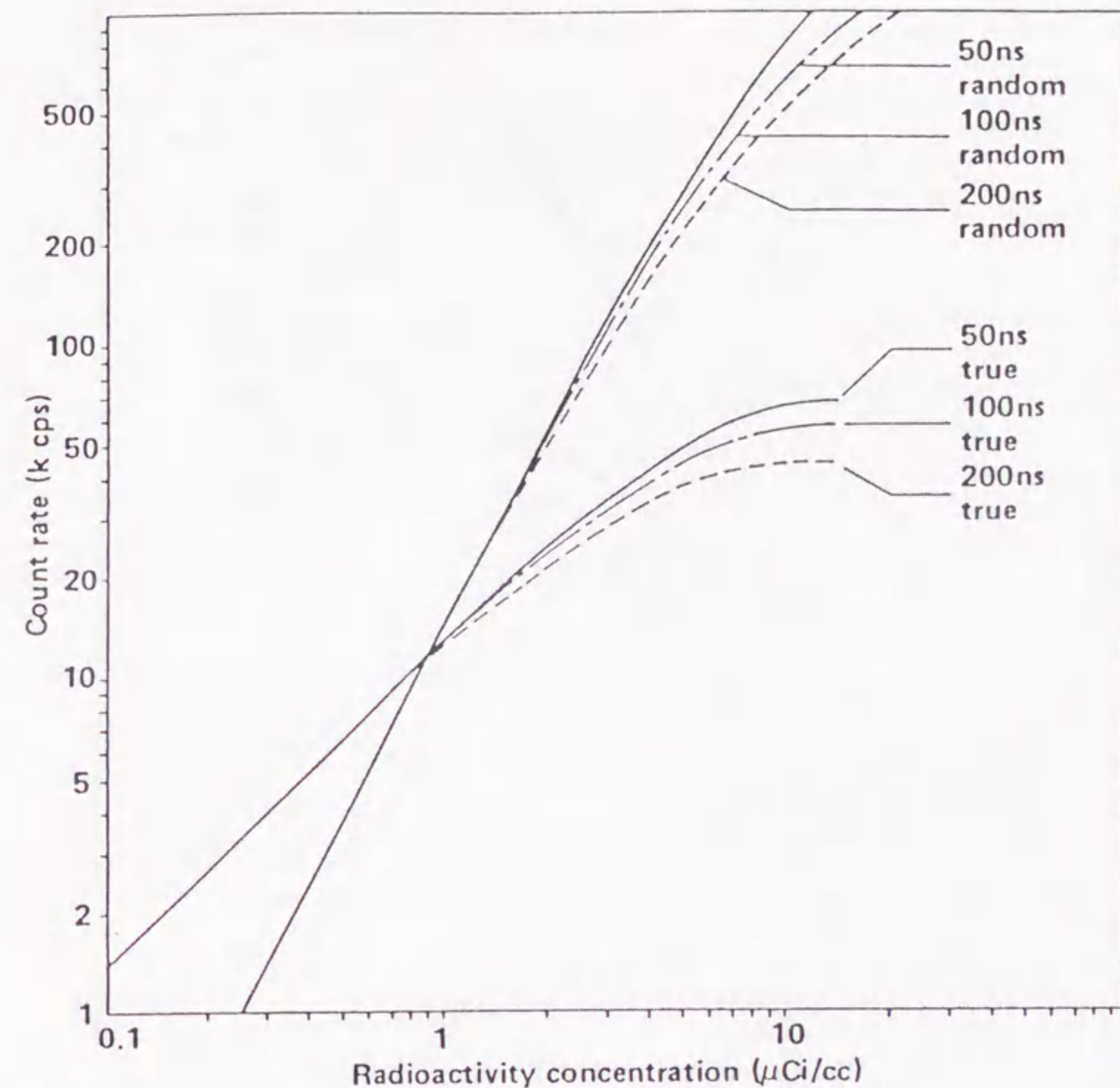


Fig.5-10. Calculated count rate for different grouping deadtime.

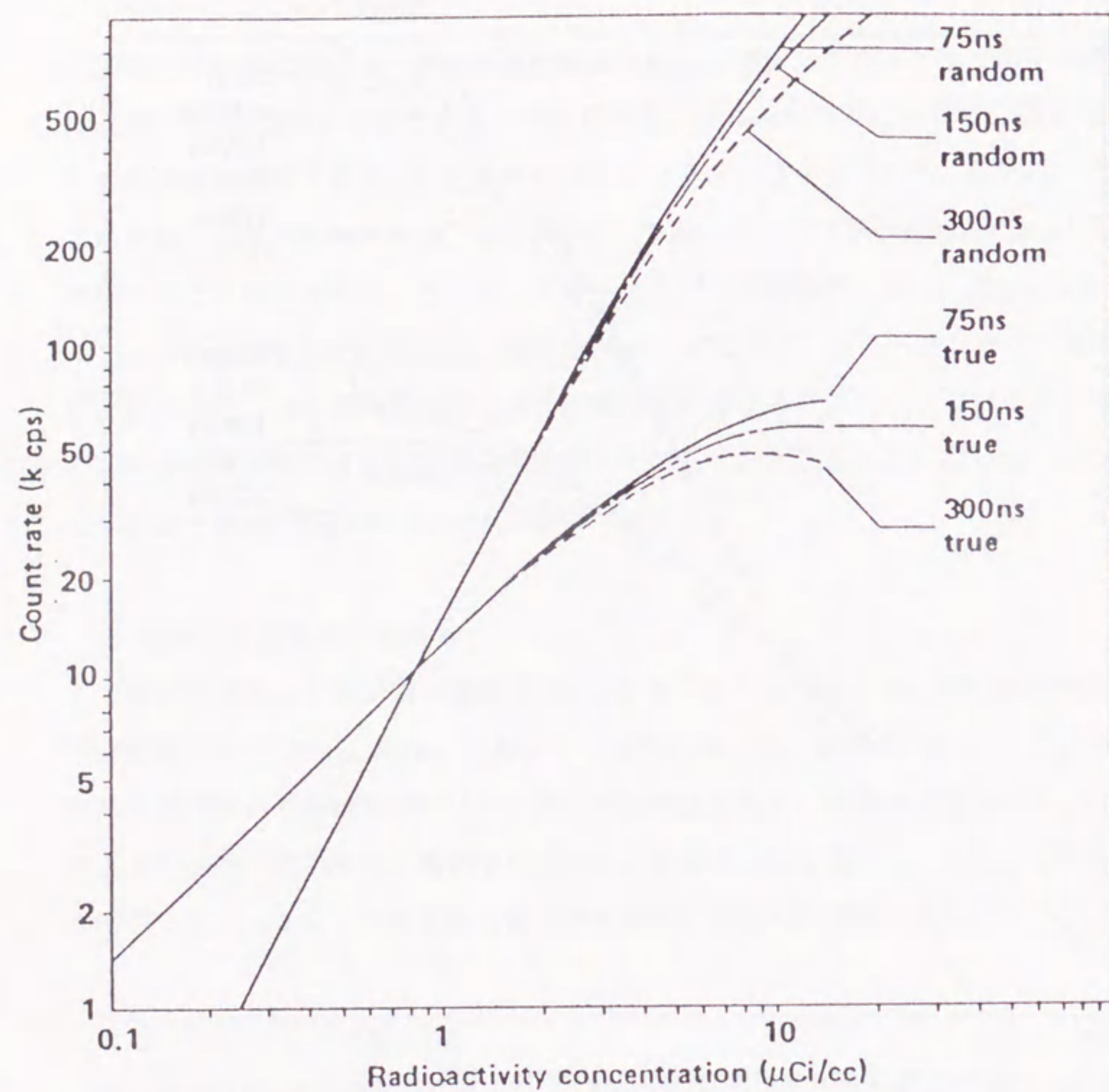


Fig.5-11. Calculated count rate for different coincidence deadtime.

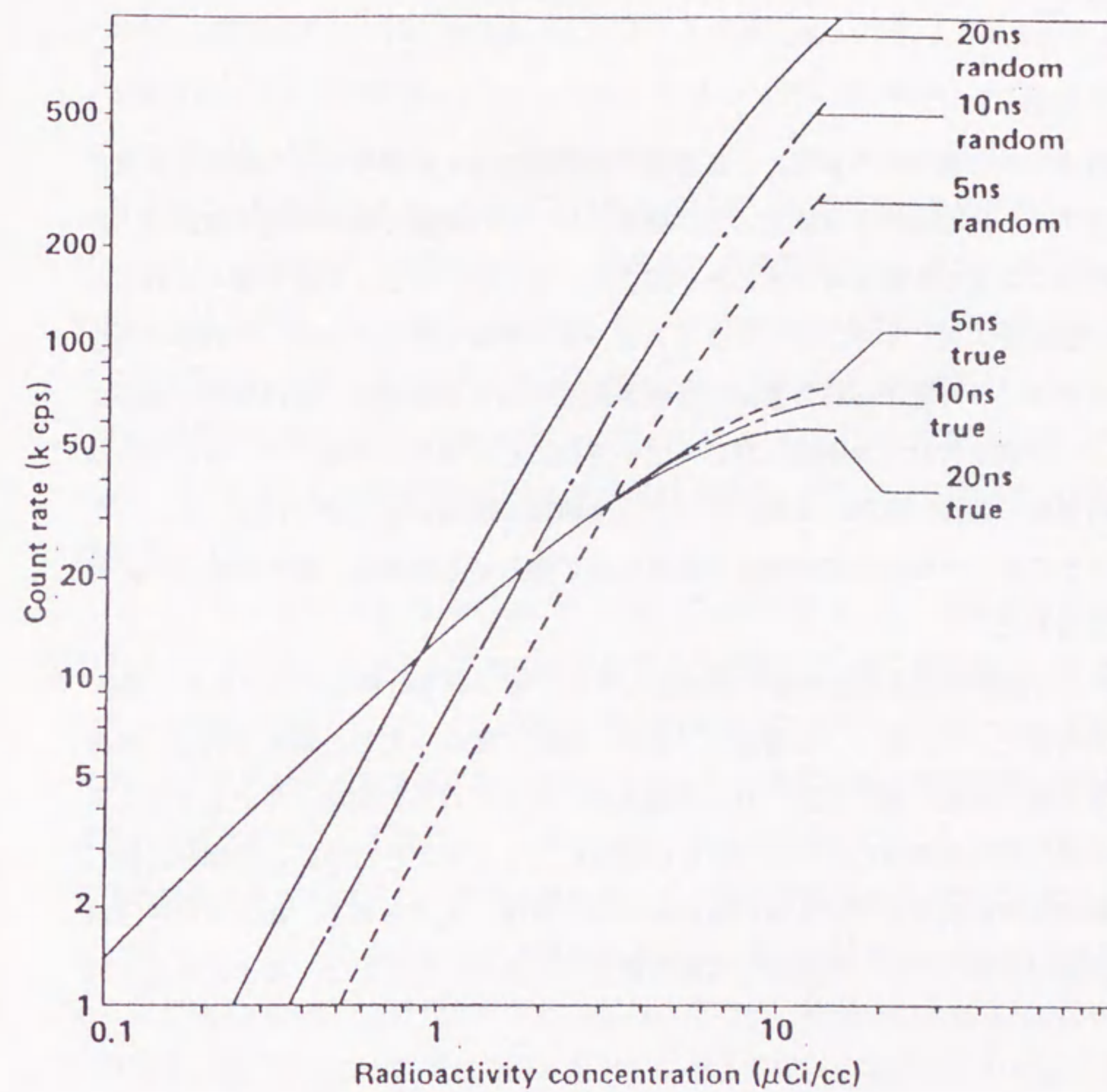


Fig.5-12. Calculated count rate for different time window width.

時計数がタイムウィンドウ幅に比例するからである。

(5) 考察

計数率特性に関係する要因と、各要因が計数率特性に影響を与える程度を計算により求め、比較検討を可能とした。結果より、PET装置の幾何学的な要因は、計数率特性に大きな影響を与えることが明らかになった。スライス厚を薄くすること、リング直径を大きくすること、スライスシールドを短くすることは、計数率特性を劣化させる。一方電子回路の要因が計数率特性に与える影響は、幾何学的な要因に比べて、計算を行なった範囲においては小さいことが明らかになった。ここで行なった計算は、開発したPET装置のデータ収集回路の構成に基づいて行なった。したがって他のデータ収集回路の構成の装置に対し適用する場合は、若干の修正が必要と考えられる。

また、計数率特性を非麻痺型不感時間モデルに基づいて計算を行なったが、麻痺型不感時間モデルに基づいた場合は、多少、結果に変化があると考えられる。検出器電子回路の部分に関しては、ガンマ線入射に対するパルスのパイルアップによる不感時間も高計数率時には無視できない項目になると考えられる。この部分に関しては麻痺型不感時間モデルを用いるのも一つの方法と考えられる。検出器電子回路以外の部分に関しては、非麻痺型不感時間モデルを用いたことは、妥当と考えられる。

5-4 PET装置の計数率特性と数え落としの補正

(1) 目的

PET装置において、数え落としの補正は、吸収補正、検出器の感度補正、偶発同時計数の補正、及び散乱同時計数の補正とともに、PET装置による定量測定に不可欠な補正である。数え落としは、画像再構成されたPET装置の画像の値の過小評価を引き起こす。この誤差は、O-15 ガス持続吸入法などの生理学的定量評価のモデ

ルにおいて増幅される(Frackowiak et al. 1980)。O-15-水の静注法(Raichle et al. 1983)の測定においては、数え落としによる計数損失は、20%以上にも達するので定量測定においては無視できない。(Kanno et al. 1985, Hoffman et al. 1983, Litton et al. 1984)。

数え落としの補正方法としては、これまでに以下に示す方法が報告されている。Mazoyerらは同時計数率を指標に用い、麻痺型不感時間モデルに基づく数え落としの補正方法を考案した(Mazoyer et al. 1985)Hoffmanらは計数損失を求めるために、同時計数率を処理している間にガンマ線が入射する計数率で定義されるトリプル同時計数率を指標とした(Hoffman et al. 1983)。しかし、これらの数え落としの補正は、PET測定における被検体の大きさが異なる場合に正しく補正できない可能性がある。

Fig. 5-13に、PET装置(Kanno et al. 1985)により測定をした3種の異なる直径の円柱状ファントムに対する計数率特性を示す。測定はO-15-水を封入したファントムを減衰を追いながら、PET装置で連続測定することにより行なった。Fig. 5-13から、ファントムの直径が変化することにより、真の同時計数率の計数率特性は大きく変化することがわかる。したがって、ある大きさのファントムに対して真の同時計数率特性を測定し、その結果に基づいて補正計数を求める方式の数え落としの補正は、ファントムの大きさが異なった場合、補正の結果に大きな誤差を生じることが考えられる。この現象が明らかになったため、被検体の大きさにかかわらず精度良く補正することのできる数え落としの補正がPETの定量測定の現場で切望されてきた。そこで被検体の大きさにかかわらず精度良く補正することのできる数え落としの補正方法を開発し、実験により精度の確認を行なった。

(2) 数え落とし補正の方法

1) 計数率特性のファントム依存性の理由

Fig. 5-13 において、計数率特性がファントムの大きさにより変化する理由を考える。

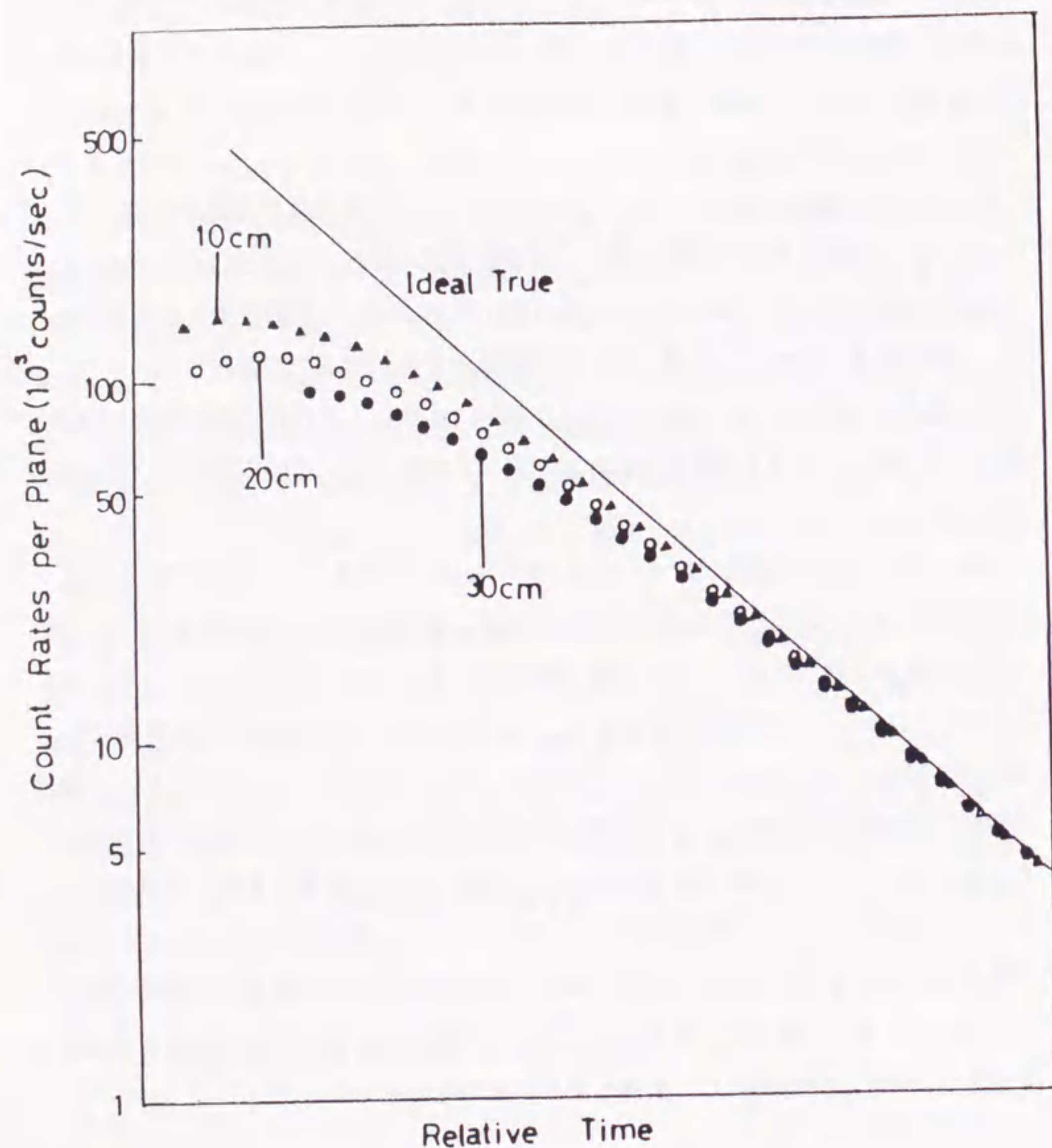


Fig. 5-13. Count rate characteristics of true coincidence for cylindrical phantoms of different diameters.

すでに述べたように、PET 装置においては、ガンマ線の入射に対して、不感時間を生じる部分、例えば、検出器電子回路やグルーピングと、同時計数が生じた時のみ不感時間を生じる部分、例えば、同時計数回路に分けることができる。ガンマ線の入射に対する計数効率 ϵ は、(5-4)式で表され、計数効率は入射するガンマ線の数にのみ依存する。したがって、この部分に関しては、計数効率はファントム径に依存しない。一方、同時計数回路における計数効率は(5-9)式で表される。

(5-9)式の中で、 T_{ideal} は、ガンマ線の入射に対する真の同時計数の割合、 k に比例する。ここで k をファントム径が小さい場合と大きい場合で比較する。ファントム内部で消滅ガンマ線の一方が吸収される確率は、ファントム径が小さいほうが少ない。そのため、ファントム径が小さいほうが、 k は大きくなる。したがって、同時計数回路における計数率特性はファントム径に依存し、PET装置全体の計数率特性もファントム径に依存することになる。

2) 数え落とし補正の理論

PET装置の計数効率は(5-10)式で表される。 g_{all} は、(5-11)式と(5-12)式で表される。しかし T_{ideal} は k に依存するため補正の指標として用いるには適当ではない。一方、 R_{ideal} は、(5-8)式に示されるように k には依存しないため、ファントム径によらず、偶発同時計数率は定まる。したがって、(5-12)式より、数え落とし補正計数、 CF は以下の式で表される。

$$CF = 1/g_{all} = R_{ideal}/R_{ob} \quad (5-13)$$

つまり、あらかじめ、あるファントムに対して、(5-13)式により R_{ob} に対して CF を計算しておく。次に、異なる形状の被検体をPET装置で測定する場合、 R_{ob} を測定し、それに対応する CF を導き出す。これを、測定された T_{ob} に

掛け算することにより数え落とし補正を行なう。この手法によりファントム径に関係なく補正可能となる。

(3) ファントムによる実験

考案した数え落とし補正の精度を確認するためにファントムによる実験を行なった。

まず、補正係数を決定するための測定を行なった。18 cm直径の円柱状ファントムにO-15-水を封入し、減衰を追いかけることにより、 T_{ob} と R_{ob} を測定した。結果を Fig. 5-14に示す。 R_{ideal} は R_{ob} の測定点の裾野の部分から外挿することにより求めた。

Fig. 5-15に R_{ob} に対して得られた補正係数を示す。この補正係数を、実際の補正時に容易に引き出すために、以下に示す単調増加の式にあてはめた。

$$CF(R_{ob}) = 1 / (1 - \alpha R_{ob}^{\beta}) \quad (5-14)$$

ここで α と β は最小二乗近似により、誤差が最小になるように決定した。

次に、求めた補正係数により被検体の径によらず正しく補正可能かどうかを、3種の直径の異なるファントム(10cm、20cm、30cm)を用いて確認を行なった。測定はファントムにGa-68を封入し、実際にPET装置を用いて、減衰を追って測定することにより行なった。測定中に、 R_{ob} をカウンタにより測定し、コンピュータに取り込んだ。測定した R_{ob} に対して、補正係数CFを(5-14)式により導き、再構成画像に掛け算した。

得られた、再構成画像に対して、中央部に関心領域を設け、3種類の異なる直径のファントムに対して平均の画素値を算出した。その結果をFig. 5-16に示す。ファントム内の放射能の減衰補正も同時に行なっているので、理想的には放射能濃度

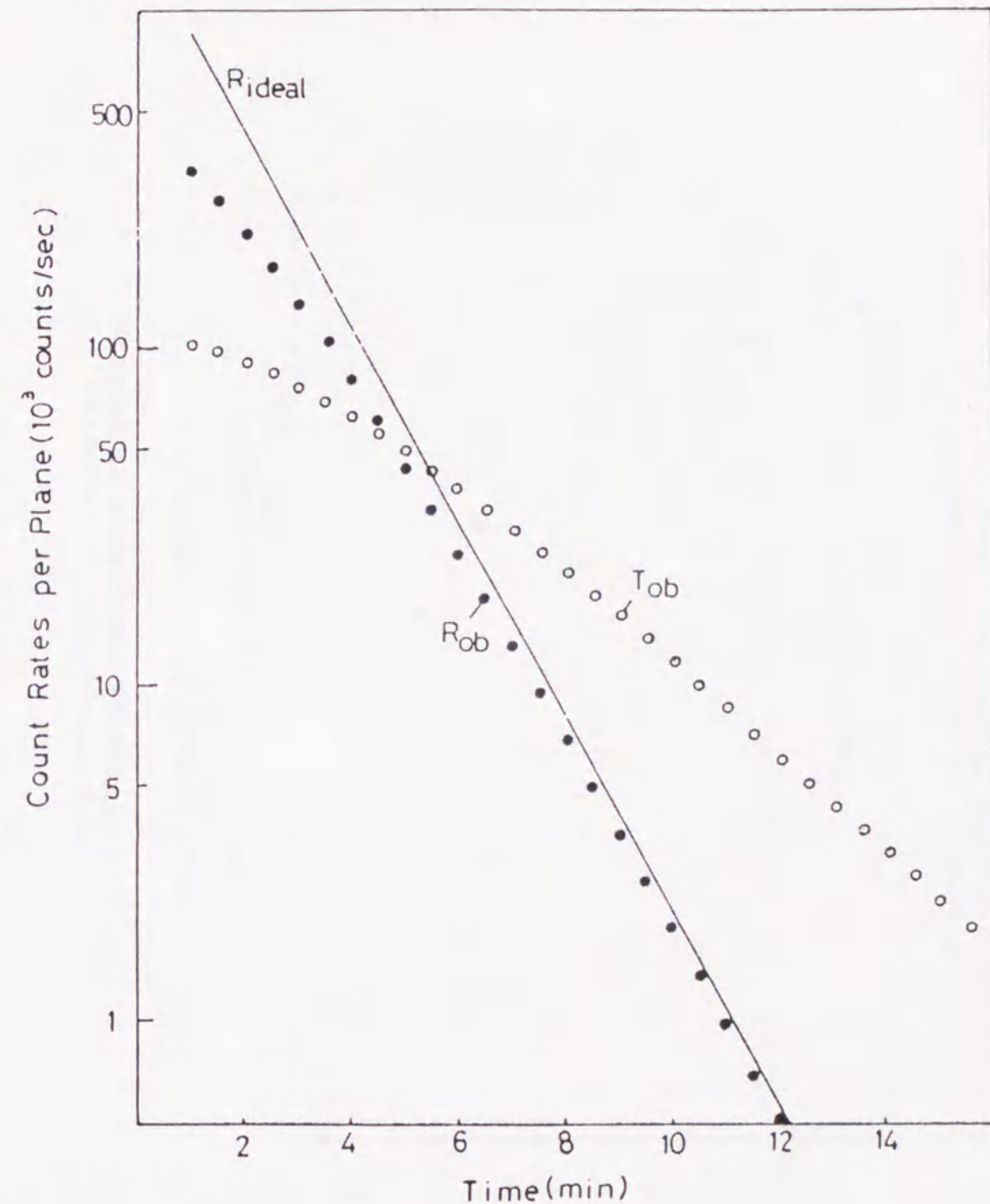


Fig. 5-14. Count rate curves of true coincidence rate, random coincidence rate and calculated ideal random coincidence rate for cylindrical phantom of 18cm diameter.

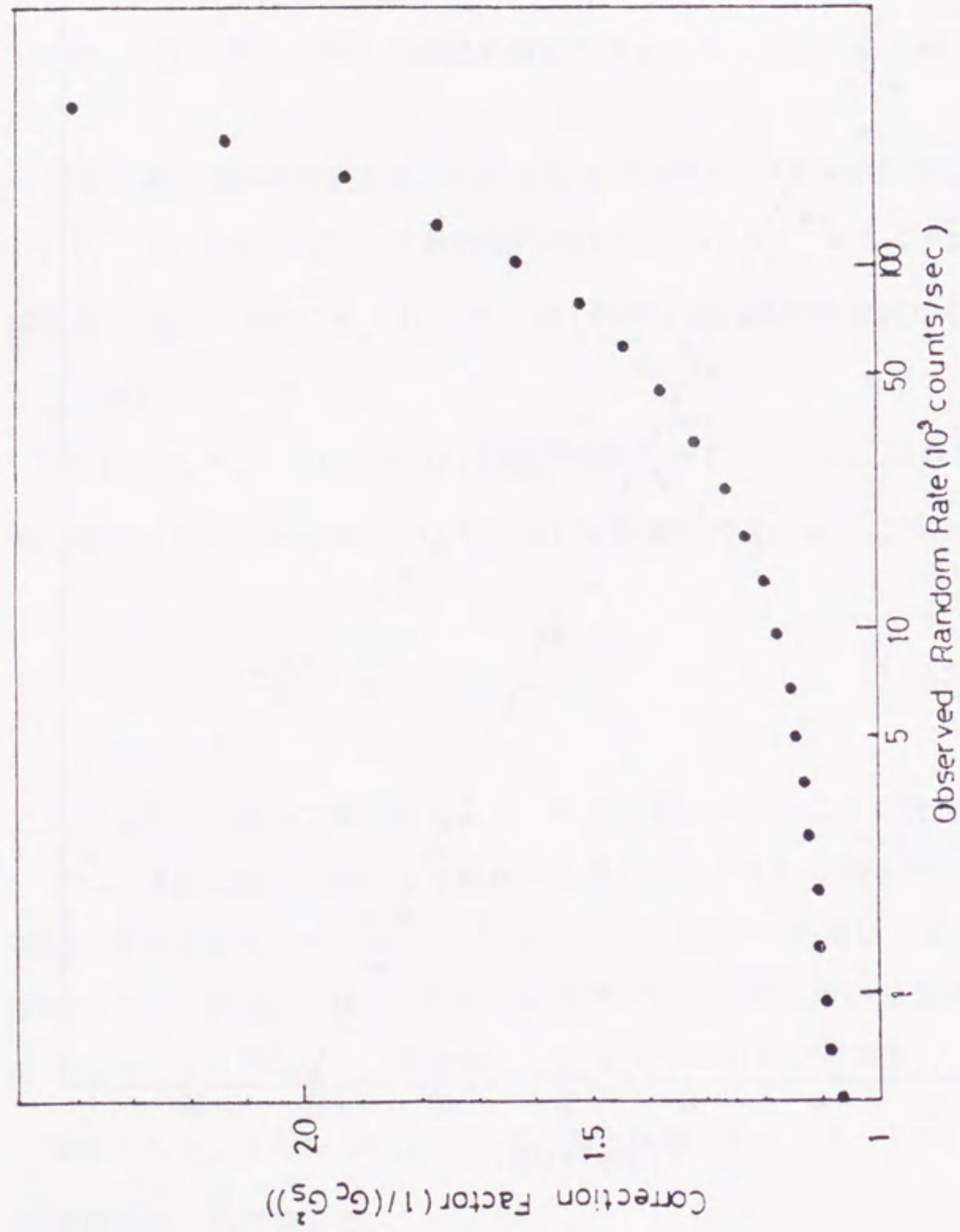


Fig. 5-15. Calculated results of correction factor as function of observed random coincidence rate.

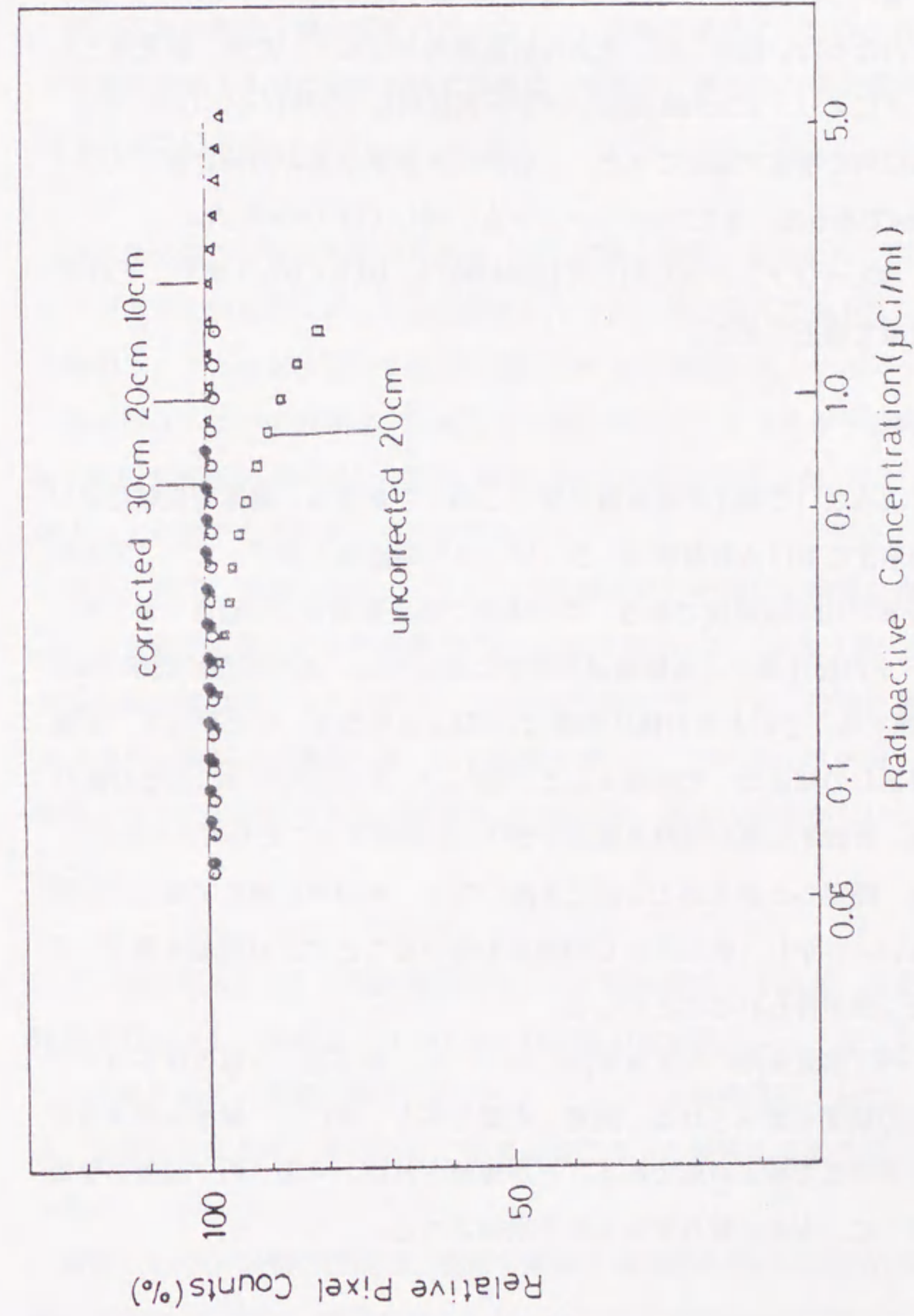


Fig. 5-16. Relative pixel values in ROIs in images of cylindrical phantom with and without correction.

にかかわらず、画素の値は一定になるはずである。また、20cm 直径のファントムに対して、数え落としの補正を行わない場合 (uncorrected 20cm) も示す。数え落としの補正を行わない場合には、大きな計数損失が生じていたが、数え落としの補正を施すことにより、20cm直径のファントムに対し 70kBq/cc (2 μ Ci/cc) の濃度まで1%以内の精度で補正できた。この時の計数率は真の同時計数でスライスあたり 50kcpsであった。また10cmファントムに対しては 180kBq/cc (5 μ Ci/cc)まで、30cm ファントムに対しては25kBq/cc (0.7 μ Ci/cc) まで、それぞれ1%以内の精度で補正できた。

(4) 考察

被検体の径によらないで補正可能な数え落とし補正を考案し、精度を実験により確認した。脳の測定における計数率は、O-15-ガス持続吸入法で、スライスあたり真の同時計数率で10kcps程度である。この場合に補正係数は1.05程度であった。しかし、O-15-水の静注法による脳血流の測定においては、真の同時計数率で40kcps程度にまで達する。そのときの補正係数は1.2以上にもなる。したがって、定量的な値は数え落としの補正なしでは得ることが難しい。さらにO-15による心臓の測定においては、計数率は真の同時計数率で50kcpsを越えることも考えられる。このような場合、開発した数え落とし補正を用いても1%以内に補正することが難しいかもしれない。しかし、数え落としの補正を用いることにより誤差を最小にでき、真の値に近い値が得られることになる。

このように、PET装置を用いた定量測定においては、数え落とし補正は不可欠であり、また補正の精度も要求される。開発した数え落とし補正は、被検体の大きさによらず高い計数率まで補正可能であることが確認された。今後、PET装置の定量測定の精度の向上に、大きく寄与するものと期待される。

第6章 結論

高い空間分解能で静止測定の可能な PET 装置を開発するため、およびPET 装置の定量性を向上するために本研究を行ってきた。得られた研究成果を要約すると以下ようになる。

(1) 高分解能で静止測定の可能な PET 装置を開発するために、対角分割コーディング方式の検出器ユニットの開発を行なった。検出器ユニットは、8個のBGO、2個のライトガイド、及び2回路内蔵型PMTより構成した。

検出器ユニットの性能は、消滅ガンマ線に対して、エネルギー分解能24% FWHM、時間分解能6nsFWHM、空間分解能3.9mmFWHMであった。これらは、PET装置として利用するのに十分な性能であった。

また、開発した検出器ユニットをPET装置に用いた場合に画質に問題が起こらないことを確認するために小規模な PET 装置を開発した。装置は対向させて配置した各8個の検出器ユニットのブロック2組、回転テーブル、位置計算の電子回路、およびパソコンより構成した。この装置を用いて、Derenzoファントムを撮像した結果、すべてのスポットを分解することができ、画質に異常がないことが明らかになった。

(2) 検出器ユニットの研究開発をもとに、臨床測定の可能な、全身用PET装置の開発を行なった。装置は1リングあたり96個の検出器ユニットをリング状に配置し、体軸方向に4層重ねることにより、7スライス撮像可能とした。開発した装置は、空間分解能を向上するために従来必要であった機械的運動を全く必要としなかった。

開発したPET装置の性能は、空間分解能が視野中心で4.5mmFWHM、スライス厚さが9.5mmFWHM、感度がダイレクトスライスで380cps/(kBq/cc)であった。計数率特性は10kcps程度以上で直線から外れてくるが、数え落とし補正により50kcps

まで 1 % 以内に補正できた。散乱同時計数の割合は 21 % であった。また、ファントム画像、臨床画像ともに良好な画像が得られた。

(3) 調整の労力の低減と精度の向上を目的として、PMT の利得、利得比、および時間信号の遅延量の自動調整機構の開発を行なった。自動調整機構は、PMT の利得と時間信号の遅延量をコンピュータの制御下におくことにより達成した。その結果、調整の精度を大幅に向上することができた。また、調整に要する時間を大幅に短縮できた。

(4) PET 装置の吸収補正データを改善するために、吸収補正用の線状線源の回転径と画像の信号雑音比の関係を調べた。その結果、回転径が小さいほど信号雑音比は優れていることが明らかになった。また、PET 装置の計数率特性に影響を与える要因と、それぞれの影響の程度を計算により評価した。その結果、幾何学的な要因が電子回路的な要因に比べて計数率特性に与える影響が大きいことが明らかになった。さらに、被検体の大きさにかかわらず補正可能な、PET 装置の数え落とし補正を開発し、精度の確認を行なった。その結果、開発した数え落とし補正により、20 cm ファントムに対し、50kcps まで 1 % 以内に補正できることが明らかになった。

このように、本研究により PET 装置の性能の向上を図ることができた。しかし、PET 装置においては、さらに性能の向上を期待される項目も残されている。これを以下に示す。

まず、空間分解能の向上が上げられる。PET 装置の空間分解能は、ポジトロンの飛程と消滅時の 180 度からの変動のため、2 mm FWHM 程度が限界と考えられる。開発した装置の空間分解能は 4.5 mm FWHM であるので、改善の余地がある。これは、より小さな検出器ユニットを用いることにより達成可能であるが、コストの増大につながる。コストの増大を最小におさえて空間分解能の向上を果たすためには、新たな概念の導入が必要と考えられる。

次に、スライス厚さの向上が上げられる。スライス厚さは、理想的には空間分解能と同一であることが望ましい。しかし、スライスあたりの感度がスライス幅の 2 乗に反比例して減少することから、現状では適当なスライス厚さが選択されている。将来的には、スライス厚さを空間分解能に近い値にし、スライスあたりの感度の劣化を補償するための、新たな概念の導入が必要になると考えられる。また、スライスの数も、スライス厚さがうすくなるのに比例して増加させることが望まれる。

感度は、測定時間の短縮のために、高いことが望ましい。しかし、対向するリング内と隣接するリング間の同時計数を計測する現状の同時計数の方式では、感度の大幅な向上は困難である。スライス幅の減少による感度低下を補償するためには、対向するリング内と隣接するリング間の同時計数に加えて、さらに離れたリング間の同時計数を計測することが考えられる。また、スライスシールドを取り外し、対向するすべての同時計数を計測することも考えられる。この場合、従来の画像再構成のアルゴリズムでは正しい再構成を行なうことができないと考えられるため、新たな再構成アルゴリズムの開発が必要となる。スライスシールドを用いないと、散乱同時計数が増加し、画像の定量性を劣化させることが考えられる。検出器ユニットあたりの計数率が増加し、計数率特性を劣化させることも考えられる。そのため、対向するすべての同時計数を計測する方法においては、精度の高い散乱同時計数の補正と高い計数率特性が要求されることになる。

さらに、精度の高い吸収補正データを、より短い時間で得たいとの要求もある。高い放射能の吸収補正用の線源を用いることが一つの解決方法となる。その場合も計数率特性が使用可能な線源強度を決定するため、計数率特性が重要な性能となる。

今後とも PET 装置は、高い空間分解能、薄いスライス厚さ、高い感度、及び高い計数率特性をめざして性能の改善が図られ、現在にも増して、臨床的に有用な情報を提供できるようになるものと期待される。

謝辞

本研究の遂行にあたり,始終ご指導,ご鞭達を賜りました池辺幸正教授に心から敬意を表します。本論文の作成にあたり多くのご指導,ご助力をいただきました飯田孝夫博士に心から深く感謝いたします。また討論を通じて,多くのご助言をいただきました名古屋大学工学部 森 千鶴夫教授,鳥脇 純一郎教授,中島敬行助教授,医学部佐久間貞行教授,伊藤健吾 講師 に厚く謝意を表します。

本研究を進めるにあたり多くの方々のご協力をいただきました。秋田脳血管研究センターの菅野巖博士,三浦修一博士,飯田秀博 博士には PET 装置に関する共同研究を通じて多くのご指導,ご助言をいただきました。島津製作所の松山氏,広瀬氏,天野氏,田中氏,高岡氏には研究を進めるにあたり多くご指導,ご協力をいただきました。ここに厚く御礼申し上げます。

参考文献

- Bohm, C.; Eriksson, L.; Bergstrom, M.; Litton, J.; Sandman, R.; Singh, M.: A computer assisted ring detector positron camera system for reconstruction tomography of the brain. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-25, No1:624-637, 1978.
- Brownell, G.L.; Burnham, C.; Chesler, D.; Bradshaw, J.; Kaufman, D.: PCR-1 high resolution positron tomograph using analog coding. IEEE Trans. Med. Imag. MI-3, 10-17, 1984.
- Budinger, T.F.; Derenzo, S.E.; Greenberg, G.T.; Greenberg, W.L.; Huesman, R.H.: Emission computer assisted tomography with single photon and positron annihilation photon emitters. J. Comput. Assist. Tomogr. 1:131-145, 1977.
- Budinger, T.F.; Derenzo, S.E.; Greenberg, G.T.; Huesman, R.H.; Trend and prospects for circular ring positron cameras. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26, No1: 2790-2793, 1979.
- Burnham, C.; Bradshaw, J.; Kaufman, D.; Chesler, D.; Brownell, G.L.: One dimensional scintillation cameras for positron ECT ring detectors. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-28, No1:109-115, 1981.
- Burnham, C.; Bradshaw, J.; Kaufman, D.; Chesler, D.; Brownell, G.L.: A stationary positron ring tomograph using BGO detector and analog reading. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-31, No1:632-636, 1984.

Cahoon, J.I.; Huesman, R.H.; Derenzo, S.E.; Geyer, A.B.; Uber, D.C.; Turko, B.T.; Budinger, T.F.: The electronics for the Donner 600-crystal tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-33, No1:570-574, 1986.

Casey, M.E.; Hoffman, E.J.: Quantitation in positron emission computed tomography: 7. A technique to reduce noise in accidental coincidence measurements and coincidence efficiency calibration. J. Comput. Assist. Tomogr. 10:845-850, 1986.

Cho, Z.H.; Farukhi: Bismuth Germanate as a potential Scintillation detector in positron cameras. J. Nucl. Med. 18: 840-, 1977.

Dahlbom, M.; Hoffman, E.J.: Problems in signal to noise ratio for attenuation correction in high resolution PET. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-34, No1:288-293, 1987.

Dannals, R.F.; Ravert, H.T.; Frost, J.J.; Wilsons, A.A.; Burns, H.D.; Wagner, H.N. Jr.: Radiosynthesis of an opiate receptor binding radiotracer:[C-11] Carfentanil. Int. J. Appl. Radiat. Isot. 36:303-306, 1985.

Derenzo, S.E.: Precision measurement of annihilation point spread distributions for medically important positron emitters. In: Positron Annihilation. Hashiguchi R. and Fujiwara K. eds. 819-823. The Japan Institute of Metals, Sendai, Japan, 1979.

Derenzo, S.E.; Budinger, T.F.; Cahoon, J.I.; Greenberg, W.I.; Huesman, R.H. Vuletich, T.: The Donner 280-crystal high resolution positron tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26, No1:2790-2793, 1979.

Derenzo, S.E.; Method for optimizing side shielding in positron emission tomographs and comparing detector materials. J. Nucl. Med. 21:971-976, 1980.

Derenzo, S.E.; Budinger, T.F.; Cahoon, J.I.; Vuletich, T.: Imaging properties of a Positron Tomography with 280 BGO crystals. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-28 No1:81-89, 1981.

Derenzo, S.E.; Budinger, T.F.; Vuletich, T.: High resolution positron emission tomography using narrow bismuth germanate crystal and individual photo-sensor. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-30, No1:665-670, 1983.

Derenzo, S.E.: Initial characterization of a BGO-Photodiode detector for high resolution positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-31, No1:620-625, 1984.

Eriksson, L.; Bolm, C.; Kesselberg, M.; Litton, E.J.; Bergstrom, M.; Blomquist, G.: A high resolution positron camera. In: Proceedings of the VII Nobel Conference. The metabolism of the human brain studied with positron emission tomography. Karolinska Institute, Stockholm, May 17-20, 1983.

Frackowiak, R.S.J.; Lenzi, G.L.; Jones, T.; Heather, J.D.: Quantitative measurement of regional cerebral blood flow in man using O_2 and positron emission tomography: theory procedure and normal value. J. Comput. Assist. Tomogr. 4: 727-736, 1983.

Frost, J.J.; Wagner, H.N. Jr.; Dannals, R.F.; Ravert, H.T.; Links, J.M.; Wilsons, A.A.; Burns, H.D.; Wong, D.F.; McPerson, R.W.; Rosenbaum, A.E.; Kuhar, Snyder, S.H.: Imaging opiate receptors in the human brain by positron tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 9: 231-236, 1985.

Hallgren, B.; Verweij, H.: New development in time and pulse height digitizer. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-27, No1: 333-337, 1980.

Hoffman, E.J.; Huang, S.C.; Phelps, M.E.: Quantitation in positron emission computed tomography: 1. Effect of object size. J. Comput. Assist. Tomogr. 3: 299-308, 1979.

Hoffman, E.J.; Phelps, M.E.; Huang, S.C.: Performance evaluation of a positron emission tomograph for brain imaging. J. Nucl. Med. 24: 245-257, 1983.

Huang, S.C.; Hoffman, E.J.; Phelps, M.E.; Kuhl, D.E.: Quantitation in positron emission computed tomography: 2. Effect of inaccurate attenuation correction. J. Comput. Assist. Tomogr. 3: 804-814, 1979.

Huang, S.C.; Hoffman, E.J.; Phelps, M.E.: Quantitation in positron emission computed tomography: 3. Effect of sampling. J. Comput. Assist. Tomogr. 4: 819-826, 1980.

Huang, S.C.; Mahoney, K.; Phelps, M.E.: Quantitation in positron emission computed tomography: 8. Effects of nonlinear parameter estimation on functional images. J. Comput. Assist. Tomogr. 11: 314-324, 1987.

Huesman, R.H.; Derenzo, S.E.; Cahoon, J.I.; Geyer, A.B.; Moos, W.W.; Uber, D.C.; Vuletich, T.; Budinger, T.F.: Orbiting transmission source for positron tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-35, No1: 735-739, 1988.

Iida, H.; Kanno, I.; Miura, S.; Murakami, M.; Takahashi, K.; Uemura, K.: Error analysis of a quantitative cerebral blood flow measurement using H_2O_{15} autoradiography and positron emission tomography, with respect to the description of the input function. J. Cereb. Blood Flow Metab. 6: 536-545, 1986.

Kanno, I.; Lammertsma, A.A.; Heather, J.D.; Gibbs, J.D.; Rhodes, C.G.; Clark, J.C.; Jones, T.: Measurement of cerebral blood flow using bolus inhalation of $C_{15}O_2$ and positron emission tomography: Description of the method and its comparison with the $C_{15}O_2$ continuous inhalation method. J. Cereb. Blood Flow Metab. 4: 224-234, 1984.

Kanno, I.; Iida, H.; Miura, S.; Murakami, M.; Takahashi, K.; Sasaki, H.; Inugami, A.; Sisido, F.; Uemura, K.: A system for cerebral blood flow measurement using H_2O_{15} autoradiographic method and positron emission tomography. J. Cereb. Blood Flow Metab. 7: 143-153, 1987.

Kesselberg, M.; Borm, C.; Litton, E.J.; Eriksson, L.: Design considerations of small crystal positron camera systems. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-32, No1:907-911, 1985.

Litton, E.J.; Bergstrom, M.; Eriksson, L.; Bohm, C.; Blomquist, G.; Kesselberg, M.: Performance study of the PC-384 positron camera system for emission tomography of the brain. J. Comput. Assist. Tomogr. 8:74-87, 1984.

Mazoyer B.M.; Roos, M.S.; Huesman, R.H.: Deadtime correction and counting statistics for positron tomography. Phys. Med. Biol. 30:385-399, 1985.

Mazziotta, J.C.; Phelps, M.E.; Plummer, D.; Kuhl, D.E.: Quantitation in positron emission computed tomography: 5. Physical-anatomical effects. J. Comput. Assist. Tomogr. 5: 734-743, 1981.

Muehlelehner, G.; Colsher, J.G.; Lewitt, R.M.: A hexagonal bar positron camera: problem and solutions. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-30, No1:652-660, 1983.

Murayama, H.; Nohara, N.; Tanaka, E.; Hayashi, T.: Quad BGO detector and its timing and positioning discrimination for positron computed tomography. Nucl. Instrum. Meth. 192:501-511, 1982.

Murayama, H.; Tanaka, E.; Nohara, N.; Tomitani, T.; Yamamoto, M.: Twin BGO detector for high resolution positron emission tomography. Nucl. Instrum. Meth. 221:633-640, 1984.

Nohara, N.; Tanaka, E.; Tomitani, T.; Yamamoto, M.; Murayama, H.: Analytical study of performance of high resolution positron emission computed tomographs for animal study. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-32, No1:818-821, 1985.

Palmer, M.R.; Bergstrom, M.; Pate, B.D.; Beddoes, M.P.: Noise distribution due to emission and transmission statistics in positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-33, No1:439-442, 1986.

Phelps M.E.; Huang, S.C.; Hoffman, E.J.; Plummer, D.; Carson, R.: An analysis of signal amplification using small detectors in positron emission tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 6:551-565, 1982.

Raichle, M.E.; Martin, W.R.W.; Herscovitch, P.; Mintun, M.A.; Markham, J.: Brain blood flow measured with intravenous $H_2^{15}O$: II. Implementation and validation. J. Nucl. Med. 24:790-798, 1983.

Ricci, A.R.; Hoffman, E.J.; Phelps, M.E.; Huang, S.C.; Plummer, D.; Carson, R.: Investigation of a technique for providing a pseudo-continuous detector ring for positron tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-29, No1:452-458, 1982.

Tanaka, E.; Nohara, N.; Yamamoto, M.; Tomitani, T.; Murayama, H.: Positronography—the search for suitable detector arrangements for a positron ECT with continuous rotation. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-29, No1:2728-2738, 1979.

Tanaka, E. ; Nohara, N. ; Yamamoto, M. ; Tomitani, T. ; Endo, M. : Analytical study of the performance of multilayer positron computed tomography scanner. J. Comput. Assist. Tomogr. 6: 350-364, 1982.

Tanaka, E. ; Nohara, N. ; Tomitani, T. ; Yamamoto, M. ; Murayama, H. : A wholebody Positron tomograph Positroica II, design and performance evaluation. 3rd World Congress of Nucl. Med. 1982.

Tomitani, T. : Electronics system for positron computerized tomography Positroica dedicated to head studies. Nucl. Instrum. Meth. 197:507-516, 1982.

Ter-Pogossian, M.M. ; Hoffman, E.J. ; Phelps, M.E. : A positron emission transaxial tomograph for nuclear medical imaging(PETT). Radiology 113:89-98, 1975.

Ter-Pogossian, M.M. ; Mullani, N.A. ; Hood, J.T. ; Higgins, C.S. ; Currie, C.M. : A multislice positron emission computerized tomograph (PETTIV) yielding transverse and longitudinal images. Radiology 128:477-484, 1978.

Wagner, H.N Jr. ; Burns, H.D. ; Dannals, R.F. ; Langstrom, B. ; Duelfer, T. ; Frost, J.J. ; Ravert, H.T. ; Links, J.M. ; Rosenbloom, S.B. ; Lukas, S.E. ; Kuhar, M.J. : Imaging dopamine receptor in the human brain by positron tomography. Science 221: 1264-1266, 1983.

本論文を構成する発表論文

1. Kanno, I. ; Miura, S. ; Yamamoto, S. ; Iida, H. ; Murakami, M. ; Takahashi, K. ; Uemura, K. : Design and evaluation of a positron emission tomograph : HEADTOME III. J. Comput. Assist. Tomogr. 9: 931-939, 1985

2. Yamamoto, S. ; Miura, S. ; Kanno, I. : A BGO detector using a new encoding scheme for a high resolution positron emission tomograph. Nucl. Instrum. Meth. A 128:557-561, 1986.

3. Yamamoto, S. ; Miura, S. ; Iida, H. ; Kanno, I. : A BGO detector unit for a stationary high resolution positron emission tomograph. J. Comput. Assist. Tomogr. 10: 851-855, 1986.

4. Yamamoto, S. ; Amano, M. ; Miura, S. ; Iida, H. ; Kanno, I. : Deadtime correction method using random coincidence for PET. J. Nucl. Med. 27: 1925-1928, 1986.

5. Yamamoto, S. ; Iida, H. ; Amano, M. ; Miura, S. ; Hirose, Y. ; Kanno, I. : In-plane resolution characteristics for a positron emission tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36, No1:1003-1005, 1989.

6. Iida, H. ; Miura, S. ; Kanno, I. ; Murakami, M. ; Takahashi, K. ; Uemura, K. ; Hirose, Y. ; Amano, M. ; Yamamoto, S. ; Tanaka, T. : Design and evaluation of HEADTOME IV: a whole body positron emission tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36, No1:1006-1010, 1989.

7. Yamamoto, S.; Iida, H.; Amano, M.; Miura, S.; Hirose, Y.; Kanno, I.:
Count rate considerations and results for a positron emission tomograph.
IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36, No1:1020-1023, 1989.
8. Yamamoto, S.; Iida, H.; Amano, M.; Miura, S.; Hirose, Y.; Kanno, I.:
Analysis of optimum diameter of orbit of transmission line source in
positron emission tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36, No1:1003-1005,
1989.
9. 山本誠一 ; 天野昌治 : ポジトロンCT最近の動向. 応用物理61:241 - 245, 1992.

