

## <sup>201</sup>Tl データ収集における dual peak と single peak の比較

川本 孝志   関本 繁   中嶋 憲一\*  
高山 輝彦\*2

### 要 旨

<sup>201</sup>Tl のデータ収集において、dual peak で収集した場合と single-peak で収集した場合とは異なった画像がえられる。そのため総収集カウント数、分解能、画像の位置ずれなどについて比較検討したところ、single peak の撮像と比較して dual peak では総収集カウント数の増加 (+23%)、分解能の低下がみられた。また、dual peak 像では single peak 像との画像のずれが生じることがあるため、撮像の際には注意が必要である。

### はじめに

<sup>201</sup>Tl のデータ収集には一般に 69~80 keV 94.5%, <sup>201</sup>Hg-X 線を用いることが多い。しかしながら同時に 167 keV 10%  $\gamma$  線も用い dual peak でも収集が行われている。そこで、収集エネルギーの違いによる画像の違いおよび計数率、分解能などの差を比較検討した。

### 方 法

使用機器としてガンマカメラは GCA 401-5 (東芝社製)、画像処理装置は GMS 55 A (東芝社製)、コリメータは低エネルギー高分解能用を用いた。使用核種は <sup>201</sup>Tl (第一ラジオアイソトープ社製) を用いた。single peak 時には 69~80 keV エネルギーウィンドウを用い、dual peak 時には 69~80 keV および 167 keV のエネルギーウィンドウを用いた。ウィンドウ幅はいずれも 25%とした。以下の項目 (1)~(5) について検討した。

#### (1) 総収集カウント

総収集カウントについてはバイアル (試薬調整用バイアルに <sup>201</sup>Tl 約 3 MBq を含む), <sup>201</sup>Tl 胸部シンチ前面像, 心筋シンチ左前斜位像の 3 種類について 1 分間当りのカウント数を比較した。胸部シンチでは関心領域 (ROI) を視野全体に設定し、また心筋シンチにおいては心筋領域に ROI を設定してそれぞれのカウントを求めた。その結果は 5 症例の平均値±標準偏差で示した。

#### (2) 散乱体による吸収

散乱体による吸収の影響を検討するために甲状腺用頸部ファントムを用いて、散乱体なし、アクリル 7 mm の厚さ、アクリル 85 mm の厚さについてカウントを比較した。この際、核種とコリメータとの距離は 13 cm と一定にした。

#### (3) 分解能

分解能は、線線源 (直径 1 mm) をコリメータから 3 cm 離れた位置で撮影することにより、半値全幅 (FWHM) および 1/10 全幅 (FWTM) を求めて比較した。FWHM, FWTM の算出には GMS-55 A のプログラムを用いた。それぞれ線線源の 3 カ所について測定し、その平均値を求めた。

#### (4) 画像の位置ずれ

画像の位置ずれは、点線源を正方形 (1 辺 10 cm) の頂点 4 カ所に配置し dual-peak と single peak の両方で撮影することにより検討した。

#### (5) 心内腔と心筋のカウント比

<sup>201</sup>Tl 心筋左前斜位像において左心室のほぼ中央部の水平方向の断面についてプロファイル曲線を求めた (Fig. 1)。これより心筋部 (A), 左心内腔

A comparison between dual peak window and single peak window on <sup>201</sup>Tl data acquisition.

Takashi Kawamoto, Shigeru Sekimoto, Kenichi Nakajima\*, Teruhiko Takayama\*2

Department of Radiology, Kaga General Hospital, \*Department of Nuclear Medicine Kanazawa University, and \*\*The School of Allied Medical Professions, Kanazawa University  
公立加賀中央病院放射線部 〒922 加賀市大聖寺八間道 65 \*金沢大学校医学教室 〒920 金沢市宝町 13-1 \*\*金沢大学医療技術短期大学 〒920 金沢市小立野 5-11-80

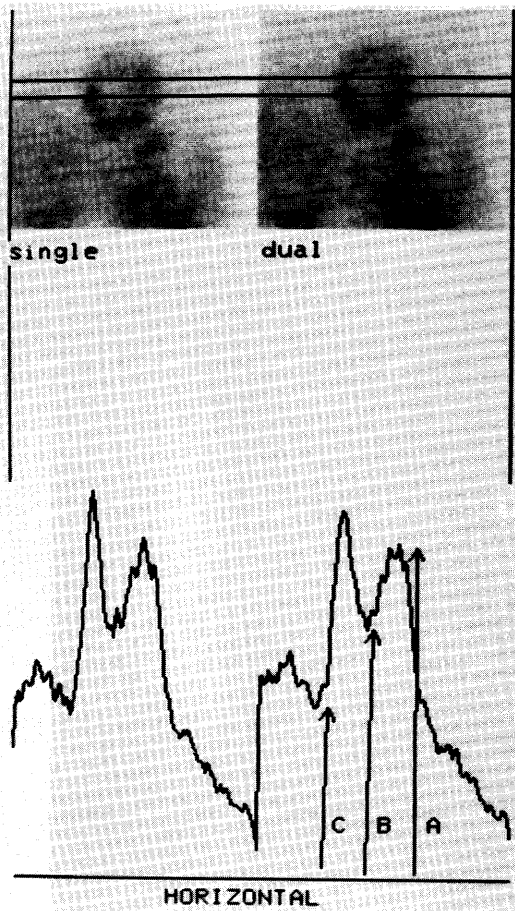


Fig. 1 Profile curves on  $^{201}\text{Tl}$  myocardial scintigram. The height (count) of profile curves are (A) myocardium, (B) left ventricular cavity and (C) right ventricular cavity.

(B), 右心内腔 (C) のカウントを求めて、左心内腔と心筋のカウント比 (B/A), 右心内腔と心筋のカウント比 (C/A) を計算した。

#### (6) 臨床例での画像の比較

臨床例 ( $n=5$ ) については、 $^{201}\text{Tl}$  74 MBq を静注後、胸部前面像および心筋左前斜位像 (2 倍ズーム) を 300 k カウントのプリセットカウントの条件で single peak 収集し、引き続いて dual peak での撮影を行った。

### 結 果

#### (1) 総収集カウント (Table 1)

Dual peak の総収集カウントは、いずれも single peak のカウントより高値を示した。dual peak と single peak での収集のカウント比は、バイアルでは 1.33 倍、胸部シンチでは 1.23 倍、心筋では 1.24 倍を示した。

#### (2) 散乱体による吸収 (Table 2)

散乱体のない場合の計測カウントを 100% とすると 85 mm 厚のアクリルによる吸収の場合には、dual peak では 42% であったに対し、single peak では 37% となり dual peak の方が吸収が少ない結果が得られた。線減弱係数を求めると dual peak では 1.02/cm, single peak では 1.17/cm となった。

#### (3) 分解能 (Table 3)

Dual peak 収集の場合は FWHM 6.9 mm, FWTM 13.9 mm であり、single peak 収集の FWHM 6.1 mm, FWTM 13.0 mm に比べても大きくなった。

Table 1 Total counts in the dual-peak and single-peak acquisition methods.

	count in kcpm dual	single	ratio dual/single
vial	164.9	124.1	1.33
chest ( $n=5$ )	$265.1 \pm 11.3$	$215.8 \pm 11.2$	$1.23 \pm 0.02$
myocardium ( $n=5$ )	$119.6 \pm 17.1$	$96.6 \pm 13.5$	$1.24 \pm 0.02$

Table 2 Difference of absorption in the dual-peak and single-peak acquisition methods.

thickness of acrylics (mm)	count in kcpm		single (%)		ratio dual/single
	dual	(%)			
0	164.9	100	124.1	100	1.33
7	163.7	99	124.1	100	1.32
85	69.7	42	46.1	37	1.51

#### (4) 画像の位置ずれ

Dual peak 収集と single peak 収集では画像の歪みが生じた。そこで画像の位置ずれの程度を比較するために、dual peak 画像から single peak 画像をサブトラクションした画像を作成したところ、dual peak (黒点) と single peak (白点) とで位置ずれがみられた (Fig. 2)。画面の左上では、ほぼ一致したが中央部では約 2 mm、右下では約 4 mm の位置ずれが生じた。

#### (5) 心内腔と心筋のカウント比 (Table 4)

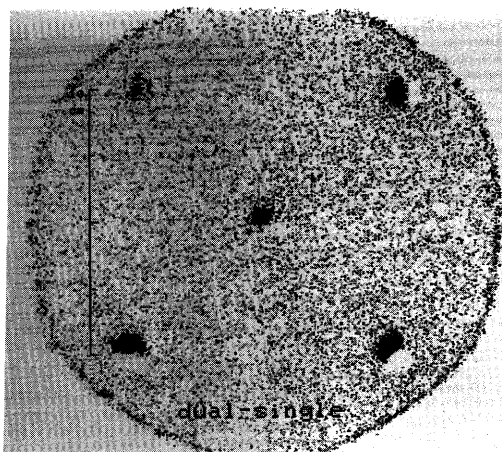
左心内腔と心筋のカウント比 (B/A) は、dual peak 収集の方が 0.76 と single-peak 収集の 0.80 に比べてやや小さかった。右心内腔と心筋のカウント比 (C/A) については、dual peak と single peak で大きな違いはみられなかった。Dual peak の画像では single peak に比べて内腔のぬけは鮮明な印象をうけた。

#### (6) 臨床例での画像の比較

Dual peak および single peak 収集での心筋スキャン (LAO 30°) を Fig.3 に示す。Single peak

**Table 3** FWHM and FWTM measured by the dual-peak and single-peak acquisition methods. (n=3)

	dual (mm)	single (mm)
FWHM	6.90±0.62	6.13±1.03
FWTM	13.93±0.93	13.03±0.71



**Fig. 2** Comparison of point sources which were located on a center and 4 corners of the square (10×10 cm). Black points with dual-peak acquisition were superimposed by white points with single-peak acquisition.

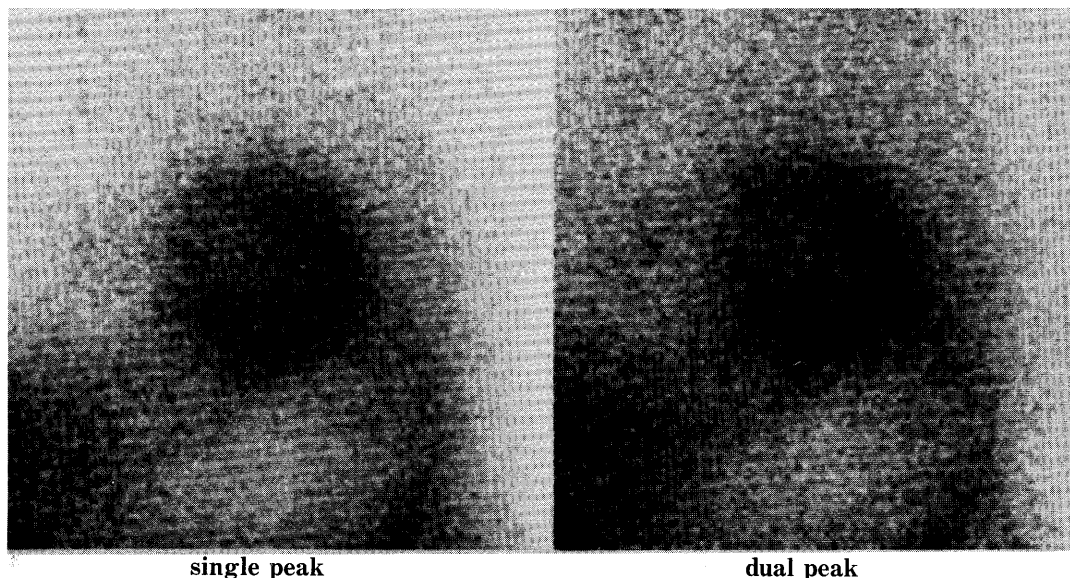
**Table 4** Count ratio between myocardium and ventricular cavity.

	dual peak	single peak
B/A	0.76±0.05	0.80±0.06
C/A	0.56±0.05	0.55±0.03

A: count in myocardium

B: count in left ventricular cavity

C: count in right ventricular cavity



**Fig. 3**  $^{201}\text{Tl}$  myocardial scintigram by the single and dual-peak acquisition methods

(右) と dual peak (左) とでは画像は類似しているが、心筋の壁の厚さや内腔の描画はやや異なる印象を受けた。

## 考 察

$^{201}\text{Tl}$  によるシンチグラムは甲状腺、心筋血流、腫瘍など広い適応をもち臨床でよく用いられる検査法である。 $^{201}\text{Tl}$  については、69~80 keV のエネルギーの  $^{201}\text{Hg}$ -X 線 (放出率 94.5%) の他に 135 および 167 keV のエネルギーの  $\gamma$  線 (放出率 10%) が放出されることが知られている。しかしながら、 $^{201}\text{Tl}$  の通常のデータ収集は 69~80 keV の single peak のみで行われることが多い。一方、80 keV のほかに 167 keV のエネルギーもあわせて dual peak 収集をする方法を用いている施設があるため、両者の収集の差を明らかにする目的でこの検討を行った。

総収集カウントは single peak よりも dual peak 収集では 23% 増加した。分解能 (FWHM) は single peak 時の 6.1 mm に比べて dual peak 時には 6.9 mm と低下した。散乱体による吸収では、アクリルが 85 mm と厚くなると吸収の低下は dual

peak の場合に少なかった。

Dual peak における単位時間あたりの計数率の増加は、プリセットタイムならば画像の統計的ノイズを減少する点で有利であり、プリセットカウントでは収集時間を短縮することができる。線減弱係数の差はわずかであったが dual peak の方が吸収が少ないため、SPECT 収集では深部の減弱の差が再構成画像に現れるかもしれない。一方、分解能の低下は、dual peak での位置ずれの問題や低エネルギーコリメータのエネルギー許容範囲が高いエネルギーの領域までを含んでいないことが、原因と考えられた。

Dual peak と single peak では座標の歪みによる画像の差がみられた。このことは、dual peak を用いた場合有効視野が縮小することが原因の一つと思われる。しかし歪率が一定ではないことや臨床においても視覚的に画像がわずかながら異なるため、dual peak 利用に際してはより一層の検討が必要と思われた。また、各施設でファントムなどによる基礎検討を臨床応用の前にあらかじめ行っておくことが重要であろう。