The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	201TI心筋シンチグラフィーの臨床応用に関する基礎的検討
Author(s)	仙田, 宏平; 今枝, 盂義; 加藤, 敏光 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(4), p. 356-368
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19287
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

^{201}Tl 心筋シンチグラフィーの臨床応用に関する基礎的検討

岐阜大学医学部放射線科
仙田　宏平　今枝　盂義　加藤　敏光
浅田　修市　土井　偉誉
岐阜大学医学部第2内科
渡辺佐知郎　平野　昭彦　阿部　親司
安井　正治　太田　信夫

（昭和51年11月4日受付）
（昭和51年12月17日最終原稿受付，特別掲載）

Clinical Use of ^{201}Tl Myocardial Scintigraphy

Kohei Senda, Takeyoshi Imaeda, Toshimitsu Kato, Shuichi Asada and Hidetaka Doi
Department of Radiology, Gifu University School of Medicine
Sachiro Watanabe, Akihiko Hirano, Shinji Abe, Seiji Yasui and Nobuo Ota
Second Division of Internal Medicine, Gifu University School of Medicine

Research Code No.: *723*
Key Words: *^{201}Tl, Myocardial scintigraphy, Myocardial infarction*

Myocardial imaging with ^{201}Tl and a scinticamera was studied experimentally using specially designed phantoms and clinically in 23 patients with myocardial infarction or other heart disease.

In the phantom experiment, quality of image, accumulative count rate, and detectability of the defect were compared to obtain the best technique for their detection, using four different collimators, i.e., converging, pin-hole, 4000-hole, and 140-keV high-resolution, at two photopeak levels of ^{201}Tl of 75 and 167 keV, and combining a radiation absorber. In patient examination, myocardial images taken at different periods after injection, different detecting conditions of the scinticamera, and various detecting projections were compared to investigate the clinical method and usefulness of this examination, and the following results were obtained.

1. Images of the converging collimator at the 75-keV photopeak revealed considerably higher accumulative count rate and relatively higher quality than those of other detecting conditions.

2. It was necessary to take as many images as possible in various projections, in order to detect the location and size of the myocardial ischemic lesion, because the lesion was demonstrated as a clear defect only in profile.

3. On the basis of observation of serial images after injection, it became evident that the images taken between about 25 and 90 min delineated the myocardium more clearly than those in other periods.

4. Normal images taken in 8 patients without ischemic heart disease appeared in the shape of a doughnut or horseshoe, demonstrating mainly the left ventricular myocardium. In addition, the image was faint in the region of the aortic or mitral valve and thin in the region of the apical wall. On the other hand, the image of the right ventricular myocardium was sometimes recognized faintly.

5. In 3 patients with valvular heart disease, interesting findings were recognized which might suggest changes in the thickness of myocardium and the distribution of coronary blood flow.

6. In 11 of 12 patients with old myocardial infarction, the location and size of the lesion was detected sufficiently by this examination, comparing with the finding of the electrocardiogram.

I 緒　言

心筋シンチグラフィーは，1964年 Carr ら[3]が ^{131}Cs を用いて臨床応用に成功して以来，imaging agent の開発やシンチカメラの導入など種々の改良が加えられている．今日，本検査法は，カテーテルを用いる侵襲的な方法を除くと，^{99m}Tc-tetracyctin[6]，^{99m}Tc-pyrophosphate[1]など ^{99m}Tc 標識化合物によつて新鮮硬塞部を陽性描画する方法と，^{43}K[7]，^{82}Rb[20]，^{129}Cs[21]などK同族体によつて虚血部と陳旧硬塞部を陰性描画する方法とに大別できる．

本邦において，^{99m}Tc 標識化合物による陽性描画法は，^{99m}Tc の普及状況からみて，今後広く利用されるであろう[8]が，K同族体による陰性描画法は，従来の核種の物理学的半減期が短すぎるうえ，γ線エネルギーが高すぎるなどの理由で，ほとんど利用されていない．

しかし，最近 Lebowitz ら[10]によつて，従来のK同族体と比べて優れた物理学的性状をもち，入手の容易な核種 ^{201}Tl が開発され，その臨床的有用性が期待されている．

そこで，今回我々は，^{201}Tl 心筋シンチグラフィーの利用に当たり，その基礎的問題点を実験的並びに臨床的に検討した．

II 方　法

1) 使用核種並びに検出装置

検定時放射能濃度 1 mCi/ml の ^{201}TlCl（第一ラジオアイソトープ研究所，塩化タリウム）をファントム実験に 0.3～0.5mCi 使用し，また患者に 1.5～3 mCi 静注した．

検出装置として，ビデオ装置(Nuclear Chicago, Pho/Gamma Data Store/Play Back System) を接続したシンチカメラ (Nuclear Chicago, Pho/Gamma HP) を用い，^{201}Tl 投与後，心筋像を適時ビデオ装置に収録するとともに，ポラロイドカメラ (Black & White Land Pack Film Type 107使用) で撮像した．その際，コリメータは4種の Nuclear Chicago 製コリメータ，即ち 140 keV 高分解能，4,000平行穴（250keV 用），コンバージング (DIV/CON) およびピンホールコリメーターを用いた．また設定エネルギーは ^{201}Tl の水銀X線エネルギーである75keV とγ線エネルギーである 167keV とを切り換え，またファントム実験の一部において ^{202}Tl のγ線エネルギーである 439keV にも切り換えた．更に，ウインド幅は10，20および30%に切り換えて設定した．

2) ファントム実験

Fig. 1に示す如きプラスチック製の2種の心筋ファントムと，発泡ステロール製の吸収体を作製した．これらを用い，コリメータや設定エネルギーなどの検出条件を変えた場合のファントム心筋像の集積計数率の変化，画質の変化，欠損の描出程度，吸収体の影響などを比較検討し，更に検出方向を変えた場合の欠損描出能の変化を調べた．

その際，画質の判定はファントムの心筋部と内腔部とが明瞭に判別でき，またひずみを示すことなく描出されるか否かによつた．一方，欠損の描出程度は直径1，2および3 cm の円形欠損部が

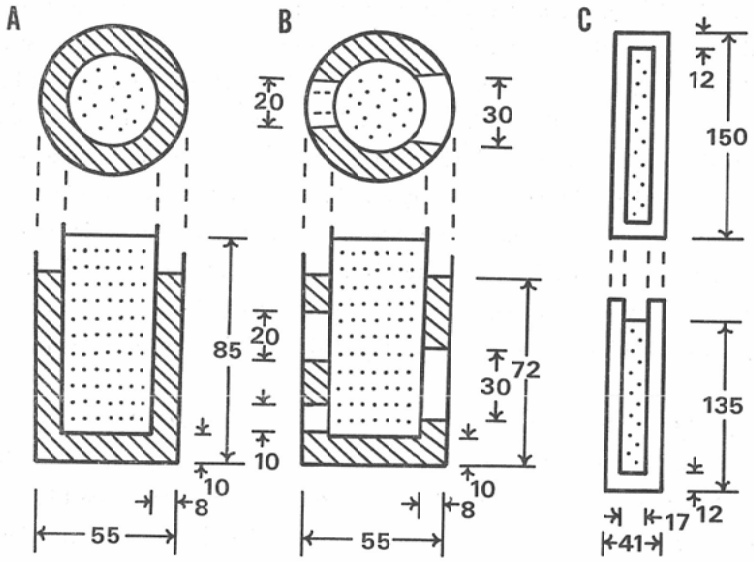


Fig. 1. Myocardial phantoms and a radiation absorber (A) Myocardial phantom without defect. (B) Myocardial phantom with three defects. (C) Radiation absorber. Hatched, dotted, and blank zones respectively indicate ^{201}TlCl solution, water, and styrene foam. Length is expressed as millimeter.

どの大きさのものまで描出されるかによつて判定した．

3）臨床検査

心電図所見や酵素学的所見などによつて診断された虚血性心疾患14例と，その他の心疾患9例の計23例を対象とした．

全例について，経時的に検出方向，検出条件あるいは検出視野を変えてシンチグラフィーを施行した．また，その内10例について，ビデオ装置に収録した動態像から，レート・レコーダ（島津，Unicorder UR-225）を用い，area of interest の time-activity curve を記録した．

これら臨床検査を通じて，^{201}Tl 心筋シンチグラフィーの検査方法，読影上の問題点および臨床的有用性を検討した．

III 成　績

1）実験的検討

（1）検出条件と集積計数率

欠損のない心筋ファントムを用い，ファントムとコリメータ間距離を5 cm，またウインド幅を20%に一定として，コリメータと設定エネルギーをそれぞれ変えた場合の集積計数率を求めた（Table 1）．この結果，Table 1に示す如く，4種のコリメータの中で，コンバージングコリメータがいずれの設定エネルギーにおいても最も高い計数率を示した．また，設定エネルギー75keV での計数率はいずれのコリメータにおいても 167keV でのそれの4～7倍に達した．一方，140keV 高分解能

Table 1. Comparison between accumulative count rates obtained with four different collimators at three different photopeaks, normalized by the count obtained with the converging collimator at the 75-keV photopeak. Phantom to collimator distance and window width were kept constant at 5 cm and 20%, respectively.

Collimator	Photopeak		
	75 keV	169 keV	439 keV
Converging	100.0	20.7	14.5
Pin-hole	47.7	6.8	0.2
4000-hole	67.0	10.8	3.3
140-keV high resolution	42.5	10.2	10.1

コリメータにおいて，439keV と 167keV での計数率が75keV でのそれと比べて相対的に最も高かつた．これは，汚染した ^{202}Tlのγ線がこのコリメータを，他のコリメータと比べ，高率に貫通し，散乱したためと考えられる[5]．

次に，設定エネルギーを75keV，またウインド幅を20%に一定とし，4種のコリメータについてファントムとコリメータ間距離を5cmから15cmまで順次離した場合の集積計数率を求めた．この結果，140keV 高分解能および4,000平行穴コリメータにおいては，15cm まで離しても，計数率はわずかに減少するに過ぎなかつたが，他の2つのコリメータにおいては，これらコリメータの特性[12]を反映し，計数率は著明に増加あるいは減少した．即ち，コンバージングコリメータにおいて，15cm での計数率は5cm でのそれの約 1.5倍に増加し，一方ピンホールコリメータにおいて，9cm での計数率は5cm でのそれの約半分に減少することを認めた．

(2) 検出条件と画質並びに欠損描出程度

2種の心筋ファントムを用い，コリメータと設定エネルギーをそれぞれ変えた場合の画質と欠損描出程度を比較した (Fig. 2，Fig. 3)．その際，ファントムとコリメータ間距離は，コリメータ間での像の拡大率の差を考慮して，ピンホールコリメータで7cm，またその他のコリメータで5cm

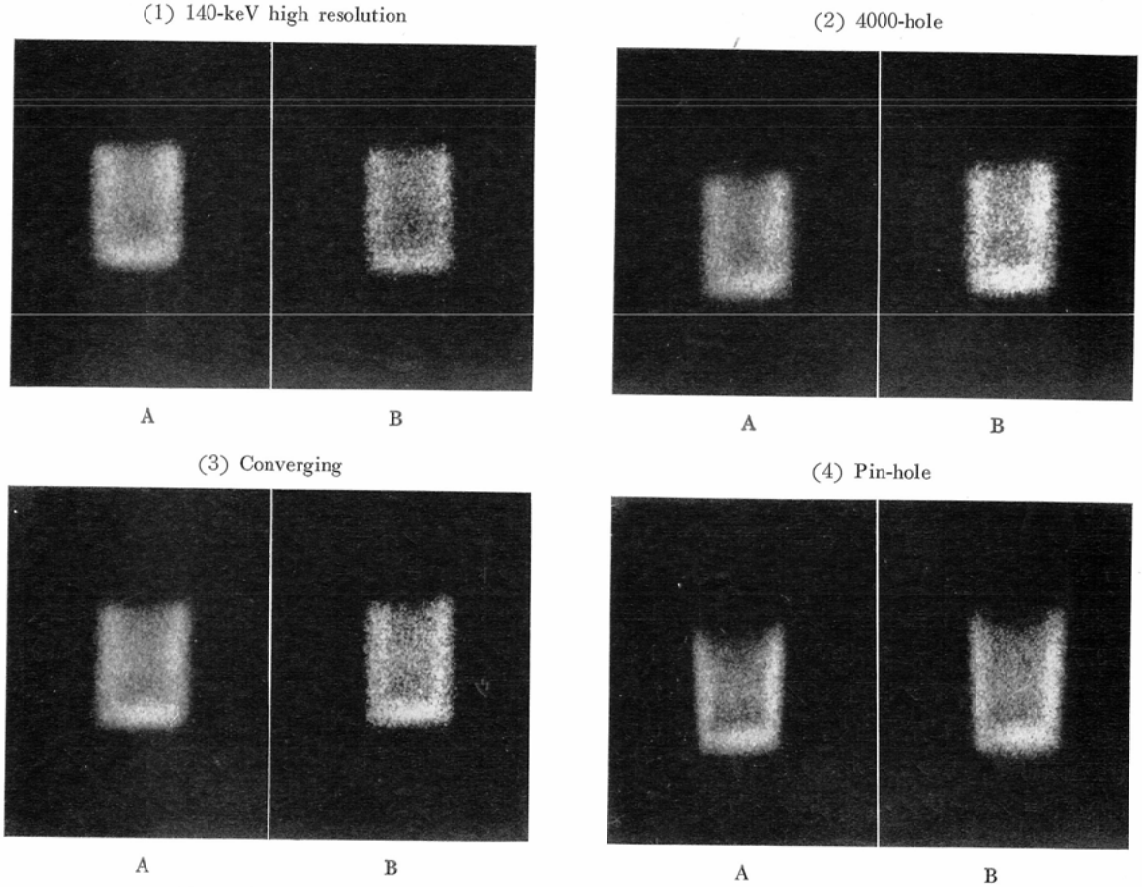


Fig. 2. Comparison of images of a phantom without defect obtained with four different collimators at the 75-keV and 167-keV photopeaks. (A) 75-keV image. (B) 167-keV image. 75-keV and 167-keV images accumulate 300,000 and 100,000 counts, respectively, at 5 cm of phantom-collimator distance.

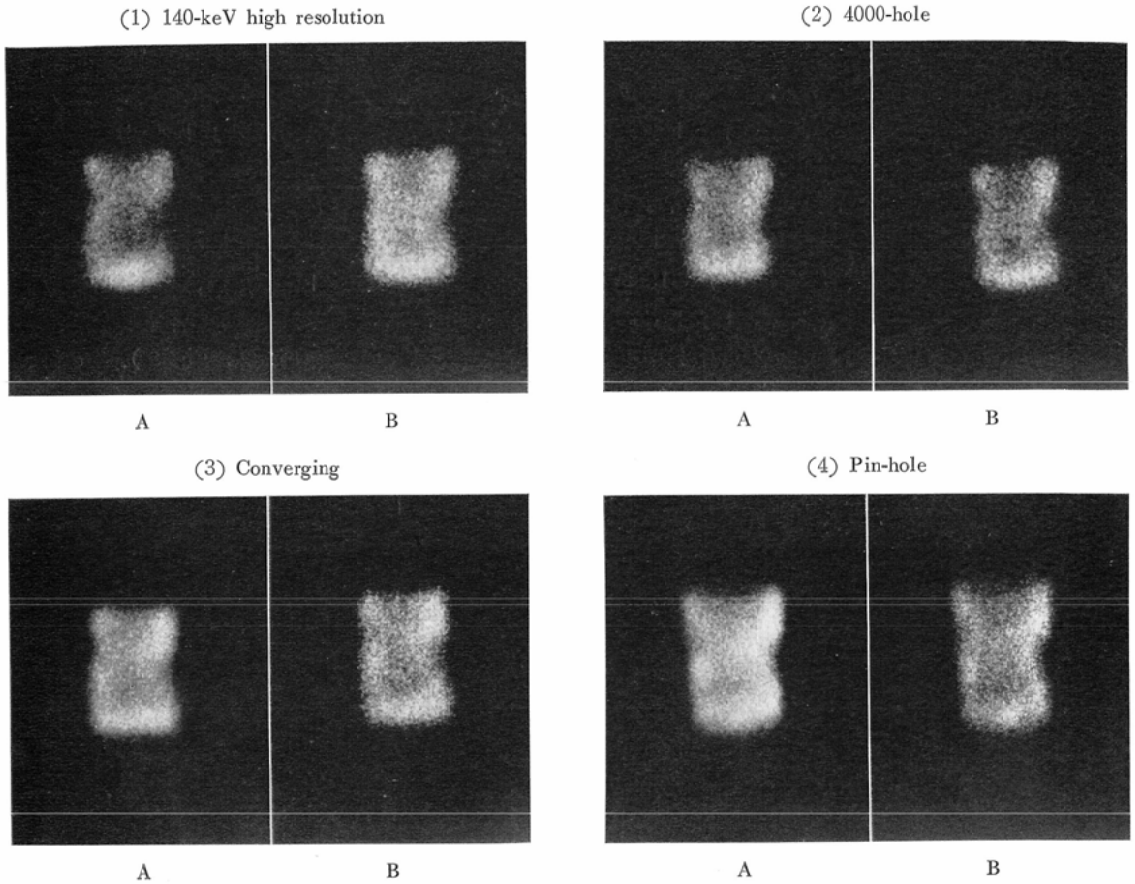


Fig. 3. Comparison of images of a phantom with defect obtained with four different collimators at the 75-keV and 167-keV photopeaks. (A) 75-keV image. (B) 167-keV image. 75-keV and 167-keV images accumulate 300,000 and 100,000 counts, respectively, at 5 cm of phantom-collimator distance.

とした．また，設定エネルギーは75keV と 167 keV とに切り換え，更に，両設定エネルギーでの集積計数率の大きな差を考慮して，撮像は75keV で30万カウント，また 167keV で10万カウントを集積した．尚，ウインド幅は20%に一定とした．この結果，Fig. 2 に示す如く，画質は，像がひずむ点を除けば，ピンホールコリメータで最も優れ，以下コンバージング，4,000平行穴，140keV 高分解能の順であつた．また，いずれのコリメータにおいても，75keV での画質と 167keV でのそれとは優劣をつけ難かつた．一方，Fig. 3 に示す如く，欠損描出程度は画質において認めたと同様の傾向を示した．

次に，コンバージングコリメータについて，ファントムとコリメータ間距離を 5 cm，また設定エネルギーを75keV に一定とし，ウインド幅を変えた場合の画質と欠損描出程度を比較した．その結果，ウインド幅20%での像と比べ，画質と欠損描出程度は10%で軽度に上昇し，また30%で軽度に低下した．しかし，その際，ウインド幅10%と30%での集積計数率は，20%でのそれを1.00とすると，それぞれ0.58，1.25となり，10%での計数率は20%でのそれと比べて著しく低下した．

(3)　吸収体の影響

5 cm 離したファントムとコリメータ間に吸収体を介在させて，コリメータと設定エネルギーを

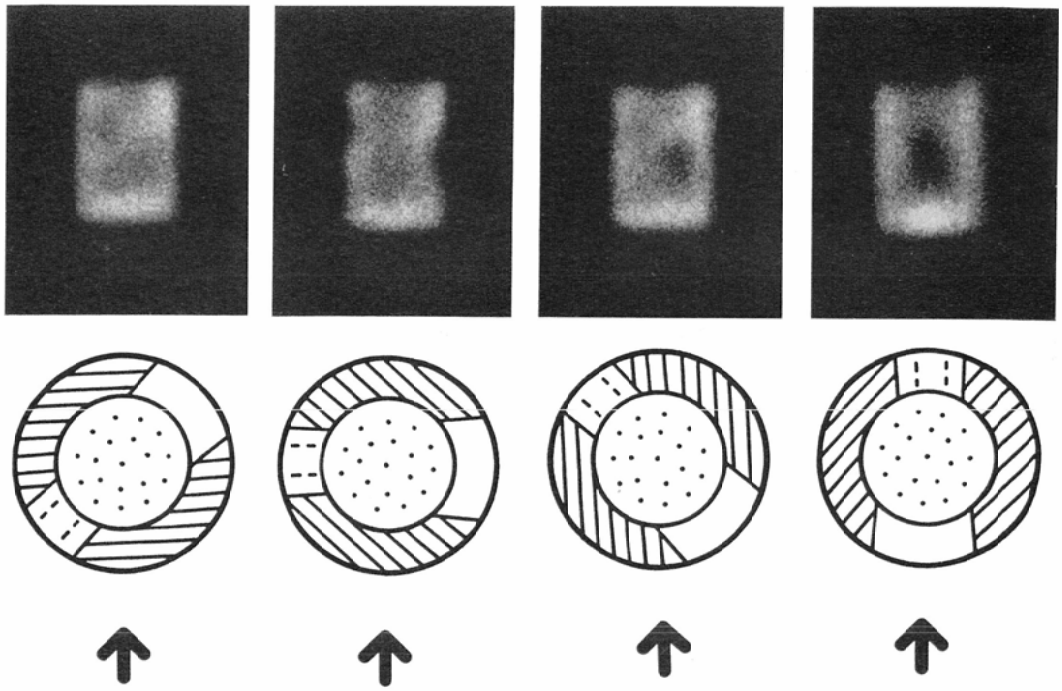


Fig. 4. Comparison of images of a phantom with defect obtained in various projections. Each image accumulates 300,000 counts using the converging collimator at the 75-keV photopeak.

それぞれ変えた場合の集積計数率を求めたところ，計数率はいずれの検出条件でも吸収体のない際の90～77％に減少した．その程度は，他のコリメータに比べ，ピンホールコリメータでやや大きく，また 167keV に比べ，75keV でやや大きかつた．

一方，先に検出条件と画質並びに欠損描出程度の項で述べたと同じ検出条件と撮像条件のもとで，吸収体を介在させた場合のファントム心筋像の画質と欠損描出程度を調べたところ，当然の結果であるが，いずれの検出条件においても，画質と欠損描出程度は吸収体のない時と比べて低下した．その程度は， 167keV に比べて，75keV でより大きかつた．

(4) 検出方向と欠損描出能

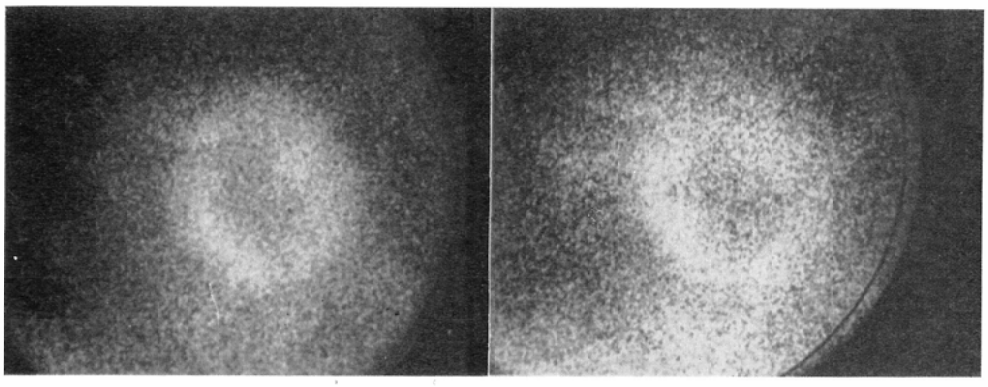
コンバージングコリメータを用い，ファントムとコリメータ間距離を5 cm，設定エネルギーを75 keV，またウインド幅を20％に一定として，検出方向を変えた場合のファントム欠損部の描出程度を調べた (Fig. 4)．この結果，Fig. 4に示す如く，欠損は接線方向から検出された場合に最も明瞭に描出でき，また前面に向かうに従つて不明瞭となり，更に後面に向かうに従つて一層不明瞭となることを認めた．

2. 臨床的検討

(1) 検査方法

a．撮像開始並びに終了時間

Area of interest の time-activity curve から，心筋部放射能の経時的変化を観察すると，左室心筋部の放射能は，^{201}Tl 静注後直ちに急激に上昇してピークを呈した後，約1分後まで再循環を示唆する再上昇を示すことなく比較的急速に下降し，その後約2分間緩やかに，更にそれ以後非常に緩やかに下降した．この下降程度は，静注後3分の計数率を1.00とすると，5，10，15，20および25分でそれぞれ0.98 (平均) ±0.03 (標準偏差)，0.95±0.04，0.93±0.05，0.93±0.04，0.91±0.04であつた．一方，肺野放射能は，心筋部放



A　　B

Fig. 5. Comparison of early and late images of ^{201}Tl myocardial scintigraphy obtained in the patient with right bundle branch block. (A) Left anterior oblique view-image taken 25 min after injection. (B) Left anterior oblique view-image taken 27 hr after injection. Each image accumulates 500,000 counts using the converging collimator at the 75-keV photopeak.

射能と比べて速かに下降し，3分に対する25分の計数率比は0.75±0.05となつた．

この結果，同大の area of interest にて求めた肺野に対する左室心筋部の計数率比は5分で 5.6±0.5，また25分で 7.6±0.6と経時的に増加した．他方，肝内放射能は，心筋部放射能とほぼ同様の下降程度を示し，心筋部放射能との比が経時的にほぼ一定の値であつた．

次に，経時的に撮像した心筋像を全例について比較したところ，静注後20分までの像は，25分の像と比べ，肺野の輝点が心筋部のそれと比べて相対的に多いため，心筋描画がやや不明瞭である傾向を認めた．この結果は肺野に対する心筋部の計数率比で認めた傾向と一致した．一方，90分以後の像は，25分の像と比べ，計数率の減少に伴なう画質の低下を示した．しかし，静注後19時間と27時間に検査した2例において，心筋像はなお比較的明瞭に描画できた（Fig. 5）．

これらの成績から，撮像は静注後25分前後に開始し，90分までに終了するのが適当と考えた．

b．検出条件

ファントム実験で行なつたと同様に，同一症例につき検出条件を変えた場合の心筋像の集積計数率と画質をそれぞれ比較した．その際，設定エネルギーによる計数率の差を考慮し，集積計数を75keV で30万～50万カウント，また 167keV で10万～30万カウントとして撮像した．その結果，計数率は，ファントム実験で得たと同様の傾向を示し，コンバージングコリメータを用い，設定エネルギーを75keV とした場合に，その他の検出条件と比べ，圧倒的に高かつた．コンバージングコリメータを用い，設定エネルギーを75keV，またウインド幅を20％とした場合，^{201}Tl 2mCi を静注後25分で，計数率は10^5cpm 前後となり，従つて，50万カウントを集積するに必要な撮像所要時間は5分前後であつた．一方，画質は，ファントム実験で得た結果とやや異なり，コンバージングコリメータで最も優れていた．ピンホールコリメータは，左室の小さい例において，コンバージングより優れた画質を得たが，一般に像のひずみを明らかに示した．また，167keV での像は，75keV でのそれと比べ，一般に大差のない画質であつたが，肥満や心嚢液貯溜のある例でやや優れた画質を示した．

c．検出方向と検出視野

検出方向として，右前斜，正面，左前斜，左側

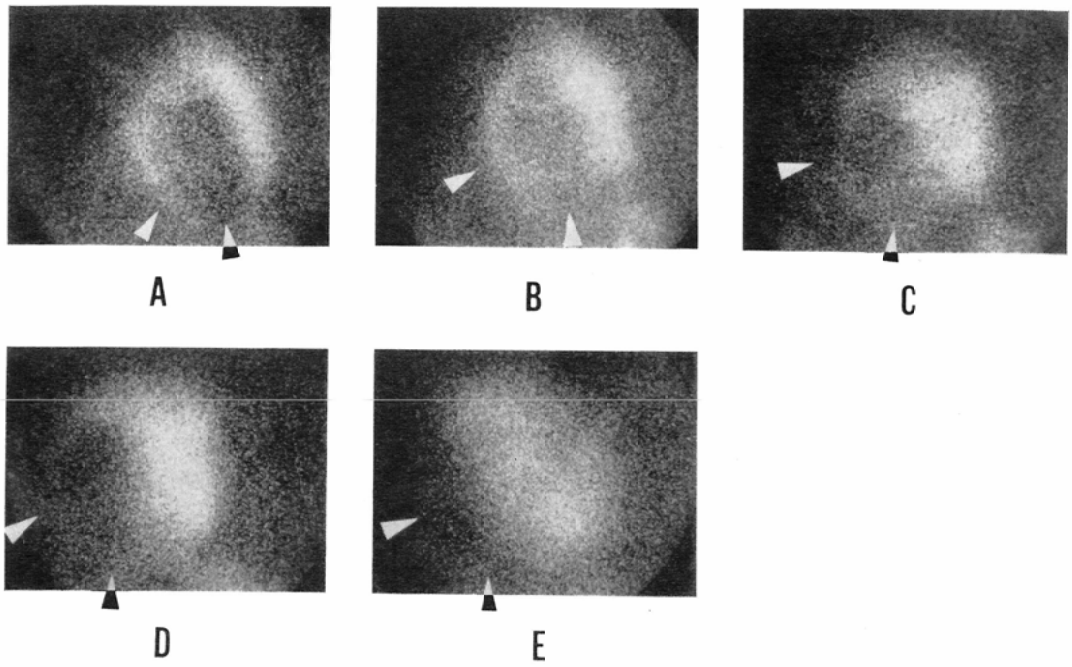


Fig. 6-1

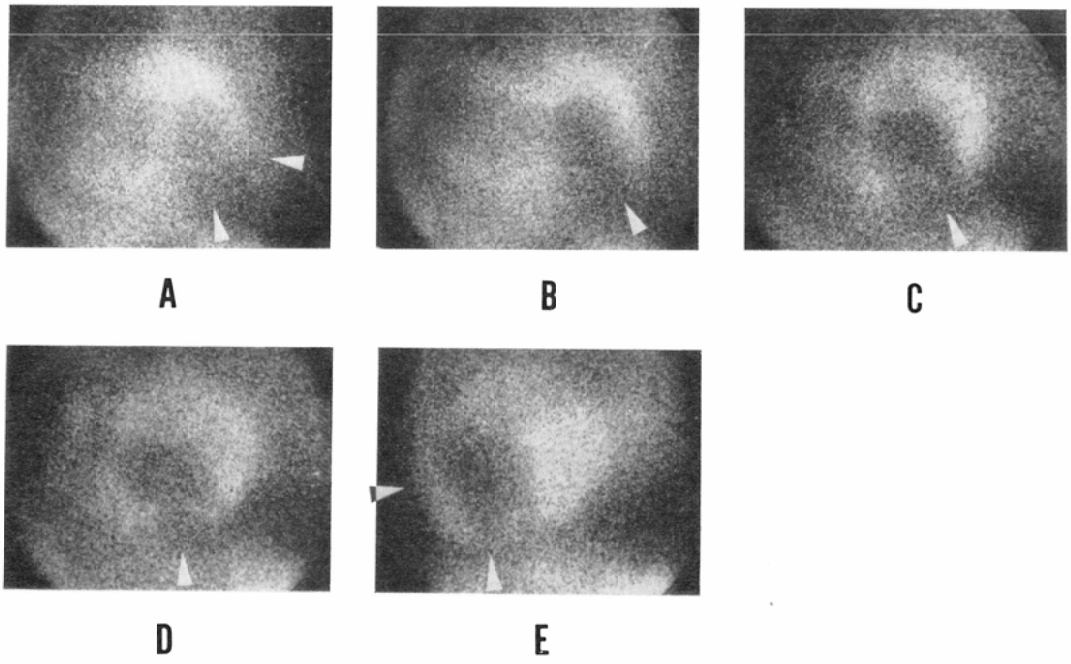


Fig. 6-2

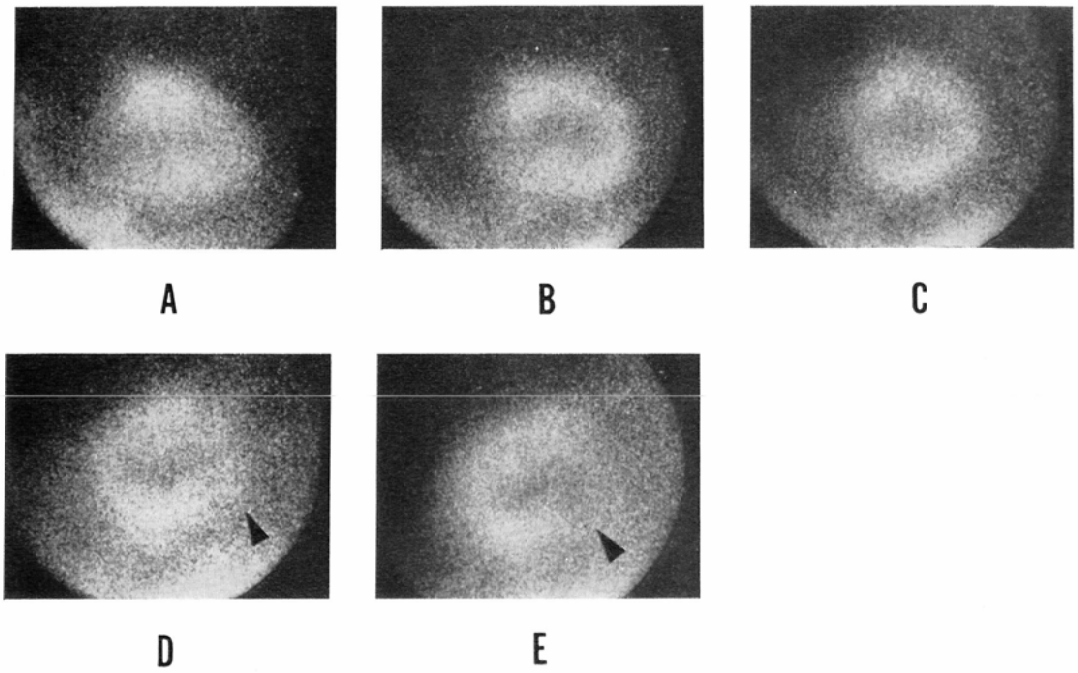


Fig. 6-3

Fig. 6. Images of ^{201}Tl myocardial scintigraphy in three patients with old myocardial infarction. (1) A 72-year-old male with anteroseptal inferior infarction. (2) A 54-year-old male with anterolateral inferior infarction. (3) A 70-year-old male with posterior infarction. (A) Anterior view, view, (B) 20° left anterior oblique view, (C) 45° left anterior oblique view, (D) 70° left anterior oblique view, (E) left lateral view. Each image accumulates 500,000 counts using the converging collimator at the 75-keV photopeak. Arrow-heads indicate cold areas of the images.

面および左後斜の5方向について心筋像の画質を比較したところ，右前斜方向は心筋とコリメータ間の距離が長いうえ，心筋像と肝影が重なる不利を，また左後斜方向は肺野放射能が心筋部に対し相対的に多いうえ，心筋像と脾影が大きく重なる不利を認めた．従つて，両方向とも，その他の方向に比べ，心筋像が全体に不明瞭になるとともに，心筋下壁の観察がむずかしかつた．

心電図などによつて部位や拡がりの診断ができた陳旧性硬塞12例について，検出方向と欠損像の描出程度とを比較したところ，正面方向は側壁硬塞を，45° 左前方向は中隔硬塞を，また左側面方向が前壁あるいは後壁硬塞を，更にこれら3方向いずれもが下壁硬塞を最も明瞭に描出できた(Fig. 6)．また，左前斜方向は正面方向に対し20°，45° および70° となるように角度を変えたが，これは硬塞の部位や拡がりを的確に捉えるために必要であつた．更に，これらの結果から，前壁側壁あるいは後壁中隔硬塞の検出に，右前斜方向や左後斜方向が有用であると考えられた．

一方，検出視野に肝影や脾影が大きく捉えられた場合，心筋像は全体に不明瞭になる傾向を認めた．これは，心筋以外の部位からの放射線が増加するのに伴ない，心筋からのそれが相対的に減少するためと考えられ，検出視野から肝影や脾影をできるだけ除くことによつて改善できた．

(2)　読影上の問題点

虚血性心疾患以外の8例について，正常心筋像の形態的特徴を調べたところ，心筋像は，検出方向に直角の左室心筋の割面に一致して，ドーナツ

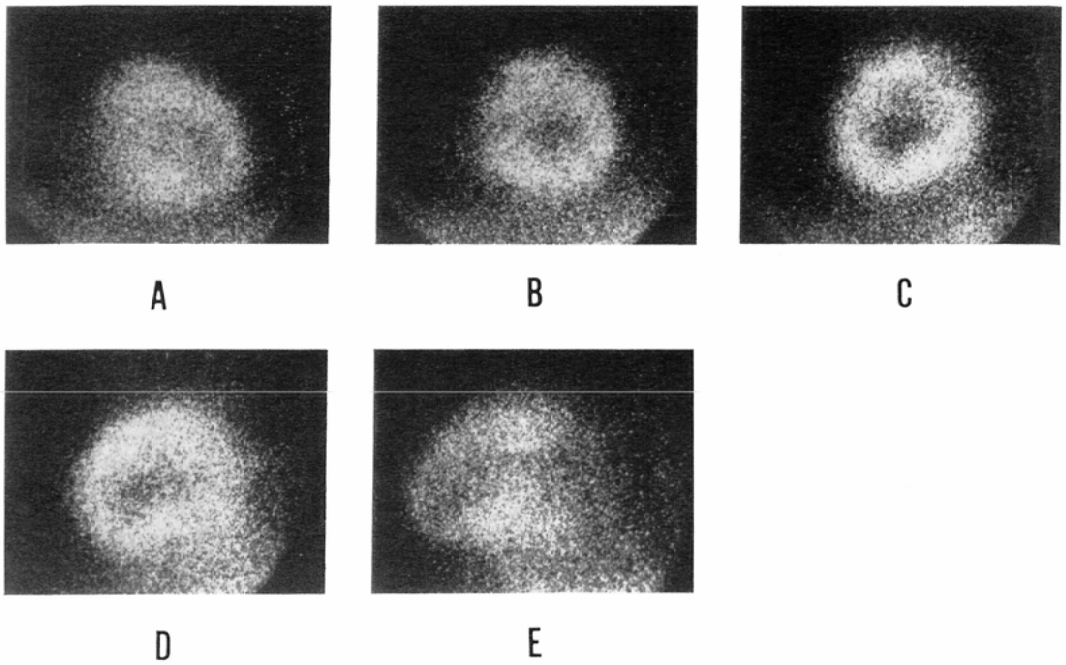


Fig. 7. Normal images of ^{201}Tl myocardial scintigraphy obtained in the patient with hypertensive heart disease. (A) Anterior view, (B) 20° left anterior oblique view, (C) 45° left anterior oblique view, (D) 70° left anterior view, (E) left lateral view. Each image accumulates 500,000 counts using the converging collimator at the 75-keV photopeak.

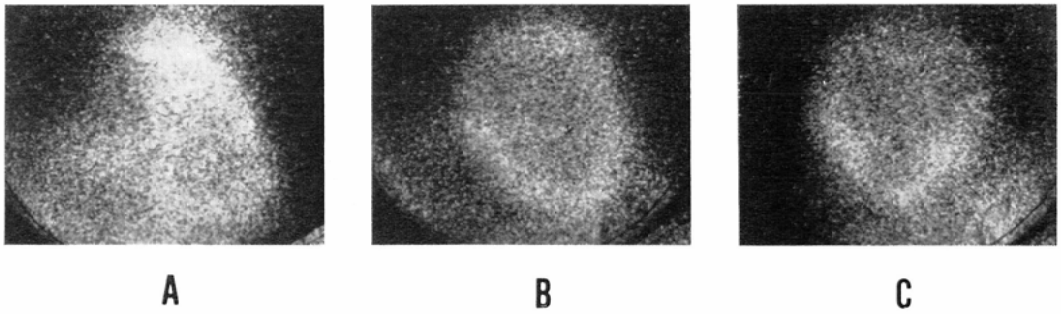


Fig. 8. Thin image of the left ventricular myocardium obtaium obtained in a patient with aortic insufficiency. (A) Anterior view, (B) 45° left anterior oblique view, (C) left lateral view.

状あるいは馬蹄状を呈し，大動脈弁および僧帽弁口部に該当する部分が淡く，また心尖部が心基部と比べて幅狭く描画された（Fig. 7）. 更に，吸収体としての右室の影響を受け，正面方向に捉えた中隔部が側壁部と比べて淡く描画される傾向を認めた．一方，正常心筋像において，右室心筋の下壁並びに側壁は，非常に淡いが，しばしば描画された．

肝影や脾影は，前述した如く，右前斜および左後斜方向で，更に右側面方向でも心筋像下壁部分と重なり，この部分の読影をむずかしくした．

(3) 臨床的有用性

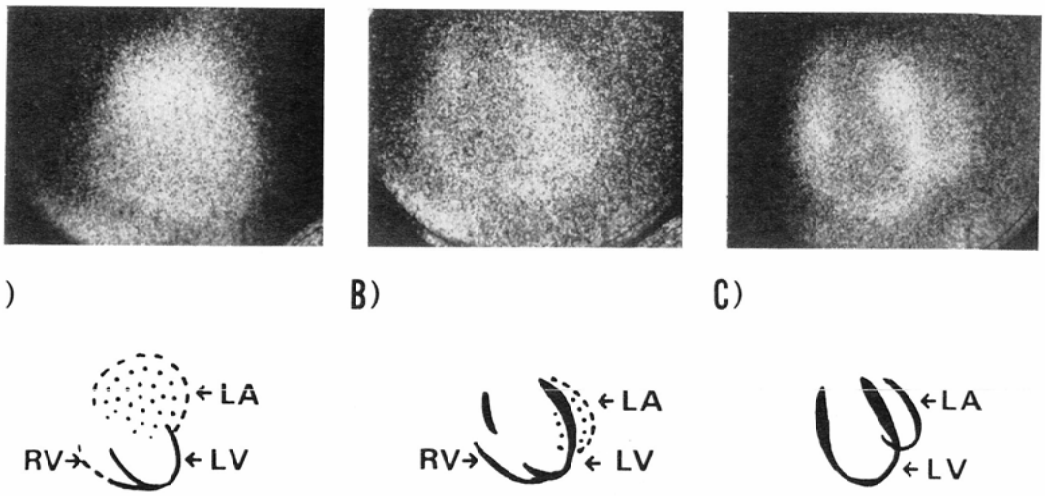


Fig. 9. Image of the left atrial myocardium obtained in a patient with postoperative mitral stenosis. (A) Anterior view, (B) 45° left anterior oblique view, (C) left lateral view.

心電図などによつて陳旧性硬塞と確診された12例中11例において，心筋シンチグラフィーは硬塞の部位や拡がりを的確に描出しえた．一方，これら硬塞例の多数で，欠損部周辺の輝点の増加あるいは欠損部対側壁の幅の増加や右室心筋像の明瞭化を認めた．これは硬塞部周囲の冠血流量の増加や硬塞部対側壁の筋失調などが反映された所要とも考えられた．

他方，弁膜性心疾患3例において，心筋の厚さや冠血流量分布の変化を示唆すると思われる所見が得られた．即ち，大動脈弁閉鎖不全例で左室心筋像に肥大は認められず，左室内腔の拡張を示し（Fig. 8），また僧帽弁に狭窄例で右室心筋像の明瞭化と左房心筋像の出現を認めた（Fig. 9）．

IV　総括並びに考案

心筋シンチグラフィーへの Tl の応用は，1970年 Kawana ら[9]がK同族体として ^{199}Tlを用いたことに始まる．その後，Lebowitz ら[10]は，73時間の半減期で，電子捕獲により 135および 167keV の γ 線と69～83keV の水銀X線を放出する ^{201}Tl を開発した．この ^{201}Tl の物理学的性状は，従来使用されてきた核種 ^{43}K, ^{82}Rb, ^{129}Cs などのそれと比べ，shelf-life が長く[10]，またシンチカメラの性能を生かすことができる長所をもつている．即ち，^{201}Tl の半減期は，短期間に反復検査を行なううえに長すぎる[15]ようであるが，サイクロトロンによるこれら核種の製造が十分できない本邦の現状において，shelf-life が長い点で有利と考える．また，心筋シンチグラフィーにシンチカメラを利用できることは以下に述べる2つの利点をもつている．その1つは，シンチカメラの高感度という性能を発揮させることによつて，心筋像を短時間に多方向から撮像できる点である．多方向からの撮像は心筋の虚血あるいは硬塞の部位や拡がりを検出するために必須[10]であり，右前斜，正面，左前斜，左側面および左後斜方向のいずれも，画質に良否を認めたが，欠かすことができないと考える．他の利点として，radioisotopic angiocardiography と組合わせた検査ができ，また radioisotopic angiocardiography で既に応用されている心電図を利用した gating method[17] を容易に導入できることが挙げられる．心筋シンチグラフィーにこの gating method を導入することによつて，拍動に基づく心筋像の“ボケ”を減らすことができ，また心筋運動に関する情報を得ることができると考える．

シンチカメラによる ^{201}Tl 心筋シンチグラフィーの画質を左右する因子として，コリメータの種

類と波高分析条件が重要である．Groch ら[5]の成績によれば，コンバージングコリメータが 140 keV 高分解能あるいは4,000平行穴コリメータと比べてより優れた画質を示す．我々の得た結果はこの成績とほぼ一致した．また，ピンホールコリメータは，コンバージングと比べ，小さな左室の場合に優れた画質を示し，一方，167keV での画質は，75keV でのそれと比べ，吸収体による影響が少ない傾向を認めた．他方，狭いウインド幅は，Strauss ら[13]の成績と同様，広いウインド幅に比べて画質がやや向上したが，ウインド幅を狭くすると，集積計数率が急激に減少する欠点を認めた．

^{201}Tl 心筋シンチグラフィーは，臨床応用上 ^{201}Tl 投与量と検査所要時間に制限があり，また多方向からの撮像を必須[10]とするので，画質が優れているだけでなく，集積計数率が十分に高い検出条件を必要とする．その意味で，コンバージングコリメータを用い，設定エネルギーを75keV，またウインド幅を20%にするのが最も適当であつた．

^{201}Tl の生物学的性状はKのそれと類似すると考えられている[9]．即ち，^{201}Tl は，心筋へ効率よく取り込まれるとともに，血中から急速に消失し[11][16]，また心筋から比較的速かに流出する[14]などKの特徴をもつと考えられる．しかし，Strauss ら[18]によれば，^{201}Tl は ^{43}K および ^{81}Rb と比べて心筋への集積率が高く，心筋クリアランスが遅く，また肝への集積率が低い．また，Pabst ら[13]によれば，血液に対する心筋の単位重量当たりの ^{201}Tl 集積比は，静注10分後に60以上となり，K や Rb のそれと比べて高値である．

^{201}Tl の心筋への集積率は，Bradley-Moore ら[2]によれば，静注25分後に投与量の 3.7%と最も高く，105分後においても 3.0%の高値に止まり，一方 Strauss ら[18]によれば，静注2分後に2.91%と最も高く，30分後まで比較的高値を示す．また，肺に対する心筋の単位重量当たりの集積比は，Bradley-Moore ら[2]によれば，静注25分後に5.6と最も高値となり，105分後においても 2.8と比較的高い値に止まる．これら生物学的性状からみて，^{201}Tl 心筋シンチグラフィーの検査時間は，^{43}K を用いた時と比べ[19]，明らかに延長することができ，我々の得た結果では，撮像開始を静注後25分前後，また終了を90分までとするのが適当と考えられた．

^{201}Tl の肝への集積は，静注後20分から60分頃に多く，心筋像の画質を低下させる原因となるだけでなく，読影上の障害にもなつた．

そこで，肺内放射能の影響を減らすために，検出視野を肝影ができるだけ除けるよう設置する必要があつた．また，肝内放射能を減少させるため，体位による肝血流量の変化[4]を考慮して，^{201}Tl の静注を立位あるいは座位で行なうことが有効であつた[13][18]．

正常心筋内の ^{201}Tl 分布は，局所的にいくらかばらつきがある[2]が，心室間では，左室並びに中隔で右室に比べてやや多い[13]程度である．従つて，右室心筋も，その壁厚が薄いために非常に淡かつたが，多数の患者において描画された．また，我々の得た結果では，心筋像の読影に当たり，検出方向に応じて，大動脈弁あるいは僧帽弁口部の位置，心筋壁の厚さ，吸収体の影響などに留意する必要があつた．

K同族体による心筋シンチグラフィーの有用性は既に虚血性心疾患の診断について多数報告されている[20]~[22]が，^{201}Tl による臨床成績はまだわずかな報告しか見ない[13]．我々は，^{201}Tl 心筋シンチグラフィーが陳旧性硬塞の部位や拡がりを検出するうえに明らかな有用性を認め，また心筋壁の厚さや冠血流量の変化を示唆すると思われる所見を得ることができた．これら臨床的有用性については，更に症例を重ねて，種々の検討をしたい．

V 結　論

^{201}Tl 心筋シンチグラフィーを臨床応用するに当たり，その基礎的な問題点を実験的並びに臨床的に検討したところ，以下に述べる如き結果を得た．

1) 検出条件として，コンバージングコリメータを用い，設定エネルギーを75keV，またウイン

ド幅を20%に設定するのが総合的に最も適当であつた．

2）撮像は静注後25分前後に開始し，90分までに終了するのが適当であつた．

3）検出方向は，正面，左前斜および左側面方向が特に有用であつたが，更にできるだけ多方向からの検出を加える必要がある．また，検出視野は肝影や脾影をできるだけ除くよう設置する必要があつた．

4）正常心筋像は，検出方向に直角な左室心筋の割面に一致し，ドーナツ状あるいは馬蹄状を呈したが，その読影に当たり，大動脈弁および僧帽弁口部の位置，心筋壁の厚さ，吸収体の影響など留意する必要があつた．一方，右室心筋像は多くの患者で淡く認められた．

5）陳旧性硬塞12例中11例で，硬塞の部位や拡がりを欠損像として明瞭に捉えることができた．また，弁膜性心疾患3例において，左室心筋像の菲薄化，右室心筋像の明瞭化および左房心筋像の出現を認めた．

文　献

1) Bonte, F.J., Paekey, R.W., Graham, K.D., Moore, J., Stokely, E.M.: Radiology 110 (1974), 473—474.
2) Bradley-Moore, P.R., Lebowitz, E., Greene, M.W., Atkins, H.L., Ansari, A.N.: J. Nucl. Med. 16 (1975), 156—160.
3) Carr, E.A., Gleason, G., Shaw, J., Krontz, B.: Am. Heart J. 68 (1964), 627—636.
4) Culbertson, J.W., Wilkins, R.W., Ingelfinger, F.J., Bradley, S.E.: J. Clin. Invest. 30 (1951), 305—311.
5) Groch, M.W., Lewis, G.K.: J. Nucl. Med. 17 (1976), 142—145.
6) Holman, B.L., Dewanjee, M.K., Idoine, J., Fliegel, C.P., Davis, M.A., Treves, S., Eldh, P.: J. Nucl. Med. 14 (1973), 595—599.
7) Hurley, P.J., Cooper, M., Reba, R.C., Poggenburg, K.J., Wagner, H.N.: J. Nucl. Med. 12 (1971), 516—519.
8) 石井　靖，山本逸雄，米倉義晴，鳥塚莞爾，藤田　透，鳥居　宏，二木　実：核医学，12：667—672，1975.
9) Kawana, M., Krizek, H., Porter, J., Lathrop, K.A., Charleston, D., Harper, P.V.: J. Nucl. Med. 11 (1970), 333.
10) Lebowitz, E., Green, M.W., Fairchild, R., Bradley-Moore, P.R., Atkins, H.L., Ansari, A.N., Richards, P., Belgrave, E.: J. Nucl. Med. 16 (1975), 151—155.
11) Love, W.D., Ishihara, Y., Lyon, L.D., Smith, R.O.: Am. Heart J. 76 (1968), 353—355.
12) Moyer, R.A.: J. Nucl. Med. 15 (1974), 59—64.
13) Pabst, H.W., Hör, G., Lichte, H., Sebening, H., Kriegel, H.: Eur. J. Nucl. Med. 1 (1976), 19—25.
14) Parker, J.O., Chiong, M.A., West, R.O., Case, R.B.: Circulation 42 (1970), 205—217.
14) Pitt, B., Strauss, H.W.: Circulation 53 (1976), I-121—I-123.
16) Poe, N.D.: J. Nucl. Med. 13 (1972), 557—560.
17) Strauss, H.W., Hurley, P.J., Zaret, B.L., Pitt, B., Wagner, H.N.: J. Nucl. Med. 11 (1970), 364—365.
18) Strauss, H.W., Harrison, K., Langan, J.K., Lebowitz, E., Pitt, B.: Circulation 51 (1975), 641—645.
19) Strauss, H.W., Zaret, B.L., Martin, N.D., Wells, H.P., Flamm, M.D.: Radiology 108 (1973), 85—90.
20) Yano, Y., Anger, H.O.: J. Nucl. Med. 9 412—415.
21) Yano, Y., Van Dyke, D., Budinger, T.F., Anger, H.O., Chu, P.: J. Nucl. Med. 11 (1970), 663—668.
22) Zaret, B.L., Wells, H.P., McGowan, R.L., Flamm, M.D.: Circulation 48 (1973), 1234—1241.