
FDG-PET の TOF の画像について

金沢先進医学センター 放射線部

武 田 悟

初めに

1980 年代 Synder, Bundinger, Tomitani らによって TOF の基礎理論が作られた。

1982 年ごろ Washington University (SuperPET1), CEALETI (TTV 01), University of Texas などで行くつかの装置が開発された。この時のシンチレーターは CsF, BaF₂, BGO で行われた。

CsF, BaF₂ は、511keV に対する阻止能が低く、エネルギー分解能が 50% 程度、空間分解能が 12 ～ 16mm 程度、時間分解能の安定性の確保がむずかしいなどの理由により TOF の理論に合う装置は作られなかった。また、BGO を使った TOF-PET も試作されたが、従来方式の PET の感度を超えることができず TOF 装置の開発は停滞した。

しかし、さまざまな機器の発達により、昨年、「GE Healthcare JAPAN」から LBS シンチレーターを搭載し、TOF 理論を用いた画像を作成する機器が発売され、当院にも導入されたので紹介する。

TOF 理論を実現できた機器 Discovery PET/CT 690(以後, D690)の外観である。(図 1)。この D690 の紹介するにあたり、機器の性能評価試験の結果や TOF を加えた実験結果、それらに伴う臨床画像交えて紹介していく。

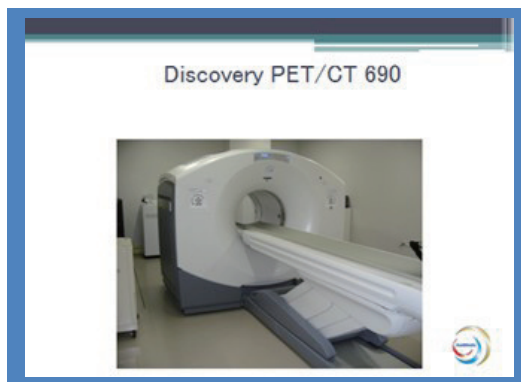


図 1

Discovery PET/CT690 特徴

- ① 64 列 CT
 - ② 超高分解能 LBS (Lutetium Based Scintillator)
 - ・全検出器 (クリスタル) 数 : 13824 個
 - ・検出器クリスタルのサイズ : $X = 4.2\text{mm}$, $Y = 6.3\text{mm}$, $Z = 25\text{mm}$
 - ・Module 数 : 32 個
 - ③ 画像再構成
 - ・Module 数 : 32 個
 - ・Ring 数 : 24ringVUE POINT Plus
VUE POINT FX (TOF)
 - ④ 呼吸同期 VARIAN 社製 RPM Respiratory Gating System 1.7
- ※参考資料としてシンチレーターの性能表 (表 1) も記載する。

Discovery PET/CT690 性能評価

性能評価試験として NEMA Standard Publication, NU2-2001 「Performance Measurements of Positron Emission Tomographs」に従って評価した。また, 比較として BGO シンチレーターを使用した Discovery PET/CT600 (以後, D600) と Discovery ST Elite (以後, DSTE) の 2 台のスペック値も参考として掲載する。

性能評価 1 (感度の結果)

感度とは, 限られた時間でより良い画像を得るための指標であるとともに, 微小集積に対する検出能を示す指標となる。

結果は (図 2) で示すように, BGO シンチレーターが LBS シンチレーターの感度を上回る結果となった。

シンチレータ性能表			
	BGO	LSO	LBS
光の減衰時間(nsec)	300	35-45	40
減衰係数(cm^{-1})	0.92	0.87	0.8
発光量(相対値)	10	75	75-80
密度(g/cm^3)	7.1	7.4	7.4
エネルギー分解能(%)	18	12	15

参考: オーム社 放射線検査技術学

表 1

性能評価 1 (感度の結果)	
Discovery PET/CT 690	スペック: 7.0cps/kBq 測定値: 7.9cps/kBq
Discovery PET/CT 600	スペック: 9.1cps/kBq
Discovery ST Elite	スペック: 8.5cps/kBq

図 2

性能評価2(空間分解能の結果)					
			Discovery		Discovery
			690	測定値	600 ST Elite
半径 1cm	Trans	FWHM (mm)	4.9	4.88	5.2
	Axial	FWHM (mm)	5.9	5.72	5.6
半径 10cm	Trans	FWHM (mm)	5.5	5.29	5.7
	Axial	FWHM (mm)	6.5	6.39	6.3

図 3

性能評価 3 計数率特性(NECR & Scatter Fraction)		
	Peak NECR	散乱フラクション (%)
Discovery690	127kcps@29.00kBq/cc	37
測定値	171kcps@24.62kBq/cc	36.2
Discovery600	78kcps@12.80kBq/cc	38
Discovery ST Elite	75kcps@12.00kBq/cc	35

図 4

感度が影響される因子として、クリスタルの線減弱係数、フォトフラクション及びクリスタル寸法(検出面サイズ並びに厚さ)、そして検出器リングの幾何学形状(リングの直径及び奥行き等)、光電子増倍管の性能などがあげられる。

性能評価 2 (空間分解能の結果)

感度の比較だけでは性能評価するには十分でなく、微小集積を識別するためには空間分解能もまた重要な要素である。結果は(図 3)に示すように、3機種とも同等の性能を示す結果となった。感度と空間分解能は相反する性能であり、それぞれのバランスが重要である。

性能評価 3 (計数率特性 (NECR & Scatter Fraction))

計数率特性は、PET 装置の同時計数に関する時間的分解能とともに放射能増加に対する真の同時計数率の直線性を表している。また、PET 画像の画質と真の同時計数率、散乱同時計数率及び偶発同時計数率とを関連付ける指標がNECRである。結果は、(図 4)に示すようにNECRはD690が優れている結果となった。

計数率特性が優れているということは、装置の同時計数に関する時間的分解能が高く(不感時間が短く)、視野内放射能に対する真の同時計数率の直線性がより高い放射能濃度領域まで維持されることを意味し、より高い投与量を要する検査への適合性が高いことを示すこととなる。

計数率特性は感度と異なり、主にクリスタルの発光減衰時間や光電子増倍管以降の電子回路(同時計数回路等)の性能などに影響される。

3つの性能評価試験からは、性能に差異はあるものの大きく性能が違う印象は受けなかった。

TOF (Time-of-Flight) とは？

検出器に到達した1対の消滅放射線の飛行時間差を計測し、発生点が対向する検出器を結ぶ直線上のどの位置にあるかを特定することで、画質の向上を期待するものである。



図 5

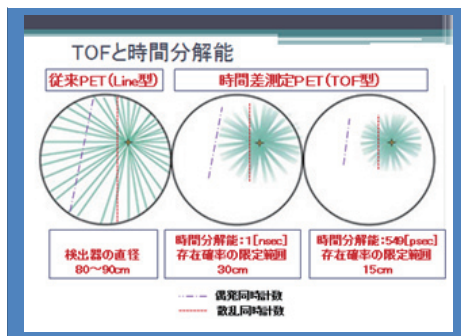


図 6

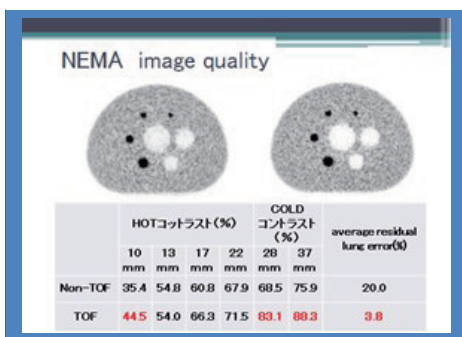


図 7

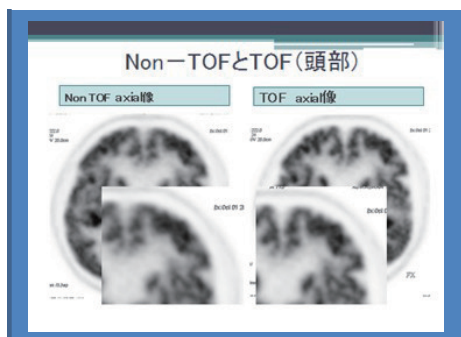


図 8

TOF と時間分解能

(図 5) は、従来の PET 装置の位置情報の書き込み方と TOF 法のできる PET 装置の位置情報の書き込み方の違いをあらわしたものである。

(図 6) は、時間分解能の違いによる局所的に書き込む範囲をあらわしたものである。

D690 の時間分解能は 549 [psec] で、書き込み範囲は 15cm になる。(ちなみに光の進む速さは、1 [nsec] で 30cm 進む。) ノイズになる原因として、人体で散乱を起こし消滅放射線の組み合わせが劣化する「散乱同時計数」と、消滅放射線の誤った組み合わせによりあやまった位置情報をもつ「偶発同時計数」がある。従来法では、両検出器を結ぶ直線 LOR (Line of response) 上に、これらと「真の同時係数」すべてを書き込む方法をおこなっていたため、ノイズ成分が多くなり位置情報のズレを生む確率を高くし、S/N 比を悪くしていた。しかし、TOF 法では位置情報の書き込みが限局されるため、少なくなり位置情報へのズレを生む確率も低くし、S/N を向上させた。そのため画像に違いをもたらす結果となった。

Non TOF と TOF 画像での比較 ～ファントム～

これまでに述べてきた性能を有する機器 D690 でファントムを撮影し、Non TOF

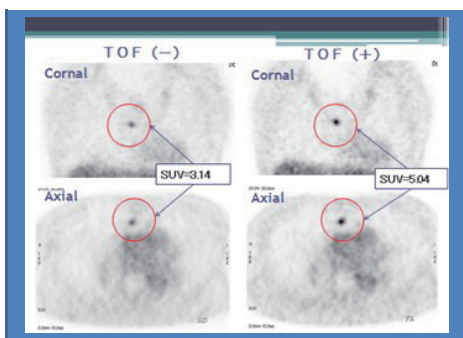


図 9

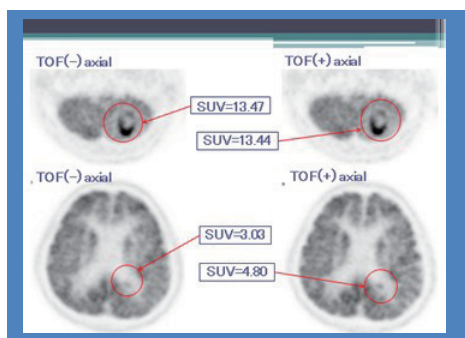


図 10

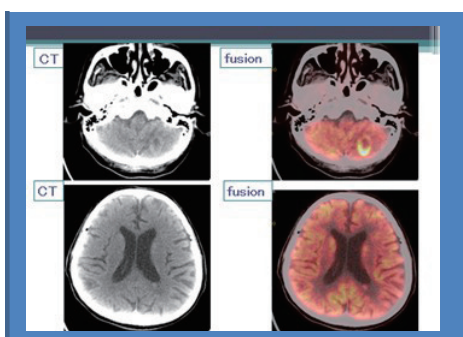


図 11

臨床で使われる2分間データ

	5.3 [kDy/ml]	2.65 [kDy/ml]	2.65 [kDy/ml]
DSTE	Q _{CT} Mean = 17.8200 Q _{CT} Max = 62.8900 N Mean = 5.4400 Q _{CT} Mean/N Mean = 3.1200	Q _{CT} Mean = 12.8400 Q _{CT} Max = 63.7400 N Mean = 8.8400 Q _{CT} Mean/N Mean = 1.8500	
D599	Q _{CT} Mean = 14.2300 Q _{CT} Max = 59.2000 N Mean = 4.5200 Q _{CT} Mean/N Mean = 3.1500	Q _{CT} Mean = 11.9900 Q _{CT} Max = 61.7000 N Mean = 6.7800 Q _{CT} Mean/N Mean = 1.7700	
D599	Q _{CT} Mean = 17.7000 Q _{CT} Max = 61.8000 N Mean = 4.8000 Q _{CT} Mean/N Mean = 3.6900	Q _{CT} Mean = 17.8000 Q _{CT} Max = 62.3000 N Mean = 6.7300 Q _{CT} Mean/N Mean = 2.6500	

物理的指標
N Mean < 6.200, Q_{CT} Mean/N Mean > 1.900

図 12

と TOF の画像を比較検討してみた。

ファントムには、Hot 球とバックの放射能濃度比が 4 : 1 になるように FDG を調整して封入した。Cold 球には空気を封入し、中央は Lung ファントムを設置した。Non TOF と TOF の画像に ROI を設定し、Hot 球コントラスト (%), Cold 球コントラスト (%), Lung Error Rate (%) として表示した。

結果は (図 8) のようになり、Lung ファントムの Non TOF 画像では、ノイズ成分があり TOF 画像より抜け具合が悪い画像となった。さらに、Cold 球ファントムの画像でもいえるが、TOF 画像では境界が明確になった。Hot 球コントラストでは、画像上違いは認められなかった。

つぎに、計測値では、Lung Error Rate (%) の値からもわかるように、TOF 画像でノイズが軽減された。Cold 球コントラスト (%) では、Lung Error Rate (%) の値と似た傾向を示した。ホット球コントラスト (%) において、10mm 径ファントム以外での値はどちらも違いが見られなかった。しかし、小さい径においては、位置情報がズレることで、これまではコントラストを低下させていたが TOF を用いることで 10mm 径の Hot 球コントラストは 10% 近く改善される結果となった。

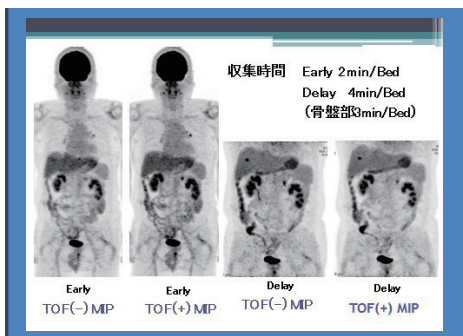


図 13

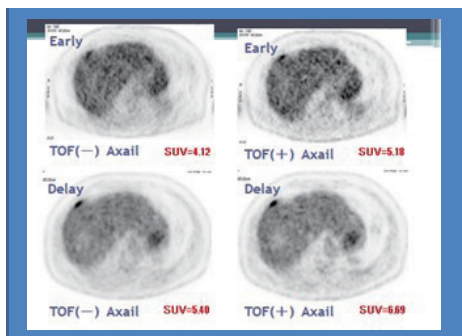


図 14

Non TOF と TOF 画像での比較 ～臨床～

脳の画像で、左が Non TOF 画像、右が TOF 画像である (図 8)。Cold 球、Lung ファントム実験結果同様、TOF 画像では、S/N 比が良く位置分解能も良いため、灰白質と白質への描出の違いが判る。

微小な縦隔のリンパ節転移に集積した画像で、左が Non TOF 画像、右が TOF 画像である (図 9)。1cmHot 球ファントム実験結果でもあったように、TOF 画像の SUV 値は 1 以上向上した。

70 歳代男性 右下葉肺がんに対して放射線治療後、脳転移が見られた患者です (図 10)。小脳左に高集積を示す腫瘍が見られた。高い集積部位の SUV 値は、Hot 球ファントムファントム実験結果同様に、TOF 法を加味しても変化は見られなかった。しかし、サイズが小さく集積も低い左脳室の腫瘍では、先に見せた臨床画像と同様に SUV 値は向上した。同時に CT 画像と Fusion 画像も同時に掲載した (図 11)。

TOF を画像再構成に組み込むことで S/N 比が改善され、サイズの小さいものも描出されると思われた。また、従来法と同等の画質であるのならば、撮像時間の短縮も考えられる。それが可能であるか、ファントム実験をして検証してみた。実験方法は、核医学技術学会より出されている、「がん FDG - PET 撮像法ガイドライン」に則っておこなった。(図 12) に結果を示す。放射能濃度が 370MBq 投与相当と 185MBq 投与相当になる時点で撮影したものである。上段は DSTE (BGO)、中段 D690 (LBS) NonTOF、下段は D690 (LBS) TOF である。左側の高い放射能濃度 (5.3MBq/ml) で撮影を行うと、3 種類の画像すべて 1cmHot 球ファントムの形が確認できた。右側の濃度が低く (2.65MBq/ml) になると NonTOF では、S/N 比が低下するためか画像も劣化し 1cmHot 球ファントムの形が視認できなくなった。TOF が加味されることで初めて描出できるようになった。DSTE では変わらず指摘できた。このことから、カウントが低下すると TOF の利得が少なくなり、1cmHot 球

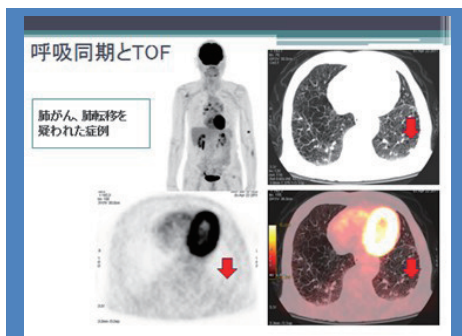


図 15

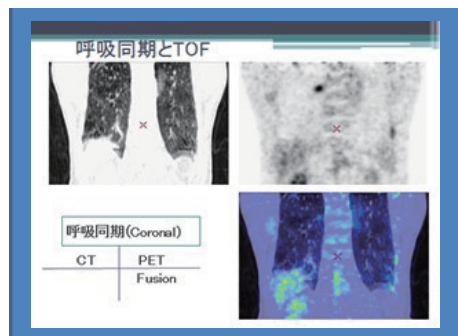


図 16

が描出できなくなる。したがって、安易な撮像時間の短縮は 1cm 径の腫瘍を描出するには困難な結果となった。つぎに紹介する症例は、この実験結果を表す症例である。

60 歳代男性、大腸がん術後、大腸がん術後、転移性肝がんに対して S8,4 の肝臓を部分切除した患者です (図 13)。経過観察中に胸部～骨盤造影 CT をおこなったところ、左肺に転移と腹膜転移と思われる結節が新たに見つかり、PET-CT の検査依頼された患者です。(左副腎腫瘍は以前の検査でも指摘されている。)

Early 撮影 MIP 画像で Non TOF と TOF 画像を比較した。

胸部～骨盤造影 CT で指摘されていた胸部腫瘍と左副腎に一致する集積はあったが、他に指摘するところではなかった。注射 2 時間後に腹部～骨盤 Delay 撮影を行った。Non TOF と TOF 画像両方に転移性肝がんと思われる集積が部分切除した部位に現れた。

Early の Axial 画像で改めて見直してみたところ、Delay で見られた集積箇所は、アーチファクトや雑音の影響からか Non TOF 画像では指摘できなかった。一方、TOF 画像では指摘可能であった。Delay では収集時間を長く撮影していることで、TOF の使用に関係なく肝臓の集積が指摘できる結果となった (図 14)。このことから、収集時間が短く、カウントも少ない状況では、従来の画像再構成と同じように、TOF の利得を得られない結果となった。

最後に呼吸同期の画像も紹介する。

80 歳代男性 肺がん術後、定期の CT 検査で右 S6 と左 S9 に結節を認められ。PET-CT 検査となった患者です。

(図 15) に見られるように、Early 画像で右 S6 の結節に一致する集積が見られたが、左 S9 の結節には集積が見られなかった。Delay 撮影では呼吸同期撮影を行った。(図 16) で見られるように呼吸同期撮影をすることで左 S9 の結節に一致する集積が出現した。これは、Early 画像で呼吸性移動による吸収補正のミスマッチが起こり、集積が見られない画像になった。しかし、呼吸同期撮影で吸収補正がマッチすると集積が見られる画像になった。

まとめ

衰退したと思われた TOF の技術が、シンチレーターやその他の技術の向上により実現できるようになった。

TOF を画像再構成に組み込むことで、消滅 γ 線の発生位置を同定できることで感度があがり、サイズの小さい病変が検出されるようになった。

参考文献

- 1) T. Moriya, T. Omura, M. Watanabe., et al., “Development of a position-sensitive detector for TOF-PET”, IEEE TNS, vol.55, no.5, pp.2455-2459, October 2008.
- 2) TM. Watanabe, K. Shimizu, T. Omura., et al., “TOF-PET scanner using position-sensitive detectors”, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Dresden, 2008.
- 3) 小島 滋：PET 装置：性能指標として感度および NECR について 23 GE TODAY January 2006.
- 4) 近藤 恭彦：PET/CT－Oncology のための PET/CT－TOF
- 5) 澁谷 憲悟：高速な γ 線検出器と Time-of-Flight PET への応用 Reprinted from RADIOISOTOPES, Vol.55, No.7 July 2006.
- 6) 核医学検査技術学 オーム社.