

20. 心拍同期平均加算心放射図による心・肺等の血管容積変化の観点について

平川 顕名 斎藤 宗靖 本原征一郎
桜井恒太郎

(京大 第3内科)

桑原 道義

(京大 工学部オートメーション研究施設)

一心拍の時間の内に、心は収縮と弛緩を繰り返す。われわれは体外計測によって、一心拍内の心の容積変化を知る目的で、以下のような臨床的研究を行つた。

1. 方法：RISA $50 \mu\text{c} \sim 100 \mu\text{c}$ 静注後 15~60 分の患者を仰臥せしめ、心尖拍動を含む左前胸壁に、7 cm × 9 cm の開口部、深さ 8 cm のコリメーターを有する 2 インチクリスタルを密着させ、他のもう一個のディテクタを右鎖骨部にあて、心電図 R 波を同期信号として 10 msec ごとの PAH 出力パルスを心拍 600~1200 まで加算した。計測後 40 msec 毎に加算し、さらに 3 点移動平均を行つた。

2. 結果：10 msec のカウントの集計が 10000 カウント近くある場合の再現性は心、肺ともに良好であるが、2000 カウント以下では再現性に乏しい。ディテクタのあて方には、かなり再現性があるが、胸部に置く場合は、心を避ける必要がある。心と肺とは位相が逆である。

追加 心拍同期平均加算 RCG の観察について

鈴木 雅紹

(兵庫県立尼崎病院 研究検査部 RI 室)

周防 正行

(同 内科)

沢野 二朗

(京都メトロ電機研究所)

^{131}I -RISA による RCG 検査後において短焦点コリメーターを装着した検出器を前胸面にあて心電心音計を連結し、心電図 II 誘導 R 波トリガーより 0.05 sec 心音図 ZLSB II 音トリガーより 0.05 sec の計測時間により RI の放射能濃度の観察を行つた。

1 回測定による計数値が少なく誤差が生じやすいので 120 回の加算平均を行い、継続観察を行うため 10 心拍遅れによる 120 回測定値加算平均をする方法を用いた。ある症例であるがデーターの平均は R 波同期時 MEAN $48.7 \pm \text{SE } 0.69$ カウント、II 音同期時 MEAN $45.1 \pm \text{SE } 0.78$ カウントであり R 同期時計数値と II 音同期時計数値との間に $P < 0.01$ をもつて統計的に有意差を認めた。またマスター負荷後同様に観察を行つたが負荷前に比較して負荷後の R 同期カウントと II 音同期カウントの差が大きくなるのが非常に印象的である。が負荷前後を単純に比較することは困難である。

今回は基礎的実験について報告致しましたが R 同期時および II 音同期時との差に比較的安定した数値が得られたことを報告し、これらの意味づけについては症例を重ねて種々検討したい。

21. 心拍同期加算心放射図の計測と情報処理

○八村広三郎 北川 尚男 桑原 道義

(京大 工学部)

向井 孝夫 石井 靖

(同 同位元素部)

鳥塚 華爾

(同 放科)

平川 顕名

(同 3内)

心拍に同期して加算された心放射図を用いて、1 拍動期間での心容積の平均的な時間変化の様子を簡便な方法によつてとらえた。静注後定常状態に達した後での心臓中の RI 量の時間的変動を計測するために、心電現象に同期して動作するようにしたシンチカメラを用いて多重撮影したフィルムを、フライングスポットスキャナで光電変換した後処理を行う。すなわち、シンチカメラの位置決め回路より得られる x, y の座標信号のうち x 信号を捨て、この代りに心電図の R 波でトリガされるのこぎり波電圧を印加し、表示された映像を

数十拍動以上の期間にわたつて1枚のフィルム上に繰り返し露光する。この加算蓄積によつてRIの統計的変動による雑音分を減少させることができる。撮影したフィルムのy軸方向をフライングスポットスキャナの走査線方向に一致させて読み出した映像信号を、写真の性質に基づく非直線性を補正してシンチカメラの輝度に比例するように変換した後、積分器に入力して走査線ごとの積分を行い、対応する心時相での心容積に比例した値を得る。まだ実験段階なので臨床データーは不じゅうぶんであるが、正常な被験者について心臓全体をピンホールコリメータでコリメートして測定した結果では、1拍動期間にかなり大きな変動を示した。これについては正確なコリメーション、バックグラウンドの影響などに関してなお検討を加えてゆく予定である。

Hardley L. Conn が1961年に発表した方法を改良し独自の装置を考案し、これを測定した。Xeガス分圧5~80mmHgの範囲での脾のλは、0.62±0.05、肝のλは0.71±0.04であつた。Connが測定した肝のλが0.70で、われわれの肝のλとよく一致している。clearance curveの1st. componentを血流成分と考えると、脾鉤部の血流量は、Invar Lassenの式より求まり117.2 ml/min·100gとなる。次に径50μの⁸⁵Sr. microsphere約3×10⁵個を左心室に注入し、臓器の%心拍出量を測定する⁸⁵Sr. microsphere法で脾の%心拍出量を測定し、cardiogreenとcardiac output computerを用いて、心拍出量を測定した結果、4頭の犬で脾全体の%心拍出量は1.18%、血流量は66.5 ml/min·100gであつたが、脾を鉤部、体部、尾部に分けて測定すると、血流量は鉤部がもつとも多く、平均77.6 ml/min·100gで、内2頭では、119.2 ml/min·100g、101.0 ml/min·100gとなつた。この値は¹³³Xe clearance法で得た117.2 ml/min·100gとよく一致する。

22. ¹³³Xe クリアランス法と⁸⁵Sr. ミクロスフェア法による犬脾血流測定の検討

○今村 正之 鈴木 敏 真辯 忠夫
小原 弘 中瀬 明 本庄 一夫
(京大 第1外科)
加藤 浩子
(同 麻酔科)

犬脾血流量の測定を¹³³Xe clearance法で試み、⁸⁵Sr. microsphere法による測定値と比較検討した。犬脾鉤部は、一本の下脾十二指腸動脈のみで栄養されているが、われわれは、その十二指腸枝に挿入したpolyvinyl tubeを通じて、脾鉤部に¹³³Xe溶解生食水を急速注入し、脾鉤部の直上に設置した径1inchのNaIクリスタルシンチレーションディテクターのコリメーターとAlokaのRI動態検査装置により、¹³³Xe clearance curveを描写させた。脾の¹³³Xe clearance curveは、2成分より成り、そのおのおののT^{1/2}は22±3.3秒、237±106秒であつた(成犬10頭平均値)。Xeガスの血液・脾分配係数(以下λと略す)は、文献上現在迄測定されていない。われわれは、

23. ¹³³Xe の大腿動脈注入による足部血流量測定の試み

稻田 満夫 風間 善雄 藏田駿一郎
(天理よろづ相談所病院 内分泌内科)

糖尿病患者の末梢循環障害を^{99m}Tc標識アルブミンによる末梢循環動態の解析と、¹³³Xeによる足部血流量の測定により検討した。すなわち、患者の足背部にScintillation counterを置き、^{99m}Tc-アルブミンを大腿動脈より急速注入し、同部の^{99m}Tc活性の変動を記録した。その記録曲線より入力動脈曲線を除去し、趾部毛細血管床通過の希釈曲線の平均通過時間(MTT)をアナログ計算機のCurve fittingにより求めた。さらに、患者の趾部にScintillation counterを置き、¹³³Xeを大腿動脈より急速注入し、同部の¹³³Xe活性の変動を記録した。記録された曲線を片対数図表上に変換し、それをPeeling法により3成分に分けた。