

《原 著》

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) による Thallium-201 心筋シンチグラフィの定量診断 (基礎的検討)

植原 敏勇* 西村 恒彦* 林田 孝平* 小塚 隆弘*
林 真* 山田 幸典* 岡 尚嗣* 田中 啓子*

要旨 SPECT を利用した $^{201}\text{TlCl}$ による心筋断層像について基礎的検討を行った。データ収集に関しては $5^\circ \sim 10^\circ$ ごと 1 方向 30 秒以上のデータ収集が必要であった。Single head 180° 収集と Dual head 360° 収集には画像上多少の差はあるが、臨床的に perfusion defect を診断するには差はないと考えられた。データ処理は、まずスムージングを行い Shepp and Rogan フィルターを使用し体軸横断断層像を構成しこれより心筋長軸・短軸断層像を再構成した。これらの断層像は、吸収補正を行っても完全には均一にならない。剖検例の検討などからこれは心筋自体の壁厚が均一でなく心尖部などは実際に薄いこと、中隔壁は側壁より短いことなどがその原因と考えられた。したがって心筋 ECT 像の診断は正常でも均一な濃度にならないものに対して、その濃度の高低を判定するという微妙な作業になるため、視覚的診断では困難な場合もあると考えられた。ここに定量診断の有用性が示唆された。また SPECT 法の精度についても検討し、2 台カメラの対向、視野、回転中心の調整が十分であれば断層像としての精度が高いことを確認した。

I. 結 言

近年、回転型ガンマカメラを用いた Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) の発展により、各種臓器の RI 断層像が得られるようになり様々な病変の診断に貢献している。著者らも SPECT をおもに心筋シンチグラフィに使用し、基礎的・臨床的知見を積み重ねてきた。本稿では SPECT による心筋断層像のデータ収集・解析法およびその精度に関する基礎的検討について報告する。

II. 方 法

基礎的検討の際、Fig. 1 に示すような心臓のフ

ァントムを用い、壁内の中空の部分に $^{201}\text{TlCl}$ $500 \mu\text{Ci}$ を 30 cc の水に溶かした溶液を満たして使用した。このファントムは壁内に欠損像を作ることも可能である。撮像時間は、臨床例における心筋断層像とほぼ同じカウント数になるように設

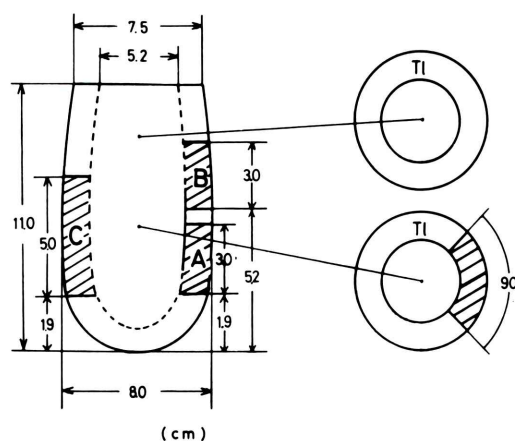


Fig. 1 Cardiac phantom.

* 国立循環器病センター放射線診療部

受付：59年4月4日

最終稿受付：59年6月25日

別刷請求先：吹田市藤白台 5-125 (☎565)

国立循環器病センター放射線診療部

RI 検査室

植原 敏 勇

定した。胸部の吸収を考慮する場合は、簡便な $30 \times 30 \times 20$ cm のアクリル水槽にファントムを浸して使用した。

また像の精度を検討するために、IAEA 製のリバーファントム (後提示 Fig. 13) を使用した。

(1) データ収集に関する検討

①回転角度; 心臓のファントム, リバーファントム, 臨床例において $5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ$ ごとに撮像した像を視覚的に比較し, いずれが適当かを検討した。②収集時間; 同様に心臓のファントム, リバーファントム, 臨床例において, 1 方向ごとに 4 秒, 8 秒, 16 秒, 32 秒でデータ収集した像を比較検討し, データ収集時間と像の精度を検討した。③ 180° or 360° ; Dual head による 360° データ収集, single head による 360° データ収集, Single head による 180° データ収集を, 心臓ファントムおよび臨床例にて比較検討した。

(2) データ解析に関する検討

①フィルター; 楕円柱ファントムを撮像し, Chesler および Shepp and Rogan のフィルター^{1,2)}を用いてデータ処理を行いその特性を検討した。②スムージング; 同様に楕円柱ファントムを撮像し, スムージング処理の有無に関して検討した。③吸収補正; 心臓のファントムを用い, 吸収補正をしない場合と吸収補正係数を様々に設定して吸収補正をした場合の像を比較検討した。さらに正常臨床例 10 例の心筋断層像の定量評価を行い, 定量的に吸収補正の検討を行った。

(3) 正常心筋に関する検討

心筋断層像検討にあたり, 正常臨床例の心筋の形態を知る必要がある。そこで, 心疾患以外で死亡した剖検例 20 例について, 心筋壁および長さの計測を行った。20 例の平均年齢は 61 歳で脳血管障害を死因とするものがほとんどである。

(4) 心筋断層像の精度に関する検討

回転するガンマカメラの回転中心からの偏位や 2 台カメラの対向のズレが像の精度に影響する。そこで, カメラの機械的・電氣的精度を検討するため, ①点線源を用いて対向する 2 台のカメラの対向, 視野, 回転中心のズレを検討した。②ラセ

ンファントムを用い, 立体構成した時の像の連続性を検討した。③リバーファントムに $^{201}\text{Tl Cl}$ を満たし, ファントムをカメラに平行・垂直に位置させた時の hole の分解能を検討した。

(5) 装 置

使用した装置は, 島津社製対向型 Dual head ガンマカメラ (LFOV-E 型) とオンラインで接続したミニコンピュータ (シンチパック 1200) である。コリメータは両カメラとも高分解能コリメータ (HR) を装着した。

III. 結 果

1) データ収集に関する検討³⁾

①回転角度; 総収集時間を一定にし, $5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ$ ごとに step 回転させて得た断層像は, ファントム実験, 臨床例のいずれにおいても同じ傾向を認めた。すなわち回転間隔が大きくなるほどカウントの高い部分から直線的な noise が出る傾向が強くなっていき, 逆に回転の間隔が小さくなるほどこの noise は少なくなったが, 像の鮮明度はやや小さくなる傾向にあった。 $5^\circ, 10^\circ$ 毎回転はいずれも像の鮮明度も保たれ noise も少ない。Fig. 2 はリバーファントムの断層像を撮像し, 像の精度を検討したものであるが, 右端の 1 方向 32 秒 20° ごと step 回転により得た像は noise (ノイズ) が目立ち defect 像も鮮明でない。一方下段の 10° 毎回転, 上段の 5° 毎回転は noise が目立たない。総収集時間を一定として 5° 毎回転と 10° 毎回転を比較すると大差はないが総収集時間を 576 秒とした左端で下段の 10° 毎回転の像の方がやや鮮明であった。Fig. 3 の心臓のファントムの実験でもほぼ同様の結果で, 20° 毎回転の像は artifact が目立つ (ノイズ)。 $5^\circ, 10^\circ$ 毎回転の像は大差ないが, 強いて言えば総収集時間 576 秒の最下段の左右の像を比較すると, 10° 毎回転の方がやや像は鮮明であるが, 5° 毎回転の像は全体により滑らかな像を呈し, 一長一短であった。

②収集時間; 収集時間の検討では, ファントム実験にて回転のステップにかかわらず総収集時間が画質に大きく影響するという結果を得た

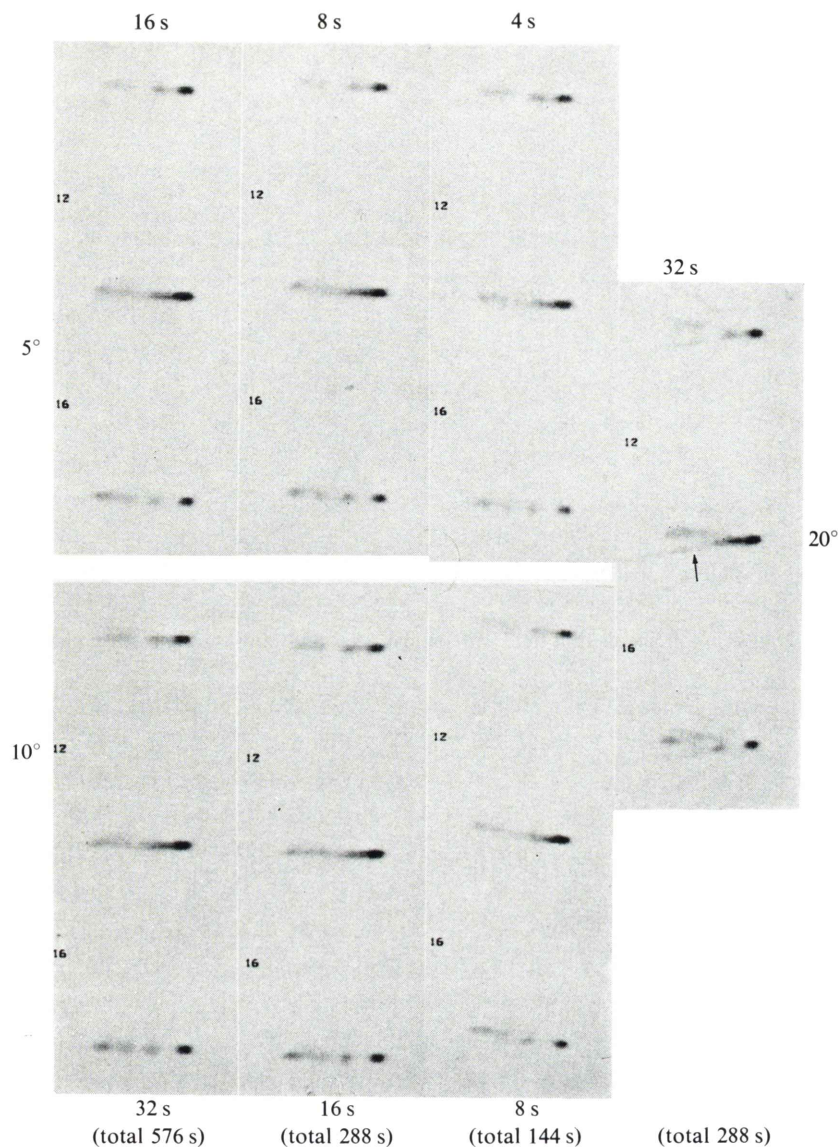


Fig. 2 Evaluation of acquisition time and angle of step of rotation using liver phantom.

(Figs. 2, 3). 総収集時間が短いほどカウントが少なく、アーティファクトが目立つ不均一な画質であった。臨床例においても同様の傾向を得た。

③180° or 360°; Dual head 360°, Single head 180°, 360°によるデータ収集の検討では、心臓のファントムに欠損像を1か所設定したものをを用いた。Single 180°の像は壁がやや薄く内腔の広い像を得、またカメラが通らない下面はやや薄くなる傾向を

認めた。特に水中に置いた場合には、心臓が胸郭前部に位置することを考慮して水面近くにファントムを設置したため、下壁は attenuation の影響でいずれも淡く撮像されるが、Single 180°の像の下壁は特に淡く撮像された。欠損像の検出では、Defect/Normal 比は single 180°が最も大きく欠損像の描出が鮮明ではあるが、1マトリックス当たりのカウント数が低いため、attenuation の大

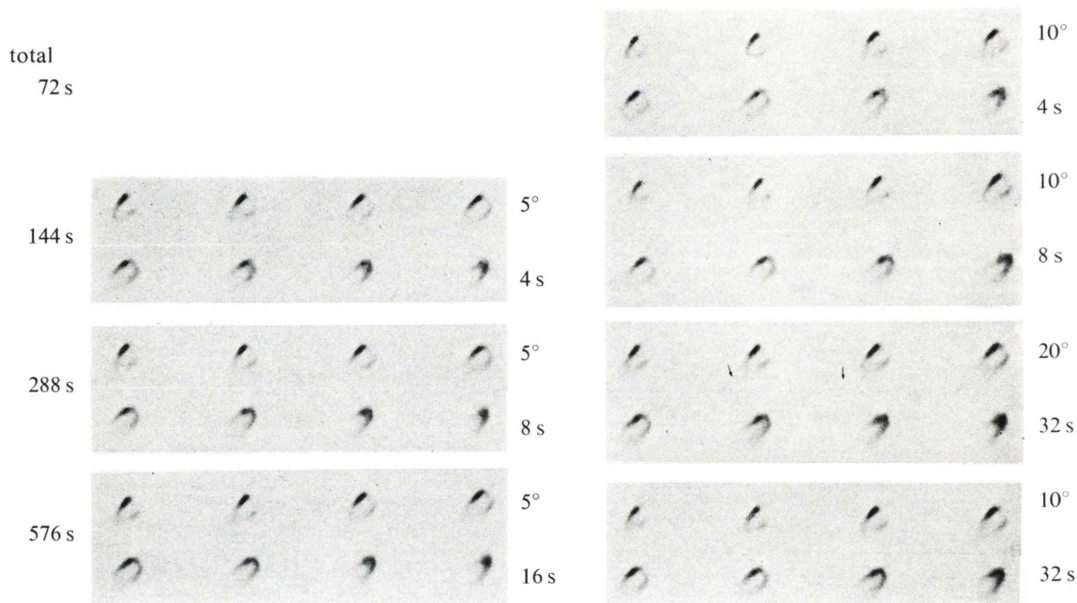


Fig. 3 Evaluation of acquisition time and angle of step of rotation using cardiac phantom.

きい下面で artifact が出やすい画質であった (Fig. 4a). 一方, 臨床例で Single 180° と Dual 360° ($=\text{Dual } 180^\circ \times 2$) の心筋断層像を比較すると, ファントム実験で得たのと同様の傾向はあるがほとんど差はなく, 臨床診断上有意な差はないと考えられた (Fig. 4b).

2) データ解析に関する検討

①フィルター; フィルターに関しては, 楕円柱ファントムを用いスムージングと吸収補正の有無との関係も同時に検討した (Fig. 5). この結果, スムージングと吸収補正の有無にかかわらず, 楕円柱全体の均一性は Shepp and Rogan フィルターが優れていた. Chesler のフィルターは辺縁描出は sharp であるが全体の均一性は劣るという結果を得た.

②スムージング; スムージングに関しても Fig. 5 に示すごとく吸収補正の有無とフィルターの種類にかかわらず, スムージングをした方がよい均一性を示した臨床的にもスムージングをしない像是粗く実用的でなかった.

③吸収補正; 吸収補正に関しても Fig. 5 に示すごとく, 楕円柱ファントムの均一性は吸収補正を

した方が優れていた. 吸収補正係数 (μ) に関しては, Fig. 6 に示すように ^{99m}Tc , ^{201}Tl とともに $\mu=0.12$ が最も良好な均一性を得られた.

次に心臓のファントムを使用して吸収補正を検討した. 吸収補正なしでは心尖部に近い前壁中隔が最もカウントが高くなり心基部側と下壁のカウントが低くなる. 吸収補正を行うと心基部側と下壁のカウントの低いのは改善されるが, 前壁側壁を中心にカウントが小さくなりすぎる. Fig. 7 はこの傾向をファントム短軸断層像の circumferential profile curve で定量的に示したものである.

臨床例においても, 吸収補正係数を大きくしてゆくほど心基部中隔のカウント (\nearrow) は上昇し心尖部中隔と同程度に近づくが, 心尖部側壁のカウントの低下がおこり (\searrow), 結局心筋全体が完全に均一な濃度にはならない (Fig. 8). 以上の傾向をより詳細に検討するため, 正常臨床例 10 例の長軸断層像の segmental analysis, 短軸断層像の circumferential profile analysis を行い, 各 segment のカウントの平均と標準偏差を算出し定量的解析を行った. まず吸収補正なしでは, 長軸断層像にて前壁は下壁に比しカウントが高く心尖部もカウ

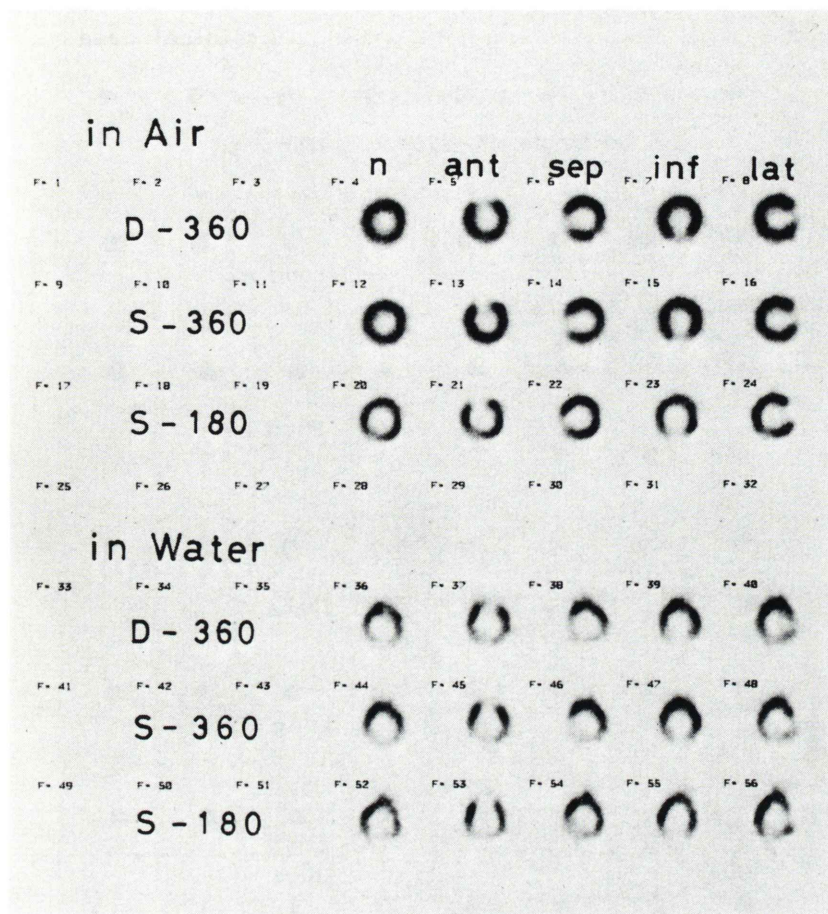


Fig. 4a

Fig. 4 Comparison of ECT images between Single-180° and Dual-360°. (a) in cardiac phantom

ントが低い (Fig. 9a). 短軸断層像では, 心尖部は下壁に局限した軽度のカウントの低下以外はほぼ平坦である (Fig. 9b). 中央部は下壁のカウントの低下に加え, 中隔部のカウントの低下が目立つ (Fig. 9c). さらに心基部では中隔部のカウントの低下が一段と増強される (Fig. 9d). 次に吸収補正を行うと, 長軸断層像では, 吸収補正係数 $\mu=0.20$ に設定すれば前壁と下後壁のカウントはほぼ同程度になるが, 心尖部は一貫してカウントが低い (Fig. 9a) 短軸断層像の心尖部では, 吸収補正により下壁のカウントが上昇し, $\mu=0.12$ でほぼ

全周が平坦になり, $\mu=0.20$ では逆に下壁が盛り上がり補正過剰であることが推測される (Fig. 9b). 短軸断層像の中央部では, 吸収補正により下壁と中隔のカウントが補正され上昇するが, 吸収補正係数は $\mu=0.12$ はもとより $\mu=0.20$ でも十分補正しきれず完全に平坦にはならない (Fig. 9c). 短軸断層像心基部ではこの傾向がさらに明瞭となり, 吸収補正係数 $\mu=2.0$ に設定しても, なお中隔部のカウントの低下は著明である (Fig. 9d). 以上のように, 吸収補正係数をどのように設定しても, 下壁のカウントの低下はかなり補正されるが, 心

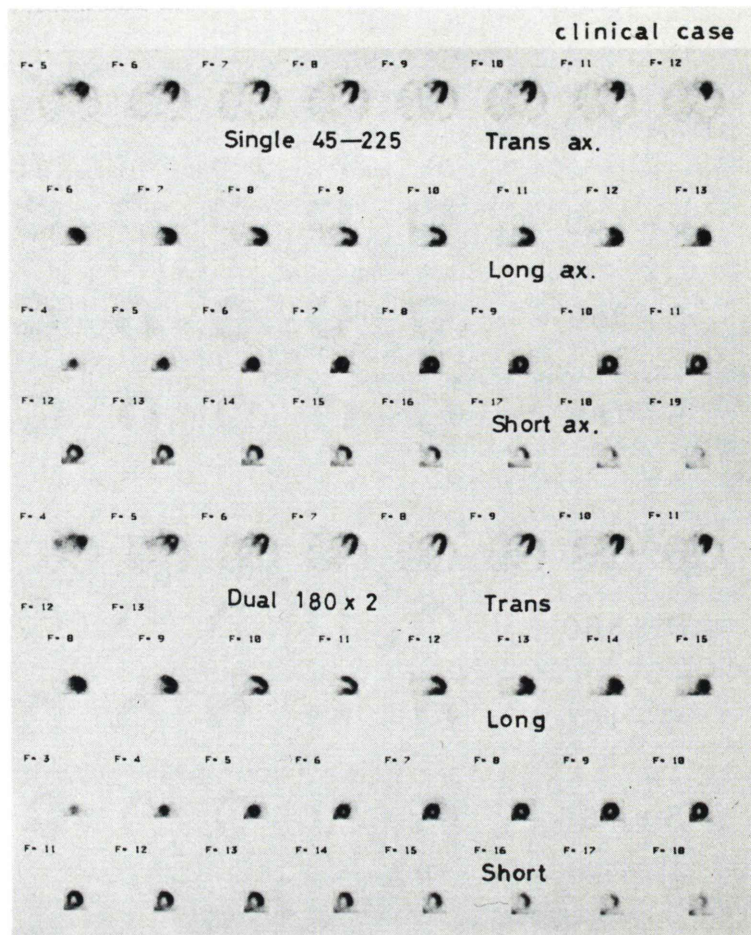


Fig. 4 b

(b) in clinical case

尖部と心基部中隔壁は補正できず完全に均等な心筋断層像は得られなかった。

3. 正常心筋に関する検討

剖検例 20 例の心筋の計測の結果は Fig. 10 に示すとおりである。心筋の厚さは、前壁が下後壁より約 10% 厚い。心基部より心尖部に向かってしだいに薄くなっており、心尖部の頂点はこの心筋壁に比し明らかに薄いことが示唆された。また中隔壁の長軸方向の長さは、側壁に比べて約 10% 短いことが示された。

4) 心筋断層像の精度に関する検討

① 対向する 2 台のカメラの対向、視野、回転中

心のズレを検討した。まずカメラを上下に設定し、平行平板を用いて上下のカメラの対向を調整した。次に Fig. 11a に示すような点線源を撮像し、上下のカメラの視野の歪みの存在を検討、調整した。この際ズレの許容範囲は末端で 1/2 マトリックス (3 mm 以下) とした。また点線源を上下に移動し、上下のカメラの対向を確認した。カメラの対向が完全であれば像の移動にかかわらず両カメラの画面上の像は対応したが (Fig. 11b), カメラの対向が不十分であると像の移動により両カメラの画面上の像は対応しなくなった (Fig. 11c)。次に点線源の中心をカメラの視野の中心に置き、カメラを

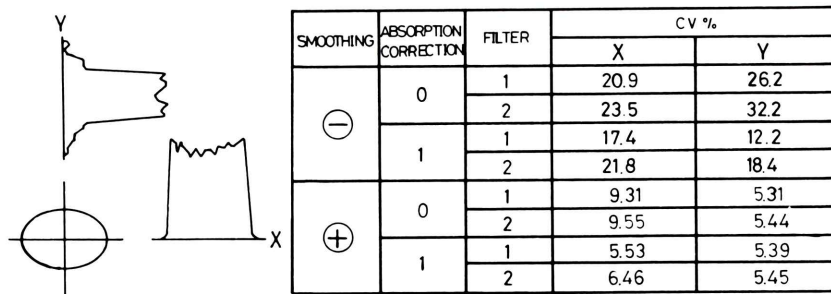
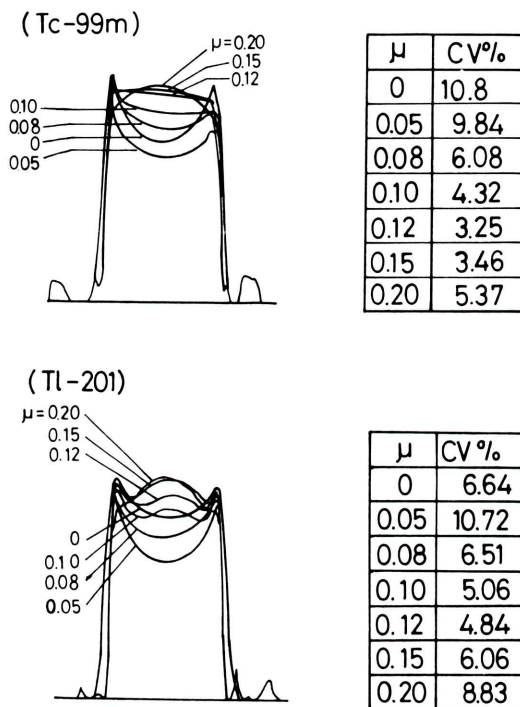
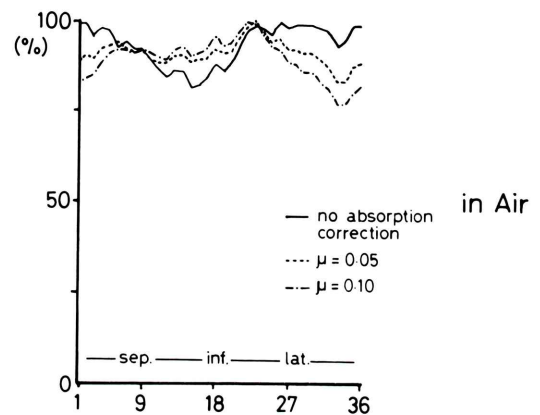


Fig. 5 Effect of smoothing, absorption correction and convolution filter for uniformity.

Fig. 6 Change of uniformity according to various value of linear absorption coefficient (μ).

180° 回転させ回転中心のズレがなければ回転の前後で両カメラの位置が一致し、撮影した両カメラの像も一致したが (Fig. 11d) 回転中心のズレがあると回転の前後で両カメラの位置が一致せず、撮影した両カメラの像も一致しなかった (Fig. 11e). この際、図に示すように上下のカメラの対向が完全に平行であればその平面内でのカメラ

Fig. 7 Circumferential analysis of normal myocardial phantom in various value of μ .
 μ : absorption coefficient

のズレは回転中心がズレない限り、視野の調節で代償できている (Fig. 11d, e).

②このようにして調節されたカメラの断層像の精度を検討するため、Fig. 12 に示す 1 周 54 mm のラセンファントムの ECT 像を撮像し、ラセンが断層像ごとに規則的かつ連続的な断層面を形成することを確認した。特に Dual head の場合に像の誤差が問題になるが、上記のごとく調整した Dual head カメラを用いれば Single head とほぼ同等の断層像を得られた。Fig. 12 の最下段は Single head カメラにて回転中心がずれた場合の像であるが、noise の多い断層像が得られた。Fig. 12 の 3 段目右側の図は Dual head による断層像の中心 (1 段目参照) を同一円上に投影した

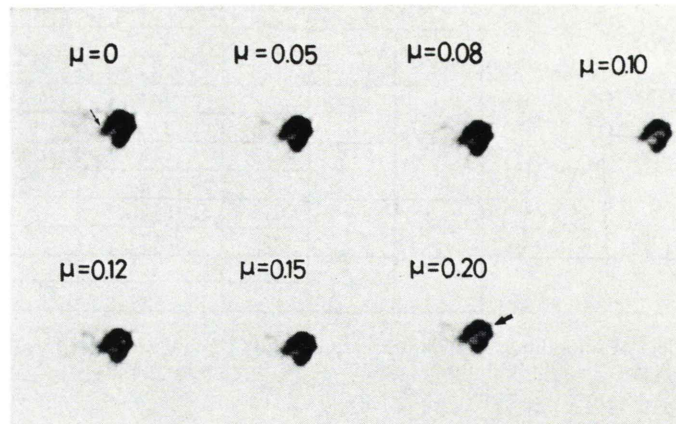


Fig. 8 Effect of linear absorption coefficient (μ) for myocardial trans-axial images.

↘ basal septal wall
↘ apical lateral wall

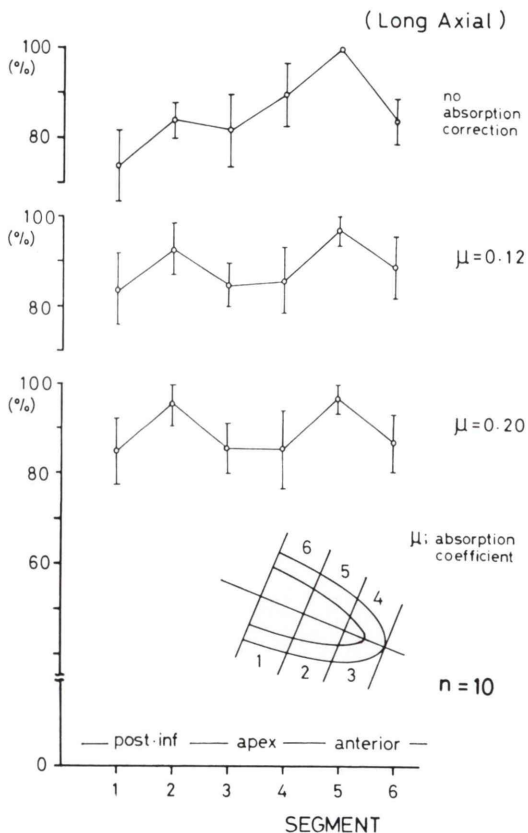


Fig. 9a Quantitative segmental analysis of long-axial ECT myocardial images in various value of μ ; average and statistic deviation in 10 normal clinical cases.

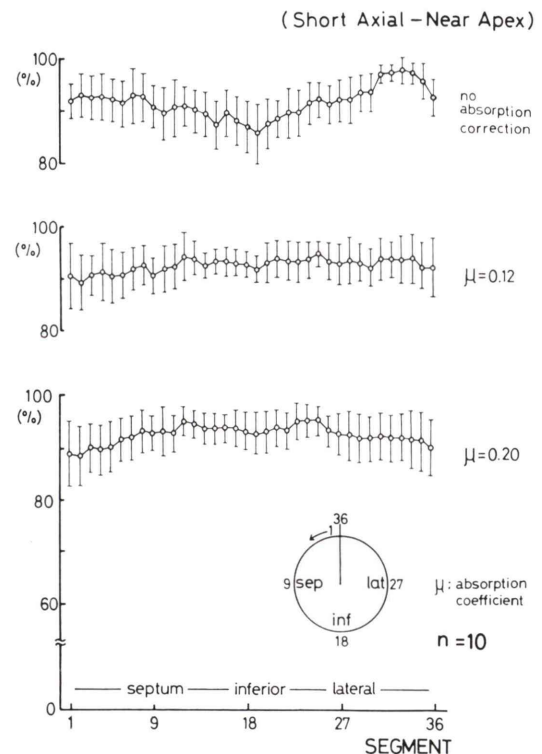


Fig. 9b Quantitative circumferential analysis of short-axial ECT myocardial images (near apex) in various value of μ ; average and statistic deviation in 10 normal clinical cases.

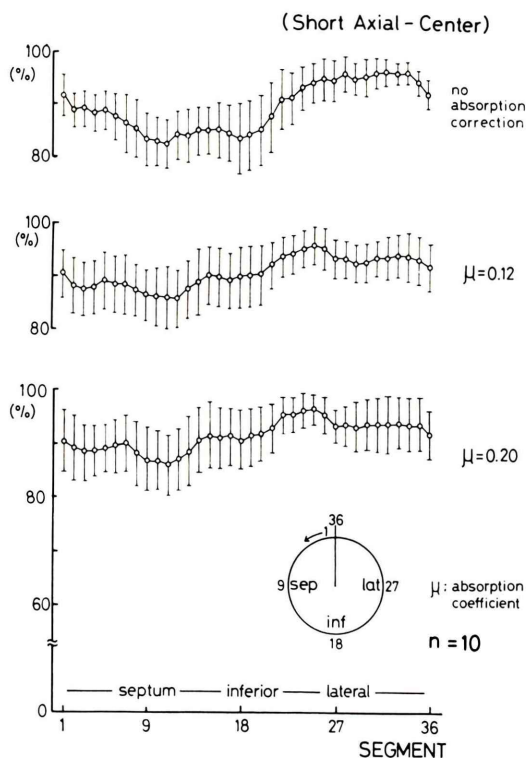


Fig. 9c Quantitative circumferential analysis of short axial ECT myocardial images (near center) in various value of μ ; average and statistic deviation in 10 normal clinical cases.

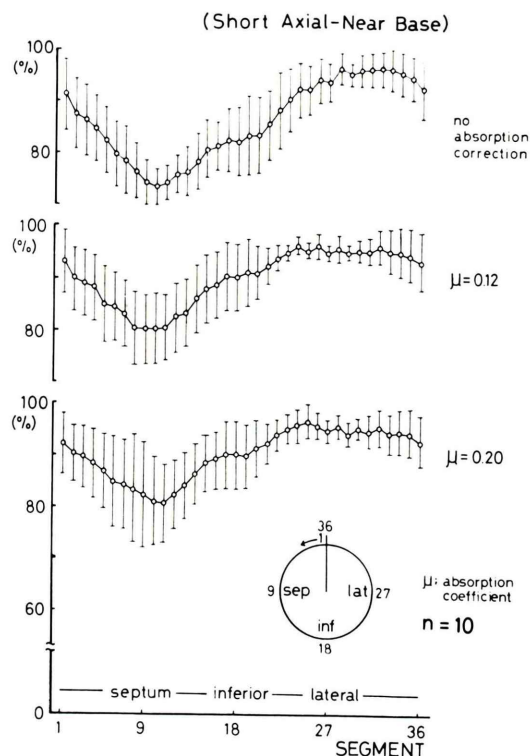


Fig. 9d Quantitative circumferential analysis of short axial ECT myocardial images (Near base) in various value of μ ; average and statistic deviation in 10 normal clinical cases.

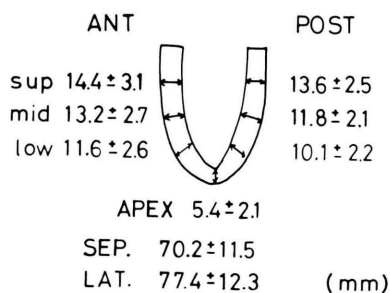


Fig. 10 Measurement of length and thickness of left ventricular wall in 20 autopsy cases.

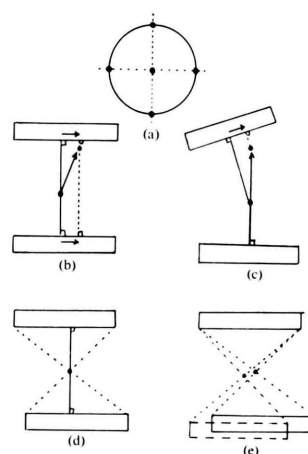


Fig. 11 Adjustment of dual-head cameras. (a) source, (b)-(e) adjustment.

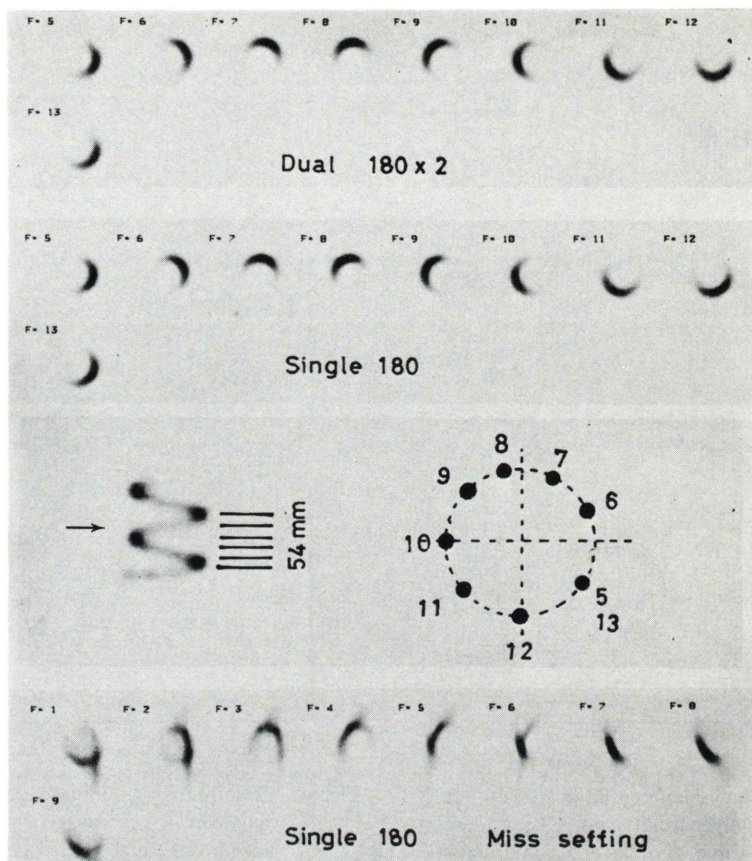


Fig. 12 Evaluation of tomographic accuracy in spiral phantom

ものであるが断層像のステップにわずかな誤差を認めるのみで、良好な断層能が示唆された。

③次に $^{201}\text{TlCl}$ を満たしたリバーファントムを用いて ECT 像の解像力を検討した。カメラの回転と平行にリバーファントムを設定した時には直径 1.6 cm の欠損まで容易に同定でき、直径 1.3 cm の欠損の同定も詳細に観察すれば可能であった。カメラの回転面に直角にリバーファントムを設定した場合も直径 2.5 cm の欠損の検出は容易であり、1.0~2.0 の欠損も詳細に観察すれば同定可能であったが辺縁の輪郭がやや不鮮明であった。このファントムの厚さは約 1 cm であり断層幅約 5~6 mm であることから考えて、上下の ghost の出現も前後各 1 枚くらいであり、断層精度もかなり良好と考えられた (Fig. 13)。

IV. 考 察

データ収集に関しては、以上の結果に基づいて著者らは心筋 ECT 像の撮像の際 Dual head 回転型ガンマカメラを用い、1 方向 30 秒で 10° ごとに 180° 回転でデータ収集を行っている。回転角度は 5° ごとでも大差ないが、データ量(心筋のカウント数)が画質に大きく影響する。個人により吸収・散乱や心筋への RI uptake に差があるが、おおむね 1 マトリックスあたり最低 25 カウント以上のデータ量が必要と考えられた。このためには 3~4 mCi の $^{201}\text{TlCl}$ の投与で総収集時間 9 分以上が必要と考えられた。

180° , 360° データ収集に関しては、それぞれどちらかが優れているという相反する報告があ

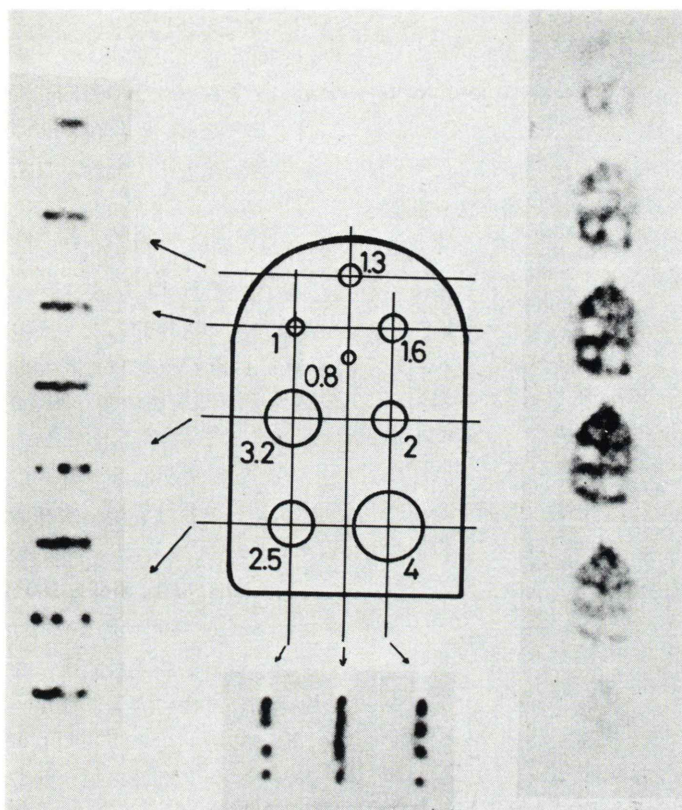


Fig. 13 Evaluation of detectability of defect in ECT images of liver phantom.

る^{4,5)}。その要点をまとめると、 180° データ収集では 1 マトリックスあたりのカウントのバラツキが大きいこと。心尖部の心筋像は鮮明だが心基部の心筋像はカウントが低くなり、心尖—心基部の差が大きいことが指摘されている。逆に 360° データ収集は、心臓に遠い後側 180° の像が attenuation や scattering により正確な心筋の情報を十分含まないこと。S/N 比が前者に比し劣りまた spatial resolution も劣ることがあげられている。われわれの検討でも、同様の結果を得ているが、臨床診断においてはほとんど差がないと考えられた。ただ 180° データ収集による心筋像は、心尖部は鮮明な像が得られ診断に適しているが心基部はカウントが少ないため perfusion defect を過大評価する傾向に注意すべきである。一方 360° データ収集は心尖部と心基部の心筋のカウントの差の割合

は小さいが background が高く像の鮮明度では前者に劣った。

データ解析に関しては、実際の結果に基づいてわれわれは得られたデータの 9 点スムージングを行った後、Shepp and Rogan のフィルターを用いて edge 処理を行い、これを再構成し⁶⁾、trans-axial 断層像を得ている。さらにこれより心筋の長軸・短軸断層像を再構成し、この 3 断面像を用いて臨床診断を行っている。単に体軸に沿った sagittal 像、frontal 像は断層像が左右対称にならないため、perfusion defect の診断は困難である⁷⁾。また、心筋断層像の定量解析に関しては、心筋短軸断層像には circumferential profile analysis を採用したが、心筋長軸断層像では中心の設定を客観的に行うことが困難で circumferential profile analysis が不適であるため、segmental analysis を採用した。

また心筋短軸断層像は心尖部と心基部ではパターンが変わるため心尖部から 1/4, 1/2, 3/4 の断面を選びそれぞれについて circumferential profile analysis を行った。

吸収補正に関しては、われわれの検討ではすでに結果で述べたように下後壁はほぼ補正され前壁のカウンととほぼ同程度になる。しかし心尖部と心基部中隔は完全には補正されない。これは、これらの部位が特に attenuation をうけるためかまたは実際に心筋が薄いためかいずれかと考えられる。実際剖検例 20 例の心筋計測の結果、心尖部は明らかに薄く、これが心尖部のカウンとの低下に反映すると考えられた。また、中隔壁は側壁に比べ明らかに短いこと、その上、中隔の上端は心室中隔膜様部にあたり心筋成分がないことのために心基部中隔のカウンとが著明に低下すると考えられた。この他右室が中隔壁の前に位置するため attenuation source となり、中隔壁のカウンとを特に低下させる効果も無視できないものがあると考えられる。したがって、吸収補正を行っても心尖部と心基部中隔は均等なカウンとを得られず、視覚的診断においてはこの点を考慮に入れて診断しなければならない。しかし、実際問題として、どの程度までのカウンとの低下が正常範囲でどの程度以上のカウンとの低下が病的であるかを視覚的に判定するのはかなり困難であると考えられる。この点に、心筋 ECT 像の定量診断の有用性が示唆される。著者らは、心筋長軸・短軸 ECT 像の正常範囲を正常例 10 例を基に割り出し、これを正常範囲として定量的評価に応用している⁸⁻¹⁰⁾(Fig. 9)。この際、われわれは吸収補正なしで定量評価を行っているが、その理由は、1 つは吸収補正という人為的な操作を加えない方が人工的誤差を生じないであろうと思われること、また視覚的診断とは異なり定量的診断には吸収補正をして壁のカウンとを均一にする必要がないこと、の 2 点があげられる。実際、吸収補正係数 0.12 に設定して正常範囲を設定すると、正常域 (2 SD) の範囲が広がる現象が示された (Fig. 9)。最後に、回転型ガンマカメラの精度に関してであるが、装置の電氣的、機械

的なズレがない限り、かなり精度の高い断層像が得られることが判明した¹¹⁻¹⁴⁾。したがって本稿で示した 2 台カメラの対向、視野、回転のズレを検討する方法は、2 台カメラの利点を生かした簡便かつ有効な方法であり、日常の調整に有用である。

V. 結 語

以上、心筋 ECT 像のデータ収集・解析とその精度に関して検討した。その結果、

- 1) 装置の機械的・電氣的ズレがない限り、ECT 像は断層能に優れ臨床的に十分応用可能である。
- 2) 回転角度は 5°~10° ごとがよい。総収集時間が像の画質に著明に影響するため、1 マトリックスあたり 25 カウンと以上の心筋像が望ましい。
- 3) Dual 360°, Single 180° の比較では、実験的には Single 180° の方が鮮明な像だがカウンと数が低く統計的誤差が問題になる。いずれにしても臨床的には像に大差はなかった。
- 4) フィルターは Shepp and Rogan を使用し、スムージング処理を加えた方が像の均一性に優れていた。
- 5) 吸収が心筋各部で差があるため、吸収補正を試みた。しかし、胸部を楕円柱とみなした単純な吸収補正では、心筋断層像を完全に均一なカウンとにすることは不可能であった。これは剖検例の検討から、下後壁は前壁よりやや薄いこと、心尖部は特に薄いこと、心室中隔は左室自由壁に比し短い上に心基部には心筋成分に乏しい心室中隔膜様部が存在することが、その要因であると考えられた。
- 6) 心筋断層像が均一な濃度の像にならないため、その視覚的診断にはどの程度の濃度の低下が異常かを判定するという微妙な作業が必要になる。ここに定量診断の有用性が示唆された。

文 献

- 1) Chesler DA, Riederer SJ: Ripple suppression during reconstruction in transverse tomography. *Phys Med Biol* 20: 632-636, 1975

- 2) Shepp LA, Logan BF: The fourier reconstruction of a head section. IEEE Nucl Sci NS-21: 21-43, 1974
- 3) 藤田 透, 向井孝夫: RI 断層画像構成とその評価——シングルフォトン ECT 画像について——. 日本放射線技術学会雑誌 37: 554-565, 1981
- 4) Coleman RE, Jaszczak RJ, Cobb FR: Comparison of 180° and 360° Data Collection in Thallium-201 imaging Using Single-Photon Emission Computerized Tomography (SPECT): Concise Communication. J Nucl Med 23: 655-660, 1982
- 5) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Comparative Study of Thallium Emission Myocardial Tomography with 180° and 360° Data Collection. J Nucl Med 23: 661-666, 1982
- 6) Borello JA, Clintorne NH, Rogers WL, et al: Oblique angle tomography: a restructuring algorithm for transaxial tomographic data. J Nucl Med 22: 471-473, 1981
- 7) 竹田 寛, 前田寿登, 中川 毅, 他: 対向型ガンマカメラによる ^{201}Tl 心筋断層像, 左室軸断層像の臨床の有用性. 核医学 19: 1237-1242, 1982
- 8) 玉木長良, 児玉秋生, 米倉義晴, 他: タリウム心筋エミッション CT の定量評価 (第 1 報) 健常心筋の検討. 核医学 21: 35-40, 1984
- 9) 植原敏勇: 心筋長軸・短軸断層像による心筋梗塞診断精度の向上. ニュータウンカンファレンス心臓核医学 5: 61-64, 1982
- 10) 玉木長良: ROC 解析法によるタリウム心筋 ECT の評価. ニュータウンカンファレンス心臓核医学 5: 65-68, 1982
- 11) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Clinical evaluation of thallium-201 emission myocardial tomography using a rotating gamma camera: Comparison with seven-pin-hole tomography. J Nucl Med 22: 849-855, 1981
- 12) 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, 3067-3070, 1982
- 13) Jaszczak RJ, Whitehead FR, Lim CB: Lesion detection with single photon emission computed tomography (SPECT) compared with conventional imaging. J Nucl Med 23: 97-103, 1982
- 14) 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

Summary

Quantitative Evaluation of $^{201}\text{TlCl}$ Myocardial Tomography Using SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography):

Basic Evaluation

Toshiisa UEHARA, Tsunehiko NISHIMURA, Kohhei HAYASHIDA, Takahiro KOZUKA,
Makoto HAYASHI, Yukinori YAMADA, Keiko TANAKA and Hisashi OKA

Department of Radiology, National Cardiovascular Center

^{201}Tl myocardial tomography using SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) was evaluated experimentally. With regard to data acquisition, every five or ten degrees, 30 seconds per one direction were needed. Comparing the single head 180° with dual-head 360° data acquisition, there was a little difference in the imagings but there was no difference to detect the perfusion defect clinically. With regard to data analysis, myocardial long-axial and short-axial imagings were constructed. These imagings were not homogenous instead of proper absorption correction. The estimation of autopsy revealed the cause of that inhomogeneity, that the thickness of myocardial wall was not homogeneous

and symmetric and the length of septal wall was shorter than that of lateral wall. So, the diagnosis of myocardial perfusion in the myocardial ECT imagings depends on the evaluation of the degree of the density. This is very delicate work for visual diagnosis, and on the other hand the quantitative analysis seems to be suitable. The tomographic precision of SPECT method was evaluated. As the result, the precision of SPECT was proved to be very excellent, as far as the adjustment of dual-head cameras was correct.

Key words: Single photon emission computed tomography, $^{201}\text{TlCl}$ myocardial imaging, Absorption correction, Circumferential profile analysis.