

《技術報告》

ファントムを用いた心筋 SPECT 画像再構成角度の検討

——360 度像と 180 度像との比較——

柏倉 健一*** 柏倉 明美*** 寺田慎一郎**** 小林 秀樹****

要旨 心筋 SPECT 像における画像再構成角度と得られた画像の区域、欠損部カウントの変動、欠損コントラストとの関係を明らかにする目的で、thallium-201 (^{201}TI)、technetium-99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) を用いファントム実験を行った。この結果、同一スライス内の区域カウントの変動は 360 度像と 180 度像とではほぼ等しかった。ただし、スライス間の平均カウントの変動は 360 度像の方が小さかった (^{201}TI , $^{99\text{m}}\text{Tc}$)。また、RI 濃度が対心筋比 24% (^{201}TI), 22% ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) の溶液を心筋部 4 か所に封入し、欠損とした画像の欠損部カウントの変動は、 ^{201}TI では 360 度像が、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では 180 度像が小さかった。画像上のカウントから得た欠損コントラストと実際の RI 濃度比から得たコントラストとを平均値で比較したところ、 ^{201}TI , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ とも 180 度像がより近い値を示した。また、同一スライスであっても欠損の存在する解剖学的部位によって欠損コントラストは変化した。さらに、同一部位の欠損コントラストを 360 度、180 度像間で比較したところ、前壁、側壁、中隔において 180 度像でより強調された (^{201}TI , $^{99\text{m}}\text{Tc}$)。

(核医学 33: 1097-1103, 1996)

I. はじめに

心筋血流 SPECT 検査では、解剖学的、放射性医薬品学的、核医学機器的理由から 180 度画像再構成が行われる場合が多い。ところが 180 度再構成画像 (180 度像) は 360 度再構成画像 (360 度像) と比べ、定量性の低下^{1,2)}、画像歪みの増加^{3,4)} 等の欠点を持つとされている。この理由は反対側 180 度投影データの欠如により算術・幾何平均が求められず、したがって、吸収、散乱の影響と分

解能の変化とを打ち消すことができないため³⁾ と考えられる。

近年、機器の高感度化を目的として多検出器型 SPECT 装置の開発、応用が進んでいる。とくに、対向型 2 検出器と 3 検出器型 SPECT 装置では共に 360 度分の投影データが 180 度収集と比べ追加時間なく得られる⁵⁾ ことから、多くの施設では通常 360 度データ収集を行っていると考えられる^{6,7)}。したがって、このような場合における画像再構成角度の選択は臨床上重要な検討課題と考えられる。

画像再構成角度に関しては、複数の機種においてソフトウェア上の任意角度画像再構成が可能となっている。本論ではこの機能を用い、同一 360 度投影データより 360 度像、180 度像を作成し、画像再構成角度と得られた画像の区域、欠損部カウントの変動、欠損コントラストとの関係を明らかにした。

* 科学技術振興事業団

** 秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部
*** 同 放射線科

**** 東京女子医科大学放射線科

受付：8 年 4 月 24 日

最終稿受付：8 年 8 月 7 日

別刷請求先：秋田市千秋久保田町 6-10 (〒010)
秋田県立脳血管研究センター内
科学技術振興事業団

柏倉 健一

II. 使用装置、方法

ファントム

360度像、180度像における区域、欠損部カウントの変動、欠損コントラストを評価するため胸部・心臓ファントム (RH-2型、京都科学、京都) を用いて実験を行った。ファントムは心臓、肺野、縦隔、胸椎より構成され、心臓は右心室と左心室より構成されている。さらに、左心室は心筋と内腔に相当する2つの空隙からなっており、心筋部の間隙は10 mmである (Fig. 1)。ここに、thallium-201 (^{201}Tl) 約200 kBq/ml、もしくはtechnetium-99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) 約225 kBq/mlの水溶液を入れ、また、バックグラウンドとして右・左心室内

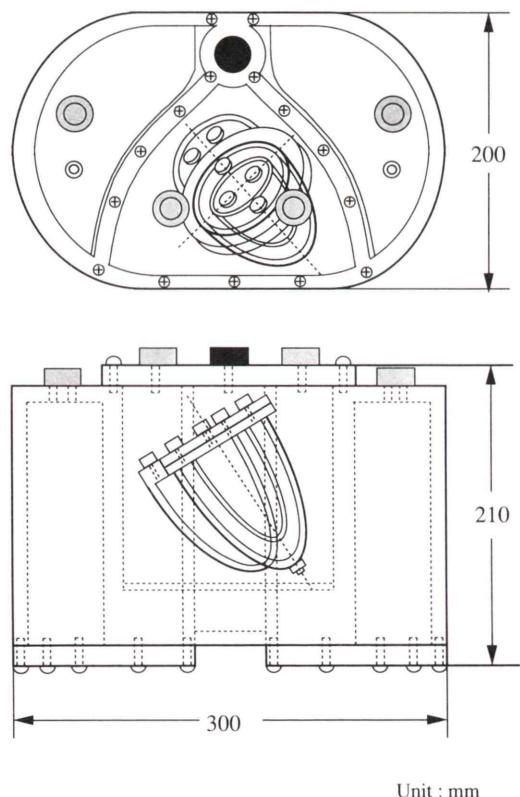


Fig. 1 Cardiac and chest phantom configuration used for the experiment. Angles of the left ventricular wall to the chest phantom was schematically illustrated.

腔、縦隔部にそれぞれ ^{201}Tl 約10 kBq/ml、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 約10 kBq/mlの水溶液を封入した。また、肺野のおがくずに対しては縦隔とほぼ同程度のカウントとなるよう噴霧器を用いてバックグラウンドの作成を行った。欠損に関しては中空のプラスチック容器4個(長さ30 mm、幅23 mm、厚さ10 mm)に対し心筋比24%濃度の ^{201}Tl 溶液もしくは22%濃

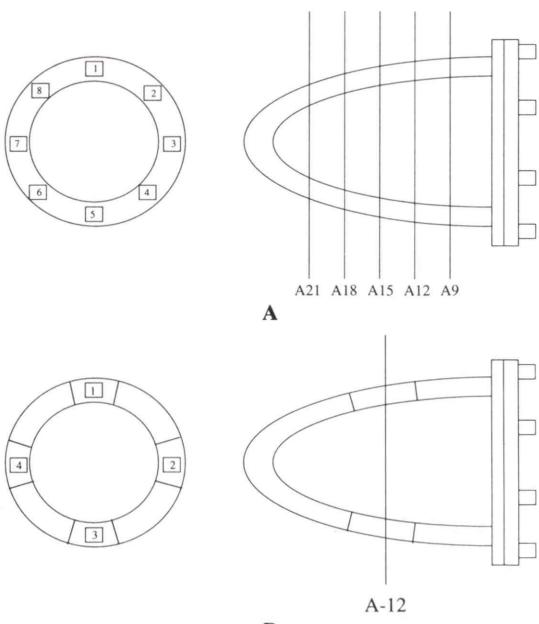


Fig. 2 Cardiac phantom configuration used to measure the coefficient of variation (CV) of the counts among ROIs in normal slices. The concentration in myocardium was approximately 200 kBq/ml (^{201}Tl) and 225 kBq/ml ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)。Three slices were selected and the CV was evaluated by S.D./mean count among 8 ROIs (3×3 pixels) located on the anterior, anterolateral, lateral, inferoposterolateral, inferoposterior, inferoposteroseptal, septal, and anteroseptal walls (Fig. 2A)。Cardiac phantom configuration used to measure the uniformity among the 4 defects. The ratio of concentration in the plastic chambers simulating perfusion defect to the concentration in the myocardium was 24% in ^{201}Tl and 22% in $^{99\text{m}}\text{Tc}$ experiments. Four ROIs (3×3 pixels) were first placed on the anterior, lateral, inferoposterior, and septal walls, and CV of the counts among the 4 ROIs and defect contrast in each ROI were then calculated and compared (Fig. 2B)。

Table 1A Variations of the counts in cardiac phantom images without defect (^{201}TI)

ROI	360° arc					180° arc				
	A9*	A12*	A15*	A18*	A21*	A9	A12	A15	A18	A21
Anterior	146.53	155.09	160.30	173.37	170.10	87.89	96.29	101.58	104.38	106.48
Anterolateral	136.11	145.83	158.43	156.10	162.55	81.59	90.77	100.18	104.53	105.23
Lateral	128.41	143.65	141.40	151.35	159.83	75.45	84.93	93.26	99.25	109.75
Inferolateral	135.41	140.85	141.09	142.95	151.75	76.61	83.07	92.17	97.77	109.05
Inferoposterior	148.32	133.39	142.49	142.65	155.40	89.52	83.92	96.83	102.98	113.48
Inferoseptal	152.29	152.83	155.48	157.19	153.61	85.71	99.55	103.13	108.11	112.78
Septal	142.33	147.55	140.39	146.77	151.28	75.52	87.58	94.03	101.03	104.15
Anteroseptal	145.37	139.07	141.94	155.63	162.09	82.75	83.77	90.84	100.02	101.73
Mean	141.85	144.78	147.69	153.25	158.33	81.88	88.74	96.50	102.26	107.83
S.D.	7.93	7.16	8.71	9.99	6.51	5.60	6.26	4.64	3.38	4.16
CV**	0.06	0.05	0.06	0.07	0.04	0.07	0.07	0.05	0.03	0.04

*Slice No.

**CV=S.D./mean count in 8 ROIs

Table 1B Variations of the counts in cardiac phantom images without defect ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)

ROI	360° arc					180° arc				
	A9*	A12*	A15*	A18*	A21*	A9	A12	A15	A18	A21
Anterior	159.33	173.33	183.69	187.20	176.94	90.57	101.97	110.50	113.67	108.33
Anterolateral	156.43	155.13	163.02	168.13	168.13	88.11	93.46	102.83	99.81	106.46
Lateral	149.36	161.93	154.44	160.63	167.27	84.21	96.06	95.94	102.41	115.70
Inferolateral	167.13	161.77	155.09	157.73	161.06	87.53	94.47	96.46	104.57	111.66
Inferoposterior	182.43	167.99	153.53	164.96	164.37	103.86	105.87	101.27	112.37	118.44
Inferoseptal	170.30	173.19	176.80	174.49	165.67	96.34	104.43	115.83	118.30	114.11
Septal	167.84	166.97	172.51	171.74	176.80	89.84	94.90	105.17	113.97	122.20
Anteroseptal	163.51	168.13	168.61	175.21	178.67	88.69	98.51	100.10	109.93	112.96
Mean	164.54	166.05	165.96	170.01	169.86	91.14	98.71	103.51	109.38	113.73
S.D.	9.97	6.18	11.31	9.36	6.66	6.18	4.81	6.84	6.45	5.14
CV**	0.06	0.04	0.07	0.06	0.04	0.07	0.05	0.07	0.06	0.05

*Slice No.

**CV=S.D./mean count in 8 ROIs

度の $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 溶液を封入した(それぞれ 24% 欠損, 22% 欠損とする)。これらの欠損は心尖部と心基部のほぼ中間部で, かつ, 前壁, 側壁, 下・後壁, 中隔に相当する位置に固定した。

データ収集と処理

データ収集は欠損を作らない状態と ^{201}TI 24%, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 22% 欠損を作った状態の双方について行った。ガンマカメラは低エネルギー高分解能平行型コリメータ (LEHR) を装着した対向型 2 検出器 SPECT 装置 (GCA7200A/DI, 東芝メディカル,

東京) を用いた。ピクセルサイズは 128×128 のマトリックスサイズで約 4.3 mm である。step-and-shoot モード(1 step 30 秒, 6 度 step)で 360 度収集を行い, 計 60 投影データを得た。エネルギー幅は 20%, エネルギーピークは 71 keV (^{201}TI), 140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) に設定した。画像再構成にあたり前処理フィルターとして 2 次元 Butterworth (order 8, 0.20 cycles/pixel) を用い, 再構成フィルタはランプフィルタを使用した。360 度投影データより transaxial 像を得, これより vertical long axis 像,

Table 2A Variations of the counts in cardiac phantom images with 4 defects (^{201}TI)

ROI	360° arc		180° arc	
	count	contrast*	count	contrast
Anterior	102.59	0.47	56.70	0.60
Lateral	86.57	0.55	47.60	0.66
Inferoposterior	86.10	0.55	64.09	0.55
Septal	84.62	0.56	55.84	0.61
Mean	89.97	0.53	56.06	0.60
S.D.	8.45	0.04	6.75	0.05
CV**	0.09	0.08	0.12	0.08

*Contrast = (max. count - ROI count)/max. count

**CV = S.D./mean count or contrast in 4 ROIs

Table 2B Variations of the counts in cardiac phantom images with 4 defects (^{99m}Tc)

ROI	360° arc		180° arc	
	count	contrast*	count	contrast
Anterior	181.78	0.64	90.67	0.74
Lateral	117.22	0.77	59.89	0.82
Inferoposterior	112.89	0.77	82.11	0.76
Septal	103.00	0.79	60.22	0.82
Mean	128.72	0.74	73.22	0.79
S.D.	35.87	0.07	15.60	0.05
CV**	0.28	0.10	0.21	0.06

*Contrast = (max. count - ROI count)/max. count

**CV = S.D./mean count or contrast in 4 ROIs

horizontal long axis 像, short axis 像を作成した。また, 180 度像の作成は 360 度像と全く同一の処理条件, 心軸角度を用いた。

なお, 本論での角度表記は, foot view において背面を 0 度とし, 時計回りとした。また, 180 度投影データとは 150–330 度までのデータを指す。吸収, 散乱補正は行っていない。

データ分析

データ分析は次の方法で行った。

1. 区域カウントの変動の評価

360 度像, 180 度像の short axis 像において等間隔に計 5 スライスを選んだ。各スライス上に 3×3 pixel の関心領域 (ROI) を 8 か所設定 (Fig. 2A) し, 区域カウントの変動に関して検討を行った。区域カウントの変動は各スライス上に設定した 8

か所の ROI 内平均カウント間の標準偏差を平均値で割った値 (coefficient of variation, CV) で評価した。同様にスライス間でも検討を行った。

2. 欠損部カウントの変動の評価

4 か所に $24\% (^{201}\text{TI})$ もしくは $22\% (^{99m}\text{Tc})$ 欠損を作成した 360 度像, 180 度像において欠損の中心を通る short axis 像を選び, 欠損部に 3×3 pixel の ROI を設定した (Fig. 2B)。この後, 欠損部カウントの変動を 4 か所の ROI 内平均カウント間の CV によって評価した。

3. 欠損コントラストの評価

画像上の最大カウント, ROI 内平均カウントより求めた欠損コントラストとファントム内に実際に封入したアイソトープの濃度比より求めたコントラスト (真のコントラストとする。 $^{201}\text{TI}=0.76$, $^{99m}\text{Tc}=0.78$) との比較を行った。アイソトープの濃度比は精密天秤によって求めた溶液の重量とバックグラウンド処理を行ったカウントより求めた。

また, 同一スライス上の各 ROI の欠損コントラストを求め, その値が解剖学的部位によってどのように変化するかを比較した。さらに, 360 度像, 180 度像間で同一欠損部位のコントラストがどのように変化するかを比較検討した。

III. 結 果

1. 区域カウントの変動 (Table 1)

欠損がない場合の 360 度像, 180 度像における心筋部の区域カウントの変動は ^{201}TI , ^{99m}Tc とともに各スライスでほぼ等しい値を示した。ただし, スライス間の平均カウントの変動に関し, ^{201}TI の 360, 180 度像で CV はそれぞれ 0.04 と 0.11, ^{99m}Tc の 360, 180 度像でそれぞれ 0.01 と 0.09 となり, いずれも 360 度像の方が小さかった。

2. 欠損部カウントの変動 (Table 2)

^{201}TI において 4 か所に 24% 欠損を作成した場合の欠損部カウントの変動は, 360 度像が 180 度像よりも小さかった (Table 2A)。逆に, ^{99m}Tc で 22% 欠損を作成した場合のカウントの変動は 180 度像の方が小さかった (Table 2B)。

Table 3 Contrast ratio obtained by 180°/360° arc

Segment	Radioisotope	
	²⁰¹ Tl	^{99m} Tc
Anterior	1.28	1.16
Lateral	1.20	1.06
Inferoposterior	1.00	0.99
Septal	1.09	1.04

Table 4 Contrast ratio obtained by ^{99m}Tc/²⁰¹Tl

Segment	Reconstruction arc	
	360° arc	180° arc
Anterior	1.36	1.23
Lateral	1.40	1.24
Inferoposterior	1.40	1.38
Septal	1.41	1.34

3. 欠損コントラスト (Table 2, 3, 4)

欠損コントラストと真のコントラストとを 4 か所の平均値で比較したところ、²⁰¹Tl, ^{99m}Tc とともに 180 度像の方が差は小さかった。360 度像では側壁、下・後壁、中隔の欠損コントラストは真のコントラストに近かったが、前壁の値が全体の値を低下させていることがわかった。

また、同一スライス上で解剖学的部位による欠損コントラストの違いを比較したところ、360 度像では²⁰¹Tl, ^{99m}Tc ともに中隔が最も強調され、次いで、側壁と下・後壁、前壁の順となった。ただし、側壁と下・後壁はほぼ等値であった。一方、180 度像では、²⁰¹Tl が側壁でやや高い値を示し、次いで中隔と前壁、下・後壁となった。また、^{99m}Tc は側壁と中隔でやや高い値、下・後壁と前壁でやや低い値を示した。

Table 3 は欠損コントラストが 360 度像と比べ 180 度像で強調される割合をみたものである。これらの値は Table 2 における 180 度像の欠損コントラストを 360 度像の欠損コントラストで除して得た。²⁰¹Tl, ^{99m}Tc ともに前壁が最も大きく、次いで、側壁、中隔、下・後壁の順となった。

Table 4 は欠損コントラストが²⁰¹Tl と比べ ^{99m}Tc でより強調される割合を比較したものである。値

は Table 2 における ^{99m}Tc の欠損コントラストを²⁰¹Tl の欠損コントラストで除して得た。360 度像では欠損部位による違いは比較的小さかったが、180 度像では下・後壁、中隔が高く、前壁、側壁と差がみられた。

IV. 考 察

前論文⁸⁾で臨床例における 180 度像、360 度像、反対側 180 度像の画像の特徴を詳細に述べたが、本論では、画像再構成角度と得られた画像の区域、欠損部カウントの変動、欠損コントラストとの関係をファントム実験により検討した。

まず、区域カウントの変動を検討したところ、²⁰¹Tl, ^{99m}Tc ともに 360 度像と 180 度像とはほぼ等しい値を示した。ただし、前論文における臨床データでは区域カウントの変動に関し²⁰¹Tl と ^{99m}Tc 間で違いがみられた。この相違の理由として、ファントムと臨床例では吸収条件が異なる可能性があることが考えられる。また、スライス間の平均カウントの変動を比較したところ²⁰¹Tl, ^{99m}Tc ともに 360 度像の方が小さかった。180 度像が吸収による影響を強く受けていることを示唆したデータと考えられる。

次に、4 か所の欠損部カウントの変動を比較したところ、²⁰¹Tl では 360 度像が、^{99m}Tc では 180 度像が小さいという結果になった。この理由については後述する。ただし、²⁰¹Tl, ^{99m}Tc 間で比較した場合両像とも ^{99m}Tc が劣っていた。

全スライス中の最高カウント、それぞれの ROI 内平均カウントから求めた欠損コントラストと実際の心筋部に対する欠損部の RI 濃度比から求めたコントラストとを比較したところ、²⁰¹Tl, ^{99m}Tc とも 180 度像の方が真の値に近かった。ただし、²⁰¹Tl では真のコントラストとの差はきわめて大きかった。加えて、本実験では部分容積効果の影響を減少させるため、カウントを得るにあたり 128 マトリクスのデータ収集に対し 3×3 ピクセルとかなり小さめの ROI を設定しており、臨床データではこの違いはさらに拡大するものと考えられる。

次に、同一再構成角度像において欠損コントラ

ストと解剖学的部位との関係をみると ^{201}TI の 360 度像では前壁がとりわけ低かったが、残りの 3 値は非常に近接していた。一方、180 度像では下・後壁で低値を示した。後者の理由として、距離が離れることによる分解能の低下に起因する部分容積効果の影響と吸収、散乱の増大がその大きな原因と推測される。また、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ でもほぼ同様の傾向を示した。

欠損コントラストが 180 度像でより強調される割合を欠損部位ごとに比較したところ、 ^{201}TI 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ともに前壁、側壁で大きかった。また、 ^{201}TI 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 間で比較した場合、360 度像では欠損部位ごとの違いは比較的小さかったにもかかわらず、180 度像ではとりわけ下・後壁で強調された。これらの結果は前論文における臨床例の結果とほぼ一致している。

^{201}TI の 360 度像は前壁において極端に低いコントラストを示した。しかし、コントラストが 180 度像で強調される割合が欠損部位ごとに異なる (Table 3) ため 180 度像では前壁のコントラストは改善され、結果的に下・後壁での低下が目立つようになった。ただし、同時に側壁、中隔のコントラストも上昇したため欠損コントラストの CV は 360 度像と同程度にとどまった (Table 2A)。一方、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では 180 度像におけるコントラストの上昇が ^{201}TI と比べ部位ごとに極端な違いを示さず (Table 3)、この結果 180 度像における欠損コントラストの CV は 360 度像よりも小さくなかった (Table 2B)。

Table 4 でみたように $^{99\text{m}}\text{Tc}$ で欠損コントラストが強調される割合を部位ごとに比較した場合、360 度像ではこの違いは比較的小さかったが、180 度像ではばらつきが大きく、とりわけ下・後壁で強調された。限られた再構成角度から得られた SPECT 像の欠損コントラストの違いは体表からの深さに強く依存していると考えられる。したがって、180 度像における部位ごとのコントラストの上昇の程度の差は、核種エネルギーの違いを端的に示したものと考えられ、体表からの深さに応じて吸収、散乱の割合が異なることを意味して

いる。

今回の実験の結果をまとめると次のようになる。同一スライス上の区域カウントの変動を評価する限り、360 度像、180 度像のいずれを用いても極端な違いはなかった。しかし、スライス間の平均カウントの変動は 180 度像の方が大きかった。欠損部カウントの変動は、 ^{201}TI では 360 度像が、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では 180 度像が小さかった。同一スライス上で欠損コントラストと真のコントラストとを比較したところ、 ^{201}TI 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ とも 180 度像がより近い値を示した。ただし、前壁を除けば 360 度像の欠損コントラストはきわめてばらつきは少なかった。さらに、同一部位の欠損コントラストを 360 度、180 度像間で比較したところ、前壁、側壁、中隔において 180 度像でより強調された (^{201}TI 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$)。欠損コントラストを ^{201}TI 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 像間で比較した場合、欠損部位ごとのばらつきはとりわけ 180 度像で顕著にみられた。

このように、180 度像は 360 度像と比べた場合、高い欠損コントラストを示すという特徴がある反面、心臓の位置、大きさ、欠損の部位等の個体差によって値が変動する可能性が高い。したがって、180 度画像再構成を臨床に適用するためには、これらの画像を修飾する諸因子を正確に理解することが前提となると考える。

謝辞：データ収集にご協力いただいた秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部・菅野巖先生、飯田秀博先生、成田雄一郎氏に感謝を申し上げます。

文 献

- 1) Hoffman EJ: 180° compared with 360° sampling in SPECT. *J Nucl Med* **23**: 745-747
- 2) Go RT, MacIntyre WJ, Houser TS, Pantoja M, O'Donnell JK, Feigin DH, et al: Clinical evaluation of 360° and 180° data sampling techniques for transaxial SPECT thallium-201 myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* **26**: 695-706, 1985
- 3) Eisner RL, Nowak DJ, Pettigrew R, Fajman W: Fundamentals of 180° acquisition and reconstruction in SPECT imaging. *J Nucl Med* **27**: 1717-1728, 1986
- 4) Knesarek K, King MA, Glick SJ, Penny BC: Investigation of causes of geometric distortion in 180°

- and 360° angular sampling in SPECT. *J Nucl Med* **30**: 1666–1675, 1989
- 5) Cullon SJ: Principle of cardiac SPECT, *In* DePuey EG, Berman DS, Garcia EV (eds.), *Cardiac SPECT imaging*, Raven Press, New York, 1995, pp. 1–19
- 6) Keyes JW: SPECT and artifacts—in search of the imaginary lesion. *J Nucl Med* **32**: 875–877, 1991
- 7) Galt JR: New instrumentation for cardiovascular nuclear medicine (News line). *J Nucl Med* **35**: 20N–22N, 1994
- 8) 柏倉健一, 小林秀樹, 百瀬 満, 柏倉明美, 金谷信一, 日下部きよ子: 画像再構成角度が心筋 SPECT 像に与える影響——180 度像と 360 度像との比較——. *核医学* **33**: 375–382, 1996

Summary

Evaluation of Reconstruction Arc in Myocardial SPECT Imaging Using a Cardiac Phantom —Comparison between 360° and 180° Arcs—

Kenichi KASHIKURA***, Akemi KASHIKURA**, Shinichirou TERADA***
and Hideki KOBAYASHI***

* Japan Science and Technology Corporation

**Department of Radiology and Nuclear Medicine, Akita Research Institute of Brain and Blood Vessels

***Department of Radiology, Tokyo Women's Medical College

In order to investigate the effect of reconstruction arc on myocardial SPECT images, a series of phantom studies was performed with and without plastic chambers simulating perfusion defects using ^{201}Tl and $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Coefficient of variations (CV) of the counts among the ROIs and defect contrast were evaluated in 360° and 180° images reconstructed from the same 360° projection data. Reconstruction processes were identical for all images. In the absence of defects, the CV of the counts were approximately the same in 360° and 180° images. The CV of the counts in the 360° ^{201}Tl image, among 4 defects located on the anterior, lateral, inferoposterior, and septal walls, was superior to those in the 180° images. In contrast, in the $^{99\text{m}}\text{Tc}$ images, the CV of the counts among the 4 defects in

the 180° image was superior to those of the 360° image. The defect contrast was changed both by the location of the defect and by the reconstruction arc (^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$). The defect contrast of the 180° images, in both ^{201}Tl and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ experiments, was closer to the true contrast value as calculated by the count ratio between myocardium and defect. Although the defect contrast in the anterior, lateral and septal walls was more emphasized in the 180° images, the defect contrast in the inferoposterior wall was less emphasized in the 180° images compared to the 360° (^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$).

Key words: Myocardial SPECT imaging, SPECT reconstruction, 180°, 360° scan, Defect contrast.