講座

ラジオアイソトープを利用した画像診断

基礎(Ⅳ) ラジオアイソトープの断層イメージ装置[†]

田中栄一

放射線医学総合研究所物理研究部

260 千葉市穴川 4-9-1

Key Words: longitudinal tomography, transaxial tomography, single photon emission computed tomography, positron emission[†] computed tomography

1. ま え が き

放射性薬剤を投与した患者を種々の方向から計測し、これらのデータを合成することによって身体の断面のアイソトープ像を強調して描出する技術は、断層シンチグラフィまたは断層イメージングといわれ、古くから研究されてきた。このうち断面と傾斜する種々の方向から計測する方式のものを縦断断層法(longitudinal tomography)といい、横断面に平行に周囲方向(360°)から計測する方式を体軸横断断層法(trans-axial tomography)という(図1)。

単純な合成処理によって得られる断層イメージは、その面内または面外のアイソトープ分布が重なり合って、一種の「ぼけ」を伴ったイメージとなる。近年になって、コンピュータによる画像再構成処理によって像の重なりを除去し、横断面のアイソトープ分布に忠実な画像を得る技術が発達してきた¹⁾⁻³⁾。このような技術をエミッション・コンピュータ・トモグラフィまたはエミッション CT (ECT と略す) という。広義の ECT は前述の縦断断層法と横断断層法の両者に対して用いられるが、X線 CT との類似性からとくに後者の意味に用いられる場合もある。

また、ECT には^{99m}Tc, ¹²³I, ¹³³Xe, ²⁰¹Tl 等の γ 線放出核種を利用する単光子 ECT (シングルフォトン ECT, 略して SPECT という)⁴⁾と、¹¹C, ¹³N, ¹⁵O, ¹⁸F,

図1 (a) 縦断断層イメージング
(b) 横断断層イメージング

⁶⁸Ga 等の陽電子放出核種を利用するポジトロン ECT (ポジトロン CT, 略して PCT という)⁵⁾⁻⁷⁾に大別される。SPECT は放射性薬剤の入手が容易で、測定装置も比較的簡単である反面、イメージの定量性に劣る欠点がある。一方、PCT はイメージの定量性にすぐれ、診断や研究に有用な短寿命核種が利用できるが、これらの多くの陽電子放出核種の生産には施設内に小型サイクロトロンが必要である。

2. 単光子縦断断層装置

2.1 多層断層スキャナ

従来のシンチスキャナに焦点深度の浅いコリメータを用いると一種の断層像が得られるが、種々の深さの断層像を得るには検出器と患者の距離を変えて何回も測定する必要がある。Anger は小型のアンガーカメラに焦点コリメータをとりつけて、スキャナのように2次元的に走査し、カメラの位置信号と、ベッド上のカメラ位置の情報を組み合わせて処理することにより、1回の走査で同時に多層の断層像を得る方法を開発した(図2(a))⁸⁾。

当初、この情報処理は陰極線管(CRT)とレンズを用いて光学的に行われたが、現在ではコンピュータによ

[†] Diagnostic Imaging by Radioisotopes. Basic (Ⅳ). Imaging Apparatus for Radioisotope Tomographic Diagnosis. Eiichi TANAKA: National Institute of Radiological Sciences, 9-1, Anagawa 4-chome, Chiba-shi 260.

図2 (a) Anger の多層断層スキャナ
(b) 回転斜孔コリメータによる断層装置

ってデジタル的に行われ、Pho/Con（シーメンス社の商品名）として市販されている。この装置は2個の検出器を用いてベッドの上下から全身を走査し、同時に12枚の断層像を得ることができる。 ^{99m}Tc をはじめ、 ^{131}I や ^{67}Ga のように比較的高いエネルギーの核種の測定が可能で、とくに ^{67}Ga による全身骨スキャンに有用な装置として臨床に供せられている。

2.2 回転斜孔コリメータ

アンガー型ガンマカメラを利用してカメラ面から種々の距離にある断面の断層イメージを得る方法が古くから研究されてきた。その1つは、図2(b)のように平行多孔コリメータの孔の方向を角度 θ ($15-30^\circ$) だけ傾斜させ、これを固定したガンマカメラの前で回転させる方法である⁹⁾。ベッドをコリメータの回転と同期して円運動をさせ、その円運動の半径を $r \tan \theta$ にすると、カメラ面から r の距離にある面（図のP面）を焦点面とした断層イメージが得られる。P面以外の像はリング状にばけて描出される。カメラ信号とベッドの回転角を一度コンピュータに収録しておけば、1回の測定データから種々の深さに焦点の合った多数の断層イメージを作ることができる¹⁰⁾。

2.3 コーデット・アパーチャ

コーデット・アパーチャとは、特定のパターンの開口部を有する鉛板で、これをガンマカメラと被検体の間においてイメージを測定し、得られたイメージから上記のパターン情報を抽出してラジオアイソトープ(RI)像を再現（デコーディングという）する方法をコーデット・アパーチャイメージングという。この方法では、デコーディングのさいのパターンの縮尺率を変えることによって、種々の深さに焦点の合ったイメージ、すなわち縦断断層像が得られる。いろいろなパターンのコーデット・アパーチャについて研究が報告されているが、なかでも Rogers らが試みた時間変調型擬

図3 セブンピンホール・コリメータを用いた断層装置

似ランダムピンホールを用いる方法が注目される¹¹⁾。

これは、ガンマカメラの前面に多数のピンホールをもつ鉛板をステップ状に移動して、その都度イメージを記録し、これらからコンピュータでデコーディングを行うものである。心臓のイメージングに良好な結果が得られているが、データ処理の複雑さ、アパーチャ部分が商品化されていないことなどの理由で普及するに至っていない。

2.4 セブンピンホール・コリメータ

セブンピンホール・イメージングは図3のように、ガンマカメラに7個のピンホールをもつ鉛板をとりつけることによって、種々の方向から見た7つのイメージを同時に測定し、これらのデータから画像再構成処理によって種々の断面像を合成するものである¹²⁾。画像再構成にはつぎのような逐次近似法が用いられる。まず、7つのイメージを適当にずらせて合成することによって種々の深さに焦点の合った断層像を作る。つぎにこれらのイメージから7つの測定方向への投影像を作製し、これらを測定データと比較して、その差から前記と同様な方法で各層の誤差イメージを合成し、これを用いて先に得た断層像を修正する。この操作を数回繰り返すことによって最終断層像が得られる。

この方法はデータ処理も比較的簡単で、ガンマカメラを固定したままで心臓等の小型臓器の3次元イメージが得られ、心拍等によるゲートイメージングも容易に行える利点があるが、測定方向数が少ないためアーチファクト（偽像）が発生しやすいこと、測定視野が小さいために位置合せを慎重に行わねばならない等の欠点もあり、後述のアンガーカメラ回転型 SPECT の

図4 シングルフォトン ECT (SPECT) の原理

発達とともに衰微の傾向にある。なお、セブンピンホールでは各ピンホールのイメージは互いに重なり合わないで、前項のコードット・アパーチャの分類には入らない。

3. 単光子横断断層装置 (SPECT 装置)

3.1 原理

γ線放出核種を用いた横断断層イメージングは、1963年頃から Kuhl らによって研究された¹³⁾が、1972年頃から画像再構成技術を利用して大きく進歩し、シングルフォトン ECT (SPECT) として広く実用されるようになった。この原理は、図4に示すように、長い焦点距離をもつコリメータを装着したγ線検出器を被検体の横断面に沿って平行移動させると1つの分布曲線が得られる。γ線の体内吸収を無視すると、この分布曲線は断面のアイソトープ分布を測定方向へ投影したものに相当するので、以下これを「投影」という。このような投影データを被検体の周囲 (360°) から多数測定し、これらのデータからその面の断層イメージを再構成する。

3.2 装置

3.2.1 Mark IV 型

古くから研究された代表的な SPECT 装置は Kuhl らが開発した Mark IV といわれる頭部用の装置¹⁴⁾で、

図5 各種の SPECT 装置

図5(a)に示すように正方形の各辺にそれぞれ8個の検出器がとりつけられ、検出器全体は連続回転する。各辺の検出器部は回転中心に対して、検出器間隔の1/4ずつ順次ずらせて配列されているので、全体を1回転させることによって検出器の中心間隔の1/4のサンプリング間隔が得られる。解像幅は1.6-1.8cm といわれている。

現在、この型式と類似の市販品としては頭部測定用の Tomomatic 64 (デンマーク、メディマテック社)がある。この装置には、正方形の各辺に16個の NaI (TI) シンチレータ (160×13×25 mm) と25本の光電子増倍管が用いられ、4 cm 間隔で3スライスの断層像が得られる¹⁵⁾。

3.2.2 ガンマカメラ回転型

1975年頃より、図5(b)に示すようなガンマカメラ回転型 SPECT 装置が各ガンマカメラメーカから市販されるようになり、現在急速に普及している¹⁶⁾。この方式の利点は、①従来のガンマカメラによる2次元イメージングと SPECT を兼用できること、②同時に多層のイメージが得られること、③これらの多層イメージから任意の角度の断面像を再合成して表示できること等である。

ガンマカメラは、ベッドの周囲をステップ状または連続的に回転し、64-128方向について二次元の投影データを採取し、体軸に垂直な多数のスライスについて断層像を再構成する。感度を向上するため、2台のガンマカメラを対向させて、180°回転を行う装置もある。

SPECT では、カメラ回転の機械的精度が高いことが要求され、とくに、①回転中心が安定で、ガンマカメラの位置信号の原点と一致していること、②カメラ面が回転軸に垂直にセットされ、たわみによる誤差が少ないこと、③角度情報が正確であること、④ステップ状回転を行うものではステップ間の移動が短時間に

図6 頭部測定における斜孔コリメータの利用

スムーズに行われ、振動やガタが少ないことなどが要求される。

コリメータには、ふつう平行多孔コリメータが用いられるが、解像力はコリメータからの距離とともに劣化するため、検出器の回転半径はできるだけ小さくした方がよい。最近、カメラ面をさらに患者に近づけるため、カメラの回転と同期して、ベッドを上下左右に移動させ、カメラが患者に対して楕円軌道運動をするようにした装置もある¹⁷⁾。頭部の測定では、カメラの回転半径が肩幅によって制限されるのを避けるために、図6に示すように平行多孔コリメータの孔を約30°傾斜させる方法が試みられている¹⁸⁾。また、同様な理由で、カメラの外形の一部をカットし、コリメータが頭部に近接できるように改良されたもの (GE Maxi Camera 400 AC/T) もある。

3・2・3 リング配列検出器型

多数の NaI(Tl) 検出器を円形リング状に配列して、スライス当たりの検出感度を高めた SPECT 専用装置がわが国で商品化されている。これは Headtome II (島津製作所) といわれる3層の頭部専用装置で、図5(c)に示すように、円形に配列された NaI(Tl) 検出器 (1層当たり64個) の内側を、特殊な「ターボファン」コリメータが回転するようになっている¹⁹⁾。これによって各検出器が視野全体を扇状に走査する。さらに、投影のサンプリング間隔を小さくする目的で、コリメータが180°回転するごとに、検出器リングを微小角度ずつステップ状に回転させるようになっている。得られたデータは並べかえによって各方向へ平行な投影に変換されたのち画像再構成が行われる。この方式の特長の1つは、検出器に多少の感度むらがあってもリング状アーチファクト (後述) を発生しないことである。

3・3 画像再構成と吸収補正

SPECT では、 γ 線が体内で吸収されるため、その適切な補正が重要である。たとえば ^{99m}Tc (140 keV) の水中での減衰係数は 0.15cm^{-1} で、10cm で約1/4.5に減衰する。一般に正確な補正は困難で、これが SPECT の定量性を低下させる大きな要因となっている。

吸収補正を導入した画像再構成の方法には、多くの研究があり、被検体内の γ 線減衰係数の分布を考慮して、逐次近似的に再構成する方法も多く報告されているが、実際にこれらを臨床に適用するのは手順の複雑さ、減衰係数分布の測定に要する患者の負担、計算処理時間等の点からきわめて困難である。そこで一般には、患者の体輪郭を測定 (または仮定) して内部の減

衰係数を一定とみなし、吸収補正をとり入れた重畳積分法によって再構成する方法が広く実用されている。

この最も簡単な方法は、前処理法 (または Sorenson の方法) で、測定された投影に近似的な吸収補正を行って重畳積分法で再構成する方法である^{20), 21)}。第2の方法は後処理法 (または Chang の方法)²²⁾ で、重畳積分法で再構成された未補正の画像を求め、この各画素ごとに吸収補正係数を乗ずるものである。この補正係数は、各画素からすべての方向への吸収損失の平均値の逆数として計算される。

これらはいずれも近似的な方法で、前者では画像の中央部でコントラストが低下し、後者では広い RI 分布に対して画像中央部がもり上がる傾向があることが知られている。これらの点を改良する方法として、最近、荷重逆投影法²³⁾ やその変形である radial post-correction 法²⁴⁾ が提案されている。

市販の SPECT 用データ処理装置には、上記のいずれかの吸収補正法を用いた再構成プログラムが用意され、また、散乱 γ 線を利用して、自動的に各断面の体輪郭を求めるプログラムを有するものもある。

3・4 性能

SPECT の性能としては、つぎのような項目が重要である。

- (1) 検出感度
- (2) 解像力 (面内解像力およびスライス厚)
- (3) 定量性 (吸収補正の精度、散乱 γ 線の影響)
- (4) 同時に測定できるスライス数
- (5) 画質 (アーチファクト、統計雑音)
- (6) その他 (再構成時間、操作性など)

一般に、検出感度はコリメータの選択、したがって解像力に大きく依存する。ガンマカメラ回転型では、同一コリメータでもカメラの回転半径が小さいほど中心付近での解像力は良好になるが、ふつう 10 - 20 mm の解像幅で使用される。

検出感度は、単位放射能濃度をもつ直径 20 cm 程度の一様円柱線源に対するスライス当たりの計数率で表されることが多く、ガンマカメラ回転型では低エネルギー用高解像力コリメータを用いた場合、 ^{99m}Tc の 37 kBq/ml ($1\text{ }\mu\text{Ci/ml}$) の水溶液に対し、300 - 700 cps 程度である。高感度用コリメータを用いた場合は、この2 - 3倍の感度が得られる。

正方形または円型に配列された検出器をもつ SPECT 専用装置は、ガンマカメラ回転型の数倍以上高い検出感度を有し、解像幅は 8 - 20 mm で、静的イメージ用

(高解像力)と動態測定用(高感度)に切り換えて使用できるものもある。

イメージの定量性は、すでに述べた吸収補正の不完全さのほか、 γ 線の体内散乱によっても劣化する。散乱 γ 線の影響はゆるやかな分布をもつバックグラウンドとして現れ、10-20%と推定されている。現在のところ、簡単に確実な補正の方法は確立されていないが、これを低減するには、なるべくエネルギー分解能のよい検出器またはガンマカメラを用いて、エネルギーウィンドを正しく光電ピークに合わせることが大切である。

このほか、装置の調整や補正の不完全さによってアーチファクトが発生することがある。とくにガンマカメラ回転型では、ガンマカメラの検出感度の不均一性がリング状アーチファクトの原因となる。このリング状アーチファクトは、カメラ回転中心を中心としてリング状に発生するもので、広いRI分布のとき、中心部ほど発生しやすい。普通、カメラの感度の不均一性を $\pm 1\%$ 以下に保つ必要があるといわれている。また、地磁気や周囲磁場の影響で、カメラの感度均一性が角度によって変化するためにアーチファクトが発生する場合もあるので、注意を要する。コリメータを含めたカメラの直線歪はSPECT像の解像力を劣化させる。

最近のガンマカメラでは、感度不均一性や直線歪は、それぞれフラッド線源および格子状線源の測定データを規準にして、内蔵のマイクロプロセッサによって自動的に補正する機能を備えているので、これらの問題も次第に解決されてきている。

4. 陽電子横断断層装置

4.1 原理

生体に取り込まれた陽電子放出RIから陽電子が放出されると、すぐその近傍で物質中の電子と結合して消滅し、そのさい2つの消滅光子(0.51 MeVの γ 線)が互いに正反対方向に同時に放出される。図7のように被写体をはさんで2つの検出器を対向させ、その同時計数を測定すると、これらの検出器を結ぶ円筒状の部分(以下、同時計数ビームという)にあるRIのみが検出され、計数値は、この同時計数ビーム内に存在するRI濃度の積分値に比例する。図中に点線源に対する感度レスポンスを示した。このように、同時計数法を用いると、同時計数ビームに沿って解像力がほぼ一定である特長がある。

ポジトロンCT(PCT)は、患者の周囲に多数の検出器を配列し、横断断層法の原理によって断層像を得る

図7 同時計数法による陽電子の測定と感度レスポンス

表1 おもな陽電子放出核種とその性質

核種	半減期	β^+ 最大エネルギー(MeV)	β^+ 最大飛程(水中, mm)
^{18}F	109.8m	0.64	2.42
^{64}Cu	12.70h	0.66	2.55
^{11}C	20.38m	0.96	4.18
^{13}N	9.96m	1.20	5.40
^{15}O	122s	1.73	8.19
^{68}Ga	68.1m	1.90	9.32
^{82}Rb	1.25m	3.15	16.3

もので、SPECTと比較して、感度、解像力および定量性にすぐれている。

おもに利用される核種は小型サイクロトロンで生産される ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O 、 ^{18}F であるが、 ^{68}Ge (288日)および ^{82}Sb (25日)からミルキングで得られる ^{68}Ga および ^{82}Rb もよく用いられる(表1)。

なお、1980年頃より、消滅光子の飛行時間情報を利用した「タイムオブフライト型PCT」が米国および仏国で開発され、実用化しているが、これについてはこの章の最後に述べる。

4.2 装置

4.2.1 検出器の構造

PCT装置は図8に示すように、2つのガンマカメラを対向させた2検出器対向型と多数の小型検出器を円形(または正六角形)に配列したリング配列型に大別される。前者では検出器を被写体のまわりに 180° 回転することによって同時に多層のイメージが得られるが、最近では高い感度で短時間測定の可能な後者の方が主流となり、1層または多層の検出器リングを備えた種々の装置が開発されている。以下、おもにリング型PCTについて述べる。

図8 ポジトロン CT 装置の検出器配列

図8(d)のように検出器リングを数段設けた多層型 PCT では、各検出器リング内の同時計数によるイメージのほか、隣接するリング間の同時計数によって各層間のイメージも得られ、 j 個の検出器リングの装置では $(2j-1)$ 層のイメージが測定できる。検出器リングの直径は測定視野直径の2倍程度に選ばれる。各検出器リング間および両側には「スライスシールド」を設け、同時計数に寄与しない γ 線を除去して、偶発同時計数(後述)によるイメージの劣化を低減する。

4・2・2 検出素子

PCT の解像力は、後で述べるように検出素子の大きさ(幅)で制限されるので、検出素子には、小型でかつ消滅光子に対してできるだけ検出効率が高く、タイミング特性の良好なものが要求される。現在実用化されている装置ではすべてシンチレーション検出器が用いられている。おもなシンチレータを表2に示した。このうち、BGO は最も高密度、高原子番号で、消滅光

表2 ポジトロン CT 用シンチレータ

シンチレータ	NaI(Tl)	BGO**	CsF	BaF ₂
特性				
原子番号	53, 11	83, 32, 8	55, 9	56, 9
密度 (g/cm ³)	3.7	7.1	4.6	4.9
線減衰係数 (cm ⁻¹)	0.328	0.903	0.420	0.438
相対光電子収量	100	15	5	30, 5*
シンチレーション減衰時間(ns)	250	300	3	620, 0.7*
エネルギー分解能 (%)	8	18	25	10, 30*
時間分解能(ns)	1	3	0.4	0.3*
備考	潮解性 有り	高屈折率	潮解性 強し	紫外光用 PMT 使用

511 keV 光子の同時計数を対象

* 紫外光に関する値

** Bi₄Ge₃O₁₂

子に対して大きな減衰率を与え、高感度高解像力用として広く使用されている。

高い感度を保つためには、BGO 結晶をリング上にできるだけ稠密に配列する必要がある。ふつう1つのBGO 結晶に1つの光電子増倍管が結合されるが、良好な光学的結合を得るために、角型の管内に2つの光電子増倍系を有する複合管も開発・利用されている。

高解像力化を目的として、BGO 結晶の幅を約6mm以下にしようとする、光電子増倍管との1対1の結合が困難となり、これを解決する種々の方法が研究されている。図9(a)は多数のBGO 結晶の配列をライトガイドを経て光電子増倍管に結合し、アナログ的な位置演算によって結晶を弁別する方法²⁹⁾、図9(b)は数個のBGO を1本の光電子増倍管に結合してタイミング信号をとり、各結晶の弁別はそれぞれにとりつけられたシリコンフォトダイオードで行う方法である²⁹⁾。ただし、(b)の方法はまだ研究段階で、検出部を冷却する必要があるといわれている。また、図9(c)は角形光電子増倍管(13×13mm角)の光電面の内側の一部に電子制御用グリッドを設け、これに2個のBGO 結晶を結合してある²⁷⁾。光子が検出されるとただちにこのグリッドに負のパルス電圧を印加することによってグリッド側の結晶の出力パルス波形を変化させ、波形弁別によってどちらの結晶が発光したかを弁別する。放医研ではこの方式によって解像力約3mmの動物研究用のPCT 装置が試作されている。

また、Muehllehner らは、長さ50cmの棒状のNaI

(a) 位置演算方式 (b) フォトセンサ方式
(c) パルス波形変調方式

図9 高解像力ポジトロン CT 用の検出器

(TI)シンチレータを正六角形の各辺に置き、これに多数の光電子増倍管をとりつけ、消滅光子の入射位置をアンガカメラのようにアナログ的に検出する方法を採用した装置を開発している²⁸⁾。このような方法では、位置情報が連続的に得られるので、検出器の機械的走査(後述)を省略することができるが、各検出器の境界部分で投影データが欠損するのでこれを隣接データからの補間によって補う必要がある。

4・2・3 機械的走査

各投影のサンプリング間隔は得ようとする解像幅の半分以下にする必要がある。円形リング配列のPCTにおいて、各検出器対のもつ解像力を生かすには、測定中、検出器を移動(走査)してサンプリング間隔を小さくする必要がある。多く用いられる方法は検出器リング全体を小さい半径で円運動「ゆすり運動」(wobbling)させる方法である²⁹⁾。筆者らの開発した「POSITOLOGICA」では検出器を円周上に特殊な不均等間隔で配列し、これを連続回転する独得の方法が採用されている^{30), 31)}。また円形リングを2つに分割して検出器1個分程度の間隙をつくり、この間隙を変化するようにした装置も作られている。

4・2・4 校正用線源

投影データには消滅光子の体内吸収に対する補正が必要である。PCTでは同時計数を用いるので、体内吸収は同時計数ビームに沿った被写体の減衰係数の積分値のみに依存し、ビーム上の線源位置には無関係であ

る。このことを利用して、あらかじめ患者を測定位置にセットし、RIを投与する前にリング状の陽電子線源を患者の周囲において同時計数を測定することによって減衰率を求め、これを用いて各投影に吸収補正を行うことができる。

この校正用線源には、 ^{68}Ge - ^{68}Ga がよく用いられ、簡単な操作によって所定位置に挿入することができるようにしたもの、または、線状線源を一定速度で回転させて、実効的にリング状線源の役割をさせるものなどがある。

また、各検出器対の感度の不均一性および機械的走査のさいのサンプリング密度の不均一性の補正も必要であるが、これらの補正も前述のリング状線源を用い、患者を除いた状態で測定することにより求めることができる。

4・2・5 電子回路とデータ収集装置

各検出器の正味の計数率は同時計数率よりはるかに高い(数10-100倍程度)ため、装置の使用可能な最高計数率は偶発同時計数による誤差の増大によって制限される。この偶発同時計数とは、同時計数回路の分解時間(タイムウインド)が有限なため、互いに無関係な陽電子消滅で放出された2つの光子が偶発的に同時計数として検出されるもので、その計数率は検出器の全計数率の自乗とタイムウインドの積に比例する。このため同時計数のタイムウインドはできるだけ短いことが必要である。

BGOは発光量が少なく、発光減衰定数も比較的長いため、タイミング信号の時間分解能は主として光電子増倍管の第一ダイノードに集められる最初の光電子の到達時間のゆらぎによって決まる³²⁾。タイムピックオフ回路には単一電子に相当する選別レベルをもつリーディングエッジ・トリガ型のものが用いられ、同時計数のタイムウインドは10-20nsである。

データ収集系では、膨大な数の検出器対の各同時計数を並行的に処理してコンピュータに収集する必要がある。同時計数回路の数を少なくするため、隣り合ういくつかの検出器の時間信号をグループにまとめた後、対向するグループ間の同時計数を検出し、これに計数した検出器のグループ内での位置(番地)を付加して処理する。

投影データに含まれる偶発同時計数を差し引くには、つぎの2つの方法がある。その1つは、各検出器の計数率を記憶し、データ収集後各同時計数対に対して計算で偶発同時計数を求めて差し引くものである。いま1つの方法は、同時計数回路と別に、これと同じ

タイムウインドをもつ遅延同時計数回路を設けて偶発同時計数のみを検出し、これをデータ収集中あるいは収集後に差し引く方法である。これによって最高使用可能計数率は偶発同時計数が真の同時計数に近くなるまで向上できるが、補正を正しく行うには、すべての検出器についての同時計数タイムウインドが一定で、かつ安定でなければならない。

4・3 性能

4・3・1 解像力

同時計数ビームの点線源に対する応答は、図7に示したように2つの検出器間の中央付近ではほぼ三角形分布をなし、その半値幅は検出器幅の約半分である。機械的走査によって投影のサンプリングが十分細かく行われたとき、再構成されたイメージの中央付近では検出器幅の約半分の半値幅をもつ解像力が得られるが、中央部から離れるに従って劣化する。この原因は、上記の同時計数ビームの解像力が2つの検出器間の中央から離れるに従って劣化すること、および検出器に斜方向から光子が入射するため実効的な検出器幅が大きくなることである。今までに開発されている装置の解像幅は6-12mm程度である。

PCTの解像力は、このほかつぎの2つの物理的な現象によっても制約される。その1つは一对の消滅光子のなす角度が 180° から揺動することである。この放出角揺動はほぼガウス分布し、その半値幅は約 0.5° である³³⁾。これに起因する解像力の劣化は、検出器リングの直径に比例し、たとえばリング直径60cmでは解像力の劣化は1.3mmと推定される。

もう1つは、陽電子が消滅するまでに生体中を移行する現象である。陽電子の生体中での最大飛程は表1にみられるように比較的長い。放出される陽電子の大部分の実効的な飛程はこれよりはるかに短く、しかもその飛程の終端の分布はゼロ点を中心に鋭いピークをもつことが知られている。たとえばDerenzoの測定によると、放出された陽電子の半数の飛程の終端の投影は ^{14}C で0.6mm、 ^{68}Ga で1.2mm、 ^{82}Rb で4.2mmを半径とする円内に入る³⁴⁾。

陽電子飛程による画像のぼけは、その点広がり関数が指数関数的に減少する裾をもつため、半値幅で表すことは不適当であるが、上記の数値は、陽電子飛程による解像力のおよその限界を与えるものと考えてよい³⁵⁾。

4・3・2 検出感度

検出感度は、検出器配列の稠密度（シンチレータが

円形リング上を占める割合）、個々の検出器の検出効率、スライス幅の各2乗に比例し、検出器リング直径に逆比例する³⁶⁾。頭部用装置でスライス幅2cmのとき、37kBq/ml ($1\mu\text{Ci/ml}$)を含む一様円柱線源に対して、数10-100kcps程度の感度が得られる。一般に高解像力の装置では、スライス幅も小さくする必要があるので検出感度の低下はやむを得ない。

2つの消滅光子の一方、または双方が体内で散乱された後、同時計数されると、バックグラウンド・イメージとなって画質を低下させる。この散乱同時計数を軽減するには、スライスシールドを十分長くすること、検出器のエネルギー弁別レベルを高くすることが有効である。しかし、これらの方法はいずれも検出感度を低下させる傾向にあるため、適当な妥協が必要である。普通、15-30%の散乱同時計数が含まれ、定量性を損う最大の原因となるため、適切な補正方法が検討されている。

4・3・3 統計雑音と画像の平滑化

PCTでは投影データに含まれる計数値の統計変動が体内減衰補正およびイメージ再構成の過程を経て、イメージに統計雑音として現れる。今、一様な濃度をもつ円柱線源（媒質は水）を仮定すると、イメージ中心での統計雑音の相対標準偏差 (rms noise) は次式で表される³⁷⁾。

$$\text{rms noise} \approx 0.6K(D/d)^{3/2}N_T^{-1/2} \times 100\%$$

ここに、 D は被写体の直径、 d は画像処理系の解像幅、 N_T は総カウント数、 K は光子の体内減衰による修正因子 ($D=0-30\text{cm}$ に対し、 $K=1-1.35$) である。この式から、たとえば解像力を向上させるために d を $\frac{1}{2}$ にするには8倍のカウント数が必要であることが分かる。

4・4 飛行時間測定陽電子断層装置（タイムオブフライト型ポジトロンCT装置）

4・4・1 原理

一对の消滅放射線がそれぞれ検出される時間差を十分な精度で測定できれば、画像再構成処理を行うことなく断層イメージが得られることは古くから指摘されていた。消滅光子の速度は 30cm/ns であるから、たとえば6mmの長さが約 0.04ns の時間差に相当する。現実には、これほど時間分解能のよい検出器は存在しない。しかし、この飛行時間（タイムオブフライト、TOF）情報を現在のPCTに付加することによって情報量が増し、画像の信号対雑音比が改善できる³⁸⁾。TOF型のPCT装置はこの原理に基づき、通常の同時

図10 タイムオブフライト型ポジトロン CT
における画像再構成の原理

計数データを収集するごとにそれらの飛行時間差を測定し、これから得られる RI の位置情報を利用した再構成法によって、断層イメージを得る装置である。

4・4・2 検出器

検出器には、当初 CsF が用いられた³⁹⁾⁻⁴¹⁾が、現在では BaF₂ が主流になっている (表 2)⁴²⁾。後者は前者に比し、吸湿性がないことと時間分解能がすぐれている特長があるが、発光は紫外領域に属するため、石英窓の光電子増倍管が必要である。現在、得られている同時計数時間分解能は 0.35 - 0.4 ns で、位置分解能に換算して 0.53 - 6 cm に相当する。

4・4・3 画像の再構成と TOF 型 PCT の利点

画像再構成には、同時計数ビーム上に TOF 測定で得られた位置を中心として「ある濃度分布」をもつ線を書き込むことにより、イメージを作製し (図10)、測定終了後にこのイメージに 2 次元フィルタを重畳積分する方法 (実際には高速フーリエ変換を用いる) が用いられている。この濃度分布は、TOF 測定の点応答関数に等しくした場合に信号対雑音比が最もよいことが証明されている⁴³⁾⁻⁴⁵⁾。このとき、TOF 情報の導入による統計雑音 (分散) の低減率 F は、均一な円柱状の RI 分布に対して次式で与えられる。

$$F = \frac{\text{線源直径}}{1.5 (\text{TOF 位置誤差半値幅})}$$

$$\approx \frac{\text{線源直径 (cm)}}{8 - 9 \text{ cm}}$$

(BaF₂ シンチレータのとき)

この F の値は、信号対雑音比を一定に保ったとき、TOF 情報を利用することによって計測時間を $1/F$ に短縮できることを意味する。

このほか、TOF 型 PCT の利点として、長い線状の雑音が少ないこと、偶発同時計数の影響が少ないこと等が指摘されているが、一方では電子回路・データ収集処理系が複雑なこと、解像力の向上が困難なことなどの欠点もある。

5. あとがき

今日の断層装置の発達の蔭には長い研究の歴史と変遷があった。単光子用の装置では、とくに縦断断層型の装置について多くの研究が行われたにもかかわらず、今日実用されているのは非常に少ない。この原因は、測定方向が限られているためコンピュータ処理による画像の重なり除去が一般に困難であることによるが、なお今後の進展には注目すべきである。横断断層型の SPECT 専用装置も製品化されながら、広く普及せずに消滅していった機種も少なくない。ガンマカメラ回転型 SPECT 装置は、その簡便さと汎用性から急速に普及したが、なお、ソフトウェアの改良による定量性の向上や、より高感度・高分解能の SPECT 専用装置の出現が望まれている。

一方、陽電子断層装置では、その医学利用が進み、有用性が認識されるとともに、さらに高感度・高解像力装置の開発と、タイムオブフライト法の利用による高速化が望まれ、研究が進められているが、現在これらの 2 つの要望を同一の検出器または装置で実現することは、シンチレータの性能上困難である。今後の新しい検出素子の出現に期待したい。

文 献

- 1) Ter-Pogossian, M.M., et al. (ed.): "Reconstruction Tomography in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine", University Park Press, Baltimore (1977)
- 2) Ell, P.J. and Holman, B.L. (ed): "Computed Emission Tomography", Oxford University Press, New York (1982)
- 3) 田中栄一, 村山秀雄: *Radioisotopes*, **32**, 516 (1983)
- 4) Jaszczak, R.J.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-27**, 1137 (1980)
- 5) Ter-Pogossian, M.M.: *Semin. Nucl. Med.*, **7**, 109 (1977)
- 6) 田中栄一: 応用物理, **51**, 272 (1982)
- 7) 田中栄一, 山本幹男: 日本物理学会誌, **39**, 370 (1984)
- 8) Anger, H.O.: "Medical Radioisotope Scintigraphy", vol. 1, p. 203, IAEA, Vienna (1969)
- 9) Muehllehner, G.: *Phys. Med. Biol.*, **16**, 87 (1971)
- 10) Chang, W., et al.: *J. Nucl. Med.*, **21**, 28 (1980)
- 11) Rogers, W.L., et al.: *ibid.*, **21**, 371 (1980)
- 12) Vogel, R.A., et al.: *ibid.*, **19**, 648 (1978)
- 13) Kuhl, D.E. and Edwards, R.Q.: *Radiology*, **80**, 653 (1963)

- 14) Kuhl, D.E., et al.: *ibid.*, **121**, 405 (1976)
  - 15) Stokely, E.M., et al.: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **4**, 230 (1980)
  - 16) Jaszczak, R.J.: *ibid.*, **6**, 1205 (1982)
  - 17) Gottschalk, S.C., et al.: *J. Nucl. Med.*, **24**, 822 (1983)
  - 18) Esser, P.D., et al.: *ibid.*, **25**, 805 (1984)
  - 19) Hirose, Y., et al.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-29**, 520 (1982)
  - 20) Sorenson, J.A.: "Quantitative Measurement of Radioactivity *in vivo* by Whole Body Counting" (ed. by Hine, G.J. and Sorenson, J.A.), vol. 2, p. 311, Academic Press, New York (1974)
  - 21) Kay, D.B. and Keyes, J.W.: *J. Nucl. Med.*, **16**, 540 (1975)
  - 22) Chang, L.T.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-25**, 638 (1978)
  - 23) Tanaka, E.: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **7**, 692 (1983)
  - 24) Tanaka, E., et al.: *Phys. Med. Biol.*, **29**, 1489 (1984)
  - 25) Burnham, C.A., et al.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-31**, 632 (1984)
  - 26) Derenzo, S.E.: *ibid.*, **NS-31**, 620 (1984)
  - 27) Murayama, H., et al.: *Nucl. Instrum. Methods*, **633** (1984)
  - 28) Muehllehner, G. and Colsher, J.G.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-27**, 569 (1980)
  - 29) Bohm, C., et al.: *ibid.*, **NS-25**, 624 (1978)
  - 30) Tanaka, E., et al.: *ibid.*, **NS-26**, 2728 (1979)
  - 31) Yamamoto, M.: *Phys. Med. Biol.*, **26**, 489 (1981)
  - 32) Murayama, H.: *Nucl. Instrum. Methods*, **177**, 433 (1980)
  - 33) Colombino, P., et al.: *Nuovo Cimento*, **38**, 707 (1965)
  - 34) Derenzo, S.E.: Proc. 5th Intern. Conf. Positron Annihilation, Lake Yamanaka, p. 819 (1979)
  - 35) Nohara, N., et al.: IEEE Nucl. Science Symposium Orlando, Oct. 31-Nov. 2, 1984 (to be published)
  - 36) Tanaka, E., et al.: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **6**, 350 (1982)
  - 37) Tanaka, E., et al.: *IEEE Comput. Soc.*, **82 CH1751-7**, 158 (1982)
  - 38) Budinger, T.F.: *Semin. Nucl. Med.*, **7**, 285 (1977)
  - 39) Allemand, R., et al.: *J. Nucl. Med.*, **21**, 153 (1980)
  - 40) Ter-Pogossian, M.M., et al.: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **5**, 227 (1981)
  - 41) Yamamoto, M., et al.: *IEEE Trans. Med. Imag.*, **MI-1**, 187 (1982)
  - 42) Laval, M., et al.: *Nucl. Instrum. Methods*, **206**, 169 (1983)
  - 43) Tomitani, T.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-28**, 4582 (1981)
  - 44) Tanaka, E.: IEEE Comput. Soc. Pub. No. 488, p. 101 (1982)
  - 45) Tomitani, T.: *ibid.*, p. 117 (1982)
-