

《原 著》

スラントコリメータを使用した心筋シンチグラフィ

—方法論を中心として—

植原 敏勇* 西村 恒彦* 林田 孝平* 内藤 博昭*
 林 真* 香川 雅明* 山田 幸典* 伊藤 慎三*
 小塚 隆弘*

要旨 ²⁰¹Tlによる心筋シンチグラフィに、30度の射入角をもつスラントコリメータを使用した。従来、第1斜位心筋像は撮像の際コリメータと心臓が離れるため鮮明な像を得られなかったが、スラントコリメータを使用すればコリメータと心臓が離れることなく鮮明な第1斜位心筋像を得られた。この結果、従来 blind であった前側壁・後壁中隔の心筋像が得られるようになるとともに、心筋長軸像として下後壁および心尖部についても重ならない鮮明な像を得ることができた。また第2斜位 (LAO) 心筋像は心臓を心尖側から見るため奥行きが深くなり心基部の情報は得難かったが、スラントコリメータにより LAO 像より長軸像に近い MLAO 像を得られ、従来見えにくかった心基部の情報を重ならず得られるようになった。心筋シンチ像は、心臓の周囲から連続的に撮像すべきであり、各像はできるだけ奥行きが小さな長軸像として得られるべきである。この目的のためには、スラントコリメータを使用するのが最適であり、分解能がさらに向上すれば、これを心筋シンチグラフィ用コリメータとし、全方向の撮像に使用するのが望ましいと考える。

I. 結 言

Tl-201 による心筋シンチグラフィは最近非常に汎用されてきている。これは Tl-201 が K⁺アナログとして正常心筋に生理的に取り込まれるという性質を利用し、心筋への血流と心筋の viability を直接視覚的に判定できるという利点をもっているため、他の心臓の検査法とは全く違う性質の情報を得られること、およびシンチカメラさえあれば非観血的で簡便な検査法であることによる。したがって虚血性心疾患・1次的心筋変性・心筋炎の診断、さらに先天性心疾患や弁膜疾患および全身性疾患による2次的心筋への影響・心筋の変化を診断するうえにきわめて有効である。しかしそ

の欠点として、(1)心筋のみに特異的に取り込まれるものでないため肺野のバックグラウンドが高く、また肝・胃にも取り込まれるためこれらと重なり、像が鮮明でないことがある。(2) Tl-201 は高価であり、また被曝を少なくする必要があり投与量は2~4 mCiに限られるためゲートイメージを撮像するには長時間を要する。(3)心筋自体は径1.5~2 cmの厚さだが内腔をもった球形物のため前後の重なりを避けられない。(4)心臓自体が胸郭の中で複雑な空間的位置を占めているため、付属物が撮像できない心筋シンチグラフィはその部位の同定が困難である。などが心筋シンチグラフィの本質的な問題、特に像の鮮明さにかかわる問題としてあげられる。一方実際問題としては、一般に心筋シンチグラフィは正面、第1・第2斜位、左側面方向から撮像されるが、第1斜位 (RAO: Right Anterior Oblique) 心筋像を撮像するには Fig. 1 のようにコリメータと心臓が離れるため鮮明な像が得られず、実用に適しなかった。また第

* 国立循環器病センター放診部

受付: 57年8月2日

最終稿受付: 57年10月21日

別刷請求先: 吹田市藤白台5丁目 (☎ 565)

国立循環器病センター放診部

植原 敏 勇

2斜位(LAO: Left Anterior Oblique)心筋像は、心臓の心尖側から撮像するため心基部は奥行きが深くなり明確な像を得られなかった。これらの欠点を補うために、著者らは従来心筋シンチグラフィの撮像に使用していた平行型高分解能コリメータに替わり、スラントコリメータ¹⁾を使用し心筋シンチグラフィを行う方法を考案した²⁾ので、従来の心筋像と比較しながら方法論を中心として本法の有用性を述べていく。

II. 方 法

使用したコリメータは、EDC社製 slant-hole collimator (スラントコリメータ)である (Fig. 2)。このコリメータはその表面に対して30度の斜入角のホールを有している。したがって Fig. 3 のようにスラントコリメータを設置すれば従来の平行型高分解能コリメータと違って (Fig. 1), 心臓とコ

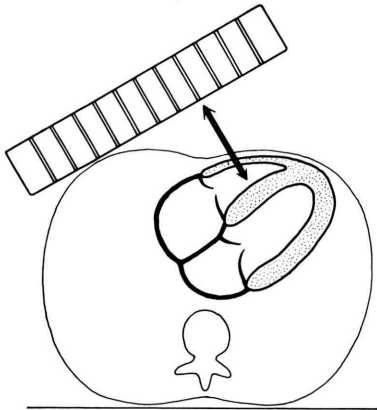


Fig. 1 RAO projection by conventional collimator.

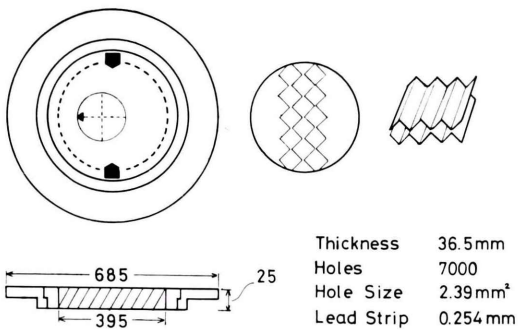


Fig. 2 Structure of slant-hole collimator.

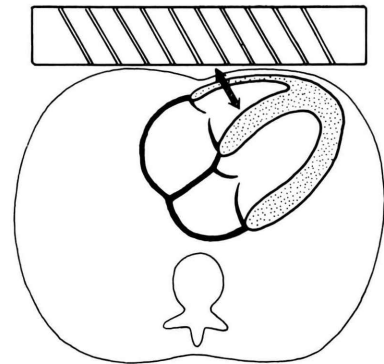


Fig. 3 30°-RAO projection by slant-hole collimator.

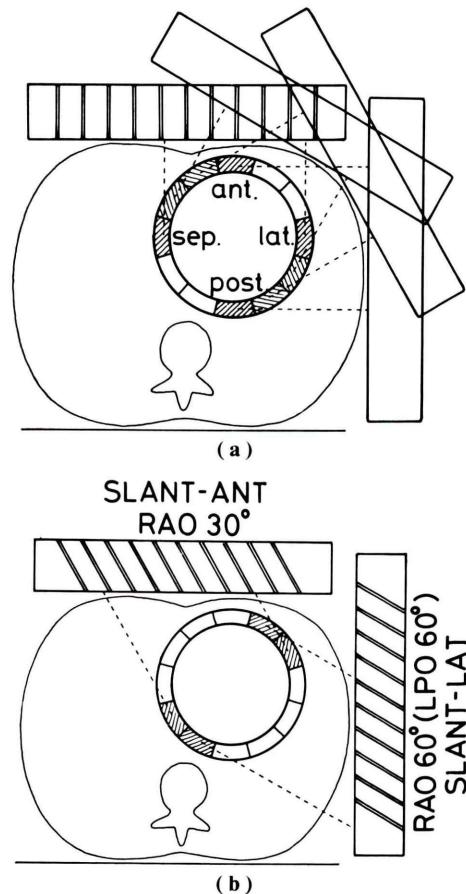


Fig. 4 (a) Anterior, LAO and lateral projection by conventional collimator and corresponding myocardial wall observed. (b) RAO projections by slant-hole collimator and corresponding myocardial wall observed.

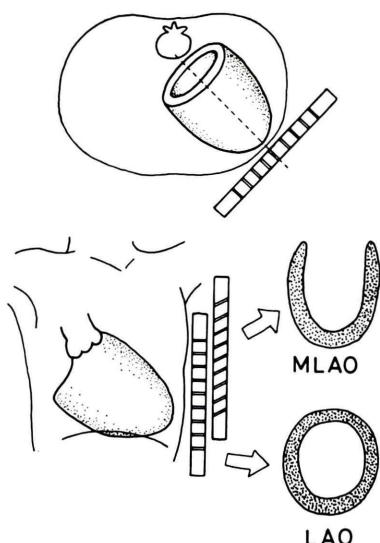


Fig. 5 Comparison between MLAO projection by slant-hole collimator and LAO projection by conventional collimator.

リメータが離れることなく第1斜位30度心筋像を得られることになる。著者らは便宜上、このスラントコリメータを使用した第1斜位30度心筋像をスラント正面像と呼んでいる。同様にして、スラントコリメータを左側面に配置し背中からのぞき込むように角度をあわせると、第3斜位60度の像を得られる。これは第1斜位60度に相当する像であり、著者らは便宜上これをスラント側面像と呼んでいる。Fig. 4 にスラント正面像・スラント側面像および従来の正面・第2斜位・側面像の撮像方向とそれに対応して観察される心筋壁を示す。

さらに第2斜位心筋像に関しても、スラントコリメータを使用し頭側からのぞき込むように角度をあわせると、いわゆる MLAO (modified LAO) 像となり、より長軸像に近い第2斜位心筋像を得られる (Fig. 5)。

使用した装置は、ガンマカメラ Ohio-Nuclear $\Sigma 410S$ およびこれとオンラインで接続したミニコンピュータ GAMMA 11 DEC PDP 11/60 である。心筋シンチグラフィは一般に ^{201}TI Cl 2~4 mCi 静注後 10~15 分後より撮像を始めた。

III. 結 果

第1斜位 30, 60 度心筋像に相当するスラント正・側面像は、従来の平行型高分解能コリメータによる第1斜位 30, 60 度に比し、心臓とコリメータがより密着でき、より鮮明な像を得ることができた。このため従来の正面・第2斜位・側面心筋像では blind であった心筋の前側壁および後壁中隔の像を鮮明に得ることができた (Fig. 4 (a), (b)). またスラント正・側面像は、心臓をほぼ長軸に平行に捉えられ、もっとも長軸像に近い像であるため、下壁・後壁・心尖をもっとも分離して見ることができ、梗塞部位の診断などの際にとりわけ重要な像となる。一方 MLAO 像も、従来の第2斜位像に比し心筋をより長軸像として観察でき、従来観察し難かった前壁中隔および後側壁の心基部を分離できよく観察できた。

IV. 考 察

1. 従来の心筋像に関して

従来、心筋シンチグラフィは平行型高分解能コリメータを使用して撮像されてきた^{3,4)}。その像は、心筋が最も厚く見える部分すなわちコリメータに垂直に位置する部分の像であり、いわば心筋の準縦断面像と言える像である。もし心臓が胸郭内で垂直に位置していると仮定すれば（すなわち、立位の人間で心尖が真下足側を向き心基部が真上頭側にあるなら）、その人間の周囲から撮像する心筋像はおのの長軸像となり、撮像する方向と垂直な面が撮像され、コリメータを動かす角度と撮像される心筋面には等角関係が存在する（すなわち、撮像方向を 30° 変えれば撮像される心筋面も 30° 変わる）ことが容易に推定される。ところが実際には、心臓は胸郭内で心尖を前左に突き出した斜位をとっているため、長軸像となる第1斜位像に近い方向の心筋像は心筋のどの部位を撮像しているかは推定できるが、短軸像に近くなる第2斜位像は心筋の奥行きが深くなり、おもにどの深さの部分の撮像しているのか、前後の重なりの影響はどのくらいなのか、が疑問となる。また、

ものである。もし水平面と円筒が直角であれば、光線の角度と円筒上の境界部の位置は等角関係となるが、Fig. 7 の左のように円筒と水平面を 60° に設定したときは、第1斜位像で観察する心筋面の間隔がつまり、第2斜位像でその間隔が開く傾向がでてくる。Fig. 7 の右のように円筒と水平面を 30° に設定した場合、この傾向はより強くなっており心筋の全周囲を間隙なく撮像するには、単に 30° 間隔の撮像に加えて第2斜位 45° 像を省けないことが示唆される。結局、この実験から心臓が水平位をとればとるほど、コリメータの撮像方向と撮像される心筋壁の位置が等角関係でなくなることが判明した。

(実験 2) 梗塞巣を有した心筋ファントムによる撮像実験

Fig. 8 に示すような壁が二重になった中空の心臓のファントムを用い、二重壁の中に ^{201}Tl Cl を満たし心筋シンチグラフィの模型として撮像実験を行った。ただし、ファントムはすべて左室長軸が水平面とおおよそ 30° の角度をもつとして設定した。ファントム A は、A のように心尖に近い部分に梗塞巣を模してゴムをつめ、ファントム B は、B のように心基部に近い部分に梗塞巣を模してゴムをつめた。ファントム C は、A、B の両方にわたる大きな梗塞を模してゴムをつめ、ファントム D はゴムをつめず正常心筋ファントムとした。まずファントム D を従来の高分解能コリメータで撮像したのが Fig. 9 であり、正常心筋像として従

来の心筋像に類似する像を得られた。この正常心筋ファントムをスラントコリメータを用いて撮像すると、Fig. 10 のように Fig. 9 に比較しより長軸に近い心筋像を得られた。次に梗塞巣を模したファントムについて撮像実験を行った。Fig. 11-1 は従来の高分解能コリメータを用いて左室中隔壁に梗塞巣を設定し、A、B 2 つのファントムを撮像し比較したものである。ファントム A では第2斜位像にて中隔壁に明らかな欠損像を呈したが、ファントム B では中隔壁に明らかな欠損像を得られなかった。ただし Fig. 9 と比較し詳細に観察すれば、ファントム B の欠損像は心基部側に存在し中隔壁は側壁に比し壁がやや薄いことが判明する。同様に左室側壁に梗塞巣を設定したファントム A、B を撮像すると (Fig. 11-2)、心尖部に近い欠損像 (A) は明瞭に描出されるが、心基部に近い欠損像 (B) は明瞭ではない。以上より心筋の第2斜位像 (30° , 45° , 60°) に関しては、中隔壁と側壁の心尖に近い部分が撮像されており、奥行きの深い心基部は十分な撮像が得られていないことが判明した。次に左室前壁の梗塞模型のファントム A、B を撮像したのが、Fig. 11-3、左室下後壁の梗塞模型のファントム A、B を撮像したのが Fig. 11-4 である。いずれも正・側面像により欠損像が比較的明瞭に描出された。これは正・側面像が第2斜位像に比較してより長軸像に近く、心尖部から心基部を分離して観察できるためと考えられる。

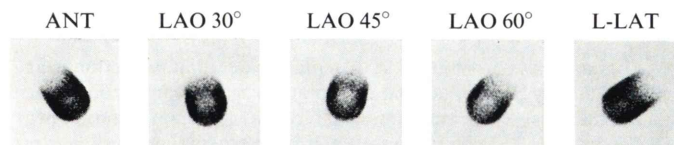


Fig. 9 Imagings of phantom D by conventional collimator
Phantom D: simulation of normal myocardium.

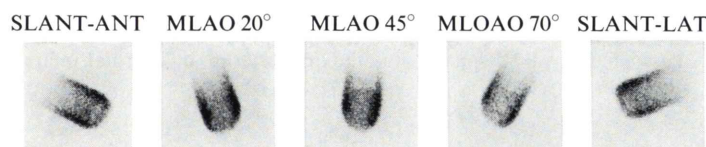


Fig. 10 Imagings of phantom D by slant-hole collimator.

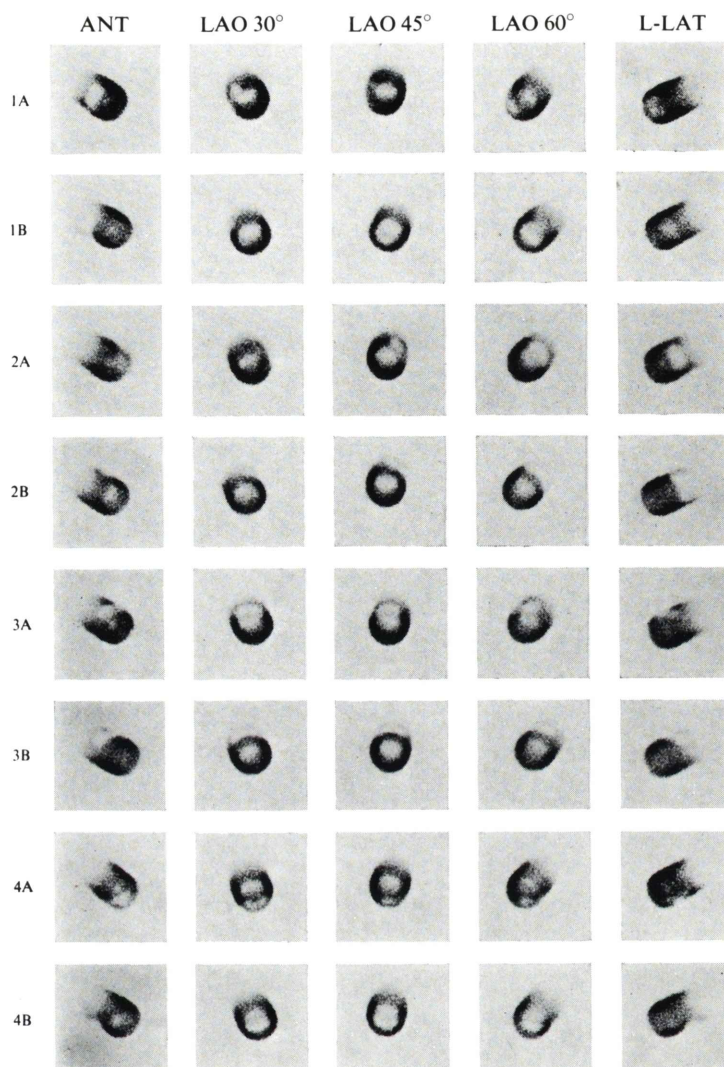


Fig. 11 Imagings of phantom A and B by conventional collimator.

Fig. 11-1 (A) phantom A: simulation of septal myocardial infarction near the apex.

(B) phantom B: simulation of septal myocardial infarction near the base.

Fig. 11-2 (A) phantom A: simulation of lateral myocardial infarction near the apex.

(B) phantom B: simulation of lateral myocardial infarction near the base.

Fig. 11-3 (A) phantom A: simulation of anterior myocardial infarction near the apex.

(B) phantom B: simulation of anterior myocardial infarction near the base.

Fig. 11-4 (A) phantom A: simulation of infero-posterior myocardial infarction near the apex.

(B) phantom B: simulation of infero-posterior myocardial infarction near the base.

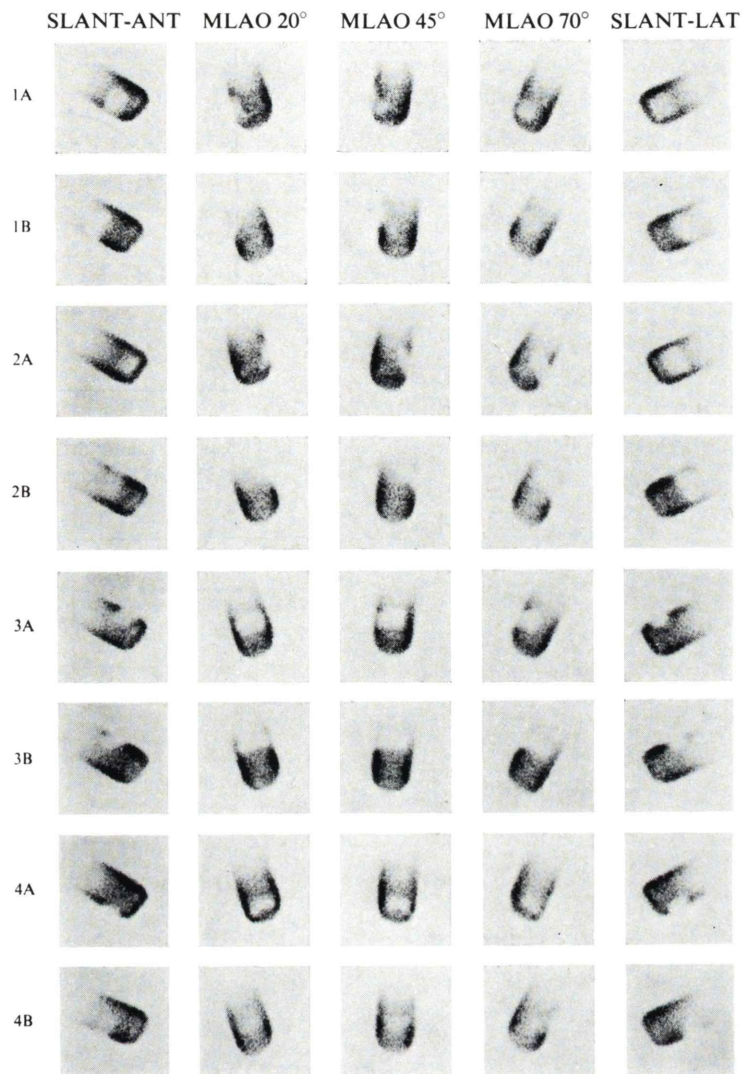


Fig. 12 Imagings of phantom A and B by slant-hole collimator.

- Fig. 12-1** (A) phantom A: simulation of septal myocardial infarction near the apex.
 (B) phantom B: simulation of septal myocardial infarction near the base.
- Fig. 12-2** (A) phantom A: simulation of lateral myocardial infarction near the apex.
 (B) phantom B: simulation of lateral myocardial infarction near the base.
- Fig. 12-3** (A) phantom A: simulation of anterior myocardial infarction near the apex.
 (B) phantom B: simulation of anterior myocardial infarction near the base.
- Fig. 12-4** (A) phantom A: simulation of infero-posterior myocardial infarction near the apex.
 (B) phantom B: simulation of infero-posterior myocardial infarction near the base.

次にスラントコリメータを使用して、より長軸に近い心筋像として、梗塞巣を Fig. 11 と同様に設定したファントムを撮像した。この際、実験 1 で示したように撮像方向と撮像される心筋面の等角関係は、スラントコリメータを使用して心臓をより長軸にとらえた場合従来像と比較して角関係が変化することを考慮し、MLAO 20°, 45°, 70° にて撮像した (Fig. 7 参照)。Fig. 12-1 は左室中隔壁に梗塞巣を設定し、スラントコリメータによりファントム A, B を撮像したものである。Fig. 11-1 の従来像と比較して心基部 B の梗塞巣も明瞭に観察でき、心尖側 A の梗塞巣に関してもその広がりをよく観察できた。Fig. 12-2 の左室側壁の梗塞巣に関しても、A, B とともに明瞭にその部位・広がりを観察でき、Fig. 11-2 に比較し梗塞巣の部位・広がり診断は明らかに優れている。また Fig. 12-3, Fig. 12-4 に示すように左室前壁・下後壁の梗塞巣の描出に関しても、Fig. 11-3, Fig. 11-4 の正側面像に比較してスラント正・側面像はより長軸に近い像であり心尖部と心基部をさらに分離でき、欠損像の描出およびその広がり診断に一層優れた像を得られた。このように心筋像は、可能な限り長軸像に近い像として得ることが、梗塞巣の部位・広がり診断には非常に重要である。

2. スラントコリメータの性能

スラントコリメータの性能に関する実験結果と臨床応用への有用性・可能性について述べる。スラントコリメータの感度は、Fig. 13 の等感度曲線によって示されるように従来の高分解能コリメータとほぼ同じである。分解能は Fig. 14 の半値巾で示すように高分解能コリメータと高感度コリメータの中間である。しかし線源とコリメータの距離を離すと半値巾は大きくなり分解能は低下する。たとえば線源とコリメータを 15 cm 離れた時の高分解能コリメータの半値幅は、線源とコリメータを 5 cm 離れた時のスラントコリメータの半値幅より劣る。さらに、Fig. 15 に示すように直径 1 mm の線源を線源とコリメータの距離を変えて撮像したときの像の鮮明度を比較しても、線源とコリメータを 15 cm 離れたときの高分解能コ

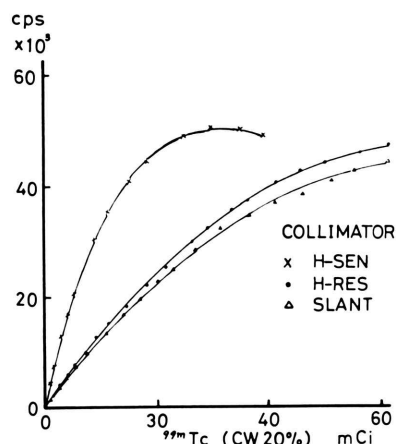


Fig. 13 Response curve of the Gamma camera in function of the activity.

DISTANCE (cm)	H-RES (mm)	SLANT (mm)	H-SEN (mm)
0	4.7	5.1	5.3
5	7.2	8.6	10.6
10	9.4	13.6	15.9

• CANBERRA TYPE 8100
4000 ch MCA

• Capillary Tube (inner 1mm)

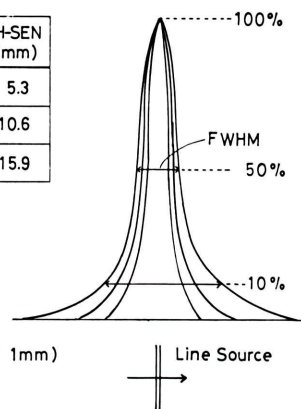


Fig. 14 Comparison of FWHM of each collimator.

リメータの像より、線源とコリメータを 5 cm 離れた時のスラントコリメータの像の方がより鮮明である。実際に同一症例にて高分解能コリメータにより撮像した第 1 斜位 30° 像とスラントコリメータにより撮像した第 1 斜位 30° 像 (スラント正面像) を比較すると、Fig. 16 に示すようにスラント正面像は心尖を中心により鮮明な像を得られた。以上より、実験的にも臨床応用の面でも線源とコリメータの距離を離すと像の分解能が低下するため、第 1 斜位心筋像・MLAO 像の撮像には心臓とコリメータがより密着できるスラントコリメータが適していると考えられた。同時に分解能のさらにすぐれた心筋用スラントコリメータの独

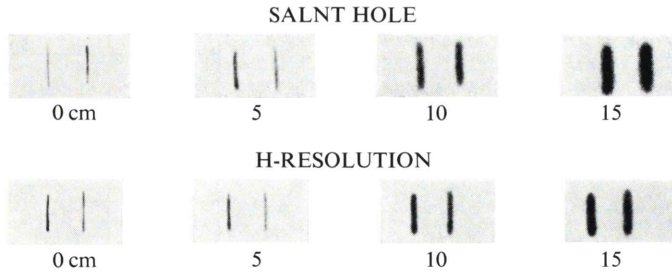


Fig. 15 Experiment of line source.
—effect of distance between line source and collimator which spoil the spatial resolution—

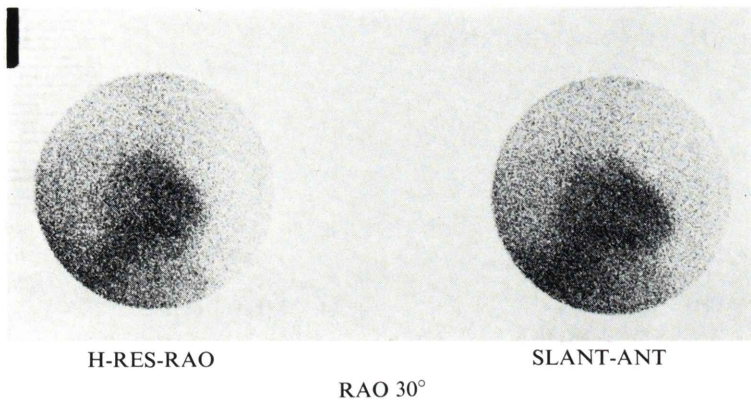


Fig. 16 Comparison of 30°-RAO myocardial image by conventional collimator and slant anterior image by slant-hole collimator.

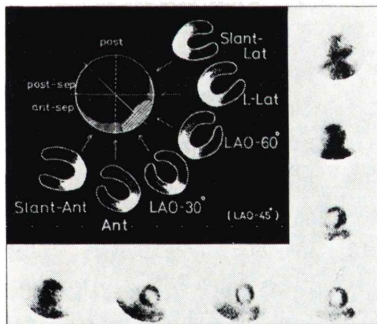


Fig. 17 Case of anterior myocardial infarction.

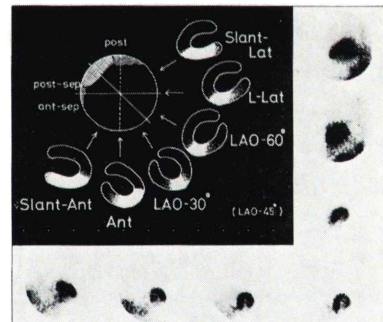


Fig. 18 Case of infero-posterior myocardial infarction.

自の開発が望まれるところである。

3. 第1斜位心筋像について

既述のように従来の第1斜位心筋像は像の分解能が悪く実用に適さなかったが、スラントコリメータを使用することにより鮮明な第1斜位心筋像を得られるようになった。これにより従来 blind

となっていた前側壁および後壁中隔の像が鮮明に得られるようになった。

臨床症例を呈示する。Fig. 17 は前壁梗塞例である。中心の円は心臓の輪切り像のシェーマに梗塞部位を投影した図であり、斜線が梗塞部位である。網目部は、従来の像では blind であったがスラン

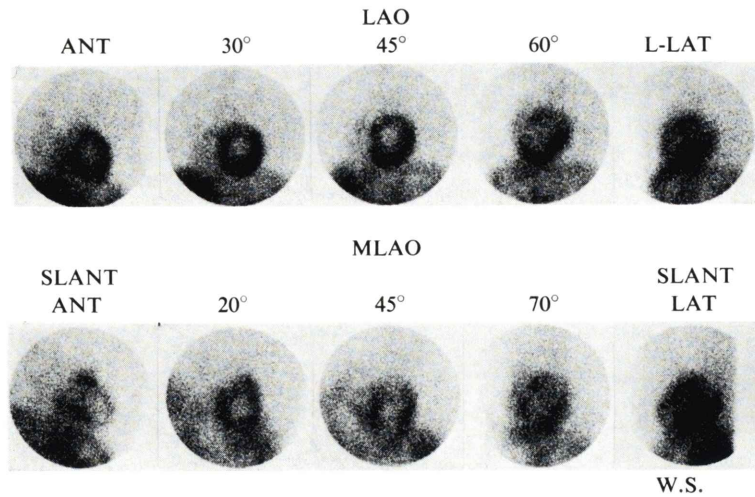


Fig. 21 Case of anterior myocardial infarction.

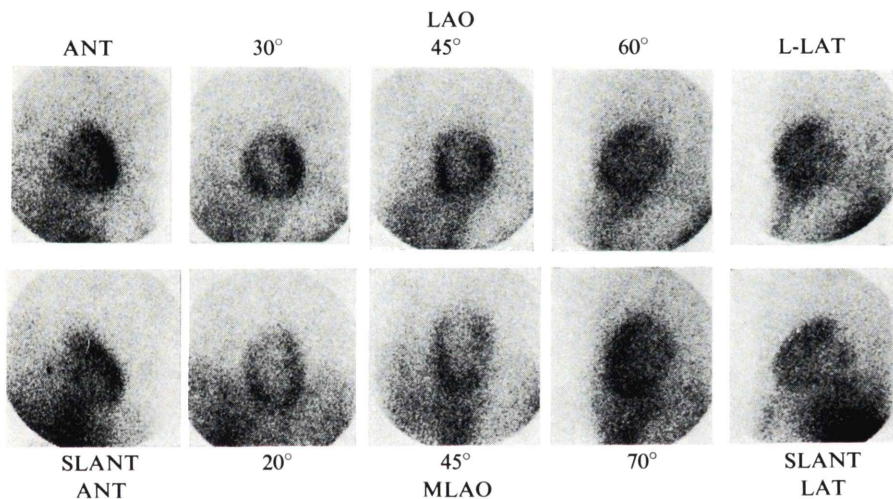


Fig. 22 Case of infero-posterior myocardial infarction.

ント5方向心筋像ではむしろ心尖部の欠損像が大きく、前壁中隔は心尖部側が欠損像を呈し心基部側は比較的保たれていることが判明した。

Fig. 22 は下後壁梗塞例であるが、上段の従来の5方向心筋像では LAO 60°, L-LAT 像の下後壁に胃壁が重なるため、下後壁の梗塞の存在診断も特に後側壁に関しては困難である。しかし下段のスラント5方向像では、下後壁から後側壁にかけて欠損像が明らかで、特に M LAO 45°, 70° にてその拡がりまで明瞭に観察できる。

Fig. 23 は心尖部から前壁中隔に及ぶ梗塞例であるが、上段の従来の5方向像では心尖部の欠損像を辛うじて指摘できる程度の小梗塞と診断される。しかし下段のスラント5方向像からは、心尖部に比較的大きな欠損像を観察でき、中隔・側壁への欠損像の広がりも明瞭に認められる。

以上のように、MLAO 像は心尖部・中隔・側壁を分離して観察できるため、従来法に比し梗塞の部位・拡がり診断により優れている。

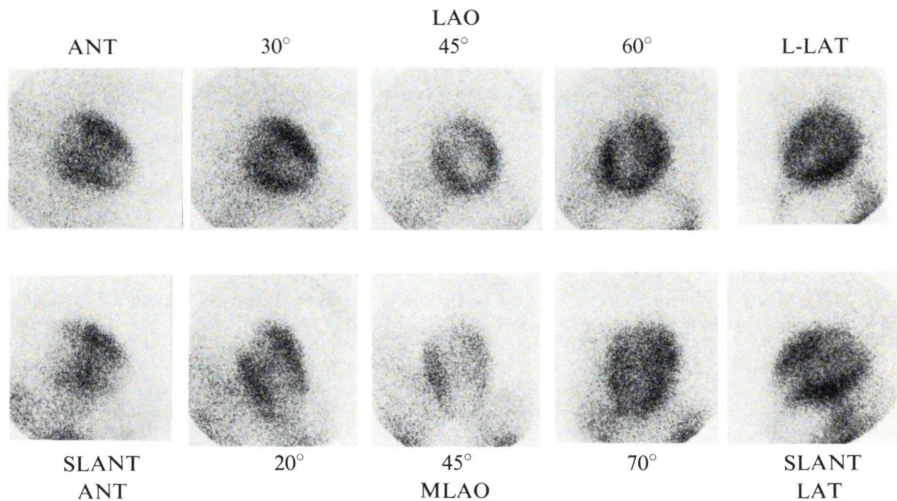


Fig. 23 Case of antero-apical myocardial infarction.

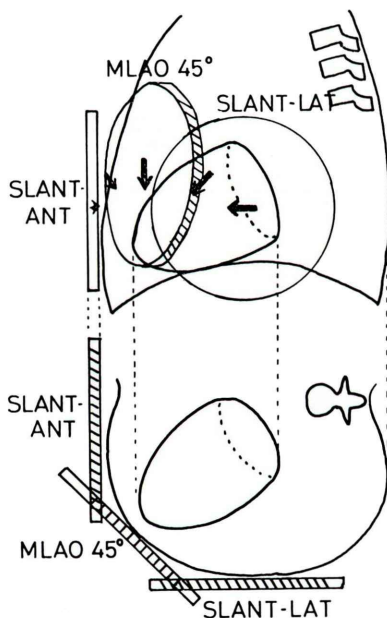


Fig. 24 Myocardial scintigraphy using slant-hole collimator.

5. 将来の心筋シンチグラフィのあり方

以上に述べてきたように、心筋シンチ像はできるだけ心臓の周囲より連続的に撮像することにより左室全体の心筋の情報を得る必要がある。この際心臓とコリメータの間の距離を離すことなく、しかも各像は壁の重なりが少なく奥行きが深くな

い心筋長軸像とすべきである。この目的のためには、スラントコリメータを用い、Fig. 24 に示すようにコリメータのホールを矢印の方向に傾けて、のぞきこむ角度を順に調整しながら左室心筋長軸の回りにコリメータを回転させるように撮像するとよい。現在著者らが使用しているスラントコリメータは、従来の高分解能コリメータと比較して感度はほとんど同じだが、分解能はやや劣る。したがって現在は、従来の心筋像とスラントコリメータによるスラント正側面・MLAO 像を撮像するため、患者ごとにコリメータを取り替えるという煩雑な作業を繰り返さねばならない。将来、感度は低下しても分離能のより優れたスラントコリメータを改良・製作できれば、これを心筋シンチグラフィ用コリメータとして全方向の撮像に使用でき、従来に比較しより正確な情報を得られるようになると思われる。

さらに7-ピンホールコリメータや、ECT を使用した心筋シンチ断層像も得られるようになってきた⁶⁻⁹⁾。いずれも断層像であるため、心筋およびその周囲(たとえば肺野)の全体像を把握するのが困難である。7-ピンホールコリメータは断層像としての精度に問題があると最近指摘されている。一方、ECT による心筋断層像は、重なり合いの少ない断層像として心筋を捉えられる利点があるが、一

般に普及するには高価な装置が必要であること、画像処理が面倒なこと、両腕を上げる体位が比較的苦痛なことなどの問題点がある。一方スラントコリメータは、シンチカメラに装着するだけでこれまでと同様のルーチン検査として施行でき、非常に簡便であり一般向きであるといえる。

V. 結 論

スラントコリメータを使用した心筋シンチグラフィについて検討した。その利点として、(1)従来の心筋像に比較し、コリメータと心臓を離すことなく第1斜位像が得られるため、第1斜位心筋像はより鮮明となり、従来 blind となっていた前側壁・後壁中隔の情報が得られた。(2)第1斜位像は最も長軸に近い像であり、心尖・下後壁の情報が非常に得やすい。(3)MLAO像は、奥行きが深く心基部の情報を得難い第2斜位像に比較して、より長軸に近い像であり重なりも少なく心基部の情報を得やすい、などがあげられる。今後、分解能の改良されたスラントコリメータが開発されれば、心筋シンチグラフィ用として非常に適したコリメータとなると考えられる。

文 献

- 1) Parker JA, Uren RF, et al: Radionuclide left ventriculography with the slant-hole collimator.

J Nucl Med 18: 848, 1977

- 2) 西村恒彦, 植原敏勇, 林 真, 他: スラントコリメータの心臓核医学への応用. 映像情報 12: 602-607, 1980
- 3) Cook DJ, Bailey I, Strauss HW, et al: Thallium-201 for myocardial imaging: Appearance of the normal Heart. J Nucl Med 17: 583-589, 1976
- 4) Bailey I, Griffith L, Rouleau J, et al: Thallium-201 myocardial perfusion imaging at rest and during exercise. Circulation 55: 79, 1977
- 5) 植原敏勇, 西村恒彦, 林田孝平, 他: スラントコリメータを併用した心筋シンチ長軸像 (第1斜位像) による心筋虚血の評価. Journal of Cardiography 12: 101-110, 1982
- 6) Borrello JA, Clinthorne NH, Rogers WL, et al: Oblique-Angle Tomography: A restructuring algorithm for transaxial tomographic data. J Nucl Med 22: 471-473, 1981
- 7) 西村恒彦, 山田幸典, 植原敏勇, 他: 7-ピンホールコリメータによる心筋断層シンチグラフィ (第1報) ——心筋梗塞症例における有用性と限界について——. 核医学 18: 1271-1285, 1981
- 8) 玉木長良, 向井孝夫, 米倉義晴, 他: 回転型ガンマカメラによる ^{201}Tl 心筋断層像, 特に 7-ピンホールコリメータによる断層法との比較検討 (2), 臨床的検討. 核医学 18: 801-808, 1981
- 9) Uehara T, Nishimura T, Hayashida K, et al: Myocardial scintigraphy using emission computed tomography: studies by myocardial phantom and clinical cases. Proceedings of the Third World Congress of Nuclear Medicine and Biology IV: 3067-3073, 1982

Summary

Myocardial Scintigraphy with ^{201}Tl Chloride Using Slant-hole Collimator

Toshiisa UEHARA, Tsunehiko NISHIMURA, Kohei HAYASHIDA,
Hiroaki NAITO, Makoto HAYASHI, Masaaki KAGAWA,
Yukinori YAMADA, Shinzo ITO and Takahiro KOZUKA

Department of Radiology, National Cardiovascular Center

We developed RAO and MLAO myocardial scintigraphy using slant-hole collimator with closely attaching to patients. The RAO myocardial images using slant-hole collimator, called slant-RAO images, were clearer than conventional RAO images having inevitable distance of about 15 cm between the collimator and heart. Two major advantages of the slant-RAO images were as follows; 1) Only by slant-RAO images, antero-lateral and posteroseptal wall could come to be observed clearly. 2) Slant-RAO images are long-axial images of myocardium, and the most suitable projections for observing the posterior and inferior and apical wall separately. By MLAO myocardial images we could observe the apical and basal portion of antero-septal and postero-lateral wall of myocardium separately, on the other hand we could not observe the basal portion of myocardium by

conventional RAO images because those were equivalent to superimposed short-axial images of the myocardium.

In conclusion, the myocardial scintigrams should be imaged from all around the heart continuously, and each myocardial images should be obtained as long-axial as possible in order to avoid superimposition. Therefore, the slant-hole collimator is most suitable for myocardial scintigraphy. If the spatial resolution of the slant-hole collimator will be improved, the slant-hole collimator will be used solely for all projections of myocardial scintigraphy.

Key words: ^{201}Tl Cl myocardial scintigraphy, slant-hole collimator, right anterior oblique image, modified left anterior oblique image, longaxial projection.