

陽電子放出軸位断層法 (PETT)

*A positron-emission transaxial tomography for nuclear imaging (PETT)**

Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani N. Radiology 114:89-98,1975

陽電子放出核種を含む臓器の軸位断層像を得る装置を開発した。検出システムは、六角形に配置した 24 個の NaI(Tl) 検出器を同時計測回路に接続し、消滅光子を「電子的」にコリメートする。これをコンピュータを利用したアルゴリズムにより処理し、核種の分布を定量的に再構成する。コンピュータシミュレーション、ファントム撮影、および動物実験において、シンチレーションカメラと比較して良好なコントラストと分解能が得られることを示した。陽電子断層法、単光子断層法の優劣について検討した。

γ 線放出核種を含む臓器の核医学画像の利用に当たっては、現状では 3 つの制約がある。(a) 関心領域周囲の放射能によりコントラストが著しく低下する。画像ノイズとなるこの放射能は、空間的にも時間的にも変動し、しばしば顕著であることから、核種の濃度が高い部分以外は背景と区別できないこともある。(b) 画像装置自体の空間分解能が比較的高いにも関わらず、コリメータの性能向上に伴って実効分解能が制約されている。コリメータ組織内の線源の分解能、感度は、距離によって変化し、小さな被写体、低コントラストの被写体の検出能は距離に応じて減少する。(c) ^{99m}Tc が広く利用されていることも、本法の制約の 1 つである。 ^{99m}Tc は調達が容易かつ安価で、低エネルギー／高光子放出性であり、化学的特性にも優れるが、2 つの欠点がある。すなわち、(i) γ 線が低エネルギーであるため、検出効率が深度に大きく依存し、関心臓器の表面にある骨の影響を受けやすいこと、ならびに (ii) その化学的特性が、他の多くの核種に比して生理的状态からかけ離れていることである。

このような制約から、核医学画像は主に形態検査に限られてきた。形態が重要であることはもちろんであるが、有望な可能性を秘める生理学的検査には大きな制約があった。

我々は、陽電子放出核種を含む臓器、組織の高コントラスト軸位断層像を得ることができる装置を開発した。この装置は、電子の消滅放射線同時検出 (annihilation coincidence detection)** を利用することにより周囲組織の影響を最小限とし、多くの異なる角度から撮影した画像から数学的に断層像を再構成するものである [2]。分解能は均一で、深度に依存しない。さらに多くの陽子放出核種は、形態学的物質のみならず生物学的活性をもつ化合物をラベルできることから、幅広い応用が考えられる。

方法

被写体の周囲を多くの角度から γ 線放出核種を検出し断層像を再構成する方法は、既に報告されている。Kuhl ら [21-24] は、通常のシンチレーションスキャナによる線形スキャンから、頭部の軸位断層像を再構成する方法を開発しており、この改良法が他にも報告されている [3,27,31-32]。最近 Budinger[8] は、シンチレーションカメラの視野内で被写体を回転させることにより軸位断層像を再構成している。

核医学における消滅放射線同時検出法の利点についても研究されている [6,7,9,14,25,35]。Brownell ら [6,9] は、陽電子放出核種を含む構造を撮影するカメラを開発している。これを使って被写体を回転させる方法も研究されている [11]。Cheler[10,11]、Cormack[13] は、軸位断層像再構成における消滅放射線同時検出の利点を指摘している。Robertson ら [29] は、リング状のシンチレーション検出器を同時検出モードで使用する陽電子放出核種の断層装置を報告している。

我々は、Kuhl の装置の特徴と、Brownell の装置に類似した陽電子検出システムを備えた装置を設計、試作した。しかし我々のシステムは、これらにはない重要な特性を備えており、これを陽電子軸位断層撮影装置 (positron emission transaxial tomograph, PETT) と呼んでいる。

PETT のプロトタイプは、基本的に 24 個の NaI(Tl) シンチレーション検出器を六角形に配置したものである (図 1, 2)。対向する検出器ペアはそれぞれ同時検出回路に接続されており、2 つの光子が両者で同時に記録された場合のみカウントされる。被写体は、六角形の中心にあるコンピュータ制御の回転台上に載せる。12 対の検出器で収集したデータから、コンピュータアルゴリズムによって、放射能の断面分布を再構成する。

消滅放射線の同時検出

PETT スキャナは、陽電子放出核種専用で設計されている。これには 5 つの理由がある。(a) 消滅光子は、同時に 180° 方向に放出されるため、同時消滅現象を「電子的」コリメータとして利用し、撮影範囲を対向する

* ワシントン大学医学部放射線科学教室 (Division of Radiation Science, Washington University School of Medicine, St. Louis, Mo) 。第 60 回北米放射線学会 (1974 年 12 月 1 ~ 6 日) で発表。

** 消滅放射線同時検出 (annihilation coincidence detection)。本稿では消滅陽電子によって生じる 2 個の 511keV 光子を同時検出することを指す。

2つの検出器により定義される円筒状の範囲に制限することができる。これにより、吸収式コリメータは不要となる。(b) 消滅放射線同時検出により、全体の分解能とコントラストが、現状の単光子撮影装置に比べて向上する。(c) 単光子撮影装置の等感度応答に比較して、同時消滅検出はより均一であるため、断層撮影に必要な数学的再構成の相互関係性により適している。(d) 消滅放射線同時検出の感度は、組織中の深度に依存しない。(e) 「電子的」コリメーションは、通常のコリメータに比べて分解能を失うことなく検出効率を向上できる。以下では、消滅放射線同時検出のこれらの特性について、断層像再構成に与えるインパクトの面から詳述する。

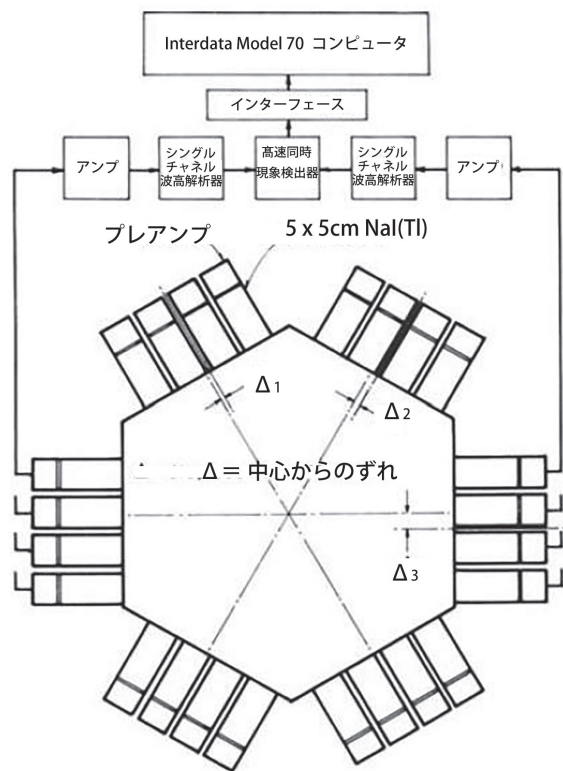


図 1. プロトタイプ PETT の構成。

図 3 に、2 個のシンチレーション検出器間に置いた水中の陽電子放出線状線源の線広がり関数 (line spread function, LSF) と等応答曲線を示す。LSF の半値幅 (full width at half maximum, FWHM) は、検出器クリスタルの表面直径の約 40 % で、検出器間の線源の位置によってほとんど変化しない。これに対して、通常の実吸収式コリメータによる検出器では、検出器と線源の距離によって大きく変化する。単光子検出装置の等応答曲線の均一性は、適切なコリメータを使用することにより効率を犠牲にしてある程度保つことができるが、消滅放射線同時検出法のような均一性は得られない [5,15,25,35]。

消滅放射線同時検出法の感度は、核種の深度に依存しない。図 4 に示すように、同時検出カウント率は、陽電子放出核種 (^{64}Cu) を水ファントムの表面で一端から他端に移動しても一定である。これは、2 個の 511keV の消滅光子が検出されるためには、常に経路全長 D を移動する必要があるためである。絶対的感度は、 D および経路上の物質の減衰係数から求められる。単光子検出の場合はこれとは異なり、深部では経路が長くなるため減衰が強くなり、感度が低下する。さらに、通常の実吸収式コリメータの幾何学的応答の変動により、空間的感度を求めることは難しくなる。消滅放射線 (511keV) は高エネルギーのため、この組織の組成や厚さの不均一に起因する吸収のばらつきを最小限に抑えることができる。

消滅放射線の「電子的」コリメーションと、単光子検出に使われる通常の実吸収式コリメーションの基本的な違いは、前者は多検出器システムを使用する場合に全体の放射線検出効率が高いことである。Burnham, Brownell[9] が指摘したように、同時計測ではすべての放射線について (減衰を無視すれば) 理論的に検出可能であり、その位置を決定できる。単光子検出の低感度は、コリメータの吸収による放射線の損失に内在するものである。多検出器システムによる単光子検出の

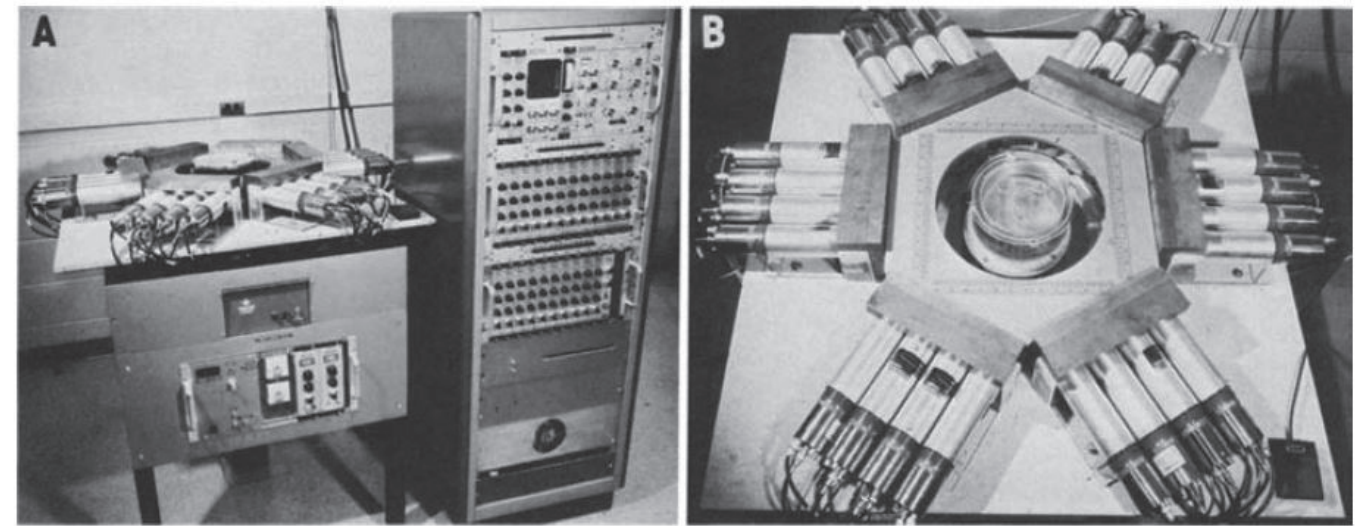


図 2. A. プロトタイプ PETT. 被写体 (ファントム、動物) は、六角形の中央の回転台の上に載せる。回転台はコンピュータ制御により、六角形の平面に垂直な軸の周りを回転する。B. 回転台にファントムを載せたところ。

効率は、検出器数に比例するが、消滅放射線同時検出の効率は検出器数の2乗に比例するように設計できる[3]。同時消滅を利用するより大きな多検出器システムにおける、単光子検出と陽電子検出の感度の2検出器スキャナ[2,25]における比較は、上記の効果を考慮にいない限り無意味である。

再構成アルゴリズム

多くの軸位断層像再構成アルゴリズムが報告されているが、これはフーリエ法、非フーリエ法に大別できる。フーリエ法アルゴリズム[4,10,28,30]は、フーリエ変換、フーリエ吸収、畳込み積分を利用し、あるいはこれに等価な方法で収集データをフィルターして再構成する。非フーリエ法[16-18,20]は、代数的あるいは反復法による処理を行う。我々は、ワシントン大学医学部の Biomedical Computer Laboratory が開発したフーリエ法を利用した。アルゴリズムの詳細はここでは触れないが、軸位断層像の再構成における一般的な前提と数学的原則、ならびにその検出方法との関連性について考察する。

軸位再構成断層像の目的は、人体の断面上に放射能の分布を再現することである。再構成に使用するデータは、関心断面を様々な角度から横断スキャンして得られた放射能のプロファイルである。収集したデータから、放射能の分布を再構成できるように充分な独立方程式を生成する。再構成アルゴリズムの前提のひとつは、各点で記録されるカウント数は、その関心断面内にある線上（あるいは領域内）の放射能の総和を表わすという点である。

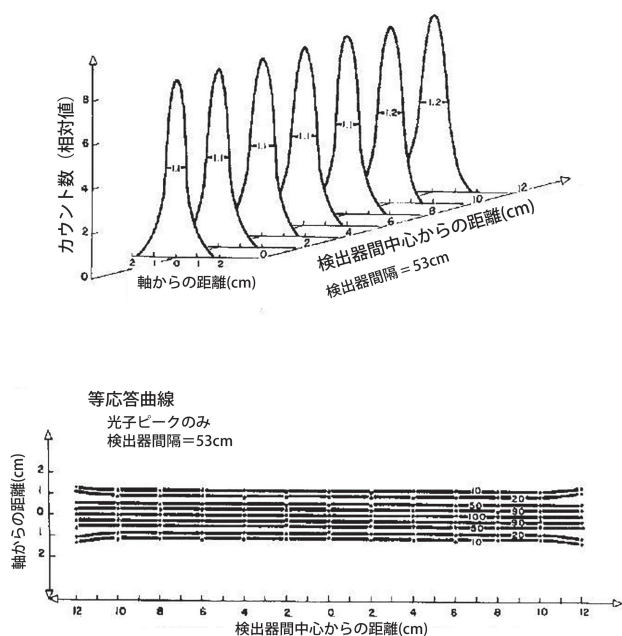


図3. 水中の陽電子放出線状線源 (64Cu) の対向シンチレーション同時検出に於ける線広がり関数 (LSF) と等応答曲線。検出器は NaI(Tl) で、径 5.1cm、高さ 5.1cm の円筒形、コリメータは 2.5cm 厚、2.5cm 径のストレートホールの鉛遮蔽板。

消滅放射線同時検出では、明確な範囲を定義でき、深度に依存しないため、この前提が保証されている。しかし、単光子検出の場合は深度により応答が変化するため、この前提が成立せず、これが画像の歪みとなる。

消滅放射線同時検出では、2つの検出器を結ぶ直線上において、減衰は深度に依存にしないが、被写体の異なる部位でデータを収集するため、検出器間の物体の厚さはその都度異なる。従って、各点において減衰補正が必要となる。ひとつの方法として、被写体の物理的な大きさを計測し、各データに $e^{-\mu x}$ を乗ずる方法がある (x は被写体の厚さ、 μ は線上の平均減衰係数)。この方法は、肺、骨のように被写体内で μ が大きく変化する場合に誤差を生じやすい。もうひとつの方法は、511 keV の放射線の被写体内での減衰を計測し、この情報を使って再構成前にデータを補正する方法である。我々はこの方法を採用し、 ^{64}Cu 溶液を含む薄いプラスチックを被写体の周囲に置き、位置および角度の関数としてカウント率を収集した。同じ計測を、被写体がない状態で繰返せば、両者の比から減衰因子が得られる。消滅放射線同時検出は、明確な範囲を定義でき、深度に依存しないため、この減衰補正法は正確かつ容易に実装可能である。

本研究に用いた再構成アルゴリズムは、コンピュータシミュレーションによるファントムデータで評価した。その結果を図5に示す。数値は、シリンダーおよび径 2.2cm のチューブ内の放射能の計測値に良く一致している。しかし、1cm 厚のリング、1.2cm のチューブの値は、150、240 付近では正しい値 200、400 に比べて低い。これは、サンプリング分解能、リングとチューブの径が、いずれも約 1cm であることから、サンプリング分解能が被写体の大きさの $\leq 1/2$ である場合のみ正しい解が得られるというサンプリング定理によって説明できる[4]。

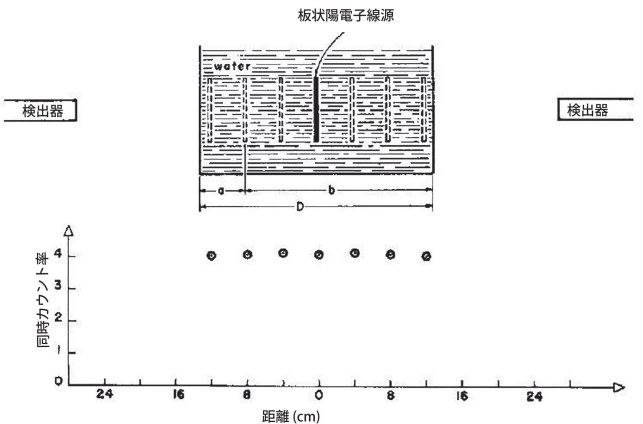


図4. 消滅放射線同時検出の深度非依存性。下段は、放出核種の線源を2つの検出器間で移動した場合の同時カウント率を示す。消滅光子が検出器に到達するために距離 a を横断する場合、もうひとつの光子は距離 b を移動する必要がある。この同時消滅現象における減衰は、 $a+b=D$ に依存する。

プロトタイプ PETT

プロトタイプ PETT の略図, 写真を図 1, 図 2 示す. 検出器は, $5.1 \times 5.1\text{cm}$ の NaI(Tl) シンチレーション検出器 24 個を, 六角形の一边に 4 個ずつ配置したものである. 各検出器の前には, 2.5cm 厚, 2.5cm 径のストレートホールの鉛遮蔽があり, これにより検出器固有の分解能が半値幅 (FWHM, 図 3) 約 1.1cm に向上している. 遮蔽は, 関心断層面外からの放射線を除去するために用いられる. 各検出器の出力は, それぞれプレアンプ, アンプ, シングルチャネル波高解析器に接続されている. 対向する検出器の波高解析器の出力は, 時間分解能 30ns の同時計測回路に接続されている (図 1). 光子が 2 つの検出器で同時に検出された時のみカウントされるので, これによって 12 対の検出器の「電子的」コリメーションが構築できる. この時間分解能と遮蔽効果により, 最高カウント数でも同時計測率のランダムな変動は, 真の値の 5% 以下である. 12 対の同時計測ユニットの出力は, 並列チャネルインターフェースを介して Interdata Model 70 ミニコンピュータに送られる.

それぞれ 4 つの検出器が, 4 つの検出器と直接対向している. 検出器は六角形の辺の中央にあるのではなく, それぞれ 0.5Δ , 1.5Δ , 2.5Δ ずれている. ここで Δ は, 図 1 に示すように隣接する検出器の中心間距離の $1/6$ である. システムが 360° 回転すると, 各検出器セットは他のすべての検出器セットと同じ角度の組合わせでデータを記録する. その結果, 横断スキャンは全体として, サンプル分解能 1cm , 24 カ所でデータを

収集する. 検出器は被写体の全幅にわたる放射能を記録するので, 360° 回転すると後半の 180° は冗長に思えるが, 4 対の検出器セットが一方向にずれているため, $0^\circ \sim 180^\circ$ で 3 つの位置が異なるデータセットが得られ, $180^\circ \sim 360^\circ$ でさらに相補的な 3 つのデータセットが得られるので, 異なる検出器位置に対して計 6 個の独立したデータが得られる.

プロトタイプ PETT では, 24 個の検出器アレイの六角形の中心に被写体を置く (図 2). プラットフォームの回転はコンピュータ制御される. 12 組の同時消滅検出器ペアのデータは, 7.5° 毎に記録, 保存され, Interdata Model 70 ミニコンピュータ上の再構成アルゴリズムで処理される. フーリエ変換再構成法によるデータ処理時間は, 約 25 秒である. プログラムは, コーディングが容易であることから現在すべて FORTRAN で書かれている. しかし FORTRAN は, Interdata アセンブリ言語よりも実効速度が遅い. アセンブリ言語版は, かなり高速になるとと思われる.

結果

ファントム実験

PETT の全体的分解能を評価するために, ^{64}Cu 溶液を容れた径 1.2mm の毛細管 3 本を, 水を満たした径 18cm の円筒状ファントム内に置いた (図 6). ファントムの厚さを計測し, 511keV 放射線の水の減衰係数を用いて減衰を補正した. 20 万カウントによる再構成画像と LSF を図 7 に示す. 比較のため, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を容れた同じファントムを, Nuclear Chicago 社 HP シンチレー

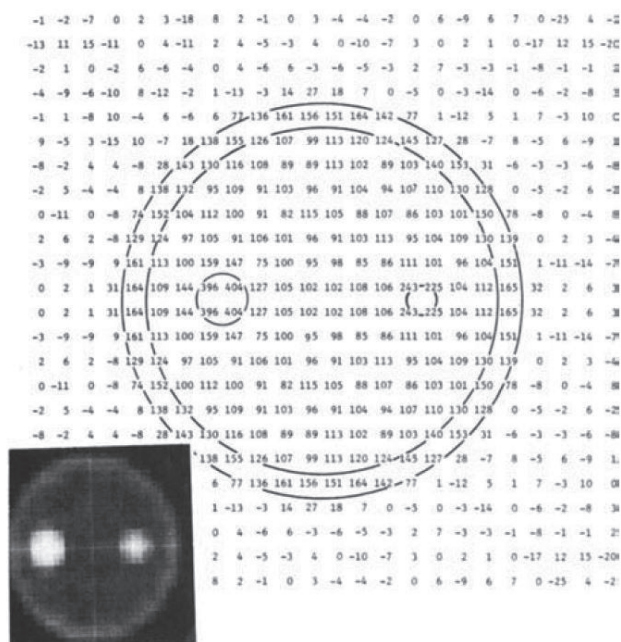


図 5. コンピュータシミュレーションによる PETT の再構成画像の数値出力. サンプル角度 7.5° , 横断距離 1cm . ファントムは 4 つの部分から構成される. 1cm 厚の外部リング, 径 14cm の内部シリンダー, 2 本の円筒状チューブ (径 2.2cm , 1.2cm). 各部分の放射能は 2, 1, 4, 4. 左下図は再構成画像.

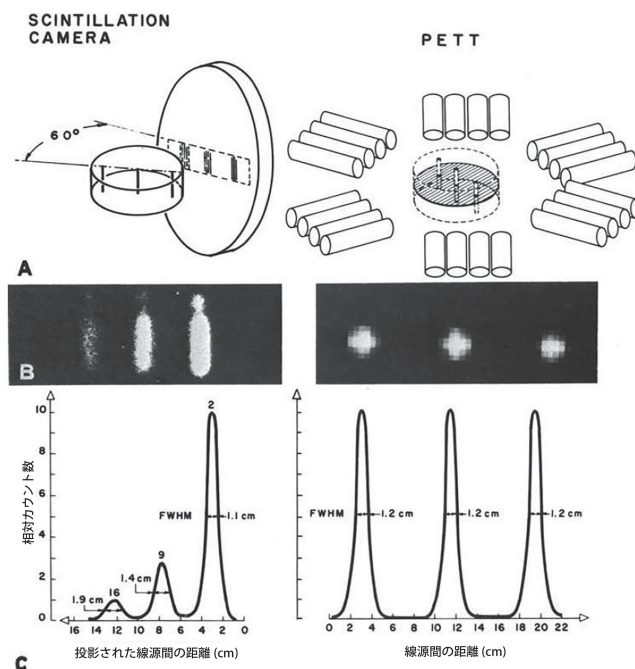


図 6. シンチレーションカメラ (Nuclear Chicago 社製, 15,000 個のホール式高分解能コリメータ併用) (左) および PETT (右) の水ファントムの各深度における線広がり関数 (LSF) の比較. A: ファントムの配置, B: 画像, C: LSF と深度の関係. シンチレーションカメラ, PETT にはそれぞれ $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{64}Cu を使用.

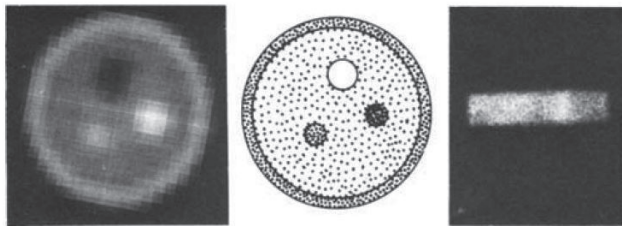


図 7. PETT (左) および通常モードのシンチレーションカメラ (右、図 6 に同じ) の画像の比較. ファントムの構成: 1cm 厚のリング内に径 14cm のシリンダーがあり、その内部に 3 本の円筒状物体が置かれている (径 2cm 2 本、径 3cm 1 本). 各部分は比放射能 3, 1, 5, 3, 0 の核種で充たされている. シンチレーションカメラの画像は、 ^{99m}Tc 、PETT の画像は等放射能の ^{64}Cu による. いずれも 30 万カウント.

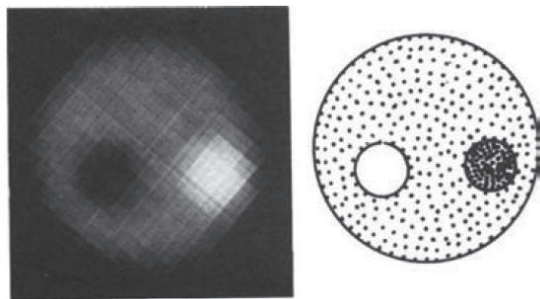


図 8. PETT の定量的再構成画像の精度. 右: 径 14cm のファントム内の放射能 (^{64}Cu) 分布. 左: PETT 再構成画像. 34 万カウント.

シンチレーションカメラと 15,000 個のホール式コリメータで撮影した. 線状線源とカメラ面の角度が 60° となるようにファントムを置いた (図 6). 線状線源間の投影距離は 4.8cm, 線源とガンマカメラ面の距離は 2, 9, 16cm で、20 万カウントを計測した. シンチレーションカメラの数値データは、 32×32 アレイの検出器と PDP-12 コンピュータで処理し、シンチレーションカメラの LSF を求めた. これにより、シンチレーションカメラでは距離に応じて感度と分解能が低下すること、PETT は分解能が深度に依存しないことが示された. 図 3, 図 6 から、再構成画像の LSF が同時検出器の応答と良く一致することがわかる.

PETT と通常の非断層モードのシンチレーションカメラを比較すると、PETT の方がファントム構造を良好に反映している (図 7). いずれの画像も、シンチレーションカメラで 30 万カウントを 12 分で収集したものである.

PETT の定量性について、シリンダーを相対的放射能 1, 4, 0 で満たしたもの、および 2 本の径 3cm のチューブのファントムで計測した. シリンダー、2 本のチューブ内の再構成画像の相対的放射能は、 1 ± 0.1 , 4 ± 0.1 , 0 ± 0.1 で、ファントムの値に一致した (図 8). 3cm の被写体は、定量的再構成にはサンプリング分解能 (FWHM 1.2cm) が被写体の大きさ (3cm) の 2~4 倍小さい必要があることから、定量性を示すために使用した.

PETT の画像的感度をシンチレーションカメラと比較した. 同程度のカウント数を得るためにそれぞれの装

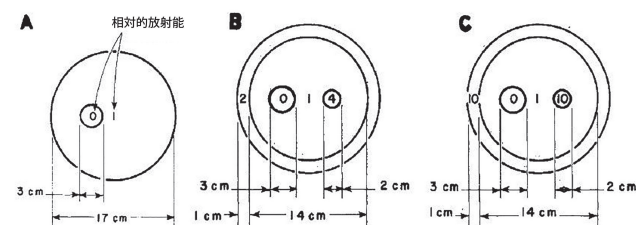
表 1. 異なる放射能分布におけるシンチレーションカメラ^{*1}と PETT のデータ収集時間の比較

ファントム ^{*2}	総放射能 (μCi) ^{*3}	総カウント	データ収集時間 (分)	
			シンチレーションカメラ	PETT
A	370	280,000	15	12
B	600	440,000	16	12
C	480	350,000	14	12

^{*1} Nuclear Chicago 社製 Model HP. 15,000 個のホール式高分解能コリメータ併用.

^{*2} ファントムは、外径約 17cm のアクリル樹脂製シリンダー内に、 ^{99m}Tc あるいは ^{64}Cu を充たした高さ 10cm のシリンダーから成る. 様々な放射能のシリンダーを置いた.

^{*3} シンチレーションカメラには ^{99m}Tc 、PETT には ^{64}Cu を使用



置で必要とするデータ収集時間を表 1 に示す. PETT, シンチレーションカメラのいずれでも、 ^{64}Cu , ^{99m}Tc の等価放射能を使用した. ファントム (高さ 7cm) は上縁まで試料を充たすが、PETT の場合は厚さ 1cm 強の断面のみ使用し、シンチレーションカメラはファントム全体からデータを収集することに留意する必要がある.

動物実験

陽電子放出核種でラベルした薬剤による様々な臓器の PETT による描出能を評価するため、2 頭のイヌで 2 組の実験 (各 1 頭で 1 つの実験) を行った. イヌは体重 50 ポンドの雑種で、全麻下に実験を行った. いずれも、イヌを PETT 中央の回転テーブル上に載せて実験した. 360° の回転中、 7.5° 毎にデータを収集した. それぞれの計測前に、それ以前に投与した放射能が無視しうるレベルまで低下するのを待って行った.

第 1 の実験では、第 6 胸椎レベルの胸部横断像を撮影した (図 9). 実験は以下の手順で行った. (a) イヌに H_2^{15}O (^{15}O の $T_{1/2}=2$ 分) 10mCi を投与. 水コンパートメントとの平衡に達するまで 3 分間待ち、4.8 分で撮影した. (b) $^{13}\text{NH}_3$ (^{13}N の $T_{1/2}=10$ 分) 12mCi を投与. 血中からアンモニアが消失し、軟部組織と平衡するまで待ち、12 分で撮影した. (c) ^{11}CO (^{11}C の $T_{1/2}=20$ 分) を約 1 分間吸入させ、推定 8mCi の ^{11}CO -ヘモグロビンで血液をラベルし、血液が平衡に達するまで 5 分待ち、24 分でデータ収集した. (d) ^{18}F (^{18}F の $T_{1/2}=110$

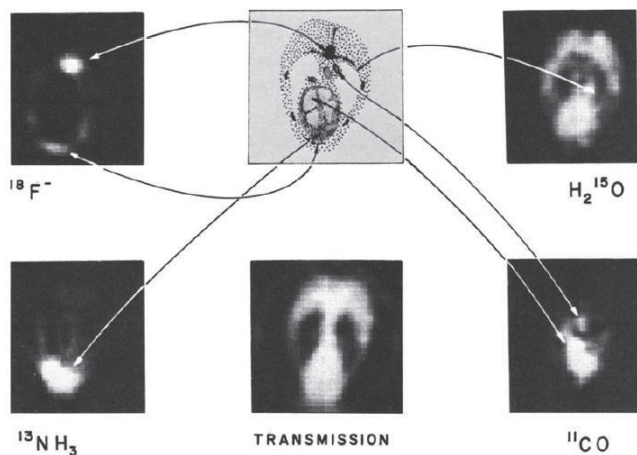


図 9. イヌに H_2^{15}O , $^{13}\text{NH}_3$, ^{11}CO , ^{18}F (それぞれ 63,000, 230,000, 350,000, 413,000 カウント) を投与して得た第 6 胸椎高位の PETT 横断画像. 上段中: 解剖学的構造. 下段中央: 減衰補正用の透過画像.

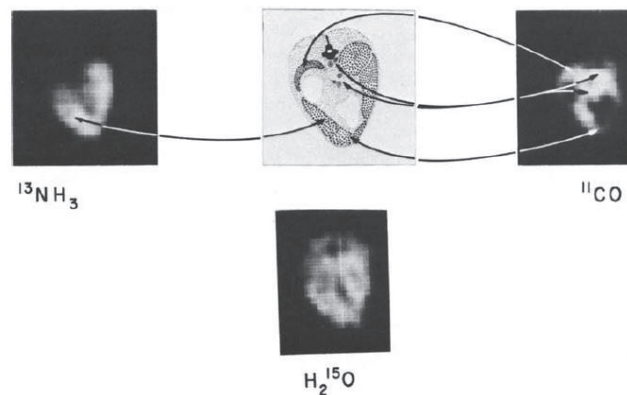


図 10. イヌに H_2^{15}O , $^{13}\text{NH}_3$, ^{11}CO (それぞれ 55,000, 205,000, 232,000 カウント) を投与して得た第 11 胸椎高位の PETT 横断画像. 上段中: 解剖学的構造. 脾 (左上), 大血管 (中央), 肝 (左下, 右上)

分)10mCi の水溶液を投与し、フッ素が血液から消失するまで 1 時間待ち、24 分でデータ収集した。

実験で得られたデータは、前述の透過画像による減衰で補正した。減衰補正に利用した透過画像を図 9 に示す。 H_2^{15}O の画像は、軟部組織の平衡水分分布を示す。脊椎の位置が無集積なのは、骨と水の平衡が遅いためである。肺の H_2^{15}O も比較的低濃度である。既に報告されているように [19,26], $^{13}\text{NH}_3$ は心筋に取り込まれる。心筋と隣接軟部組織の画像上のコントラスト比は、約 8:1 である。脊椎、肺、心腔は無集積である。 ^{11}CO -ヘモグロビン画像は、心腔、大動脈など大血管の血液分布、およびその周囲の組織の血管分布を示す。 ^{18}F は主に脊椎、肋骨、胸骨に集積している。脊柱と隣接組織のコントラスト比は約 15:1 である。

2 つ目の実験では、別のイヌの第 11 胸椎レベルで陽電子横断像を撮影した。 H_2^{15}O , $^{13}\text{NH}_3$, ^{11}CO -ヘモグロビンを前述と同じ方法で投与した。図 10 に再構成画像を示す。ここでも H_2^{15}O は軟部組織に分布し、 $^{13}\text{NH}_3$ は尿素サイクルでアンモニアに取り込まれて肝に集積している。 ^{11}CO -ヘモグロビンは、大血管、肝、脾の血液中に分布している。胃、小腸は大きな無集積となっている。

この動物実験は、心周期、呼吸に関して位相を考慮せずに収集している。唯一の画像処理は、 64×64 マトリックスについて行った 4 点近傍平滑処理である。上下値のカットは行っていない。供覧画像が、再構成データの全てである。断層面の解剖学的構造は、側面および正面 X 線写真、2 頭目のイヌの剖検により確認した。

考察

上記の結果は、陽電子放出横断像は、通常の核医学画像では見えない構造を可視化できることを示すものである。これは、同時検出法の高コントラスト、均一な

分解能、および数学的再構成により重畳構造が除去されたことによる。このことは、画像コントラストの差異で可視化の可否が決まる核医学画像では重要な点である。プロトタイプ PETT の横断撮像範囲の制約により、ファントム、動物の断面の外径は 20cm 以下である。しかし同時消滅検出法は、解像度、感度が深度に依存しないため (図 3, 4), かなり大きな被写体にも適用できる。これは深度に応じて分解能が低下する単光子検出法と異なる点である。同時消滅検出法の減衰補正は、単純かつ正確である。単光子検出法では、深度依存性とコリメータの幾何学的開散を考慮する必要がある、より不正確かつ複雑である。またこれらの問題は、被写体が大きくなるとさらに増幅する。単光子検出法では、適当な減衰補正が可能であったとしても、深部の分解能が低いいため、範囲が不明確な構造についてはより大きな減衰補正が必要となる。これらの要因を近似すること、あるいは無視することにより、画像の歪みを生ずる結果となる。このような歪みやその意義については、充分研究されていない。

陽電子放出断層装置は、単光子検出法にくらべて核種が放出する放射線をより効率的に利用できる。プロトタイプ PETT は、対向する検出器ペアにおける同時検出現象のみを利用する。しかし前述の通り、多発同時現象ロジックを使用することにより、消滅放射線をさらに効率的に利用できる。PETT の多発同時現象ロジックは、六角形の一辺の各検出器と、反対側のすべての検出器の同時検出を利用する。したがって、対向同時現象ロジックが 12 対の同時検出器を利用するのに対して、多発同時現象ロジックは計 48 対を利用でき、効率が約 4 倍向上する。我々は現在、1 辺に 8 個の検出器 (計 48 個) で 192 対の同時現象を検出できる拡張版を製作中である。現状のプロトタイプ PETT の感度はシンチレーションカメラと同程度であるが (表 1), 新しい装置では通常のカメラよりかなり高速になると

考えられる。

PETTが陽電子放出核種しか利用できないという点は、臨床的有用性を大きく制約するものである。しかし、核医学に有望な物理的、化学的特性を有する陽電子放出核種は多い。例えば、 ^{68}Ga ($T_{1/2}=68$ 分)は長寿命の ^{68}Ge ($T_{1/2}=272$ 日)から生成され、その核医学における有用性は良く知られている。さらに多くの核種(^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F)が、生理学的検査に既に利用されている。この装置が陽電子放出核種専用であることによる制約は、シンチレーションカメラが低エネルギー光子放出核種を必要とすること、あるいはテクネシウムの化学的特性に起因する制約に比べれば、全般に緩いものであると言える。

陽電子放出核種を含む臓器、構造の軸位断層システムは、現状の技術、装置、核種の制約による障壁を除去し、核医学に実り多い新領域を拓くと考える。

【参考文献】

1. Beck RN: Collimation of gamma rays. [In] *Fundamental Problems in Scanning*, ed by A Gottschalk and RN Beck. Springfield, Ill., Thomas, 1968, pp 71-92
2. Beck RN: A theoretical evaluation of brain scanning systems. *J Nucl Med* 2:314-324, [Oct] 1961
3. Bowley AR, Taylor CG, Causier DA, et al: A radioisotope scanner for rectilinear, arc, transverse and longitudinal section scanning: (ASS—the Aberdeen section scanner). *Brit J Radiol* 46:262-271, Apr 1973
4. Bracewell R, Riddle A: Inversion of fan-beam scans in radio astronomy. *Astrophys J* 150:427-434, 1967
5. Brownell GL: Theory of radioisotope scanning. *Int J Appl Rad Isotopes* 3:181-192, Aug 1958
6. Brownell GL, Burnham CA, Silensky S, et al: New developments in positron scintigraphy and the application of cyclotron-produced positron emitters. [In] *Proc Symp Med Radioisotope Scintigraphy*, Salzburg, 6-15 Aug 1968. Vienna, IAEA, 1968, pp 163-176
7. Brownell GL, Sweet WH: Localization of brain tumors. *Nucleonics* 11:40-45, 1953
8. Budinger TF, Gullberg GT: Three dimensional reconstruction in nuclear medicine by iterative least-squares and Fourier transform techniques. *Donner Lab Rep LBL-2146*, Jan 1974
9. Burnham CA, Brownell GL: A multicrystal positron camera. *IEEE Med Sci NS19* 3:201-205, 1973
10. Chesler DA: Positron tomography and three dimensional reconstruction techniques. *Proc Symp Radionuclide Tomography*, New York, 1972
11. Chesler DA: Three-dimensional activity distribution from multiple positron scintigraphs (abst). *J Nucl Med* 12:347-348, Jun 1971
12. Clarke LP, Laughlin JS, Mayer K: Quantitative organ-uptake measurement. *Radiology* 102:375-382, Feb 1972
13. Cormack AM: Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. *Phys Med Biol* 18:195-207, 1973
14. Dyson NA: The annihilation coincidence method of localizing positron-emitting isotopes, and a comparison with parallel counting. *Phys Med Biol* 4:376-390, Apr 1960
15. Genna S, Farmelant M, Burrows BA: Improved scintiscan resolution without sensitivity loss: "Constant resolution" collimator. [In] *Medical Radioisotope Scintigraphy*, Vol. I. Vienna, IAEA, 1968, pp 561-574
16. Gilbert PF: The reconstruction of a three-dimensional structure from projections and its application to electron microscopy. II. Direct methods. *Proc R Soc Lond [Biol]* 182:89-102, 25 Jul 1972
17. Gordon R, Bender R, Herman GT: Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography. *J Theor Biol* 29:471-481, Dec 1970
18. Gordon R, Herman G: Reconstruction of pictures from their projections. *Comm ACM* 14:759, 1971
19. Harper PV, Lathrop KA, Krizek H, et al: Clinical feasibility of myocardial imaging with $^{15}\text{NH}_3$. *J Nucl Med* 13:278-280, Apr 1972
20. Kuhl D: Section scanning. [In] *Proc Symp Soc Nucl Med*, New York, 1972. In press
21. Kuhl DE, Edwards RQ: Image separation radioisotope scanning. *Radiology* 80:653-661, Apr 1963
22. Kuhl DE, Edwards RQ: Reorganizing data from transverse section scans of the brain, using digital processing. *Radiology* 91:975-983, Nov 1968
23. Kuhl DE, Edwards RQ: The Mark III scanner: a compact device for multiple-view and section scanning of the brain. *Radiology* 96:563-570, Sep 1970
24. Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR, et al: Quantitative section scanning using orthogonal tangent correction. *J Nucl Med* 14:196-200, Apr 1973
25. Matthews CME: Comparison of coincidence counting and focusing collimators with various isotopes in brain tumour detection. *Br J Radiol* 37:531-543, Jul 1964
26. Monahan WG, Tilbury RS, Laughlin JS: Uptake of ^{15}N -labeled ammonia. *J Nucl Med* 13:274-277, Apr 1972
27. Myers MJ, Keyes WI, Mallard JR: An analysis of tomographic scanning systems. IAEA-SM-164/48, pp. 331-345
- 27a. Phelps ME, Hoffman EJ, Ter-Pogossian MM: The application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography. In press.
28. Ramachandran GN, Lakshminarayanan AV: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: application of convolutions instead of Fourier transforms. *Proc Natl Acad Sci USA* 68:2236-2240, Sep 1971
29. Robertson JS, Marr RB, Rosenbaum M, et al: Thirty-two crystal positron transverse section detector. [In] *Tomographic Imaging in Nuclear Medicine*, ed by GS Friedman. New York, Soc Nucl Med 1973, pp 142-153
30. Smith P, Peters T, Bates R: Image reconstruction from finite numbers of projections. *J Phys A: Math, Nucl Gen* 6:361-382, 1973
31. Tanaka E: Multi-crystal section imaging device and its data processing. *Proc XIII Int Cong Radiol Madrid*, 15-20 Oct 1972
32. Tanaka E, Shimizu T, Iinuma T, et al: Digital simulation of section image reconstruction. *Nat Inst Radiol Sci (Japan) Rep NIRS-12*, 1973, pp 3-4
33. Todd-Pokropek AE: The formation and display of section scans. *Proc Symp Amsterdam European Cong Radiol* 1971: *Radiol Exc Med Amsterdam* 1972
34. Todd-Pokropek AE: Tomography and the reconstruction of images from their projections. [In] *Proc 3d Int Conf Data Handling and Image Processing*, Boston, June 1973
35. Wrenn FR Jr, Good ML, Handler P: The use of positron-emitting radioisotopes for the localization of brain tumors. *Science* 113:525-527, 4 May 1951