

動態機能測定用テルル化カドミウム (CdTe)

検出器システムとその臨床応用

鈴木 豊

1. はじめに

プローブ型検出器は、核医学の初期の時代には、主流の座を占めていたが、現在においては、その座をシンチカメラに譲って、その使用頻度はきわめて低い。しかし、プローブ型検出器には、機構の簡便さ故に小型、軽量の測定器を容易に作れるという特長がある。特に、近年開発された常温で使用可能な半導体検出器と発展普及の著しいマイクロコンピュータとを組み合わせることで、新しい利用方法が開発されつつある¹⁾²⁾³⁾⁴⁾。コンピュータ化された半導体検出器を用いることで、今まで不可能であった日常生活の各種臓器の動態機能を連続的に観測することが実現するのではないかと大きな期待が寄せられている。われわれの施設でも、過去数年来、シングルプローブシステムの臨床応用に取組んできたが⁵⁾⁶⁾、その応用範囲をさらに拡大するために新たにテルル化カドミウム (CdTe) 検出器を用いたシステムを開発しつつある。そこで、この機会にわれわれの開発中のシステムの概要とその臨床応用の一端を紹介することにする。

2. ガンマ線検出器としての CdTe の特性

臨床で使用する場合の CdTe の最大の長所は、常温で使用できることである。これは、バンドギャップエネルギーが 1.45 eV と十分大きなためであり、30°Cまでは温度によって特性が変化しないと報告されている⁷⁾。次に、ガンマ線検出器として考えた場合、CdTe の長所は、他の半導体素子と比較して原子番号が 50 と高く、その減弱係数が大きいことである。これは、小型で検出効率のよい検出器の

作成にあたって考慮すべき重要な条件である。

3. システムの構成

われわれの施設で現在使用中の装置のブロックダイアグラムを Fig. 1 に示す。使用した CdTe 検出器は、RMD 社製 A-116 型で、直径 16 mm、厚さ 2 mm で金属内に封入されており、全重量 17 g である。これに装着するためのコリメータとして、内径 16 mm で、高さがそれぞれ 5 mm、16 mm のストレート型二重類を作成した。コリメータと検出器はプラスチックの筒の中に格納されている (Fig.2)。CdTe 検出器より得られた信号は、前置増幅器 (Fig.2) およびバッファアンプで増幅され携帯型データ収集装置に入力される (Fig.1)。携帯型データ収集装置は、マイクロプロセッサ、波高分析装置、ランダムアクセスメモリーなどを内蔵し、重さ約 800 g である。波高分析器により 40 KeV 未満の信号は除去され、0.05 秒ごとのデータが、マイクロコンピュータ (LSI-11/23) に転送され、フロッピーディスクに記録される。本システムの特長については、既に報告⁸⁾したので詳細について割愛するが、計数率特性としては、40 KeV 以上の積分計数モードの計測で、100 Kcps で約 20 % の数え落としであった。感度については、絶対値は求められていないが、われわれの施設にある焦点型コリメータを装着した直径 2 インチの NaI 検出器のそれと比較すると、高さ 5 mm、16 mm のコリメータを使用した場合、それぞれ、約 1/2、1/5 という値が得られている。

A dynamic monitoring system with cadmium telluride (CdTe) detectors and its clinical application
Yutaka Suzuki

Department of Radiology, The School of Medicine, Tokai University,
東海大学医学部放射線医学教室 〒259-11 神奈川県伊勢原市望星台

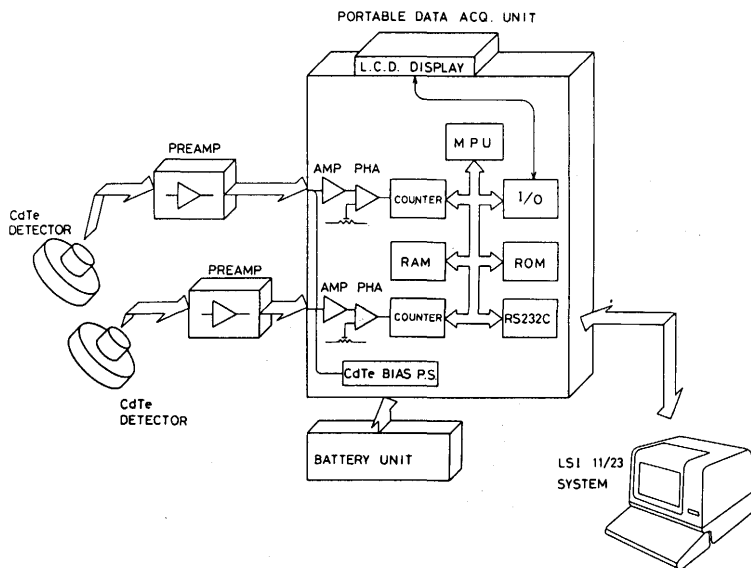


Fig. 1 Schematic diagram of the system. PREAMP : preamplifier, AMP : amplifier, PAH : pulseheight analyser, RAM : random access memory, MPU : main processing unit, I/O : in-pup and out-pup device, ROM : read only memory, L.C.D. : liquid crystal display.

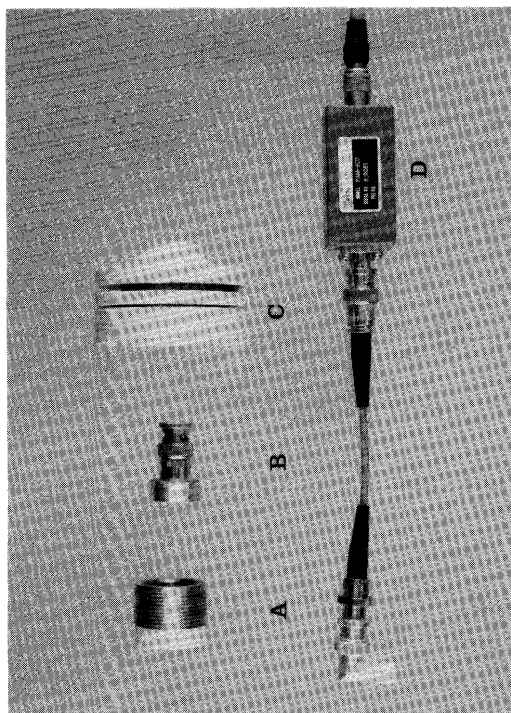


Fig. 2 Detector module and preamplifier.

A : collimator, B : CdTe detector, C : plastic housing, D : preamplifier.

4. 臨床応用

臨床応用としてこれまでに、脳脊髄液 (CSF) 短絡流量の測定、各種負荷時の左室ポンプ機能の測定を試みてきたので、これらの一端を紹介する。

1) CSF 短絡流量の測定

CSF 短絡流量 (F) は、短絡装置のリザーバー内に RI を注入後、同部の時間放射能曲線を求めると、リザーバー内容量 (V) と時間放射能曲線の半減時間 ($T_{1/2}$) より、理論的には次式で算出される。即ち、 $F = 0.698 V / T_{1/2}$ 、しかし、現実には、リザーバー内の CSF と RI が完全に混和しないため、この関係式が成立しないことが多い。そこで、あらかじめ同一種類の短絡装置を用い、注入ポンプで設定した既知の流量とその際の時間放射能曲線の $T_{1/2}$ の関係式を求め、これをマイクロコンピュータに入力しておき、実際の患者の短絡装置で得られた $T_{1/2}$ の値を入力して、CSF 短絡流量を推定した。

患者の頭部皮下に埋め込まれた短絡装置のリザーバー内に $100 \mu\text{Ci}$ の $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を注入した後、5 mm 長のコリメータを装着した CdTe 検出器をリザーバー上に頭部バンドで固定し、3 秒間隔のデータを任意の時間収集した。収集終了後、ブラウン管上に

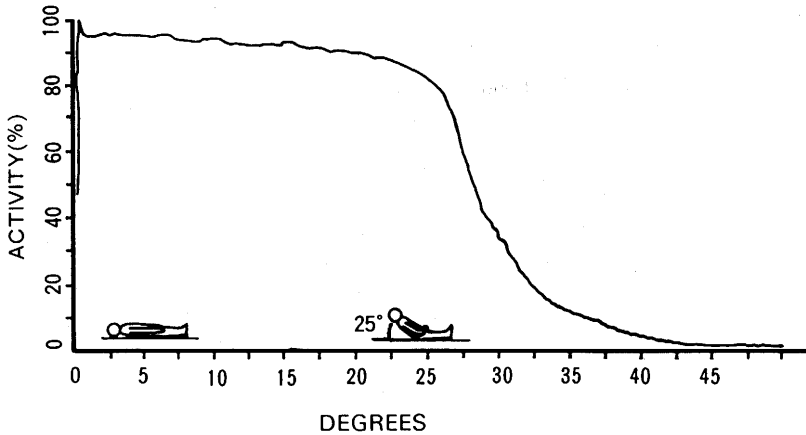


Fig. 3 Changes in a time-activity curve obtained during head being continuously raised. At 25 degree head raised position, CSF has suddenly started to flow.

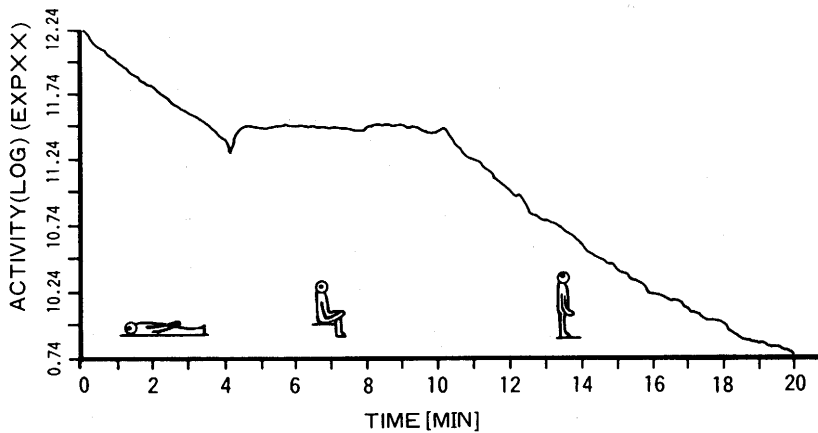


Fig. 4 Flow rate changes by patient position. 0.36 ml/min flow rate in recumbent becomes nearly zero in sitting position but restored its rate of 0.38 ml/min in upright position.

読み出した時間放射能曲線について、任意の関心時間区域を指定すると、その間の $T_{1/2}$ が求められ、それにもとづいて流量が自動的に算出され、管面に表示される。このシステムの最大の特長は、患者の体位に制約されることなく、動いている中でも連続的にデータを収集できる点にある。Fig.3 は、臥位では CSF の流が認められなかったにもかかわらず、頭部を徐々に挙上していき、25度到達した時点で突然流れ出した一例を示している。これによって、短絡装置に開存していることを容易に知ることができた。我々は、これまでに臥位で CSF の流れが認められなかったにもかかわらず、頭部挙上するのみで毎分 0.1 ml 以上の流量の出現した症例を水頭

症 40 例中 12 例に経験している⁹⁾。Fig.4 は、臥位、立位では、毎分 0.3 ml 以上の短絡流量が認められたにもかかわらず、坐位では流れが中断した症例である。坐位では、短絡チューブが折れ曲がったために、このような現象を生じたものと思われる。本システムによるこれまでの測定結果から、短絡管内の CSF の流れは間欠的であり、種々の要因により微妙に変化しているものと想像される。このような CSF 短絡流量の変化を、シンチカメラで観測することは不可能といわないまでも、きわめて困難であろう。

2) 左室ポンプ機能の評価

通常の方法で 20 mCi の ^{99m}Tc により赤血球を in



Fig. 5 A model person put on a specially designed vest and probes attached to it: one over the left ventricle and the other in the right upper lung.

vivo 標識した後、患者に専用のベストを着用させ、シンチカメラ下で、左室およびバックグラウンド領域として右上肺野にそれぞれ 16 mm 長のコリメータを装着した CdTe 検出器を固定する (Fig.5)。サンプリング間隔 0.05 秒で任意の時間 (最長 3 時間) データを収集する。得られたデータは、以下の三種類の解析法によって処理される。i) 1 ブロック分のデータ (6.4 秒間、128 データポイント) についてその平均値と標準偏差より左室駆出率 (LVEF)

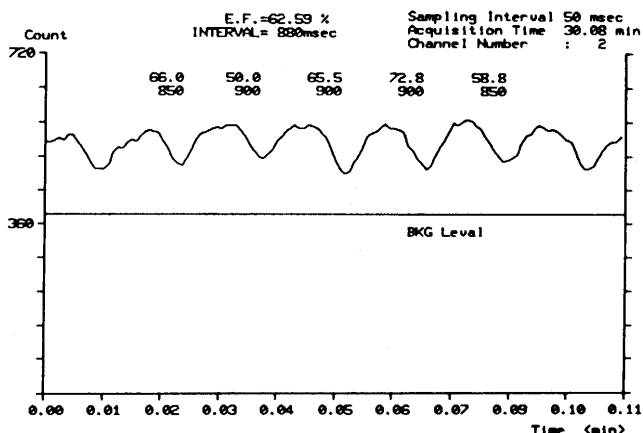


Fig. 6 Smoothed beat-by-beat left ventricular curve and estimated LVEF.

を求め、トレンドグラムとして表示する。バックグラウンドは、右上肺の時間放射能曲線の同一ブロック内の平均カウントとする。物理学的減衰は、ブロック単位に補正する。ii) 任意の 1 ブロックについて、3 点スムージングを 10 回施行し、カーブ上の山とそれに対応する谷を求め、おのおののカウント数より、通常の方法で LVEF を算出し、平滑化されたカーブと共に表示する (Fig.6)。iii) 任意の 1 ブロック内の心拍ごとのカーブを加算し、1 個の左室時間放射能曲線を作成する。この曲線をもとに、LVEF, 1/3 LVEF, 最大駆出速度 (PER), PER までの時間, 最大充滿速度 (PFR), PFR までの時間, 心拍数を算出し、カーブと共に表示する (Fig.7)。また、これらの諸指標の経時的变化をトレンドグラ

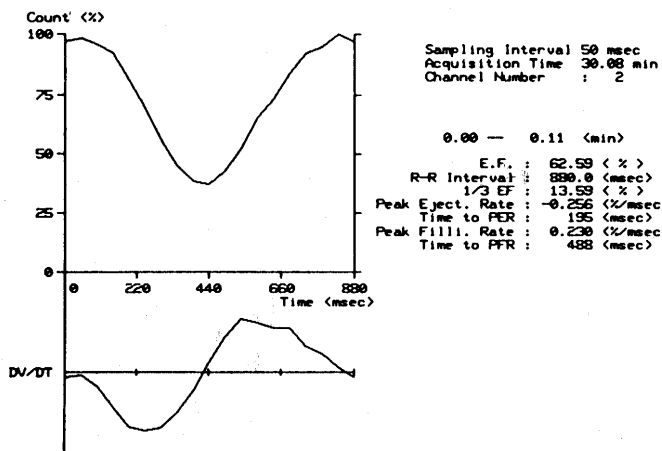


Fig. 7 Summed left ventricular curve and estimated left ventricular parameters.

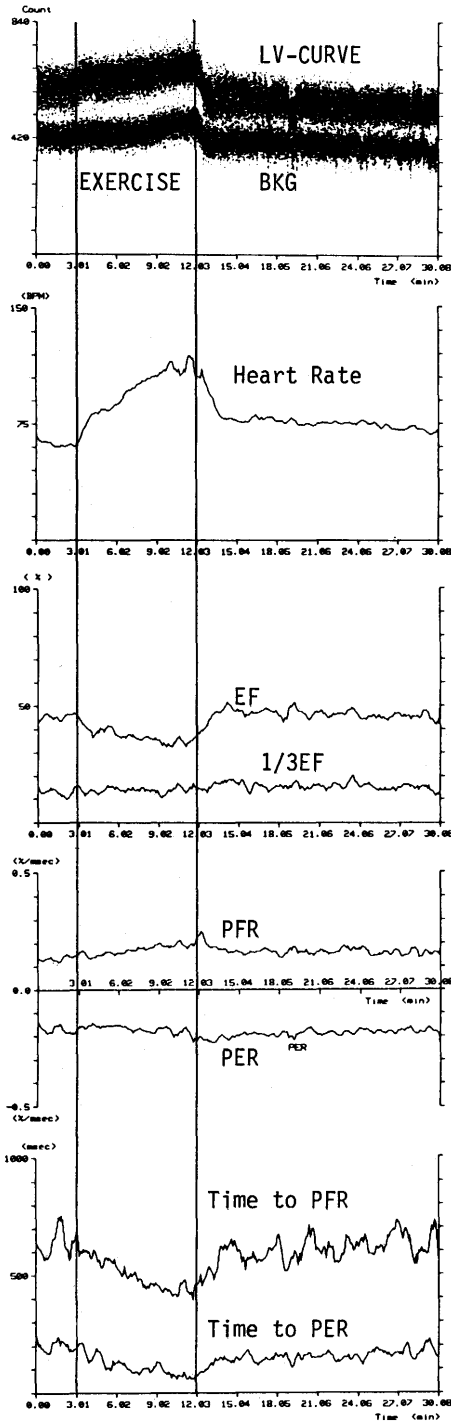


Fig. 8 Changes of left ventricular and background curves, and left ventricular parameters estimated during and after exercise.

ムとしても表示する¹⁰⁾。

種々の心疾患を有する患者 33 例で、本システムで測定した LVEF およびその他の指標とシンチカメラ・コンピュータシステムで測定した値とを比較した結果、よい相関関係が得られている¹¹⁾¹²⁾。本システムの臨床的意義は、各種負荷時の左室機能の変化を、負荷前、中、後と連続的に観測できる点にある。Fig.8 は、エルゴメータによる運動負荷時の左室ポンプ機能をモニターしたものである。ポンプ機能の各種指標の経時変化を容易に観察することができる。また、興味のある時相のデータを詳細に分析することも可能である。運動負荷に伴うこのような左室ポンプ機能の急激な変化を、カメラ・コンピュータシステムで連続的に観測することは不可能と思われる。

われわれは、現在主として、薬剤負荷時、運動負荷時の左室機能の変化を観測することを目的として研究を進めているが、次の課題としては、左室機能の長時間モニターがある。このためにわれわれは、新に携帯型データ収集装置からマイクロコンピュータへ信号を無線で転送するシステムを開発中である。このシステムを完成すれば、検査のフレキシビリティはさらに増し、長時間モニターも容易になるものと考えている。

以上の他、臨床応用として、種々の条件下での肺血液量の変化、肝動脈血流量の変化などの測定を試みているが、それらについては、またの機会に紹介することにする。

5. おわりに

われわれの開発した CdTe 検出器システムとその臨床応用の一端を紹介した。このシステムにより、従来カメラ・コンピュータシステムでは、不可能であった種々の状況下での動態機能の観測が可能になった。このことは、核医学に新しい分野を持たらすものであると考える。

文 献

- 1) Hoffer PB, Berger HJ, Steidley J, et al: A miniature cadmium telluride detector module for continuous monitoring of left ventricular function. *Radiology* 138: 477-481, 1981.
- 2) Owen JE, Walker RG, Willems D, et al: Cadmium telluride detectors in external measurement of glomerular filtration rate using Tc-99m DTPA (Sn): comparison with Cr-51 EDTA and Tc-99m DTPA (Sn) plasma sample methods. *Clin Ne-*

- phrology **18**: 200-203, 1982.
- 3) Wilson RA, Sullivan PJ, Moore RH, et al: An ambulatory ventricular function monitor: validation and preliminary clinical results. *Am J Cardiol* **52**: 601-606, 1983.
 - 4) Lahiri A, Crawley JCW, Jones RI, et al: A noninvasive technique for continuous monitoring of left ventricular function using a new solid state mercuric iodide radiation detector. *Clin Science* **66**: 551-556, 1984.
 - 5) 鈴木 豊, 小野容明, 木下栄治ほか: シングルプローブ装置による左室駆出率測定法の基礎的研究. *核医学* **21**: 353-360, 1984.
 - 6) 井出 満, 兼本成武, 五島雄一郎, 鈴木 豊: オムニスコープ. *呼と循* **32**: 1039-1044, 1984.
 - 7) Palms JM: Newer developments in detector design and materials. In: Hoffer PB, Beck RN, Gttschalk A eds. *Semiconductor detectors in the future of nuclear medicine*. New York, Society of Nuclear Medicine **1971**: p57-78.
 - 8) 村上 剛, 福田利雄, 梅本亨他: テルル化カドミウム検出器を用いた動態機能検査装置. *Radioisotope* **35**: 20-23, 1986.
 - 9) Suzuki Y, Matsumae M, Murakami T, et al: Assessment of cerebrospinal fluid shunt flow rates by computerized semiconductor detector system. *J Nucl Med* **27**: 1025, 1986.
 - 10) Suzuki Y, Ide M, Murakami T, et al: Radionuclide cardiac monitoring system using dual cadmium telluride (CdTe) detectors: specification and some clinical applications. *Nucl Med Communications*: in press.
 - 11) Ide M, Kanemoto N, Goto U, Suzuki Y: Evaluation of left ventricular function using a cadmium telluride probe. *Nucl Med* **25**: A 47-48, 1986.
 - 12) 井出 満, 兼本成武, 五島雄一郎, 鈴木 豊: テルル化カドミウムを用いたシングルプローブによる左室機能の計測. *核医学* **23**: 1675-1682, 1986.