



Title	CdTe半導体PETイメージング
Author(s)	久保, 直樹; 玉木, 長良; 森本, 裕一
Citation	Rad Fan, 4(11), 30-32
Issue Date	2006-11
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/15425
Type	journal article
File Information	Rad Fan4-11.pdf



CdTe 半導体 PET イメージング

北海道大学医学部保健学科 久保直樹
北海道大学大学院医学研究科 玉木長良
日立製作所電力・電機開発研究所 森本裕一

はじめに

PET（ポジトロン断層撮影）は定量性に優れた検査である。投与されたトレーサの生体内における放射能分布を精度よく知ることができ、生理学的パラメータの算出などが可能となる。このことにより、がん診断、病態の把握や予後診断、治療効果の判定などにおいて多大な貢献をしている。そしてPETの定量性は現在の精度より、一層向上させることができる。半導体検出器の応用によってである。

半導体検出器による定量性への貢献—高エネルギー分解能—

PETは体外に配置されたリング状の検出器で「消滅ガンマ線」と呼ばれる放射線を検出する。このガンマ線はトレーサから放出されるポジトロン（陽電子）が対消滅することで発生する。そしてそのエネルギーは511 keVの一種類のみである。この消滅ガンマ線が体外へ放出される際、被検者を構成している物質によって散乱という影響を受ける。散乱によってガンマ線の進行方向は曲がってしまう。この散乱したガンマ線を用いてトレーサの位置を推定すると誤謬してしまう。消滅ガンマ線は、散乱すると511 keVよりエネルギーが低くなる。このことからエネルギー情報を利用して、散乱していないガンマ線（エネルギーが511 keV）と散乱してしまったガンマ線（エネルギーが511 keV未満）を弁別して測定することが可能である。しかしながら、従来PETに使われていたシンチレータはエネルギー分解能が決して高くはなかった。エネルギー分解能とは、エネルギーの違いを識別できる能力を表すものであり、エネルギー分解能が低いとエネルギーの測定が不正確となる。そのため従来のシンチレータでは、散乱したガンマ線を識別できない場合があり、例えば本来トレーサが無い箇所にもあたかもトレーサが分布しているように測定される場合もあった。このことで定量性は劣化する。またこの散乱による影響は、画像上のコントラストの低下をもたらす。コントラストは画像上での明暗の対比であり、散乱したガンマ線によって、本来低い放射能の箇所が実際より高く推定されてしまい、高い部分との比が小さくなってしまう。このことで放射能の僅かな違いを検出することが難しくなる場合がある。

一方、半導体検出器はエネルギー分解能がとても高い。これはシンチレータと違って半導体検出器は直接消滅ガンマ線を電気信号に変換することによる。そのため半導体検出器は、散乱したガンマ線が計数されることを少なくし、より正確に計測することが可能となる。結果として、精度高くトレーサの放射能分布を測定することができ定量性が向上する。また画像上でのコントラストも向上するという効果も得られる。

部分容積効果の抑制による定量性への貢献—高空間分解能—

空間分解能が劣化すると画像は暈けてしまい、放射能の分布が暈けによって局所ごとに平均化されてしまう。このことで例えばサイズの小さな集積は真の放射能濃度より低い値として測定されてしまう。この現象を部分容積効果という。空間分解能が高いほど、より

小さいサイズの集積を正しく測定することが可能となる。検出素子の開口を小さくすることで空間分解能は向上する。

素子が厚い場合であっても空間分解能を劣化させない方法—深さ情報の応用—

検出器は被写体の中心に向けてリング上に配列されているため断層像における視野周辺において、消滅ガンマ線の入射方向に対して検出素子は斜めに位置することになる。消滅ガンマ線は検出素子を透過する場合があるので、このように斜めに位置するということは見かけ上、検出素子の開口が大きくなることと等しい。この効果は検出素子が厚くなるにつれて大きくなる。半導体検出器はシンチレータに比べ線減弱係数が小さく、感度を高くするためには検出素子を厚くする必要がある。そのため従来の機構だと視野周辺で空間分解能の劣化が激しくなる。この現象を押さえる手法に、深さ情報 (DOI) の応用がある。これは1素子を深さ方向に多層化・区画化する。このことで、より詳細に入射位置を特定することができ、消滅ガンマ線の入射方向に対して検出素子が斜めに位置しても、見かけ上の検出素子開口を小さくする効果がある。その結果、空間分解能の劣化を押さえることができる。半導体検出器は各素子から直接信号を取り出すことができるため多層化しても、DOI情報を収集する機構がシンチレータより原理的に単純になるという利点を持つ。

日立製作所による CdTe 半導体 PET 装置

日立製作所によって、世界初の半導体検出器を使用したPET装置が実用化された。これはCdTe素子2D収集専用プロトタイプPET装置であった(図1)。視野は80 mmであり、1リングであった。より詳細なサイノグラム(断層像ではない、再構成される前のデータ)を得るために被写体はアクリル製の円筒内に固定されて1度刻みで60ステップの回転収集を行うようにした。最初に、この装置のエネルギー分解能を測定した。データは ^{18}F を封入したホットロッドファントムを用いてリストモード収集し、そしてパルス高スペクトルに変換した。このデータを基に511 keV相当における信号の広がり程度を百分率で示した。今回測定された結果と、従来のシンチレータのエネルギー分解能の比較を表1に示す。今回の半導体PET装置はエネルギー分解能5.4%と、従来のシンチレータと比較すると、非常に優れたものであった。

半導体 PET イメージングの実現

半導体PET装置による画像を確かめるために、小動物用脳ファントムを撮像した。このファントムは北海道大学によって開発されたものであり、直径が70 mmである(図2左)。ファントム内には ^{18}F を30 MBq封入し、収集時間は60分とした。再構成法はramp関数を用いたFiltered back projectionとした。散乱補正と吸収補正は行わなかった。DOI情報の効果をみるために、同じデータから3層の検出器が1層つまり従来のPETと同様になるようにサイノグラムを圧縮しDOI情報を反映しないデータを作製した。それを先程と同様の再構

成を行った。結果を図2に示す。DOI情報を使用して再構成した画像は（図2中央）、使用しないもの（図2右）よりも空間分解能は高く、より微細な構造を描出していた。そのことで部分容積効果の抑制、つまり ^{18}F の存在する部分と存在しない部分が混じり合い平均化される現象がより少ないものとなった。

次にラットの心筋PETを行った。ラットの体重は240 gであった。尾静脈からFDGを37 MBq投与し、4時間10分経過後から撮像を開始した。画像を図3左に示す。半導体検出器によってラット心筋PETは成功し、心筋は明瞭に描出された。散乱補正を行っていなかったにも関わらず、バックグラウンドは少なく、コントラストの高い画像が得られた。参考のために、別機会に撮像されていたX線CTとの重ね合わせを図3右に示す。

治療効果判定のパイロットスタディー—小動物実験—

小動物実験において、同一個体で経時的変化が追従できた場合、治療効果判定などの的確な情報を提供することが可能となる。今回パイロットスタディーとしてFDGによる腫瘍ラットの化学療法前後のイメージングを試みた。またその対照実験として別個体のex vivo実験も行った。ラットは体重268 gであり、左下腿にラット肝細胞癌細胞を移植した。尾静脈から ^{18}F -FDGを150 MBqを投与し、100分後にPETを撮像した。その後gemcitabine (90 mg/kg)を腹腔投与し、その44時間後に治療前と同様の条件で撮像を行った。画像を図4に示す。このPETから治療による放射能の減少を測定した。PET画像において治療前を100%とした場合、治療後は44%までにFDGの放射能は減少していた。

以上のように同一個体で治療効果を測定することに成功した。対照実験のex vivo実験で治療後は42%までに減少していたので、PET画像から測定された値はex vivo実験と近い値であった。別個体のex vivo実験であるため厳密な比較では決していないが、今回の半導体PETで得られたデータは散乱成分および部分容積効果が少ないので、より真の値に近づいていると考えられ、このことがex vivo実験の値と近くなった要因のひとつであると思われる。

以上のPETの撮像は室温20~24°C、湿度30~40%RHでおこなわれ、この条件下で装置は良好に作動した。

まとめ

半導体検出器は高エネルギー分解能であり、そして直接信号を取り出せる構造とすることができる。これらはシンチレータには存在しない特色であり、これらの特色が現在のPETの性能限界を打破し、医学のための小動物PETイメージングによる基礎的実験も含めて、大いに医療に貢献することができると考えられた。

参考文献

1. 玉木長良：最新PET・PET/CT開発の現況。医療機器システム白書2006，エムイー振

興協会:138-140, 2006

2. 久保直樹, 玉木長良, 森本裕一: 実現した半導体検出器による PET 画像. *Isotope News* 621:4, 2006
3. Kubo N, Zhao S, Katoh C, Ueno Y, Morimoto Y, Kitaguchi H, Tsuchiya K, Kojima S, Amemiya K, Tamaki N: In vivo imaging of small animals utilizing semiconductor PET — First experimental results. *J Nucl Med* 47, Supplement 1:398P, 2006

図 1 日立製作所による CdTe 半導体 PET 装置の模式図. 開口径 2 mm×4 mm, 厚さ 15 mm の CdTe 素子が 3 層となるように配置されている.

表 1 各種装置におけるエネルギー分解能の比較

図 2 小動物用脳ファントムの PET イメージング

図 3 ラット心筋の FDG-PET イメージング

図 4 腫瘍ラットにおける化学療法前後の FDG-PET イメージング

図1

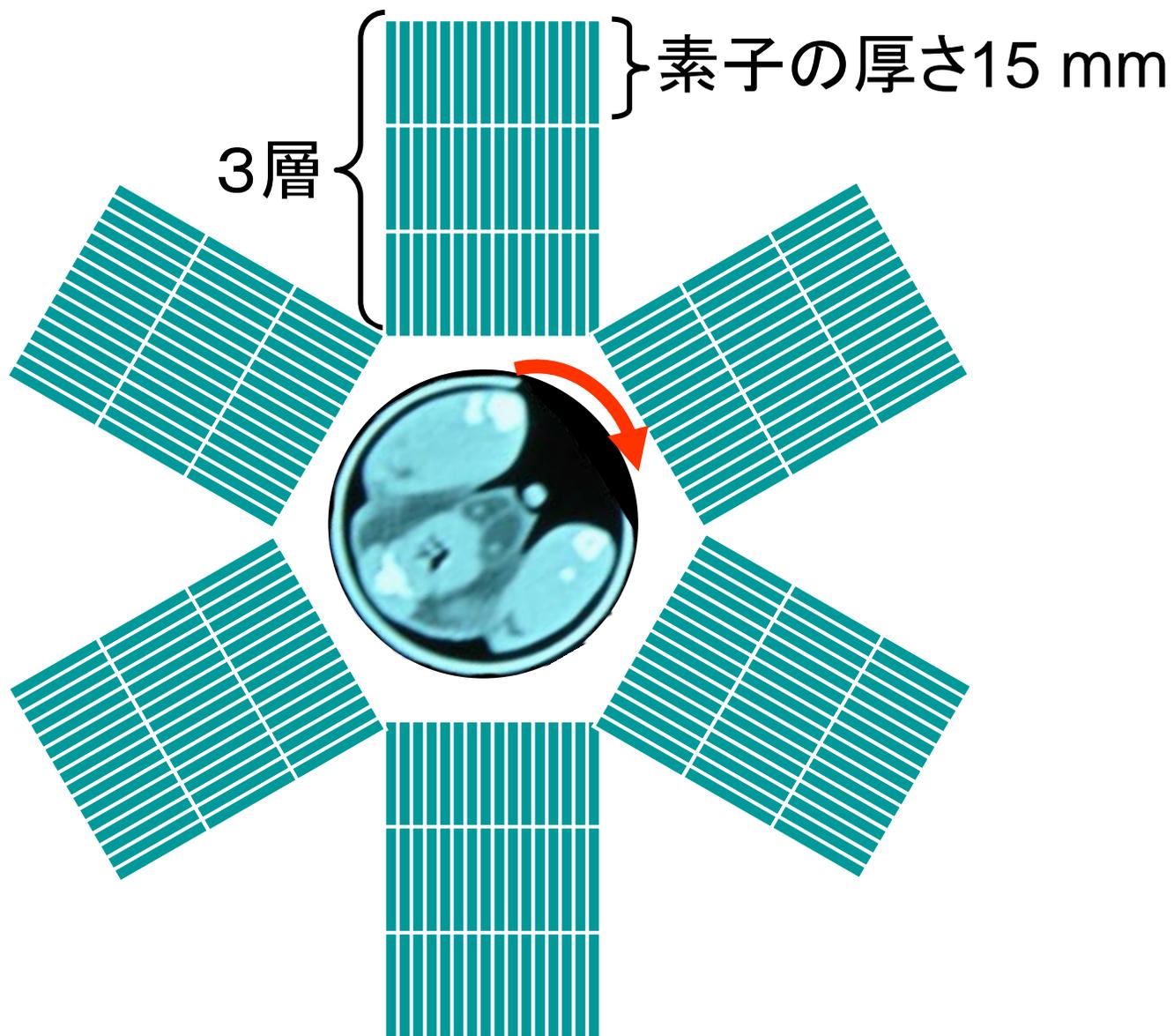
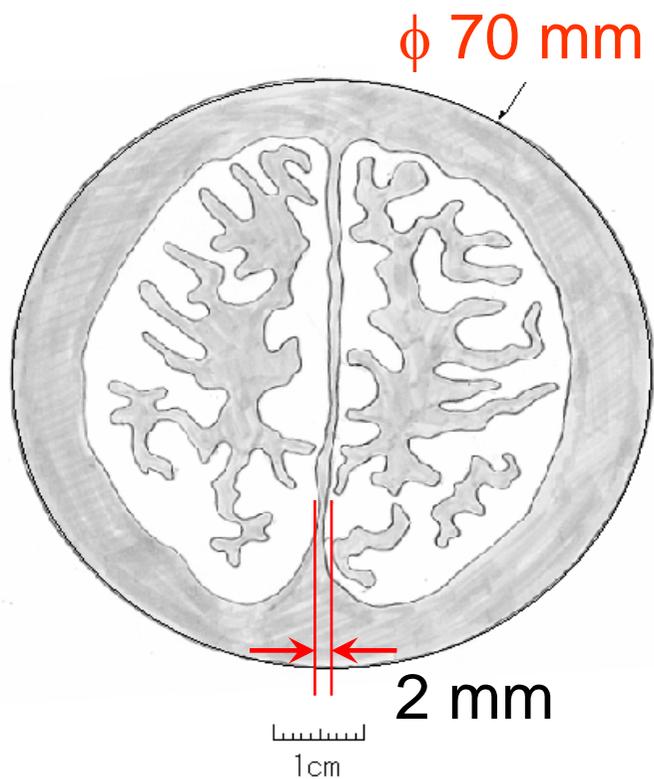


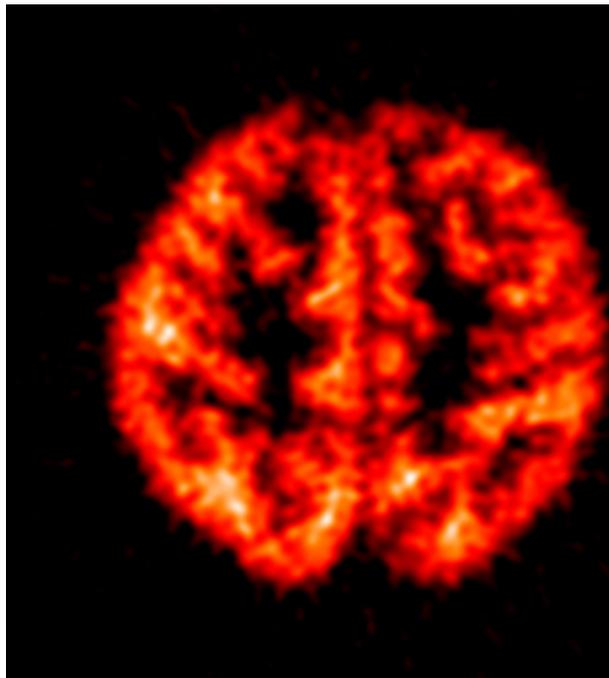
表1

装置(素子)	エネルギー分解能	出典
半導体PET(CdTe)	5.4%	今回の実験
Block Detector (GSO)	11%	<i>JNM</i> 1996; 37:1219-1225
Block Detector (BGO)	19%	<i>JNM</i> 1996; 37:1219-1225
microPET Focus (LSO)	19%	<i>JNM</i> 2005; 46:455-463
HRRT PET (LSO)	20%	<i>Phy.Med.Biol</i> 2003; 48:429-448

図2



深さ情報(DOI)
を使用



深さ情報(DOI)を
使用せず

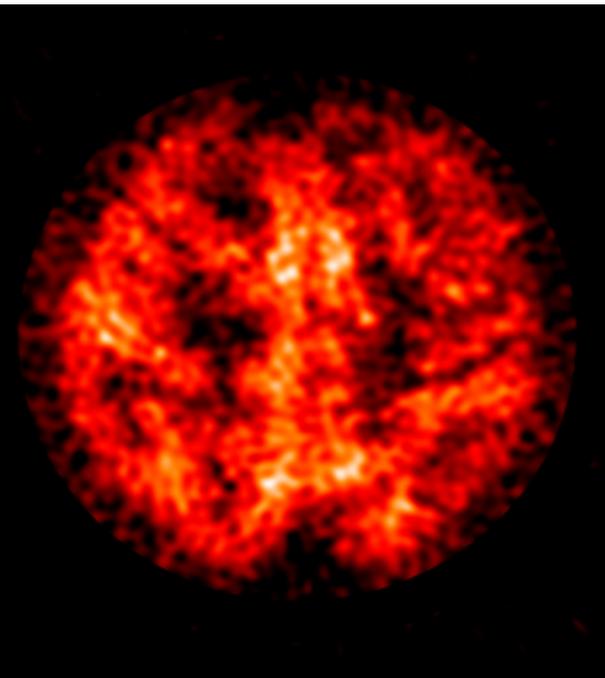
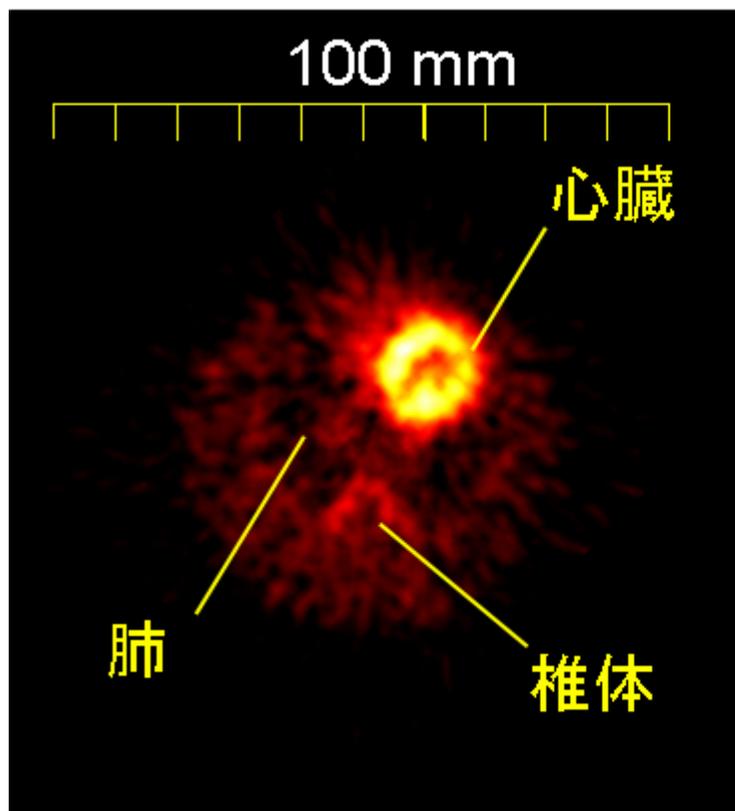
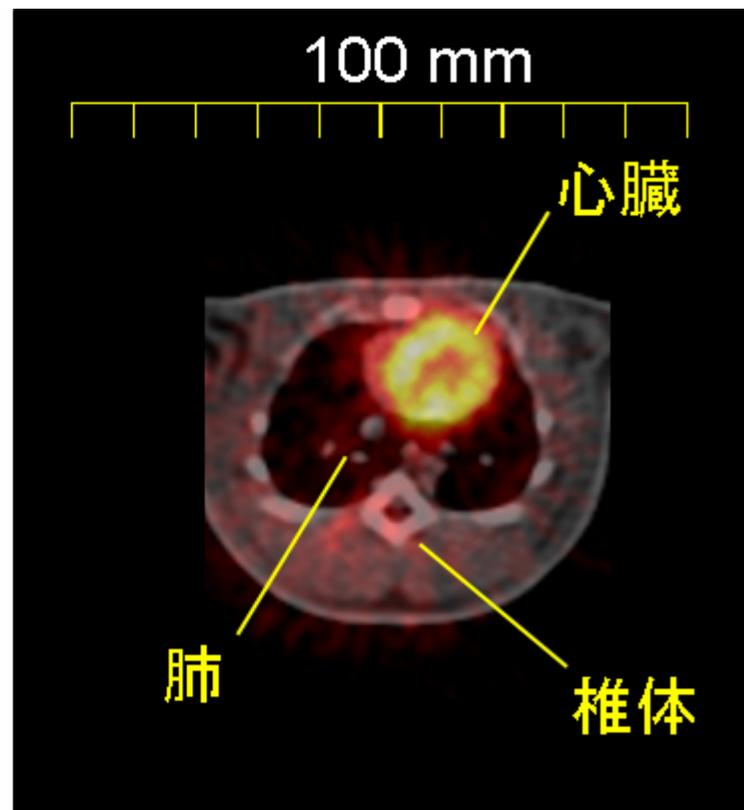


図3



FDG分布像



X線CT像との重ね合わせ像

図4

