

《原 著》

心 RI アンジオグラフィによる左室駆出分画(EF)
の精度に関する検討 (II)

—MUGA 法について—

西村 恒彦* 香川 雅昭* 今井 行雄* 林 真* 小塙 隆弘*

要旨 シンチカメラとオンラインで接続したミニコンピュータシステムを用いて、MUGA 法による心 RI アンジオグラフィを施行した。データ収集は R 波をトリガーとして 64×64 マトリックスにて R-R 間隔を 20 等分し、かつ 500~1,500 心拍加算によるイメージモードで行なった。左室駆出分画 (EF) の算出は、得られた左室容積曲線において $EF = EDV - ESV / EDV$ (カウント数) から求めた。EF の精度に関しては、データ収集時におけるマトリックスサイズ、分割フレーム数、ゲート時の許容誤差、データ処理時における左心室、バックグラウンドの関心領域の設定などについて検討した。MUGA 法による EF は心カテーテル検査を施行している 50 症例にて $r=0.902$ とよく相關した。このことは MUGA 法による EF の算出は左心機能の測定が精度高く行なえ、ルーチンワークに供する上で、wall motion の観察と併せ有用なことが認められた。

I. 緒 言

心臓における核医学検査は、左心機能の定量化が非侵襲的に行なえることから汎用されつつある。心 RI アンジオグラフィから駆出分画 (EF) を算出する方法として、First pass 法および MUGA (マルチゲート) 法がある。とくに、マルチゲート法は Green¹⁾ 飯尾²⁾ らが開発して以来、平衡時相でくり返し測定できる利点をもつ優れた方法である。本法は、この利点を利用すれば、種々の薬剤や運動負荷時における心機能の反応を即座にとらえることができ、病態生理の把握に有用である。

しかし、MUGA 法が臨床的に汎用されるためには、心機能に関する迅速な処理結果の算出とともにその精度が問題となる。

MUGA 法は、高時間分解能で数百心拍加算することから鮮明な心収縮、拡張にわたる連続的な

画像を収集し、かつ、これらのディジタル画像から左心機能に関する諸パラメータを算出せんとするものである。しかし、データ収集のみならずデータ処理において、加算心拍数、ゲート時における許容誤差など EF の精度に影響を与える種々の要因がある。

そこで、本研究では、MUGA 法において、EF の算出に際し、その精度に影響を与える種々の要因について検討するとともに、その臨床的応用について報告する。

II. 方法および対象

使用した装置はシンチカメラ (Ohio-Nuclear Σ410S 型) とオンラインで接続した RI データ処理装置 (DEC, PDP 11/34, 96 KB) である。 ^{99m}Tc -Albumin もしくは ^{99m}Tc -RBC 15~20 mCi 急速静注による First pass 法を施行した後、5~10 分経過した平衡時相で MUGA 法によるデータ収集を行なった (Fig. 1)。すなわち、心電図同期にて R-R 間隔を 20 等分し、 64×64 マトリックスにて 2,000K カウント (500~1,500 心拍加算) イメージモードにてデータを収集した。体位は LAO 40° と

* 国立循環器病センター放診部
受付：54 年 8 月 29 日

最終稿受付：54 年 8 月 29 日
別刷請求先：吹田市藤白台 5-125 (〒565)
国立循環器病センター
西 村 恒 彦

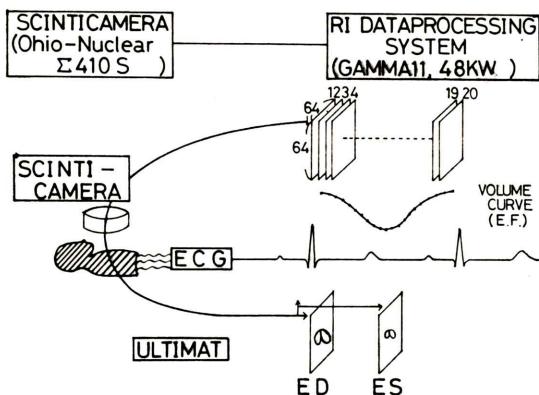


Fig. 1 Schema of multi-gated radionuclide cardioangiography using an Anger camera and online minicomputer system.

し、高分解能コリメータを装着した。ただし、症例により左右心室の分離が良好な角度により施行した。また、この際 LAO のみならず RAO についても MUGA 法を行ない、拡張末期 (ED)、収縮末期 (ES) に同期させたイメージを遅延回路方式でガンマイメジャーに記録した。

対象は、心カテーテル検査と RI 検査を 2 週間以内に施行している 50 症例である。症例の内訳は、心筋梗塞 20 例、狭心症 10 例、肥厚性心筋症 5 例、うっ血型心筋症 5 例、心房中隔欠損症などの先天性心疾患 10 例である。

心カテーテルによる左室造影は、76% ウログラフィンを用い、造影剤の量は 0.7 ml/kg を約 3 秒間に注入した。体位は RAO 30°, LAO 60° にて

1 秒間に 60~90 コマ撮像した。

III. EF の算出

R-R 間隔を 20 等分し、かつ 500~1,500 心拍加算することから得られた明瞭な連続心プールイメージにて、左心室に開心領域を設定し、バックグラウンドを減ずれば左心室の相対的容積曲線が (Fig. 2-a) のように求められる。ここで EF は本法の場合、 $EF = ED - ESV / EDV (\text{counts})$ で求められるが、Fig. 2-b のように拡張終期の値を 1.00 として、較正すると、EF は収縮終期値を 1.00 から減じた値として表現できる。

心カテーテル法によるコントラスト EF の算出は、YHP 5,600M カテラボシステムを用い、左室造影にて ED, ES フレームにてライトペンで正確に左心室に相当するように辺縁を描出、Sandler, Dodge 法⁵⁾ により求めた。

IV. 結 果

1. EF の精度

1) マトリックスサイズ、フレーム数

著者らのシステムでは、ミニコンピュータは 96 KB を有し、 64×64 マトリックスで R-R 間隔は最大 20 フレーム、 32×32 マトリックスで最大 80 フレーム、イメージモードでデータ収集可能である。Fig. 3 に両者について比較したものを示す。 64×64 マトリックスに比し、 32×32 マトリックスの場合、左右心室の分離が明瞭でなく、フレーム

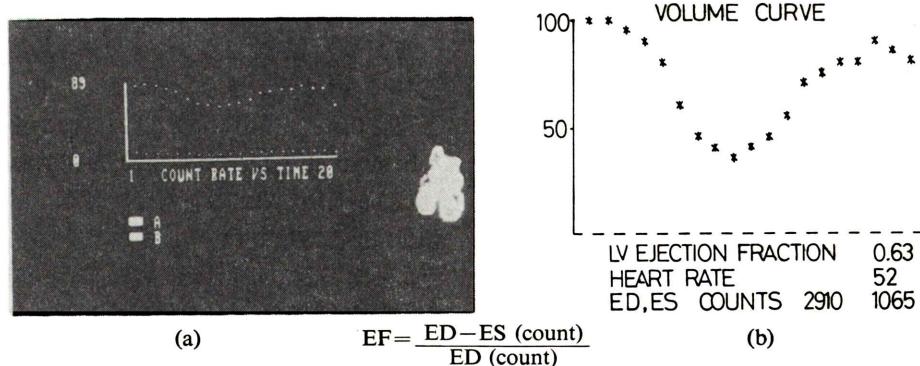


Fig. 2 Determination of L.V.E.F. from gated cardiac blood pool study.

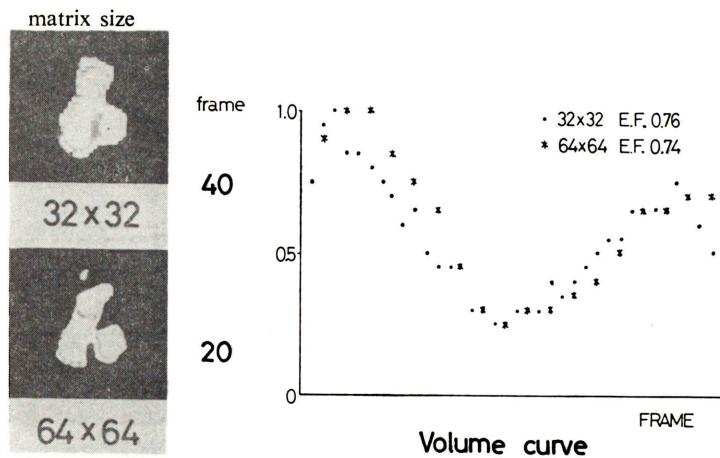


Fig. 3 Effects of matrix size and frames on determination of EF

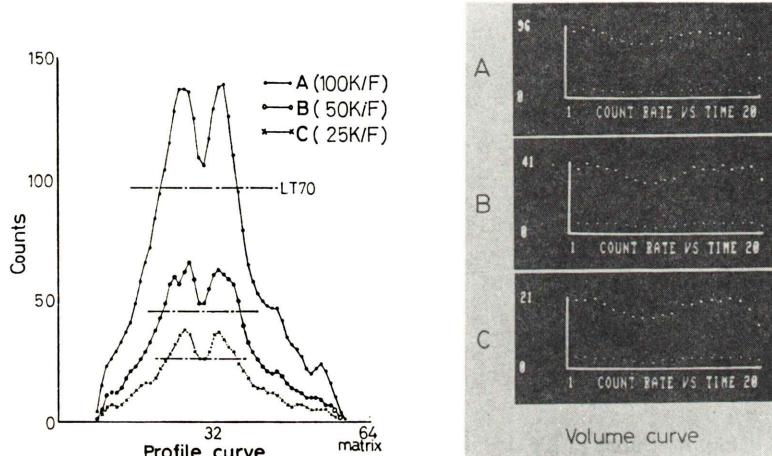


Fig. 4 Effects of total counts on determination of EF

数の増加に伴い 1 フレーム当たりのカウント数が少なく、統計的変動も大きいと考えられる。

2) 加算心拍数

500~1,000 心拍加算に関しては、1 フレーム当たりのカウント数を 25K カウント、50K カウント、100K カウントの場合について 64×64 マトリックスにおけるデータ収集について比較した (Fig. 4)。25K カウント/フレームに比し、100K カウント/フレームの方が、1 フレームにおける相対的なカウント数が高く精度高い左室容積曲線が得られた。

3) ゲート時における許容誤差

MUGA 法では R 波をトリガーとするが、正常例でも呼吸性不整脈などのため、R-R 間隔が一定でなく、ゲート時における許容誤差 (gate tolerance) の設定が問題となる。Fig. 5-a は、心拍数 60/分 (R-R 間隔 1,000 msec) の正常例において、許容誤差を 50~200 msec と変化させた場合の左室容積曲線である。EF の値は、Fig. 5-b のように、許容誤差の幅を大きくするに従がい、低く算出され、かつ左室容積曲線がなまることが示された。

4) 左心室、バックグラウンドの閑心領域の設定

心カテーテルテール検査にて左室造影を施行してい

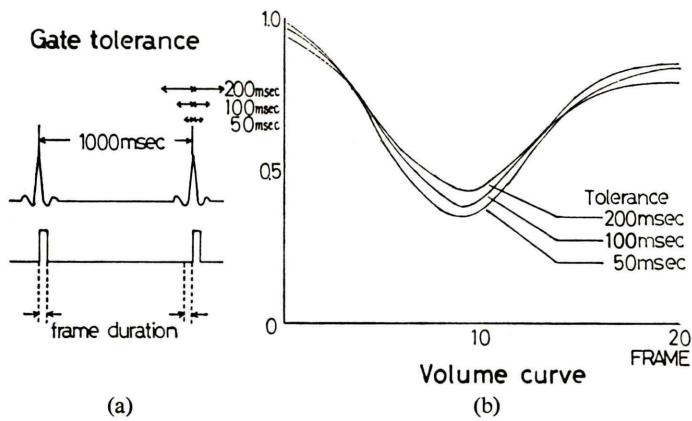


Fig. 5 Effects of gate tolerance (a) on determination of EF (b)

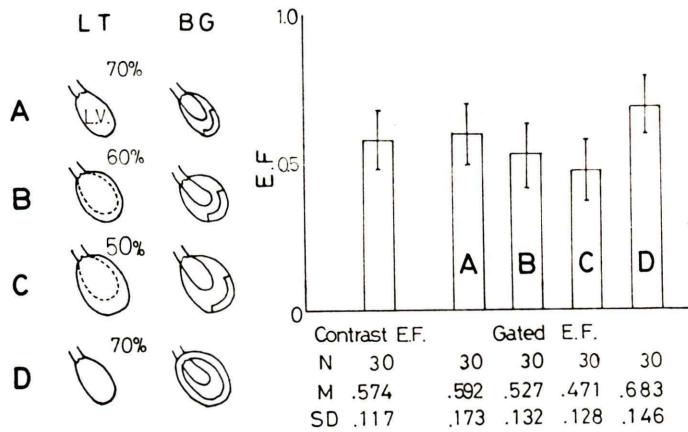


Fig. 6 Effects of LV size and background on determination of EF

る30症例について、左心室の大きさ、およびバックグラウンドの設定を変化させたときの成績を示す(Fig. 6).

Fig. 6-aにおいて、Aは左心室の領域をスレッショルドレベル70%、Bは60%、Cは50%とし、かつバックグラウンドは大動脈弁を囲まない領域に設定した。Dは、バックグラウンドを大動脈弁を囲む領域に設定した。

コントラストEFと比較すると、B、Cのように左心室の領域を大きく設定すると、マルチゲート法におけるEFは低く算出され、かつDのように大動脈弁を囲む領域にバックグラウンドを設定するとEFは高く算出された。すなわち、Aのよう

に関心領域、バックグラウンドを設定すると、コントラストEFとよく一致した(Fig. 6-b).

2. 心カテーテール法によるコントラストEFとの比較

心房細動、著明な不整脈を有さない各種心疾患50症例にてMUGA法およびコントラストEFを比較した(Fig. 7). 全症例とも心カテーテールおよびMUGA法は2週間以内に施行し、NYHA分類に変化を認めなかったものである。両者のEFは0.902と極めて高い相関を認めた。

また、First pass法およびMUGA法を施行した20症例において比較すると、両者のEFは $r=0.82$ の相関が得られた(Fig. 8).

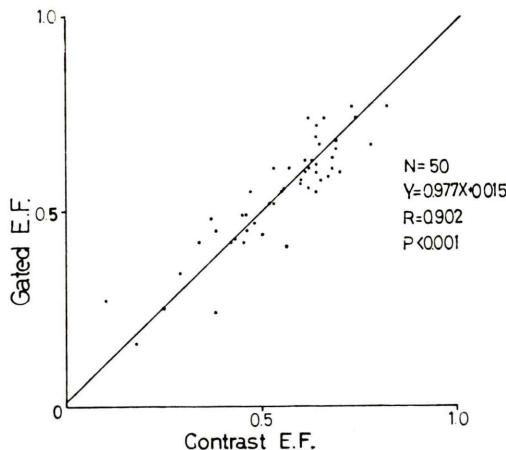


Fig. 7 Comparison between gated radionuclide EF and X-ray contrast EF

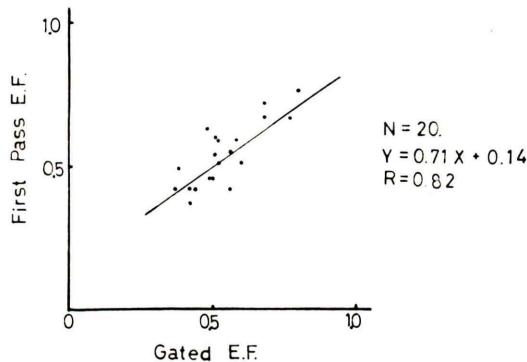


Fig. 8 Comparison between First pass EF and gated radionuclide EF

V. 考 案

MUGA 法は心臓核医学における左心機能の評価法として優れた方法である。それは、平衡相という一定の生理的状態で、左室造影と異なりくり返し左心機能に関する諸パラメータが抽出できるからである⁴⁾。しかしながら、このような MUGA 法の臨床的応用による薬剤、運動負荷にあたり、EF を始めとする精度高いパラメータの抽出が必要である。そこで、著者らは、シンチカメラとオンラインで接続した RI データ処理装置を使用して MUGA 法を行なう際のデータ収集、データ処理において EF の精度に影響を与える種々の要因

について考察した。

本システムにおけるシンチカメラ本体は、DU-FC 回路を有しあつ固有分解能は半値幅 (FWHM) 4.5 mm である。そこで、シンチカメラ自体の均一性、分解能以外に今回はとくにオンラインのミニコンピュータシステムにおけるデータ収集、データ処理について検討したわけである。

マトリックスサイズ、最大フレーム数については、コアメモリの容量に規定される⁶⁾が、著者らのシステムでは 64×64 マトリックスにて最大 20 フレームのデータ収集の方が良好な結果を得ており、ルーチンに使用している。今後、128 KW のコアメモリを有するシステムの導入により、マトリックスサイズ、フレーム数の増加に基づく精度の高い EF を始めとする左心機能に関するパラメータの抽出を行なっていく予定である。

加算心拍数は、 ^{99m}Tc の投与量およびデータ収集時間も考慮した上で、鮮明な連続心プールイメージを得ることができるのが望ましく、普通 500 ～ 1,500 心拍加算法が行なわれている。著者らの検討では、100K カウント／フレームの場合、統計的変動も少ないことが示された。

ところで、MUGA 法の利点である心拍同期は、反対に著明な呼吸性不整脈、心房細動などを有する症例には欠点となる。また、同一症例においても 1 心拍ごとの R-R 間隔は異なることから、MUGA 法では許容誤差を設定し、その範囲を越える場合には、データ収集を除くなどの工夫が必要である。著者らの成績に示すように、許容誤差が大きいほど、EF は低く算出されることになる。そこで、心拍数に応じた許容誤差の設定が必要であり、著者らの施設では ECG モニターを監視しながら、患者の心拍数、呼吸性変化などを考慮した上で、許容誤差の幅を決定している。

実際、安静時のみでなく薬剤、運動負荷に際しては、許容誤差の EF に与える影響について考慮することが大切である。また、Nuclear Stethoscope (核聴診器) を用いれば、心房細動などにおける各心拍ごとの EF、左室容積曲線が求められ、かつ運動負荷時においても、心プールイメージの

観察は行なえないが、負荷前後の EF の変化などを即時にとらえられることは興味深いものである^{7,8)}。

以上のようなデータ収集における検討に加え、データ処理においては、左心室およびバックグラウンドの設定が EF の算出にあたり影響を与えるのは、First pass 法と同様である。左心室の大きさは、普通スレッショルドレベルを設定し求めるが、Fig. 9 に示すように、一般には、スレッショルドレベルが最大カウントの 70% のときに左右心室の分離がきわめて良好なことがわかる。Fig. 9 は、経時的心プールイメージングにおいて、ED, ES 像の横断曲線をおのの表示したものであり、両室分離の様子がよくとらえられる。極端な右室、左室の拡大を認める症例では、心室の分離を慎重に行なうことが必要である。また、バックグラウンドは、大動脈弁を囲まない領域に設定することが必要であり、このようにして算出した EF は、コントラスト EF と 30 症例にてよく一致した。

体位に関しては、MUGA 法でも First pass 法と同様に心房、心室が明瞭に分離されることが望

ましく、LAO, RAO のほか、LMAO、およびスラントコリメータの使用も有効である⁹⁾。また、心臓の回転については常に考慮する必要がある。

MUGA 法を利用して EF を算出する他の方法として、ED, ES 像から area-length 法にて求めることができる¹⁰⁾。Folland ら³⁾は、First pass 法と MUGA 法および Area-length 法の 3 者から求めた EF をコントラスト EF と比較して、Area-length 法は他の 2 法に比較して劣ることを認めていた。著者らは area-length 法について今回は検討しなかったが、RI 画像の性質を考慮すれば、左心室における辺縁抽出は簡単ではないと考えられる。しかし、area-length 法は左心機能を表現するパラメータとして重要な左室容積が求められることに注目すべきであろう。

ところで、First pass 法と MUGA 法を同時に施行した 20 症例について EF を比較すると、First pass 法の方がやや低値に算出されるが、これはバックグラウンドの設定によるものであろう。しかし、両者の EF はよく相關するからルーチンワークには両法による RI アンジオグラフィが使用できる。とくに、wall motion の観察を始め、他の左心機能を定量的に求めることができる MUGA 法は、今後とも活用されるべきであろう。

そこで、一般には RAO にて First pass 法による心 RI アンジオグラフィを施行、引き続き平衡時相で LAO, RAO にて MUGA 法によるデータ収集が一般的になろう。また、この時点で、運動、薬剤負荷などによる MUGA 法を行ない、心疾患の診断、治療に役立てることが望まれる。

VI. 結論

- 1) シンチカメラとオンラインで接続したミニコンピュータシステムを用い、MUGA 法による RI アンジオグラフィを行ない、左室駆出分画(EF)を算出した。データ収集は R 波をトリガーとして 64×64 マトリックスにて、R-R 間隔を 20 等分し、500 ～ 1,500 心拍加算によるイメージモードにて行なった。
- 2) EF の算出は、得られた連続心プールイメ

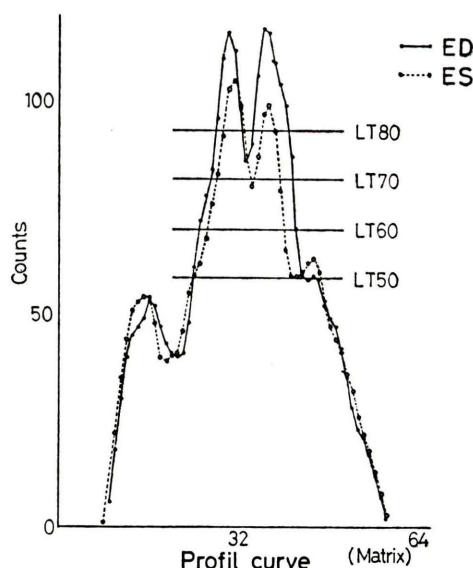


Fig. 9 Effects of threshold level on determination of EF (LT = threshold level)

ージにて左心室に関心領域を設定し、バックグラウンドを減じることにより、相対的容積曲線を求め、 $EF = EDV - ESV / EDV$ (カウント数) にて行なった。

3) シンチカメラ本体のみならず、MUGA 法によるデータ収集の際、EF の精度に与える影響について検討した結果、マトリックスサイズ、分割フレーム数、加算心拍数、ゲート時における許容誤差などが関与することがわかった。また、データ処理においては、左心室における大きさを正確に、かつバックグラウンドは大動脈弁の領域を含まない場合、コントラスト EF と30症例にてよく一致した。

4) 心カテーテル検査を2週間以内に施行している各種心疾患50症例にて両者の EF を比較すると、 $r=0.902$ と極めて相関が高かった。また、First pass 法と MUGA 法を比較すると、両者の EF は 0.82 とよく一致し、かつ MUGA 法の方がやや EF は高値を示した。MUGA 法による EF の算出における処理時間は、きわめて短かく、臨床的に左心機能を評価する上で、くり返し行なえることも併せて有用である。

5) 心RIアンジオグラフィは、一般にRAO にて First pass 法を、引き続き、LAO, RAO にて MUGA 法を行なうのが、臨床上有用であろう。とくに MUGA 法は左心機能に関するパラメータ

の算出のみならず、wall motion の観察にぜひ必要である。

文 献

- 1) Green MV, Ostraw HG, et al: High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiography. *J Nucl Med* **16**: 95-98, 1975
- 2) 外山比南子, 飯尾正宏, 他: 高時間分解能による経時的心プールおよび心筋イメージング. *核医学* **14**: 41, 1977
- 3) Holland EF, Hamilton GW, et al: The radionuclide ejection fraction: a comparison of three radioisotope techniques with contrast angiography. *J Nucl Med* **18**: 1159, 1977
- 4) 西村恒彦, 小塙隆弘, 他: 心臓核医学(I)—MUGA システムについて. *臨床 ME* **3**: 485-493, 1979
- 5) Dodge HT, Sandler M, et al: The use of biplane angiography for measurement of left ventricular volume in man. *Am Heart J* **60**: 762-776, 1960
- 6) 鈴木 豊: 核医学動態機能検査法 (装置並びにデータ処理概論). p. 1-17, 1979. 永井書店, 大阪
- 7) Bacharach SB, Green MG, et al: ECG-gated Scintillation probe measurement of left ventricular function. *J Nucl Med* **18**: 1176-1183, 1977
- 8) 西村恒彦, 小塙隆弘: 心臓核医学(II)—核聴診器について. *臨床 ME* **3**: 600-606, 1979
- 9) 西村恒彦, 植原敏勇, 他: スラントコリメータの心臓核医学への応用. 映像情報, 印刷中
- 10) Strauss HW, Zaret BL, et al: A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Amer J Cardiology* **28**: 575-580, 1971

Summary

Evaluation of Left Ventricular Ejection Fraction by Multi-gated Radionuclide Cardioangiography

Tsunehiko NISHIMURA, Masaaki KAGAWA, Yukio IMAI,
Makoto HAYASHI and Takahiro KOZUKA

Department of Diagnostic Radiology, National Cardiovascular Center, Suita, Osaka

A noninvasive, radionuclide, blood-pool imaging technique (multi-gated method) has been developed using a scintillation camera and on-line mini-computer system.

In this study, the accuracy and validity of this MUGA method were examined in the fifty patients with cardiac catheterization. After ^{99m}Tc -HSA was injected intravenously, at the equilibrium stage, the scintillation data were stored in frame modes, in computer core memory using R-wave synchronizing phase, such that each of sequential image represented R-R/20 sec segments of the cardiac cycles summed over several hundred cycles. The ejection fraction was calculated by the formula; $(\text{EDV-ESV})/\text{EDV}$ counts from the left ventricular curve.

The results correlated well with those obtained by biplane cineangiography in various cardio-

vascular diseases ($r=0.902$) and moreover, between the same patients with MUGA method and first pass method good correlation of the ejection fraction ($r=0.82$) was obtained.

The findings, however, demonstrated that the region of left ventricle must be determined precisely and must be excluded the aortic vulvular areas as background in order to accurate calculation of the ejection fraction. For the data collection, matrix size, number of frames, gate tolerance must be determined precisely to obtain high resolution gated scintigraphy as MUGA method.

In conclusion, these findings demonstrate the validity of this technique in the atraumatic qualification of ventricular functions and suggest its usefulness in a variety of clinical conditions.

Key words: Ejection fraction, MUGA method, Contrast X-ray method