

《原 著》

# 心電図同期心プールイメージのバックグラウンド除去に関する 1 新法 (逐次定数減算法)

——第 1 報 原理と方法——

松平 正道\* 中嶋 憲一\*\*

**要旨** 心電図同期心プールイメージから容積曲線や心駆出率を求めるには正確なバックグラウンド (BG) 除去が重要である。この心プールイメージから BG カウントを除去する新しい方法を考案した。本法は心電図同期イメージからその画像の最高カウントの約 5% に相当する定数 ( $k$ ) の  $n$  倍 ( $nk: n=0, 1, 2, \dots, N-1$ ) を逐次減算し (Iterative Constant Subtraction 法: ICS 法と仮称), この減算程度の異なる多数 ( $N$ ) の心電図同期イメージの容積曲線を解析することにより真の BG カウントを得るものである。BG カウントの除去されない容積曲線の第 1 フレームの値に各減算イメージ容積曲線の第 1 フレームを平行移動して規格化する。減算の不十分な容積曲線は完全に重複し, 減算が過大になるにつれ重複曲線から分離する。この境界にある容積曲線が真の BG カウントを除去したものとなる。本法は左室に大まかな ROI を設けるのみで, 自動的に短時間に実行できるソフトウェアが可能である。

(核医学 33: 1053-1063, 1996)

## I. 緒 言

心電図同期マルチゲート心プールイメージ<sup>1,2)</sup>から左室容積曲線や心駆出率を求める場合, バックグラウンド (BG) カウントを正確に除去することが重要である。一般には左室周辺部の ROI カウントが BG カウントとして代用されている<sup>3,4)</sup> (以後, 一般法と記す)。しかしこの方法による BG カウントは ROI の設定箇所等により相違を生じ, 必ずしも再現性が良好とはいえない。われわれは今回, 左室部に重なる前後組織の BG カウントを

差し引く新たな方法を考案したので, 主としてその方法論について報告する。第 2 報において X 線写真によるコントラスト法との比較検討について報告する予定である。

## II. 原理および方法

本法の原理を Fig. 1 に示す。Fig. 1 (a) は心臓左室部と BG カウントを含んだ周囲組織および左心室の拡張末期→収縮→拡張に伴う容積変化の様子を断面図で示したものである。BG カウントは左室容積変化にかかわらず一定であると仮定する。この左室部に ROI を設定して得た時間放射能曲線 (TAC) は未知の BG カウントを含んだものとなる。

マルチゲート心プールイメージの全画素から一定値  $k$  の整数倍  $nk$  ( $n=0, 1, 2, \dots, N-1$ ) を逐次差し引いた画像 (以後, 逐次減算画像と記す) を  $N$  種類作成する。ただし  $nk$  を差し引いた結果, 値

\* 金沢大学医学部附属病院放射線部

\*\* 同 核医学教室

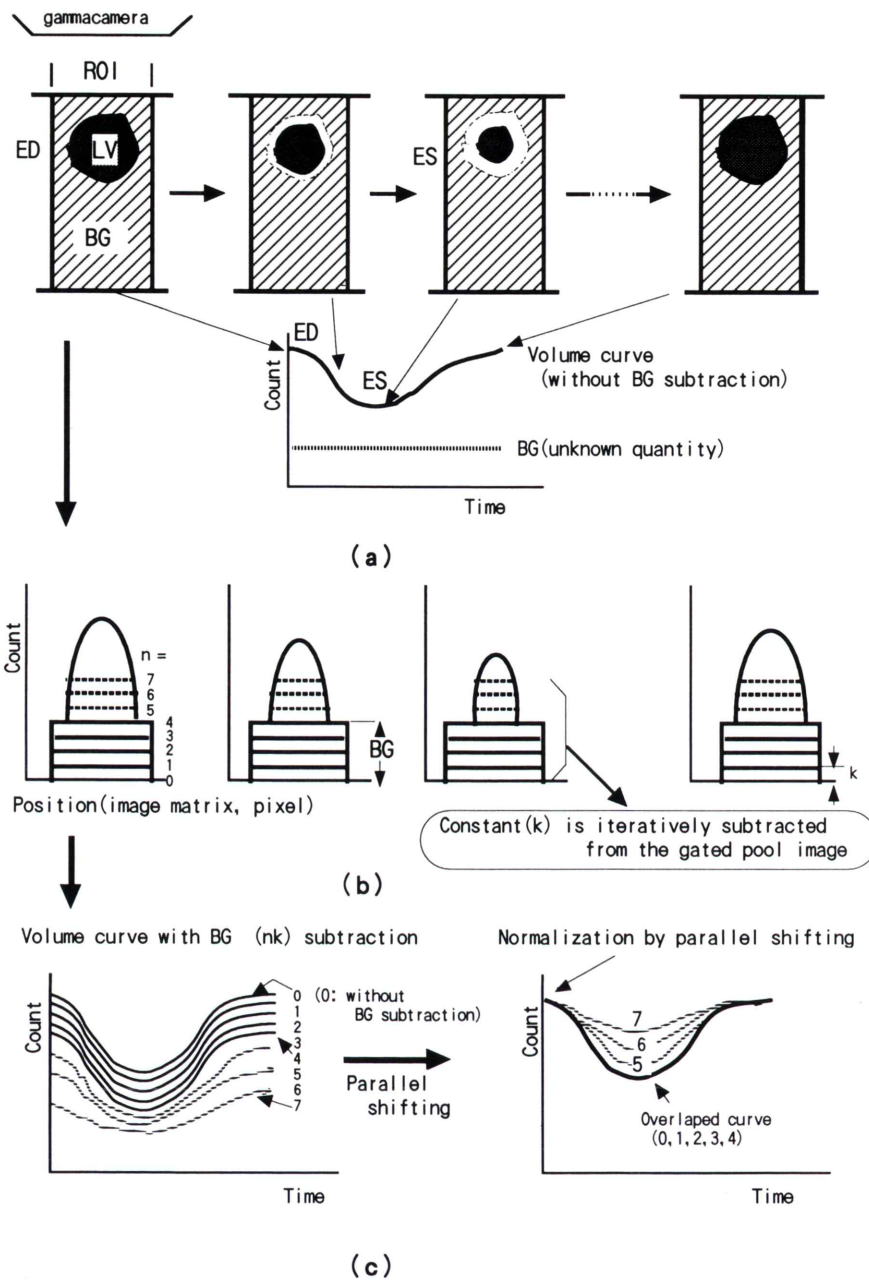
受付: 8 年 4 月 30 日

最終稿受付: 8 年 7 月 31 日

別刷請求先: 金沢市宝町 13-1 (☎ 920)

金沢大学医学部附属病院放射線部

松 平 正 道



**Fig. 1** Principles of BG subtraction by iterative constant subtraction method (ICS method). (a) Schematic diagram of gated blood pool image and time activity curve (TAC). (b) Constant is iteratively subtracted from the gated pool image. (c) left: TACs generated by gated pool image using iterative constant subtraction. right: The first frame count of the TACs are normalized by parallel shifting.

が負となる画素についてはその値を 0 とする.  $k$  は十分小さな値とする.  $nk$  を差し引く手段として, 全画素に値 (計数, カウント)  $k$  を与えた均一な画像  $k(x, y)$  を作成し画像間の演算を行った. Fig. 1 (b) はこの概念を示したものである. 以上のような逐次減算画像は次式で表される.

$$C_n(x, y) = C_0(x, y) - nk \quad (1)$$

$$(n=0, 1, 2, \dots, N-1)$$

ただし  $C_n(x, y) < 0$  なら  $C_n(x, y) = 0$

ここで  $C_n(x, y)$  は減算画像の各画素  $(x, y)$  の計数,  $C_0(x, y)$  は original 画像 (non-subtracted image,  $n=0$ ) の各画素  $(x, y)$  の計数である.

これらの  $N$  種類の画像は BG カウントが差し引かれていない original 画像から, BG カウントが引かれ過ぎた画像まで多種類作成されることになる. 定数  $k$  の値を十分小さく,  $n$  を大きく設定した場合, この中に正しく BG カウントの減算された画像が含まれるはずである. 本法では, 定数  $k$  を original 画像の目的とする部分すなわち左心部等の最高画素計数の 5% 程度の値とした. BG カウントに対応する  $n$  を  $N_B$  とし, この  $N_B$  を求め得たとすると, 画素当たりの BG カウント  $B$  は次式で与えられる.

$$B = kN_B \quad (2)$$

この考え方に基づいて以下の解析を行い,  $kN_B$  を求めることとした. まず拡張末期イメージの左室に大まかな ROI を設け,  $N$  種類のマルチゲート定数減算画像から  $N$  種類の時間放射能曲線 (TAC) を求める (Fig. 1 (c) 左). すなわち BG 減算の程度の異なる  $N$  種類の容積曲線が得られることになる. これらの TAC の第 1 フレーム (拡張末期: ED) の値を, original 画像 ( $n=0$ ) の TAC (Fig. 1 (c) では without BG subtraction と記してある) の第 1 フレームの値に平行移動して正規化する (Fig. 1 (c) 右). 不十分な BG 減算 (定数減算) の TAC は完全に重なり, 重複した曲線 (overlap 曲線) となるが, 画像からの減算が過大になるにしたがい, その TAC は overlap 曲線から上方へ離れる.<sup>†</sup>したがって overlap 曲線から分離する境界点が存在することになる. この境界点に相当する TAC を

得るような減算定数 ( $kN_B$ ) が画素当たりの真の BG カウントに一致する.

#### <sup>†</sup>【平行移動による TAC 正規化で生ずる現象の証明】

平行移動による TAC の正規化により, 真の BG カウント以下の減算で overlap 曲線となる理由は以下の通りである. Fig. 2 はマルチゲート心プールの画像を図式的にプロフィールで示したものである. ここでは具体的な数値を与えて説明を加える. Fig. 2 (a) は各ピクセルに一樣な BG カウント 10 が存在し, 拡張末期像 (ED) においては各ピクセルに  $d_1=25, d_2=30, d_3=20, d_4=10$ , また収縮末期像 (ES) では  $s_1=20, s_2=25$  というカウントが集積しているものとする. マトリクスの大きさ (ピクセルの数) は 5 とする. BG カウントを除いた ED および ES の真のカウントを  $D_i$  および  $S_i$  とすると

$$D_i = d_1 + d_2 + d_3 + d_4 = 25 + 30 + 20 + 10 = 85$$

$$S_i = s_1 + s_2 = 20 + 25 = 45 \quad (3)$$

BG カウント ( $B$ ) は ED および ES 共に

$$B = B_1 + B_2 + B_3 + B_4 + B_5 = 50$$

$$(ただし B_1 = B_2 = B_3 = B_4 = B_5 = 10)$$

と表される. したがって ED および ES の BG カウントを含んだそれぞれの全カウントを  $D_T$  および  $S_T$  とすると次のように示される.

$$D_T = D_i + B = 85 + 50 = 135$$

$$S_T = S_i + B = 45 + 50 = 95 \quad (4)$$

ここで各ピクセルから逐次減算する一定のカウントを  $k$  とする. Fig. 2 (b) は各ピクセルから  $k$  の  $n$  倍を減算した画像のプロフィールであり, このときの ED および ES のそれぞれの全カウント  $D_n, S_n$  は次のようになる.  $M$  はピクセルの数である.

$$D_n = D_T - nkM$$

$$S_n = S_T - nkM \quad (5)$$

ここで, 「真の BG カウント以下の定数減算」と「真の BG カウントより過大な定数減算」について画像のカウントの変化を考察する  
[真の BG カウント以下の定数減算]

$n = n_a$  のときの ED, ES 各減算画像の全カウントを  $D_a, S_a$  とすると, 式 (5) より





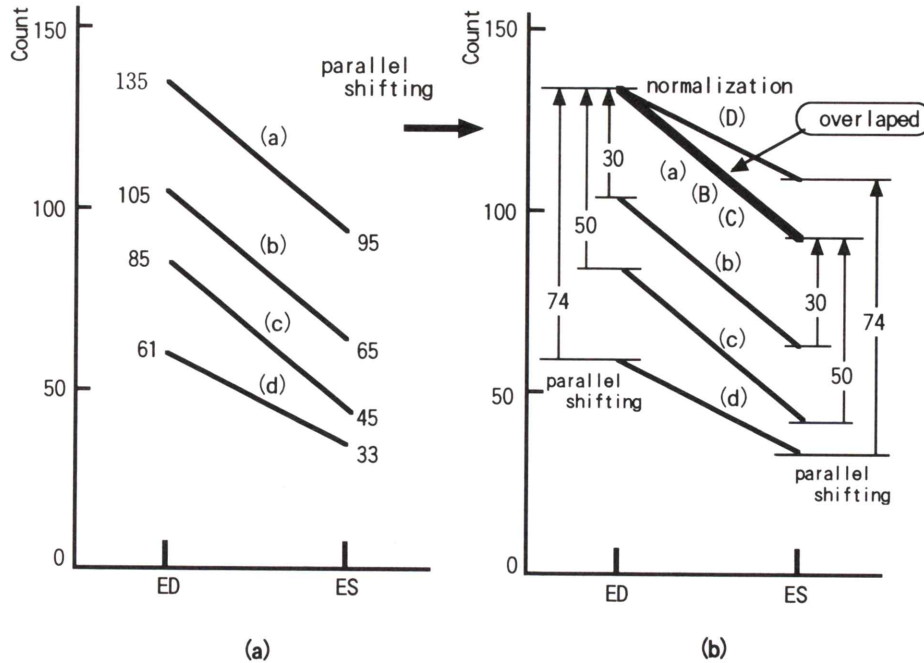


Fig. 3 Change of ED and ES count shown on Fig. 2. Each straight line in the left graph is parallel shifted as shown on the right graph.

と  $S_b$  の差が等しいなら、座標上でこれらの直線を平行移動することにより両者はある位置で重なる (overlap) ことになる。式 (6), (7) から、両者の差は次に示すように等しいことが判る。

$$\begin{aligned} D_a - D_b &= (D_T - n_a k M) - (D_T - n_b k M) \\ &= (n_b - n_a) k M \\ S_a - S_b &= (S_T - n_a k M) - (S_T - n_b k M) \\ &= (n_b - n_a) k M \end{aligned} \quad (8)$$

$$\therefore (D_a - D_b) = (S_a - S_b)$$

数値を与えて計算例を示す。Fig. 2 (a) に示すとおり  $k=2$  とし、(5) 式に数値を代入する。

$n=0$  のとき ED および ES 画像のカウント  $D_0$  および  $S_0$  は

$$\begin{aligned} D_0 &= D_T - n k M = 135 - (0 \times 2 \times 5) = 135 \\ S_0 &= S_T - n k M = 95 - (0 \times 2 \times 5) = 95 \end{aligned} \quad (9)$$

$n=3$  のとき (Fig. 2 (b)) 同様に ED および ES 画像のカウント  $D_3$  および  $S_3$  は

$$\begin{aligned} D_3 &= D_T - n k M = 135 - (3 \times 2 \times 5) = 105 \\ S_3 &= S_T - n k M = 95 - (3 \times 2 \times 5) = 65 \end{aligned} \quad (10)$$

$n=5=N_B$  のとき  $N_B k=10$  となるから、この値は各ピクセルの BG カウントに等しくなる。すなわち  $n=5$  のとき (Fig. 2 (c)) ED および ES 画像のカウント  $D_5$  および  $S_5$  は

$$\begin{aligned} D_5 &= D_T - N_B k M = 135 - (5 \times 2 \times 5) = 85 = D_i \\ S_5 &= S_T - N_B k M = 95 - (5 \times 2 \times 5) = 45 = S_i \end{aligned} \quad (11)$$

ここで (8) 式による計算を  $D_0$  および  $S_0$  を基準に計算すると

$$D_0 - D_3 = 135 - 105 = 30$$

$$S_0 - S_3 = 95 - 65 = 30$$

$$\therefore (D_0 - D_3) = (S_0 - S_3) \quad (12)$$

また

$$D_0 - D_5 = 135 - 85 = 50$$

$$S_0 - S_5 = 95 - 45 = 50$$

$$\therefore (D_0 - D_5) = (S_0 - S_5) \quad (13)$$

[真の BG カウントより過大な定数減算]

次いで真の BG カウント以上の減算 (過大減算) が行われた場合について考察する。

一般に画像メモリのデータから過大な減算が行

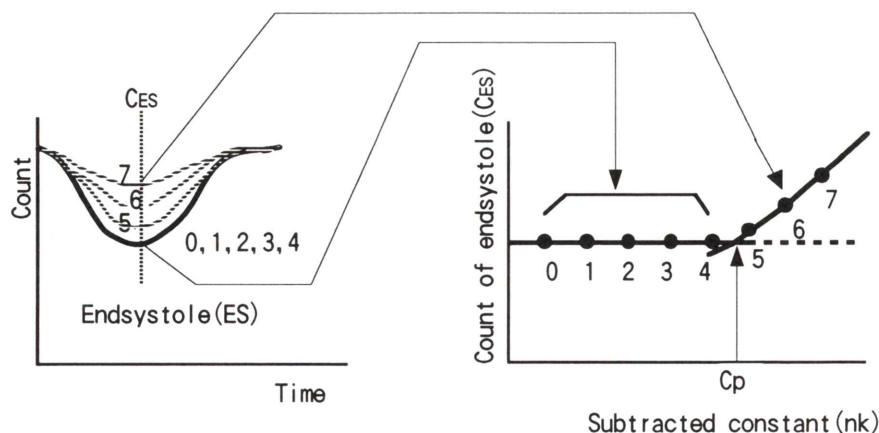


Fig. 4 Method to determine the critical point (Cp). ES counts of TACs which are normalized by parallel shifting are plotted as shown on the right panel.

われても 0 カウント以下にはならない。すなわち  $nk$  がそのピクセルカウントより大であっても減算によって負とはならず 0 となる (この状態にならないシステムにおいては、減算によって負となるピクセル値は 0 とする必要がある: 式 (1))。したがってこのような条件下では (5) 式は成り立たない。

真の BG カウントより過大な  $n_k k$  を減算することにより、計算上カウントが負となるはずのピクセル数を、ED 画像では  $M_D$ 、ES 画像では  $M_S$  とする。Fig. 2 (d) においては ED 画像のマトリクス 5 および ES 画像のマトリクス 3, 4, 5 がこのピクセルに相当する。これらのピクセルについては過大減算によっても画像ピクセル上では負とはならず、0 カウントに停まる。これは式 (11) で示した真の BG カウントに相当する  $N_{Bk}$  を減算したことに等しくなる。そこでこのときの ED, ES 画像の全カウントを  $D_g$ 、 $S_g$  とすると

$$D_g = D_T - n_k k (M - M_D) - N_{Bk} M_D \quad (14)$$

$$S_g = D_T - n_k k (M - M_S) - N_{Bk} M_S$$

ここで (6) 式に示した  $D_a$  と (14) 式の  $D_g$  の差および  $S_a$  と  $S_g$  の差を比較してみる。

$$D_a - D_g = (n_g - n_a) k M - (n_g - N_B) k M_D$$

$$S_a - S_g = (n_g - n_a) k M - (n_g - N_B) k M_S \quad (15)$$

$M_D \neq M_S$  であるから

$$(D_a - D_g) \neq (S_a - S_g)$$

すなわち等号では結ばれない。

計算例を示す。式 (14) に BG カウント  $n=5$  より過大な  $n=8$  を与えて計算すると ED, ES 画像のカウント  $D_g$ 、 $S_g$  は

$$D_g = 135 - 8 \times 2 \times (5 - 1) - (5 \times 2 \times 1) = 61$$

$$S_g = 95 - 8 \times 2 \times (5 - 3) - (5 \times 2 \times 3) = 33 \quad (16)$$

$D_0$  および  $S_0$  を基準に  $D_g$  および  $S_g$  の画像カウントの差を計算する。式 (15) を用いて

$$D_0 - D_g = (8 - 0) \times 2 \times 5 - (8 - 5) \times 2 \times 1 = 74$$

$$S_0 - S_g = (8 - 0) \times 2 \times 5 - (8 - 5) \times 2 \times 3 = 62$$

$$\therefore (D_0 - D_g) \neq (S_0 - S_g) \quad (17)$$

Fig. 3 [a] はこれらの関係を座標上に図示したものである。直線 (b) (c) は (a) へ平行移動することにより (B) (C) のように完全に重なるが、(d) は (D) のように分離して重ならない (Fig. 3 [b])。

以上、証明を加えた。

Fig. 1 (c) に示した overlap 曲線から分離する境界点を得るため、平行移動正規化した  $N$  種類の減算画像の収縮末期 (ES) フレームの ROI 計数を求め、その ROI 計数の変化を曲線で表す。このような方法で作成した curve の直線部と曲線部の交点 (横軸上の値:  $C_p$ ) が境界点 (critical point) となる (Fig. 4)。すなわち次式により、画素あたりの BG

カウント  $kN_B$  が得られる.

$$B = kN_B = C_p \quad (18)$$

この解析にとって, 実際には平行移動正規化のための拡張末期減算画像および  $C_p$  を求めるための収縮末期減算画像のみが必要である. 平行移動正規化は, 実際的には original 画像と各減算画像の拡張末期像について, 両者の ROI カウントの差を収縮末期 (ES) ROI カウントに加算することにより行うことができる (この加算された画像の ROI カウントを  $C_{ES}$  とする). 交点の横軸座標  $kN_B$  を求めるため Fig. 4 (右) 横軸に各画素からの減算数  $[nk]$ , 縦軸に original および減算した画像の平行移動正規化した収縮末期 (ES) ROI カウント ( $C_{ES}$ ) をとり curve fitting を行う. Fig. 4 において ●印は実測計算値を示す. Fig. 4 右に示す図の直線部は overlap 曲線の ES カウントに相当する. このカーブの曲線部を最小二乗法により 2 次曲線で近似し直線部との交点座標  $C_p$  を求めた.

以上のような方法によりマルチゲート心ブールイメージの BG カウントを求め, 左室容積曲線および左室駆出率を求めた. この場合, ROI は拡張末期の左室をだまかに囲んで設定した. したがっ

てこの ROI は本法による BG 計算のための ROI であると共に, 左室容積曲線を得るための ROI でもある. ROI 設定の相違による影響を知るため ROI の大きさを変化させて検討を加えた (Fig. 7). また一般法との比較を行うため, ROI 設定および心駆出率の算出を 4 名のオペレータでそれぞれ実施し比較した.

マルチゲート心ブールイメージは赤血球標識  $^{99m}\text{Tc}$  740 MBq (20 mCi) を投与して撮像した. シンチレーションカメラおよびデータ処理装置にはシーメンス社製 ZLC および島津製シンチパック 2400 を用いた.

### III. 結 果

測定の 1 例を Fig. 5 に示す. この例においては左心部 ROI の最高画素計数は 378 カウントであった. したがって 378 カウントの約 5% に相当する  $k=19$  カウント/画素を有する均一画像を作成し, この均一画像の 0~13 倍をマルチゲート心ブールイメージから減算した. これらの画像から得られたそれぞれの TAC が Fig. 5 (a) である (注: 図では曲線に付けられている番号と  $n$  の値は一致

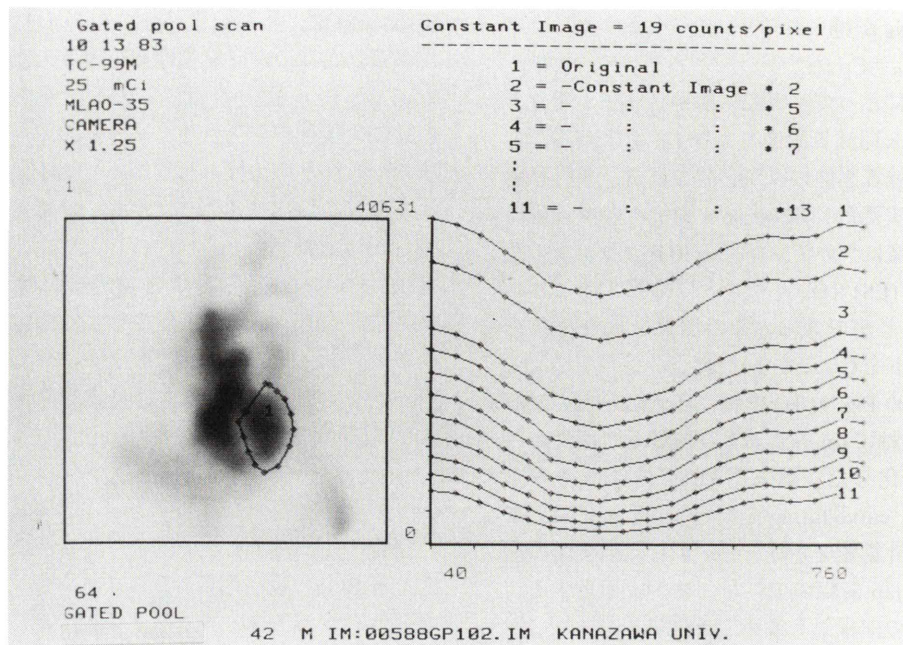
**Table 1** Numerical data of iterative constant subtraction processing in this case (shown on Fig. 5)

Curve No.	n	nk (k=19)	ROI counts on subtracted images		Sift value ③=40631-①	Counts of parallel sifted curves	
			end-diastolic frames ①	end-systolic frames ②		end-diastolic frames ①+③	end-systolic frames ②+③
1	0	0	40631	31044	0	40631	31044
2	2	38	35159	25572	5472	〃	〃
3	5	95	26951	17364	13680	〃	〃*
4	6	114	24215	14628	16416	〃	〃
5	7	113	21479	11898	19152	〃	31050
6	8	152	18743	9382	21888	〃	31270
7	9	171	16010	7228	24621	〃	31849
8	10	190	13383	5349	27248	〃	32327
9	11	209	10904	3800	29727	〃	33527
10	12	228	8683	2502	31948	〃	34450
11	13	247	6704	1524	33927	〃	35450

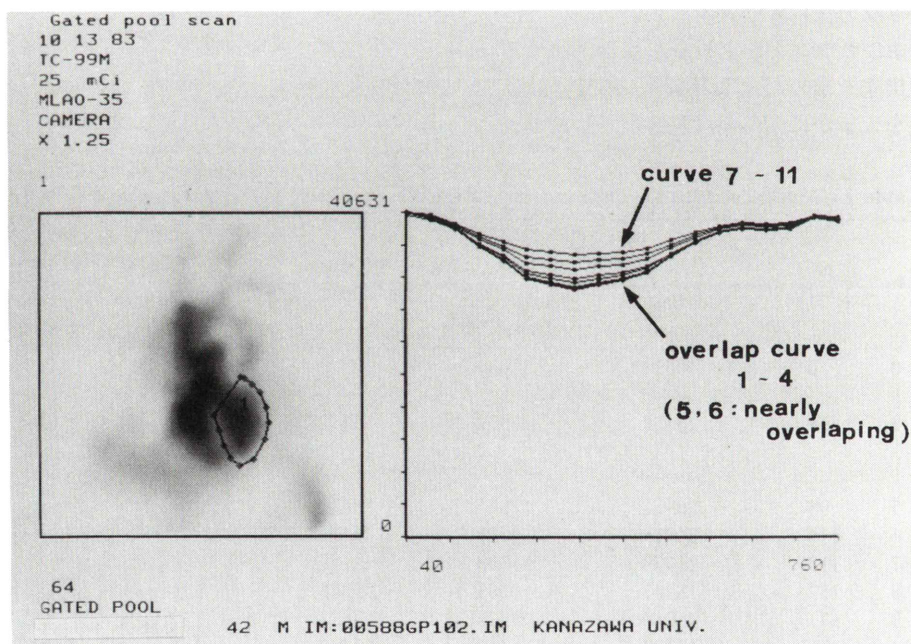
Curve No.: number shown on Fig. 5

\*Example of calculation:  $17364 + (40631 - 26951) = 31044$





a



b

**Fig. 5** An example of process of ICS method. (a) Left ventricular ROI and TACs generated by gated pool images using ICS technique. (b) TACs normalized by parallel shifting. Note that the overlapped curves are clearly identified.



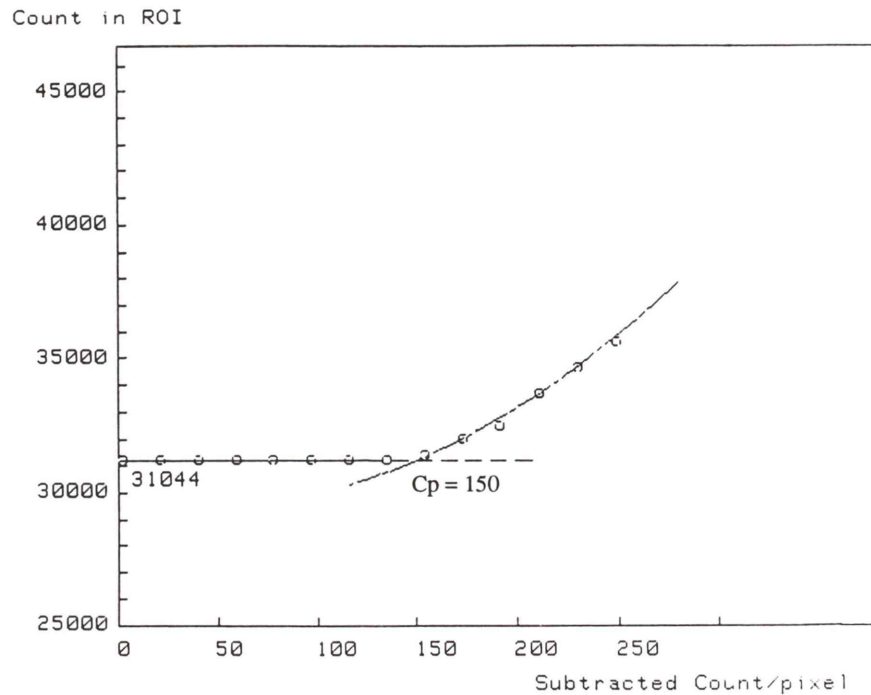


Fig. 6 An example of curve fitting to determine intersection ( $C_p$ ). The optimal BG calculated by this method was 150/pixel count in this case.

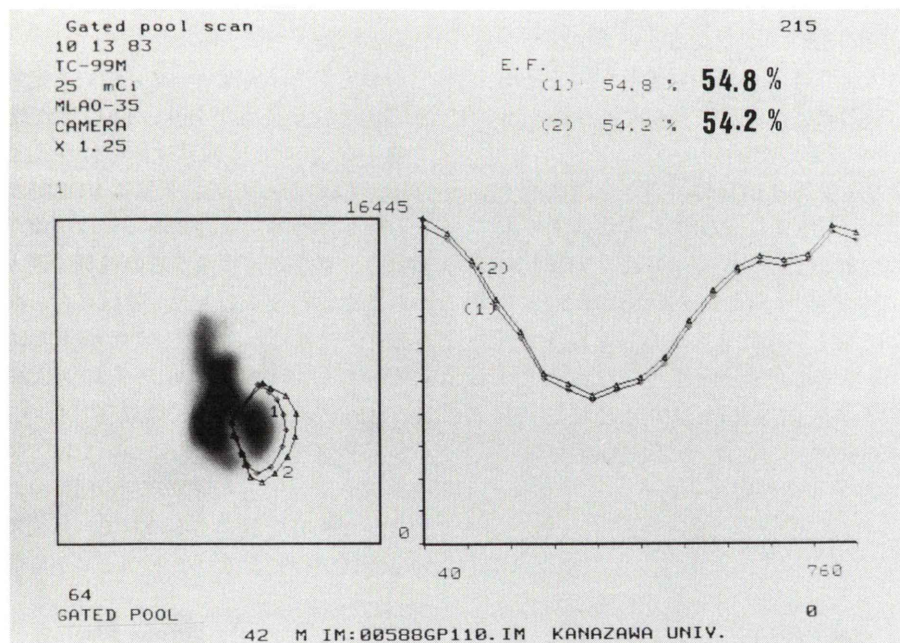


Fig. 7 Stability of the results with iterative constant subtraction (ICS) method. Despite different ROI size as shown by ROIs 1 and 2, similar volume curves and ejection fraction are calculated.

**Table 2** Comparison of LVEF obtained by conventional BG subtraction, which was performed by 4 operators, and the ICS method

Operator	Patient		
	H.A.	W.K.	I.N.
A	EF=37%	63%	71%
B	35	51	64
C	35	51	66
D	38	57	70
ICS method	36	55	69

していない). これらの TAC を original 画像の TAC の第一フレーム (拡張末期) 値に正規化するように平行移動して得られたものが Fig. 5 (b) である. Table 1 はこれらの第一フレームと収縮末期のカウント, および平行移動による正規化後のカウント等の処理計算過程を示したものである. 均一画像  $k$  の 6 倍程度以下の減算画像の TAC は完全に重なり, これ以上の減算で次第に TAC はこの overlap 曲線から分離していく. これらの TAC の収縮末期に相当する値 (カウント) の変化を Fig. 6 に示す. この図の変化部の fitting 曲線と直線部の交点は 150 であった. この値が左室部の画素当たりの BG カウントである. この BG カウントをマルチゲートイメージから差し引いて得た容積曲線が Fig. 7 の (1) に示すものであり, 左室駆出率は 54.8% であった.

Fig. 7 には, 左室部の ROI の大きさを図に示すように変化させて (ROI 1, ROI 2), 本法により求めた容積曲線 (1) および (2) を示した. ROI 1 および 2 で得た左室駆出率は 54.8% および 54.2% であり, ほとんど等しい値が得られた. 4 名のオペレータにより, 3 名の患者データの一般法で求めた左室駆出率と本法 (ICS 法) により求めた左室駆出率の比較を Table 2 に示す. 一般法はオペレータによりかなりの相違が認められる.

#### IV. 考 察

マルチゲート心プールイメージから BG カウントを除去するために現在用いられている方法, 例えば左室周辺にバックグラウンド ROI を設ける方

法は, ① 左室の前後に重なる組織の真の BG カウントではない, ② ROI の設定位置により BG カウントが異なる, という基本的な誤差が含まれる. 今回われわれが行った BG 除去法は左室などの前後に重なる BG カウントをできるだけ忠実に除去することを目的としている.

左室など目的臓器の前後に重なる BG カウントの分布は必ずしも一定ではなく局所により異なると仮定すると, 本法においてもある程度の誤差を生ずることが予想される. しかし ROI の大きさを変化させて得た容積曲線や左室駆出率の相違は僅かであった. このことは BG カウントの局所毎の多少の相違は BG 減算に, 大きな影響を与えないことを示唆しているように思える. 本法によればオペレータによるバックグラウンド ROI 設定等の個人差による誤差を除くことが可能である. また基本的には装置間による相違は生じないものと考えられる.

本法においては, 逐次減算する定数として均一画像データを利用したが, 画像から任意の定数が減算できるソフトウェアを持つデータ処理装置によれば, これを利用することによりさらに簡便に処理が可能となる.

なお, 本法は画像データについて定数の逐次減算処理を行う必要があり, TAC を作成した後にこの TAC に対して減算操作を行うことは誤りである. TAC からの定数減算は ROI 内カウントの合計値が係わり, 画像間あるいは画像からの定数演算とは異なる. 画像からの減算は過大減算が行われても負となるピクセル値は存在しない, という効果があるが, TAC 上での減算ではこの効果はない. したがって TAC からの過大減算では式 (14) (15) に示した関係式は成立しない.

データ処理プログラムについては, マルチゲートイメージの拡張末期像の左心部にマニュアルで大まかな ROI を設定するのみで, 以後は自動的に短時間に実行できるソフトウェアが可能である.

#### V. 結 論

心電図マルチゲート心プールイメージから左室

容積曲線や心駆出率を求めるときのバックグラウンド除去法に、われわれが考案した定数逐次減算法を用い良好な結果を得た。

左心部に大まかな ROI を設け、その ROI 内の最高カウントの 5% 程度の定数を定める。この定数の  $n$  倍 ( $n=0, 1, 2, \dots, N-1$ ) をマルチゲート心プールイメージの全画素から逐次減算することにより  $N$  種類の減算画像を作成する。この  $N$  種類のマルチゲートイメージの拡張末期および収縮末期の画像の ROI カウントの変化をオリジナル画像 ( $n=0$ , すなわち BG カウント減算せず) 拡張末期 ROI カウントに平行移動して規格化する。これらの規格化した収縮末期 ROI カウントの変化を解析することにより再現性のある BG カウント除去

が可能であった。

## 文 献

- 1) Strauss HW, Zaret BE, Hurley PJ, et al: A scintiphotographic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol* **28**: 575-580, 1971
- 2) Green MV, Ostrow HG, Douglas MA, et al: High temporal scintigraphic angiography. *J Nucl Med* **16**: 95-98, 1975
- 3) Parker JA, Secker-walker R, Hill R, et al: A new technique for the calculation of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med* **13**: 649-651, 1972
- 4) 外山比南子, 飯尾正宏, 村田 啓, 他: 高分解時間法による経時的心プールおよび心筋イメージング. *核医学* **14**: 41-48, 1977

## Summary

### A New Approach to Eliminate Background Count from Gated Blood Pool Image (Iterative Constant Subtraction Method) Part 1: Principle and Technique

Masamichi MATSUDAIRA\* and Kenichi NAKAJIMA\*\*

\*Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

\*\*Department of Nuclear Medicine, Kanazawa University School of Medicine

It is important for obtaining a left ventricular volume curve and ejection fraction from a multigated blood pool image (MGBP image) to accurately subtract the background (BG) from the image. We devised a new method of accurately subtracting the BG with good reproducibility. This method (tentatively called the ICS method) is as follows. An image, on which  $n$  times ( $n=0, 1, 2, 3, \dots, N-1$ ) an adequately low constant ( $k$ ) is subtracted from the MGBP image at every pixel of the image matrix, is prepared. When  $n$  equals 0, constant is not subtracted from the image, therefore it is original MGBP image. Then the original ( $n=0$ ) and constant ( $nk$ :  $n=1, 2, 3, \dots, N-1$ ) subtraction MGBP images were prepared. The constant was defined as about 5% of the maximum pixel count in the end-diastole of the left ventricle. Rough region of interest (ROI) were set at the left ventricle on these MGBP images, and time activity curves (TACs, left ventricular volume curves) on each image were prepared. These  $N$  kinds of curves are shifted in parallel for normalization in the first frame (end-diastole). The

first frame count on the original MGBP image is normalized. As a result, TACs obtained by inadequate subtraction in which subtraction of the constant does not reach the BG count, overlap completely, while TACs obtained by subtraction over the BG gradually separate from the overlapping curves. The MGBP image including a curve located in the border between the overlapping curve and the separated curve is regarded as the image accurately subtracting the BG, and the constant of subtraction ( $nk$ ) as the BG count for each pixel. The border is obtained by analyzing changes in count of the end-systolic frame of each TAC normalized.

The ICS method provides computer software that is performed automatically within a short time by setting a rough ROI at the left ventricle on the end-diastolic MGBP image.

**Key words:** Gated cardiac blood pool image, Background count elimination, Iterative constant subtraction.