

## 《原 著》

# <sup>123</sup>I-MIBG, <sup>201</sup>TlCl 心筋 SPECT における 2 核種同時収集, 画像作成法の検討

小野口昌久\* 佐藤 圭子\*\*,† 村田 啓\*\* 高尾 祐治\*\*  
大竹 英二\*\* 加藤 健一\*\*\* 斎藤 京子\* 外山比南子\*\*\*\*  
上野 孝志\*\*\*\*\*

**要旨** <sup>123</sup>I-MIBG と <sup>201</sup>TlCl の 2 核種同時収集の場合, 両核種は互いに crosstalk し, これが画像劣化の原因となる. 今回, 良質の画像を得る目的で, 心筋ファントムを用いて crosstalk の補正を検討した. ファントム実験から求めた <sup>201</sup>Tl から <sup>123</sup>I への crosstalk (R1) と, <sup>123</sup>I から <sup>201</sup>Tl への crosstalk (R2) は心筋壁内でそれぞれほぼ一定であったが, R1 は R2 より低値であった. R1, R2 を用いて crosstalk の補正をした. 限局性の欠損を設定した心筋ファントムでは, crosstalk を補正することにより, 視覚的にも contrast から欠損がより明瞭となり, この補正法が有効と考えられた. 臨床例についても, ファントムから求めた一律の crosstalk を用いて補正を試みた. 補正により画質が改善し, また偽性欠損の消失した症例もみられ, 本補正法が臨床例でも有用であることが示唆された.

## I. はじめに

近年,  $\gamma$  線エネルギーの異なる 2 核種を同時投与し, それぞれのデータ収集を行い, 2 核種の相互の計数率に及ぼす影響を補正するいわゆる 2 核種同時投与同時収集法が試みられるようになった<sup>1-3)</sup>. この方法は, 同時に 2 核種の分布情報が得られ, かつ検査時間を短縮できる点で有用である. 最近, 交感神経イメージング用製剤である I-123 metaiodobenzylguanidine (<sup>123</sup>I-MIBG) が開発されたが<sup>4-6)</sup>, 本製剤と <sup>201</sup>TlCl との同時投与, 同時収集ができれば心筋血流と交感神経機能の同

一条件下での評価が可能となる. しかし, <sup>123</sup>I-MIBG と <sup>201</sup>TlCl は, エネルギースペクトルが crosstalk し, 同時収集の場合, これが画像劣化の原因となる. 今回, われわれは良質の画像を得る目的で, 心筋ファントムを用い両者の相互の画像への影響, すなわち, crosstalk の補正を試みたので報告した.

## II. 方 法

### 1. 使用ファントムおよびデータ収集機器

使用した心筋ファントム<sup>11)</sup>は, Fig. 1A に示すように楕円体で, 肺, 縦隔, 心筋に相当する部分から成り, その心筋部に Fig. 1B のような 5 通りの方法で RI を均等に注入した. すなわち欠損部に水を入れて, 正常部に <sup>201</sup>Tl (ファントム (1)), <sup>123</sup>I (ファントム (2)) およびその 2 核種を混入 (ファントム (3)) したものと, 正常部に 2 核種混入し, 欠損部に <sup>201</sup>Tl (ファントム (4)) または <sup>123</sup>I (ファントム (5)) を入れたものである. RI 使用量は 2 核種とも同量の 185 KBq/ml (5  $\mu$ Ci/ml) とした.

使用機器は, 低エネルギー汎用型コリメータを装着した Maxicamera 400 AC/T-Maxistar システ

\* 虎の門病院放射線部

\*\* 同 放射線科

\*\*\* 同 循環器センター内科

\*\*\*\* 東京都老人総合研究所

\*\*\*\*\* 心臓血管研究所

† 現: 順天堂大学循環器内科

受付: 3 年 4 月 25 日

最終稿受付: 3 年 7 月 19 日

別刷請求先: 東京都港区虎ノ門 2-2-2 (☎ 105)

虎の門病院核医学

小野口 昌 久

ムで、180度、32方向、1方向10秒で2核種のエネルギーウィンドウでデータを収集した。データ収集のための各核種のエネルギーウィンドウは、 $^{201}\text{Tl}$ が63~83 keV、 $^{123}\text{I}$ が148~180 keVとした。再構成にはフィルター逆投影法を、フィルターにはRamp-Hanningを用いた。なお、吸収補正は行っていない。

## 2. Crosstalk の算出および補正法

### 1) 算出法

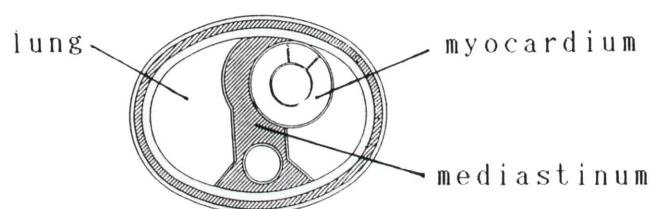
相互のエネルギーウィンドウへの影響の割合はファントムを用いて求めた。 $^{201}\text{Tl}$ から $^{123}\text{I}$ へのカウントの比(crosstalk(R1))は以下のごとく算出した。 $^{201}\text{Tl}$ を均等に入れた心筋ファントム(Fig. 1B(1))で、 $^{201}\text{Tl}$ ウィンドウと $^{123}\text{I}$ ウィンドウのそ

れぞれで得られた横断断層像について、同一部位に関心領域(ROI:  $3 \times 3$ ピクセル)を3か所設定して、 $^{201}\text{Tl}$ ウィンドウのROIカウント(T)と $^{123}\text{I}$ ウィンドウのROIカウント(I)を求め、I/Tの3か所の平均値をR1とした。また、 $^{123}\text{I}$ から $^{201}\text{Tl}$ へのcrosstalk(R2)もFig. 1B(2)のファントムを用いて $^{201}\text{Tl}$ と同様にT/Iとして求めた。

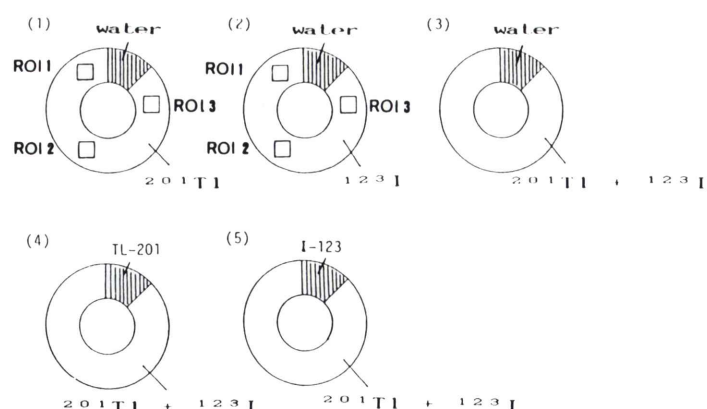
### 2) 補正法

各crosstalkの補正法を述べる。Fig. 2は心筋ファントム(Fig. 1B(1)~(3))を使用した各核種のエネルギースペクトルとその断層像である。図左は、 $^{201}\text{Tl}$ 単独(ファントム(1))のエネルギースペクトルで、左のフォトピークが本来の $^{201}\text{Tl}$ の計数値で、右が $^{123}\text{I}$ ウィンドウで計測された $^{201}\text{Tl}$ の計

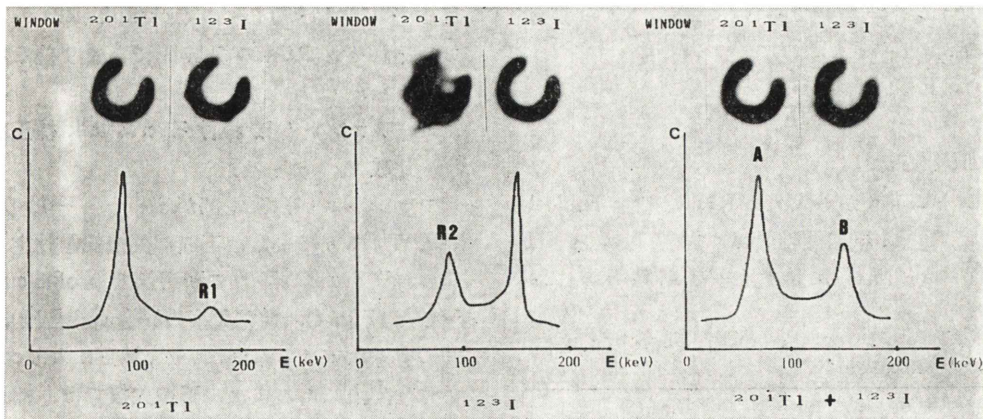
A.



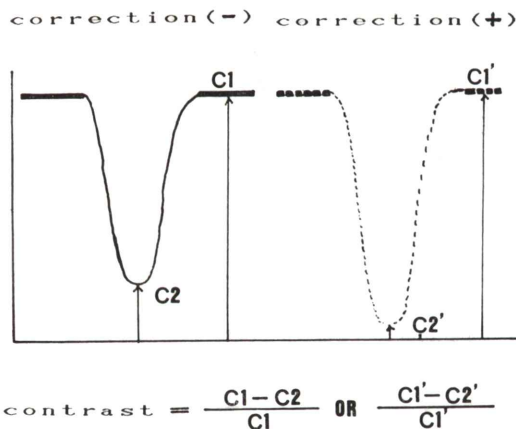
B.



**Fig. 1** Myocardial phantoms. A: The schema of myocardial phantom in a body structural phantom. B: Five myocardial phantoms used in this study. The shaded areas of phantom (1), (2) and (3) show the defect region. The shaded area of phantom (4) shows the absent region of  $^{123}\text{I}$ . The shaded area of phantom (5) shows the absent region of  $^{201}\text{Tl}$ .



**Fig. 2** Correction method of energy spectrum crosstalk. These graphs show the energy spectrum and these axial images of each radionuclides using cardiac phantom (Fig. 1B (1)–(3)). A:  $^{201}\text{Tl}$  image obtained from a dual energy SPECT. B:  $^{123}\text{I}$  image obtained from a dual energy SPECT. R1: the crosstalk from  $^{201}\text{Tl}$  to  $^{123}\text{I}$  window. R2: the crosstalk from  $^{123}\text{I}$  to  $^{201}\text{Tl}$  window.



**Fig. 3** Calculation of contrast. These curves show circumferential profile curves with and without crosstalk correction. C1(C1'): mean count in the normal region. C2(C2'): minimal count in the defect region.

数値である。この crosstalk が前述した R1 に相当する。図中央は、 $^{123}\text{I}$  単独 (ファントム (2)) のエネルギースペクトルで、右側が本来の  $^{123}\text{I}$ 、左が  $^{201}\text{Tl}$  のウィンドウでの  $^{123}\text{I}$  の計数値である。この crosstalk が R2 に相当する。図右は 2 核種混入 (ファントム (3)) の断層像とフォトピークで

$^{201}\text{Tl}$  ウィンドウの画像を A,  $^{123}\text{I}$  ウィンドウの画像を B とした場合, crosstalk の補正は以下のようにした。

$$\text{補正した } ^{201}\text{Tl} \text{ 像} = (A - B \times R2) / (1 - R1 \times R2)$$

$$\text{補正した } ^{123}\text{I} \text{ 像} = (B - A \times R1) / (1 - R1 \times R2)$$

なお、補正式の A, B には横断断層像のデータを使用し、画像演算した。

### 3. 補正前後での比較

5 種類の心筋ファントム (Fig. 1B) のおのおので前壁または下壁に相当する部分に欠損部を設定し、各条件で延べ 10 回の実験を行った。SPECT で得られた横断断層像を crosstalk 補正の前後で視覚法および contrast ratio による定量法で比較検討した。contrast ratio は Fig. 3 のごとく、断層像の circumferential profile curve において、その正常部の平均カウント (C1) と欠損部の最小カウント (C2) を測定し、 $(C1 - C2) / C1$  で表した。

### 4. 臨床例の検討

虚血性心疾患 4 例において  $^{201}\text{Tl}$ Cl と  $^{123}\text{I}$ -MIBG 同時投与による心筋シンチグラフィを施行した。 $^{201}\text{Tl}$ Cl,  $^{123}\text{I}$ -MIBG を 111 MBq (3 mCi) 投与後、2 核種同時収集法で心筋 SPECT を施行し、crosstalk の補正前後で画質を比較検討した。なお、補

正にはファントム実験で得られた R1, R2 の値を使用した。

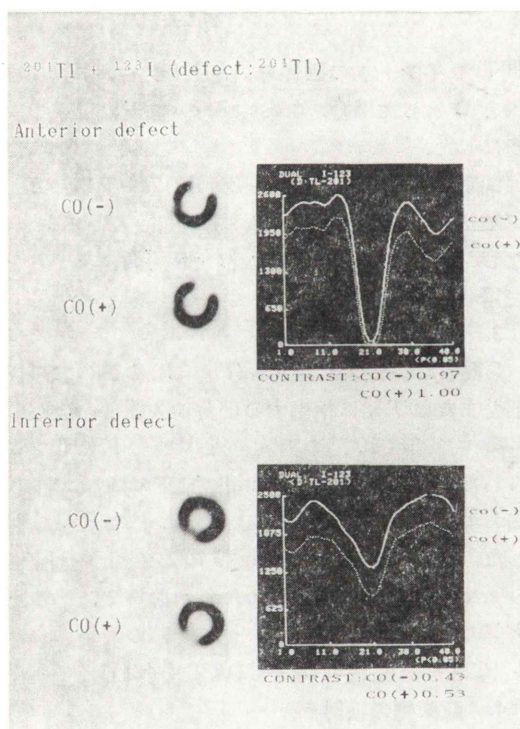
### III. 結 果

#### 1. Crosstalk

ファントム実験から求めた R1, R2 値を Table 1 に示した。 $^{201}\text{Tl}$  単独投与における  $^{201}\text{Tl}$  から  $^{123}\text{I}$  への crosstalk (R1) が 14.1%,  $^{123}\text{I}$  単独投与にお

**Table 1** Crosstalk from the other radionuclide by the phantom study

ROI	R1 (%)	R2 (%)
1	13.2	24.9
2	13.2	27.9
3	16.0	26.5
mean	14.1	26.3



**Fig. 4**  $^{123}\text{I}$  images and this circumferential profile curves in a phantom study (phantom type: B(4)). Solid curve: without crosstalk correction. Dotted curve: with crosstalk correction. Co(-): without crosstalk correction. Co(+): with crosstalk correction.

ける  $^{123}\text{I}$  から  $^{201}\text{Tl}$  への crosstalk (R2) が 26.3% で、それぞれ ROI の領域間であまり差はみられなかった。

#### 2. ファントムにおける crosstalk 補正前後の比較

ファントム (4) (正常部が  $^{201}\text{Tl}$  と  $^{123}\text{I}$ , 欠損部が  $^{201}\text{Tl}$ ) で前壁または下壁に欠損部を設定したときの,  $^{123}\text{I}$  ウィンドウの断層像と profile curve を示した (Fig. 4). 前壁欠損の場合 (図上段), 視覚的に有意な差はみられないが, 補正により contrast がやや向上した。また, 下壁欠損では, 補正により視覚的にも欠損がより明瞭になり, contrast も改善した。

種々のファントムにおける補正前後の contrast ratio を Table 2 に示した。ファントム (1) とファントム (2) の場合, 前壁欠損では  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{123}\text{I}$  ともに contrast は 0.99, 1.00 と高い値であった。下壁欠損では 0.48, 0.58 とともに低値であったがエネルギーの高い  $^{123}\text{I}$  でやや高かった。一方, ファントム (3) では  $^{201}\text{Tl}$  像,  $^{123}\text{I}$  像ともに contrast は, 補正の前後で大きな差はみられなかった。これに対してファントム (4), (5) では, それぞれ  $^{123}\text{I}$  像,  $^{201}\text{Tl}$  像で crosstalk の補正により前壁, 下壁欠損

**Table 2** Contrast with and without crosstalk correction in the phantom studies

phantom	image	defect	CO(-)	CO(+)
(1)	$^{201}\text{Tl}$	Ant.	0.99	—
		Inf.	0.48	—
(2)	$^{123}\text{I}$	Ant.	1.00	—
		Inf.	0.58	—
(3)	$^{201}\text{Tl}$	Ant.	0.97	0.98
		Inf.	0.42	0.42
	$^{123}\text{I}$	Ant.	0.99	0.99
		Inf.	0.56	0.60
(4)	$^{123}\text{I}$	Ant.	0.97	1.00
		Inf.	0.43	0.53
(5)	$^{201}\text{Tl}$	Ant.	0.91	0.98
		Inf.	0.41	0.49

Ant: anterior, Inf: inferior

The other abbreviations are shown in Fig. 4.

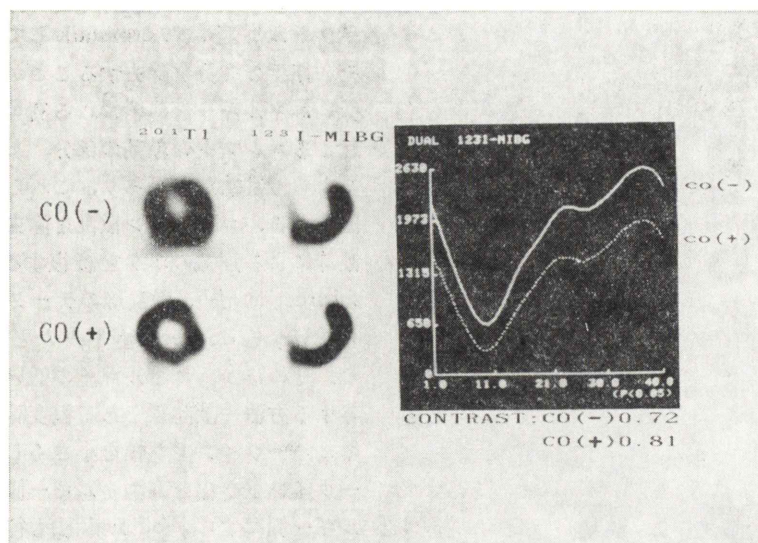


Fig. 5 A representative display of the images and the profile curves with and without crosstalk correction in a patient with anterior subendocardial infarction. In the  $^{201}\text{Tl}$  image without crosstalk correction, a false defect caused by crosstalk from  $^{123}\text{I}$ -MIBG was observed at the anterior wall. Solid curve: without crosstalk correction. Dotted curve: with crosstalk correction. The other abbreviations are shown in Fig. 4.

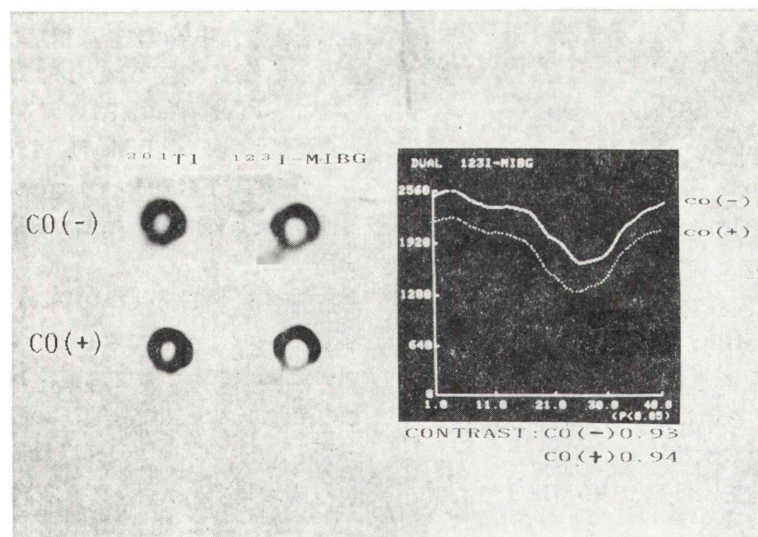


Fig. 6 A case of myocardial ischemia at the inferior wall. In the  $^{123}\text{I}$ -MIBG image with crosstalk correction decreased radioactivity was more clearly detected at the inferior wall. The other abbreviations are shown in Fig. 4.

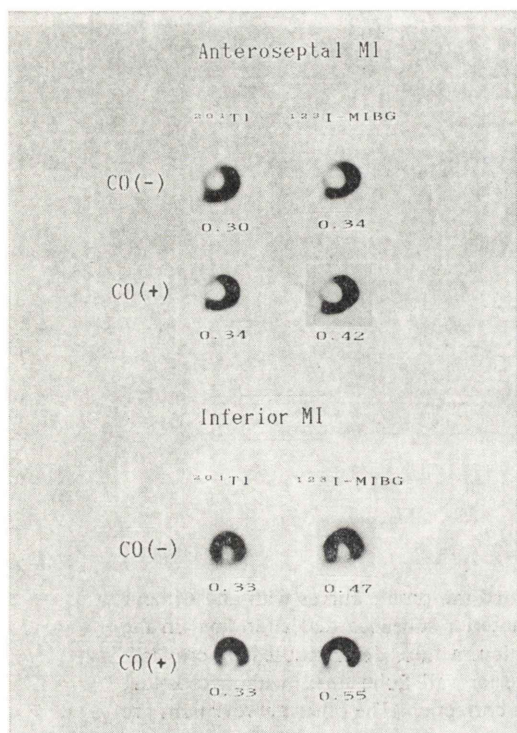


Fig. 7 Two cases of anteroseptal MI (upper) and inferior MI (lower). The value of contrast ratio was shown under each image. The other abbreviations are shown in Fig. 4.

ともに contrast が向上した。

### 3. 臨床的検討

Figure 5 に前壁心内膜下梗塞の症例を示した。 $^{123}\text{I}$ -MIBG 像では補正により欠損部がより明瞭となり, contrast も 0.72 から 0.81 へと改善した。また, 補正前の  $^{201}\text{Tl}$  像で  $^{123}\text{I}$ -MIBG の影響による偽性欠損が前壁にみられたが補正により消失した。Fig. 6 に, 下壁に虚血のある症例を示した。補正によって  $^{123}\text{I}$ -MIBG 像の欠損がより明瞭に描出された。Fig. 7 に他の 2 例 (前壁中隔梗塞例および下壁梗塞例) を示した。視覚的には, いずれの像でも補正により欠損はより明瞭となったが, contrast でみると補正の効果は  $^{123}\text{I}$ -MIBG でより大きかった。

## IV. 考 察

近年, 2 核種同時収集が可能な SPECT システ

ムが普及してきたが, 2 つの核種のエネルギースペクトルが互いに crosstalk している場合はそれぞれ相手の成分を除去することが望ましい。また, 低いエネルギー部に含まれる高エネルギー側から起こるコンプトン散乱の部分, あるいは患者の体による散乱線などがあり, これらが画像劣化の原因となる。コンプトン散乱を除去するために, 散乱線による画像のボケを修復する deconvolution-subtraction 法<sup>7)</sup>, 散乱線のデータを再構成画像から減算する dual energy 法<sup>8)</sup>なども開発されている。そのほか, エネルギーの低い核種を多めに投与方法や散乱線のある程度除去するためにエネルギーウィンドウ幅を小さくしたり, エネルギーウィンドウ幅を高エネルギー側あるいは低エネルギー側にずらす off peak 法も行われている。今回, 著者らは, 互いの crosstalk の成分を除去した  $^{201}\text{Tl}$  像および  $^{123}\text{I}$ -MIBG 像を得る目的で前述した補正法を考案した。

今回の補正法で重要なのは相互のエネルギーウィンドウへの影響の割合である。吸収体のない場合,  $^{201}\text{Tl}$  の  $^{123}\text{I}$  ウィンドウ内に含まれる計数値の割合は 12% であり,  $^{123}\text{I}$  においては  $^{201}\text{Tl}$  のウィンドウ内に若干ある。しかし, 吸収体が存在する場合, それぞれの割合は相互の散乱があるため異なってくる。今回のファントム実験で,  $^{201}\text{Tl}$  から  $^{123}\text{I}$  への crosstalk (R1) は心筋壁領域内ではほぼ一定の値であった (Table 1)。これは, 心筋ファントムで  $^{201}\text{Tl}$  から  $^{123}\text{I}$  への crosstalk が 1% 前後とばらつきが少なかったとする斎藤ら<sup>9)</sup>の報告と一致した。

斎藤らは  $^{201}\text{Tl}$  から  $^{123}\text{I}$  への crosstalk は 1% と値も小さく, 無視できるとしているが, 今回のファントム実験ではこの値が 14.1% であった。この相違については, 斎藤らの設定したエネルギーウィンドウ ( $^{201}\text{Tl}$ : 63~77 keV,  $^{123}\text{I}$ : 147~171 keV) に比して, 今回のウィンドウ ( $^{201}\text{Tl}$ : 63~83 keV,  $^{123}\text{I}$ : 148~180 keV) が広がったこともその原因の 1 つではないかと考える。

事実,  $^{201}\text{Tl}$  が正常で  $^{123}\text{I}$  に欠損があるファントム (4) で, crosstalk を補正することにより  $^{123}\text{I}$

像の欠損の contrast が向上した (Table 2). この結果は, 臨床例においても  $^{201}\text{Tl}$  が正常で  $^{123}\text{I}$ -MIBG に欠損がある場合, crosstalk 補正をしないと  $^{123}\text{I}$ -MIBG の欠損部位が過小評価される可能性を示唆している.  $^{123}\text{I}$ -MIBG の画質の向上を計るためには crosstalk の補正が望ましいと考える. また, Table 2 で, 前壁と下壁とで defect の contrast が大きく異なるのは, 心筋からコリメータとの距離が前壁と下壁で異なること, および下壁の方が体内からの散乱, 吸収を受けやすいことも contrast を低下させる原因の 1 つではないかと考える.

$^{123}\text{I}$  から  $^{201}\text{Tl}$  への crosstalk (R2) もファントム実験では心筋壁領域内ではほぼ一定であったが (Table 1), その値 (R2) は 26.3% と R1 に比べ大きかった. ファントム (5) でも crosstalk 補正により  $^{201}\text{Tl}$  像の欠損の contrast が上昇し, 補正が有効なことが示された. 臨床上は個人差, 部位差などにより crosstalk にある程度のばらつきがあるため, ファントムのような一律補正は困難とする報告<sup>9,10</sup>もある. しかし, 肺, 縦隔に比べ, 比較的組織構成の均一な心筋においては crosstalk の領域間のばらつきがそれほど多くないと考え, 臨床例についてもファントム実験から求めた crosstalk (R1, R2) での一律補正を試みた. この結果,  $^{201}\text{Tl}$  が正常で  $^{123}\text{I}$ -MIBG に欠損がある例で,  $^{123}\text{I}$ -MIBG の影響により生じた  $^{201}\text{Tl}$  の偽性欠損が補正により改善した. 虚血性心疾患などでは,  $^{201}\text{Tl}$  の欠損領域より  $^{123}\text{I}$ -MIBG の欠損が広範囲であることが経験されており, 臨床例で一定の crosstalk を用いて補正することにより,  $^{201}\text{Tl}$  の画質を向上させることができることは有用と考える. ただ, 臨床例における個人, 心筋部位による crosstalk のばらつきを考慮すると, ファントム実験から求めた一律の crosstalk による補正には限界がある. 定量解析などより正確な crosstalk 補正をする場合は症例ごとに補正をする方法が必要であろう.

## V. まとめ

- 1)  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{123}\text{I}$ -MIBG の 2 核種同時収集において, それぞれの crosstalk の補正を試みた.
- 2) ファントム実験より,  $^{201}\text{Tl}$  から  $^{123}\text{I}$  への crosstalk と,  $^{123}\text{I}$  から  $^{201}\text{Tl}$  への crosstalk をそれぞれ求め, それらを用いた crosstalk 補正法を考案した.
- 3) 本法で補正することにより, 限局性欠損を設定した心筋ファントム像は視覚的にも contrast ratio の上からも改善された.
- 4) 臨床例についても, ファントムで求めた一律の crosstalk を用いて補正を試みたが, ある程度の画質の改善がみられ有用と考えられた.

本論文の要旨は第 29 回日本核医学会総会で報告した.

## 文 献

- 1) 福田晴行, 中村健治, 根本 裕, 他: 急性心筋梗塞における  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -PYP と  $^{201}\text{Tl}$  による Dual energy SPECT の試み. 核医学 22: 1545-1549, 1985
- 2) 廣江道昭, 村松靖次, 杉本圭市, 他: [ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ] pyrophosphate と [ $^{201}\text{Tl}$ ]chloride の dual isotope SPECT による急性心筋梗塞の新しい表示法. 核医学 25: 1125-1129, 1988
- 3) 田中 健, 相澤忠範, 加藤和三, 他: I-123 Meta-iodobenzylguanidine (MIBG) による percutaneous transluminal coronary thrombolysis (PTCR) 例における心筋交感神経機能の評価. 核医学 25: 1425-1429, 1988
- 4) Kline RC, Swanson DP, Wieland DM, et al: Myocardial imaging in man with I-123 meta-iodobenzylguanidine. J Nucl Med 22: 129-132, 1981
- 5) Sisson JC, Shapiro B, Meyers L, et al: Meta-iodobenzylguanidine to map scintigraphically the adrenergic nervous system in man. J Nucl Med 28: 1625-1636, 1987
- 6) Fagret D, Wolf JE, Comet M: Myocardial uptake of meta-[ $^{123}\text{I}$ ]-iodobenzylguanidine ([ $^{123}\text{I}$ ]-MIBG) in patients with myocardial infarct. Eur J Nucl Med 15: 624-628, 1989
- 7) Axelsson B, Msaki P, Israelsson A: Subtraction of compton scattered photons in single photon emission computed tomography. J Nucl Med 25: 490-494, 1984
- 8) Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al: Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. J Nucl Med 25: 893-900, 1984

- 9) 斎藤富善, 渡辺直彦, 斎藤恒儀: I-123 metaiodo-benzylguanidine (MIBG) の心筋内 washout に関する検討. 核医学 27: 1301-1306, 1990
- 10) 中嶋憲一, 滝 淳一, 分校久志, 他:  $^{201}\text{Tl}$  と  $^{123}\text{I}$  による2核種同時収集の限界. 核医学 26: 1223-1226, 1989
- 11) 上野孝志, 岡部昭文, 北畑佳紀, 他: SPECT による心筋局所 RI 濃度変化の定量性の検討——試作ファントムによる  $\text{Tl-201}$  と  $\text{Tc-99m}$  との比較——. 核医学 27: 55-63, 1990

## Summary

### A Study on Crosstalk Correction in Dual Energy Acquisition of $^{123}\text{I}$ -MIBG and $^{201}\text{Tl}$ in Myocardial SPECT

Masahisa ONOGUCHI\*, Keiko SATOH\*, Hajime MURATA\*, Yuji TAKAO\*,  
Eiji OHTAKE\*, Kenichi KATOH\*\*, Kyoko SAITOH\*, Hinako TOYAMA\*\*\*  
and Takashi UENO\*\*\*\*

\*Division of Nuclear Medicine, \*\*Center for Cardiology, Toranomon Hospital

\*\*\*Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

\*\*\*\*The Cardiovascular Institute

In the simultaneous dual energy acquisition, energy spectrums of two radionuclides crosstalk each other and this phenomenon is a cause of the poor quality of images. In order to obtain the image of high quality in dual energy acquisition of  $^{123}\text{I}$ -MIBG and  $^{201}\text{Tl}$ , a crosstalk correction method was originated. The crosstalk from  $^{201}\text{Tl}$  to  $^{123}\text{I}$  window (R1) and the crosstalk from  $^{123}\text{I}$  to  $^{201}\text{Tl}$  window (R2) were determined by the cardiac phantom studies. R1 and R2 showed almost constant value throughout the myocardial wall. The crosstalk correction was performed using R1 and R2.

After the crosstalk correction, the defect region

placed in the cardiac phantom was detected more clearly both in visual interpretation and in quantitative analysis.

The crosstalk correction method with R1 and R2 was applied to some clinical cases.

By the crosstalk correction, the quality of image was improved and a false defect caused by crosstalk disappeared in a clinical case.

The crosstalk correction was considered to be useful for improving the quality of image on dual energy acquisition.

**Key words:** Dual energy acquisition, Crosstalk, Myocardial SPECT image,  $^{123}\text{I}$ -MIBG,  $^{201}\text{Tl}$ .