

機器紹介

携帯型 R I 心機能測定装置

伊東 春樹*

I. はじめに

左室駆出率を始め心拍出量などの心機能を測定する装置には色々あるが、多くは安静時に限ってその測定が可能である。心プルスキャンなど、一部に運動中の測定可能な方法はあるが、これらにおいても一定の体位でかつ比較的少ない運動強度での steady-state においてのみ測定が可能であり、steady-state が得られない高負荷量や直線的漸増負荷プロトコルの運動負荷試験中には原理的に使用不可能である。最近テルル化カドミウム半導体検出器 (CdTe 検出器) を用いた心機能測定装置が開発され、臨床に試用されるようになった。この装置は理論的に一心拍ごとの心機能を連続的にモニター可能で steady-state を必要としないため、われわれは直線的漸増負荷中の左

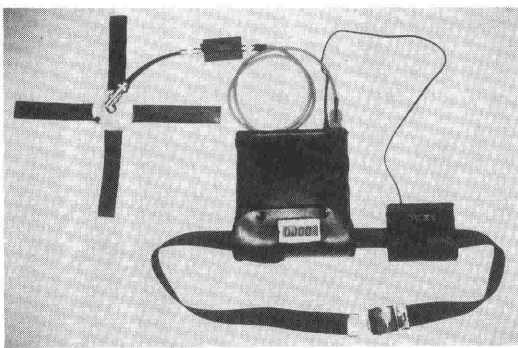


図1 CdTe 検出器は右下の検出器回転機構付きの検出器ホルダー内にあり、これは十字型のマジックテープで胸壁に固定される。信号はその左にあるプリアンプを経由して中央の携帯型計測ユニットに入り、それと personal computer が接続される。

心機能モニター装置として利用し、良好な結果を得ているので紹介する。

II. 装 置

これは一言で言えば γ カメラでの心プルスキャン法のうち、左室の time-activity curve 解析だけを行うシングルプローブ型の装置である。しかし従来のいわゆる核聴診器などでは NaI 検出器を用いており、光電子増倍管やプリアンプが付属するため、通常は支持スタンドに固定し使用していた。しかし CdTe 検出器は時間分解能に



図2 被検者に本装置を装着したところを示す。

*千葉社会保険病院

優れ、重量約 17 g, 16 mm 径, 厚さ 2 mm 程度であり, ゴム製のベストにマジックテープで固定できるので運動負荷中にも十分に使用可能である(図1, 図2). CdTe 検出器 (A-116, Radiation Monitoring Devices 社製) より得られた信号はプリアンプおよびバッファアンプで増幅され波高分析装置など (RRG-607 コンピュータ心機能モニターシステム, Aloka 社製) を経由して RS232C ケーブルにてパーソナルコンピュータ (PC-9801, NEC 日本電気社製) に取り込み, リアルタイムで time-activity curve を測定する.

III. 測定法

^{99m}Tc 20 mCi-30 mCi にてラベルした自己赤血球または ^{99m}Tc-HSA (ヒト血清アルブミン) を静注する. つぎにプローブの位置および方向を左室 time-activity curve の振幅が最大となり, かつ左室容量曲線の収縮期・拡張期の各時相が明確に描出されるようにベストにマジックテープで固定する. 左室駆出率 (EF) は, end-diastolic counts (EDC) と end-systolic counts (ESC) から stroke counts (EDC-ESC:SC) を計算し, 通常は back ground activity を70%として次式により求める.

$$EF = SC / (0.3 \times EDC)$$

また, 安静時または steady-state で色素希釈法などの方法によって一回拍出量を測定し, stroke counts に代入することによって, 運動負荷中の心拍出量の推移をみることも可能となる. 図3に

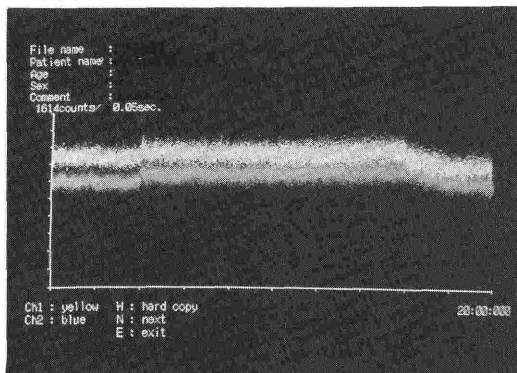


図3 縦軸にカウント数, 横軸に時間をとり左室(上方)と右上肺野においたもう一つのプローブの(下方)圧縮記録である. これを personal computer で処理をして各指標を算出する.

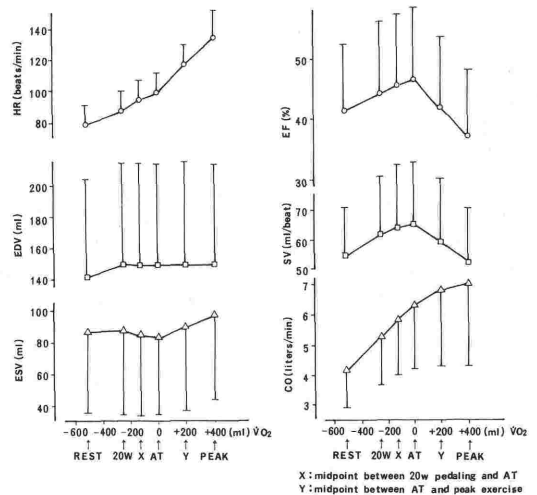


図4 直線の漸増負荷中の循環指標を酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) との関係に置いて示す. Anaerobic threshold に一致して左室機能の変曲点が認められた²⁾.

は運動負荷中の time-activity curve の圧縮記録を示す.

IV. 臨床応用

最近われわれは自転車エルゴメータによる直線の漸増負荷 (ramp 負荷) 試験中に呼気ガス分析と左室機能モニターを同時に行い, 左室機能と負荷中の代謝性の変化との関連を検討した. その結果, 運動強度の漸増過程で有気代謝に無気代謝の加わる点, すなわち anaerobic threshold (AT) の時点を境に, EF の低下または上昇率の減少や, 心拍出量の増加率低下など, 左室機能の運動強度増加に対する追従能の変化を認めた²⁾ (図4).

この様に本装置は運動中の心機能をモニターする事にもきわめて有用であるが, 携帯可能なサイズであるため核種静注後2-3時間の間に限れば「Holter 心電図」的な利用法も可能であり, 安静狭心症などの発作前から発作後に至るまでの心電図変化と左室機能変化の関係など, いままでの方法では不可能であった検査も可能となる.

しかし, まだ検討を要する問題点もいくつかある. たとえば back ground counts について安静時における心プールスキャンの EF 値に合わせて決定した場合, 運動中にもその数値が適応できるのか, 右肺野においたもう一つのプローブのカウ

ントを用いるのがより正確かは未解決である。サンプリングインターバルについても長く取ればデータは安定するが、高心拍数時に end-systolic counts が過大評価され、EF は低く計算されることになる。このように実際的な点について基礎的検討が必要な部分も多い。

V. 終わりに

いままで動作中の左心機能をモニターすることのできる装置はほとんどなく、本装置も左室機能を表わす各種指標の絶対値についてはまだ問題はあるものの、それらの時間的推移や変化のパター

ンの解析には十分利用できるものであると考えられる。今後、基礎的な検討が集積されれば、幅広く臨床に応用できる装置となろう。

文 献

- 1) 村上 剛, 福田利雄, 梅本 亨ほか: テルル化カドミウム検出器を用いた動態機能検査装置. *Rdioisotopes* 35:20-23, 1986.
- 2) Koike, A., Itoh, H., Taniguchi, K., Hiroe, M.: Detecting abnormalities in left ventricular function during exercise by respiratory measurement. *Circulation* 80:1737-1746, 1986.

* *

* *

* *

* *

* *

* *

* *

* *

* *