

■ 特集 -2 半導体ガンマカメラは虚血性心疾患の診療を変えるか

半導体ガンマカメラの光と影

Gamma camera system with semiconductor detectors: Light and shadow

尾川浩一

Koichi Ogawa

法政大学 理工学部応用情報工学科

Department of applied informatics, Faculty of Science and Technology, Hosei University

一般の SPECT 装置では、NaI (TI) シンチレータと光電子増倍管を用いてガンマ線の検出が行われる。この NaI (TI) シンチレータはガンマ線を効率よく光電吸収して、シンチレーション光を発生させることができ、そのとき発生する蛍光は光電子増倍管の光電面の感度特性に合致する波長をもつためである。このような NaI (TI) シンチレータの問題点としてあげられるのは、空間分解能やエネルギー分解能の低さである。これに対し、近年、常温で使用可能な CdTe や CdZnTe (CZT) 化合物半導体検出器が注目され、市販の装置にも採用されている^[1, 2]。半導体検出器では前述のシンチレーション検出器とは異なった形式でガンマ線の検出が行われる (図 1)。シンチレーション検出器はガンマ線のエネルギーをいったん光に変換してから電気信号に変換するが、半導体検出器では入射したガンマ線が検出器を構成する原子と光電効果を起こし、そのとき発生した光電子により、つぎつぎと電子と正孔が発生し、これらが検出される。この際、一対の電子・正孔を発生させるのに必要なエネルギー

が CdTe では 4.43eV (CZT : 5eV) と小さいためエネルギー分解能が向上することになる。(表 1) Ge や Si はこれらの値よりも小さな値となるが、常温での使用はできない。また、半導体検出器では信号検出そのものがピクセル単位で行われることになるため高い空間分解能を得ることができる。そのほか、半導体検出器には光電子増倍管は不要であり、コンパクトな検出器が実現できる。これは今までの SPECT システムとは異なったデータ収集形式を可能にし、特定の臓器に特化したガンマカメラが実現する。これらが半導体検出器の「光」の部分に相当する内容である。

一方、この半導体検出器にもさまざまな「影」の部分が存在する。その一つは、半導体結晶の製作上の制限から、現在のところ大型の検出器が作れないということである。このため小さな検出器をモジュール構造にして、それらを並べて有効視野を広げることが行われる。また、検出器そのものの価格が非常に高いことである。これは、需要と供給のバランスによって変化するが、現在のところ半導体検出器は出荷量が少ないのでシンチレーション検出器と比較してかなり割高となっている。そのほか、半導体検出器はピクセル型検

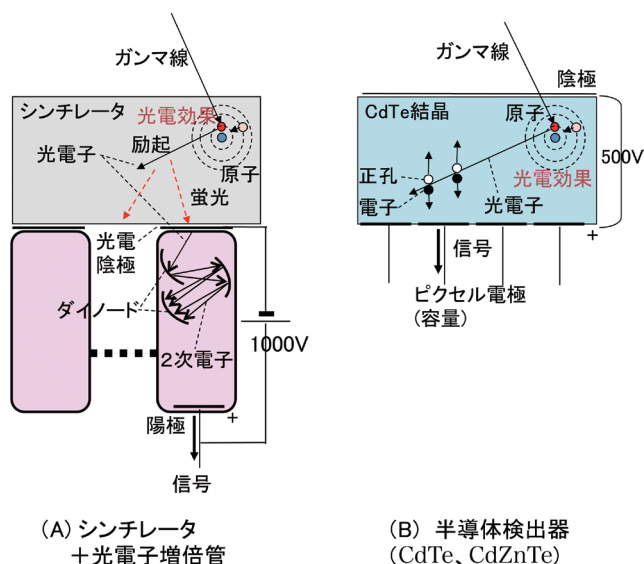


図 1 ガンマ線検出の方式

表 1 半導体検出器の比較

	CdTe ショットキー	CdTe オーミック	CdZnTe	Ge	Si	有利
密度 (g/cm ³)	5.85	-5.8	5.33	2.33	大	
原子番号	48, 52	48, 30, 52	32	14	大	
バンドギャップエネルギー (eV)	1.44	1.65	0.67	1.12	大	
電子正孔対生成エネルギー (eV)	4.43	-5.0	2.96	3.62	小	
比抵抗 (Ωcm)	10 ⁹	10 ⁹ -10 ¹¹	50	-10 ⁴	大	
$\mu_e \tau_e$ (移動度・寿命) (cm ² /V)	2-3×10 ³	3×10 ³	3.9	1.4	大	
$\mu_h \tau_h$ (移動度・寿命) (cm ² /V)	3-5×10 ⁴	5-8×10 ⁵	1.9	5.6	大	
エネルギー分解能 (%)@122keV	<4%	6%	6%	1%	小	
特徴	ダイオード 漏れ電流小 →高エネルギー分解能、分極	低バイアス で駆動、 時間安定性良好	不均一 Zn→ 結晶内の不均一性	抵抗率が低い ため漏れ電流大→要冷却	原子番号、 密度小→ 低エネルギーのみ	

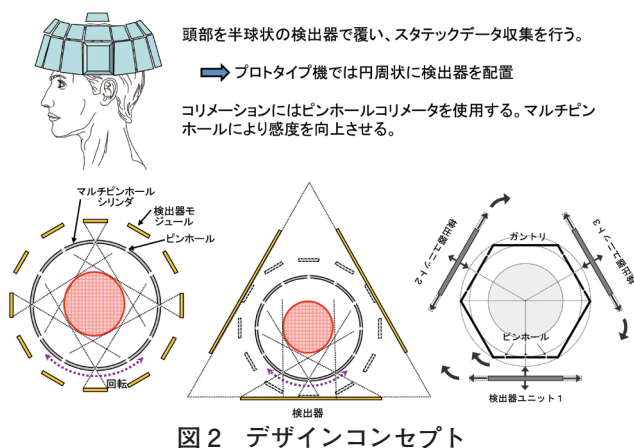


図2 デザインコンセプト

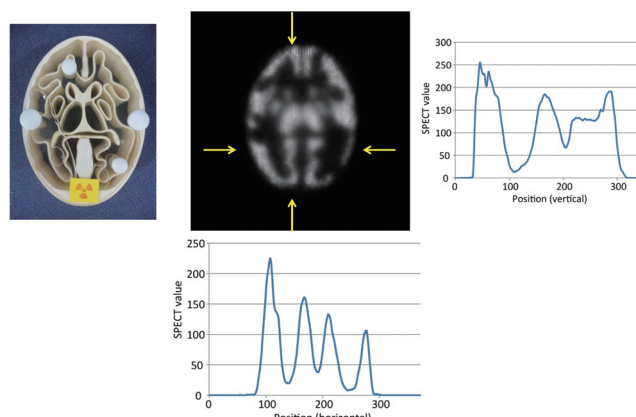


図4 脳ファントム再構成画像

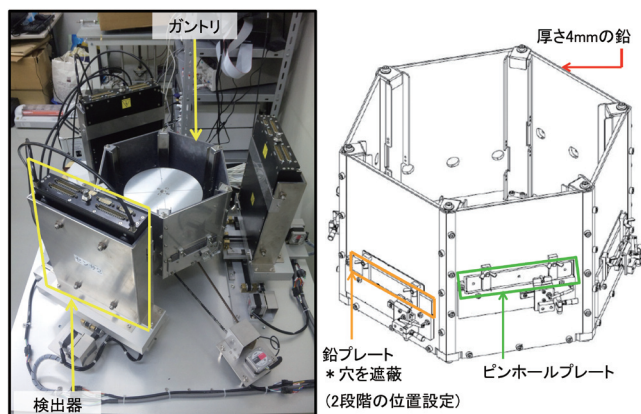


図3 試作システム

出器なので、ピクセルごとの性能のばらつきが発生する。このため、十分なキャリブレーションなどが必要となる。

つぎに、われわれが基礎研究として行ってきた半導体型 SPECT システムを簡単に紹介する。これは、静止した多数の検出器を用いてダイナミックデータ収集を行い、この時系列の投影データから4次元のアイソトープ分布を映像化するマルチピンホール型頭部 SPECT システムである。この基本コンセプトは図2のように頭部を覆うようにして半導体検出器とピンホールコリメータを設置し、同時にすべての検出器でガンマ線を測定し映像化するというものである。試作機ではこの構成を単純化し、六角形のガントリに計9個のピンホールを設置し、3台の半導体ガンマカメラで収集することとした。図3に実際に試作したもの

を示す [3]。半導体としては CZT を使い、一つの検出器モジュールは結晶サイズが $39 \times 39 \text{ mm}^2$ [16 × 16 画素]、厚さ 5mm、画素サイズが $2.46 \times 2.46 \text{ mm}^2$ である。図4はこのシステムを用いて映像化した脳ファントム ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ 10mCi) の SPECT 画像を示す。脳の SPECT 画像で高い空間分解能の画像が得られていることがわかる。

最後に、半導体検出器の利用に際しては価格面が大きな障壁になるが、空間分解能の高さ、複数の検出器を同時に用いることによる感度の向上、エネルギー分解能の高さなどから、これらの特色を生かした検出器配置など、従来の SPECT 装置とは異なる機構、構成のものが開発されると考えられる。これにより、放射性医薬品の集積の経時的変化をみることができるようになり、PET 検査で行われている臓器の機能解析も期待でき、今後の展開が楽しみである。

〈参考文献〉

[1] Ben-Halm S et al. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2010; 37: 1710-21
 [2] Bocher M et al. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2010; 37: 1887-902
 [3] Donai T, Ogawa K et al. Conf Record on IEEE Nucl Sci Symp Med Imag Conf 2012; 3134-7