

《原 著》

^{99m}Tc 標識心筋血流製剤を用いた 心筋 SPECT 画像への肝臓からの影響

大西 英雄* 増田 一孝* 高田 政彦** 山本 逸雄**
森田 陸司**

要旨 われわれは、3 検出器型ガンマカメラによる ^{99m}Tc 製剤心筋血流 SPECT での肝高集積の影響について、ファントムを用いて心筋および肝臓の線源強度 (hepatic to cardiac activity ratio (HCR)) および距離 (hepato-cardiac distance (HCD)) を変化させて SPECT 画像再構成時に伴ういろいろな因子 (フィルタ、吸収補正、散乱補正) について検討した。散乱の影響は、HCR が大きく HCD が小さくなるにつれて下壁 > 側壁 > 前壁 > 中隔の順で大きくなり、最大で 35% 増加を認めた。フィルタ処理は遮断周波数を高周波領域に設定し吸収および散乱補正を行うことで心筋部のカウントの変動が 20% 程度改善が見られた。しかし $HCR = 3:1$ 以上で $HCD = 0\text{ cm}$ の場合においては画像再構成上でアーチファクトが生じた。フィルタサイズおよび次数を下げて、吸収補正 (Sorenson 法) を行うと欠損部のカウント値が 15% ほど改善を認めた。

(核医学 35: 375-383, 1998)

I. はじめに

近年、technetium-99m (^{99m}Tc) 標識心筋血流製剤の発達により thallium-201 (²⁰¹Tl) に比べて高画質な single photon emission computed tomography (SPECT) 画像が提供されている。しかし、^{99m}Tc 標識心筋血流製剤^{1,2)} を用いる場合において肝臓や他の臓器へ高集積が認められ、特に肝臓からの心筋への影響が大きく、診断の支障になることが報告³⁾ されている。また、肝高集積の影響による SPECT 画像上のアーチファクトなども報告^{3,4)} されている。しかし、散乱線補正や吸収補正などの

影響までは加味されていない。そこでわれわれは、肝臓からの散乱線が心筋像のどの領域にどの程度関与しているか、また SPECT 画像再構成に用いる条件 (フィルタ、吸収補正、散乱線補正) やアーチファクトが高集積の臓器が近接することで画像にどのような影響を及ぼすかについて、肝臓と心臓が組み込まれた生体に近いファントムを用いて検討した。

II. 対象および方法

ファントム実験として、RH-2 特型心臓ファントム (京都科学社製) を使用した (Fig. 1)。このファントムは不均一吸収体である生体に近いモデルとして縦隔、肺、肝臓、脊椎および心筋部で構成され、縦隔、肝臓 (1,500 ml), 心筋 (125 ml) 部は水を満たし、肺部は密度を 0.3 にするために発泡スチロールおよび水を充填している。心筋ファントムの心筋厚は、均一で 8 mm である。なお心臓と肝臓の位置関係を変化させるために、脊椎

* 滋賀医科大学医学部附属病院放射線部

** 同 放射線科

受付: 9 年 9 月 1 日

最終稿受付: 10 年 4 月 27 日

別刷請求先: 大津市瀬田月輪町 (〒520)

滋賀医科大学医学部附属病院放射線部
大 西 英 雄

(テフロン樹脂)が用いられている。通常の^{99m}Tc製剤の心筋集積率は投与量(740 MBq)の約1%⁵⁾とされている。このため今回の実験では、ファントムの心筋部に0.058 MBq/mlの^{99m}Tcを封入し、肝臓と心筋の距離(hepato-cardiac distance (HCD))

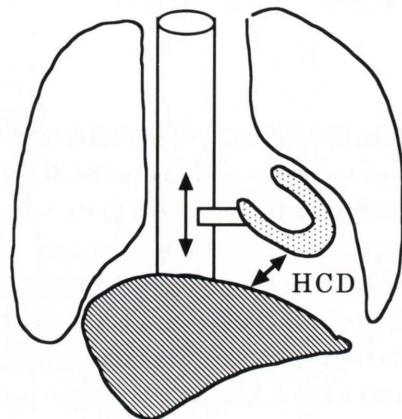


Fig. 1 Illustration of RH-2 phantom: the phantom consists of 4 portions that imitate heart, lungs, liver, and thoracic spine. The arrows indicate HCD (hepato-cardiac distance). HCD can be changed by moving the heart portion incrementally.

を0cm, 1cm, 2cm, 3cmおよび肝臓部と心筋部のRI濃度比(hepatic-to-cardiac activity ratio (HCR))を0:1, 1:1, 2:1, 3:1と変化させてSPECT画像収集を行った。

画像収集に使用した機器は、東芝社製3検出器型シンチカメラ(GCA-9300-DI)に低エネルギー用高分解能コリメータ(LEHR)を装着して行った。このシステムの総合空間分解能は半径20cmの視野中心においてFWHM=1.3cmである。収集条件は64×64マトリックス、拡大率1.25, 6度毎のサンプリングで60方向、1方向30秒の360度収集を行った。画像再構成条件は、前処理フィルタに2次元Butterworthフィルタを使用し、再構成フィルタにramp関数を用いた。

評価法としては、心筋部ファントムの中心軸を含むスライス厚5.1mmの長軸面垂直断層像および短軸面断層像を作成し、この画像に収集時間による半減期補正を行った。長軸面垂直断層像の評価は視覚的に行い、短軸面断層像は左室を数断面の中から心基部に近い断面と心尖部に近い断面の2断面を取り出し、取り出した2断面を4区画に(総計8区画)区分した(Fig. 2)。吸収および散乱

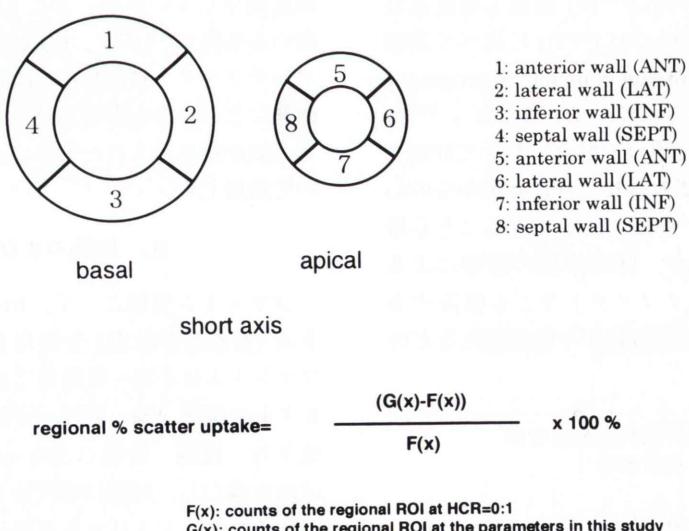


Fig. 2 Diagram of myocardial segments of the left ventricle. Regional % scatter uptake was calculated by the equation above.

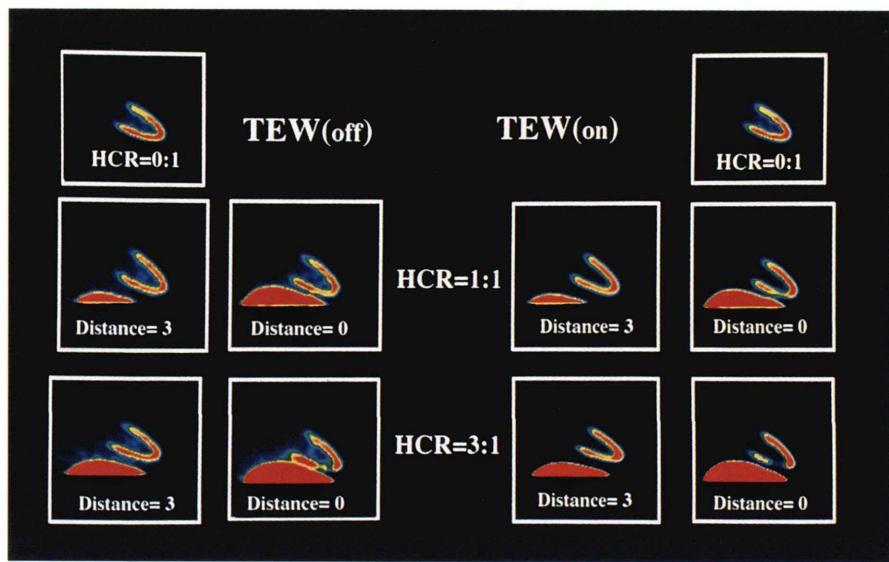


Fig. 3 Vertical long axis images of the phantom with (TEW on) and without (TEW off) scatter correction. The top left and right panels show images at HCR = 0 : 1 with and without TEW, respectively. The middle panel shows images at HCR = 1 : 1. The middle and bottom panel show images at HCR = 1 : 1 and 3 : 1, respectively. The distance is shown in the images.

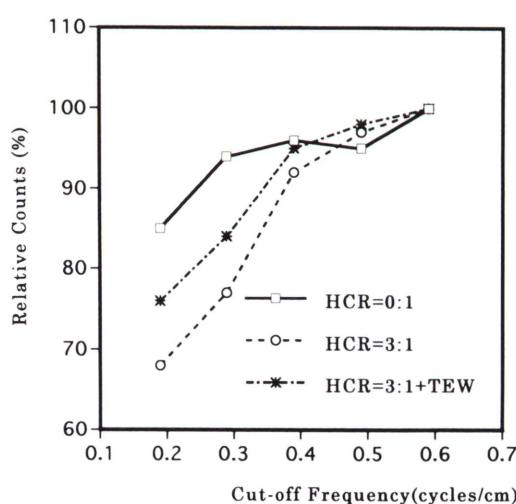


Fig. 4 Percent changes of counts in region #3 on various cut-off frequencies to a frequency of 0.58 at HCR = 3 : 1, HCD = 1 cm and with scatter correction. HCR = 3 : 1 + TEW: HCR = 3 : 1 with scatter correction.

線補正なしで HCR = 0 : 1 の場合の心筋部 ROI 内平均カウントを $F(x)$ とし、それぞれ HCR および HCD を変化させた時の心筋部 ROI 内平均カウントを $G(x)$ とすれば、 $\%su = (G(x) - F(x))/F(x) \times 100$ となり、自己散乱をも含む広義での regional % scatter-uptake (%su) と定義した (Fig. 2). なお、ROI の大きさは 3 × 3 ピクセルの矩形 ROI を用了。

方法 1：肝臓からの影響

HCD および HCR の変化による心筋部への %su を算出し、triple-energy-window (TEW) 法⁶⁾による散乱線補正の有無についても評価した。SPECT 画像再構成には、Butterworth フィルタの遮断周波数を 0.58 cycles/cm に設定し、フィルタマトリックスサイズを 15 × 15 ピクセル、フィルタ次数は 8 で処理を行った。なお、TEW 法による散乱線補正 (以下散乱線補正) は、^{99m}Tc の主ピークの 24% を主ウインドウに、両側に 3 keV の副ウインドウをとった。散乱線補正の処理フィルタは、フィルタ次数 8 の Butterworth フィルタを使

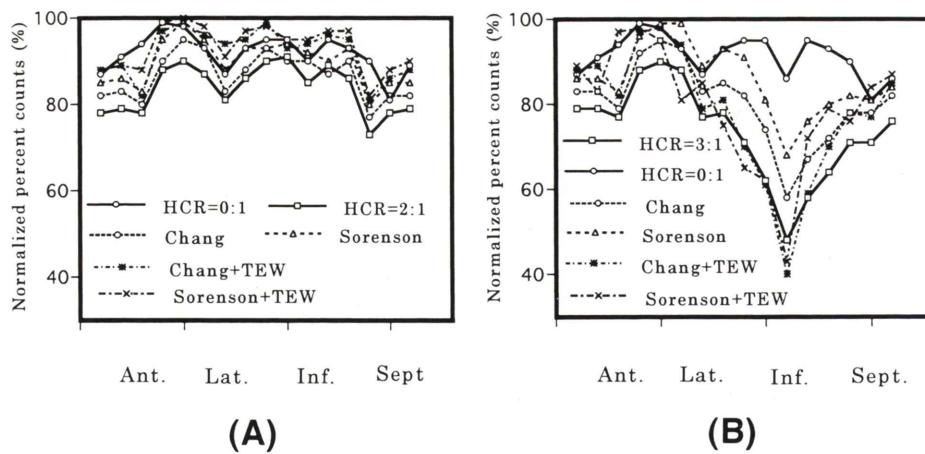


Fig. 5 Quantitative maximal circumferential profile analysis of the SPECT images in myocardial phantom using various methods of attenuation and scatter correction. A) Comparison of HCR = 2 : 1, HCD = 1 cm and HCR = 0 : 1 on the base. B) Comparison of HCR = 3 : 1, HCD = 0 cm and HCR = 0 : 1 on the apex.

用し主ウインドウの投影データに対して遮断周波数を 0.43 cycles/cm, 副ウインドウのデータには 0.13 cycles/cm を用いて前処理を行った. %su および下壁に対する前壁の ROI 内カウント比(前壁／下壁比)を計算することにより評価した. なお, 吸収補正是行わなかった.

方法 2：フィルタ処理による画像の変化

Butterworth フィルタの遮断周波数を 0.19~0.58 cycles/cm 範囲において 0.1 cycles/cm ごとに変化させ処理を行った. 遮断周波数 0.58 cycles/cm における心基部よりの下壁の ROI 内平均カウントを 100% とし, 遮断周波数と SPECT カウントの関係を評価した. また, 遮断周波数 (0.58 cycles/cm) を固定しフィルタマトリックスサイズを 7×7, 9×9 ピクセルおよびフィルタ次数を 4, 6 と変化させ, フィルタサイズが 15×15 ピクセルおよびフィルタ次数が 8 の場合の ROI 内平均カウントを 100% として変化率を評価した. 吸収補正是行わなかった.

方法 3：吸収補正の効果

サイノグラムからファントムの輪郭抽出を行い, Sorenson 法, Chang 法を用いて処理し比較した. なお, 線吸収係数は水を満たした 25 cm 直径,

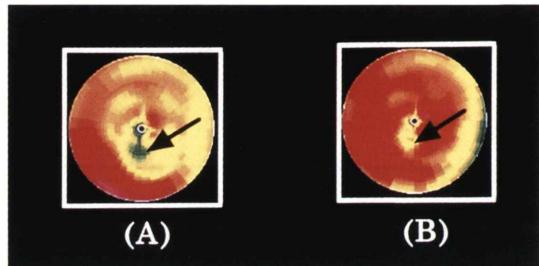


Fig. 6 Bull's eye maps of the images of the phantom. A) HCR = 3 : 1 without scatter and attenuation correction with HCD = 0 cm. B) HCR = 3 : 1 with attenuation correction using Sorenson with HCD = 0 cm. Both arrows in the figures indicate inferior regions.

長さ 20 cm の円柱ファントムの中に 74 MBq の ^{99m}Tc を封入し SPECT 画像再構成を行い Sorenson 法にて吸収係数を変化させ, 円柱ファントムの断面画像のプロファイル曲線が直線になる係数を使用した. 散乱線補正を行わない場合 $\mu = 0.1 \text{ cm}^{-1}$, 散乱線補正を行う場合には $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ であった. 吸収補正および散乱線補正による画像の評価は, サーカムフレンシャルプロファイル曲線 (circumferential profile curve) を作成し Bull's-eye map によって定量的および視覚的に評価した.

III. 結 果

結果 1：肝臓からの散乱線の影響

HCR および HCD の変化による長軸面垂直断層像を Fig. 3 に示す。散乱線補正を行わない場合では HCR が増大し、HCD が減少する場合では視覚的に心筋下壁のカウント値の上昇が見られ、散乱線補正を行った場合は下壁に比べて前壁のカウント値の増加が観察された。また、HCR=3:1 の場合は HCD が小さくなるにつれて心尖部よりの下

壁に欠損像を呈した。

散乱線補正を行わない場合、Table 1 に示すように、%su は心基部付近の前壁では HCR が大きくなるにつれて 3~18% の増加、側壁では 7~27%，下壁では 3~32%，以下中隔は 2~14%，心尖部付近の前壁は 2~20%，側壁は 5~31%，下壁は 8~40%，中隔は 1~19% の増加となった。

散乱線補正を行った場合、Table 2 に示したように、%su はすべての部位で負の値となり、肝臓に放射能がない場合より低カウント値となった。

Table 1 Changes of myocardial regional % scatter uptake on various hepatic-to-cardiac activity ratio and on the hepato-cardiac distance without scatter correction

Number of Region	HCR = 1 : 1				HCR = 2 : 1				HCR = 3 : 1			
	HCD = 3 cm	HCD = 2 cm	HCD = 1 cm	HCD = 0 cm	HCD = 3 cm	HCD = 2 cm	HCD = 1 cm	HCD = 0 cm	HCD = 3 cm	HCD = 2 cm	HCD = 1 cm	HCD = 0 cm
1 (ANT)	3.0	5.0	6.0	8.0	6.0	12.0	11.0	15.0	9.0	15.0	15.0	18.0
2 (LAT)	6.5	10.5	12.0	16.0	14.5	18.0	21.0	25.0	17.0	23.0	25.0	27.0
3 (INF)	3.0	13.0	10.0	15.0	10.0	20.0	27.0	30.0	28.0	30.0	30.0	32.0
4 (SEPT)	1.5	2.3	4.5	5.0	6.0	3.5	7.5	9.5	6.5	9.5	8.0	14.0
5 (ANT)	5.0	4.0	12.0	14.0	9.0	2.0	15.0	16.0	11.0	12.0	14.0	20.0
6 (LAT)	3.0	5.0	13.0	15.0	5.0	5.5	16.0	17.0	7.0	14.5	30.5	25.0
7 (INF)	5.0	25.0	26.0	31.0	8.0	29.0	30.0	34.0	27.0	32.0	35.0	8.0
8 (SEPT)	1.0	2.0	2.0	3.0	1.0	2.0	9.0	9.5	12.0	11.5	13.0	18.5

All values are expressed in %.

The number of region corresponds to those in Fig. 2

HCR: hepatic-to-cardiac activity ratio

HCD: hepato-cardiac distance

Table 2 Changes of myocardial regional % scatter uptake on various hepatic-to-cardiac activity ratio and on the hepato-cardiac distance with scatter correction

Number of Region	hepatic-to-cardiac activity ratio = 2 : 1				hepatic-to-cardiac activity ratio = 3 : 1			
	HCD = 3 cm	HCD = 2 cm	HCD = 1 cm	HCD = 0 cm	HCD = 3 cm	HCD = 2 cm	HCD = 1 cm	HCD = 0 cm
1 (ANT)	-1.0	-3.0	-3.0	-5.0	-2.0	-3.0	-3.0	-6.0
2 (LAT)	-3.0	-3.0	-4.0	-12.0	-7.0	-8.0	-8.0	-11.0
3 (INF)	-14.0	-12.0	-10.0	-25.0	-14.0	-11.0	-13.0	-36.0
4 (SEPT)	-8.0	-5.0	-8.5	-9.0	-10.0	-11.0	-13.0	-17.0
5 (ANT)	-3.0	-1.0	-3.0	-5.0	-8.0	-9.0	-8.0	-11.0
6 (LAT)	-5.0	-9.0	-5.5	-4.0	-12.0	-16.0	-7.0	-28.0
7 (INF)	-9.0	-13.0	-15.0	-34.0	-11.0	-18.0	-18.0	-58.0
8 (SEPT)	-13.0	-13.0	-12.0	-10.0	-10.0	-20.0	-16.0	-18.0

All values are expressed in %.

The number of region corresponds to those in Fig. 2

HCD: hepato-cardiac distance

Table 3 Comparison of anterior to inferior ratio at hepatic-to-cardiac acitivity ratio=3:1 on various hepato-cardiac distance with and without scatter correction

A/I ratio	hepatic-to-cardiac acitivity ratio=3:1			
	HCD=3 cm	HCD=2 cm	HCD=1 cm	HCD=0 cm
base (TEW-off)	0.945	0.854	0.817	0.684
apical (TEW-off)	0.923	0.887	0.758	1.290
base (TEW-on)	0.995	0.997	1.059	1.717
apical (TEW-on)	0.992	1.112	1.248	4.535

A/I ratio: anterior to inferior ratio, HCD: hepato-cardiac distance,
TEW-off / on: without / with scatter correction

Table 4 Ratios of counts of the regions at various orders and sizes of Butterworth filter on HCR=3:1 and HCD=0 cm compared to an order of 8 and a filter matrix size of 15×15

Number of Region	Filter matrix size (15×15)		Filter order (8)	
	order=4	order=6	7×7	9×9
3 (INF)	124	115	135	115
7 (INF)	120	112	143	135
3 (INF)*	115	105	123	112
7 (INF)*	116	108	124	121

All values are expressed in %. The number of region corresponds to those in Fig. 2. Pre-filter: Butterworth filter (cut-off frequency is 0.58 cycles/cm). HCD: hepato-cardiac distance, HCR: hepatic-to-cardiac activity ratio. *: with scatter correction

その傾向は、HCR が 2:1 より 3:1 でより大きくなる部位が多かった。特に HCD=0 cm では、心基部および心尖部の下壁で -25~-58% の低い値となった。HCR=3:1 の場合の前壁／下壁比を Table 3 に示した。散乱線補正をしない場合、肝臓と心筋の距離が近づくにつれて (HCD=3, 2, 1 cm), 心基部では 0.945, 0.854, 心尖部では 0.923, 0.887, 0.758 とその比が減少した。しかし、HCD=0 cm では、心基部で 0.684 とさらに減少したのに対し、心尖部では、Fig. 3 に見られる下壁の欠損のために 1.290 と増大した。散乱線補正を行った場合、肝臓と心筋の距離が近づくにつれて、その比は増加した。心基部周辺では、HCD=3, 2, 1 cm において 0.995, 0.997, 1.06 とほぼ 1 に近い値となったが、心尖部では、0.992, 1.112, 1.248 と増加する傾向にあった。HCD=0

cm では心基部 1.717、心尖部 4.535 と高い前壁／後壁比が得られた。

結果 2：フィルタ処理による画像の変化

Butterworth フィルタの遮断周波数を低くするに従い相対カウントは解析範囲で最大約 35% ほど減少した (Fig. 4)。散乱線補正では、最大で 20% の減少であった。フィルタサイズとフィルタ次数の関係については、フィルタサイズおよびフィルタ次数が小さいほどカウント比は低下した。しかし、HCR=3:1, HCD=0 cm の場合には心尖部付近の欠損部のカウントはフィルタサイズ、フィルタ次数を小さくすると逆に上昇する傾向があった (Table 4)。

結果 3：吸収補正の効果

HCR=1:1, 2:1 および HCD=3, 2, 1 cm の場合において、心基部および心尖部付近のサーカムフレンシャルプロファイル曲線を用いて評価した吸収補正および散乱線補正の効果は、HCR=2:1, HCD=1 cm が大きく、Fig. 5A に示したように前壁から側壁にかけて Chang 法で約 10% 近く改善した。Sorenson 法では約 15% 改善し、Sorenson +TEW>Chang +TEW>Sorenson>Chang の順で、全領域にわたって肝臓のない条件での心筋のサーカムフレンシャルプロファイル曲線に近づいた。HCR=3:1, HCD=0 cm の場合のサーカムフレンシャルプロファイル曲線は、心基部付近で Fig. 5A と同じような補正の改善が見られた。しかし、心尖部付近では Fig. 5B に示すように散乱および吸収補正を行うと肝臓のない条件での心筋下壁部の 40% も低値を示した。また、Sorenson

法を使った吸収補正のみで処理を行うと肝臓のない条件での心筋下壁部の 15% の低下にとどまった。Bull's-eye map による視覚的評価でも心尖部付近の下壁部の欠損像が、肝臓のない条件での心筋の下壁部に比較して改善しているのが見られた (Fig. 6)。

IV. 考 察

^{99m}Tc 心筋製剤を用いた心筋 SPECT 画像上において、再構成する際のフィルタ、散乱線補正、吸収補正、アーチファクトが、肝臓等の高集積臓器からどのような影響を受けるかについて心筋ファントムで生体に近い条件で検討を行った。

散乱線補正を行わない場合に、%su に関しては下壁 > 側壁 > 前壁 > 中隔の順で HCR の増加と HCD の減少による影響が大きかった。下壁の%su が最大で 35% もあり、肝臓からの散乱線の影響が主原因であると考えられた。したがって、この点も読影や定量の際注意を要する点である。散乱線補正によりその誤差が軽減することを予想したが、%su や前壁／下壁比から心基部よりの場合 HCD=1 cm までは散乱除去効果が大きくほぼ前壁／後壁比が一定になる (Table 3)。しかし、下壁中隔では肝臓の放射能が高く、距離が接近するにつれて逆に過補正をする傾向が見られた。これは、TEW 法そのものが、散乱線の多すぎる環境では、真のカウントを引きすぎるとの可能性が考えられる。

HCR=3:1, HCD=0 cm を除いた場合、Fig. 4 に示すように遮断周波数、フィルタマトリックスサイズおよびフィルタ次数の変化は、前処理フィルタの平滑効果によりカウントの低下を生じるのが主な原因と考えられた。

吸収補正是 Sorenson 法が若干であるが効果的であった。これは、投影データを直接補正するなむち指數関数的な減弱を考慮するために、バックグラウンドが高くなり見かけ上補正効果が上がったように見えるためと考えられる。特に深部の下壁の部分の改善が顕著であった。このことは、心筋 SPECT 画像処理における吸収補正の重要性を示

唆していると思われる。しかし、散乱線補正と吸収補正との組み合わせでは、心基部付近では改善しているが⁵、HCR=0:1 と比較して逆に過大評価する領域（側壁・下壁・中隔）もあり (Fig. 5A)，輪郭抽出の精度によっても吸収補正は大きく変化し、均一吸収体補正法では限界があることを示唆する。

アーチファクトは、HCR=3:1, HCD=0 cm の場合 (Fig. 5B)，下壁領域に顕著に出現した。この現象は、Germano⁷⁾ や Collier⁸⁾ らにより報告されている “cold pixel halo” と考えられ、深部における吸収や近傍にある高集積の臓器により、再構成時の負のストリーケアーチファクトの集積として同一再構成面状にある心筋部のカウントが減少した⁷⁾と考えられる。その補正法として投影データ上で高集積部を削除する方法^{3,9)}などが考えられている。また、撮像時における心筋と肝臓の位置関係を変化させる方法⁴⁾などがあるが、いずれの補正法でも装置や再現性に難点がある。今回の検討により前処理フィルタの遮断周波数を低周波側に設定し、フィルタマトリックスサイズおよびフィルタ次数を小さくし、吸収補正を行うと欠損は若干軽減 (Table 4, Fig. 6) されるが、平滑効果が大きく SPECT 画像自体の分解能がかなり損なわれることが明らかとなった。散乱線補正を行うと TEW 法では主ウインドウのデータと副ウインドウのデータの減算処理のためにアーチファクトが逆に強調されると考えられる。

今回使用した不均一吸収体モデルのファントムでは、HCR が高くなり距離が近づくにつれて前述した吸収、散乱線補正法では過補正の部分やアーチファクトが出現し、その補正には限界があった。これは、均一吸収体でのみ成り立つフィルタ逆投影画像再構成法ならびに吸収補正法を使用しているのが原因だと考えられる。これに対し、不均一吸収体での吸収散乱線補正を含む EM アルゴリズムを使用した定量的な心筋 SPECT 画像^{10~12)} も出現し、King ら¹³⁾により過補正部分やアーチファクトが改善されたと報告されているが、現在、いろいろな制約があり臨床応用が困難

な状態である。しかし、今後 SPECT 画像の定量性を高める点においては吸収、散乱線補正および解像力のぼけ補正をも含む不均一吸収体における画像再構成法の確立が必要である。

V. 結語

1. ^{99m}Tc 心筋 SPECT 画像処理において、肝臓からの散乱の影響は HCR が大きく、HCD が小さくなるにつれて%su 値は、下壁>側壁>前壁>中隔の順で大きくなり最大で 35% の集積増加を認めた。また、散乱線補正是、相対的に HCD が 1 cm 以上、HCR が 2:1 の場合においては心筋全領域で有効であった。

2. フィルタ処理においては、HCD が 1 cm 以上では、Butterworth フィルタの遮断周波数を高周波領域に設定することで SPECT 値に 35% 改善が認められた。

3. $\text{HCR}=2:1$ 以下までは、吸収補正 (Chang 法, Sorenson 法) と散乱線補正を同時にすることで $\text{HCR}=0:1$ のサーカムフレンシャルプロファイル曲線と比較して変動幅が 20% 縮小した。

4. アーチファクトは、 $\text{HCD}=0\text{ cm}$, $\text{HCR}=3:1$ の場合に生じた。フィルタの遮断周波数、フィルタサイズおよび次数では若干の効果はあるが、ただ平滑効果を利用しただけであり、根本的な解決にはならないと考えられた。また、吸収補正のみにおいては欠損部のカウントが 15% 改善した。

謝辞：この実験を行うに当たりご協力していただいた、大津市民病院放射線科幸田秀樹氏、京都大学病院放射線部藤田透氏の両氏に感謝いたします。

文献

- 久保敦司, 中村佳代子, 三宮敏和, 清水正三, 橋本省三, 岩永史郎, 他: ^{99m}Tc -MIBI の第 1 相臨床試験。核医学 28: 1133-1142, 1991
- Tamaki N, Takahashi N, Kawamoto M, Torizuka T, Tadamura E, Yonekura Y, et al: Myocardial tomography using technetium-99m-tetrofosmin to evaluate coronary artery disease. J Nucl Med 35: 594-600, 1994
- 今井嘉門, 浅川喜裕, 星野寛倫, 堀江俊伸, 堀内孝一, 斎藤 順, 他: MIBI 心筋シンチアーティファクトの原因について。核医学 32: 307-310, 1995
- 小林秀樹, 寺田慎一郎, 金谷信一, 百瀬 満, 細田瑳一, 日下部きよ子: 肝高集積が原因となって出現する ^{123}I -MIBG 心筋 SPECT の下壁欠損の特徴とその対策——ファントムを用いた検討——。核医学 31: 359-366, 1994
- Higley B, Smith FW, Smith T, Gemmell HG, Gupa PD, Gvozdanovic DV, et al: Technetium-99m-1,2-bis[bis(2-ethoxyethyl)phosphino]ethane: Human biodistribution, dosimetry and safety of a new myocardial perfusion imaging agent. J Nucl Med 34: 30-38, 1993
- Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S: Compton scatter compensation using the triple energy window method for single and dual isotope SPECT. J Nucl Med 34: 2216-2221, 1993
- Germano G, Chua T, Kiat H, Aeeda J, Berman D: A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in technetium-99m myocardial SPECT perfusion studies. J Nucl Med 35: 356-359, 1994
- Collier BD, Carrera GF, Johnson RP, Isitman AT, Hellman RS, Knobel J, et al: Detection of femoral head avascular necrosis in adults by SPECT. J Nucl Med 26: 979-987, 1985
- Gilland DR, Jaszcak RJ, Greer KL, Coleman E: Quantitative SPECT reconstruction of Iodine-123 data. J Nucl Med 32: 527-533, 1991
- Galt JR, Cullom SJ, Garica EV: SPECT Quantification: A Simplified Method of Attenuation and Scatter Correction for Cardiac Imaging. J Nucl Med 33: 2232-2237, 1992
- 富口静二, 大山洋一, 吉良朋広, 吉良光子, 中島留美, 辻 明徳, 他: ^{201}Tl 心筋 SPECT におけるトランスマッショントリニティンデータ同時収集法の評価。核医学 33: 1027-1035, 1996
- 木島鉄仁, 渋田伸一郎, 木村 直, 趙 圭一, 石原眞木子, 鳥羽正浩, 他: トランスマッショントリニティンデータ同時収集法による吸収補正の有用性と問題点——健常成人例およびファントムを用いた検討——。核医学 34: 167-175, 1997
- King MA, Xia W, deVries DJ, Pan TS, Villegas BJ, Dahlberg S, et al: A Monte Carlo investigation of artifacts caused by liver uptake in single-photon emission computed tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. J Nucl Cardiol 3: 18-29, 1996

Summary

A Phantom Study for the Evaluation of the Effect of the High Uptake in the Liver on Technetium-99m Myocardial Perfusion SPECT Images

Hideo OHNISHI, Kazutaka MASUDA, Masahiko TAKADA,
Itsuo YAMAMOTO and Rikushi MORITA

Division of Nuclear Medicine and Department of Radiology, Shiga University of Medical Science

The purpose of this study was to evaluate influences of the high hepatic uptake on parameters such as filtering, attenuation coefficient, and scatter correction at reconstructing of the myocardial SPECT images. Hepatic and cardiac spaces of a myocardial phantom (RH-2, Kyoto Kagaku), were filled with technetium-99m and a three-detector SPECT system (GCA 9300-DI, TOSHIBA) was used. The hepatic activity's influence was estimated from a qualitative percent regional scattering and the effects of attenuation and scatter correction were evaluated by a circumferential profile curve. Percent regional scattering increased in reverse to hepato-cardiac distance (HCD) and in proportion to hepatic to cardiac activity ratio (HCR). This tendency was observed the most significantly in the inferior

region, followed by in the lateral, anterior and septal regions, declining in this order. An artifactual defect adjacent to the liver was observed when HCR is three and HCD is zero. However, when the Butterworth filter was used with small filtering-sizes and lower orders in combination with attenuation and scatter correction, the defects were decreased up to 15% at counts in the inferior region. This study showed that the hepatic to cardiac activity ratio, and the hepato-cardiac distance should be considered for reconstruction of the SPECT images.

Key words: Quantitative myocardial SPECT, Hepatic to cardiac activity ratio, Scatter correction, Attenuation correction, Artifacts.