

《原 著》

7-pinhole collimator による心筋断層シンチグラム

米倉 義晴* 向井 孝夫* 山本 和高* 石井 靖*

藤田 透* 湊 小太郎* 鳥塚 莞爾* 神原 啓文*

三羽 邦久** 吉田 章** 川下 憲二** 河合 忠一**

要旨 7-pinhole collimator による心筋断層シンチグラムを施行し、従来のシンチグラムと比較してその臨床的有用性を検討した。

左室心筋を想定したファントム実験では、欠損の検出能は従来の平行コリメータによる像と同程度と考えられたが、臨床例では、断層シンチグラムは、従来のシンチグラムではしばしば判定が困難になる下壁梗塞や、心内膜下梗塞において、前後の重なりを避けて欠損を描出できる点で、²⁰¹Tl 心筋シンチグラムの有効性を高めると考えられた。心拍同期法の併用は、これに加えて、心内膜側の壁運動を血流分布 image と同時に観察できるので、特に小さな欠損の所在の同定に有効である。肥大型心筋症では、不均等肥大の部位とその程度の推定に有用であった。これらの断層シンチグラムは、病変の部位により、適当な方向からの断層面を得ることが重要と考えられた。

本法は簡便に断層像が得られるので、心臓核医学における幅広い臨床応用が期待される。

I. 緒 言

²⁰¹Tl 心筋シンチグラムは、非侵襲的に心筋血流分布を知る方法として広く臨床に先いられており、いわゆる心臓核医学における重要な検査法の一つとなっている。これは、心筋虚血部を二次元画像として容易に認識できることが、その幅広い普及をもたらしたものと考えられる。しかしながら、本来、RI の分布は三次元であり、これを二次元の画像として撮像する従来のシンチグラムにはその点で限界がある。すなわち、前後の健常心筋部の重なり、或いは腹部臓器への²⁰¹Tl の集積による重なり等が虚血部の認識の支障となるばかりでなく、²⁰¹Tl の放出 γ 線のエネルギーが比較的弱いので、とくに深部の診断については問題となる¹⁾。そのためにできるだけ多方向からの観察が必要となる所似である。

* 京都大学医学部放射線核医学科
** 同 第三内科

受付：55年5月6日

最終稿受付：55年7月14日

別刷請求先：大津市中央2-4-12 (番520)

京都大学医学部放射線核医学科
米倉 義晴

Kirchらにより提唱された7-pinhole collimator²⁾は、従来のシンチカメラに工夫したコリメータを装着して、同時に多方向撮影を行ない、近似的に重なり合いを避けた断層シンチグラムを得るもので、このような難点を解決し、簡便に RI の三次元分布を認識できる方法と考えられる。今回、この7-pinhole collimator を用いて²⁰¹Tl による心筋断層シンチグラムを再構成し、従来の心筋シンチグラムと比較し、その臨床的な有用性を検討したので報告する。

II. 対象および方法

昭和54年9月から昭和55年2月までに、京都大学医学部附属病院放射線部において、²⁰¹Tl 心筋シンチグラムおよび7-pinhole collimator による断層シンチグラムを施行した35例を対象とした。その内訳は、心筋梗塞症16例、狭心症5例、肥大型心筋症5例、高血圧症、スポーツ心臓などの左室肥大4例、および諸検査で循環系に異常を認めなかった正常例5例である(Table 1)。このうち心筋梗塞症、狭心症、肥大型心筋症については、全例、冠動脈造影を施行し、診断を確定した。狭心症5例中4例はbicycle ergometer による運動

Table 1 Classification of 35 cases studied

Myocardial infarction	16
anterior	10
inferior	3
high posterior	1
subendocardial	2
Angina pectoris	5
effort angina	4
variant angina	1
Hypertrophic cardiomyopathy	5
septal hypertrophy	2
apical hypertrophy	3
Diffuse LV hypertrophy	4
hypertension	3
sportsman heart	1
Normal	5
Total	35

負荷を、1例の異型狭心症では ergonovine による薬剤負荷を行ない、心筋虚血の誘発による心筋シンチグラムを施行した。

^{201}Tl 2~3 mCi 投与後、低エネルギー用超高分解能平行コリメータを装着したシンチカメラ(日立 Gamma View)にて、前面、左前斜位(LAO) 30°, 45°, 60°、および左側面より 300~400 秒かけ30万カウント収集して、通常のシンチグラムを撮像した。その後、シンチカメラ(Searle, LFOV)に 7-pinhole collimator(CMS)を装着して左前斜位(LAO) 30°~60°、及び右前斜位(RAO) 30°より original data を採取した。すなわち、従来の ^{201}Tl 心筋シンチグラム像を参考にして、左室の長軸に直交する角度を推定し、その方向(LAO 30°~60°)より左室の短軸断層像を、RAO 30°より長軸断層像を求めた。この際にカメラの tilting は特に行わず、コリメータ面は体軸に平行な方向とした。撮像に際しては、心筋の image が 7つのピンホールコリメータのそれぞれの視野のできるだけ中央にくるようにし、しかもこの視野内におさまる範囲で、コリメータができるだけ胸壁に近接させるようにした。著明な心拡大の無い場合、コリメータと胸壁の距離は約 8 cm 前後が適当であった。ピンホールの口径は 5.5 mm を使用し、static image は 400~500 秒かけて 75 万カウン

トを収集して、断層像作成の対象とした。

更に、断層像の壁運動異常を観察する目的で一部の例ではカウント収集時に心電図と同期させて、心拍同期画像を作成した。すなわち、R-R 間隔を 6 等分して、500 心拍(6~10 分)加算して原画像とした。一部の症例には、 ^{201}Tl による心筋断層シンチグラムを施行後、直ちに同じ位置で、 ^{99m}Tc 標識(in vivo)赤血球による心プールの断層シンチグラムを心拍同期法により施行し、両者を重ねあわせて検討の対象とした。

従来の平行コリメータによる像と 7-pinhole collimator による断層像の検出能を比較するために、基礎的なファントム実験を行なった。左室心筋を想定した厚さ 1 cm の中空の紡錘状ファントムを作製し(Fig. 1)、壁の部分に ^{201}Tl (1 $\mu\text{Ci}/\text{ml}$)を注入し、直径 1~4 cm の貫壁性梗塞および心内膜下梗塞を想定した欠損を作り、空中での両者による image を比較した。この際に平行コリメータによる像は通常心筋シンチグラムで欠損を最もよく検出できるとされている接線方向に欠損を設定して、ファントムをコリメータ面に近接して 30 万カウント収集してポラロイドフィルムに撮像した。7-pinhole collimator による断層像は、ファントムの長軸がコリメータ面に直交する位置におき、コリメータとファントム先端との距離を 8 cm、欠損部までの距離を 10 cm としてデータを採取した。

断層画像の再構成は CMS の software を用いて、ミニコンピュータ(DEC, PDP 11/60)により行なった。これにより、コリメータ面より約 8~25 cm の深さの情報がコリメータ面に平行な断面の断面像として得られる。この際に得られる断層像のスライスの厚みは、コリメータからの距離により異なり、コリメータに近い断面(コリメータ面から 10 cm)で約 0.8 cm、距離が離れると(コリメータ面から 20 cm)約 2.5 cm となっている。更に、再構成画像は深さにより拡大率が異なり、コリメータ面から 10 cm の断層像は、20 cm の深さの断層像よりも約 2 倍拡大されている。10 スライス(コリメータ面より 8~25 cm)についての画像構成の計算時間は 3~5 分であるが、心拍同

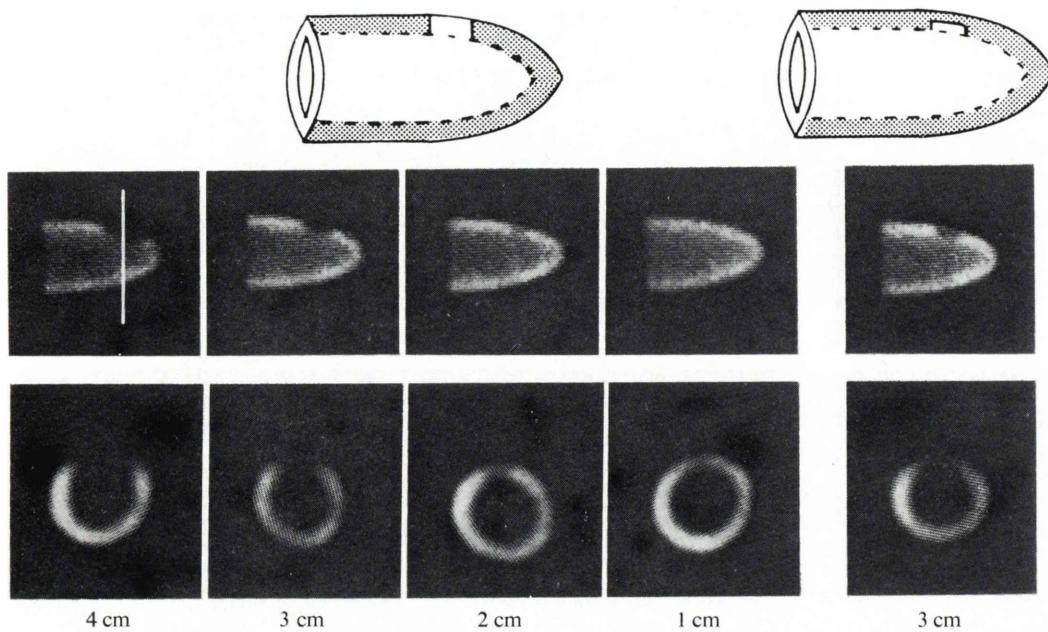


Fig. 1 Phantom studies of tomographic imaging with 7-pinhole collimator (lower) compared with conventional imaging with parallel hole collimator (upper). Infarcts of various size (1–4 cm) and subendocardial infarct (3 cm) were studied.

期像については一心拍 6 等分したそれぞれの画像についての計算となるので、その 6 倍（約 30 分）の計算時間が必要となる。尚、pinhole collimator の感度補正のために、毎回 ^{201}Tl の平板ファントムおよび点線源を用いて calibration 用データを採取した。

III. 結 果

1) ファントム実験

Fig. 1 に左室心筋ファントムを使用して、従来のシンチグラムと断層シンチグラムとの比較を行なった結果を示す。平行コリメータによる従来のシンチグラムについては、欠損がファントムの辺縁に位置する方向について、7-pinhole collimator による断層像についてはファントムの長軸がコリメータ面に直交する方向で、それぞれ欠損の評価を行ない比較したが、この方向及び位置で欠損が最もよく描出される。両者共に直径 3 cm 以上の貫壁性梗塞は明瞭な欠損像として認識できるが、

直径 2 cm の梗塞は、わずかな RI 集積の低下として描出され、直径 1 cm では判定が困難であった。一方、直径 3 cm、厚さ 5 mm の心内膜下梗塞を想定したファントムでは、従来のシンチグラムではこの部分の diffuse な RI 集積の低下として表現され、断層シンチグラムでは内側の明瞭な欠損像として描出された。

2) 正常像

正常の LAO および RAO からの心筋断層シンチグラムでは (Fig. 2), いずれも左室心筋がほぼ一様な RI 分布の断面像として得られた。但し、LAO からの短軸断層では、心尖部のスライス面では心室中隔上部から前壁にかけて、心基部では心室中隔上部にやや RI 集積の低下する部位が認められ、後者は大動脈弁開口部に相当すると考えられた。心拍同期による正常の心筋断層像では、RAO, LAO 共に心筋壁の各部位について均等な収縮を認め、特に内膜側での収縮が著明であった。スポーツ心臓の 1 例における心拍同期心筋断層像

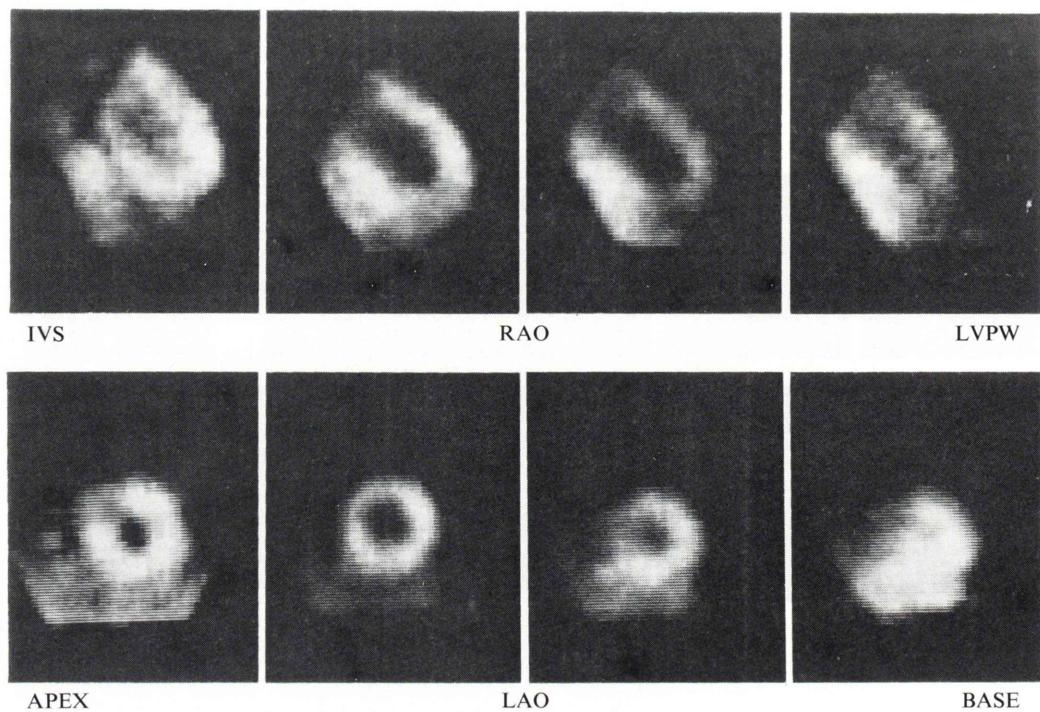


Fig. 2 Myocardial tomographic images of normal subject in RAO (upper) and in LAO (lower) projection.

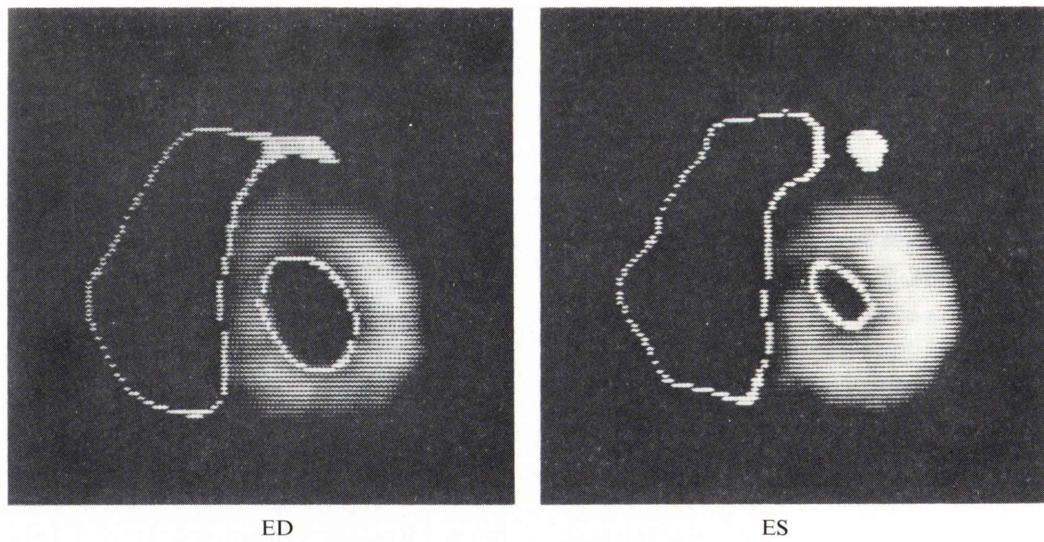


Fig. 3 Superimposed cardiac pool contour in tomographic presentation over myocardial perfusion tomographic image with ECG gating in the case of diffuse left ventricular hypertrophy.

を、直後に施行した心プールの断層像の輪郭と重ねて Fig. 3 に示すが適當なレベルで cut off して両者を重ね合わせると、心プール像の輪郭は心筋像の内側に一致することを認めた。

3) 心筋梗塞例

3 例の下壁梗塞および 1 例の高位後壁梗塞はいずれも LAO からの正面断層像で明瞭に欠損像が描出された。このうち下壁梗塞の 1 例 (Fig. 4) と高位後壁梗塞 1 例は從来のシンチグラムでは読影困難であった。すなわち下壁梗塞例については心電図上では明らかな異常 Q 波 (II, III, aVF) を認めるにもかかわらず、從来の心筋シンチグラムでは腹部臓器の background と重なって、欠損の判定が困難であるが、断層像で心尖部に近い下壁に明瞭な欠損像を認める。前壁中隔梗塞の 10 例はいずれも從来のシンチグラムで判定可能であったが、LAO からの短軸断層像では、しばしば梗塞部の認識が困難で、RAO からの長軸断層像が梗塞部

の判定に有効であった (Fig. 5)。急性期に心電図上 ST 上昇および血清酵素値の上昇を認めながら、異常 Q 波が見られず、心内膜下梗塞と診断された 2 例は、いずれも從来の心筋シンチグラムで欠損を検出できなかったが、断層像で下壁に壁厚の薄い部位として描出された。この部位は心拍同期画像で hypokinesis を示した。そのうちの 1 例について直後に施行した心プール断層像と同じ断层面で重ね合わせると、心内膜下梗塞部位は心プール像の外縁と心筋像内縁との間の隙としてその所在が明瞭に認識できた (Fig. 6)。

4) 狹心症例

狭心症 5 例中 3 例は運動負荷或いは ergonovine 負荷により從来の心筋シンチグラムで欠損を認め、断層シンチグラムの所見と一致した。残りの 2 例中 1 例の一枝狭窄例 (左回旋枝) では、從来のシンチグラムで異常を認めず、断層シンチグラムで初めて下壁に欠損を検出し得た。また左冠動脈主

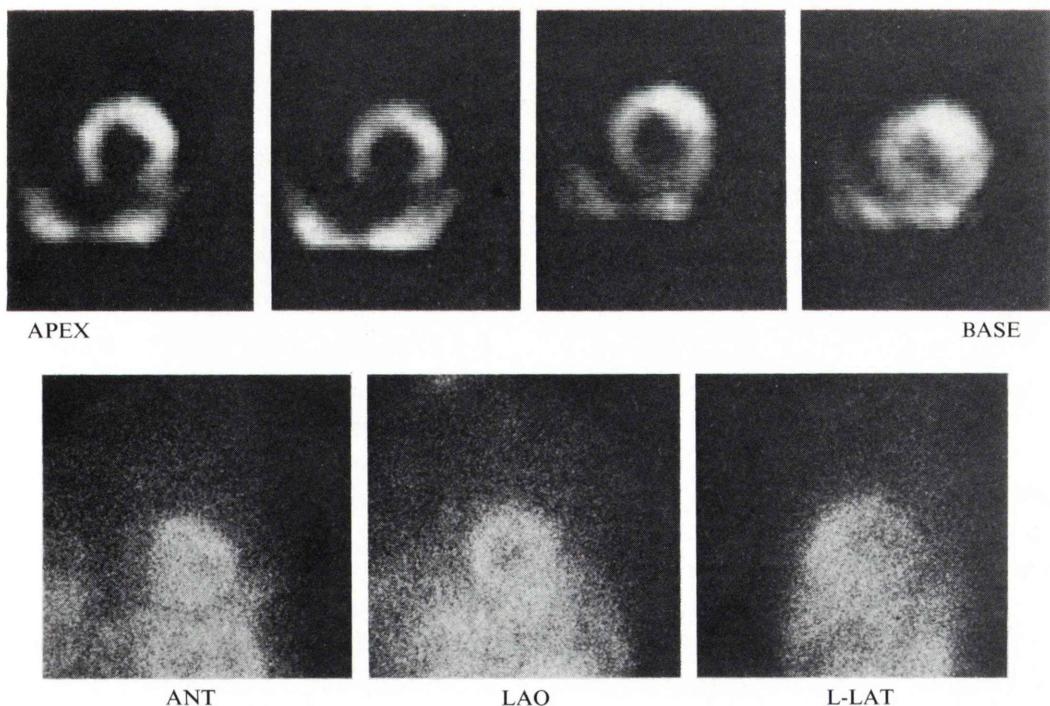


Fig. 4 Myocardial tomographic images (upper) and conventional myocardial images (lower) in patient with inferior myocardial infarction.

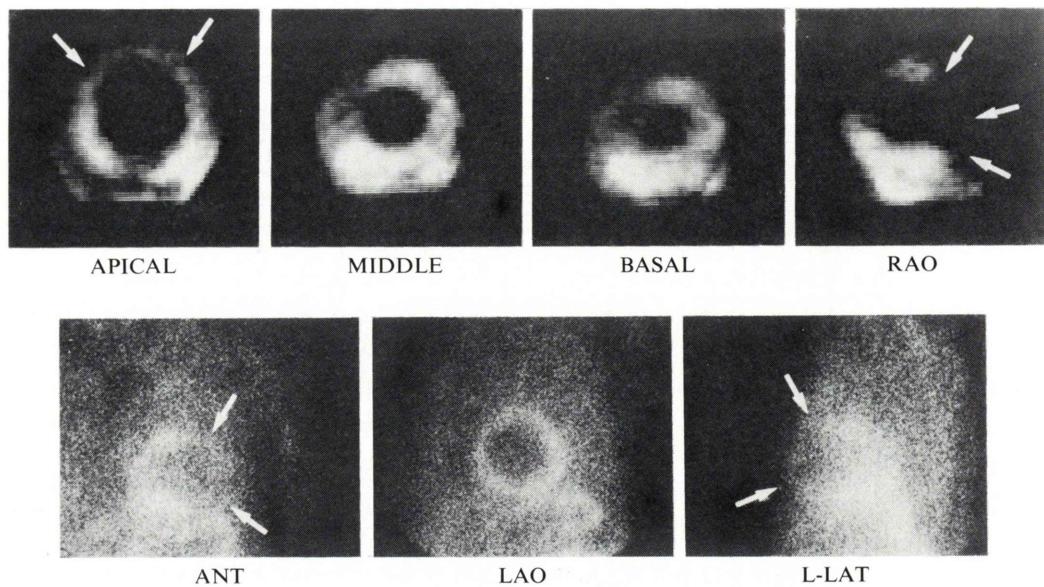


Fig. 5 Myocardial tomographic images (upper) and conventional myocardial images (lower) in patient with anterior myocardial infarction. Arrows indicate perfusion defect, which is recognized readily in RAO projection of tomographic imaging and in anterior or in left lateral projection of conventional imaging.

幹部に 99% 狹窄を認めた他の 1 例でも同様に従来のシンチグラムで異常を認めず、断層シンチグラムでは下壁にわずかな欠損を認め、心筋全体への取り込み低下があり壁が薄く描出された (Fig. 7).

5) 心筋肥大例

一般に左室肥大例ではいずれも左室心筋全周にわたって壁の肥厚が認められ、特に左室自由壁での傾向が著明であるが、不均等肥大を伴う心筋症においては、適切な断面を得るとその所在の同定が容易になる。すなわち肥大型心筋症 5 例のうち、2 例の中隔肥大型は LAO からの短軸断層で心室中隔に明瞭な肥厚を認めた (Fig. 8)。心尖部肥大型の残りの 3 例は、短軸断層のみでは判定が困難であり、いずれも RAO からの長軸断層によりはじめて心尖部の肥大を確認することができた。これら的心筋肥大例はいずれも従来のシンチグラムでは左室内壁の狭小化を疑わせたが、肥厚部位の同定は困難であった。

IV. 考 察

RI による断層シンチグラムの試みは以前より数多く報告されているが³⁻⁷⁾、X 線 CT の開発と発展に刺激されて、最近では実用化の段階になってきた。現在行われている断層シンチグラムを大別すると、検出器を水平方向に走査して前額面断層像を得る方法と、被検者の周囲に検出器を配置したり、検出器を回転させて体軸横断像を得る、いわゆる emission CT (ECT) がある。前者の方法は、焦点型コリメータを装着した小型シンチカメラを水平面で走査して、焦点深度に対する動きの違いから一度に多面断層を得る方法であり、すでに臨床的にも実用化されている^{8,9)}。emission CT には、tracer として陽電子放出核種からの一対の放出 γ 線を対向検出する position CT¹⁰⁻¹³⁾ と、^{99m}Tc 等の単一 γ 線放出核種を用いる single photon emission CT¹⁴⁻¹⁸⁾ がある。

7-pinhole collimator による断層像²⁾は、同一の

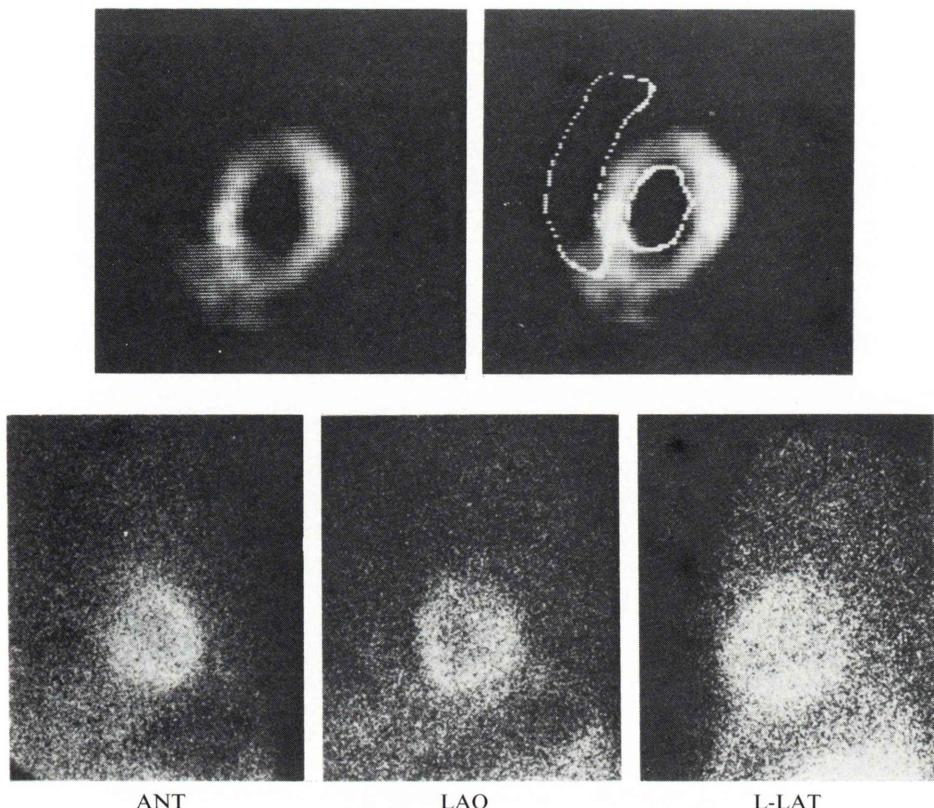


Fig. 6 Myocardial tomographic image and superimposed cardiac pool tomographic contour (upper) in patient with subendocardial infarction. A focal gap between these two images was present in inferior wall.

シンチカメラ視野内に7方向からの像を同時に結像させて、その結果を計算機によって画像加工して近似的な前額面の断層像を数スライスにわたって再構成するもので、心臓のような小さな臓器を対象にするには適した方法と考えられる。また、一度に多方向像が得られるという点は、短時間のデータ採取が可能であることであり、これは心筋の imaging に際して特に重要なことである。すなわち ^{201}TI 心筋シンチグラムが心筋血流分布像を反映するのは投与直後初期の間であり、従って長時間による記録は好ましいものではない。更に、心電図同期法を採用するに際してもできるだけ短時間のデータ採取が要求される。更に、従来のシンチカメラに工夫したコリメータを装着するだけで行えることと合わせて、心臓核医学における簡

便な三次元表示法として、きわめて当を得たものといえよう。

^{201}TI 心筋シンチグラム¹⁹⁾ の日常検査法としての普及はめざましいものがあり、単に安静時シンチグラムによる心筋梗塞症の検出のみならず、種々の負荷を加えて潜在的な虚血を描出することが行なわれている。冠動脈疾患の診断における運動負荷シンチグラムの高い specificity^{1,20)} は負荷心電図に頼ってきた従来の検査法を大きく変えるものである。しかし、一方その sensitivity は必ずしも満足できるものではなく、この原因としては第一に三次元の RI 分布をシンチカメラにより二次元画像として撮像することに限界があり、第二に ^{201}TI の分布そのものが相対的な血流分布をあらわすもので絶対値としての血流量ではないことが

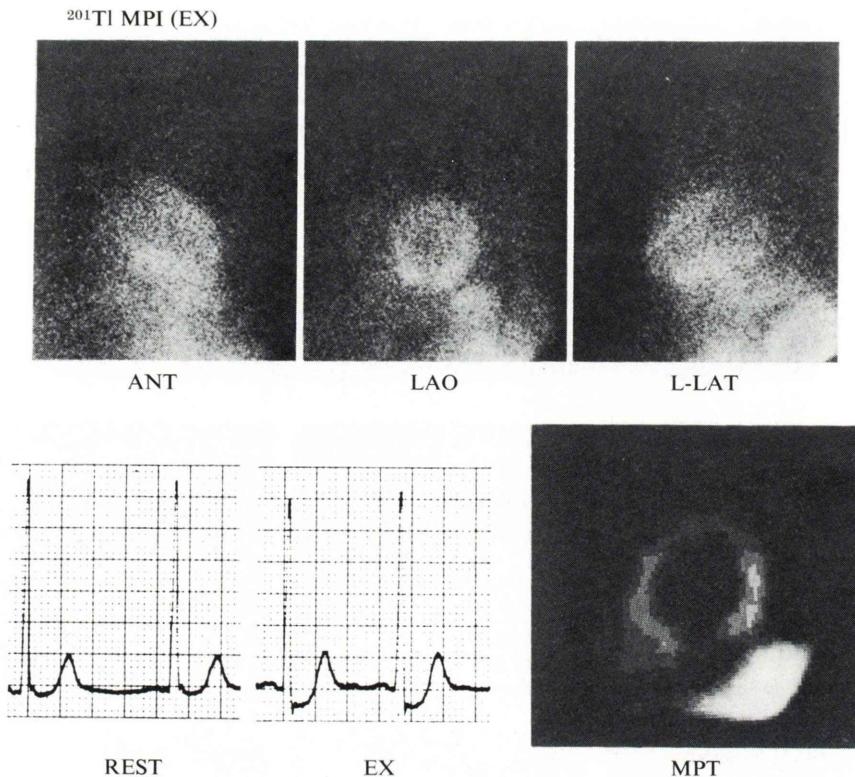


Fig. 7 Conventional myocardial perfusion imaging (MPI) and myocardial perfusion tomography (MPT) with exercise loading in patient with 99% stenosis of left main coronary artery.

考えられる¹⁾。前者については、 ^{201}TI の γ 線エネルギーが比較的弱いので、検出器からの距離が遠くなる下壁～後壁での検出能が低下すると考えられる。これに加えて、前後の健常心筋部の重なりなどにより false negative 例を生じることになると考えられる。このような例に対しては断層シンチグラムによる三次元 RI 分布の認識が一つの解決法となると考えられる。今回のファントム実験で示されたように周辺臓器、background の影響のない理想的な状態では従来のシンチグラムと断層シンチグラムの両者で欠損の検出能そのものに大差は認められない。しかし、心内膜下梗塞のような場合には、従来のシンチグラムよりも断層シンチグラムが適切な断面を得てすぐれていると考えられた (Fig. 1)。一般に、欠損は適切な断面で前後の重なりを避けて観察されることが必要と考えられる。

えられるが、臨床例において 2 例の心内膜下梗塞や、下壁～後壁梗塞で特にその有効性が認められたのは、このような理由によるものである。他方、前壁～心尖部の欠損或いは肥厚に対して LAO からの短軸断層像があまり有効でなかったのは、病変部を正面から眺める方向となり、欠損を検出する上で適切な断面でなかったことによると考えられる。適切な断面とは、病変部が心筋壁の辺縁に位置する方向からの前額断層像のことであり、その意味で前壁の病変は RAO からの長軸断層が有効と考えられる。

このような断層シンチグラム自体の有効性に加えて、心拍同期画像を簡便に得られることは、左室壁運動の観察をより適切に行うこと可能にした。従来の心筋シンチグラムの心拍同期画像は、比較的動きの少ない心筋外側の輪郭を見ることは

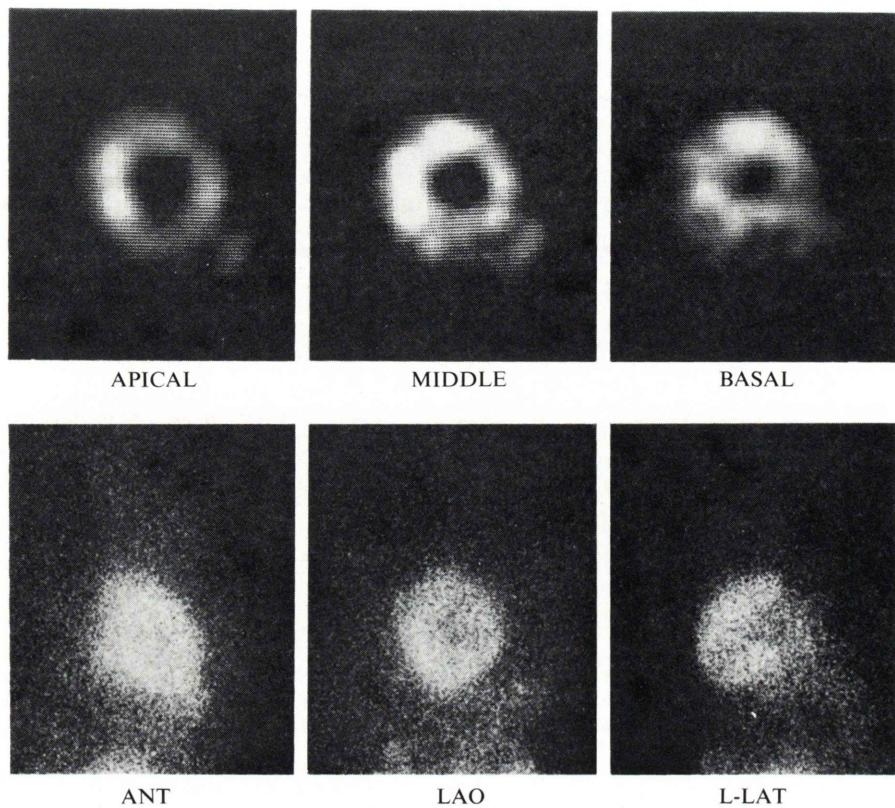


Fig. 8 Myocardial perfusion tomography (upper) and conventional myocardial perfusion imaging (lower) in patient with asymmetrical septal hypertrophy.

できても、前後に重なる心筋のために動きの多い内膜側の辺縁を正確に描出することは困難であり、結局壁運動異常の検出は、心プール同期像による間接的な内壁運動の判定を必要とした²¹⁻²³⁾。これに対して心筋断層像は任意のスライス面で心筋の内膜側の辺縁をも明瞭に描出できるので、心筋血流分布と壁運動の異常とを同時に観察できる。貫壁性梗塞部位は、完全な欠損であり動きの観察はできないが、小さな梗塞の場合にはわずかな²⁰¹Tl の摂取低下部位についてその部の異常が動きの悪さとして確定できる。また、心内膜下梗塞については断層像でなければ観察しえないし、これに心拍同期像による動きの情報を追加することで同様にその存在が推定できるが、加えて心拍同期プール像を重ねると、画像内に存在する間隙と

してその存在診断は確定的となる。

なお、運動負荷シンチグラムにおいて、多枝病変はしばしば false negative を示すが、それは本症が局所欠損としてではなく心筋全体への取り込み低下として示されるからである。本来、心筋シンチグラムは相対的な血流分布の画像であるから分布異常がない限り、絶対量の変化は評価できない。Fig. 7 の症例はこのような例に相当すると考えられるが、このような例の診断のためには心筋摂取率の定量化が必要である²⁴⁻²⁵⁾。

このように、7-pinhole collimator による心筋の断層シンチグラムはコリメータの選択のみにて簡便に施行できる検査法として、日常の²⁰¹Tl 心筋シンチグラムによる診断精度を高めるものであるが、いくつかの問題点もある。すなわち、本法

は ECT と違って、体軸まわりすべての方向の像を集約加工したものではなく、限られた範囲の7方向の像により加工合成されたものであるから言わば不完全な凝集的な断層像といえよう。従ってその輪切り像を定量的に評価することには当然のことながら問題がある。いずれにしても本像作成の要件は、まず7つの pinhole collimator の視野内に目的とする臓器が完全に入っていることが必要である。また、前後の重なりを避けることができるとしても、限られた視野での観察であるから、比較的心筋への²⁰¹Tl の取り込みが悪いと、相対的に増加した腹部臓器の activity は当然 noise として再構成画像に影響を与えると考えられる。更に、深さによる解像力の低下も生じうことになる。従って心筋をできるだけコリメータに近接させる配慮が必要であるが、これにより目的とする心筋がコリメータの視野からはずれてはならない。このあたりの加減を適切にするためには、ある程度の経験を必要とする。得られた断層像の解釈についても、左室心筋が必ずしも短軸或いは長軸方向に直角な断面ではないことを考慮する必要がある。正常例でも認められる心尖部での中隔～前壁の欠損様の像はこの影響と考えられ、左室流出路に一致すると考えられる心基部での欠損像と共に false positive を生じやすく、読影にあたって注意しなければならない。

左室心筋の正確な短軸断層を得るには、LAO から尾側にコリメータを傾けて足元からのぞき込むような方向で撮像することも一つの方法であろう。いずれにしても本法の特質上、撮像時の適切な配慮の有無が適切な断層像作成の上で重要であることを注意すべきである。これに対して ECT は、このような配慮は必要としないが特殊な装置が必要となる。しかしながら、定量的なシンチグラムを得るために ECT を使用しなければならず、この点では特に positron CT に寄せられている期待は大きい^{26,27}。しかし、心臓核医学は本来ベッドサイドでの簡便な利用に臨床的な意義があり、その点で ECT が出現してもなお本法の存在意義はあると考えられる。

V. 結 語

7-pinhole collimator による心筋断層シンチグラムを施行し、従来のシンチグラムと比較した。断層シンチグラムは、従来のシンチグラムで見逃されやすい下壁梗塞や心内膜下梗塞の診断に有効で、²⁰¹Tl 心筋シンチグラムの診断精度を高めると考えられた。

文 献

- 1) Verni MS, Marcus ML, Razzak MA, et al: Sensitivity and specificity of thallium-201 perfusion scintigrams under exercise in the diagnosis of coronary artery disease. *J Nucl Med* **19**: 773-782, 1978
- 2) Vogel RA, Kirch D, LeFree M, et al: A new method of multiplanner emission tomography using a seven pinhole collimator and an Anger scintillation camera. *J Nucl Med* **19**: 648-654, 1978
- 3) Kuhl DE, Edwards RQ: Image separation radioisotope scanning. *Radiology* **80**: 653-661, 1963
- 4) Farmelant MH, DeMeester G, Wilson D, et al: Initial clinical experiences with a Fresnel zone-plate imager. *J Nucl Med* **16**: 183-187, 1975
- 5) Budinger TF, Macdonald B: Reconstruction of the Fresnel-coded gamma camera images by digital computer. *J Nucl Med* **16**: 309-313, 1975
- 6) Koral KF, Rogers WL, Knoll GF: Digital tomographic imaging with time-modulated pseudorandom coded aperture and Anger camera. *J Nucl Med* **16**: 402-413, 1975
- 7) Renaud L, Joy MLG, Gilday DL: Fourier multi-aperture emission tomography (FMET). *J Nucl Med* **20**: 986-991, 1979
- 8) Wahner HW, Hammell TC: Adrenal gland imaging with multiplane tomography. *Clin Nucl Med* **4**: 152-157, 1979
- 9) 藤山直文: 肝限局性病変の断層シンチグラフィー. 核医学 **16**: 127-139, 1979
- 10) Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Hoffman EJ, et al: A positron-emission transaxial tomograph for Nuclear Imaging (PETT). *Radiology* **114**: 89-98, 1975
- 11) Phelps ME, Hoffman EJ, Mullni NA, et al: Application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography. *J Nucl Med* **16**: 210-224, 1975
- 12) Derenzo SE, Zakkland H, Budinger TF: Analytical study of a high resolution positron ring detector system for transaxial reconstruction tomography.

- J Nucl Med **16**: 1163-1173, 1975
- 13) Phelps ME, Hoffman EJ, Huong S, et al: ECAT: A New computerized tomographic imaging system for positron-emitting radiopharmaceuticals. J Nucl Med **19**: 635-647, 1978
- 14) Jaszcak RJ, Murphy PH, Huard D, et al: Radio-nuclide emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera. J Nucl Med **18**: 373-380, 1977
- 15) 向井孝夫, 藤田透, 石井靖, 他: ミニコンによるRI断層像の合成. 映像情報 **9**: 21-27, 1977
- 16) Kan MK, Hopkins GB: Measurement of liver volume by emission computed tomography. J Nucl Med **20**: 514-520, 1979
- 17) 前田敏男, 久田欣一, 嶋津秀樹, 他:トモスキヤナードIIによる横断断層シンチグラフィー. ——第1報臨床的検討——. 核医学 **17**: 9-17, 1980
- 18) 前田敏男, 松平正道, 久田欣一, 他:トモスキヤナードIIによる横断断層シンチグラフィー. ——第2報感度, 直線性, 均一性およびスライス厚さについての検討——. 核医学 **17**: 19-25, 1980
- 19) 石井靖, 神原啓文, 米倉義晴, 他: ^{201}Tl による心筋シンチグラフィーおよび心筋血流量測定について. 核医学 **13**: 787-797, 1976
- 20) Turner DA, Battle WE, Deshmukh H, et al: The predictive value of myocardial perfusion scintigraphy after stress in patients without previous myocardial infarction. J Nucl Med **19**: 249-255, 1978
- 21) 外山比南子, 飯尾正宏, 村田啓, 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**: 41-49, 1977
- 22) Pohost GM, Vignola PA, McKusick KE, et al.: Hypertrophic cardiomyopathy. Evaluation by gated cardiac pool scanning. Circulation **55**: 92-99, 1977
- 23) 本原征一郎, 玉井秀男, 尾藤慶三, 他: ^{201}Tl 心筋シンチグラフィによる左室壁肥厚の診断. 核医学 **15**: 697-711, 1978
- 24) 米倉義晴, 石井靖, 門田和紀, 他: ^{201}Tl 心筋シンチグラフィによる虚血性心疾患の診断. ——とくに運動負荷シンチグラフィの意義について—Radioisotopes **26**: 376-381, 1977
- 25) 米倉義晴, 石井靖, 鳥塚莞爾, 他: ^{201}Tl 心筋摂取率測定による心筋血流の評価. 核医学 **17**: 印刷中
- 26) Hoffman EJ, Phelps ME, Weiss ES, et al: Transaxial tomographic imaging of canine myocardium with ^{11}C -palmitic acid. J Nucl Med **18**: 57-61, 1977
- 27) Phelps ME, Hoffman EJ, Selin C, et al: Investigation of (^{18}F)2-fluoro-2-deoxyglucose for the measure of myocardial glucose metabolism. J Nucl Med **19**: 1311-1319, 1978

Summary

Myocardial Perfusion Tomography with 7-Pinhole Collimator

Yoshiharu YONEKURA*, Takao MUKAI*, Kazutaka YAMAMOTO*,
 Yasushi ISHII*, Toru FUJITA*, Kotaro MINATO*, Kanji TORIZUKA*,
 Hirofumi KAMBARA**, Kunihisa MIWA**, Akira YOSHIDA**,
 Kenji KAWASHITA** and Chuichi KAWAI**

**Department of Radiology and Nuclear Medicine, and **Third Division, Department of Medicine,
 Kyoto University, School of Medicine, Kyoto*

The clinical efficacy of tomographic presentation of myocardial perfusion imaging with 7-pinhole collimator was evaluated. 35 cases including 5 normals, 4 patients with diffuse left ventricular hypertrophy, 21 with coronary artery disease (CAD) and 5 with hypertrophic cardiomyopathy (HCM) documented by coronary angiography and left ventriculography were selected for this study.

Following the conventional ^{201}TI myocardial perfusion imaging (MPI), myocardial perfusion tomography (MPT) with 7-pinhole collimator was performed in both LAO and RAO projection. In addition, to examine wall motion abnormalities tomographically, ^{201}TI MPI as well as $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -RBC blood pool imaging were gated to reconstruct multigated MPT (MGMPT) and multigated cardiac pool tomography (MGCPT).

The detectability of the defect of the 7-pinhole tomography was compared with that of the conventional image using a cardiac phantom. The same degree of detectability was shown with both these two images.

The MPT in LAO projection revealed superior sensitivity to the conventional MPI in the case of inferior wall infarction, and the MPT in RAO projection revealed superior sensitivity in the case of anterior wall infarction. A combination of the MGMPT and MGCPT succeeded in visualizing a subendocardial infarction as a focal gap between these two images. In the case of the small infarction undetectable in the conventional MPI, it can be seen as subtle wall motion abnormalities in the tomographic presentation in movie format. An asymmetrical hypertrophy in HCM can readily be localized in tomographic visualization.

Tomographic reconstruction with 7-pinhole collimator from the optimal tomographic plane should be attempted, when the conventional display is equivocal.

Key words: myocardial perfusion tomography, 7-pinhole collimator, ^{201}TI myocardial imaging, nuclear cardiology, emission computed tomography