



Title	画像診断法としての心及び血管造影法の評価
Author(s)	本保, 善一郎
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1980, 40(4), p. 368-398
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18704
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

宿題報告

画像診断法としての心及び血管造影法の評価

長崎大学医学部放射線医学教室

本 保 善 一 郎

Evaluation of angiocardiology as a method of diagnostic imaging

Zen-ichiro Hombo

Department of Radiology, Nagasaki University School of Medicine

Research Code No.: 507

Key Words: Angiocardiology, Cardiovascular radionuclide imaging, Two-dimensional (Cross-sectional) echocardiography, Dose reduction, Stereoradiography, MTF

Angiocardiology, radionuclide cardiovascular imaging, two-dimensional echocardiography are the main three up-to-date methods to diagnose cardiovascular diseases. Evaluation of angiocardiology was done in comparing with other two diagnostic imaging.

Modulation transfer functions (MTFs) of these three methods under practical conditions were investigated. MTF of angiocardiology (ACG) with AOT film changer is better than MTF of 35 mm cineangiocardiology (cine-ACG) when an object is still, but when an object is moving (cardiac structures such as the coronary arteries, the valves, the papillary muscles and the intracavitary blood are always moving rapidly) MTF of ACG with AOT film changer under long exposure time (<30 msec) becomes worse than MTF of cine-ACG.

MTFs of cine-ACG are better than MTFs of both radionuclide imaging and two-dimensional echocardiography. MTFs of two-dimensional echocardiography in lateral direction are worst. Clinically, however, two-dimensional echocardiography is very useful in evaluating cardiac structural findings and motion analysis of the valves, the papillary muscles and the cardiac walls.

Both gated cardiac blood pool and myocardial perfusion scintiphographies show fairly good images of cardiac wall motion. These gated cardiac radionuclide imagings are helpful to analyse cardiac wall motion in coronary artery disease and cardiomyopathy.

Cine-ACG can give us the most beautiful images of rapidly moving cardiac structures, and on account of this characteristic we developed stereo-cineangiocardiology. To obtain good stereoviewing of the cardiac chamber, some problems of such as adhesive contrast materials, injection modalities etc. must be solved.

Stereofluoroscopy was also investigated and good results were obtained.

To reduce x-ray dose in cardiac x-ray examinations, photofluorography with image intensifier

(I.I.) and our dose reduction system of fluoroscopy (pulsed fluoroscopy) reveal their usefulness.

In the cardiovascular imaging studies, angiocardigraphy is the most important examination and gives us very precise information, but noninvasive two-dimensional echocardiography and radionuclide cardiovascular imaging are to be the first choice. When we need more precise information after these noninvasive studies, then angiocardigraphy should be done.

I. はじめに

心血管系の解剖学的な構造を現わす画像を何らかの形で作り出し、診断の用に供する方法には現在次の4種のものがある。すなわちX線を使用した透視撮影によるX線診断法、放射性同位元素(RI)を人体内に投与しシンチレーションカメラにて画像の作製を行なうRI画像診断法(RIイメージング)、超音波診断のBモードにて行う実時間超音波断層診断法、コンピューター断層診断法(CT)である。

このうちX線診断は、単純撮影や単なる透視によっては十分な診断を得ることができず、造影法により心臓や血管の内腔の状態を詳しく知って診断を確定しなければならない場合が多い。この際X線テレビによる造影透視像をビデオテープレコーダーに録画する方法もあるが、主として蛍光増倍管(I.I.)間接撮影、X線映画を含めたX線写真

撮影によって記録され、診断の用に供されている。この血管心臓造影撮影法を中心に他の画像診断法との比較をしながらその価値を主として撮像技術的な面から評価してみたい。他の画像診断法のうちCTについては実用に供されている装置の大部分は、撮影時間がかかなり長くあまり生体の心臓を描出するには適していない^{1)~5)}。剖検症例の摘出心標本(血液は洗い流す)を水槽に入れこれをEMIの1000で撮影したもの(Fig. 1)では右室、左室内腔、壁の厚さの差、左室内の乳頭筋を思わせるものなどを認めることができる。しかしながら生きている犬をEMI 1010で撮影したもの(Fig. 2)では、これらを認めることは難かしい。現在、造影剤の使用、心電図同期など種々の方法が試みられており⁶⁾、近い将来のCTによる心疾患診断法の発展は大いに期待できるが、今回は比較の対象から除くことにする。

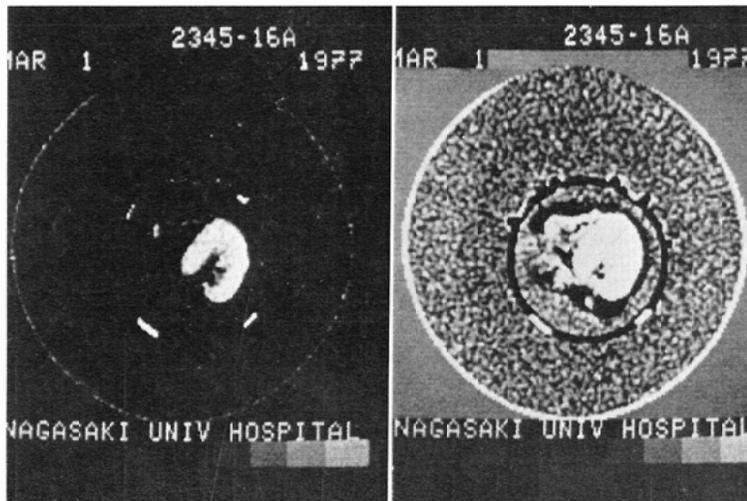


Fig.1 Computed tomogram of a human cardiac specimen scanned in a CT head scanner (EMI 1000). The CT scan of the specimen can show walls of ventricles, ventricular cavities and papillary muscles.



Fig. 2 Cardiac computed tomogram of a living dog scanned in a CT head scanner (EMI 1010). The cardiac CT scan of the alive can hardly show ventricular walls, cavities and papillary muscles.

II. 血管心臓造影法の問題点

血管心臓造影法には次のような問題点がある。

1) 放射線被曝

血管心臓造影法は患者にとって色々な有益な情報が提供され利益は大いにあるが、電離放射線であるX線が用いられるので問題がある。患者個人にとっても遺伝的に見ても、被曝量はなるべく少ない方がよい。Table 1に RANDO ファントムを使って標準増感紙(極光 MS)を用い、日常の血管心臓造影検査時と同じ撮影条件で AOT による30枚の連続撮影をした場合の入射側の皮膚被曝量を TLD を用いて測定したものを示した。かなりの撮影による被曝があることが分かるが、これにカテーテル操作時の透視によるX線被曝も加わり更

に被曝量が多くなる。この点超音波による方法は放射線における如き顕著な障害はないので好ましい検査法である。

同じ放射線を用いる RI 画像診断も被曝の点では好ましいものではない。我々が RI アンジオや心ブール描画に用いる ^{99m}Tc アルブミン、心筋描画に用いる ^{201}Tl が投与される場合の患者の被曝生殖腺量を ICRP publication 17によったり、MIRD 法によって計算すると ^{99m}Tc アルブミン 20~30mCi の場合は約 2~3rad (女性) で ^{201}Tl 2mCi の場合は、0.6rad (男性)⁷⁾である。

2) 造影剤の副作用

血管心臓造影法に用いられる造影剤は尿路排泄性の有機化合物であって、副作用を防止するための種々な工夫がなされているが^{8)~11)}、熱感や血管痛などがあり、時には重篤なアレルギー性反応や心室細動、心停止などを生ずる。これに対し放射性医薬品や超音波診断に用いられる色素剤では殆んどこの様な薬剤による副作用は現われない。

3) カテーテル技術

血管心臓造影法ではカテーテルを使用して選択的に造影剤を注入することにより、造影の重なりを避け、短絡の個所を明らかにし、血液により薄められていない高濃度の造影剤を流し込むことによる、より明瞭な造影像を得ることが出来る。しかしカテーテルを使用することは可成りの熟練を要し、カテーテル、ガイドワイヤーなどの使用による血管の損傷があり、また血栓の発生を促進させ各種臓器に塞栓を生ぜしめる危険がある^{12)~16)}。これらのことは RI や超音波では避け

Table 1 Radiation dose in routine angiocardiology (30 exposures)

View	Tube voltage (kV)	Tube current (ms)	Exposure time / film (m sec)	Grid ratio	Intensifying screen	FFD (cm)	Body thickness (cm)	Filter (mm)	Skin dose (mR)	Bone-marrow dose (mR)
A-P	85	300	80	8 : 1	parspeed screens	100	20	Cu 0.1 Al 1.0	1680	194
A-P	85	400	15	8 : 1	parspeed screens	100	20	Cu 0.1 Al 1.0	1282	181
Lat	105	600	10	8 : 1	parspeed screens	100	30	Cu 0.1 Al 1.0	2240	191

Dosimeter : TLD, Phantom : RANDO phantom

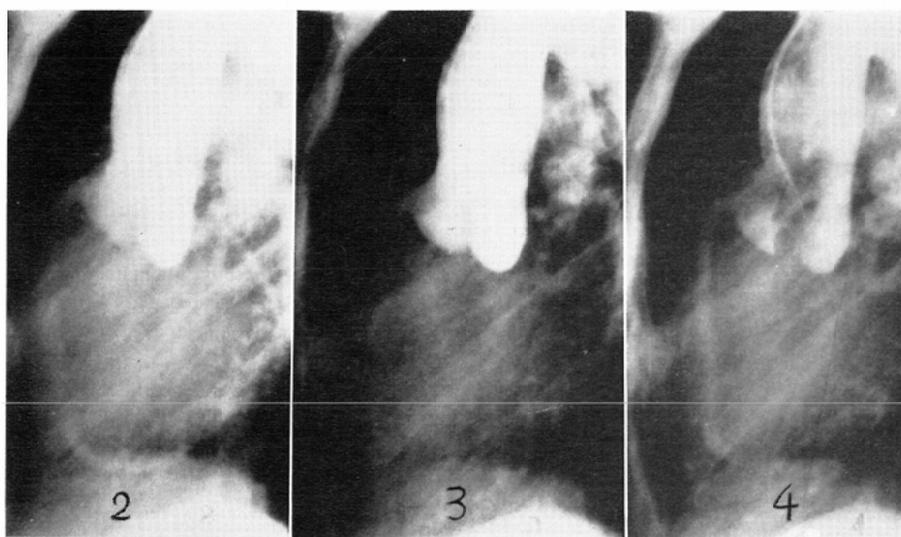


Fig. 3 Sequential films of a retrograde aortography. Because of non-ultrashort (50msec) timing the right coronary artery is completely blurred in the middle film.

ることができる。

4) 運動被受体

対象となる臓器は心臓及び大血管であるので、造影剤をも含めて、被写体の動きが極めて早い。特に心腔内での血流速度すなわち造影剤の流れる速さや、弁の動き、心外壁を走る冠状動脈の心拍に伴う移動は早いので「運動ボケ」が生じ易い。例えば人体内の血流は、正常でも最高100cm/secの速さがあり、病的になると700cm/secにもなるといわれているし¹⁷⁾、Fig. 3に示す如く冠状動脈は高速運動をしている位相では側方向で観察すると、少なくとも60mm/secの速さとなるので、1/20sec程度のX線曝射時間で撮影する時は、運動ボケが著しく(曝射時間を1/20secとすればその間に移動する距離=60mm×1/20=3mm)、殆んどその造影像を認め難い程である¹⁸⁾。

「ボケ」すなわち鮮鋭度の低下は解像力の低下となり上記の如く診断に支障を来す。この対策としてX線曝射時間の短縮を計らなければならない。大容量のX線発生装置を使用し短時間内に必要な量のX線曝射を終了するのも1つの手段であるが、X線被曝低減の観点から高感度の稀土類増感紙の使用や蛍光増倍管(I.I.)間接の応用によ

り曝射線量低減をしてX線曝射時間の短縮を考える必要がある。

又「運動ボケ」のない鮮鋭度のよい画像が得られたとしても器官の動きや血流動態をよく把握するためにはX線映画やビデオテープレコーダー(VTR)などによる動的観察が重要である。この動的観察を行なうことによって、連続撮影を行って得られたX線造影像を単に並べて見る静的観察では得られない、種々の新たな所見を得ることができる。すなわち静的観察では見逃す可能性のある極くわずかな変化に気が付いたり、立体感を得ることができたり、時間的な経過の把握をすることが出来て運動の不調和を指摘することができたりする。Table 2にX線映画による動的観察とAOTで得られる直接連続撮影の静的観察の比較を心疾患別に行っているが、ここに掲げるように弁疾患、心筋症、複雑心奇型ではX線造影映画が優れている。冠状動脈疾患では、末梢血管の鮮鋭度の点で直接撮影方式のAOTによるものが僅かに優れているようではあるが、最近のI.I.の発達により、その差は殆んどないと云ってよいであろう。

心血管系ではこの被写体が急速運動体であることが非常に大きな特徴であり、問題点となってい

Table 2 Diagnostic image quality of dynamic observation with cineangiography vs static observation with angiography using AOT film changer

Diseases	Findings	Cine-angio.	Angio. using AOT	
Valvular disease, shunting disease	regurgitation, jet stream, nonopaque jet stream	recognition of faint phenomen	≡ ≡ ≡	≡ ≡ ≡ +
		direction	≡ ≡ ≡	≡ ≡
	location	≡ ≡ ≡	+	
	grade	≡ ≡ ≡	≡ ≡	
	motion of the diseased valve	≡ ≡ ≡	≡ ≡	
Cardiomyopathy	wall motion	≡ ≡ ≡	≡ ≡	
	valvular motion	≡ ≡ ≡	+	
Complex heart anomaly	blood flow dynamics	≡ ≡ ≡	+	
	anatomical analysis	≡ ≡ ≡	+	
Coronary disease	anatomical analysis	≡ ≡ ≡	≡ ≡	
	peripheral arteries	≡ ≡	≡ ≡ ≡ +	

≡ ≡ ≡ = good, ≡ ≡ = acceptable, + = poor

ることを強調したい。

III. 撮影における被曝線量と画質の問題

血管心臓造影撮影法として現在考えられる方法は AOT などの連続撮影用のフィルム交換装置を使用する直接撮影と、I.I. を使用しての100mm カメラ、70mm カメラなどによる I.I. 間接連続撮影それと35mm X線映画などである。

直接撮影法では、静止被写体撮影の時は解像力は約3.19lp/mm すなわち0.15mm の細い線も区別がつくが、装置容量の点から一般に曝射時間は33~10mSec と長くせざるを得ないので「運動ボケ」がおこりやすい。しかし I.I. 間接撮影法ではこの撮影系の中で I.I. における利得 (gain) が非常に高いのでX線曝射時間を2~3msec と容易に短かくすることができる。

人体内の血流は前述の如く、正常でも最高100 cm/sec の速さで動いているがこの最高速度で動いている血流を10msec のX線曝射で撮影すると、撮影時間内での運動距離は10mm であり、2msec で曝射すれば運動距離は、2mm となる。もし沃化セシウムを使用した高解像度 I.I. を用いれば直接撮影と大体同じ解像力が得られる上に

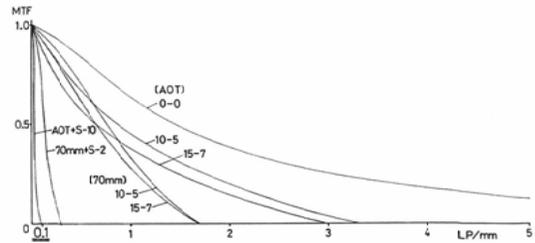


Fig. 4 MTFs of full-scale radiography system with an AOT film changer and 70mm fluorography system with an image intensifier.

0-0 : Without phantom, chart film distance (CFD) = 0cm. 10-5 : 10cm phantom thickness, CFD = 5cm. 15-7 : 15cm phantom thickness, CFD = 7cm. +S-2 : MTF modified by 2mm moving of an object. +S-10 : MTF modified by 10mm moving of an object. Technique factors : 2mm focal spot, 100cm focus film distance in full-scale radiography and 1.5mm focal spot, 93cm focus I.I. distance in fluorography. Image intensifier (I.I.) : Thomson 9/6H.

MTFs were obtained from a square wave chart and not modified by Coltman's formula.

運動による解像力の劣化を、直接撮影の際よりX線曝射時間を短かくすることにより防ぐことができ、最終的には総合解像力は I.I. 間接撮影の方がよくなることになる。

AOT による直接撮影を日常臨床的に使用している条件に合せて行ない、そのレスポンス関数 (MTF) を Fig. 4 に示した。また同時に10mm の運動のレスポンス関数の計算をし、これを掛け合わせて如何に MTF が劣化するかも示してある¹⁹⁾ (各診断法における MTF の求め方については後に述べる。MTF 図は横軸のスケールが図によりそれぞれ異なっているので注意されたい)。同様に70mm カメラによる I.I. 間接撮影 (70mm I.I. 間接) の静止時レスポンス関数と2mm の運動による変化も示してある。いかに運動の影響が強く現われるかが分るとともに2mm の運動を伴う70mm I.I. 間接の方が10mm の運動を伴う AOT 直接撮影より総合的にはレスポンス関数のよくなることが分る。

また70mm I.I. 間接の方が被曝量も直接撮影のその約1/10となり優れている。100mm カメラ、35mm シネの場合も同様のことがいえる。

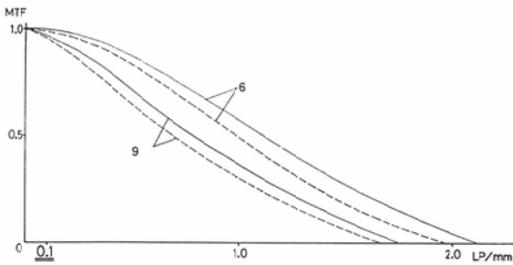


Fig. 5 MTFs 70mm fluorography system with an I.I.

6 : In 6 inch field size. 9 : In 9 inch field size.
 — : 10cm phantom thickness, chart I.I. distance (CID)=5cm. ----- : 15cm phantom thickness, CID=7cm. Technique factors : 1.5mm focal spot, 95cm focus I.I. distance. I.I. : Thomson 9/6H.
 MTFs were obtained from a square wave chart and not modified by Coltman's formula.

実際に臨床に応用する場合に似せてファントムを置き、その厚さを変え、テスト資料と I.I. の距離 (CID) を変えて Fig. 5 には70mm I.I. 間接撮影の場合の、また Fig. 6 には35mm X 線映画撮影の際のレスポンス関数を示した。35mm 映画より70mm I.I. 間接の方が、9時の場合より6時の場合の方が、またファントム厚さ15cm のときより10cm のときの方がそれぞれ MTF は良好である。

直接撮影の比較的X線曝射時間の長い (1/30 sec≒33msec) ものと100mm カメラあるいは70

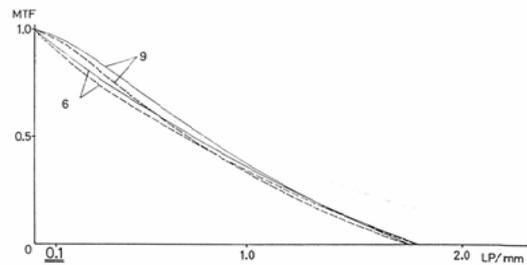


Fig. 6 MTFs of 35mm cineradiography system.

6 : In 6 inch field size. 9 : In 9 inch field size.
 — : 10cm phantom thickness, CID=5cm. ----- : 15cm phantom thickness, CID=7cm. Technique factors : 1cm focal spot, 75cm focus I.I. distance. I.I. : Thomson 9/6H.
 MTFs were obtained from a square wave chart and not modified by Coltman's formula.

mm カメラによる I.I. 間接でX線曝射時間の短い (3msec, 2msec) ものの造影像の比較のため犬を使って実験した。これを Fig. 7 (100mm I.I. 間接撮影と AOT 直接撮影) 及び Fig. 8 (100mm I.I. 間接撮影と 70mm I.I. 間接撮影) に示す。比較のため、像の大きさはほぼ同じにしてある。100mm I.I. 間接撮影と 70mm I.I. 間接撮影の間には殆んど差はないが、AOT 直接撮影と I.I. 間接撮影の間には明かに差が認められ、AOT 直接撮影の方が「運動ボケ」による画像の劣化が明瞭である。

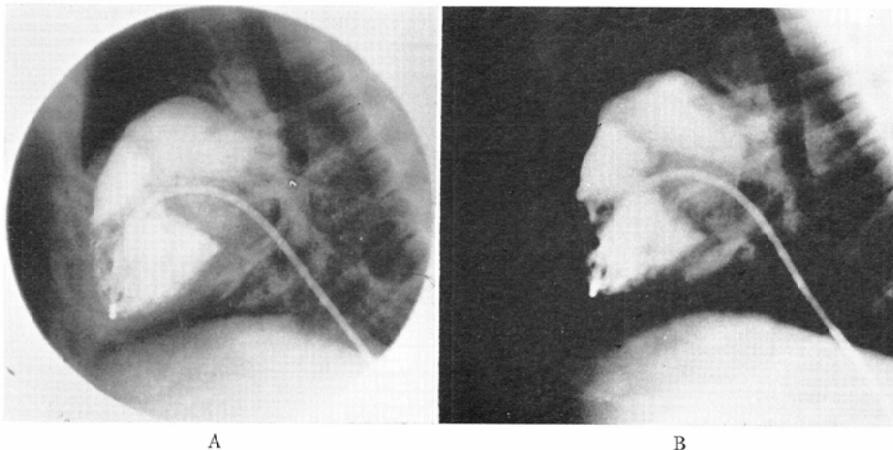


Fig. 7 Comparison of 100mm fluorogram (A) and full-scale radiogram (B). A is better than B. These pictures were obtained from the same dog.

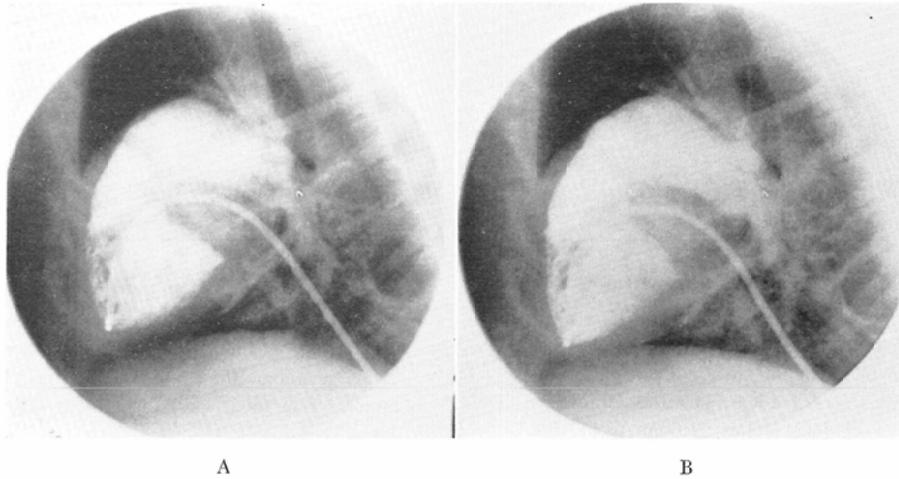


Fig. 8 Comparison of 100mm fluorogram (A) and 70mm fluorogram (B) obtained from the same dog. The image qualities of these two films are almost the same.

Table 3 に AOT 直接撮影と X 線映画撮影を含めた各種 I.I. 間接撮影法の X 線被曝量の比較を示しているが、I.I. 間接撮影の方が何れの場合にも AOT 直接撮影 (標準増感紙使用) より X 線被曝量が少ない。X 線映画は前述の如く動的観察による種々の利点を持つが、一般に被曝量が多いのではないかとの懸念が持たれる。しかし Table 3 の如く X 線被曝の点からも X 線映画は安心して

使用することができるので適応を選びながら更に広く用いられるべきであると考えられる。

IV. レスポンス関数 (MTF) による X 線造影撮影法, RI 画像診断法, 実時間超音波断層 (診断) 法の 3 検査の比較

MTF の測定には マイクロフォトメーターとして PDS-15 (SAKURA) を使用, フィルムの黒化度を計り, X 線写真の場合は 矩形波 チャート法

Table 3 The radiation doses in various radiographies

Equipment	Technique factors	Radiation dose per exposure	Total radiation dose
Full-scale Radiography (with AOT)	70 kV 300 mA 33 m sec	35 mR	1060mR/30 exposures
100 mm Fluorography (with I.I.)	102 kV 80 mA 3 m sec	6 mR	189mR/30 exposures
70 mm Fluorography (with I.I.)	80 kV 80 mA 2 m sec	2 mR	60mR/30 exposures
35 mm Cineradiography (with I.I.)	75 kV 60 mA 2 m sec	0.8 mR	331mR/400 exposures (80 exposures/sec)

I.I. : Thomson 9/6 H

(Coltman の関係式²⁰⁾により正弦波に変換しては
いない) によりその他はフーリエ変換法によって
求めた²¹⁾⁻²³⁾。

X線造影撮影法の場合の MTF はX線映画の時
が最低であるが、それでも RI 画像診断、超音波
断層のそれに比べて良好である。

RI 画像診断に用いたシンチカメラは遅延回路
方式による高解像度シンチカメラ (RC-IC-1635
LD=HITACHI) で固有分解能が2mm以下のも
のである。心血管系の RI 画像診断によく用い
られる ^{99m}Tc, ²⁰¹Tl を用いて臨床使用時に似
せて条件を設定し (テスト資料—カメラ間距離:
MCD=5cm, information density=1KCTS/cm², コ
リメーター: 低エネルギー超高分解能69000ホ
ール) 記録系に静電偏向型 CRT を使用した multi-
imager 4 (Matrix Instruments) を使い CRT の輝
度を一定 (Int=440) とし、六切シートフィルム
に Min-R (Kodak) を使用してこの系の MTF を
描いたものが Fig. 9, 10, 11である。

Fig. 9 で分るように ^{99m}Tc の方が ²⁰¹Tl よりも
MTF は良好であり、装置の横軸方向より縦軸方
向の MTF が優れている。

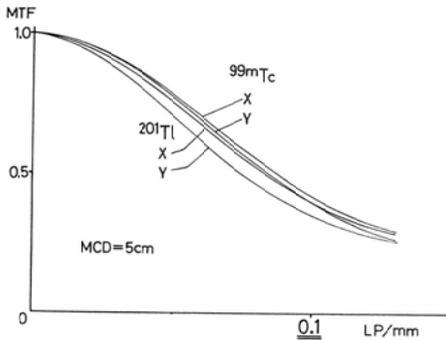


Fig. 9 MTFs for ^{99m}Tc and ²⁰¹Tl using gamma camera with high resolution low energy collimator in the 4 image format.

X : Sagittal direction of the device. Y : Transverse direction of the device. Test material-camera distance (MCD)=5cm. Information density=1 KCTS/cm². Gamma camera : RC-IC-1635 LD (HITACHI). Collimator : High resolution low energy collimator (69,000 holes). Hard copy recording camera : Multi-Imager 4. Int=440. Film : Min-R (203×254mm²). Image size : Four images/film (4 image format).

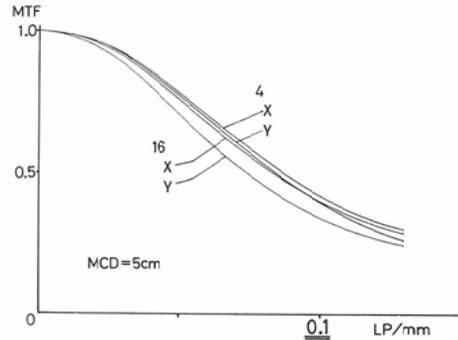


Fig. 10 MTFs for ^{99m}Tc using gamma camera with high resolution low energy collimator in the 4 and 16 image formats.

4 : 4 images/film. 14 : 16 images/film. X : Sagittal direction of the device. Y : Transverse direction of the device. Other equipment and technique data are the same as in Fig. 9.

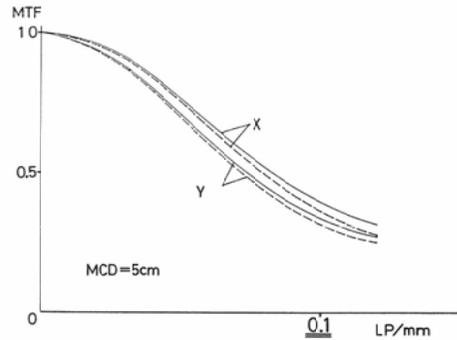
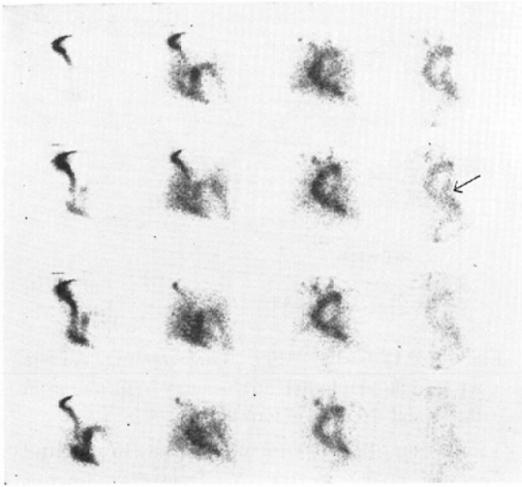


Fig. 11 MTFs for ^{99m}Tc using gamma camera with high resolution low energy collimator in the 16 image format.

— : With a 4cm thick acrylic phantom. - - - - : Without any phantom. Other equipment and technique data are the same as in Fig. 9.

我々は上記 Multi-imager 4 を用いてシートフィルムに4コマ及び16コマの画像を作っており、RIアンジオグラフィーではフィッシュンモリブデンから得られる比放射能の高い ^{99m}Tc アルブミンを20~30mCi 頸静脈より注入し、各コマ間隔 1~1.5sec で行っている。

Fig. 10 から16コマ撮像の時より4コマ撮像の方がやや勝っており、Fig. 11からは4cmのアクリルファントムを使用し、臨床撮像条件に近づけるとやや MTF の低下するのが分る。



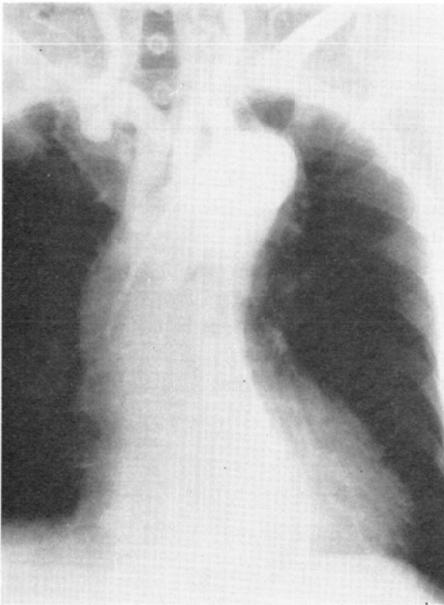
A

Fig. 12 A dissecting aneurysm of the aorta. A. First-pass radionuclide angiograms obtained by injection of 30mCi of technetium-99m pertechnetate demonstrate an abnormal dilatation (↑) and a tortuosity of the descending aorta.



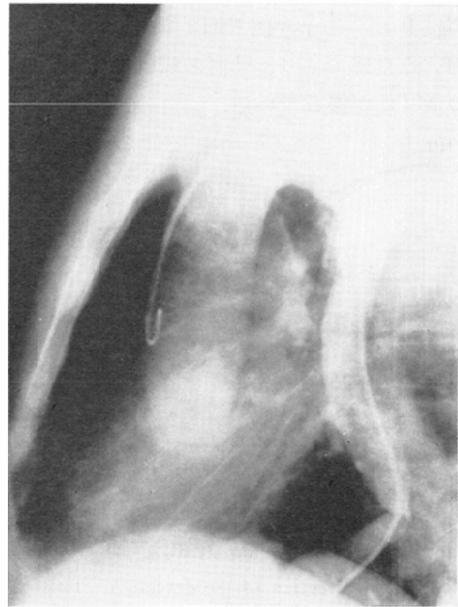
B

Fig. 12 B. Plain film gives no findings of the dilatation of the descending aorta.



C

Fig. 12 C. Retrograde aortograms, a-p (C) and lateral (D) view, show the dilatation and the tortuosity of the descending aorta.

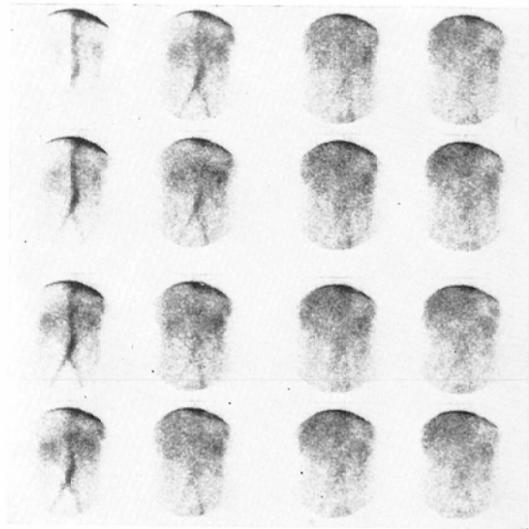


D

Fig. 12 D. Lateral view reveals that the dissection begins at the level of bifurcation of the left subclavian artery, and the true lumen is densely opacified and flattened by the faintly opacified false lumen.

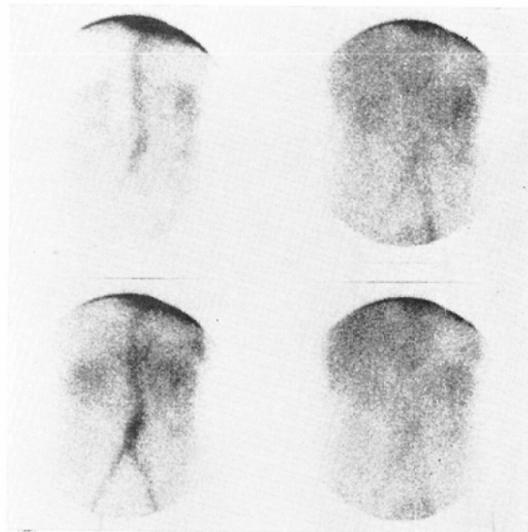
このMTFからも分るようにRI画像診断はどのX線写真撮影に比べても解像力は劣るが2mmの細線が識別できる。すなわち0.25lp/mmの解像力があることで、これはかなり細かい肉眼的病理解剖学的情報を与えてくれることを意味している。Fig.12, Aは、下行大動脈の解離性大動脈瘤が疑われた症例で過テクネシウム酸ナトリウム30mCiのbolus injectionによるfirst-pass radionuclide angiocardigraphyを16コマに分割記録したものである。大動脈弓部より末梢側で急激に細くなり、再び太くなって蛇行するのが分る。Fig. 12, BはそのX線単純撮影正面像で上行大動脈の右への張り出し、大動脈弓の突出、左第4弓の膨隆が顕著で動脈硬化と高血圧を考えさせる。Fig. 12. C, Dはそれぞれこの症例の逆行性大動脈造影の正面及び側面像である。この正面および側面造影像から左鎖骨下動脈分岐部より僅かに末梢で剝離が始まりfalse lumenの形成が腹腔にまで及んでおり、true lumenが気管分岐部の高さ附近から末梢にかけてfalse lumenの圧迫でかなり細くなっているのが分り、横隔膜上部では強く蛇行するのもよく分る。またfalse lumenの造影濃度はあまり強くなく、造影剤はあまり多くは流れこまないことが分る。これらの造影所見とradionuclide angiocardigraphy (RI-ACG)の所見はよく合致し、高解像度シンチカメラによるRI-ACGから、かなりの情報を得ることができると言い得よう。

Fig. 13, A, Bは腹部大動脈瘤の症例の16コマ撮像と4コマ撮像の場合を示し、Fig. 14, A, Bは総腸骨動脈から大腿動脈にかけての動脈硬化の症例の16コマ撮像と4コマ撮像の際の画像を示している。これらの症例から分るように高解像度シンチカメラではかなりの末梢動脈の診断も可能であり、末梢動脈は動きも殆んどなく、像の変化も少ないので4コマの方が見やすいと思われる。これらは16コマの時は1コマ当り約2~3secで撮像されており、静脈相まで追求することができると考えている。この16コマの画像から4コマ撮像の場合には、コマ当り何秒にするかを決めている。



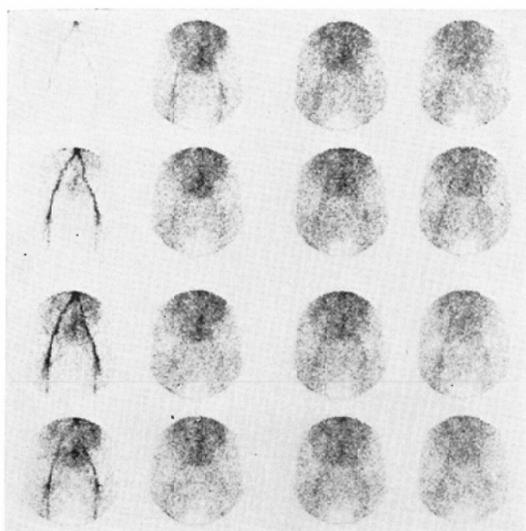
A

Fig. 13 An aneurysm of the abdominal aorta. A. Sequential scintigram (time interval 3 sec) after intravenous injection of 50mCi technetium-99m pertechnetate in the 16 image format. Scintiangiograms show a dilatation of the abdominal aorta.



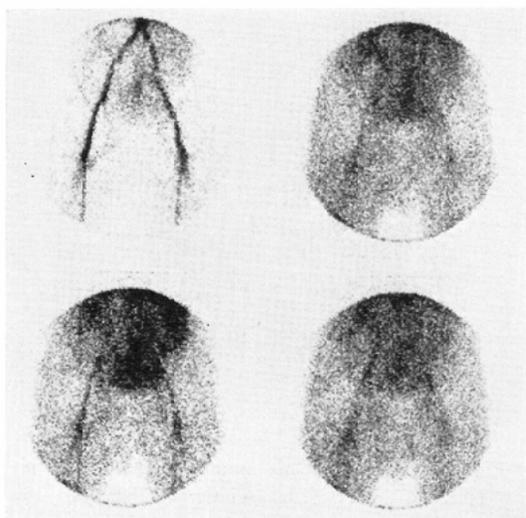
B

Fig. 13 B. Four image format. This format is better to observe the scintigram than the 16 image format. The scintigrams can be obtained from stored magnetic tape, and time interval between the images is determined by the data of the 16 image format.



A

Fig. 14 An arteriosclerosis. A. Sequential scintigrams of the pelvis and the legs at 3-sec intervals after intravenous injection of 50mCi ^{99m}Tc -pertechnetate in the 16 image format. Radionuclide angiograms show tortuosities and wall-irregularities of the iliac arteries.



B

Fig. 14 B. Radionuclide angiograms in the 4 image format demonstrate more precise findings.

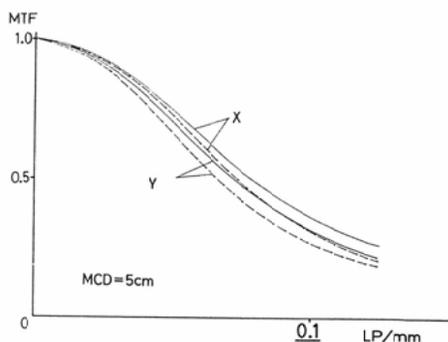


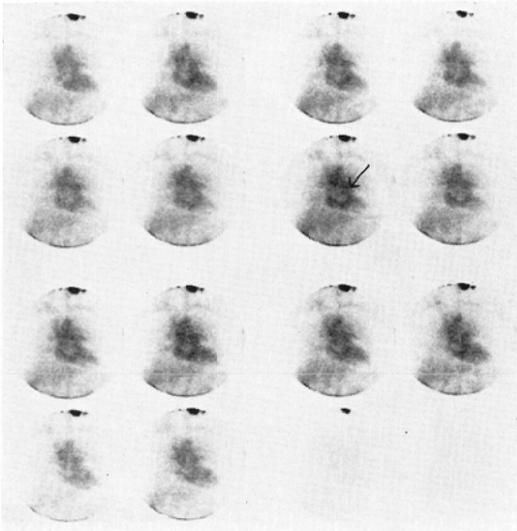
Fig. 15 MTFs for ^{99m}Tc using gamma camera with high resolution low energy collimator and with 4cm thick acrylics phantom in the 16 image format.

X : Sagittal direction of the device. Y : Transverse direction of the device. — : MTF nonmodified
 ---- : MTF modified by 3mm moving of an object. Other equipment and technique data are the same as in Fig. 9.

RI-ACG の場合は 1 コマの撮像時間が長いと心の収縮、拡張両期の混合した像となりシートフィルム上では心腔や壁の拍動運動(形の変化)は殆ど認められない (Fig. 12). しかし multi imager 4 のマルチゲート回路を使用し、心電図に同期させて R-R 間を 16 等分し、例えば心拍数が 1 分間 75 であれば、1 心拍 0.8sec であるから 1 コマ $0.8\text{sec}/16=0.05\text{sec}$ (あるいは余裕を見て 0.04sec) とし、心プールシンチグラム (gated cardiac blood pool scintigram) あるいは、心筋シンチグラム (gated myocardial perfusion scintigram) をとると心室の壁の運動は明瞭に認めることができる。

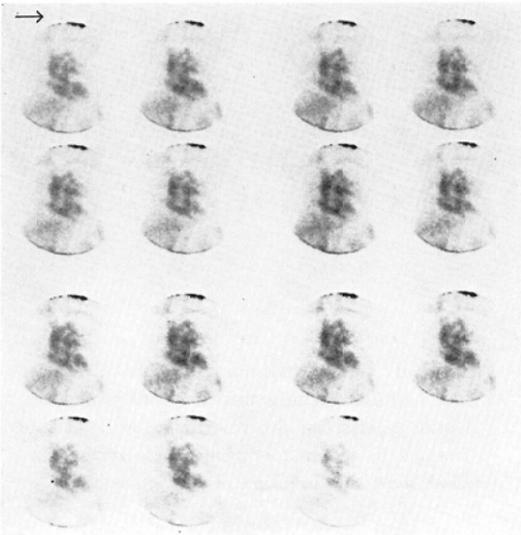
後壁の動きは正常で約 $3.5\text{cm}/\text{sec}$ と云われている²⁴⁾ので毎秒 1 心搏とすれば 1 コマ当りの壁の動きは $3.5\text{cm}/16 \approx 2\text{mm}$ 、病的に約 $5\text{cm}/\text{sec}$ の速さで動くとすれば 1 コマ当り約 3mm の動きに相当する。この動きによる MTF の劣化を加えて Fig. 15 に ^{99m}Tc 使用時の 16 コマ撮像の際の MTF を示す。もともとあまりよくない MTF なので影響は少ない。

ここで二、三の心電図同期の心プール及び心筋シンチグラムの症例を示す。Fig. 16. A, B は左房粘液腫の正面および 40° LAO (左前斜方向) 像



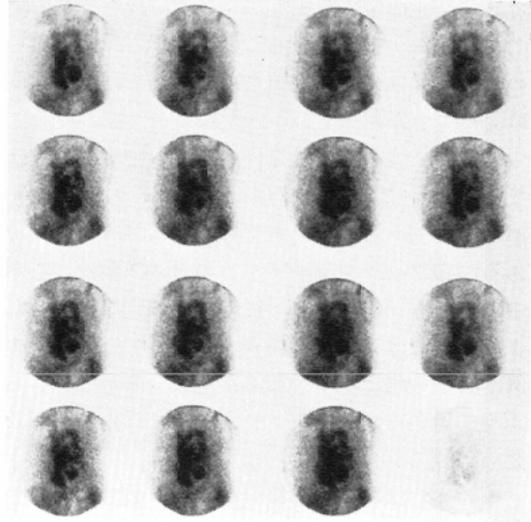
A

Fig. 16 Gated ^{99m}Tc pertechnetate cardiac blood pool scintigrams of a left atrial myxoma. A. A-P image. Scintigram shows a round defect (\uparrow) at the left atrium in systole.



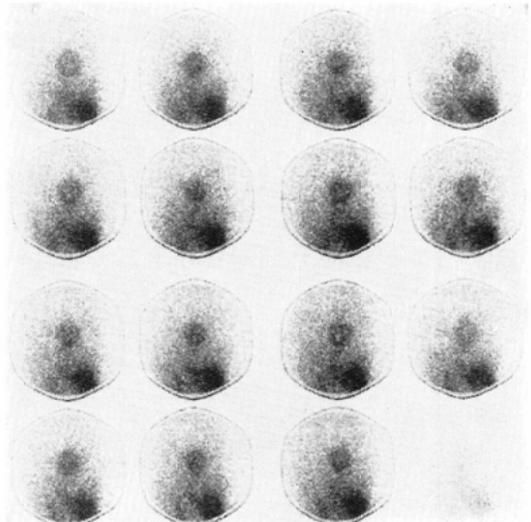
B

Fig. 16 B. LAO (40°) image. The defect is not clear in this projection.



A

Fig. 17 A idiopathic cardiomyopathy (hypertrophic type). A. Gated ^{99m}Tc pertechnetate cardiac blood pool scintigrams in LAO projection show hypertrophy of the left ventricular wall and hyperkinesis of the left ventricle.



B

Fig. 17 B. Gated thallium-201 (2mCi) myocardial perfusion scintigrams in LAO projection scarcely show left intraventricular lumen because of ventricular hypertrophy.

である。正面像で収縮期に左房に一致して粘液腫による円い欠損像を見ることができる。LAOでの、欠損像はあまり明瞭ではないがやはり収縮期に見ることが出来る。

Fig. 17. A, B は特発性心筋症の肥大型の症例でそれぞれ ^{99m}Tc 心プールシンチグラムと ^{201}Tl による心筋シンチグラムでいずれも LAO 撮像である。心プールシンチグラムの LAO 像は、心室中隔の厚みがよく分り、従って中隔肥厚の程度がよく分る点はX線造影検査より優れている。この例は心室中隔ばかりでなく左室壁全体がよく分るように見える。心筋シンチグラムでは内腔として認められる部分が殆んどない。

Fig. 18 は特発性心筋症のうつ血型で左室は大きく、壁の動き形の変化は殆んどなく厚さはほぼ正常と思われる。

Fig. 19. A, B は虚血性心疾患の疑いの症例で、それぞれ心プールシンチグラムと心筋シンチグラムで共に左前斜方向像である。ほぼ正常と思われる。

このような我々の使用した遅延回路のアンガー

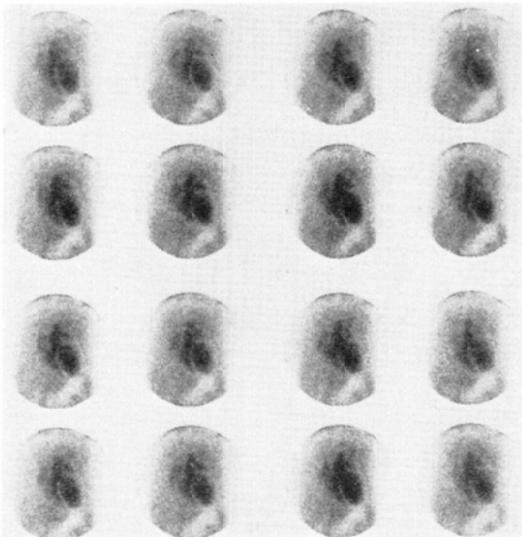
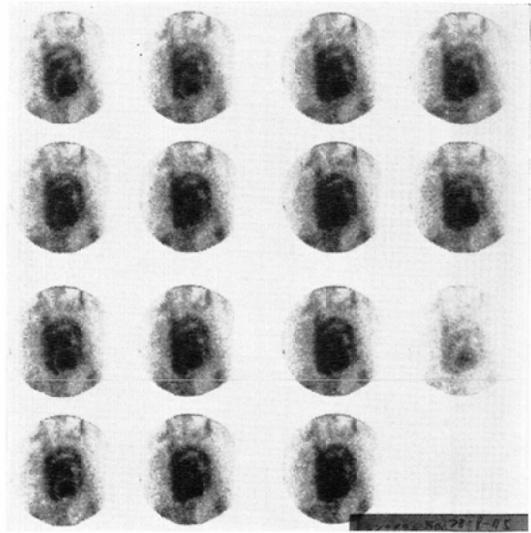
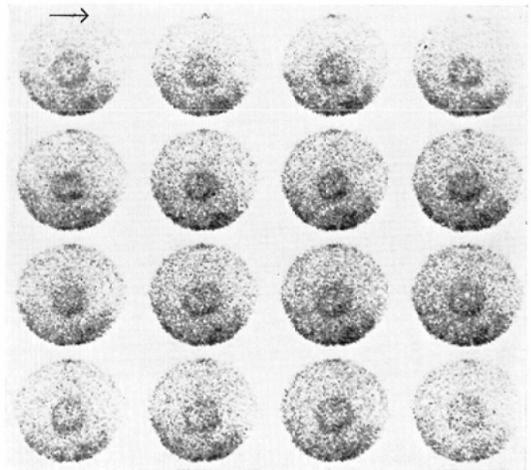


Fig. 18 An idiopathic cardiomyopathy (congestive type). Gated ^{99m}Tc pertechnetate cardiac blood pool scintigrams in LAO projection show the dilated and hypokinetic left ventricle.



A

Fig. 19 A coronary artery disease suspected. A. Gated ^{99m}Tc pertechnetate cardiac blood pool scintigrams in LAO projection.



B

Fig. 19 B. Gated thallium 201 (2mCi) myocardial perfusion scintigrams in LAO projection. Motion analysis of the ventricular wall can be obtained by cinematographing these images. (Arrows show the direction of the sequence)

型のシンチカメラと multi-imager 4 による16コマ撮像の日常の臨床例を眺めてみると first-pass 法による RI-ACG では心室の搏動などは殆ど観

察不能であるが、心電図同期の心プールシンチフォトグラフィー (gated cardiac blood pool scintiphography) あるいは、心筋シンチフォトグラフィー (gated myocardial perfusion scintiphography) では、搏動による心内腔や心室壁の動きを明瞭に捕えることができるので、シンチグラムの各コマを8mmあるいは16mm シネカメラにて2コマあるいは3コマずつ撮影し、これを映写機で投影観察すれば、心内腔、心室壁の動的観察が可能である。但し16mmカメラにて撮影の際、各コマの重ね合せが難しいので工夫を要するが、これがうまく行けばX線映画程の解像力はないが大まかな運動の解析は可能である²⁵⁾。肥大型特発性心筋症の症例で hyperkinetic な心室腔の動きを見ることができた。従って特発性心筋症における肥大型とうっ血型の鑑別や、虚血性心疾患における左室壁の運動状況より asynergy, 心臓瘤の検出が可能と考えられる。勿論コンピューターによる画像処理で動的観察を行うのがより良いのは自明のことである²⁶⁾がコンピューターなしでも可能であることを示した。

心プールシンチフォトグラフィーの場合、左前斜方向40度で心室中隔は明瞭に描写され左室、右室の区分が明瞭となるので、X線造影映画では得難い両室内腔の運動状況の同時観察ができるのが大きな利点である。また単なる左前斜方向では左右両心房が両心室に一部重なるので撮像方向を工夫し、4心腔が重ならない方向で撮る必要もあろう。

次に扇形電子走査方式の実時間超音波断層装置 (EUB-10: HITACHI) を使用し、CRT上の断層像をポラロイドカメラ C-30A camera (Tektronix) の代りに multi-camera の NISE-Format を置きシートフィルム Min-R・MR-1 (Kodak) に撮影する時の MTF を Fig. 20 に示す。超音波断層像の MTF 表示には問題があると思われるが²⁷⁾一応プラスチック製の水槽中にポリエチレンチューブを入れ水槽壁よりの距離を2cm, 4cm, 6cm, 8cm と変え、水槽の外壁に探触子を置いて得られた像のフィルム上に表わされた反射面にお

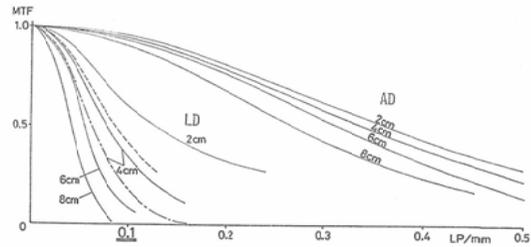


Fig. 20 MTFs of two-dimensional echocardiographic system.

AD : Axial direction. LD : Lateral direction. 2, 4, 6, 8cm : At 2, 4, 6, 8cm depth. ----- : MTF of gamma camera system --- : MTF modified by 6mm moving of an object. Hard copy recording camera : NISE-Format. Film : Min-R (203×254 mm²). Note. In axial direction there is a problem in MTF of two dimensional echocardiographic system.

ける黒化度を測定し、フェリー変換法に従ってこれを求めた。

Fig. 20 には距離方向(超音波の進む方向:AD)と方位方向(走査方向すなわち超音波の進む方向と直角な方向:LD)のMTFが示されている。方位方向のMTFはかなり悪く、又深部に行くに従って両者とも劣化するが、特に方位方向で著しいことが分る。また距離方向のMTFと一応表現したがこれはテストピースの超音波の来る方向に直角な面の黒化度の測定であり真のMTFを表わすものでなく、これをどう表現するかは今後の問題である。

今回使用した装置は毎秒36フィールド(field)、18フレーム(frame)の画像構成になっているので、1フィールドのスキャン時間は1000msec/36≒28msecとなる。測定資料から超音波断層画像上で認識し得る微小点の方位方向の半値幅は走査角度(72°)の約1/10とすると、1フィールド中で微小点を形成するに要する時間は2.8msecである。従って毎秒100cmの早さのものは微小点を形成する時間内に2.8mm移動している。一方、走査線の移動の速さは方位方向で、表面よりの距離によって異なるが、深さ4cmの所で6cm(深さ4cmでの1フィールド分の方位方向の距離)×36=216cm/(sec)の早さである。従って100

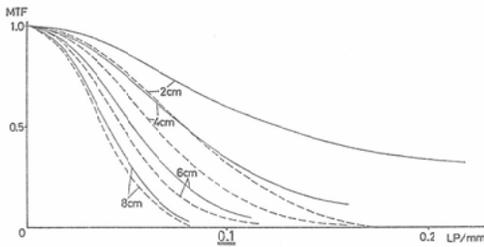


Fig. 21 MTFs of two-dimensional echocardiographic system in lateral direction.

— : MTF nonmodified. ---- : MTF modified by 6mm moving of an object. 2, 4, 6, 8cm : AT 2, 4, 6, 8cm depth. Other equipment factors are the same as in Fig. 20.

cm/sec の速さの物体に比べ約2倍となり、運動被写体が方位方向に運動している時、走査線の移動方向と同じであるか、反対の方向であるかによって微小点形成に要する時間内での物体の移動距離が異なるが、これは最大約6mm ($\approx 2.8\text{mm} \times 2$)となる。Fig. 20には深さ4cmにおける方位方向のMTFのこの6mmの「運動ボケ」による劣化も示してあるが、Fig. 21には深さ2cm, 4cm, 6cm, 8cmにおける6mmの「運動ボケ」によるMTFの劣化を示した。探触子よりの距離が短い程MTF劣化に大きな影響を与える。探触子よりの距離が短い程、走査線上の各点の移動の速さは遅くなるので被写体の運動による「ボケ」は強く、2cmの深さでの方位方向に向い毎秒100cm運動する物体の運動ボケは6mm以上であることも注意する必要がある。また方位方向のMTFは深い所程よくないし、運動ボケも深い程少ないので深部での運動による影響は少ない。

距離方向の運動による影響は生体内の音速が約1500m/secであるので問題にならない。

実時間超音波断層法は動的観察が主となるのでX線造影映画法と比較されるべきものであるが、35mm X線映画のMTF (Fig. 6) に比べると超音波断層法のMTF (Fig. 20, 21) は良好な距離方向においてもかなり劣っており、方位方向では非常に悪いことが分る。

心搏による心内腔、心室壁の動きは心電同期の心プールシンチフォトグラフィーあるいは、心筋

シンチフォトグラフィーでも観察できるが、この観察に用いる multi-imager 4 での六切シートフィルムに16コマ撮像する時のMTF (Fig. 11, 15) と超音波断層法の方位方向のMTFは近似する。

超音波断層法のMTF (Fig. 20, 21) から分るように方位方向の像の劣ることはさげられない。従って心臓の長軸方向の断層像で通常の検査法では距離方向に位置する心室中隔や僧帽弁の前尖、左室後壁などは比較的良好に判別できるが方位方向に主として像を作る大動脈弁などは距離方向で検出できる弁尖の一部しか認めることができないことが多い。このような超音波断層像の特徴はよく理解しておく必要がある。

ここで実時間超音波断層像の記録法について一言述べてみたい。

超音波断層像の記録は静止像としてはCRT (非残光形1335A : Hewlett Packard) 上に心電図と同期させ、飛越走査なしで1フレーム (走査線 : 256本画像構成時間 : 55.5msec $\approx 1/18\text{sec}$) の画像を描出し、これをポラロイドカメラあるいはシートフィルム用のマルチカメラに記録する。動的観察用には飛越走査で1フィールド (走査線128本) ずつ連続的にCRT上に描出されている画像を1フィールドおきに超音波像のフィールドに同期させたシネカメラで、毎秒18フィールドを映画に撮影 (シネカメラのシャッターの閉じる間のフィールドは撮影不能のため1フィールドおきとなる) するかビデオテープレコーダー (VTR) に記録する。超音波像のVTR録画は一般の標準方式のテレビと走査線数やフレーム数が異なるためスキャンコンバーターなどを使用せずにはそのまま録画はできないので標準方式のテレビカメラでいつたんCRT上の実時間超音波断層像を撮りこれを録画することが多い。

超音波断層の1コマ静止像は、ノイズの多い分りにくい画像であるので、心電図に同期させて、心拍の同じ位相の画像の種類のコマ数 (3, 5, 10, 20, コマ) での重ね撮りを試みてみた。

重ね撮りをする際、1) CRT上の輝度、増幅

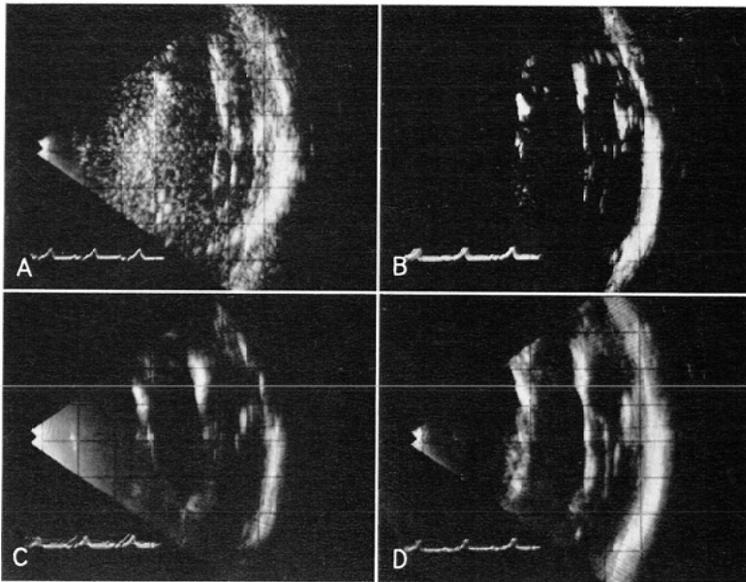


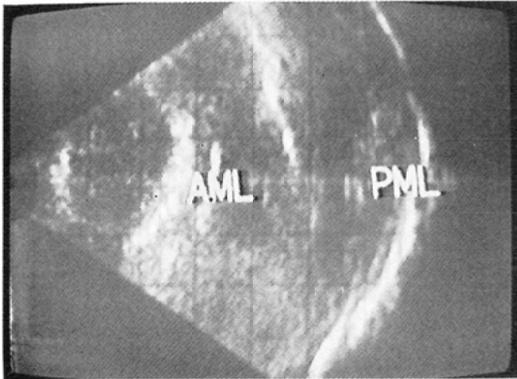
Fig. 22 ECG synchronized multi-photography for improving S/N ratio. A. One exposure. B. Multi-exposure (10 exposures and decreased intensity). C. Multi-exposure (10 exposures and decreased amplification) D. Multi-exposure (10 exposures and smaller aperture diaphragm)

器の増幅度は1コマ撮りをする時の最適の条件としておき、ポラロイドカメラの絞りを変えてポラロイド写真の濃度を一定となるようにする、2) CRTの輝度を変える、3) 増幅器の増幅度を変える、など種々条件を変えて撮影してみた。

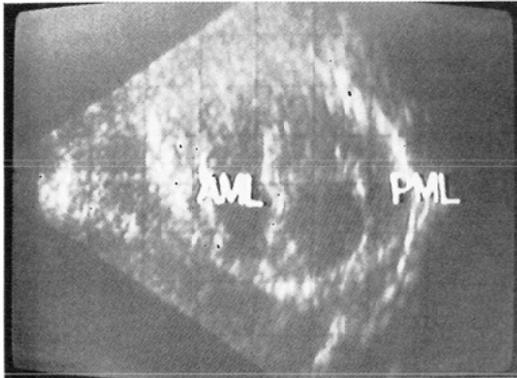
いろいろ試みた結果の代表的な画像を Fig. 22 に示してある。図の左上は1コマ撮影でノイズの多い画像である。右上は上記2)の場合の輝度を低下させたもので、10コマ重ね撮りをしたものである。コントラストは、よくなるが情報の欠ける危険がある。左下は3)の場合の増幅度を落したもので、10コマの重ね撮りをしている。ノイズは減少するがこの場合も情報が欠ける傾向がある。右下は1)の場合であって、10コマの重ね撮りである。ノイズも少なく、コントラストも良い。この場合コマ数が多くなる程ノイズもより少なくなり、コントラストはよくなるが、あまりコマ数が多くなると探触子の位置がかわる恐れがあり、コントラストもそれ程改善されないので10コマ程度が実用的であると考えられる。

動的観察のために16mm シネカメラ (70-DR : ペルハウエル, シャッター開角: 204° , 電源 AC 100V) を使用しカメラから信号を送り毎秒16コマ (18コマ撮影にはシャッター開角が 220° は必要) の同期撮影を行ったが1フィールド撮影のため走査線数が128となりCRT上での観察に比べやや画質は低下するが実用には差支えないと思われる。

動的観察のためには、閉回路型テレビ (HV 40S : HITACHI) を使用し、超音波像とは全々同期させずテレビカメラから撮像し VTR (EV-315 X : Sony) に録画した。この方式では、やや「チラツキ」を感じるが実用には全々差支えなく、技術的にはきわめて簡単であるし、あまり高級なテレビ装置でなくとも十分に実用になり、フィルム現像の必要がなく直ちに観察できる等の利点がある。学会場ではその実際を供覧するため長崎大学教育学部、教育工学センターでUマチック VTR (VO-2900) を使用して編集した超音波断層のテレビ録画像 (Fig. 23, 41, 42. 註この画像は、Sony の VTR : VO-2900で再生したもの) を大型テレビブ



A



B

Fig. 23 Two dimensional echocardiograms. Playback images from a recorded VTR tape. All these playback images from the VTR (VO-2900) were projected to a screen by a large TV-projector (PJ 5000 : GE-nac) in the auditorium at the 37th annual meeting of the Japan Radiological Society.

A. Ventricular long axis view.
 B. Ventricular short axis view.
 AML : Anterior mitral leaflet. PML : Posterior mitral leaflet.

ロジェクター (PJ 5000 : GE-nac) を使用してスクリーン (6×4.5m²) に投影し供覧した。

V. 被曝線量減少策

血管心臓造影法における問題点の一つであるX線被曝は撮影によるものは稀土類増感紙とそれに合ったフィルムの使用や²⁸⁾、I.I.を用いることにより、約1/10に減少させることが出来る。しかし透視による被曝はまだかなり多いので、これを減

X-ray TV System with Video Disc (or Sheet) Recorder for Pulsed Fluoroscopy

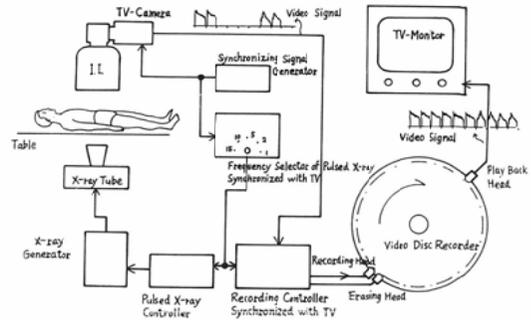


Fig. 24 Schematic representation of one of our fluoroscopic dose reduction systems.

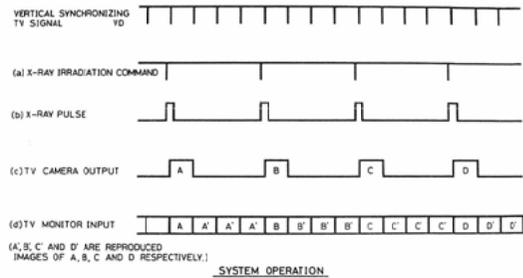


Fig. 25 Schematic representation of the system operation of our pulsed fluoroscopy system showed in Fig. 24.

小さくするためには、間歇的にパルスX線を曝射して行なうパルス透視を行なえばよい。パルス透視法にも種々あるがその一例として、Fig. 24, Fig. 25に我々が開発、使用している曝射時間1msecのパルスX線と video sheet recorder または video disk recorder によるパルス透視法のシステム構成とその作動機序を示している。血管心臓造影法におけるカテーテル操作時のパルス透視においては、X線曝射とテレビモニター面上のX線像との間にあまり時間的な「ずれ」がないものがよいし、毎秒のパルスX線の曝射回数もあまり少ない方がよい。

実際に慣れれば毎秒10パルスで充分カテーテル操作ができる。毎秒10パルスで透視をしながらカテーテルを操作し、肺動脈造影(Fig. 26. A)、腹腔動脈造影 (Fig. 26. B) を行っている状況をビデオ

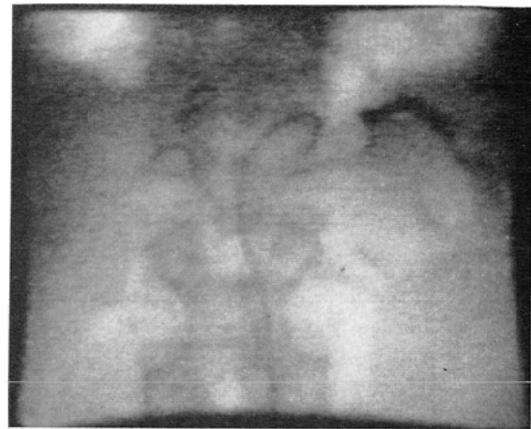


A

Fig. 26 It is easy to manipulate catheter under pulsed fluoroscopy even at 10 pulsed x-rays/sec. A. A VTR-recorded picture of pulmonary arteriography during test injection through catheter under pulsed fluoroscopy at 10 pulsed x-rays per second.

オテープレコーダーに録画し超音波断層像と同様大型テレビプロジェクターで投影供覧し、カテテルが容易に操作できることを示した。

この1秒10回のパルス X線曝射による透視では、Table 4 に示すように撮像管にイメージオルシコン管を使用の X線テレビで線量を連続曝射によ



B

Fig. 26 B. A VTR-recorded picture of celiac arteriography during test injection through catheter under pulsed fluoroscopy at 10 pulsed x-rays per second.

る透視時の1/5にすることができるが、現在、広く普及しているビディコンタイプの撮像管を使用した X線テレビでは、撮像管の特性のためこのように能率よく減少効果をあげることはできない。

それ故我々は普及型のビディコンタイプの撮像管を使用してもイメージオルシコン管と同じ X線減少効率を得ることができるよう、カソードパイアス法により撮像管の陰極に読取り期間に同期させて数ボルト(0.1~1.4Volt)の負の偏倚電圧を加

Table 4 Dose reduction by means of pulsed fluoroscopy with video disc recorder

TV Camera		I. Orthicon (5820)		Vidicon	
		dose/min.	%	dose/min.	%
Ordinary TV Fluoro.	Continuous x-rays	0.80 R	100	1.29 R	100
Pulsed Fluoroscopy	15 Pulses/sec.	0.24	30.0	0.57	44.3
	10 Pulses/sec.	0.16	20.0	0.40	31.0
	5 Pulses/sec.	0.10	12.5	0.26	20.0
	2 Pulses/sec.	0.038	4.75	0.13	10.4
	1 Pulse/sec.	0.025	3.13	0.07	5.4
I.I.		9" (Philips)		11" (Shimazu)	
Fluoroscopic device		Hitachi zp-cp		Hitachi zp-cp	
Filter grid		6 : 1 28LP/cm		6 : 1 22LP/cm	
Focus body distance		550 mm		400 mm	

This table shows that pulsed fluoroscopy under 10 pulsed x-rays per second can reduce the x-ray dose to 20% of that in ordinary continuous televised fluoroscopy.

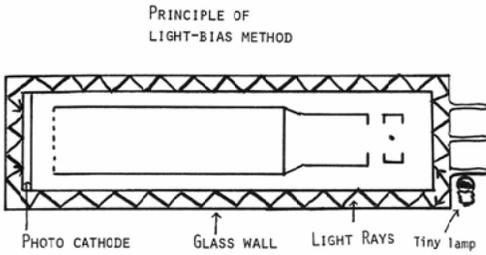
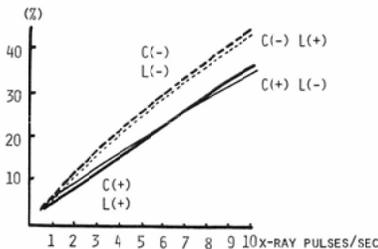


Fig. 27 Lights of a tiny lamp near tube pins always stimulate photo cathode through glass wall of a vidicon tube. Intensity of lights is one twentieth~one tenth of that of output screen of image intensifier. By this method afterglow of the vidicon tube can be got rid of.



C(+): Cathode-bias method
 C(-): Noncathode-bias method
 L(+): Light-bias method
 L(-): Nonlight-bias method
 TV camera tube: Chalnicon
 Image intensifier: PS/9H11 (Philips)
 Dosimeter: TLD UD-505A (170A) BeO (Nacushita)

Fig. 28 Relationships between dose rate and pulse frequencies of x-rays. Dose rate of conventional TV fluoroscopy is assumed as 100%. Cathode-bias method with chalnicon tube (a kind of vidicon tube) can reduce the dose rate to that of fluoroscopy with image orthicon tube.

えビームランディングをよくし、出力信号を大きくとれるよう改善した。またライトバイアス法により、Fig. 27の如く豆電球を用いてX線曝射時のI.I.出力蛍光面の明るさの約1/20~1/10程度の明るさの光を常に撮像管の光電面に与えて過渡特性を改良し、X線減少効率の向上を計っている。

このようなバイアス法を用いると Fig. 28に示すような効果をあげることができる。すなわちカソードバイアス法を用いればイメージオルシコン管使用時と変りない減少効果を挙げることができた。ライトバイアス法ではX線減少効果にはほ

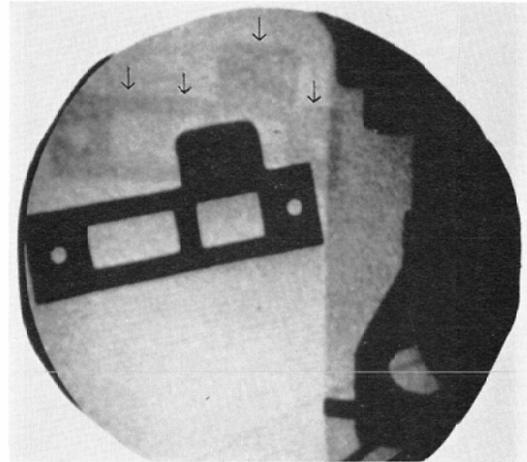


Fig. 29 After glow (↓) of a moving object produced by vidicon tube. This after glow can be eliminated by light bias method.

とんど影響はなかったが Fig. 29に示す如きビデオコンタイプの撮像管によく見られる残像を除去することが出来た。

また現在我々の使用しているパルス透視法では、セミンターレス法により、はじめのある1フィールドの画像を再び用い第1フィールドの走査線の間をインターレースして1フレームの画像を構成させる方法をとっているので垂直方向の解像力が低下している。このようにしないと、第2フィールドのビデオレベルが第1フィールドのビデオレベルよりかなり低いので「ちらつき」が出るからである。

しかしこのセミンターレス法によるX線テレビ像は普通のX線連続曝射による透視の際のそれに比べ画質が低下する (Fig. 30. A, B) ので術者には好まれず、パルス透視法の普及の妨げとなっている。そこでセミンターレスでない完全な1フレーム分の情報を使用したよい画質でのパルス透視ができるよう高尾の考案による第1フィールドと第2フィールドのビデオレベルを同じにし、またこれによって生ずるγ値の差の補正を行なう回路 (Fig. 31, 32) の検討をしている。

VI. ステレオ撮影、透視の工夫

X線造影撮影法はどの他の方法に比べても解像

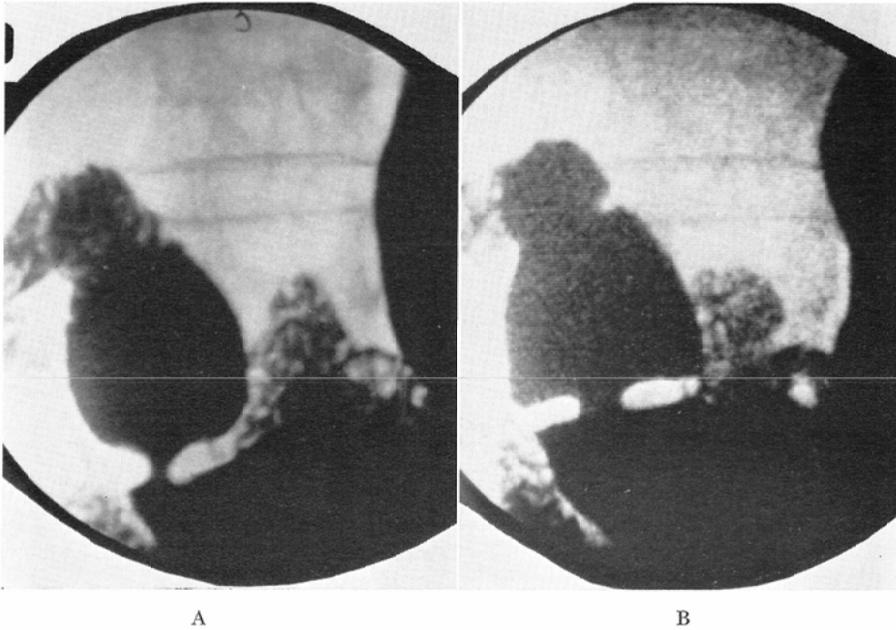


Fig. 30 A. Image by conventional television fluoroscopy. B. Image by pulsed fluoroscopy (just the same patient). Image quality of B is a little bit impaired by so called semiinterlace method.

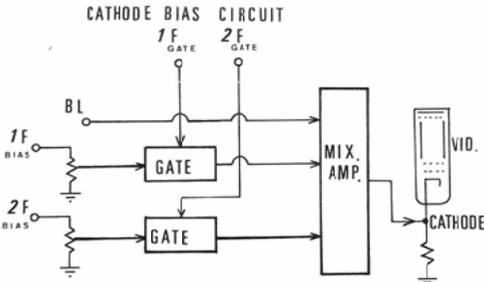


Fig. 31 To improve image quality using full-interlace method, video level of second field can be equalized to that of first field to eliminate flicker of images with this circuit.

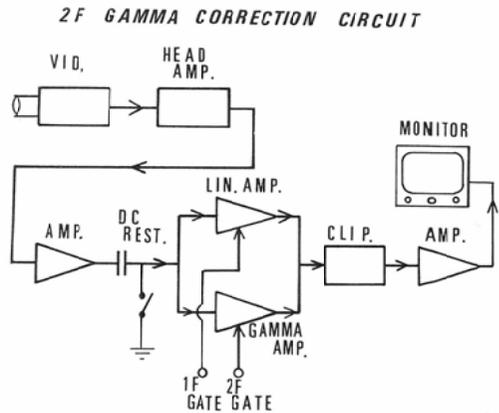


Fig. 32 With this circuit, difference of γ value between first and second field image produced by equalization of their video levels can be compensated.

力はよいし、情報量が多いのでステレオ観察が可能であれば非常に有用と考えられる。

ステレオ撮影に際し左右両眼用の1対のX線像を得るためには秒6枚程度の連続撮影で肺血管造影などの場合は十分であるが (Fig. 33. A, B) 心内腔の造影になると動きが非常に早いので不十分である。また RI の心プールシンチグラムにおいて心電図同期により撮像したごとくこの方法により左右1対のステレオ像を得ることは左眼像

と右眼像との間に、少くとも1心拍の差を生じ、造影剤の血液との混合の程度が異なって来るので難しいと思われる。

最も良い方法は映画による高速度撮影で左右両眼の1対像を作ることである。 Fig. 34にその撮

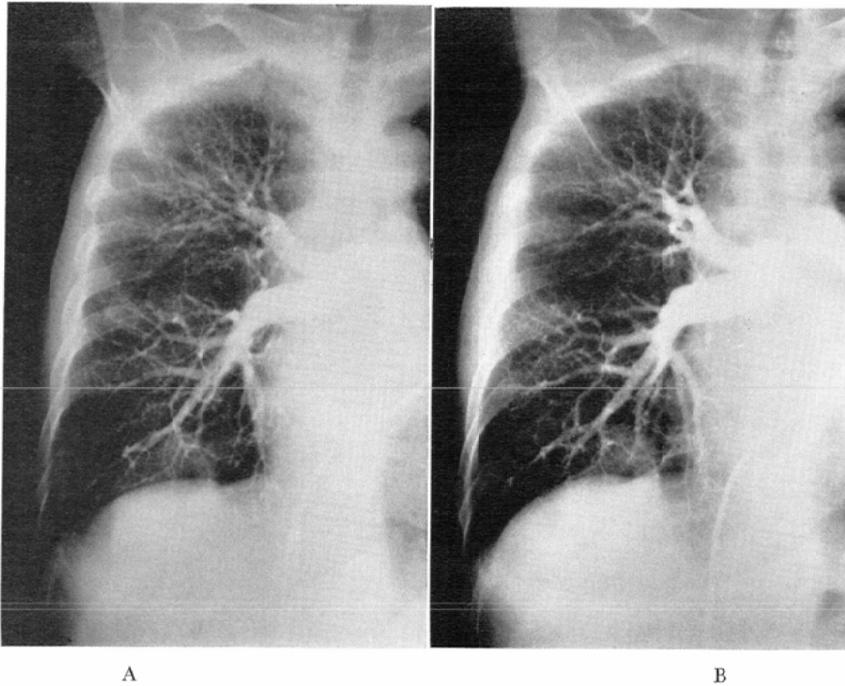


Fig. 33 Pulmonary stereoarteriography. Stereoangiography is done at the rate of 6 films per second with AOT film changer and two electronically controlled x-ray tubes.
 A. For left eye. B. For right eye. Viewing of stereoscopic films with the eyes alone can be done with an almost parallel line of sight.

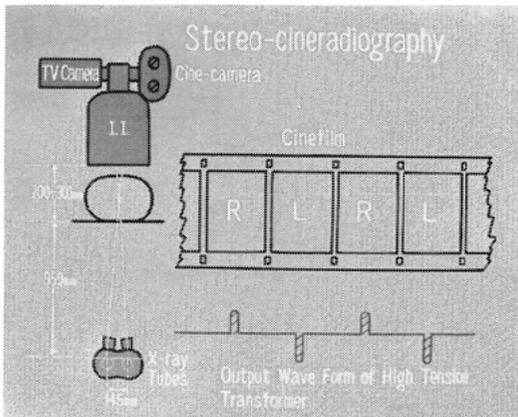


Fig. 34 Schematic representation of stereocineradiography. It is necessary to take high frequency stereocineradiography with electronically controlled x-ray tubes for the rapidly moving object such as contrast agent in the cardiac lumen.

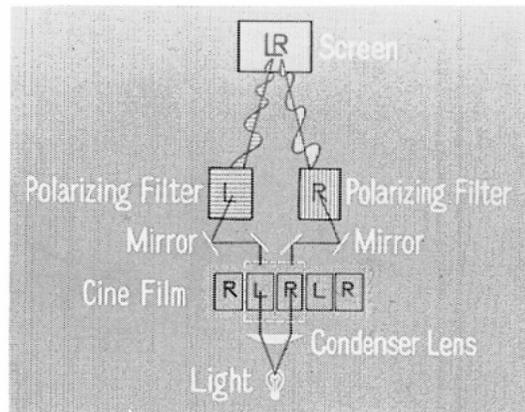


Fig. 35 Schematic representation of stereoscopic viewing. Every two frames are removed together. Spectacles mounted polarizing filters should be used for stereoscopic viewing, and screen must reflect exactly each polarized light for left and right eyes. Day-light screen is usually employed.

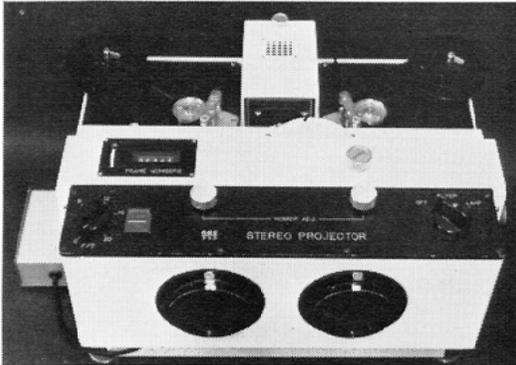


Fig. 36 Special 16mm cineprojector for stereoscopic viewing.

影の原理を示し Fig. 35にその観察の原理を示した。すなわち、電子制御により左右2本のX線管から曝射時間 1msec 程度のパルスX線を交互に曝射しカメラを横にしフィルムを横に走らせ左眼像、右眼像を順次撮影する。観察に際しては、Fig.36 に示す観察装置を使用してフィルムを2コ

まつ同時に横に走らせ、左眼像、右眼像を互に90°異なった方向の偏光フィルターを通して同じスクリーン(偏光された光をそのまま反射するものでなければ不可)に投影し、右眼像、左眼像それぞれの偏光に適した偏光眼鏡を用いて観察する。Fig. 37に高速ステレオシネ撮影(144コマ/sec)によって得られた数コマの左右1対の犬の右室造影像を示す。

心内腔のステレオ造影撮影をする時は造影剤の投与方法が問題である。心内腔全体に造影剤が充満したのでは心内腔の立体観察は不能で、消化管における二重造影の如く造影剤が心内腔壁に附着し、しばらくそのまま離れないでいてくれば理想的である。時に血管心臓造影映画あるいはVTR録画でこのような状態に近くなることを見ることがあるが原因はよく分らない(VTRに録画したファロー四徴の症例でこのような現象が現われたものをテレビ投影機で供覧した)。

このことに関しては犬で実験的に陽性造影剤と

Table 5 Comparison of cineangiocardiology, radionuclide imaging and two-dimensional echocardiography in cardiac studies

		Cineangiocardiology	Radionuclide imaging	Two-dimensional echocardiography
Evaluation of global viewing	Numbering of the great arteries and the cardiac chambers	卍	卍	卍
	Identification of the great arteries and the cardiac chambers	卍	+	卍
Evaluation of detail viewing of cardiac structures	Cardiac chamber	Volume	卍	+~卍
		Shape	卍	卍
	Detail structures	Free wall	卍	卍
		Septum	+	卍
		Posterior wall of left chamber	+	卍
		Atrio-ventricular valve	卍~卍	+
		Semi-lunar valve	卍~卍	+
Tumor and foreign body in chambers	卍	卍		
Evaluation of hemodynamics	Shunting	卍	+~卍	-~卍
	Stenosis	卍	+	卍~卍
	Regurgitation	卍	-	-
	Anomalous return	卍	-	-
	Contractility	卍	卍	卍

卍=good, 卍=acceptable, +=poor, -=no help

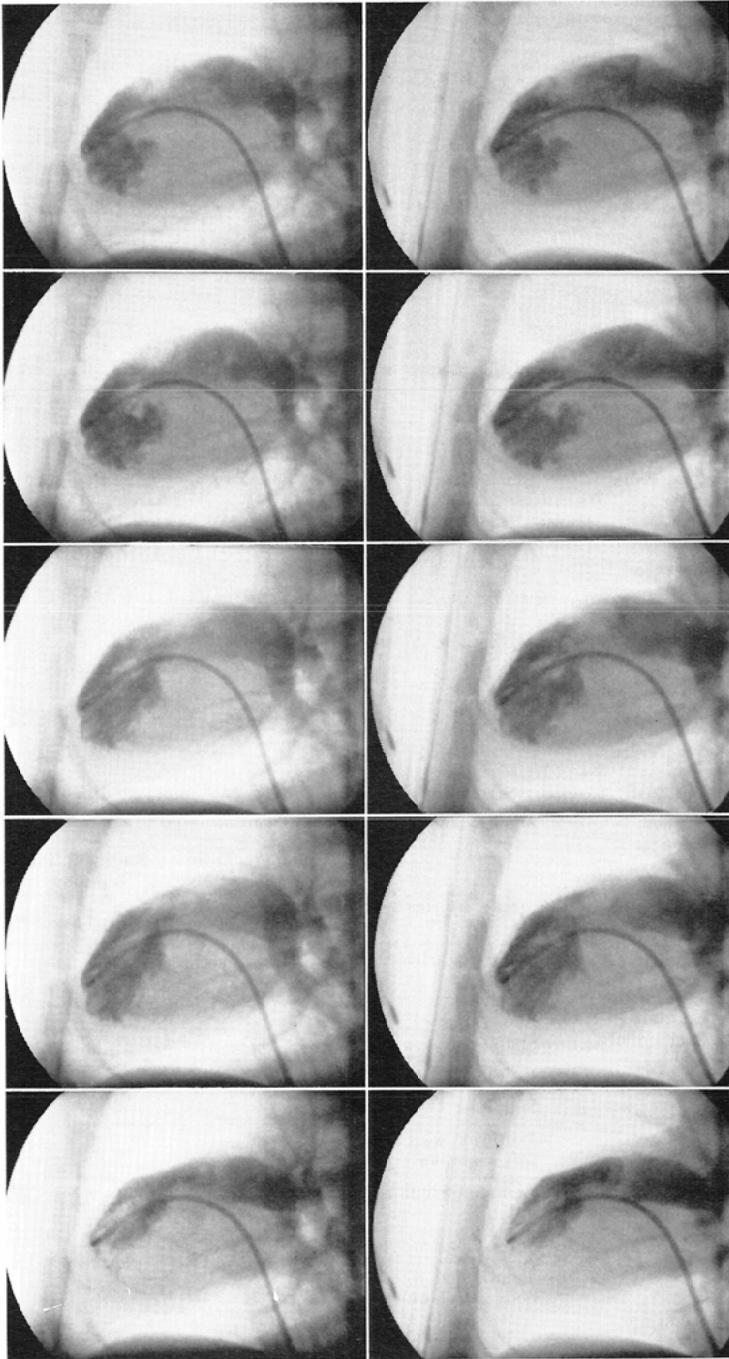


Fig. 37 Stereo-cineangiograms of a dog. Frequency : 144 frames per second. Injection of contrast medium via catheter into the right ventricle. Several pairs of stereoscopic images for left and right eyes. The direct viewing with the eyes alone can be done with an almost parallel line of sight. The course of catheter, inflow tract, outflow tract, the position of the atrio-ventricular orifice and papillary muscles are clearly defined.

Table 6 Usefulness of cineangiography, cardiac radionuclide imaging and two-dimensional echocardiography in evaluating some cardiac imaging studies

Assessment of shunting	Cine-ACG>RI>Echo By means of contrast echocardiography obtained following Cine-ACG>Echo>RI
Valvular motion	Cine-ACG≐Echo (especially mitral valve)≫RI
Papillary muscle	Echo≧Cine-ACG>RI
Ventricular septum, Posterior left ventricular wall, Pericardial effusion	Echo>RI>Cine-ACG

Cine-ACG : Cineangiography, RI : Cardiac radionuclide imaging,
Echo : two-dimensional echocardiography

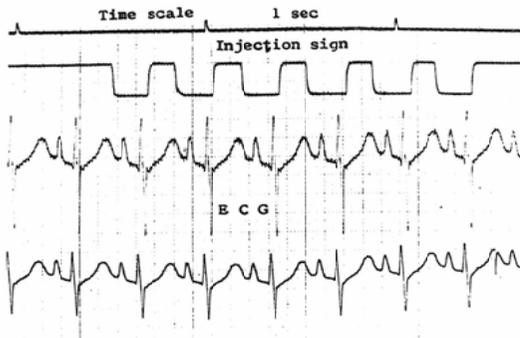


Fig. 38 Phased injection. Curve shows six diastolic injection shots were made. Intracavitary structure can be seen more efficiently by phased injection.

CO₂ を使用して二重造影をすることが試みられているが、この方法では消化管の場合のようにうまく行かない²⁹⁾。それ故前に述べたように内壁に附着する造影剤の開発が望まれるし、このような造影剤の開発はすでに試みられているが未だ臨床応用の確立がなされていない³⁰⁾。

造影剤注入を心電図同期で収縮末期に心室内に分割注入 (Fig. 38) すると造影剤の使用量が少なくすむと言う利点がある³¹⁾が、更に比較的内腔の状態もよく分り、僧帽弁の二峰性の動きなどもまたこの二峰性の弁の動きは造影初期あるいは末期の造影剤の量があまり多すぎない時にも見られる。

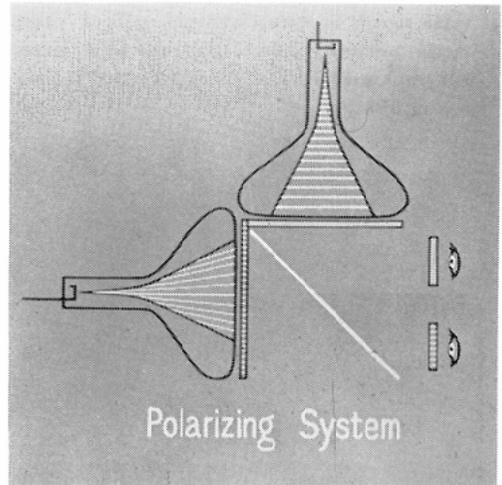


Fig. 39 Schematic representation of stereofluoroscopic viewing using polarizing system with half mirror.

ステレオ透視はカテーテル操作などの際に役立つが、そして偏光メガネを使用する方法が最も実用的であるが、偏光メガネを掛けることは術者にとってわずらわしいことで、眼鏡不要の方がより好ましい。

Fig. 39に偏光法によるステレオ透視像観察法の原理を示した。ステレオX線映画と同じで左眼像、右眼像を偏光フィルターを通して90°違った方向に偏光し、ハーフミラーで合成したものを、偏光メガネを用いて左眼像は左眼で右眼像は右眼

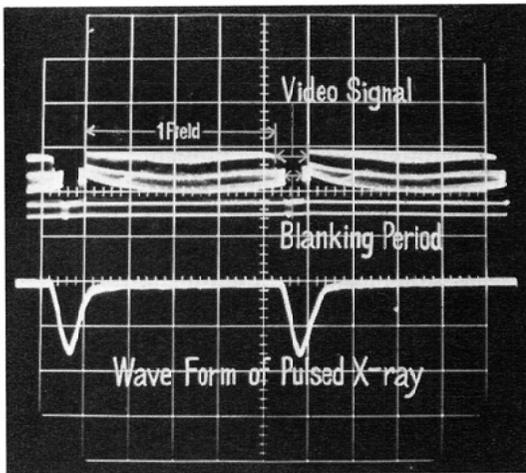


Fig. 40 Relationship between pulsed x-rays and video signals in stereofluoroscopy with a single image orthicon camera. Duration of a pulsed x-ray synchronized with blanking period is about one millisecond.

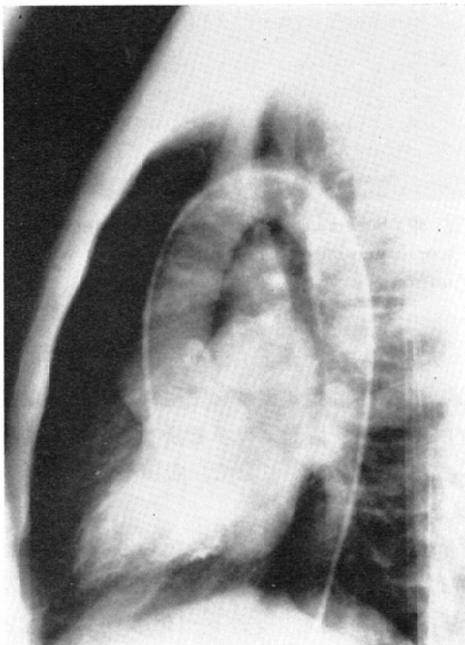


Fig. 41 A-D. 12-year-old boy with mitral insufficiency. A. Retrograde, selective left heart angiogram shows regurgitation into the markedly dilated left atrium.

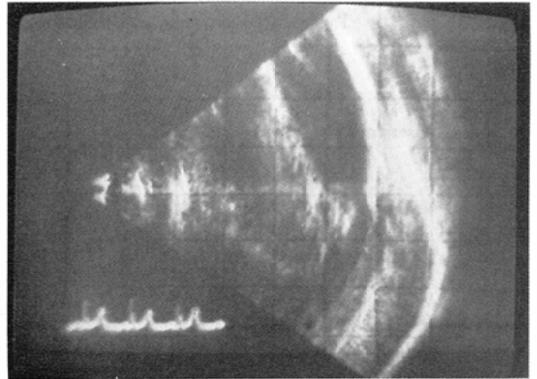


Fig. 41 B. Two dimensional echocardiogram (ventricular long axis view) shows hypertrophy of the mitral valve leaflets. Motion of the leaflets is normal and no evidence of regurgitation is revealed.

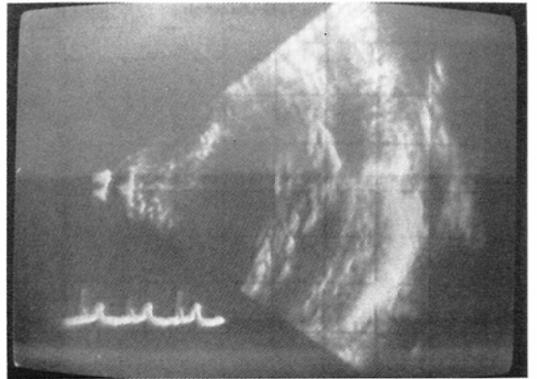


Fig. 41 C. Two dimensional echocardiogram. This ventricular long axis view of the same patient as in B is a section slightly laterally slid. In this section the hypertrophic papillary muscles and their motion are clearly recognized.

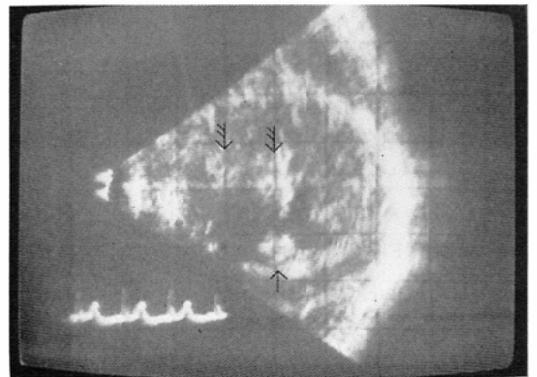


Fig. 41 D. Two dimensional echocardiogram. Ventricular short axis view. In this section the hypertrophic posterior papillary muscle (↑), two hypertrophic lateral papillary muscles (⇓) and their size and position are clearly defined.

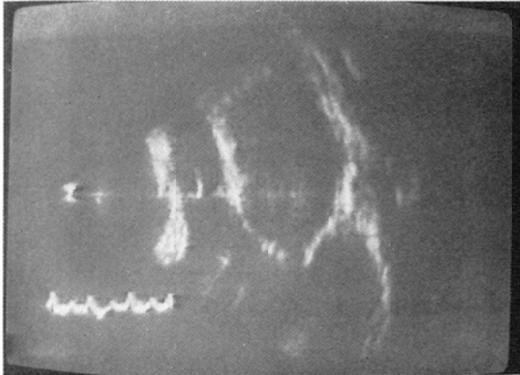


Fig. 42 30-year-old man with congestive idiopathic cardiomyopathy. Two dimensional echocardiogram. Echocardiogram reveals restriction of mitral valve motion, funnel formation of the valve and no hypertrophy of the interventricular septum. Cineangiocardigraphy (Fig. 47) does not reveal such findings.

で見られるようにしてある。我々はパルスX線の曝射時間は1msec程度とし曝射を帰線消去時に同期させた (Fig. 40)。またテレビ撮像管の1本のみの使用による方式をとり、そのため残像の少ないイメージオルシコン管を用いた。

最近 PLZT ジャッター (Pb, La, Zr, Ti を成分元素とする透明なセミックスで作られている) などの利用もあり^{32) 33)}より見やすい方式の開発が期待される。

VII. 臨床応用の点からみた三方式の長短の比較

個々の疾患における血管心臓造影法, RI 画像診断法, 超音波断層法のそれぞれ2者ずつの比較はこれまでもなされているが^{34) 35) 36)}, この3者をまとめたの, 画像診断法の観点からの比較はあまり見られないようなのでこれを行ってみたい。

心房, 心室, 大血管の数の判定や心房, 心室, 大血管の同定の如き概観的な像の把握には, 血管心臓造影法が最もよく, RI画像診断法がこれに次ぎ超音波断層法は一断面のみの像であるため一番劣るが, 内部の動きの早いものの部分的な観察には超音波断層法が有利である。すなわち房室弁, 半月弁, 乳頭筋のようなものは造影法では造影剤

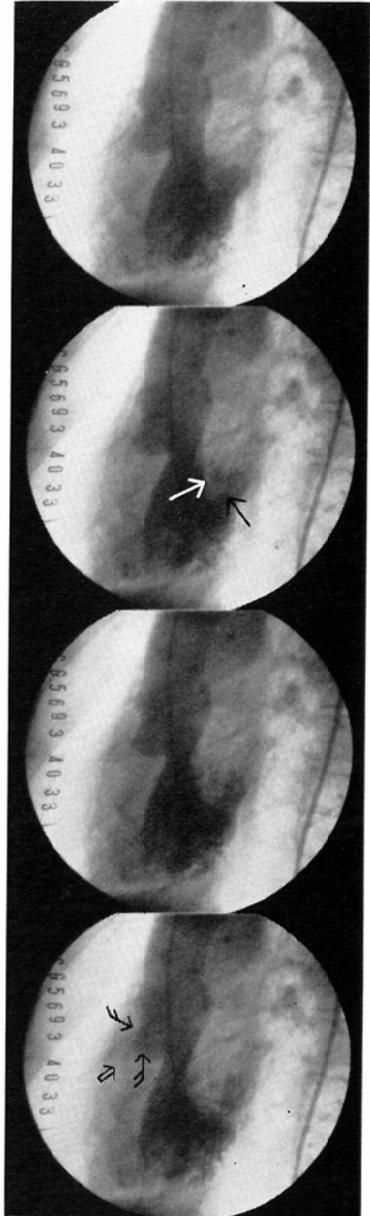


Fig. 43 27-year-old man with VSD. Selective cineangiograms from the left ventricle in the LAO projection. Tangential normal mitral valve shadow (↑) can be seen only in a few frames of a series of cinefilm. Protrusion of the membranous portion (↓) and faint opacification in the right ventricle (↑) also can be seen.

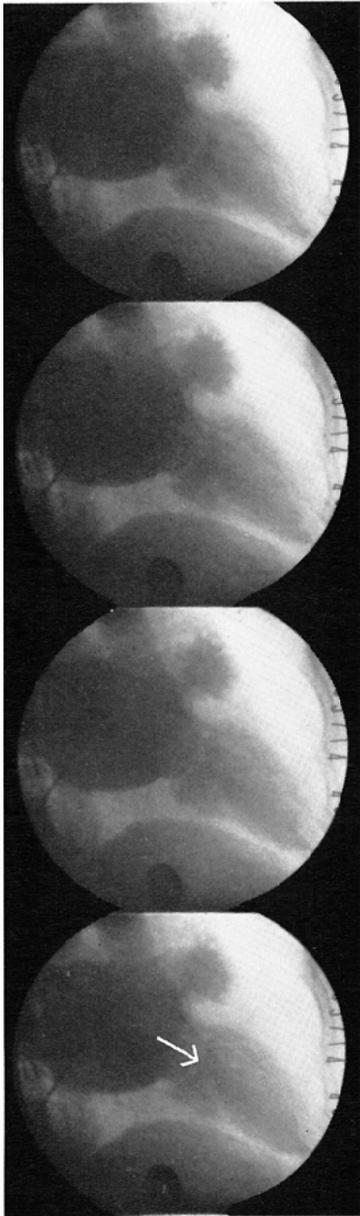


Fig. 44 26-year-old woman with mitral stenosis. Selective cineangiograms from the left atrium in the RAO projection. Thickening and dome formation of the mitral valves (\downarrow) are clearly seen.

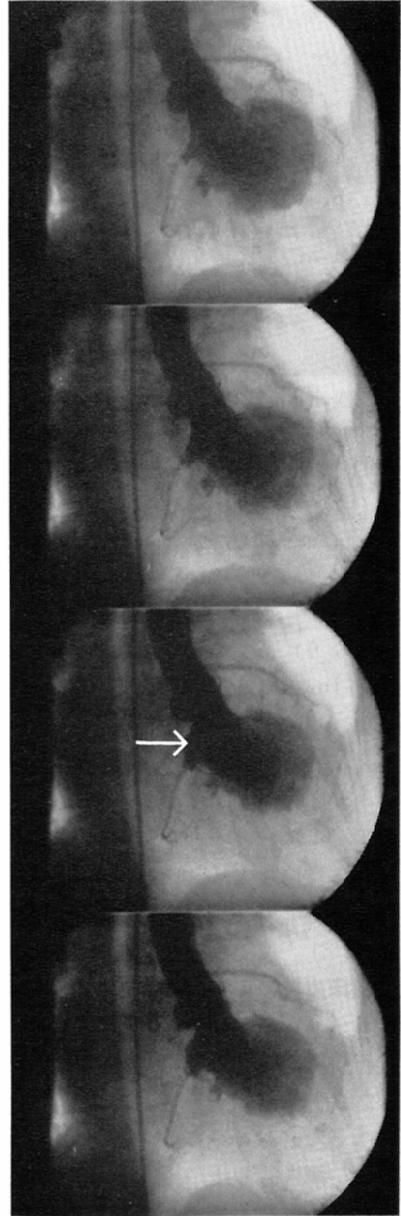


Fig. 45 57-year-old woman with prolapse of the mitral valve. Selective cineangiograms from left ventricle in the RAO projection. Bulging of middle portion of mitral valve contour into the left atrium (\rightarrow) is clearly recognized in systole.

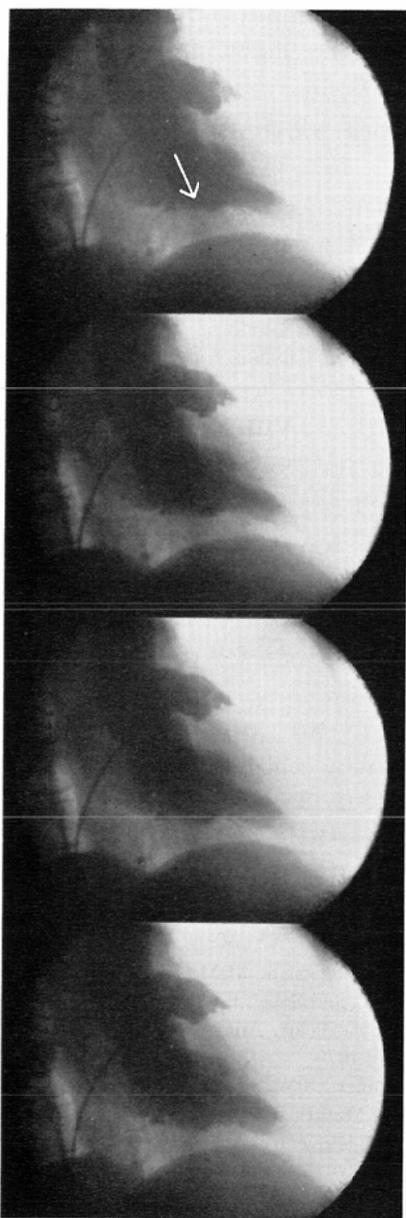


Fig. 46 49-year-old man with hypertrophic idiopathic cardiomyopathy. Selective cineangiograms from the left atrium in the RAO projection. The mitral valve is only partially visible (\downarrow), but rigid movement is clearly revealed.

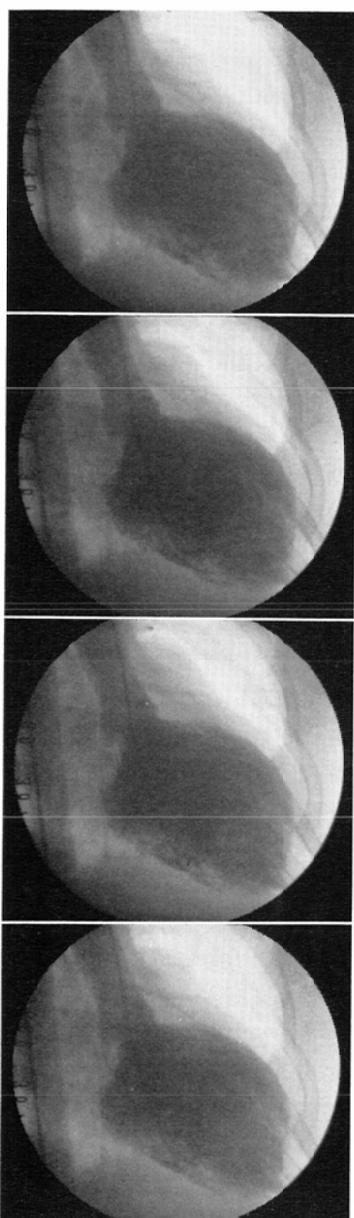


Fig. 47 30-year-old man with congestive idiopathic cardiomyopathy. Selective cineangiograms from the left ventricle. Cineangiograms do not reveal funnellike appearance of the mitral valves, which is easily revealed by two dimensional echocardiograms (Fig. 42), but they define clearly restriction of cardiac wall motion and regurgitation through the mitral valve.

の中に埋もれて見えにくい超波断層法ではよく見える。しかし超音波断層法も方位方向に運動するもの、距離方向に平行なものについては力を持たず、時には映像が消失してしまうこともある（大動脈弁はしばしば方位方向に動く部分が見えないことがある）。

心内腔の大きさ、形などは造影法がよく分る。また造影剤の適度に稀釈された時期にはかなりの程度に内部構造が分って来る。短絡、狭窄、逆流、還流異常、収縮能などの血行動態には造影法が優れ、RI 画像診断がこれに次ぎ、超音波断層法は不向であるが、色素等の造影剤³⁷⁾を使用すれば超音波断層法も血行動態についてかなり診断能を向上させることができる。上記のことをまとめてみると Table 5, 6 のようになる。

これらのことを二、三実際の症例について示してみたい。

Fig. 41. B は僧帽弁閉鎖不全の症例の超音波断層像（長軸方向）で、弁尖の肥厚は認められるが弁の動きは正常に近く逆流の有無は判定できない。この症例は左室で造影剤が流され、重症度3程度の閉不全³⁸⁾が証明されている（Fig. 41. A）。しかしながら Fig. 41. C は、同症例の長軸方向のやや断層面の異った場所であるが肥厚した乳頭筋の大きさや動きがよく分り、Fig. 41. D. は同じく輪切りの短軸方向像（下から見た図）で、肥厚した一本の右乳頭筋（後乳頭筋）と二本の側乳頭筋を見ることができ、超音波断層像では肥厚した乳頭筋の大きさや位置が明確である。乳頭筋の同定は二方向の造影撮影でもできるが、超音波断層像で更に裏付けができる。

Fig. 42 は、うっ血型特発性心筋症で僧帽弁の動きはあまり良くなく、漏斗状を程しているが、弁には肥厚などはない。このような形、動きをしているとは造影映画では気がつかなかった。

造影撮影では映画でなければ弁の二峰性の動きなどは分らないが、映画ならば弁の細かい動きも条件がよければかなりよく分る。造影剤が濃すぎると中に埋もれて弁尖の動きが分らないが適当に稀釈されると割合によく分る。Fig. 43. 44. 45.

46. 47に各種の僧帽弁の造影のされ方を示す。

特発性心筋症（Fig. 46. 47）や冠動脈疾患で心室壁の動きを見るのには、やはり映画が一番良いが RI-imaging も患者への侵襲が少なくよい方法と思われる。特に RI の心電図同期心プールシンチグラムは左室の動きを可成り詳細に表わし、心室中隔の状態などから心筋の肥厚の有無も推察でき、これをシネカメラで撮影、動的観察をしたり、内腔計測による ejection fraction の算出をするなどは特発性心筋症・虚血性心疾患の心機能判定に役立つものと思われる^{39) 39) 40)}。

VIII. おわりに

心臓及び血管系の画像診断法の中で血管心臓造影法は最も重要な診断法であり詳細な情報を我々に与えてくれるが、超音波断層法、RI 画像診断法は患者に対する侵襲が少なく、比較的簡単に行なえるので先ずこれを行ない、更に精査を要するものに血管心臓造影法を施行すると言う手順で行うべきであろう。

本研究の一部は文部省及び厚生省科学研究費によって行なわれた。宿題報告の機会を与えて下さった前々会長松川教授、現会長河村教授に深謝するとともに、教室員、原研放射線奥村助教授、放射線部技師、日立メディコ、東芝メディカルならびにナックの諸氏の御協力を感謝する。

文 献

- 1) Ter-pogossian, M.M., Weiss, E.S., Coleman, R.E. and Sobel, B.E.: Computed tomography of the heart. *Am. J. Roentgenol.*, 127: 79—90, 1976
- 2) Miller, S.W., Dinsmore, R.E., Wittenberg, J., Maturi, R.A. and Powell, W.J. Jr.: Right and left ventricular volumes and wall measurements: Determination by computed tomography in arrested canine hearts. *Am. J. Roentgenol.*, 129: 257—296, 1977
- 3) Adams, D., Hessel, S.J., Judy, P.F., Stein, J.A. and Abrams, H.L.: Computed tomography of the normal and infarcted myocardium. *Am. J. Roentgenol.*, 126: 786—791, 1976
- 4) Gray, W.R., Parkey, R.W., Buja, L.M., Stokely, E.M., McAllister R.E., Bonte, F.J. and Willerson, J.T.: Computed tomography: In vitro evaluation myocardial infarction.

- Radiology, 122: 511—513, 1977
- 5) Hessel, S.J., Adams, D.F., Judy, P.F., Fishbein, M.C. and Abrams, H.L.: Detection of myocardial ischemia in vitro by computed tomography. *Radiology*, 127: 413—418, 1978
 - 6) Harell, G.S., Guthaner, D.F., Breiman, R.S., Morehouse, C.C., Seppi, E.J., Marshall, W.H. and Wexler, L.: Stop-action cardiac computed tomography. *Radiology*, 123: 515—517, 1977
 - 7) Feller, P.A. and Sodd, V.J.: Dosimetry of four heart-imaging radio-nuclides: ^{43}K , ^{81}Rb , ^{129}Cs and ^{201}Tl . *J. Nucl. Med.*, 16: 1070—1075, 1975
 - 8) Brown, T.G. Jr.: Cardiovascular actions of angiographic media. *Angiology*, 18: 273—281, 1967
 - 9) Banks, D.C., Raftery, E.B. and Oram, S.: Evaluation of contrast media used in coronary arteriography. *Brit. Heart J.*, 31: 645—648, 1969
 - 10) Levin, A.R., Grossman, H., Schubert, E.T., Winchester, P. and Gilladoga, A.: Effect of angiocardigraphy on fluid and electrolyte balance. *Am. J. Roentgenol.*, 105: 777—783, 1969
 - 11) Trägårdh, B., Almén, T. and Lynch, P.: Addition of calcium or other cations and of oxygen to ionic and non-ionic contrast media. *Invest. Radiology*, 10: 231—238, 1975
 - 12) Björk, L.: The effect of cardiac catheterization and angiocardigraphy on the coagulation activity of the blood. *Am. J. Roentgenol.*, 102: 441—445, 1968
 - 13) Judkins, M.P., Hinck, V.C. and Dotter, C.T.: Teflon-coated safety guides. An adjunct to the use of polyurethane catheters. *Am. J. Roentgenol.*, 104: 223—224, 1968
 - 14) Ovitt, T.W., Durst, S., Moore, R. and Amplatz, K.: Guide wire thrombogenicity and its reduction. *Radiology*, 111: 43—46, 1974
 - 15) Durst, S., Leslie, J., Moore, R. and Amplatz, K.: A comparison of the thrombogenicity of commercially available catheters. *Radiology*, 113: 599—600, 1974
 - 16) Green, G.S., McKinnon, C.M., Rösch, J. and Judkins, M.P.: Complications of selective percutaneous transfemoral coronary arteriography and their prevention. *Circulation*, 45: 552—557, 1972
 - 17) Funch, R.B.: The dynapulse method of ultrashort (millisecond) timing and improved rapid impulse timing in medical roentgenography. *Am. J. Roentgenol.*, 82: 423—432, 1959
 - 18) 本保善一郎, 常岡 彰: 冠状血管造影. *日本医学放射線学会誌*, 28: 733—735, 1968
 - 19) Morgan, R.H.: The frequency response function. A valuable means of expressing the informational recording capability of diagnostic X-ray systems. *Am. J. Roentgenol.*, 88: 175—186, 1962
 - 20) Coltman, J.W.: The specification of imaging properties by response to a sine wave input. *J. Opt. Soc. Am.*, 44: 468—472, 1954
 - 21) Morgan, R.H., Bates, L.M., Gopal Rao, U.V. and Marinaro, A.: The frequency response characteristics of X-ray films and screens. *Am. J. Roentgenol.*, 92: 426—440, 1964
 - 22) Goldsmith, W.A. and Nusynowitz, M.L.: Determination of the modulation transfer function (MTF) using a programmable calculator. *Am. J. Roentgenol.*, 112: 806—811, 1971
 - 23) Benedetto, A.R. and Nusynowitz, M.L.: An improved FORTRAN program for calculating modulation transfer functions: Concise communication. *J. Nucl. Med.*, 18: 85—86, 1977
 - 24) Inoue, K., Smulyan, H., Mookherjee, S. and Eich, R.H.: Ultrasonic measurement of left ventricular wall motion in acute myocardial infarction. *Circulation*, 43: 778—785, 1971
 - 25) Silverstein, E.A., Turner, D.A., Fordham, E.W. and Chung-Bin, A.: Cardiac blood pool imaging over the complete cardiac cycle with a multifformat imager. *J. Nucl. Med.*, 18: 159—162, 1977
 - 26) Bacharach, S.L., Green, M.V., Borer, J.S., Douglas, M.A., Ostrow, H.G. and Johnston, G.S.: A real-time system for multi-image gated cardiac studies. *J. Nucl. Med.*, 18: 79—84, 1977
 - 27) 津田元久: 各種映像装置の比較. *日本放射線技術学会雑誌*, 33: 987—1016, 1978
 - 28) Buchanan, R.A., Finkelstein, S.I. and Wickersheim, K.A.: X-ray exposure reduction using rare-earth oxysulfide intensifying screens. *Radiology*, 105: 185—190, 1972
 - 29) Martin, J.F., Merdith, J.R. and Johnston, F.: Double-contrast angiocardigraphy. *Radiology*, 74: 947—995, 1960
 - 30) Sovak, M., Lang, J.H. and Sovak, M.: Polymeric additives to angiographic contrast medium: Development of an adhesive contrast material. *Invest. Radiol.*, 7: 16—23, 1972
 - 31) Schad, N.: Concentration of contrast material in angiocardigraphy during phased and

- continuous injection. *Am. J. Roentgenol.*, 109: 25—36, 1970
- 32) Roese, J.A. and Turner, A.F.: Single monitor stereoradiological television system using PLZT electrooptic shutters. *Radiology*, 121: 743—744, 1976
- 33) 加藤靖夫, 熊田明生, 福原 悟, 菰田 孜: PLZT 電気光学シャッターを用いたテレビジョン画像の立体視と走査形電子顕微鏡への応用. 1977年テレビジョン学会全国大会予稿集, 257—258, 1977
- 34) 阿部正視, 阿部博幸, 工藤房子, 和賀井敏夫: 小児科領域における心エコー図とシネアンジオグラフィーとの診断能力の対比について. 日本超音波医学会講演論文集, 5月, 67—68, 1977
- 35) 別府慎太郎: 心エコー図と心血管造影法との診断能力の特徴について. 日本超音波医学会講演論文集, 5月, 313—316, 1977
- 36) Folland, E.D., Hamilton, G.W., Larson, S.M., Kennedy, J.W., Williams, D.L. and Ritchie, J.L.: The radionuclide ejection fraction: A comparison of three radionuclide techniques with contrast angiography. *J. Nucl. Med.*, 18: 1159—1166, 1977
- 37) Gramiak, R., Shah, P. and Kramer, D.H.: Ultrasound cardiography: Contrast studies in anatomy and function. *Radiology*, 92: 939—948, 1969
- 38) Sellers, R.D., Levy, M.J., Amplatz, K. and Lillehei, C.W.: Left retrograde cardioangiography in acquired cardiac disease. Technique, indications and interpretations in 700 cases. *Am. J. Cardiology*, 14: 437—447, 1964
- 39) Pombo, J.F., Troy, B.L. and Russell, R.I. Jr.: Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography. *Circulation*, 43: 480—490, 1971
- 40) Rigo, P., Murray, M., Strauss, H.W., Taylor, D., Kelly, D., Weisfeldt, M. and Pitt, B.: Left ventricular function in acute myocardial infarction evaluated by gated schintiphotography. *Circulation*, 50: 678—684, 1974