

Trends in PET imaging

William W. Moses

Lawrence Berkeley National Laboratory, University of California, Malistop 55 – 121
1 Cyclotron Road, Berkeley, CA 94720, USA

Abstract: ポジトロン放出核断層法 (PET) の画像化は人体や動物の正確な臓器の状態の情報を得る方法を良く成立させた。この論文は現在の PET 装置のトレンド (流行) の概要を提供する。重要な努力というか成果は新しい PET 装置の開発に費やされる、特に相互作用の深さの測定の良さ。これは現在のシンチレータの進歩、そして光検出器のピクセル化によって促進される。他に重要なものは PET カメラの特別な目的 (乳がんや小型動物の画像化など) または、ある検査 (PET/SPECT や PET/X 線 CT) よりも画像化の性能をもつカメラの開発である。

1. Introduction: 陽電子放出核断層法 (PET) は核医学的な画像化技術で、陽電子を放出する同位体 (普通 ^{18}F , ^{11}C , ^{13}N または ^{15}O) の指標を混ぜた生物学的活動 (?) (例えば薬剤) が体内に導入してそれぞれ注入もしくは対消滅による方法である。これは調合され、そして患者に蓄積し、そして放射能のその放射線のパターンは放射性同位体の分布を評価するために使用される。そしてしたがって、トレーサは調合された^[1-7]。

[1] Special Issue on Clinical PET, J. Nucl. Med. 32 (1991) 561.

[2] M.P. Sandler, R.E. Coleman, F.J.T. Wackers, et al., Diagnostic Nuclear Medicine Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1996) .

[3] W.R. Hendee, R. Ritenour, Medical Imaging Physics Mosby Year Book, St. Louis, MO (1992) .

[4] E. Krestel, Imaging Systems for Medical Diagnosis Siemens Aktiengesellschaft, Berlin (1990) .

[5] A. Macovski, Medical Imaging Systems Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ (1983) .

[6] S. Webb, The Physics of Medical Imaging Institute of Physics Publishing, Bristol (1993) .

[7] S.R. Cherry, M.E. Phelps, Positron emission tomography: Methods and instrumentation, M.P. Sandler, R.E. Coleman, F.J.T. Wackers, J.A. Patton, A. Gottschalk, P.B. Hoffer (Eds.), Diagnostic Nuclear Medicine, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1996), pp. 139 - 159.

生成された画像は体内の薬の分布なので、PET は正確な代謝過程の現象に目標を定め、そしてそれらの過程の取る場所の頻度を測定する能力がある。したがって、臓器の生物化学的な役割を決定することができる、医学的画像の他のたくさんの形状 (x線、超音波、磁気共鳴技術など) が通常臓器の物理学的構造を決定し制限する間。それはしたがってほとんど頻繁に、主に重要な生物学的役割と物理学的構造での情報が的はずれか曖昧化のどちらかな病気そして臓器に使用される。例は神経の病 (アルツハイマーなど) で、これは物理学的効果は顕微鏡レベルで観測されるのみである。または、心臓病 (組織の比較的活力が最初に重要)、そして腫瘍 (がん) で、代謝頻度はがんがどこで頻繁に活動しているかの情報、そしてどのような治療の反応を示すかを与えてくれる。

典型的な PET カメラは小型光検出器の平らなリングを校正し、光検出器は他のリングの個々の光検出器それぞれと同時計測に置かれている (図 1)。511 keV の光子を同時に検出器のペアが検出した時、陽電子がどこで対消滅したかを2つの検出器をつなげた線で知られる。検出器に接続しているすべての線のセット (弦として知られている) は単一面の断層計算を成すための射影の必要なセットをつくる。多重検出器リングはいくつものスライスから画像を得るために、他のそれぞれの頂点を重ねる、そして、したがって、患者の3次元画像である。検出器面の間に置かれたタングステン隔膜平面 (スリッド) はしばしば、検出器を体の他の部位から放射されるコンプトン散乱された光子から遮蔽するために使用される。そして、このジオメトリで撮られる画像は、2-D PET として知られている。最も近接した”クロスプレーン”リングの間の同時計数は通常検出効率の増加のための最も近い”直接面”を追加される。もしスリッドを除去できれば、検出効率はとても向上する (広く仕切られた平面からの同時計数としてはアクセプトできる)、しかしバックグラウンドも重大に増える。しかし、信号/雑音比 (S/N) は同じシチュエーションで向上し、そしてこの操作モードは 3D-PET として知られている。

2. PET detector module trends: もっとも一般に使用されている PET 検出器モジュールはブロック検出器として知られており、図2に示す構造をもつ^[8]。BGO シンチレータ結晶のブロックは準独立な結晶のグループを作るために切られる。これは光学的に4つの光電子増倍管に接続される。ガンマ線が結晶内で相互作用したとき、結果のシンチレーション光は等方的に放射されるが、カットは光電子増倍管の方向へこれらは進んでいくとして側面の散布を制限する(しかし完全には防止できない)。そのガンマ線が相互作用した位置(つまり結晶の位置要素)はそして光電子増倍管の出力信号のアナログ比によって決定される。典型的な PET 装置モジュールは 80%の検出効率、エネルギー分解能 FWHM 20%、時間分解能 FWHM 2 ns で不感時間は 4 μ s、そして位置分解能 FWHM 5 mm である(@ 511 keV)^[9]。

[8] S.R. Cherry, M.P. Tornai, C.S. Levin, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-42 (1995), p. 1064.

[9] W.W. Moses, S.E. Derenzo, T.F. Budinger, Nucl. Instr. and Meth. A, 353 (1994), p. 189.

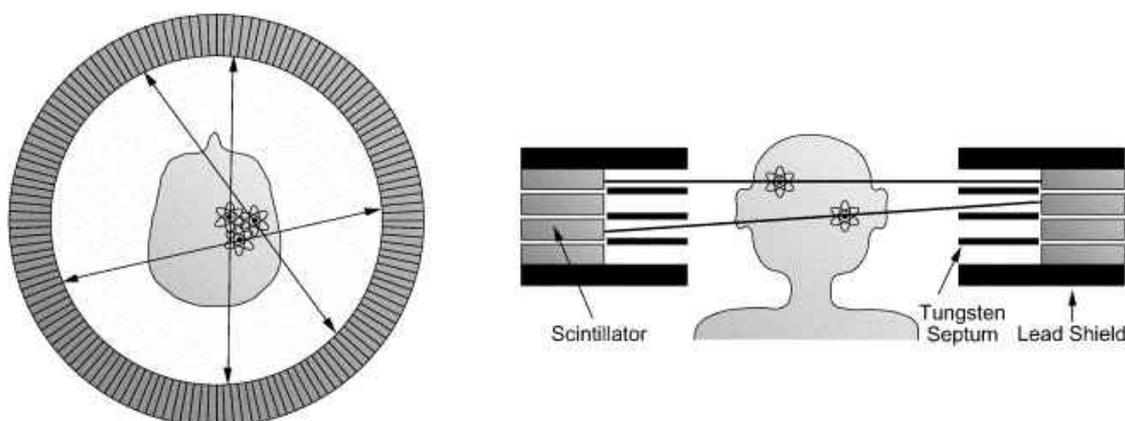


図1. PET カメラ。左のダイアグラムは PET カメラの単一平面を示し、これはガンマ線検出器が描かれているオブジェクトの周りに設置されてリングの構造をしている。反対の半球で結晶が 511 keV ガンマ線を同時に検出した時、陽電子はそれらの接続した線状で対消滅したと仮定される。多重の平面は重ねられ、右に示すように容積測定の画像化から。タングステンの仕切り(septa)は平面の外からの寄与を減らす。

この検出器モジュールの性能は BGO 結晶によって制限される。最も早い減衰時間をもつシンチレータは時間分解能と不感時間の減少を向上できるだろう、ただし出力の高い光量を持つそれはエネルギー分解能と空間分解能(明確に解くためのブロックごとの結晶に従うことに依って)を向上するだろう。しかし、短い減衰長は高い空間分解能を説明するために致命的で(詳細は次の段落で説明される)、そしてこれが BGO の支配を推論する(?)。しかし、現在のシンチレータ開発は実験的な PET システムに合体している。セリウム活性化したルテニウム酸化シリケート(Lu₂SiO₅:Ce or LSO)は BGO よりも4倍の発光量、そして8倍早い減衰時間を示す。ただし、ここで、同じ減衰長をもつ^[10]。だが、これは ¹⁷⁶Lu の自然放射能からの自己誘導バックグラウンド事象をもつ。これを用いた PET は強いられ、コストが作る上で十分減少できると期待している。LSO は試作 PET 検出器モジュール設計のたくさんの数のために使用され、そして高い探索分解能の PET カメラは LSO によって作られる^[11]。ガドリウム酸化シリケート(Gd₂SiO₅:Ce or GSO)は BGO に比べると 50%の発光量だが、5倍減衰時間が早い。しかし減衰長が 40%長い^[12]。これは、平面の分裂製作が困難に加えて、GSO は LSO よりも代わりに少ない強制である(?)、しかし GSO を使用した脳 PET カメラは建設中である^[13]。

[10] C.L. Melcher, J.S. Schweitzer, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-39 (1992), p. 502.

[11] M. Schmand, K. Wienhard, M.E. Casey, et al., Performance evaluation of a new LSO, high resolution research tomograph-HRRT, in: J.A. Seibert (Ed.), Proceedings of the IEEE 1999 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Vol. 2, Seattle, WA, 1999, Paper M04-002, pp. 1067–1071.

[12] K. Takagi, T. Fukazawa, Appl. Phys. Lett., 42 (1983), p. 43.

[13] J.S. Karp, L.E. Adam, R. Freifelder, et al., A high-resolution GSO-based brain PET, camera, in: J. A. Seibert (Ed.), Proceedings of the IEEE 1999 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Vol. 2, Seattle, WA, 1999, pp. 1077–1081.

検出効率の向上と検出モジュール数の削減(つまりコスト)のために、PET カメラの設計は検出器のリングお直径を減らすようになる。あいにく、これらは結晶リングで 511 keV 光子の浸透による分解能の悪化の結果によってこの実行は防がれる。この結果の原因は、いろいろ知られている:放射伸長、視差誤差、もしくは光軸外非点収差。これらは図 3 に示す。射角で検出器リングに衝突して影響を与える光子はそれらに相互作用して検出される前に近隣の結晶を貫くことが出来る。これが間違った位置付けの誤差を引き起こす(つまり事象は線源を通過しない弦を与えてしまう)。この空間分解能の悪化は断層リングの中心から更に離れたオブジェクトで増加する。この結果ははっきりと減少されるか、もしくは除去される、ただし検出器モジュールが結晶での相互作用した深さだけでなく相互作用した結晶の識別も測定許容なら。このような情報をもつと、この事象は相互作用した点を接続した弦を与えることができる(むしろ相互作用した結晶)。そして弦は線源を通過し、間違った位置づけの誤差は発生されない。

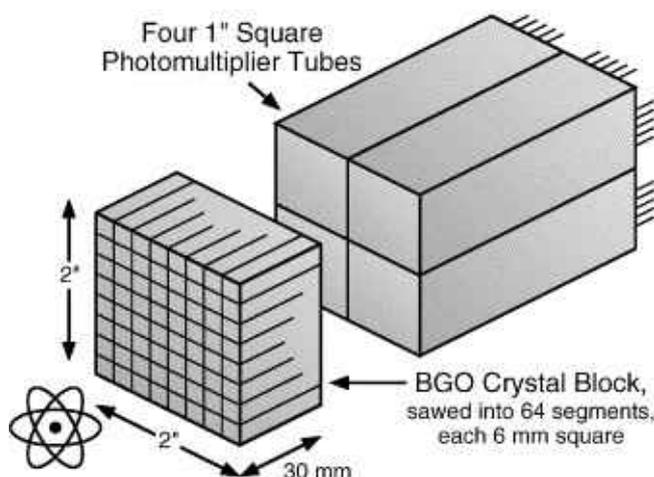


図2. 従来の PET 検出器モジュール。ガンマ線相互作用からのシンチレーション光はマルチプル光電子増倍管で検出される。相互作用した位置はアナログ信号の比で決定され、そしてエネルギーはアナログの和によって決定される。

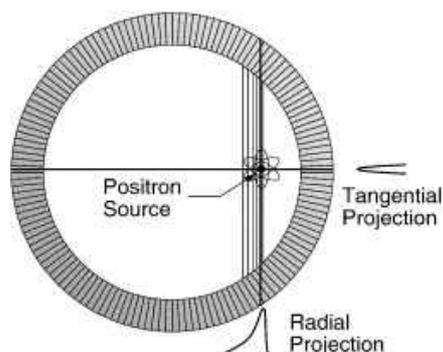


図3. 放射延長の原因:射角に入射した 511 keV の光子は相互作用と検出される前に検出器リング内を突き進むことができる。手ブレの原因は線源がリング中央から動くと悪化する。

この相互作用の深さを正確に測定することができる検出器モジュールを開発することが有効な研究領域である。図4は模式的に相互作用の深さを測定するためにとられた3つのアプローチを示す。まず、図4 a に示すのは、ホスウィッチ検出(phoswich/ phoswitch)のアプローチで、これは従来の PET 検出器のシンチレータ・ブロックは2層以上異なる素材で効率良く設置されている。そう、このシンチレータピクセルは今シンチレータ素材の層をなしている^[14]。ことなる素材のシンチレータの減衰時間の差として、読出し回路は減衰時間の加工してない測

定を実行するために修正される。そしてつまり相互作用してそこで発光されたシンチレータのタイプ(それと、したがって相互作用深さ)が識別される。高い分解能の研究用 PET カメラは現在建設中であり、それは 15 mm の深さのホスウィッチ検出器を利用しており、これは 7.5 mm の深さの LSO と GSO 結晶で作られている^[15]。

2つ目の相互作用深さの測定のための一般技術は、[図4b](#)に示すが、光の共有を利用している。このアプローチで、それぞれのシンチレータの要素は2つの光検出器に取り付けられる、ふつう結晶末端の反対側に。それぞれの光検出器によって観測された光量は相互作用した位置に依存し、つまり2つの光検出器の信号の比は相互作用の深さの推定に使用される。現在進めているピクセル化した光検出器はこの設計のアプローチにとっても寄与している。光検出器の多重組み合わせは単一光電子、PIN フォトダイオード、アバランシェ・フォトダイオードの配列、多重アノード・光電子増倍管も含めて使用されている^[16–19]。現在、これらの計画のいくつかを利用してカメラを建設している。

3つ目のアプローチは[図4c](#)に示すが、2次元検出器平面を多重に層を重ねている。2-D 検出器が他の2つの座標を提供するまで、この相互作用を観測した平面は深さを識別する。ひとつの提案された 2-D 検出器は直交した波長変換ファイバーのアレイが LSO シンチレータ結晶の薄い平面に組み合わせられた構造をもつ^[20, 21]。このファイバーはこの最初のシンチレーション光を吸収し、低いエネルギーの光子を再放射する。そしてファイバーの末端下流まで伝達され位置感度をもつ光検出器によって観測される。PET カメラの中に取り込められた他の 2-D 検出器はワイヤチェンバーが散りばめられて読出しのたくさんの薄いシートで構成している^[22, 23]：いくつかの跳ね返った電子がワイヤチェンバーの有感面積に入射したときの導いた結果で 511 keV の相互作用、ここでこれらは検出される。このような検出器は素晴らしい空間分解能を持つが、検出効率とエネルギー分解能を犠牲にしている。

[14] A. Saoudi, C.M. Pepin, F. Dion, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-46 (1999), p. 462

[15] M. Schmand, L. Eriksson, M. Casey, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-45 (1998), p. 3000.

[16] J.S. Huber, W.W. Moses, M.S. Andreaco, et al., A LSO scintillator array for a PET detector module with depth of interaction measurement, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-48 (2001) in press.

[17] Y.P. Shao, S.R. Cherry, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-46 (1999)618).

[18] J.G. Rogers, C. Moisan, E.M. Hoskinson, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-43 (1996), p. 3240.

[19] R.S. Miyaoka, T.K. Lewellen, J.H. Yu, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-45 (1998), p. 1069.

[20] W. Worstell, O. Johnson, H. Kudrolli, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., 45 (1998), p. 2993.

[21] M.B. Williams, R.M. Sealock, S. Majewski, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., 45 (1998), p. 195.

[22] A.P. Jeavons, R.A. Chandler, C.A.R. Dettmar, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-46 (1999), p. 468.

[23] V. Chepel, V. Solovov, J. van der Marel, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-46 (1999), p. 1038.

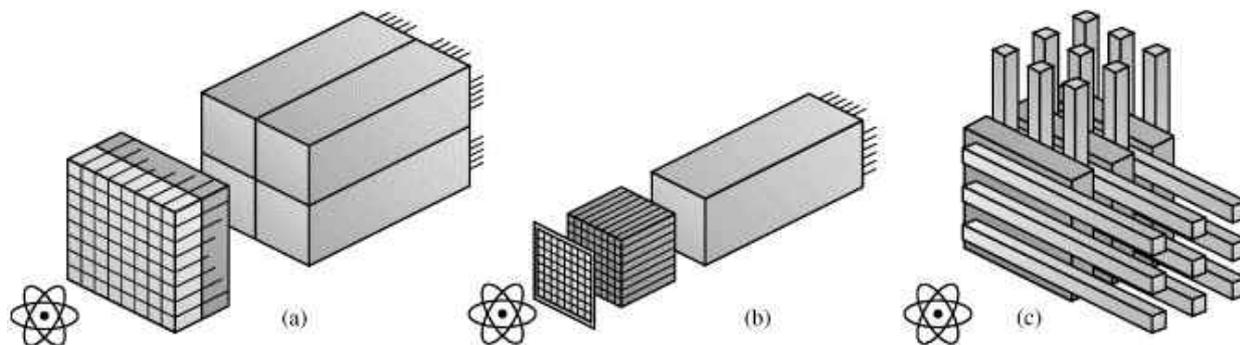


図4. 相互作用の深さ測定概念。(a)では従来のPET検出器モジュールのシンチレータが深さに対して2種類の異なるシンチレータ素材の層を形成している — 深さは減衰時間で区別される。(b)では、シンチレーション光は2つの光検出器の間で共有される — この比が深さを決定する。(c)の検出器はイメージ平面の層で構成されている — 深さは相互作用が観測された層によって決定される。

3.Trends in PET camera design: PET カメラ設計の最も大きい最近のトレンドは具体的なカメラの目的と2つのモジュールによる画像化の組み合わせである。従来の全身用 PET カメラは体の任意の画像化ができる。これらの開発は十分熟成されている。それは、コスト／性能の取引(費用対効果)へ主な利得のように、こ

れが小さくなるように。しかし、カメラは単一の臓器の画像化に適正され、その結果限られた費用での大きい性能が全身を覆って可能になった。この主な例は乳がん画像化のための PET カメラの適正であり、いくつかの設計がある^[24–27]。ほかの分野では小動物画像化の PET カメラが急速に成長している、特にマウスやラットの。生化学的役割の測定のための PET の能力は(むしろその構造)、臨床の新しい役割をになう見識と薬剤、自然の病気または、具体的な遺伝子の働きの存在を提供できる。これらの実験はふつう小動物で行われる。そのため人間 PET スキャナで得られるより性能も高い分解能が要求される。小さいシンチレータ結晶とマルチアノード PMT を使用することによって、FWHM 2 mm 以下の空間分解能を達成することができた^[28–32]。

しばしば、患者一人において画像化の手順の個となったタイプの実行が説明される。例えば、X 線 CT は素晴らしい解剖の詳細を提供する、PET は生化学的な情報を提供する、そして両方とも同じ患者の画像取得は単単位の画像よりも、精密な病気へ導ける傾向がある。つまり、デバイスは現在 X 線 CT 画像と PET 画像をひとつの患者のベッドの周りに取れるように(?)建設している^[33]。どちらの様式からの画像を同時に取得できない間、どちらも患者の再構成なしで研究を実行することの能力はきわめて(とても)たすかる、特に腹部の画像化の時。

最後に、最近 SPECT カメラ(140 keV のガンマ線を検出する適正をもつ)を装備した強力なトレンドがある。これは同時計測回路をつかい PET 画像いを得る能力を与える。この利益は経済的に大きく、SPECT カメラは PET よりもずっと一般的に納品されていて、そして SPECT カメラをもっている任意の病院は、比較的低コストで PET 画像を身につける実力がある。いくつかの性能の妥協(納品されている PET と比較して)は必要だが、臨床的に有益な画像がしばしば得られている。

[24] K. Murthy, M. Aznar, A.M. Bergman, et al., *Radiology*, 215 (2000), p. 280.

[25] N.K. Doshi, Y.P. Shao, R.W. Silverman, et al., *Med. Phys.*, 27 (2000), p. 1535.

[26] R. Freifelder, J.S. Karp, *Phys. Med. Biol.*, 42 (1997), p. 2463

[27] W.W. Moses, T.F. Budinger, R.H. Huesman, et al., *J. Nucl. Med.*, 36 (1995), p. 69.

[28] A.F. Chatziioannou, S.R. Cherry, Y.P. Shao, et al., *J. Nucl. Med.*, 40 (1999), p. 1164

[29] A. Del Guerra, C. Damiani, G. Di Domenico, et al., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-47 (2000), p. 1537.

[30] A.P. Jeavons, *J. Nucl. Med.*, 41 (2000), p. 1442.

[31] S. Siegel, J.J. Vaquero, L. Aloj, et al., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-46 (1999), p. 571

[32] D. Lapointe, N. Brasseur, J. Cadorette, et al., *J. Nucl. Med.*, 40 (1999), p. 876.

[33] T. Beyer, D.W. Townsend, T. Brun, et al., *J. Nucl. Med.*, 41 (2000), p. 1369

4. Conclusion: PET 画像化は近年のシンチレータ素材とピクセル化光検出器の開発から役だっている。これは相互作用した深さの測定を備えたいくつかの検出器モジュールの設計を可能にする。相互作用の深さを測定することによって、PET カメラは検出器リング直径がより小さい空間分解能をもつと言える、同時にコストと性能を向上も。近年は特別な目的の PET カメラが出現し、とりわけ乳がんや小動物の、また同じように SPECT や X 線 CT 画像の取得ももつカメラも。