

—ワーキンググループ報告—

臨床に役立つ基準画像の収集・処理・ 表示・出力のポイント

日本核医学技術学会核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ

委 員

増 田 安 彦
旭川赤十字病院

川 渕 安 寿
金沢市立病院

片 渕 哲 朗
岐阜医療科学大学

柳 沢 正 道
日本メジフィジックス株式会社

長 木 昭 男
倉敷中央病院

大 屋 信 義
九州大学病院

寺 岡 悟 見
富士フィルム RI ファーマ株式会社

仁井田 秀 治
日本メジフィジックス株式会社

学術委員長

林 万寿夫

大阪医科大学病院

Point of Acquisition, Processing, Display and Output for Standardized Images with Clinical Usefulness

Working Group for Investigation and Research on Nuclear Medicine Image Quantification
and Standardization, Japanese Society of Nuclear Medicine Technology

Yasuhiko MASUDA
Department of Radiological Technology, Asahikawa Red
Cross Hospital

Yasuhisa KAWABUCHI
Department of Radiology, Kanazawa Municipal
Hospital

Tetsuro KATAFUCHI
Department of Radiological Technology, School of Health
Science, Gifu University of Medical Science

Masamichi YANAGISAWA
Nihon Medi-Physics Co., Ltd.

Akio NAGAKI
Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital

Nobuyoshi OHYA
Division of Radiology, Department of Medical Technology,
Kyushu University Hospital

Satomi TTRAOKA
Fujifilm RI Pharma Co., Ltd.

Hideharu NIIDA
Nihon Medi-Physics Co., Ltd.

Chairman of Scientific Committee, Japanese Society of Nuclear Medicine Technology

Masuo HAYASHI

Department of Radiology, Osaka Medical College Hospital

Key words: Nuclear Medicine Technology, Nuclear Medicine Manufacturers, Standardization,
Quantification, SPECT Imaging, Whole Body Imaging

1. はじめに

核医学画像の現状は，CT や MRI 画像のように基準化された画像とは言えない．むしろ各施設の自由度に依存しており，施設毎に千差万別の画像が出力されている感がある．そこで，核医学画像の信頼性や客観性を向上させ，全国的な EBNT（根拠に基づいた核医学技術）を作り上げるために，平成14年に「核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ」（以下，定量化・基準化 WG）を発足させた．これまでに会員，機器メーカーおよびプリンターメーカーにアンケートを実施し，ホームページおよび会誌上にその結果を報告している．

会員に対するアンケートの結果では，標準化された収集・処理・表示・出力に関するガイドラインが必要であるとの回答が87%にのぼり，定量化・基準化 WG の活動および結果に期待するものが大きいことがわかる．

機器メーカーに対するアンケートの結果では，標準化が必要であることが共通認識であることを確認できたが，ユーザーに対して機器の理解を望む意見もあった．

プリンターメーカーに対するアンケート結果は，ホームページに掲載しているのでユーザーは一度確認して頂ければ幸いである．

本報告では定量化・基準化 WG の最終報告として，脳血流 SPECT，心筋 SPECT，骨シンチグラフィ WB+Static+SPECT およびガリウムシンチグラフィ WB+SPECT に関する基準画像やピットホール等をまとめた．また巻末に各項目のチェックポイントを掲載した．ぜひ基準画像およびチェックポイントを参考にして自施設の収集・処理・表示・出力条件，画像を評価して頂き，差異が認められる場合は，画像に影響する因子をチェックし，優良な画像を出力して自信を持って頂きたい．また機器メーカーおよびプリンターメーカーの皆様には，ユーザーより質問や問い合わせがあった際には，核医学の EBM，核医学画像の信頼性や客観性向上のために積極的に説明（関与）頂くことも希望する．

ぜひ全国の施設で，各地方会で，本報告を起爆剤として EBNT の確立のために，実践頂くこと

を，定量化・基準化 WG として節にお願いする次第である．

（大屋）

2. 脳血流 SPECT 編

最近，CT や MRI などの画像診断技術が急速に進歩している中で，脳核医学では形態診断のみでは判断することのできない血流，機能，代謝イメージングでの病態評価が詳細に行われている．脳血流 SPECT では脳に摂取された放射能量を測ることで SPECT 画像を得ているが，収集，処理，表示法に関して極めて多くの手技の選択やパラメータ設定が可能であり，施設ごとに千差万別のプロトコルが存在している．この自由度が核医学の発展に寄与してきたことは否定できない．しかし，その施設においては代表的な画像であっても，標準化された画像ではないため，多施設間でデータの共有をはかろうとしても画質と精度が異なれば困難である．本章では EBM を実践する上で質の高い SPECT データを提供するために，基準画像を提示すると共に，収集，処理，表示におけるチェックポイントを述べる．

2-1. 脳血流 SPECT の使用装置とコリメータ

SPECT の画質は，カウント，分解能，コントラストで決定され，これらは検出器の感度とコリメータの性能に大きく依存する．コリメータは使用する放射性医薬品（トレーサ）の放出エネルギーによるペネトレーションを考慮し選択する．特に¹²³I 核種の場合には 159 keV の他に 529 keV にもピークがあるため，下方散乱（ダウンスキャタリング）が大きい．十分なカウントが得られる場合には，高分解能型を，カウントが得られない場合には汎用型コリメータを選択する．コリメータの種類とスペックを示す（表 1）．

本章で示す基準画像のコリメータの選択については，2 検出器カメラ（E. CAM）の^{99m}Tc 製剤は LEHR コリメータ，¹²³I 製剤はトレーサの放出エネルギーと感度から LMEGP を選択した．また，3 検出器カメラ（GCA9300A）は，トレーサのエネルギーに対応したコリメータを使用し，^{99m}Tc 製剤は LEHR-Fan，¹²³I 製剤は LMEGP-Fan を使用した．

表 2 にガンマカメラ装置とコリメータの保有台

表1 コリメータの種類とスペック

Collimator Characteristic	LEHR	ME	¹²³ I Fanbeam	¹²³ I Parallel	LMEGP
Sensitivity at 10 cm per Collimator (cpm/kBq)	5.5	8.4	8.1	5.3	9.2
System Resolution FWHM at 10 cm	7.4	12.5	9.6	8.4	10.4
Energy at 5% Septal Penetration (keV)	160	300	190	190	240
Penetration at 140 keV (%)	1	0	0.08	0.09	0
Penetration at 160 keV (%)	4.83	0	0.9	0.93	0.05

シーメンス E. CAM 用コリメータの種類とスペック (感度, 分解能, ペネトレーション) の違い

表2 ガンマカメラ装置とコリメータの保有台数

1 検出器		2 検出器		3 検出器		4 検出器	
303 (23%)		795 (62%)		189 (15%)		4 (0.3%)	
コリメータの保有台数							
LEHS	119	LEGP	502	LEHR	643	LESHR	50
LEHR Fan	259	LESHR Fan	86	MEGP	607	MEHR	95
ME Fan	17	MEHR Fan	6	LMEGP	98	LMEHR	13
I-123	35	I-123 Fan	25	HE	260	UHE	27

核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告より引用

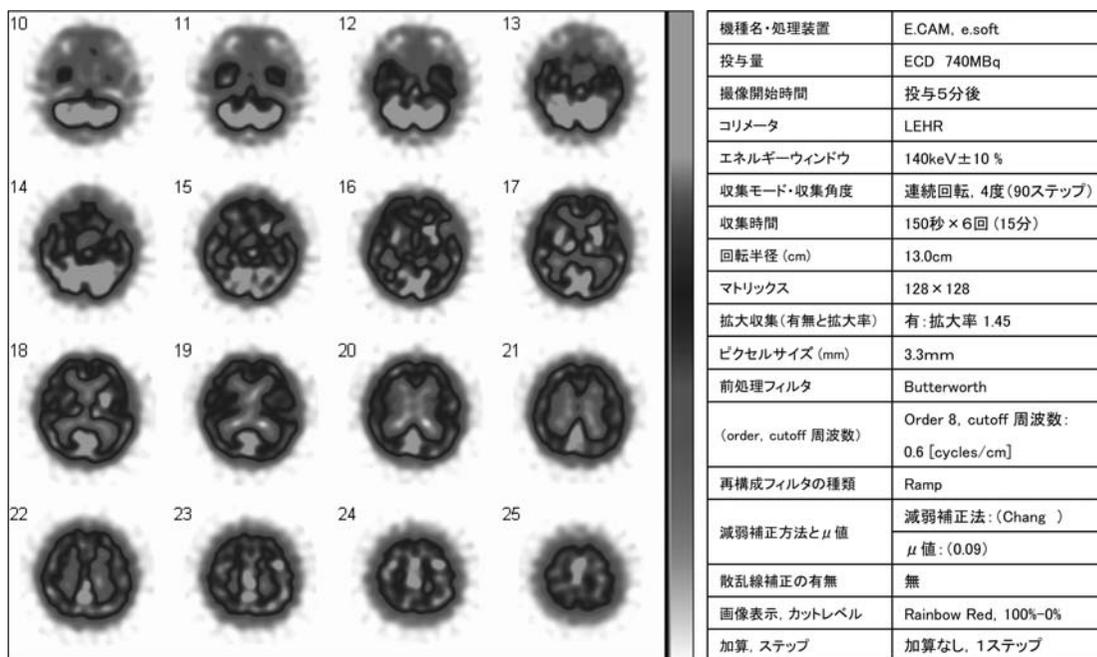


図1 基準画像と収集条件 (2 検出器 ^{99m}Tc 製剤) (カラー掲載参照)

数¹⁾, 2 検出器型と 3 検出器型について ^{99m}Tc 製剤と ¹²³I 製剤の基準画像と収集条件を示す (図 1 ~ 6). なお, 図 1 ~ 4 に関してはカラー掲載参照.

2-2. 画像作成におけるチェックポイント (収集, 処理, 表示) の概要

図 7 に標準化に必要と思われる収集, 処理, 表示のチェックポイントを示す. 図 8 に画像処理過程を示す.

2-3. 収集に関する注意点

(1) 使用薬剤投与後の撮像タイミングについて

現在使用されている蓄積型トレーサは, 脂溶性

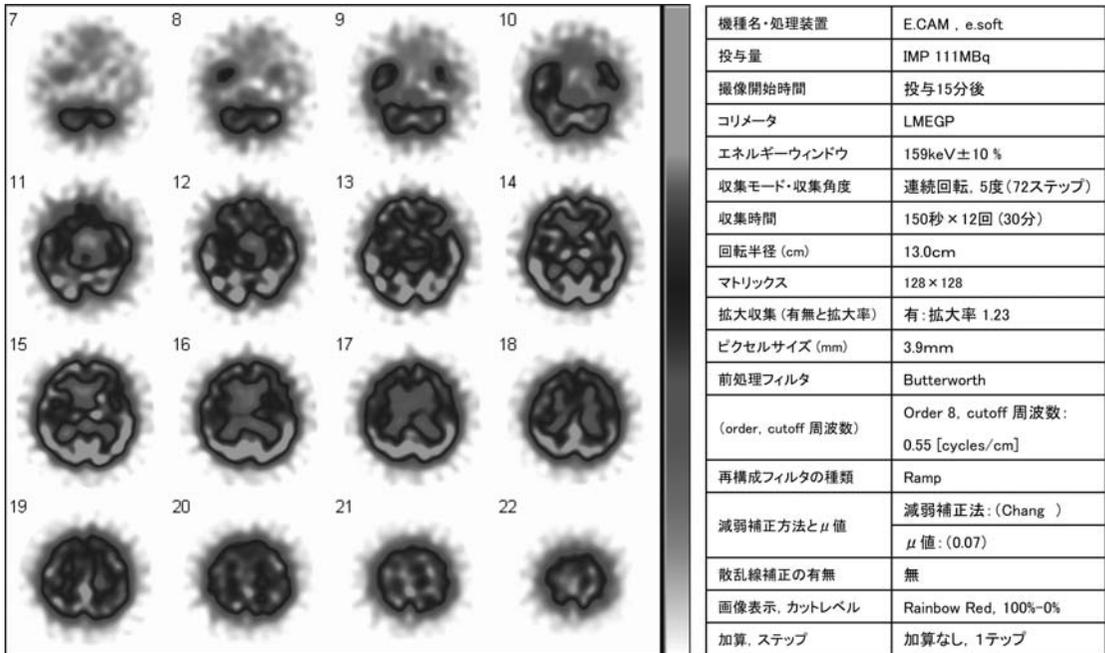


図2 基準画像と収集条件（2検出器 ^{123}I 製剤）〈カラー掲載参照〉

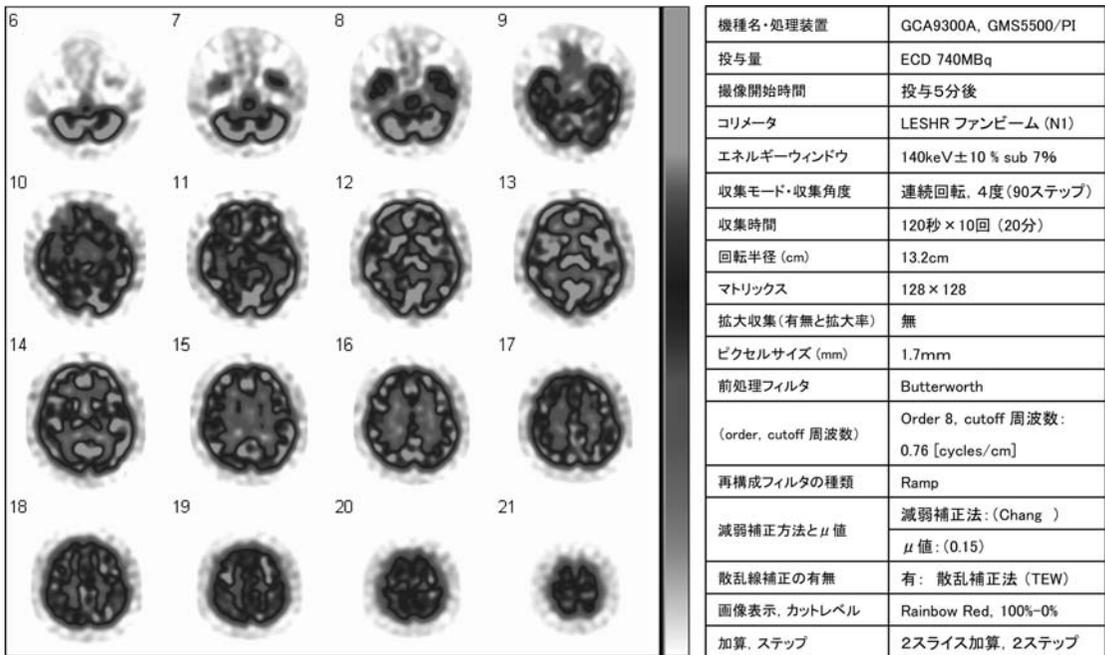
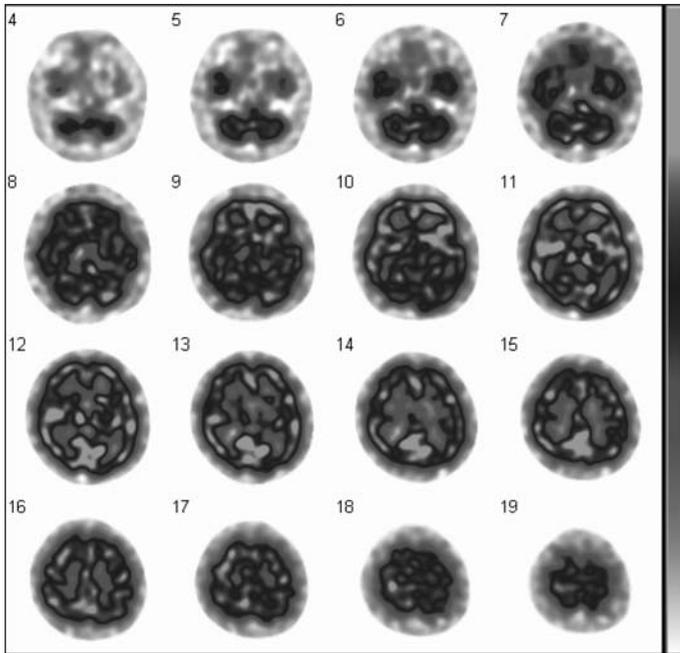
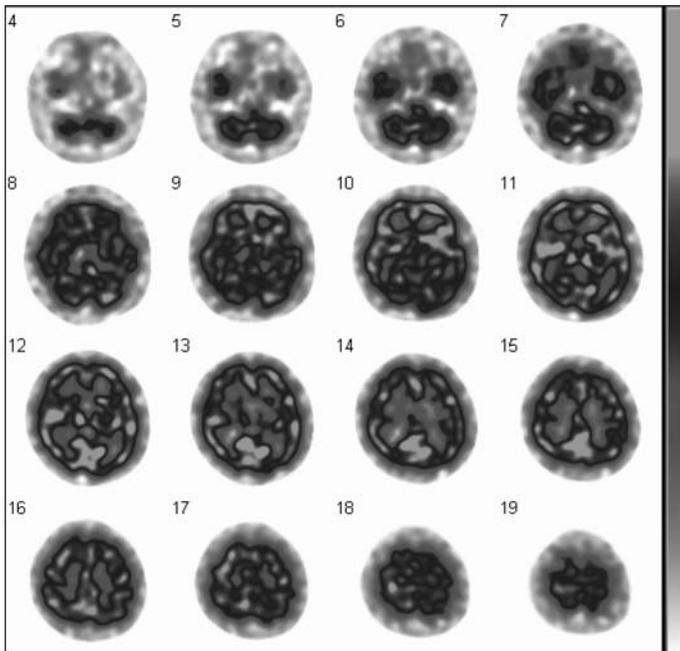


図3 基準画像と収集条件（3検出器 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤）〈カラー掲載参照〉



機種名・処理装置	GCA9300A, GMS5500/PI
投与量	IMP 111MBq
撮像開始時間	投与15分後
コリメータ	LMEGP ファンビーム (N2)
エネルギーウィンドウ	159keV±10 % sub 7%
収集モード・収集角度	連続回転, 4度(90ステップ)
収集時間	120秒×12回(24分)
回転半径 (cm)	13.2cm
マトリクス	128×128
拡大収集 (有無と拡大率)	無
ピクセルサイズ (mm)	1.7mm
前処理フィルタ	Butterworth
(order, cutoff 周波数)	Order 8, cutoff 周波数: 0.64 [cycles/cm]
再構成フィルタの種類	Ramp
減弱補正方法とμ値	減弱補正法:(Chang) μ値:(0.146)
散乱線補正の有無	有:散乱補正法 (TEW)
画像表示, カットレベル	Rainbow Red, 100%-0%
加算, ステップ	2スライス加算, 2ステップ

図4 基準画像と収集条件 (3検出器 ^{123}I 製剤) <カラー掲載参照>



機種名・処理装置	GCA9300A, GMS5500/PI
投与量	IMP 111MBq
撮像開始時間	投与15分後
コリメータ	LMEGP ファンビーム (N2)
エネルギーウィンドウ	159keV±10 % sub 7%
収集モード・収集角度	連続回転, 4度(90ステップ)
収集時間	120秒×12回(24分)
回転半径 (cm)	13.2cm
マトリクス	128×128
拡大収集 (有無と拡大率)	無
ピクセルサイズ (mm)	1.7mm
前処理フィルタ	Butterworth
(order, cutoff 周波数)	Order 8, cutoff 周波数: 0.64 [cycles/cm]
再構成フィルタの種類	Ramp
減弱補正方法とμ値	減弱補正法:(Chang) μ値:(0.146)
散乱線補正の有無	有:散乱補正法 (TEW)
画像表示, カットレベル	Rainbow Red, 100%-0%
加算, ステップ	2スライス加算, 2ステップ

図5 基準画像 ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤)

3検出器型 LMEGP-FAN (TEW+Chang) 9300A

2検出器型 LMEGP (Chang) E.CAM

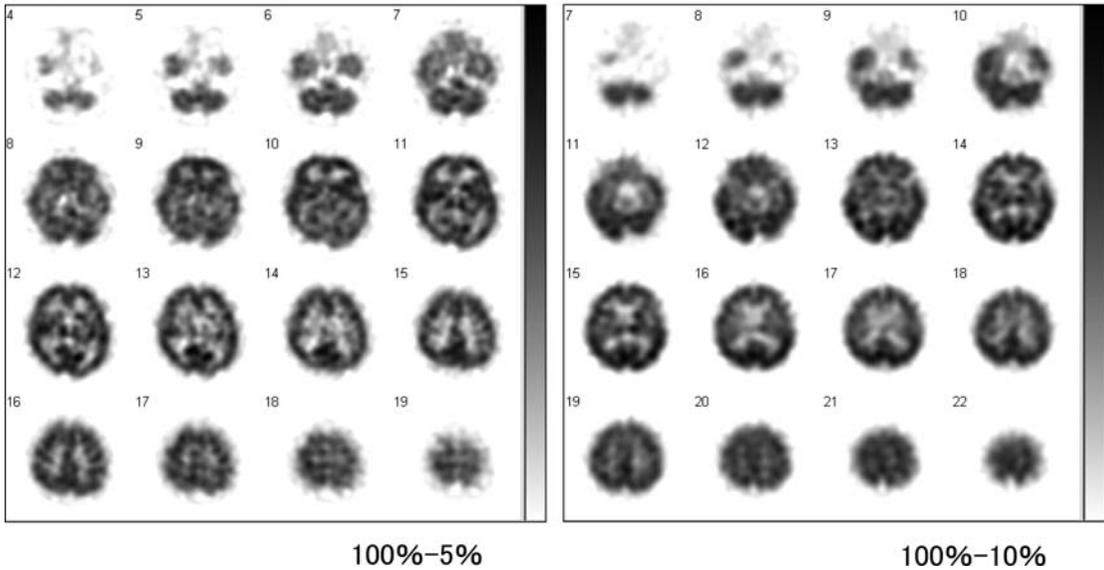


図6 基準画像 (^{123}I 製剤)

収集

検査に用いる製剤の種類
 薬剤投与後、撮像開始のタイミング
 ガンマカメラの検出器の数
 エネルギー、ウィンドウの設定
 コリメータの種類は何か
 ピクセルサイズ、拡大率の選択は
 SPECTにおける回転半径
 SPECTにおけるデータ収集角度
 SPECTにおける1view当たりの収集時間
 散乱補正の実施の有無
 減弱補正の実施の有無

処理

散乱補正法の利用 (TEW, DEW)
 処理フィルタの選択
 パラメータ設定値の選択 (order, cutoff)
 減弱補正法の利用 (Chang)
 輪郭抽出でのthreshold(%値)の選択
 線減弱係数の設定

画像出力

表示階調
 カラーコード
 拡大率
 表示レイアウト
 カットレベル

図7 標準化に必要と思われる収集・処理・表示のチェックポイント

が高く、初回循環でその大部分が脳組織に取込まれる性質を持っている。しかし、薬剤の種類によって初回循環摂取率、脳組織からの洗い出し率、停滞メカニズムなどが異なるため、撮像タイミングを考慮する必要がある。

^{123}I -IMP は、血液中から血液脳関門 (BBB) を通過して脳組織に取込まれるが、その後脳組織から血液中へ洗い出されていく。また、IMP は一度肺にトラップされた後、徐々に洗い出されて脳に運ばれることから、脳では取込みと洗い出しが

平行して行われ、脳組織のトレーサ量は静注後30分くらいではほぼ飽和状態となり、その後徐々に低下して行く。したがって、撮像のタイミングは脳への取込みが安定した投与後20分ごろから30分程度行うことが望ましい。

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ 標識製剤である HM-PAO や ECD は脳内へ取込まれると数分以内で代謝され、脳内分布が固定されるため、投与後短時間のうちに撮像可能となる (標識方法が異なるため添付文書参照すること)。撮像のタイミングは投与5分後から行

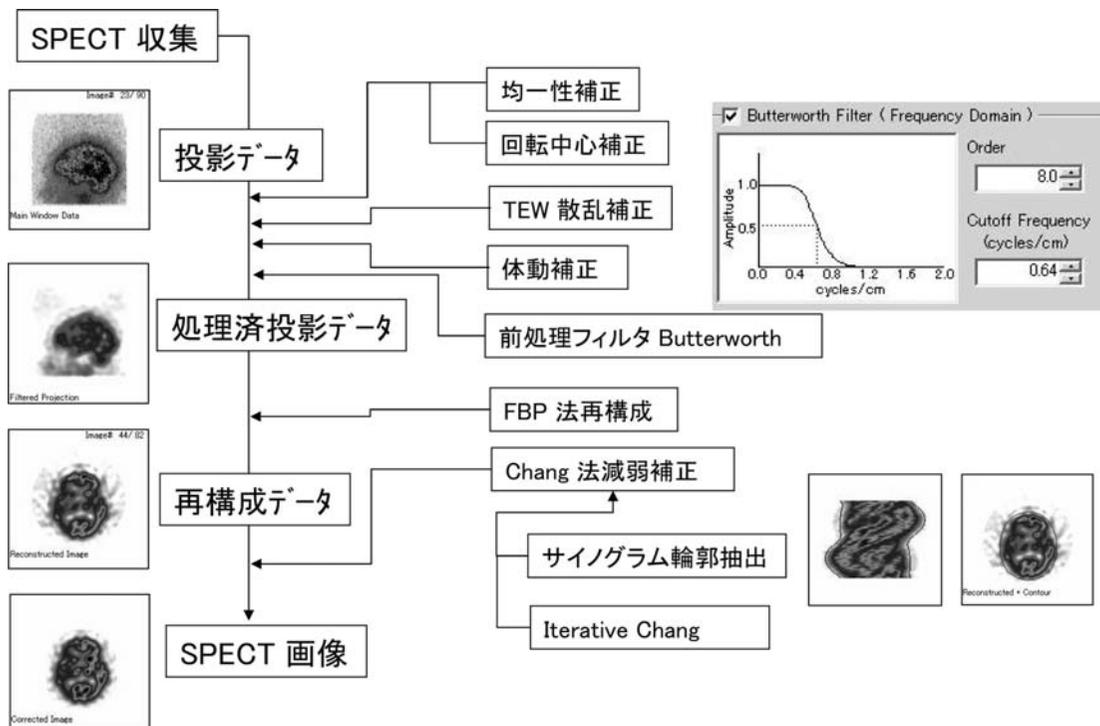


図 8 脳血流 SPECT の画像処理過程

う。

(2) 収集方法

^{123}I -IMP は脳内分布が時間経過と共に変化していくので連続反復回転収集が望ましい。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 標識製剤である HM-PAO や ECD は分布が固定されるため収集方法の制限がない。しかし、ECD は静注直後分布が変化する病態があるので注意が必要である²⁾。

(3) 散乱補正 (TEW) とエネルギーウィンドウ設定

TEW 法は、光電ピーク内に混入した散乱線成分を除去する方法として尾川らによって提唱された。光電ピークのエネルギーウィンドウの両側に

幅の狭いサブウィンドウを設定し、台形近似により散乱線成分を推定し補正を行う方法である^{3,4)}。この方法はピクセルごとに収集されたカウントから散乱線成分のカウントが除去されるので、カウントの低下による統計誤差の増加に注意する必要がある。エネルギーウィンドウの設定条件を表 3 示す。

(4) コリメータの選択 (違いによる画質の影響)

^{123}I 核種の場合には 159 keV の他に 529 keV にもピークがあるため、ペネトレーションによる散乱線の影響が大きい⁵⁾。 ^{123}I におけるコリメータの違いによる画質の影響を示す (図 9)。

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ 核種では LEHR または LEAP コリメータを使用する。

(5) ピクセルサイズと収集角度

ピクセルサイズを決定するための理論的根拠にサンプリング定理がある。サンプリング定理とは、ガンマカメラのシステム分解能 (半値幅) が R (mm) のとき、ピクセルサイズ (サンプリング間隔) a は $a < R/2$ なる条件が必要である。仮にシステム分解能が 10 mm の場合ピクセルサイズ

表 3 エネルギーウィンドウの設定条件

	Main	Sub
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	140 keV \pm 10%	7 %
^{123}I	159 keV \pm 10%	7 %

(TEW 収集を行う場合、 ^{123}I の場合はメインウィンドウの両端にサブウィンドウを設定し、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の場合はメインウィンドウの低エネルギー側にサブウィンドウを設定する。)

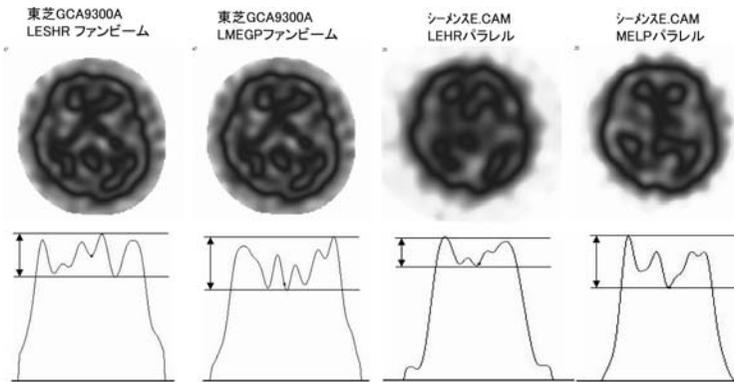


図9 ^{123}I におけるコリメータの違いによる画質の影響
(放出エネルギーに対応したコリメータ使用によりコントラストが向上)

は5 mm 以下が必要である。また、物体を現すのに必要な分割数は物体の大きさの1/2から1/3が必要である。脳血流 SPECT では、大脳皮質の厚さが2から4 mm 程度であるので約1.0 mm/pixel となるが、実際にはFWHMの1/3程度が適当と考えられる。ただし、ピクセルサイズを小さくすると、ピクセル当りの収集カウントが低下し、ノイズが大きくなるので、分解能と収集カウントのバランスを考慮しなければならない。

収集角度とサンプリング数の関係は、サンプリング数は360/収集角度となり、4度で90ステップ、5度で72ステップ、6度で60ステップとなる。また、サンプリング数とピクセルサイズの関係は $N = \pi D/2a$ N : サンプリング数, D : 被検

体の直径 (mm), a : ピクセルサイズ (mm) で表される。サンプリング数が N より少ないとピクセルサイズ a で収集する効果が少ない。

この関係式から被検体の直径を160 mm とするとピクセルサイズ3.5 mm 以上は72ステップ (5度) 3.4 mm 以下では90ステップ (4度) が理想である。ピクセルサイズに応じたサンプリング数を選択する。

2 検出器カメラで ^{123}I の収集を行う場合は、放出エネルギーと投与量の制限があるため、コリメータ (感度と分解能) とピクセルサイズ (マトリクスサイズと拡大率) の選択が重要である。

(6) 回転半径

被検体にできるだけ接近した方が分解能は高く

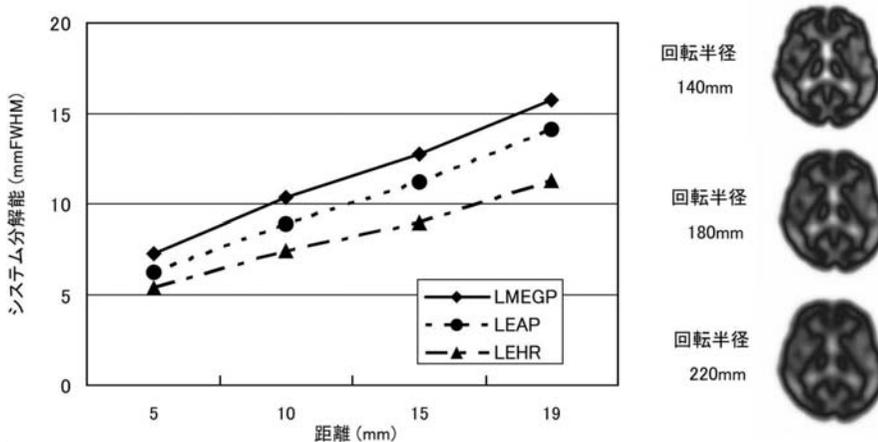


図10 回転半径の違いによるシステム分解能への影響
(システム分解能と被検体との距離の関係をコリメータ毎にグラフに示す。コリメータの種類にかかわらず遠ざかるほど分解能は悪くなる。)

なるため、テストスキャンを行いできるだけ回転半径を小さくし、近接収集を行う。図10にシステム分解能と被検体との距離の関係をコリメータ毎にグラフに示す。コリメータから遠ざかるほど分解能は悪くなる。回転半径は、140 mm 以下が望ましい。

(7) 収集時間

収集時間によって収集カウントが変わり、収集カウントが増加すると統計ノイズは減少するため SPECT 画質は向上する。

統計誤差 (N) とピクセルカウント (n) の関係は、 $N = \sqrt{n}/n \times 100$ で表される。収集カウントと S/N との関係は、 $S/N = (\text{全計数値})^{1/2} / 1.2 \times (\text{画素数})^{3/4}$ で表され、 S/N は収集カウントの平方根に比例する⁶⁾。SPECT の場合、収集カウント (T) と解像度 (R) の関係は S/N が一定の条件では、 T は R^3 に比例するため、解像度を 1/2 にするためには 8 倍の収集カウントが必要である⁷⁾。

(8) 収集に関する注意点のまとめ

SPECT 収集において最も重要なポイントは、統計ノイズの影響を低減するために高カウントのデータを得ることである。しかし、臨床においては脳血流製剤の投与量や収集時間等の制約により十分なカウントを得ることが困難な場合が多い。高いカウントを得るためには、ピクセルサイズや収集角度を大きくし、ステップ当たりの収集時間を長くする。回転半径をできるだけ小さくする。高感度コリメータを使用するなどである。感度と分解能の両立は難しく、感度を優先すると、分解能が低下し細かい画像が得られなくなるし、分解

能を優先すると感度が低下してノイズが増える。十分なカウントが得られる場合には、分解能を重視したパラメータを設定する⁸⁾。TEW 法はカウントが約30%以上減少するが、定量精度を高めるためには必要である。2 検出器カメラで ^{123}I の収集を行う場合は、ピクセルサイズを 4 mm 程度にして72ステップ (5度) で収集する。

被検者のポジショニングでの注意点として、検査時間が長い場合、体動によるアーチファクトを抑えるために頭部をしっかりと固定する。小脳部の欠落が起きないように顎を上げない。閉眼で覚醒時に投与することおよび睡眠時には脳血流量が低下するため、 ^{123}I -HMP の SPECT 収集中は覚醒していることが大切である。

2-4. 処理に関する注意点

(1) 前処理フィルタ

前処理フィルタは SPECT 再構成を行う前にプロジェクション画像のノイズを除去するために使われる。SPECT 画像のノイズを除去するフィルタとしては Butterworth が用いられ、オーダーとカットオフ周波数を変えることで周波数特性を変化させることが可能である。処理装置ごとに Butterworth の式、単位が異なるため、カットオフ周波数が同じであっても周波数特性は異なる (表4, 図11, 12)。これに関する関連情報は、日本核医学技術学会のホームページ「定量化・基準化調査研究報告」の情報コーナーに掲載されている。

カットオフ周波数を客観的に決定するのは煩雑であるため、一般的には、視覚的評価が用いられ

表4 Butterworth の式と単位

メーカー	処理装置	式	カットオフ周波数の単位
東芝	GMS 5500	$1/[1 + (f/f_c)^n]$	cycles/pixel
	e. soft	$1/[1 + (f/f_c)^{2n}]$	nyquist 但し、e. soft (東芝) は (nyquist, cycles/pixel, cycles/cm) から選択可能
シーメンス	ICON, e. soft	$1/[1 + (f/f_c)^{2n}]$	nyquist
島津	Odyssey	$1/[1 + (f/f_c)^{2n}]$	cycles/pixel 但し、Odyssey FX/LX の最新バージョンでは cycles/2 pixel
GE	eNTEGRA, Xeleris	$1/\sqrt{1 + (f/f_c)^{2p}}$	cycles/cm
日立	日立製	$1/\sqrt{1 + (f/f_c)^{2n}}$	cycles/pixel
	PEGASYS	$1/[1 + (f/f_c)^{2n}]$	nyquist
		$1/[1 + 1.414 * (f/f_c)^{2n}]$	

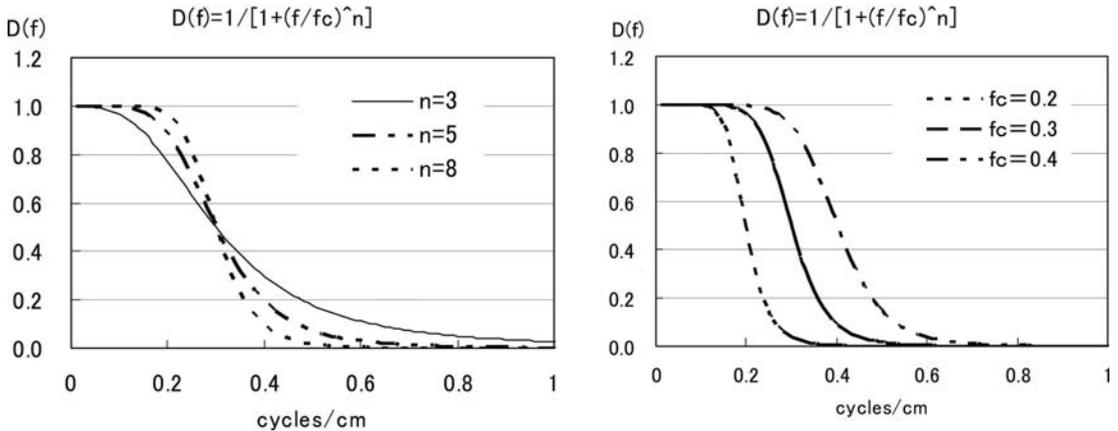


図11 Butterworth の order (n) と cutoff 周波数 (f_c)
(order (n) の値による大きな画像の変化はないが, cutoff 周波数 (f_c) の値が大きく画像に影響する.)

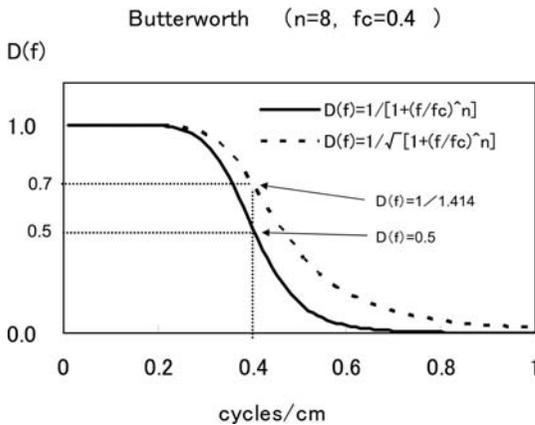


図12 Butterworth の計算式
(order (n) と cutoff 周波数 (f_c) の値が同じでも計算式が違うため画質が異なる.)

ている。最適カットオフ周波数の決定には、カットオフ周波数を変えた複数枚の画像を視覚的にコントラストや、均一性の評価を行い最も良いと思われる画像が選択される(図13)。この方法は個人差があり、これが施設間差の原因になっていると考えられるので、物理的評価法である NMSE 法⁹⁾を行って客観的な基準を設けることもある。最適なカットオフ周波数は収集カウントに依存するため、カウントに応じて適切な値を設定する。カットオフ周波数を高くすると、ノイズを充分除去することができないため、ざらついた画像になる。逆に低くすると、画像情報まで削除され、解剖学的構造が描出できなくなる。

(2) 散乱補正

図14(左)に TEW 処理を行った ^{99m}Tc 画像の例を示す。コントラストは前頭部間のプロファイルカーブが示すように TEW 処理を行った画像の方が改善されている。図14(右)は ¹²³I-IMP での脳血流量定量測定 (MS 法) の結果を示し、散乱・減弱補正を行った方が、低血流域は低く、高血流域は高く描出され脳血流との直線性がよくなり定量精度が向上する。

図15に ¹²³I-IMP による散乱補正 (TEW) および減弱補正 (Chang) の効果について、4 段ファントムでのプロファイルカーブを示す。散乱・減弱補正なしの場合、ファントム直径によりカウントが異なり、直径が大きくなるほどカウントが低くなり、プロファイルカーブは中心部が低下した凹型を示す。散乱・減弱補正を行うことで均一な画像が得られる。散乱補正を行わないで、減弱補正だけ行う場合には $\mu = 0.07$ (経験値) を用いることで均一な画像となる。

(3) 減弱補正 (Chang) 係数, 輪郭抽出での閾値の選択

減弱補正法には、プロジェクションデータを補正する方法 (Sorenson), 再構成画像を補正する方法 (Chang), 外部線源により補正する方法 (TCT, X 線 CT) があるが、一般的には Chang 法が用いられている。Chang 法は再構成画像に対して減弱補正を行う方法で後補正法である。この方法は、減弱がないと仮定してプロジェクシ

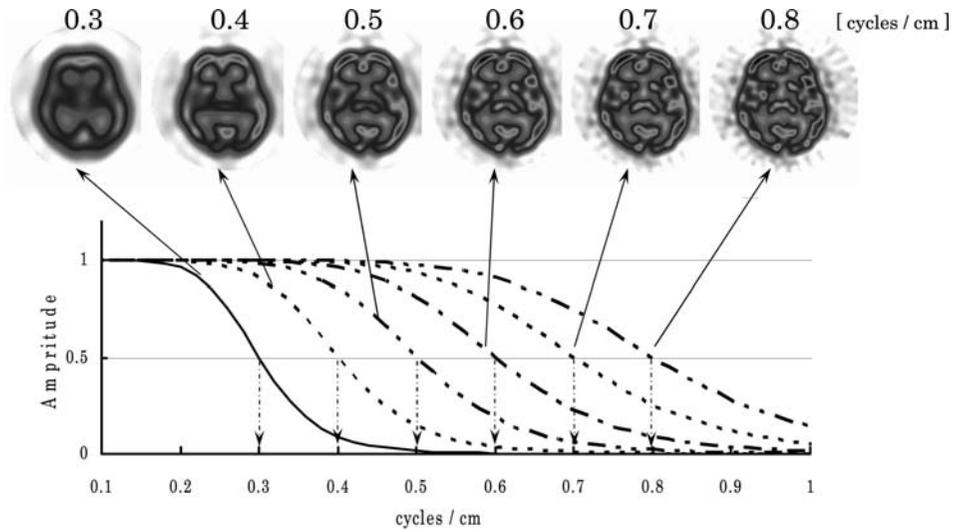
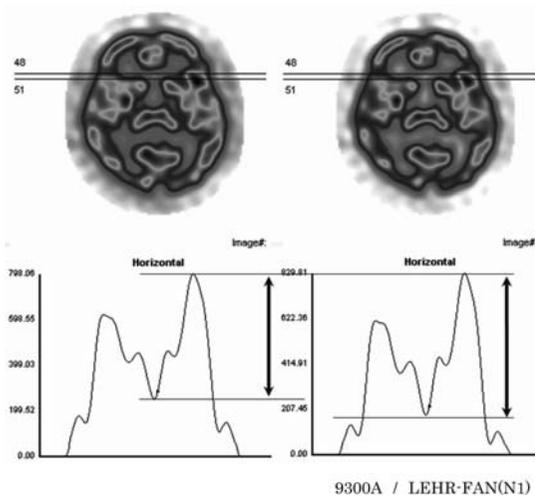


図13 Butterworth の cutoff 周波数の違いによる画質の変化
(cutoff 周波数 (f_c) の決定には、(f_c) を変えた複数枚の画像を視覚的にコントラストや均一性の評価を行い、最も良いと思われる画像が選択される.)

^{99m}Tc -ECD

TEW(-)

TEW(+)



^{123}I -IMP 定量

(MS 法 DIAMOX)

non (AC, SC)

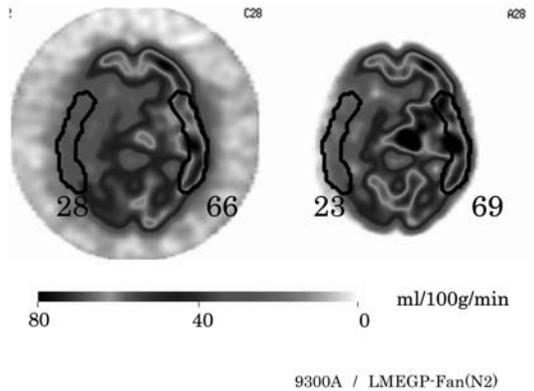
TEW+Chang ($\mu=0.146$)

図14 TEW 法による散乱補正と減弱補正の効果
(左図は散乱補正によりコントラストの上昇を示す. 右図は IMP 定量測定結果で散乱補正を行わない場合、低血流域を過大に、高血流域を過少に評価する.)

ンデータから再構成を行い、その後再構成画像の各ピクセルに補正マトリクス係数を乗ずることで補正を行う。脳血流 SPECT では逐次近似的に補正マトリクスを作製し、再投影の繰り返し補正を

行うことで精度を上げている逐次近似 Chang 法も使用されている。Chang 法による減弱係数は散乱補正を行った場合と散乱補正が行われていない場合で減弱係数は異なり、各施設の収集・処理

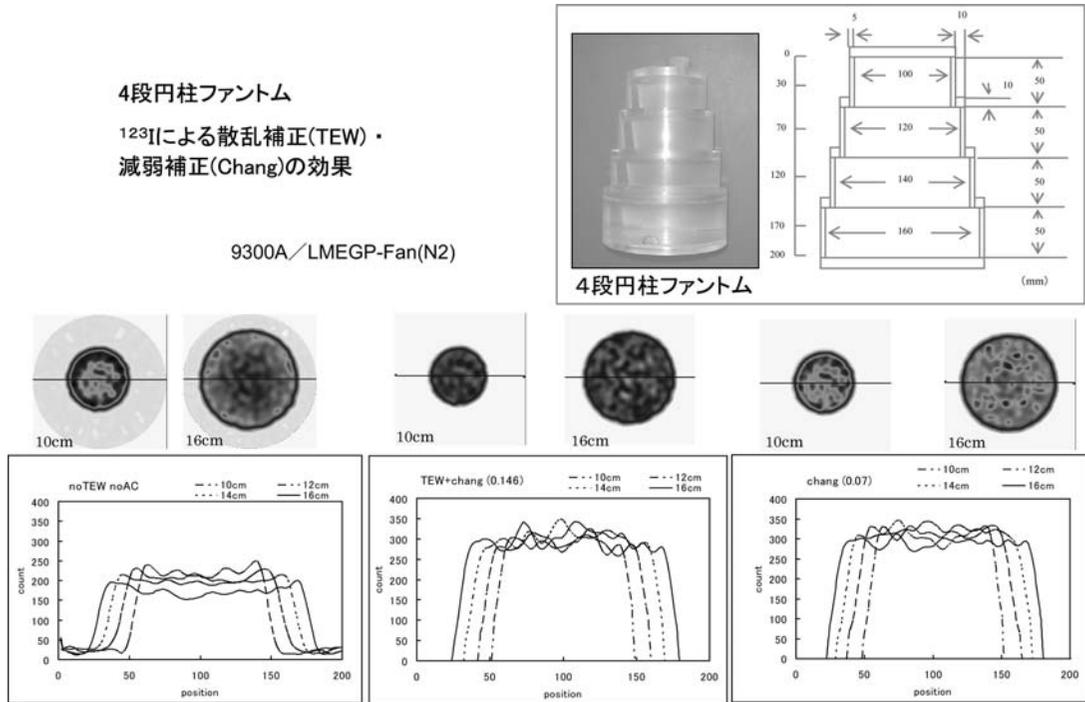


図15 ^{123}I による散乱補正 (TEW)・減弱補正 (Chang) の効果 (4段円柱ファントムによる散乱・減弱補正の効果を示す。散乱・減弱補正なしの場合、中央が凹を示し径が大きくなるほど低値を示した。補正を行うことで均一な画像が得られる。減弱補正だけ行う場合には $\mu=0.07$ (経験値) とする。ファントムサイズに対する均一性をプロフィールカーブで示した。)

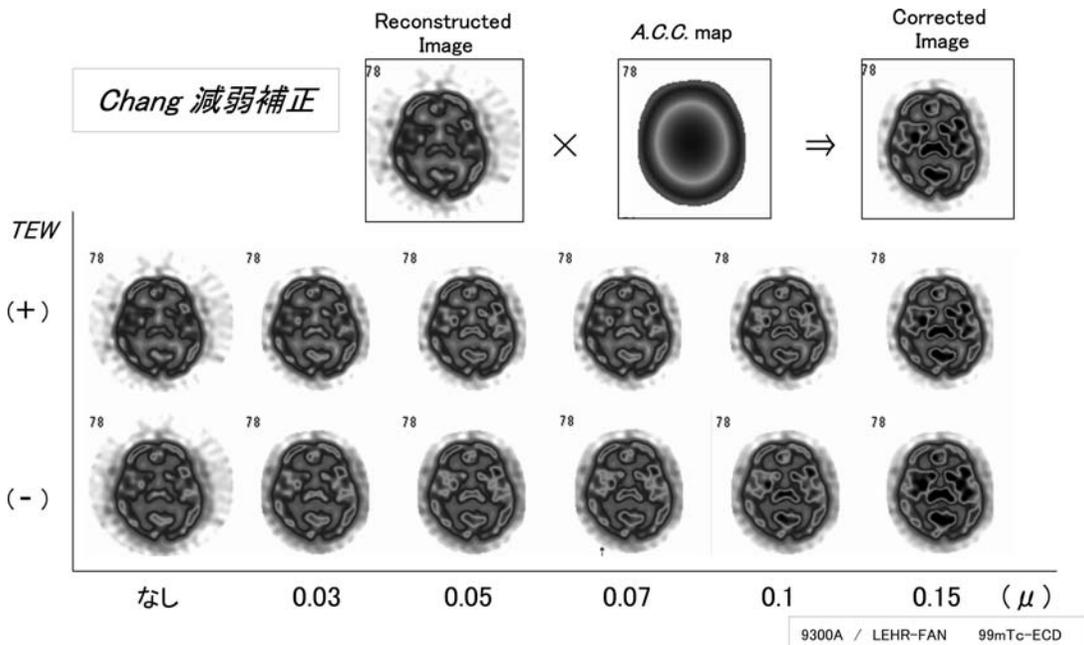


図16 線減弱係数の違いによる減弱補正効果： $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤 (Chang 法による減弱係数は散乱補正を行った場合と散乱補正を行っていない場合で設定値は異なり、TEW(+)では $\mu=0.15$ 、TEW(-)では経験的に $\mu=0.09$ を用いる。)

条件に応じて、適切な値を設定する (図16)。

Chang 法による減弱補正を行う際には、各スライスで頭蓋骨を含めた範囲で輪郭抽出を行い、減弱補正マトリクスを作成する。この場合の輪郭を正しく抽出できないと補正が不正確になり一定した補正が得られない、これは施設間差の原因となっている。図17に輪郭抽出における閾値と脳血流値への影響を示す。

(4) その他

脳血流 SPECT に関しては、画像再構成法は

FBP 法が一般的である。しかし、X線 CT を用いて減弱係数マップを作成し OSEM 法に組み込んで再構成と同時に減弱補正を行う方法も最近実施されるようになった。イタレーション回数とサブセット数の設定に明確な規定はないが、サブセットごとに10投影データを組としてサブセット数を設定し、イタレーションは5回程度が目安である。欠損部の収束が不完全となることもあり、定量測定時には注意が必要である。

体動補正ソフトを搭載する装置もあるが、頭部

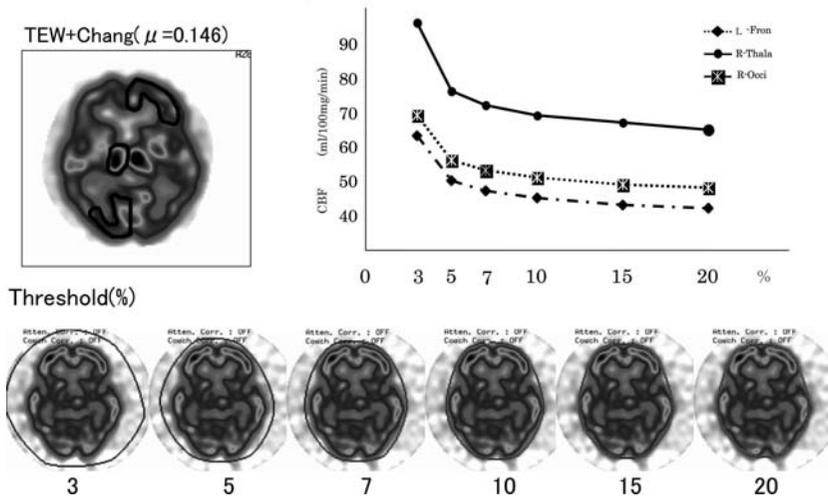


図17 Chang 法による輪郭抽出での閾値 (threshold 値) と補正画像の CBF 値の変化 (頭蓋骨を加味して輪郭抽出することが基本であるが、輪郭が大きすぎると CBF 値は過大評価となる.)

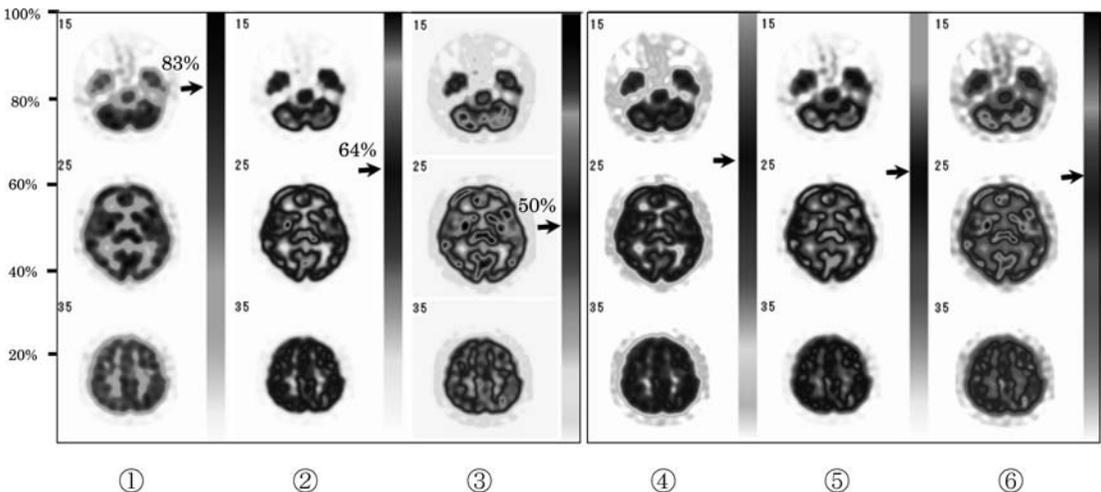


図18 カラーコードの影響 (同一症例でのカラーコードの違いによる影響を示す.) <カラー掲載参照>

が回転して動いた場合などは補正不可能である。

2-5. 表示に関する注意点

核医学画像は CT, MR に比較して施設間のばらつきが多いといわれるが，その原因は表示画像の標準化がされていないことによる。特に，カラーについてはメーカー独自のカラーがあり比較を困難にしている。表示階調，カラーコード，拡大率，表示レイアウト，カットレベルなどさまざまである。

図18（カラー掲載参照）は同一症例についてカラーコードを変えて表示した。①，②，③はカラーパターンが異なる場合，矢印の黄色の値は83，64，50%を示し，血流値（%）を色から判断することができない。②と③ではホワイトが占める割合が異なることから②の方が③より全体的に血流値が低下して見える。一方，④，⑤，⑥では，カラーパターンは似ているが，各色のバランスが異なっている。矢印の黄色の値は同等であるが見え方は大きく異なる。

臨床では血流が高い部位から低い部位まで評価できることが必要で，アセタゾラミド負荷試験での循環予備能では高血流域まで表現できること，血管狭窄，閉塞に伴う脳梗塞等の評価には低血流域の表現が必要になる。単色カラーよりレインボーカラーの方が血流差を明確に表現できるので，本章では⑤のレインボーカラーを使用し upper, lower の設定は100%-0%を推奨する。

2-6. まとめ

SPECT 画像は各施設のガンマカメラやコリメータ，処理装置の性能に大きく依存するが，収集方法や，処理条件を工夫することでかなりの部分が解決されると考えられる。

データ収集に関するパラメータの設定は画像作成する上で最も重要と考える。精度の高い良い画像を作るためには，十分なカウントを得ることが必要である。カウントが得られない場合には，分解能を下げた感度を上げることが必要である。そのためには，ピクセルサイズ，収集ステップ数，高感度コリメータ，収集時間，投与量，撮像開始時間（ ^{123}I の場合）などを考慮しなければならない。

データ処理については，収集カウントに応じたカットオフ値の選択を行う。また安定した画像を

得るために，体格にあわせて収集時間や投与量を調節し一定のカウントを得るようにする。減弱補正は必ず行うが，散乱補正はカウントが得られない場合には行わず，統計ノイズの低減を優先する。

SPECT 画像の標準化のためには，各施設においてピクセルサイズと収集カウントが同程度になるように収集条件を設定すること，処理方法や表示方法（カラーコード）を統一することが必要であると考える。

（増田）

参考文献（脳血流 SPECT 編）

- 1) 日本核医学技術学会核医学画像の定量化・標準化のための調査研究ワーキンググループ：核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告。核医学技術，**24**：95-118，2004
- 2) 小笠原邦昭，藤原悟，吉本高志：脳梗塞亜急性期の luxury perfusion における $^{99\text{m}}\text{Tc-ECD}$ dynamic SPECT。核医学，**32**(11)：1241-1247，1995
- 3) Ogawa K, Harada Y, Ichihara T, et al.: A practical method for position dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. IEEE Trans Med Imag **10**: 408-412, 1991
- 4) 市原 隆，本村信篤：Triple Energy Window (TEW) 法による散乱線補正法の開発。日放技学誌，**49**：1809-1811，1993
- 5) 本村信篤，市原 隆，高山卓三，他： ^{123}I イメージングにおける高エネルギーガンマ線による散乱成分の除去方法。核医学，**36**(9)：997-1005，1999
- 6) Todd-Pokropek A, Jarritt PH: The noise characteristics of SPECT systems in Computed Emission Tomography, E11 PJ and Holman BL, eds, Oxford University Press, New York, pp 361-389, 1982
- 7) Ott RJ, Flower MA, Babich JW, et al.: The physics of radioisotope imaging in the physics of medical imaging, Webb S, ed, Adam Hilger, pp 142-318, 1988
- 8) 清水正三，尾川浩一，三宮敏和，他： ^{123}I -IMP-SPECTにおける収集カウントと画質の関係についての実験的考察。核医学，**27**(12)：1451-1456，1990
- 9) 大西英雄，木田哲生，野間和夫，他：脳血流 SPECT 画像における Butterworth filter の最適遮断周波数の検討—実空間および周波数空間での評価—。日放技学誌，**54**(6)：764-770，1998

3. 心筋 SPECT 編

冠動脈疾患における負荷心筋血流 SPECT の適応に関する EBM (evidence-based medicine, 根拠に基づく医療) は、虚血性心疾患の診断、冠動脈病変の狭窄度評価による治療方針の決定、治療効果判定、リスク評価などで確立している¹⁾。そして、この EBM の実践には適切な検査方法や質の高い技術が要求され、心筋 SPECT では収集時間やピクセルサイズなどの収集条件、前処理フィルタや、散乱・減弱補正などの処理条件、階調や表示スケール、カラースケールなど表示条件が重要となる。

本章では、心筋 SPECT の基準画像を示すと共に、心筋 SPECT の収集、処理、表示に必要な技術と知識についてポイントを述べる。

3-1. 心筋 SPECT の使用装置

1 検出器を使用した心筋 SPECT の収集方法は、心臓の解剖学的な位置および検査時間の短縮を目的に、RAO 45度から LPO 45度までのデータを利用する180度収集が多くの施設で行われていた。その後、2 検出器や3 検出器が開発されて、検出器アングル L 型90度および狭角76度による180度収集や360度収集なども行われるようになってき

た。180度収集と360度収集の主な画像の違いは、180度収集はコントラストが高く空間分解能が良いこと、360度収集は下壁や後壁の歪が少なく安定していることである²⁾ (図1, カラー掲載参照)。現状では1 検出器および2 検出器は180度収集、3 検出器は360度収集が一般的である。2 検出器は360度収集も可能であるが、L 型90度検出器が対向型検出器で収集するより多い。ここでは、3 検出器360度収集の基準画像 (図2, カラー掲載参照)、2 検出器 L 型90度による180度収集の基準画像 (図3, カラー掲載参照) および収集条件 (表1) を示す。

一方、コリメータに関しては ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ とともに一般的に LEHR または LEGP が用いられるが、特に ^{201}Tl の場合、短時間収集や心電図同期収集 (gated SPECT) の際にカウントが不足するため、LEGP を使用する。また、 ^{123}I では 159 keV のメインピークの他に 529 keV にもピークがあるため、下方散乱 (ダウンスキャタリング) の影響を考慮する必要がある。各種コリメータの5%貫通エネルギーを参照するとともに、感度と分解能のバランスを考慮して選択すべきである。

3-2. 心筋 SPECT の収集条件

心筋 SPECT は、放射性医薬品を負荷時または安

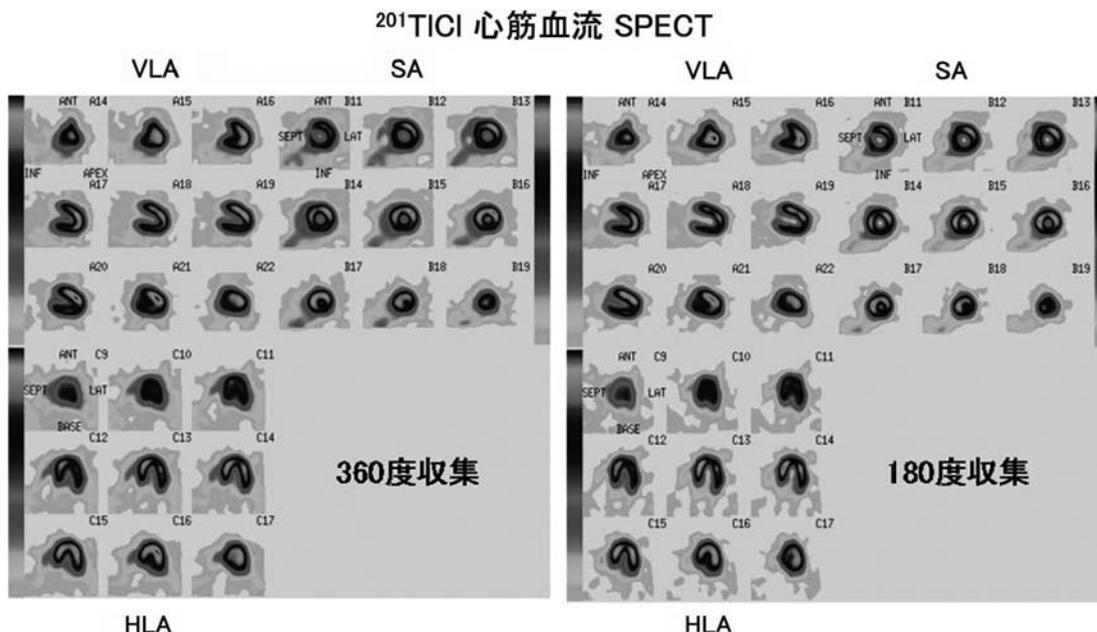


図1 健常例の360度収集と180度収集の SPECT 画像 (カラー掲載参照)

アデノシン負荷 $^{201}\text{TlCl}$ 心筋血流 SPECT

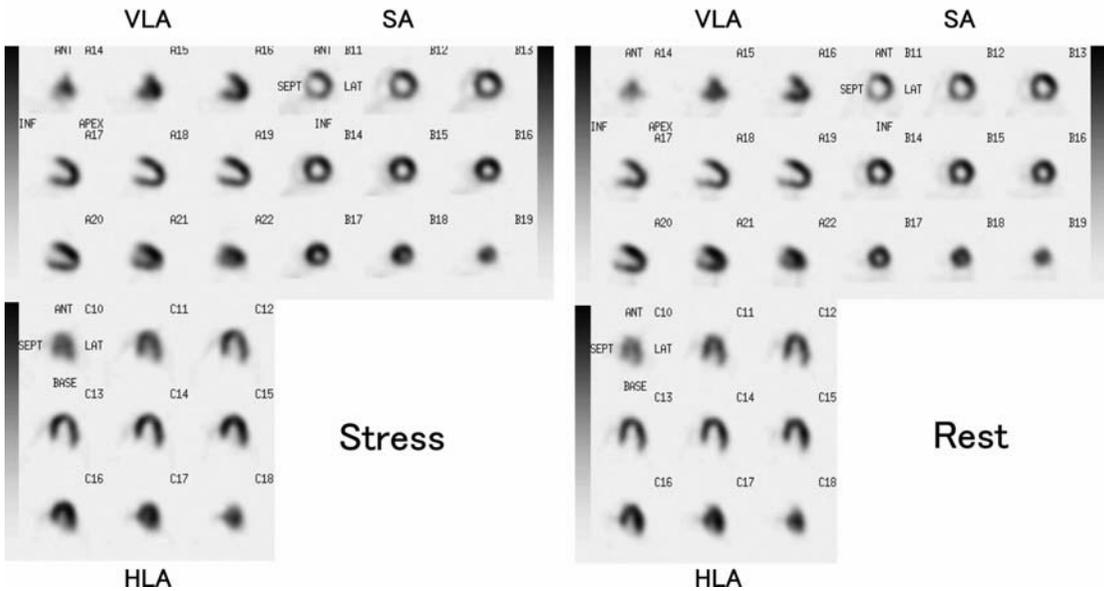


図 2 3 検出器の360度収集における基準画像〈カラー掲載参照〉

アデノシン負荷 $^{201}\text{TlCl}$ 心筋血流 SPECT

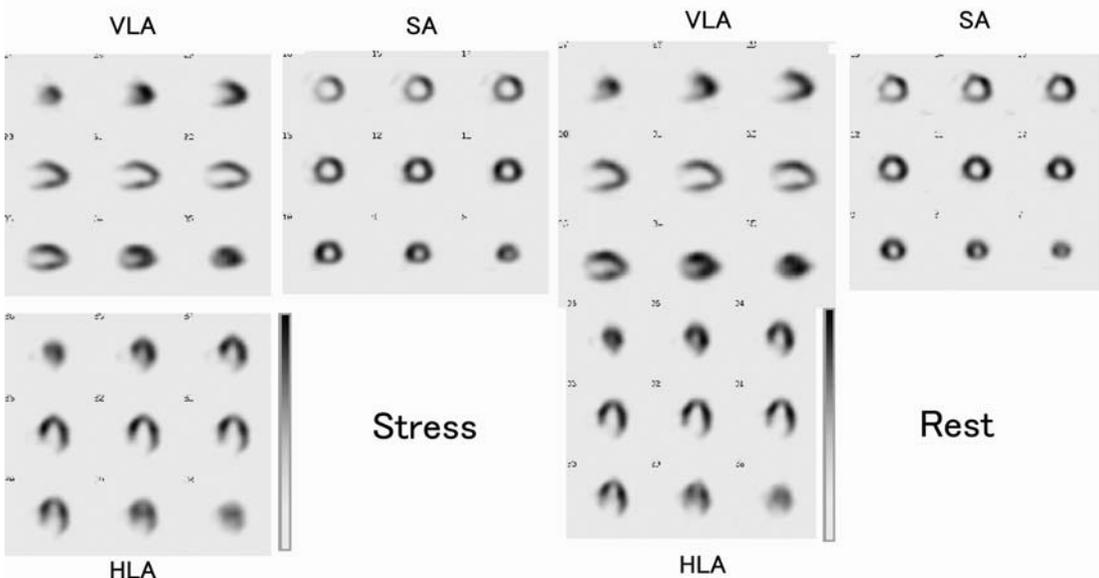


図 3 2 検出器のL型90度の180度収集における基準画像〈カラー掲載参照〉

静時に投与して撮像する。負荷の方法は，トレッドミルやエルゴメータなどの運動負荷，またはアデノシンやジピリダモール，ドブタミンなどの薬物負荷がある。心筋 SPECT に使用する放射性医薬品と投与量は，心筋血流製剤として $^{201}\text{TlCl}$ で

は 111 MBq 投与が一般的， $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ や $^{99\text{m}}\text{Tc-tetrofosmin}$ では 296~740 MBq 程度が一般的，心筋脂肪酸代謝製剤として $^{123}\text{I-BMIPP}$ ，心筋交感神経機能製剤として $^{123}\text{I-MIBG}$ がありそれぞれ 111 MBq 投与が一般的である。薬物動態によって撮

表1 ^{201}Tl 心筋血流 SPECT 基準画像の使用装置と方法

使用装置	東芝 GCA9300A/PI	シーメンス E. CAM
検出器	3 検出器	2 検出器 L 型90度
収集角度	360度	180度
コリメータ	LEHR	LEHR
エネルギーウィンドウ	71 keV \pm 10%	70 keV \pm 10%, 166 keV \pm 7%
ステップ角度	6 度	5.6度
収集時間	30 sec/step	40 sec/step
マトリクス	64 \times 64	64 \times 64
ピクセルサイズ	6.4 mm	6.1 mm
画像処理方法		
前処理フィルタ	Butterworth, order 8, cutoff 0.41 cycles/cm	Butterworth, order 5, cutoff 0.42 cycles/cm
再構成フィルタ	ramp	ramp
減弱補正	(-)	(-)
散乱線補正	(-)	(-)
表示方法 (白黒)		
階調	square	square
表示スケール	100%-10%	100%-10%

像開始時間や前処置が異なるので以下に注意点を述べる。

^{201}Tl の安静時は洗い出しの影響が少ない投与後10分以降に早期像を撮像するが、場合によっては3～4時間後に後期像を撮像することもある。負荷時は upward creep の影響³⁾も考慮すると投与10分後に早期像と再分布を評価するために3～4時間後の後期像を撮像する。 ^{201}Tl は、消化管への集積を抑えるため前処置として検査3～4時間前から絶食として、検査中も絶食で水分の摂取程度とする。 $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ や $^{99\text{m}}\text{Tc-tetrofosmin}$ は、投与後早期は心筋以外の肝胆道系への集積も高くアーチファクトの原因となるため、投与30～60分後から撮像することが一般的である。しかし、2製剤の体内動態は完全に一致することはなく⁴⁾、心肝摂取比が投与早期から比較的高い $^{99\text{m}}\text{Tc-tetrofosmin}$ は15分程度からの収集も可能である。アーチファクトを軽減するには、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋製剤の投与後に牛乳やチョコレートなどの脂肪食を摂取すると肝胆道系からの排泄を促進させる効果がある。また、投与前の食事摂取によりむしろ肝臓や胆嚢からの排泄を促進させる場合もある。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤で負荷安静または安静負荷の2回の撮像を行う場合は、初回と2回目の投与間隔を3～4時間として投与量は初回に対して2回目は2～3倍にする⁵⁾。 $^{123}\text{I-BMIPP}$ は投与後15～30分後の早期像と場合により3～4時間後

の後期像を撮像することもある。また、投与前の前処置として絶食が必要である。 $^{123}\text{I-MIBG}$ は、投与後15～30分後の早期像と3～4時間後の後期像を撮像する。レセルピンや三環系抗うつ剤、塩酸ラベタロールを投与している場合は、 $^{123}\text{I-MIBG}$ の心筋集積が抑制されることがある。

データ収集方法は、マトリクスサイズが64 \times 64、ピクセルサイズが5～7mm、ステップ角度が5～6度、1方向あたりの収集時間が20～40秒の範囲に設定するのが標準的であるが、可能であれば40秒程度収集することが望ましい⁶⁾。最近では、gated SPECT を同時に施行する施設も多く⁷⁾、精度の高い左室心機能評価を得るには収集カウンターの設定は重要である。ただし、Polar Map 表示で洗い出し率などを算出する場合は、収集時間や使用核種の減衰の補正を行っているかの確認が必要である。gated SPECT の R-R 分割数は通常 ^{201}Tl では8分割、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では16分割に設定する。

エネルギーウィンドウの設定は、 ^{201}Tl では71 keV \pm 10%～15% が一般的である。167 keV \pm 10% を加算して収集すると10%程度収集カウントが増加する。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では140 keV \pm 10%、 ^{123}I では159 keV \pm 10% が一般的である。また、散乱補正や減弱補正は、実施していない施設が多いのが現状である⁸⁾ (表2)。

表 2 心筋 SPECT の使用装置と収集条件

使用装置	1 検出器 (7%) 2 検出器 (63%) 直行型 > 対向型 3 検出器 (30%)
収集角度範囲	180度収集 > 360度収集
Gated SPECT	55%
コリメータ	LEHR または LEGP
マトリクスサイズ	64×64
ピクセルサイズ	5~7 mm
ステップ角度	5~6 度
1 方向あたりの収集時間	21~40 sec
許容心拍数	20%
R-R 分割数	8 分割が60%, 16分割が25%
解析ソフトウェア	QGS, pFAST
減弱補正の実施状況	なし
散乱線補正の実施状況	なし

日本核医学会 WG (2003) から抜粋

3-3. 心筋 SPECT 収集のポイント

心筋 SPECT の収集カウントつまり 1 方向あたりの収集時間は, 使用する核種の投与量や被検者の体型にも依存するが, 心筋からの洗い出しの影響がある $^{201}\text{TlCl}$ の後期像でも十分な心筋カウントが得られる条件を目安にする. 収集カウントを調べるには, SPECT のプロジェクションデータから LAO 45度のプラナー画像にて, 心筋部に関

心領域 (ROI) を設定して心筋投影カウントを測定する (図 4). 収集カウントは統計誤差を考慮すると 1 ピクセルあたり 100 カウント以上あることが望ましいが (図 5), 両腕を挙上した体位での長時間検査は体動の影響によるアーチファクトを生じる可能性があるため, 収集時間は 15~20 程度になるように設定する必要がある. ただし, 体型の大きい人は, $^{201}\text{TlCl}$ の場合は収集時間の延長や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋製剤では投与量を増加することで収集カウントが一定となるように調整しなけ

統計誤差 (%) = $\sqrt{N} / N \times 100$

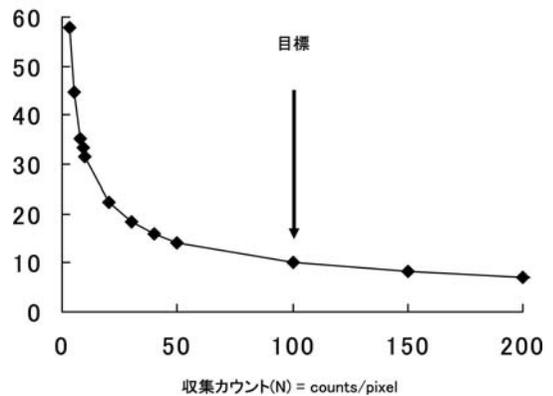


図 5 収集カウントと統計誤差の関係

$^{201}\text{TlCl}$ SPECT のプロジェクション画像

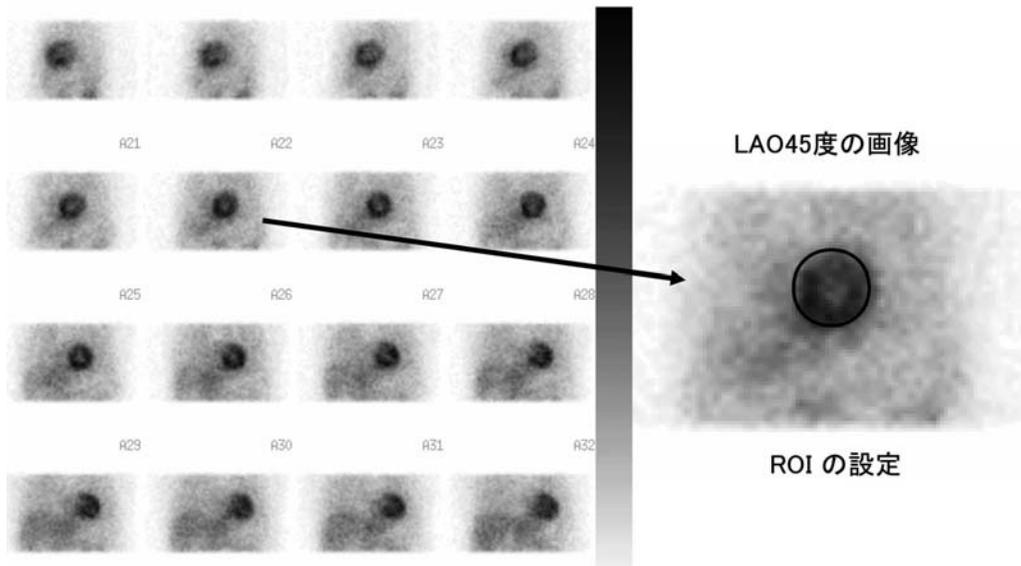


図 4 心筋投影カウントの測定

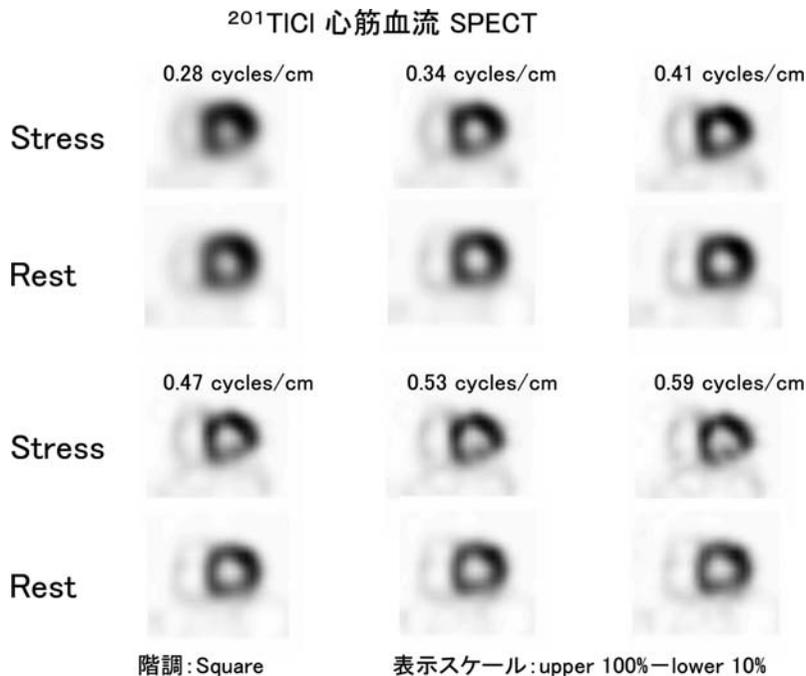


図 6 Butterworth のカットオフ周波数の画質への影響

ればならない。

実際の収集では、体動を抑制するために被検体をベルトでしっかり固定して、両腕を挙上した体位でも安静を保てるような補助具などの工夫も必要である。また、SPECT の分解能を向上するために回転半径を 200～250 mm に近接して撮像する。

3-4. 心筋 SPECT の処理条件

心筋 SPECT に使用するフィルタは、前処理フィルタに Butterworth、画像再構成フィルタに ramp がよく用いられる。Butterworth は、カットオフ周波数が高いほど分解能はよいがノイズが多く、カットオフ周波数が低いほど分解能が低く滑らかな画像となるため (図 6)、装置の分解能および収集カウントとノイズ除去を考慮した設定が必要である。

また散乱補正で用いられる TEW (Triple Energy Window) 法は、心内腔と心筋のコントラストは改善するが、下壁はより低値に補正される。カウントが 3～4 割低下することも認識する必要がある。均一吸収体を仮定した減弱補正 (Chang 法等) は、胸部が肺、脊椎、心臓、乳房など不均一

吸収体で構成されているため正確な補正が困難である。したがって、減弱補正と散乱補正を同時に臨床応用している施設はまだ少なく今後の課題である。

再構成に関しては、通常 FBP 法を使用するが、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋製剤に関しては肝臓や胆のう、小腸等の高集積によるストリークアーチファクトが生じることもあり、OSEM法を使用する施設が増えている。また、最近、X線 CT 等により減弱マップを作成し OSEM に組み込んで減弱補正を可能にする装置も出現しているが、減弱補正と同時に適切な散乱補正を実施することが肝要である。

3-5. 心筋 SPECT 処理のポイント

心筋 SPECT で得られたプロジェクションデータは、画像再構成の前にシネモードで体動を確認する。体動がある場合は、SPECT 画像に欠損として主に表れるため (図 7)、体動補正プログラムを搭載している装置では、体動によるアーチファクトを除外するために補正することも必要である。しかし、収集中に被検者が体位を回転させたり、大きな咳や深呼吸を繰り返した場合には補

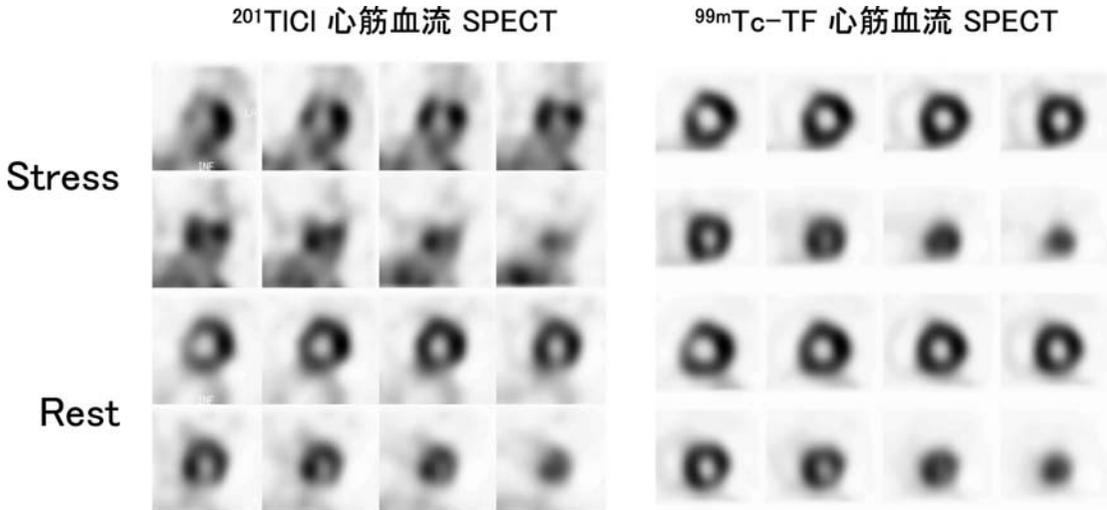


図7 体動の影響で偽陽性となり再検査した症例 (^{201}Tl 心筋血流 SPECT では、薬物負荷後に気分不良にて大きな呼吸を繰り返していたため、負荷後の SPECT に欠損が認められるが、後日再検査した $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -tetrofosmin 心筋血流 SPECT では異常は認められない。)

正できない。あくまでもプロジェクションデータごとの X、X 方向のズレが補正できる程度と考えるべきである。

Butterworth は、カットオフ周波数と次数を組み合わせて高周波成分を除去もしくは低減して画像を滑らかにする平滑化フィルタである。カットオフ周波数を定める目安は、あらかじめ SPECT の FWHM を求めておき、周波数 $0.5/\text{FWHM}$ (cycles/cm) 以上の成分は雑音として決定する方法が簡便であるが、臨床データを視覚的に評価することも忘れてはならない。

3-6. 心筋 SPECT の画像表示

心筋 SPECT の画像表示は、カウントと濃度の関係を表現する直線 (linear) や二乗曲線 (square) などの階調、カウントと最低最高濃度の関係を表現する表示スケール、さらにフィルムの最高濃度を決定しなければならない。心筋 SPECT のカウントと濃度の関係は、濃度曲線を下凸の square にして、表示スケールは upper level が $100\sim 110\%$ 、lower level が $10\sim 20\%$ 程度に設定するのが一般的である⁹⁾ (図 8)。下凸の程度により lower level のカットを加減する。

心筋 SPECT の画像表示は、虚血や viability の評価が正確に行えること、また右室やバックグラウンドも心機能の情報として描出されていることが

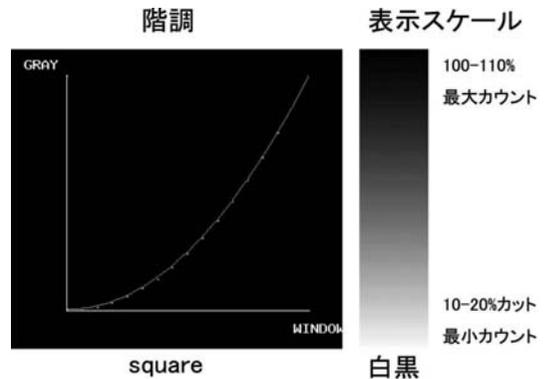


図 8 心筋 SPECT 画像の階調と表示スケール

重要である。linear 階調ではバックグラウンドの濃度が高く虚血部の表現が難しい (図 9)。lower level を 40% と高くするとバックグラウンドとともに右室の情報なくなる (図 10)。不適切な階調や表示スケールは、病変部のコントラストや大きさの視覚的評価に影響する可能性がある。

3-7. 心筋 SPECT 表示のポイント

心筋 SPECT は、Vertical long axis (VLA) が中隔から側壁側、Short axis (SA) が心基部から心尖部、Horizontal long axis (HLA) が下壁から前壁へ、1 スライス $5\sim 7\text{ mm}$ で全体を $9\sim 16$ 分割で画像表示する (図 11)。心筋 SPECT は初期像と後期像を比較するため、初期像と後期像で SPECT

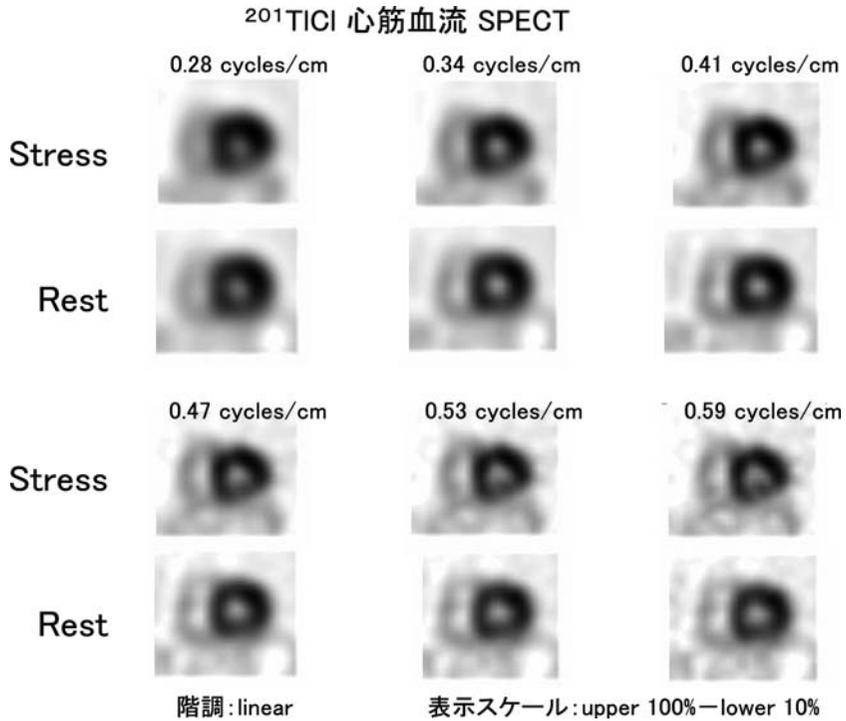


図9 Butterworth のカットオフ周波数と階調の影響
(直線 linear 階調, lower 10%カット: バックグラウンドの濃度が高く虚血部の表現が困難)

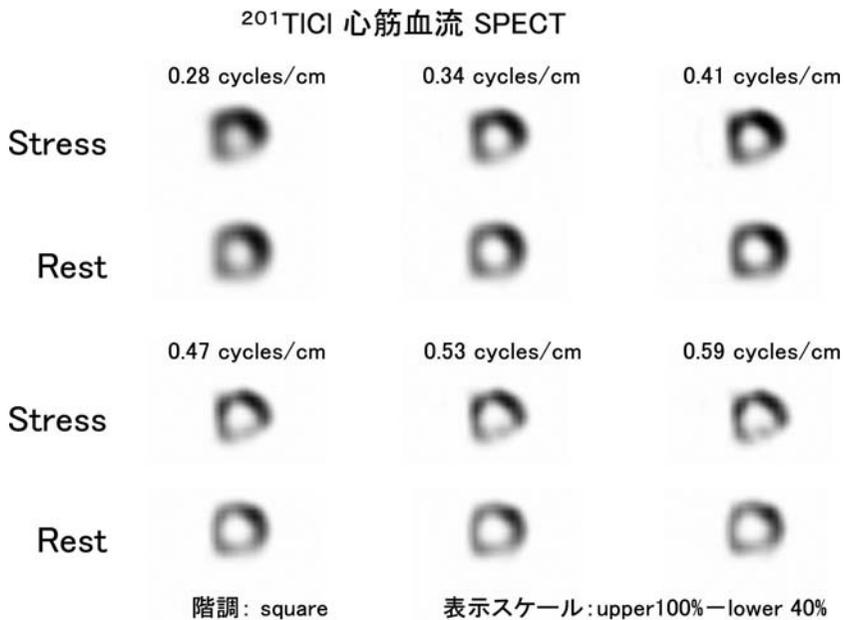


図10 Butterworth のカットオフ周波数と表示スケールの影響
(下凸 square 階調, lower 40%カット: バックグラウンドとともに右室の情報なくなる.)

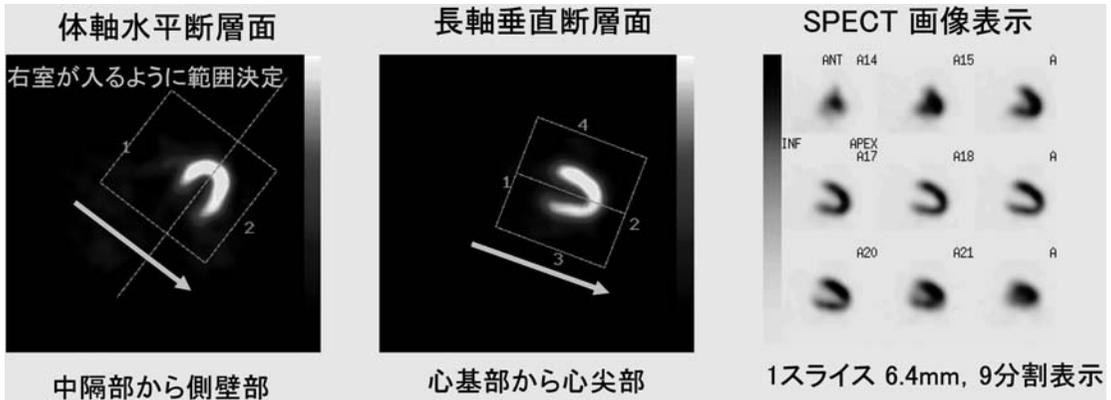


図11 心筋 SPECT の断面変換と表示方法

のスライス断面を一致させると診断が容易である。また，心筋SPECT の VLA, SA, HLA の画像は，それぞれの心筋最高カウントが一致するように表示する。しかし， ^{99m}Tc 心筋製剤を使用した場合で心筋外に高集積がある症例は，同一の濃度表示にならない場合があるため，それぞれ表示した画像の最高カウントが一致するように注意しなければならない。この対策として，SPECT の画像再構成で心筋外高集積を再構成範囲から除外する方法¹⁰⁾，心筋部の最高カウントを超えるカウントをトランケーション処理する方法¹¹⁾などが有効である。

3-8. まとめ

心筋 SPECT 収集は心筋カウントが最も重要であり，収集時間や投与量を調整して1ピクセルあたり100カウントを目標にする。心筋 SPECT 処理は，SPECT 装置の収集カウントと分解能を考慮して前処理フィルタを設定するため，十分な心筋カウントが得られなければ分解能の良い画像は作成できない。また，画像のアーチファクト低減や分解能向上には，被検者の固定や SPECT の回転半径を小さくすることが効果的である。心筋 SPECT の質は，プロジェクションデータで決定されるため，収集したデータが悪ければ再構成画像が劣化することは言うまでもない。ただし，心筋 SPECT は，現在のところ精度の高い散乱および減弱補正は困難であり，虚血や viability の評価が正確に行える階調，表示スケール，最高濃度を設定することで心筋 SPECT の正確な診断が行え

ると考えられる。

（長木）

参考文献（心筋 SPECT 編）

- 1) 中田智明，近森大志郎編：症例から学ぶ ACC/AHA/ASNC の心臓核医学検査ガイドライン。メジカルセンス，東京，2004
- 2) 柏倉健一，小林秀樹，百瀬 満，他：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
- 3) 横野重喜，齋藤暢彦，浜口義昭：運動負荷心筋 SPECT の upward creep によるアーチファクトの検討。日放技学誌，**53**(5)：573-577，1997
- 4) Munch G, Neverve J, Matsunari I, et al.: Myocardial Technetium-99m-Tetrofosmin and Technetium-99m-Sestamibi Kinetics in Normal Subjects and Patients with Coronary Artery Disease. J Nucl Med, **38**：428-432，1997
- 5) 橋本 順，久保敦司，中村佳代子，他： ^{99m}Tc -tetrofosmin 同日2回投与方法における検査プロトコルの検討。核医学，**30**：1191-1201，1993
- 6) 日本核医学会平成13年度ワーキンググループ：本邦における gated SPECT の使用状況。核医学，**40**：205-212，2003
- 7) 村上 剛，他：Gated SPECT を用いた新機能解析法の有用性。日放技学誌，**60**(3)：327-349，2004
- 8) 日本核医学技術学会核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ：核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告。核医学技術，**24**：95-118，2004
- 9) 日本アイソトープ協会医学・薬学部核医学イメージング規格化専門委員会：ガンマカメラによるデジタル画像の表示・記録に関する指針。Radioisotops, **43**(1)：34-40，1994

- 10) 高木昭浩, 岡田和弘, 浦田譲治, 他: ^{99m}Tc 心筋血流製剤を用いた SPECT 撮像における肝の高集積が心筋に及ぼす影響の軽減—マスク処理法の有用性と問題点—. 核医学, **36**: 445-465, 1999
- 11) Funahashi M, Shimonagata T, Mihara K, et al.: Application of pixel truncation to reduce intensity artifacts in myocardial SPECT imaging with Tc-99m tetrofosmin. J Nucl Cardiology, **9**(6): 622-631, 2002

4. 骨シンチグラフィ編

骨シンチグラフィは悪性腫瘍の骨転移, 原発性骨腫瘍, 疲労骨折, 代謝性骨疾患, 骨髄炎および骨壊死等の検索などを主目的に, 本邦において最も多く施行されている核医学検査である。現在国内においてはほぼ100%の施設において全身スキュンが施行されている¹⁾。しかしながら, その撮像条件の多くが経験則によるものであり, また追加検査となる SPECT やスタチック撮像の是非については明確な基準が存在しない。つまり EBM に基づいた検査が施行されていないのが現状である。ガン対策基本法が施行された今日, この膨大な数の骨シンチグラフィを標準化することは我々に課せられた重大な課題である。骨シンチ

グラフィにおいては, 撮像も処理も割合単純であるがゆえに, 残念ながらこれまで明確な指針は示されていない。

本章では一般的な骨シンチグラフィの基準画像, その撮像に要する収集・処理・表示条件およびそのポイントについて述べる。ここに示す指針がエビデンスとなり, 今後骨シンチグラフィ標準化の基礎となることを想定した。

4-1. 基準画像撮像の使用装置と撮像条件

現在導入されているガンマカメラ装置の7割は2検出器型であり¹⁾, 骨シンチグラフィにおいても広く用いられているものとする。従って, 本章においても対向2検出器型ガンマカメラ装置を使用することを前提に記述する。

一方, コリメータは LEHR 高分解能型を標準装備するガンマカメラ装置が多く¹⁾, 骨シンチグラフィに用いられることが一般的である。骨シンチグラフィは比較的投与量も多く, 高い計数率が得られる検査であり, また高分解能を求められる検査であることより, 本章においても 140 keV ガンマ線に適した LEHR コリメータの使用を前提とする。しかし, LEHR 相当のコリメータを所有していない施設では LEGP 汎用型を使用すること

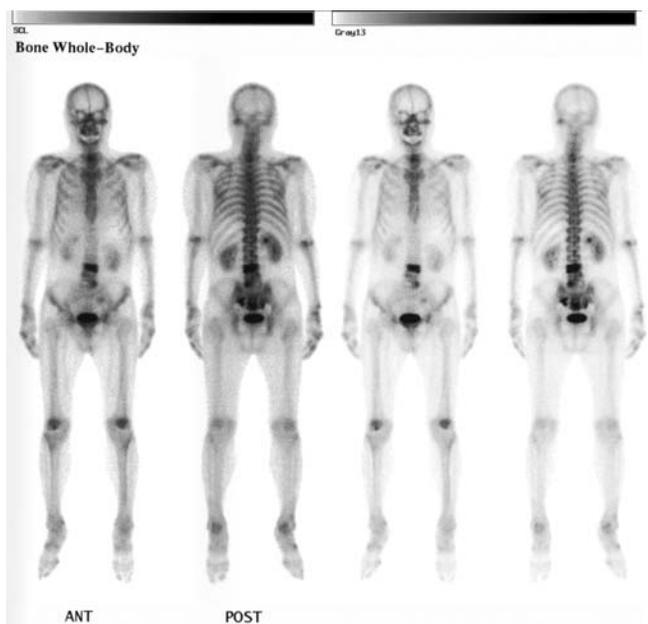


図1 全身スキュン標準画像
(腰椎3番と仙骨に異常集積. 直線階調を基準に2画像にて表示)

で実質的に問題はない。

基準画像として全身画像を図1に，SPECTのトランスアキシャル画像と coronal 画像を図2に提示するとともに，その撮像条件を表1に記載した。エネルギーウィンドウは光電ピーク 140 keV

±10% を基準とした。自施設のガンマカメラの性能やコリメータの選択，スループット等の諸条件に合わせて変更することは可能であるが，骨シンチグラフィは一日の検査数も多くまた，^{99m}Tcの半減期が6時間と短いことより，1検査30分程

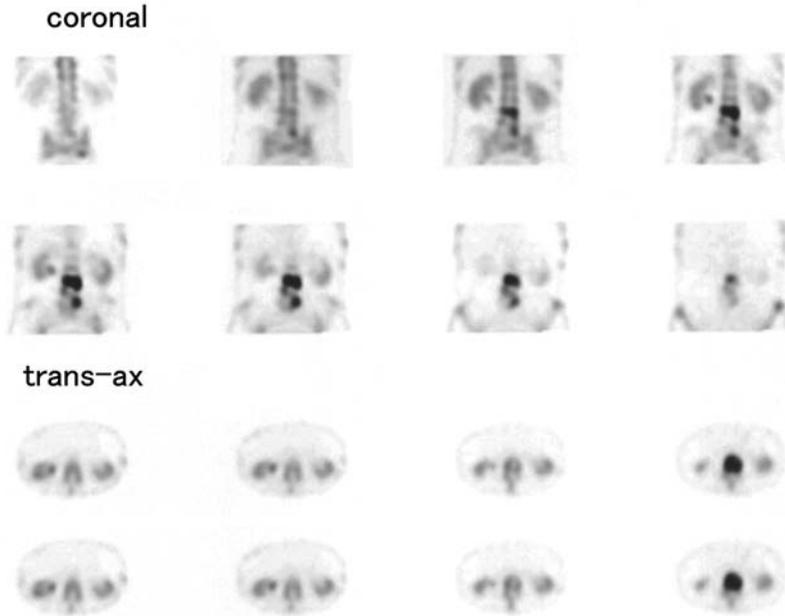


図2 SPECT 標準画像
(図1の全身スキャンと同一症例。腰椎の集積は椎体であることが分かる。square 階調表示)

表1 基準画像の撮像条件表

収集モード	Whole-Body	SPECT
薬 剤	^{99m} Tc-HMDP	
使用装置	対向2検出器型デジタルガンマカメラ	
投与量	740 MBq	
撮像開始時間	投与後3時間	
コリメータ	LEHR	
エネルギーウィンドウ	140 keV ± 10%	
収集モード	—	continuous
収集時間	約15分	10 sec/step
収集速度	15 cm/min	—
収集角度	—	6度
プロジェクション数	—	60 views (30 steps)
マトリクス	256 × 1024	128 × 128
拡大収集	なし	なし
ピクセルサイズ (mm)	2.18	4.67
前処理フィルタ	—	Butterworth
(order・cutoff 周波数)	—	8.0, 0.86 cycles/cm
再構成法	—	OSEM
Subset・iteration	—	6・5
減弱補正方法と μ 値	—	検討せず
散乱線補正の有無	—	検討せず

度の予約枠で検査されることが一般的である。したがって、30分という時間を全身スキャンに15分程度使用し、残った15分でスタチック撮像をするのか、SPECTを実施するのか、このあたりをどのように計画するかによって病変の検出能が左右されることを肝に銘じるべきである。以下本章において詳細を述べる。

4-2. 前処置・放射性医薬品・投与

現在、主たる骨シンチグラフィ製剤は ^{99m}Tc -MDP および ^{99m}Tc -HMDP の2種類あるが、効能についての有意差は認めない。しかし、血中クリアランスが若干異なるため、投与から撮像開始までの時間によっては骨-バックグラウンド比に差が生じることがある。薬剤の添付文書によるとHMDPは投与2時間後から撮像可能である。透析患者や高齢者の腎機能が低下した症例では、排泄率が低下しバックグラウンドの高い画像になることがあるので投与3時間以降に撮像する方がよい。施設における投与から撮像のタイミングを常に一定にするなど、検査プロトコルに注意を要する。

今回提示した基準画像は740 MBqを投与したものである。各種アンケート結果¹⁻³⁾によると740 MBqを投与する施設が最も多いが、555 MBqを投与する施設も決して少なくない。本来検査時間や装置の感度・分解能なども考慮しつつ、被検者の体重を参考に投与量を決定することが望ましいが、厳密な基準は提示されていない。有機ヨード系造影剤の投与と近い時間に骨シンチグラフィ製剤を投与すると、まれに骨への集積が阻害されることが報告されているため⁴⁾、少なくとも骨シンチグラフィ製剤投与後1時間は、有機ヨード系造影剤の投与(DIPや造影CTなど)は避けることが肝要である。

前処置は、検査直前の排尿と血中クリアランス

を高めるための投与後の水分摂取を指導することである。特に排尿に関しては、不完全なままで撮像してしまうことは骨盤部の所見の見落としに直結することを認識する。これ以外にも衣服の汚染などは偽画像形成のピットホールとなるため、被検者への説明は充分に行う。また、陽性の偽画像以外にも金属製のボタン、ベルトのバックルなど着衣や装飾品は陰性の偽画像となる。

4-3. 全身スキャン

(1) 収集のポイント

全身スキャンのポジショニングは左右対称に撮像することが基本である。頭部、手指、足指等の対称性と体幹部のローテーションがないことがポイントである。可能であれば手指を伸ばし掌を下に向けることで現在のガンマカメラは指を分解できる。骨転移は非対称性の集積パターンを示す特徴があるので、これを見逃さないことが最大目的である。常に同じポジショニングを心がけることによるフォローアップ時の再現性が確保される。また、頭部にスポンジを置く、対幹部や足指をベルトで固定する等、長時間のスキャン中に体動を生じないように注意する。

画質を決定付ける重要な因子は、カウントと分解能であるが、装置やコリメータの性能に依存する。しかし、カウントは投与量(体格や年齢に依存)、撮像開始時間(減衰の程度)やスキャン速度の調整等により増やすことは可能であり、分解能は最近接収集を行うことにより劣化を防ぐことはできる。撮像の際にはこれらの因子すべてが複合して画質に影響することを再確認すべきである。図3に被検者-コリメータ間距離を変化させた場合の胸部画像を提示する。また、現在のガンマカメラでは赤外線による自動近接機構やプレスキャンによる近接収集が可能になっている。

スキャン速度に関しては、視覚的にスタチック

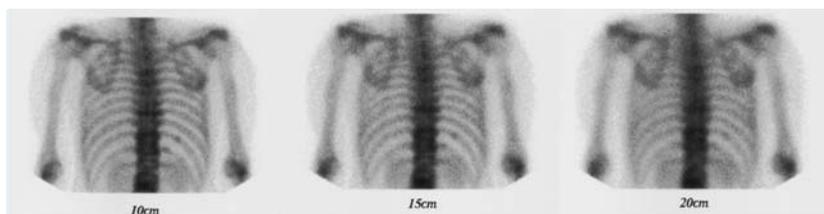


図3 被検者-コリメータ間距離による画質の違い(後面像:左より10, 15, 20 cm)

像と同等という概念から 10~15 cm/min とすべきであるとの指針⁵⁾が発表されており, 骨シンチグラフィの全身スキャンもこの速度に準じて設定することが望ましい. マトリクスは256×1024が一般的である.

(2) 処理のポイント

核医学検査の画像は, その画像の最高カウントのピクセル値を256階調の100%として相対表示する. 全身スキャンでは特に膀胱部の高カウント部を100%とするため, 本来描出されるべき骨の濃度が低く抑えられてしまうことが多い. 膀胱部の残尿により骨の濃度は様々に大きく変化し, 視覚的に upper level を下げて調節することは, 術者間での誤差要因となっている. そこで, 骨の正常集積部 (骨密度が高く, 減弱の影響を受けにくい後面像の胸椎部とすることが一般的) に矩形のROIを設定し, その最高カウントを100%表示することにより骨以上のオーバーカウントをトランケーションする方法が推奨される. 全身スキャンにおけるこの方法を図4に示す. ただし, 残尿が多い場合は排尿を指示することが先決であるし, ROI設定部に多発性骨転移が存在する場合や

Super Bone Scan の症例では上手くいかないこともある.

(3) 表示のポイント

骨シンチグラフィは高カウント部から低カウント部にわたるレンジの広い画像を扱うため, 表示の際には脊椎や骨盤等の中枢骨 (高カウント部) にあわせた表示と, 末梢骨や軟部組織 (低カウント部) を見やすくするための表示の2種類の画像を表示する. 2種類の画像表示は, 階調や濃度を術者によらず常に一定にするための規則性を確立することが重要である.

処理のポイントで述べたトランケーション処理を行った後, 直線階調 (linear) の0~100%基準画像と upper level をたとえば70%に下げて濃度を濃くした画像 (図5), 直線階調 (linear) の0~100%基準画像とたとえば上凸の log 階調の画像 (図6) 等, 明らかにメリハリを付けた2画像を表示する. ただし, 直線階調の0~100%画像があくまでも基本であることは, 骨シンチグラフィの診断基準が集積の高低を濃度の濃淡として linear に表示することにより修飾されることなく表現できるからに他ならない. また, lower level

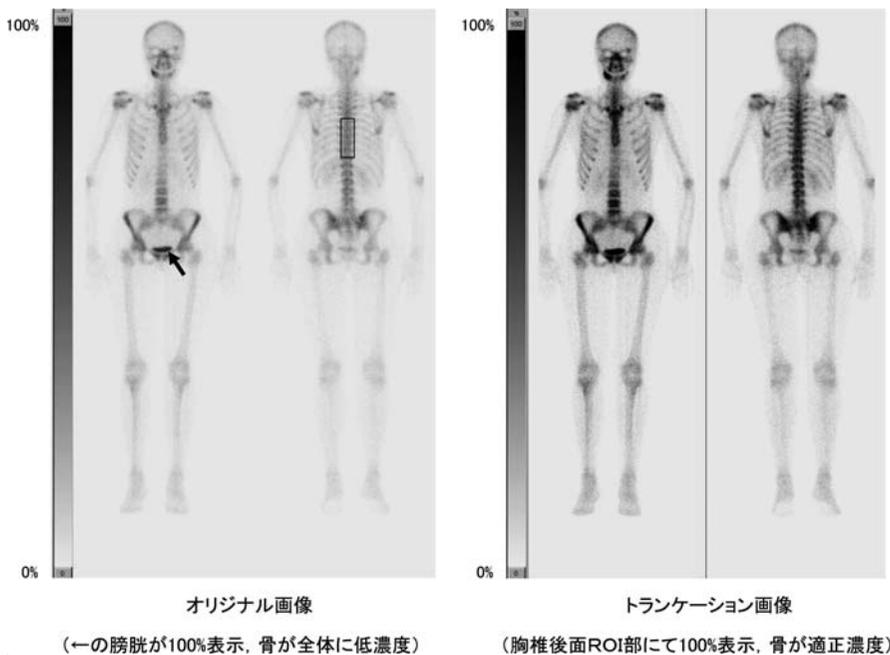
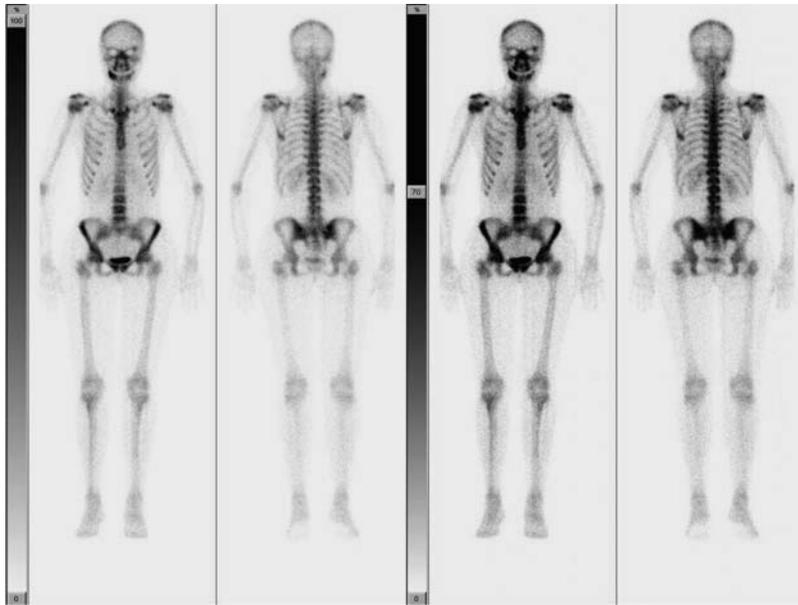


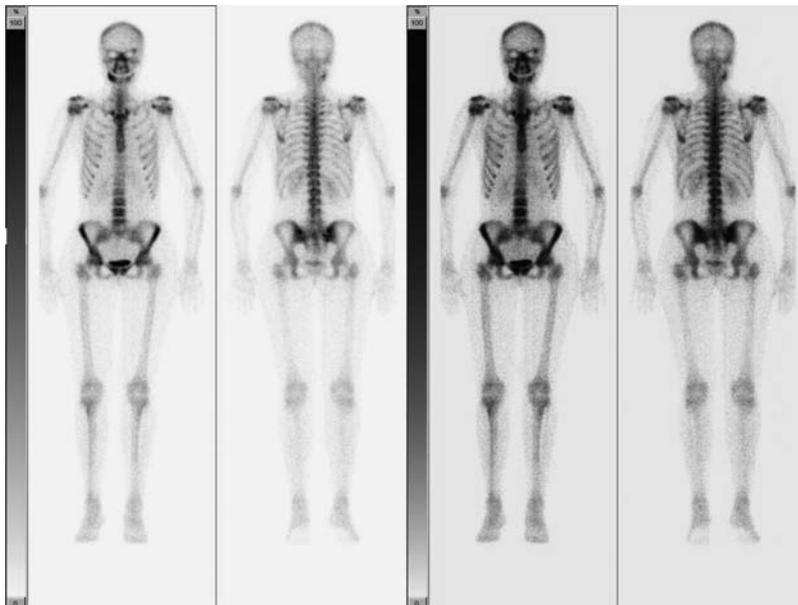
図4 全身スキャンにおける一般的なトランケーション処理 (処理方法の詳細は機器メーカーにより若干異なる)



トランケーション処理後
直線階調 0-100%表示

トランケーション処理後
直線階調 0-70%表示

図5 2画像表示の1例 (トランケーション後直線階調表示と upper level 70%表示)



トランケーション処理後
直線階調 0-100%表示

トランケーション処理後
上凸log階調 0-100%表示

図6 2画像表示の1例 (トランケーション後直線階調表示と上凸 log 階調表示)

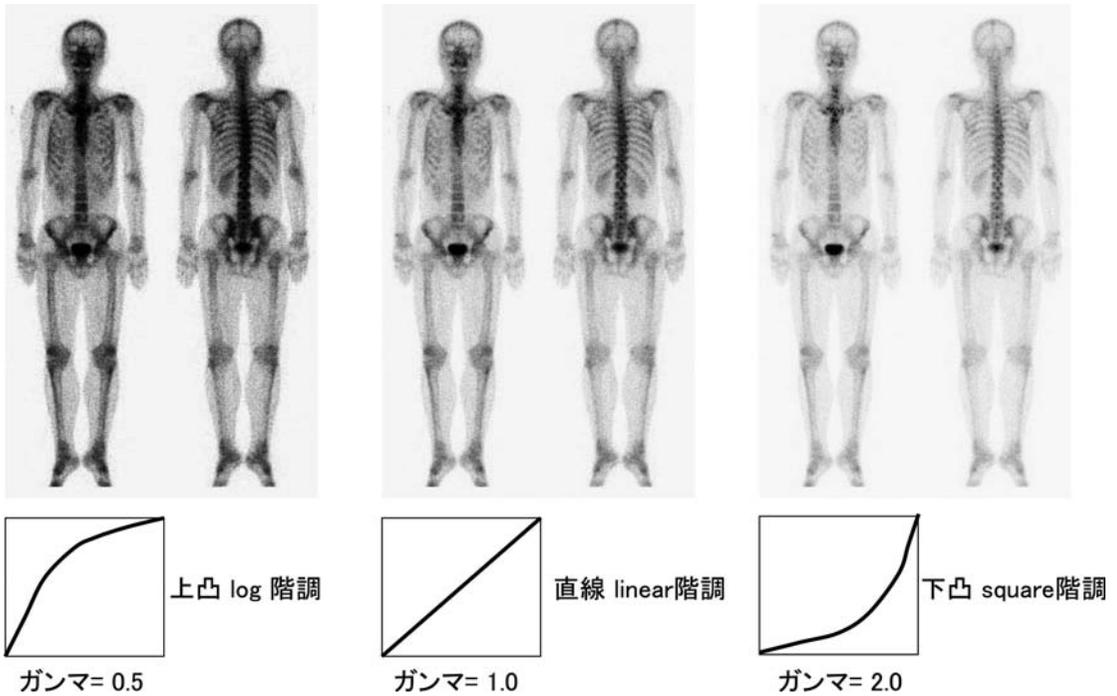


図7 階調による全身スキャン画像の変化
(直線 linear 階調を基準としてメリハリを付けた2画像目を表示すべき)

を0%で表示する意義は、軟部組織の集積の程度も診断情報として有用であると考えからである。したがって、表示の際には必ず濃度スケールと upper, lower の%値を表示し、表示されている画像の階調や濃度が正しく読影医に伝わるようにすることが大切である。参考までに階調の変化が画像に与える影響を図7に提示する。

4-4. スタチック

(1) 収集のポイント

全身スキャンでは、前後面からの情報しか得られない。頭部(頭蓋, 頭蓋低, 鼻腔), 胸部(胸骨, 肋骨, 胸椎), 骨盤(恥骨, 仙骨)などは立体的な構造をしており深さ方向の情報が重要である。そこで、前後面からだけでは見え難い骨の描出の際に、方向を変えた追加情報を得る必要がある。頭部では両側面像, 胸部・骨盤では両斜位像が有効となろう。四肢では拡大スタチック収集が有効である。スキャン速度を15 cm/min程度で収集した後の追加収集としては、いくら時間をかけて美しい前後方向のスタチック収集をしても、方向を変えた情報を得ることはできない。

撮像条件は文献によって様々であるが各種資料^{1,6,7)}を勘案すると、収集拡大率は1.0~1.5倍(四肢ではさらに拡大), 256×256マトリクスで500 kcounts, 512×512マトリクスで1000 kcountsを目安として、タイマーで制御する。740 MBq投与で約2~5分間の撮像になる。また、分解能を劣化しないために近接収集も重要である。

(2) 処理のポイント

追加収集として病変部が明らかに診断できるように処理することが必要である。視野内に膀胱・注射漏れ等の異常所見とは異なる強い集積がある場合には、全身スキャンと同様に骨に最高カウントが来るようにトランケーション処理を行うことが必要になる。

(3) 表示のポイント

全身スキャンでは観察できなかった方向からの情報がしっかり反映される様に、所見の濃度が適正濃度になる様に表示する。また、表示サイズは微細な構造が表現できるように512マトリクスを使用する。

4-5. SPECT

(1) 収集のポイント

スタチック収集でも述べたが、頭部（頭蓋、頭蓋低、鼻腔）、胸部（胸骨、肋骨、胸椎）、骨盤（恥骨、仙骨）などは立体的な構造をしており深さ方向の情報が重要であることより、SEPCTに置き換えることができる。さらに椎体の骨転移部の同定には SPECT が有効である⁸⁾。また、SPECT はスタチックに比べてコントラスト分解能が向上すること、MIP 処理によりコントラスト分解能を維持したままプロジェクション方向から見た多方向の平面画像を作成できるなどの利点がある一方、分解能では劣るという欠点もある。

1 回 SPECT の撮像条件は、マトリクス128×128、収集拡大率1.0倍、連続回転で360度収集を行う。上記の収集条件にて得られる分解能を考慮するとプロジェクション数は60程度、ピクセルサイズは5 mm 前後でよいと考える。他の SPECT と異なり骨シンチグラフィは割合投与量の多い検査であり、投与量の約50%は骨に集積するので、収集時間は10 sec/step（約5分間）程度で充分満足できる画像が得られると考える⁹⁾。分解能をこれ以上劣化させないためには、近接収集とベルト等による固定は重要である。全身スキャンにて追加撮像部位を確認し、スタチックよりも SPECT を選択する方が有効であると判断した場合に実施する。骨 SPECT の役割は病的集積の部位、広がり、集積の程度等に基づいて、良悪性の鑑別を確定することにある。スタチック収集の2方向に費やすのと同等の時間で SPECT 収集できるようにプロトコルを設定すべきであり、闇雲に収集時間を長くして美しい画像を得ることで情報量が増えるという考えは捨てるべきである⁹⁾。全身スキャンに SPECT を加えた総検査時間30分で、どれだけの情報量がプラスされるのかを考える必要がある。

骨における全身 SPECT（2 回以上の連続 SPECT）は検査にかかる負担に見合った情報が得られるという根拠に乏しい。しかし、全身 SPECT を否定するものではない。MIP 処理された画像は画像コントラストの改善が著しい。ただし、骨シンチグラフィの場合、全身 SPECT の MIP 像だけで確定診断を下すことは危険であり、

あくまでも全身スキャンの追加収集と考えるべきである。

なお、散乱補正や減弱補正は一般的には実施しない。

(2) 処理のポイント

骨 SPECT は高集積部位を含めた撮像がほとんどであり、FBP 再構成ではストリークアーチファクトの原因となる。可能であれば再構成は OSEM を使用することが望ましい。前処理フィルタは Butterworth で問題なく、カットオフ周波数の設定に細心の注意を払う。OSEM は特に定まったサブセット数、イタレーション回数はないが、サブセットごとに10プロジェクションデータ程度でサブセット数を設定し、イタレーション回数を5回以上に設定することを推奨したい。データの更新回数はサブセット数×イタレーション回数で決まるが、サブセットごとのプロジェクションデータ数を極端に少なくしてサブセット数を大きくし更新回数を稼ぐよりも、イタレーション回数を増やすべきである。たとえば、60方向のプロジェクションではサブセット6、イタレーション5～6程度が一般的である。骨盤部の SPECT 再構成を FBP と OSEM にて比較処理した画像（図8）を参照されたい。

膀胱の排泄不良、腕の注射もれ等の場合には OSEM 再構成が特に有効である。一方、現時点で OSEM 処理ができない施設では、骨の最高カウントを上回る骨外高集積のカウントをプロジェクトデータにてトランケーション処理を実施した後に FBP で処理することにより、OSEM に近い画像を得ることはできるが、低カウント部の S/N 向上に対する効果は少ない。

(3) 表示のポイント

骨 SPECT の場合も他の SPECT と同様に下凸の二乗曲線階調 (square) とすることがあるが、部位の同定を容易にするには、骨以外の軟部組織の描出をある程度残した表示が望まれる。直線階調にて lower level を5～10%カットするかまたは、弱い下凸の square とすることが妥当である。MIP 像を追加作成することにより多方向からの集積の広がりを診断することができるが、正確な集積部位の位置情報を得るには必ず SPECT 像とともに表示する。SPECT 表示の方向はトランス

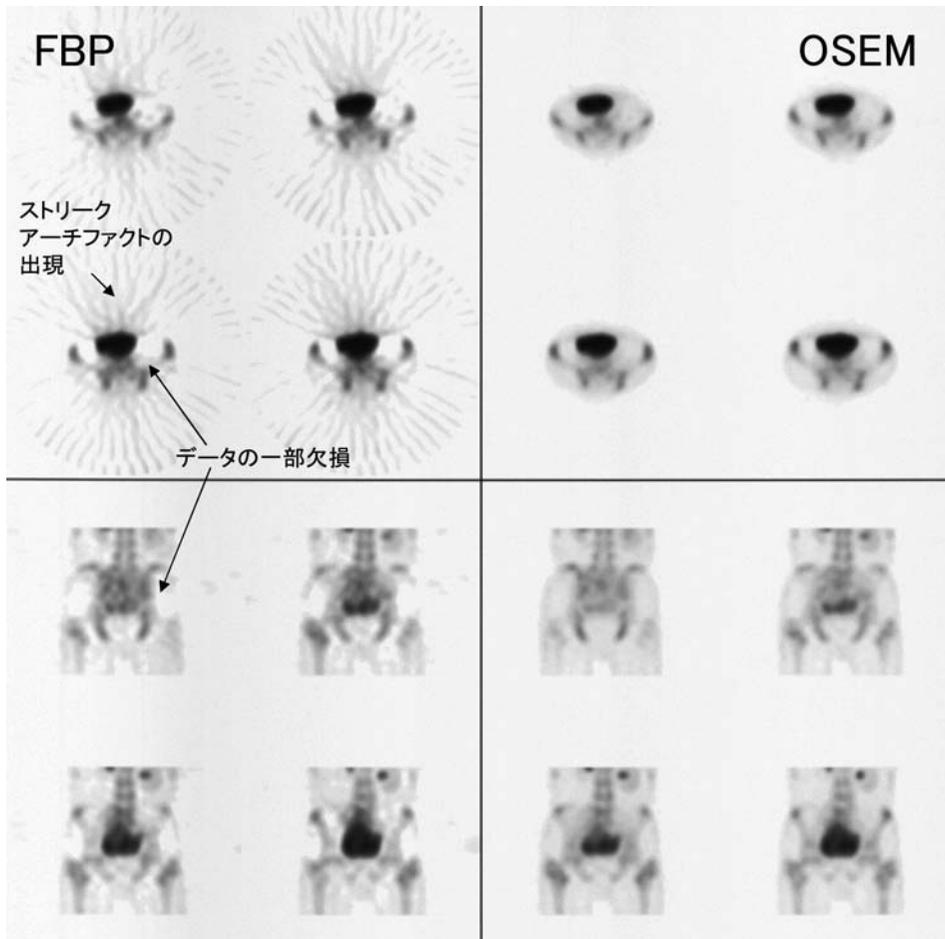


図8 骨盤部 SPECT の FBP と OSEM の比較
(trans-ax 画像と coronal 画像, OSEM 処理条件 : 60方向, subset 6, iteration 5)

アキシャル画像とコロナル画像を基本とするが、脊椎のサジタル画像を追加することもある。MIP 表示は 8 方向が一般的である。腰椎に異常集積がある症例のコロナル画像とトランスアキシャル画像を図 9 に示す。また、トランスアキシャル画像のみ表示階調の違いも提示する。

4-6. まとめ

現状では骨シンチグラフィの目的のほとんどは全身スキャンでまかなえる。スタチックおよび SPECT, MIP は診断精度を向上するための追加手段と考えるのが妥当である。逆に全身 SPECT から作成した MIP 像のみで読影することは位置情報の不足などのマイナス要因があり全く推奨できない。しかしながら、決して SEPCT を否定するものではなく、脊椎等への集積があった場合に

は逆に積極的に SPECT を追加していただきたい。トランスアキシャル像で脊椎への集積の良悪鑑別が可能である⁸⁾。全身スキャンにて単に脊椎に異常集積があるというコメントのみで依頼医師にレポートした場合、X線単純撮影や MRI 検査を追加依頼することになり、骨シンチグラフィの検査意義が損なわれる結果となる。適切な斜位スタチック撮像や SPECT を実施することにより骨シンチグラフィの付加価値を高め、エビデンス策定につながると考える。

全身スキャン画質の最も重要なポイントはスキャン速度と近接収集である。スキャン速度に関してはスタチックと同等という意味で 10~15 cm/min という指針⁵⁾があるが、その他の要素は特に定まったものはないのが現状である。しか

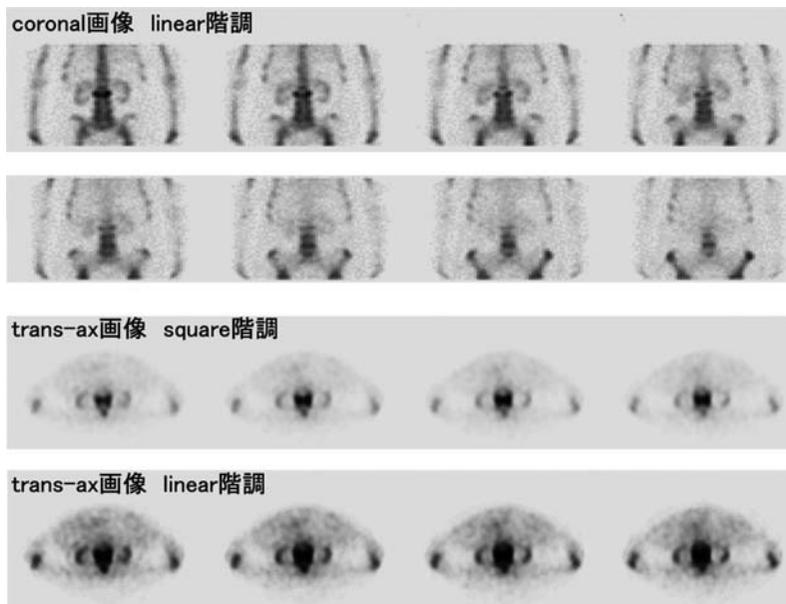


図9 腰椎部 SPECT 画像の症例
(coronal 画像と表示階調を変化させた trans-ax 画像：階調の違いにより高集積部や軟部の描出が異なる)

し、現実の臨床現場では日々多くの検査をこなす、長時間体を動かさずに検査できる被検者ばかりとは限らない。スタチックの分割撮像やスキャン速度を早くした全身スキャンをせざるを得ない場合もある。症例ごとに投与量、スキャン速度（収集カウント）、近接収集（分解能）、適切なコリメータ（分解能と感度）等を考慮して、核医学検査の基本をしっかりと実行することが大切である。

全検査時間を30分とした場合、15分程度の全身スキャン+前後方向以外のスタチック追加または+1回（可能であれば2回）の SPECT 追加、このあたりが現実的なプロトコルと考える。スタチックを優先して前後方向も撮像するために全身スキャンの速度を極端に早くするという施設も存在するが、本末転倒と言わざるを得ない。もちろん30分以上の検査時間が得られる施設では、全身スキャン+複数回のスタチック+複数回の SPECT も可能であろうが、本当に診断能が向上するのか、被検者に苦痛を強いているのではないかな等の再検討をお願いしたい。診断医師の好みや偏った意見に左右されることなく、本章で述べてきた内容を最低限実践することが骨シンチグラ

フィ撮像のガイドラインとなる。

(川淵)

参考文献（骨シンチグラフィ編）

- 1) 日本核医学技術学会核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ：核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術, **24** : 95-118, 2004
- 2) 渡辺 浩：放射線診療における線量低減目標値 核医学. 日本放射線技師会雑誌, **54** : 502-514, 2007
- 3) 木田哲生：主要核医学検査の収集・再構成パラメータの標準化に向けての調査報告. 京滋 RI 検査を語る会記録集, **12** : 5-8, 2003
- 4) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会 放射性医薬品専門委員会：薬による放射性医薬品の体内挙動の変化について. Radioisotopes, **56** : 33-46, 2007
- 5) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング・検査技術専門委員会：全身イメージングにおける適正スキャン速度に関する指針. Radioisotopes, **51** : 272-284, 2002
- 6) 野村悦司：骨シンチグラフィの技術的基礎. 第3回 NMTc 記録集
- 7) 野末一司：撮像技術に関する意見交換. 第37回静岡県核医学談話会資料
- 8) 小須田茂, 新井真二, 横山久朗：骨 SPECT による脊椎骨転移と変形性脊椎症の鑑別診断—集積分布パ

ターンによる解析一. 核医学, 31: 613-618, 1994

- 9) 日本放射線技術学会核医学分科会編: 放射線医療技術学叢書 (19), SPECT 画像技術の基礎. 94-97, 2002

5. ガリウムシンチグラフィ編

クエン酸ガリウムは長い間、腫瘍検出・炎症疾患評価製剤として使用されてきた。今日¹⁸F-FDG-PET の普及により、ガリウムの腫瘍イメージング製剤としての必要性が若干薄れつつある。しかし、現実問題としては PET 装置稼動施設以外では今後もガリウムでの腫瘍・炎症シンチグラフィの施行は続くであろうし、PET 装置稼動施設においても一部のガリウム親和性疾患については検査の施行はあると考えられる。

しかし、現在本邦で施行されているガリウムシンチグラフィは、撮像の大半は全身スキャンのみである¹⁾。この画像をもってしてガリウムシンチグラフィだとすることは、現在の技術水準においては到底容認することができない。臨床の現場に置いて SPECT が施行されないことは、ガリウムシンチグラフィに正当な評価を与えないばかりか、本来得ることが出来るはずの臨床データを見

逃してしまう可能性がある。今回提示する諸条件を自施設の装置では出来ないという論調は、現在の医療環境において被検者の利益に反することであり到底認められない。確かにガリウムシンチグラフィ撮像に関してのエビデンスは皆無に等しい。だからこそ本章においては、今後確かなエビデンスを策定していく上においての指標となるべくガリウムシンチグラフィの基準画像を提示し、その撮像・処理・表示方法のポイントを述べ、EBM に基づいたガリウムシンチグラフィの方向性・可能性について述べる。

5-1. 基準画像撮像の装置と撮像条件

基準画像の使用装置等は骨シンチグラフィと同じである。図 1, 2, 3 に同一被検者の基準画像および表 1 に撮像条件を示す。ガリウムシンチグラフィでは SPECT の有用性が以前より指摘^{2, 3)}されているところであるから、図 3 に全身 SPECT の基準画像も提示する。

コリメータは中エネルギー型を使用する。⁶⁷Ga には複数のガンマ線エネルギーピークが存在するが、使用するエネルギーピークは普通 93, 185, 300 keV の 3 ピークである。このような高エネルギーのガンマ線を持つ核種であれば、ペネ

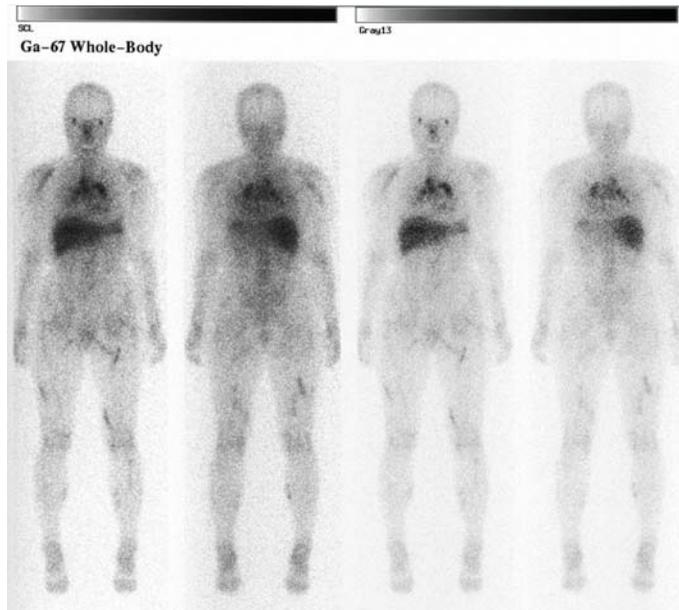


図 1 全身スキャンの標準画像
(症例は全身性サルコイドーシスである。左右対称に表示、2種類の濃度の画像を出力する。)

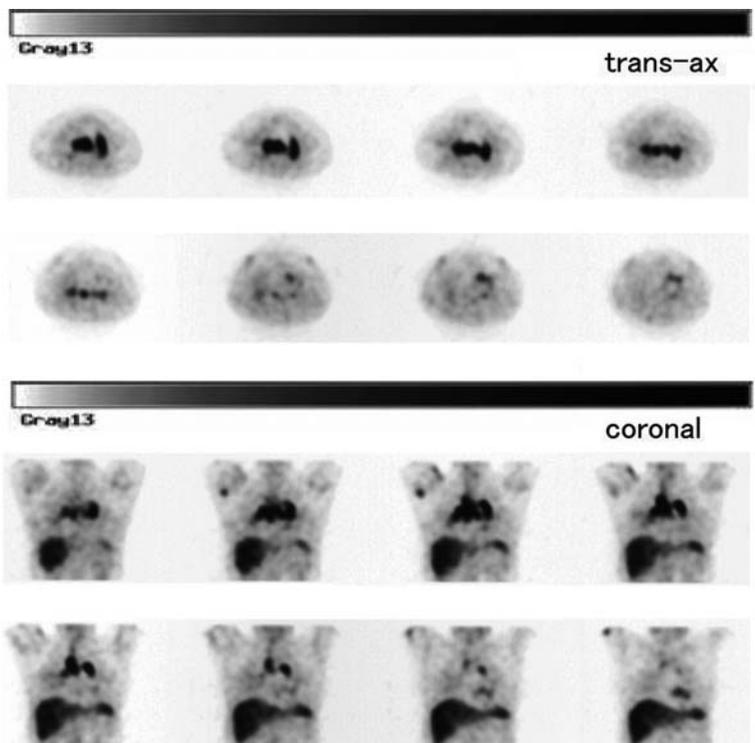


図 2 SPECT の標準画像

(図 1 と同一症例. 上段が trans-ax, 下段が coronal の画像である. 必ず同時に 2 方向以上の画像を出力し位置情報を持たせること)

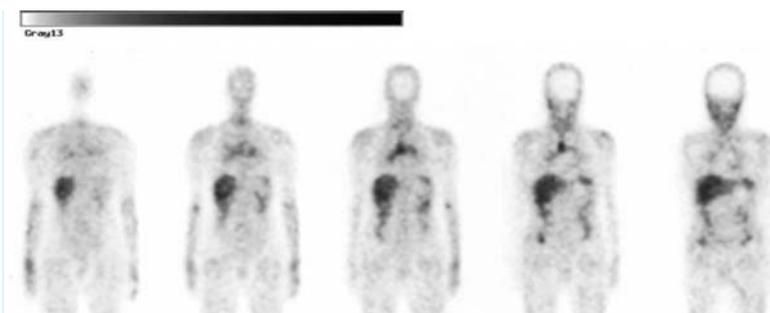


図 3 全身 SPECT coronal image の標準画像

(図 1, 2 と同一症例. 一般的には他の SPECT と同様に square 階調で出力)

トレーションを抑えるために中エネルギー型コリメータを選択すべきである。コリメータ特性は機種によって異なるが、参考までに島津製作所 PRISM 2000XP における中エネルギー汎用コリメータと低エネルギー高分解能コリメータでの ^{67}Ga からのガンマ線エネルギースペクトルを図 4 に示す。低エネルギーコリメータではガンマ線がつきぬけてしまっているのがよくわかる。ま

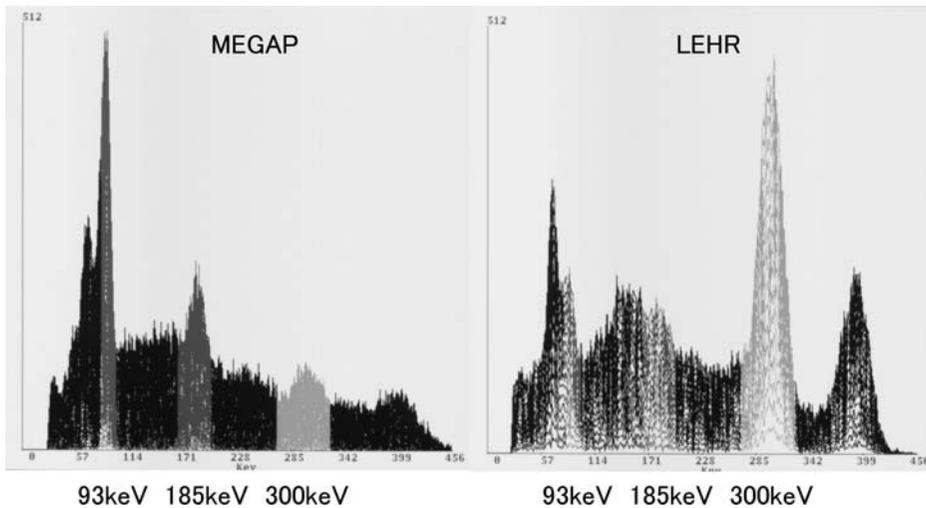
た、300 keV のピークの使用については、コリメータの性能や散乱補正の使用などの理由により使用しない場合もあるが特に基準はない。

ガリウムシンチグラフィの画像には散乱線成分が多く含まれており、TEW 法等の散乱補正を行うことが出来る装置については必ず補正を行う⁴⁾。

検査時間に関しては、各施設の環境、被検者の

表 1 基準画像の撮像条件表

収集モード	Whole-Body	SPECT	Whole-body SPECT
薬剤	^{67}Ga -Citrate		
使用装置	対向 2 検出器型デジタルガンマカメラ		
投与量	111 MBq		
撮像開始時間	投与後48時間		
コリメータ	MEGAP		
エネルギーウィンドウ	90, 185, 300 keV \pm 10%		
収集モード	—	continuous	continuous
収集時間	約20分	10分	10分 \times 3pass
収集速度	10 cm/min	—	—
収集角度	—	6 度	6 度
プロジェクション数	—	60 views	60 views
マトリクス	256 \times 1024	128 \times 128	128 \times 128
拡大収集	なし	なし	なし
ピクセルサイズ (mm)	2.18	4.67	2.98
前処理フィルタ	—	Butterworth	Butterworth
(order・cutoff 周波数)	—	8.0, 0.81 cycles/cm	8.0, 0.67 cycles/cm
再構成法	—	OSEM	OSEM
subset・iteration	—	6・5	6・5
減弱補正方法と μ 値	—	検討せず	検討せず
散乱線補正の有無	検討せず	検討せず	検討せず

図 4 ^{67}Ga のコリメータによるエネルギースペクトルの差

状態等により異なるが，被検者がその体位を保ったまま検査を受け続けることが出来るリミットが 30~40分程度であるということは，臨床を経験すると容易に理解できる．撮像プロトコルの決定は被検者が耐えうる検査時間を基準に設定し，その中で最適な撮像を行うべきである．

5-2. 前処置・投与・撮像開始時間

^{67}Ga -Citrate はガドリニウム造影剤により集積が阻害されたり，化学療法により異常集積が出現

したりすることなどが報告されている⁵⁾．ガリウムシンチグラフィは投与と撮像の間隔が 2~3 日間と長く，その間に核医学検査部門では把握しきれない集積阻害・集積異常に関わる要因が発生することがあり得るため，他の医療スタッフと十分な意思疎通を図る必要がある．

下剤投与や浣腸の前処置不全の場合，腹部の集積が腸管なのか，病変なのかの鑑別が困難であり，全身検索という目的完遂のためにも確実に行

う。SPECT を施行し、MIP 処理をかけると鑑別が容易になる場合もあるが、それでも前処置はしっかりと行う必要がある。

撮像開始時間はガリウム投与後48時間の施設が最も多いが、特に厳密なものではなく現実には72時間後に施行する施設も存在する。また、施行例は多くはないが炎症病巣のみを描出する目的で投与後6時間に撮像開始する場合もある。病巣とバックグラウンド濃度比が最も高くなるのが48時間を越えてからだということ踏まえて検査を施行する。比較読影のためには施設における撮像開始時間を常に一定にすることが重要である。

5-3. 全身スキャン

(1) 収集のポイント

ポジショニングについては全身スキャンの場合は骨と同様左右対称などに注意する。また、体動がないように適宜ベルトで固定する。見た目だけではなく、再現性を確保するためにも重要である。視野は大視野のガンマカメラを使用すれば、ほぼ全身(横幅)をカバーできる。

全身スキャン撮像の場合のマトリクスサイズは256×1024が一般的である。スキャン速度は日本アイソトープ協会からの指針⁶⁾が発表されており、本章においてもその指針である10 cm/minを推奨する。ただし、この推奨条件は全身スキャンのみをガリウムシンチグラフィとした場合のことであり、全身スキャンの他に必ずSPECTを追加するのであれば、15 cm/min以下であれば臨床画像としては問題ないと考える。また、被検者-コリメータ間距離は可能な限り近接させる。現在のガンマカメラでは赤外線による自動近接やプレスキャンによる近接撮像が可能になっている。

(2) 処理のポイント

肝濃度を基準に読影する専門医が多いことから、肝以外で異常な高集積を示す所見が見られる場合、または皮下への高濃度な注射漏れがあった場合には、肝濃度が低下したかのような画像に見えることがあり、その場合は骨シンチグラフィの様なトランケーション処理が必要なこともある。その際には肝のカウン트가最高濃度で出力できるように、肝臓内にROIをとり、肝の最高カウン트를計測し、その値が画像内の最高カウンとな

るようにトランケーション処理する。

体内より放出される⁶⁷Gaからのガンマ線でエネルギーウィンドウに入ってくる半分近くが散乱線であり、結果的にガリウムシンチグラフィは不鮮明な画像として表示される。したがって、散乱補正は重要であり、一般的な方法はTEW (Triple Energy Window) 法である。エネルギーウィンドウは93 keVと185 keVの2ピークを使用する。2つのエネルギーピークにそれぞれメインウィンドウとその上下にサブウィンドウを設ける。一般的にメインウィンドウは20%、サブウィンドウは7%とする。この上下のサブウィンドウ内のカウン트의高さを結びメインウィンドウ内に台形ができ、この中に入る散乱線成分のカウンートを推定して、メインウィンドウで測定されたカウンートから差し引くことにより、散乱線の影響を除外した画像を得ることができる(図5)。

(3) 表示のポイント

一般的には撮像した収集データをそのままupper level 100%-lower level 0%で表示するか、肝臓のカウン트가100%となるように表示する方法がある。最高濃度をどこに合わせるのか特に定まったものはない。全身に高集積部位が存在する場合は後者の方法が有用である。また、肝臓内に病変がある場合などはそのままでは肝内病変の描出が難しい。その場合は処理のポイントにて述べたように、肝臓内にROIを取りトランケーション処理を実施する。

ガリウムシンチグラフィにおいても骨シンチグラフィと同様に濃度表示を2種類出力することが必須である。2種類の画像は、出力時にlinear階調表示とsquare階調表示をする場合と、直線階調表示の最高濃度を調節して出力する方法がある。表示の際には必ず濃度スケラーを表示し、表示されている画像の階調や濃度が正しく読影医に伝わるようにすることが重要である。また散乱補正が行われている場合、図5に示すよう補正前および補正後の画像の提示が必要である。少なくとも散乱補正の有無の表示は必須である。

5-4. SPECT

(1) 収集のポイント

全国的にはガリウムシンチグラフィとして全身スキャンのみを施行している施設が多い¹⁾。ガリ

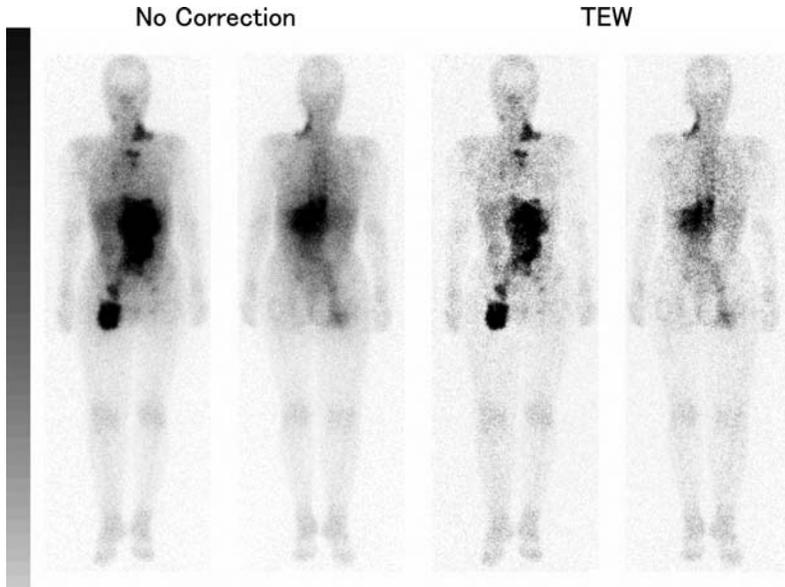


図5 MEGP コリメータを用いて TEW 法による散乱補正 (悪性リンパ種の症例. TEW 法を用いた散乱補正によりコントラストが改善)

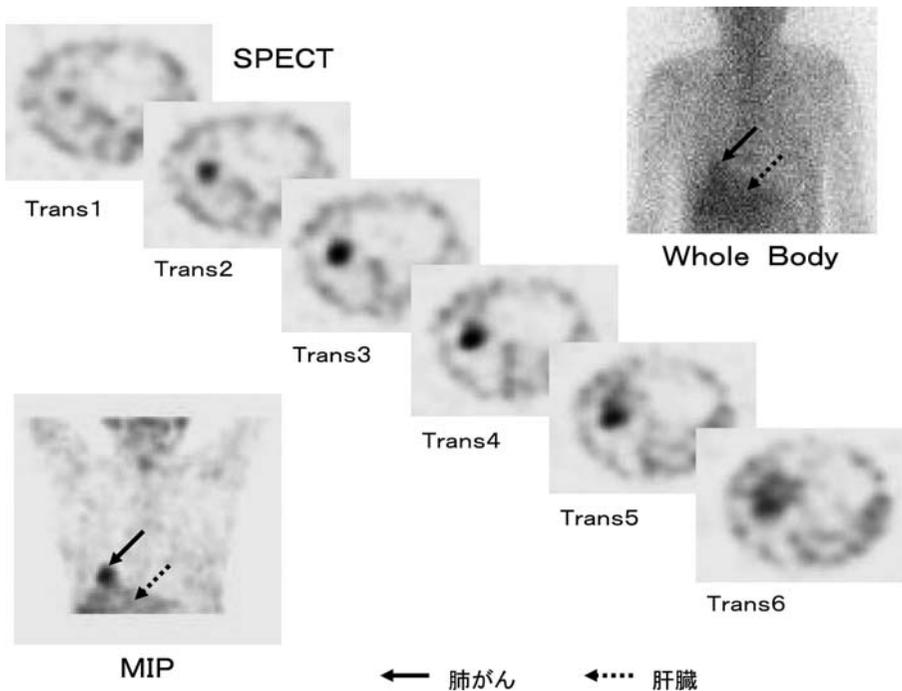


図6 右横隔膜に接した肺がん症例 (全身スキャンでは不明瞭な集積が, SPECT および MIP にてコントラストの改善により明瞭に描出)

ウムの検査に限ったことではないが、カルテ・CT・MRIなどの被検者データを参考にし、ポイントとなる箇所（例えば脳転移を疑うのであれば、頭部）のSPECTを日常的に追加することは非常に重要な事項である。ガリウムシンチグラフィは陰性像を検出することではなく、陽性像を検出する（あるいは本来あるべき集積がないという情報を得る）ことが目的であるので、積極的にSPECTを撮像することにより検出能が格段に増加する^{2,7)}。すなわちガリウムシンチグラフィにはSPECTが必須である。全身スキャン像からある程度の読影をし、SPECTを追加撮像することなど、画像のクオリティを向上させることは今後核医学専門技師が積極的に関わっていくべき専門分野の一つである。

現実的にもSPECT収集が可能な施設がほとんどであり、ガリウムシンチグラフィはSPECTがあつて始めて成立すると言っても過言ではない。骨SPECTとは異なり、図6, 7に示すようにSPECTを施行してはじめて検出できる症例も多数経験される。当然ながら施設の諸事情が許せば、全身SPECTの施行も期待する。ただし、間質性肺炎の診断の際にはスタチック像が優れてい

るとの報告⁸⁾があり、びまん性病変の場合にはSPECTだけではなく、逆に全身スキャンも必ず撮像する。つまり全身スキャンとSPECTの両者は現時点では共に必須である。

ピクセルサイズは表1より4~5mmを基準とするので、マトリクスサイズは128×128が適する。これにより、プロジェクションデータで8~10mmの分解能が得られる。ガリウムは投与量が少ないこともあり、サンプリング数があまりに多いと1方向からのカウントが減少するため60方向程度を推奨する。収集時間に関しては、メーカー推奨は1方向45秒程度⁹⁾、文献には1方向30秒の報告があるが³⁾、日常臨床においては1方向20秒で、1回のSPECT収集時間は10分程度が一般的である。

ポジショニングは胸部SPECTの場合は両手挙上が一般的である。全身SPECTであれば、全身スキャンと同じ姿勢をとるのが一般的である。

(2) 処理のポイント

アーチファクトやノイズの影響を低減させるためにも、ガリウムシンチグラフィでは再構成はOSEM法で実施すべきである。現時点では特に定まったサブセット数、イタレーション回数はな

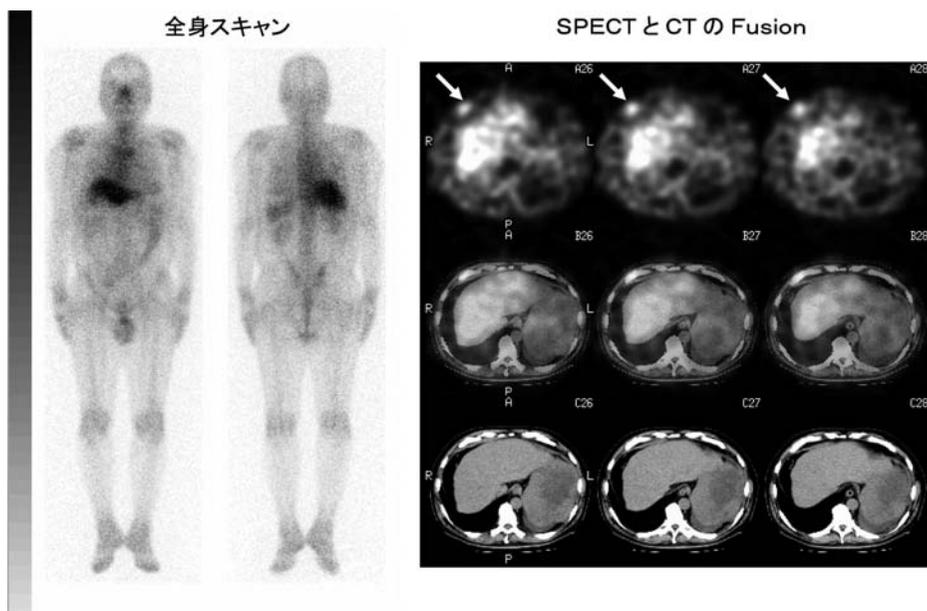


図7 悪性リンパ種の肋骨転移（SPECT画像の矢印に示す部位にガリウムの集積が認められるが、全身スキャンでは肝臓との重なりにより検出不可能である。またX線CTとフュージョンを行うことにより明確に位置が同定できる。）〈カラー掲載参照〉

MIP image

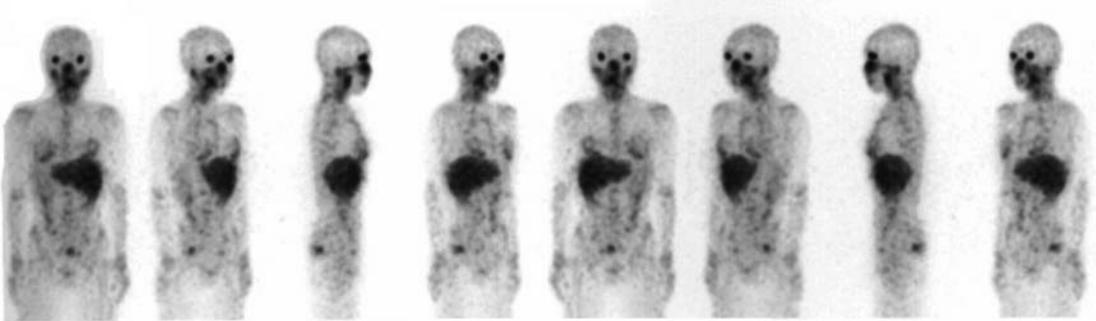


図8 全身 SPECT MIP image（本来出力数に基準はないが，8方向は必要．シネ画像が参照できればよい．）

いが，サブセットごとのデータ数が10プロジェクトン程度を下回ることはないようなサブセット数を設定し，イタレーション回数を5回以上に設定することを推奨する．OSEM が搭載されていない装置では，FBP を用いて行わざるを得ないが，ガリウムシンチグラフィでは骨シンチグラフィに比べて強いアーチファクトを引くことは少ないと考える．カットオフ周波数の設定や表示階調の工夫により診断に役立つ画像を提供することはできる．

全身 SPECT の場合，ガンマカメラメーカーにより再構成された SPECT 画像をつなぎ合わせる方法と，プロジェクトンデータをつなぎ合わせた後に再構成する方法が存在する．優劣についての報告はない．

(3) 表示のポイント

ガリウム SEPCT 表示の upper, lower level は明確な基準はない．目的の部位の濃度が正確に表示されること，目的部位-バックグラウンド比を考慮すること，施設において常に同じ濃度表示基準を設けることなどが考えられる．

全身 SPECT の表示法に関しては検査を実施する施設がまだ少なく決まったものはない．図8に示す MIP 画像は診断に有用であるから処理し表示されたい．MIP 画像をシネモードで観察できることが望ましいが，それ以外では少なくとも8方向以上の画像を表示する．

ガリウム SPECT は位置情報に乏しいため，近年 CT・MRI 画像とのフュージョンが行われている．読影精度を向上させるためにも，施設において環境が整っているのであれば，図7（カラー掲

載参照）に示すフュージョンイメージを追加作成する．

5-5. まとめ

ガリウムシンチグラフィは全身検索を最大の目的とする症例が多いことから，全身スキャン撮像は今後も重要な検査手技である．その全身スキャン撮像の最大のファクターはスキャン速度と近接収集である．これらが画質に大きく関わることを認識しながら検査を施行されたい．また，ガリウムシンチグラフィは述べてきたとおり，SEPCT を施行することにより検出能が向上することがよく知られている．しかしながら，主に施設側の諸事情により未だに SPECT の施行率は伸びてはいない．しかし，その論調はあくまで施設側の都合であり，被検者本位に立って考えれば到底認められない．

ガリウムシンチグラフィの検査の流れとしては，全身スキャン撮像後，追加撮像部位決定を行い SPECT または全身 SPECT を実施する．全検査時間は，SPECT 1ヶ所で30分，2ヶ所で40分，3ヶ所で50分，4ヶ所で60分程度を目安とする．SPECT 再構成には OSEM を使用することによりノイズの低減が可能となる．これらの条件を満たすもののみをガリウムシンチグラフィと称することを提言する．

ガリウムシンチグラフィの標準化は困難な作業ではあるが，核医学専門技師が中心となって進展することを切に望む．

（川淵）

参考文献 (ガリウムシンチグラフィ編)

- 1) 日本核医学技術学会核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ：核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術, **24** : 95-118, 2004
- 2) 油井信春, 塚本江利子, 宍戸幸治, 他 : ガリウム全身 SPECT ならびにガリウム早期像に関する検討. 核医学, **41**(3) : 441-442, 2002
- 3) 市原裕紀 : 全身 SPECT の有用性と問題点. 日本放射線技術学会雑誌, **58**(8) : 992-995, 2002
- 4) 柳沢正道, 木下富士美, 森貞美佳, 他 : Triple energy window (TEW) 法を応用した ^{67}Ga イメージングの検討. 日本放射線技術学会雑誌, **54**(5) : 630-638, 1998
- 5) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会, 放射性医薬品専門委員会 : 薬による放射性医薬品の体内挙動の変化について. Radioisotopes, **56** : 33-46, 2007
- 6) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング・検査技術専門委員会 : 全身イメージングにおける適正スキャン速度に関する指針. Radioisotopes, **51** : 272-284, 2002
- 7) Harwood SJ : SPECT gallium scanning for lymphoma and infection. Clin Nucl Med, **12**(9) : 694-702, 1987
- 8) 上野恭一, 西耕一, 井上一彦, 清水博志, 力丸茂穂 : 間質性肺炎の Ga-67 SPECT の臨床的検討. 石川県中医誌, **22** : 57-62, 2000
- 9) 核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の基準化に関するアンケート調査 (日本核医学技術学会第24回総会学術大会展示資料)

6. 出力のポイント編

前章までに脳血流 SPECT 編, 心筋 SPECT 編, 骨シンチグラフィ編およびガリウムシンチグラフィ編の収集, 処理および表示に関する提言と基準画像を得るためのポイントを解説した. この章ではそれらの検査の画像表示結果を出力する際の基準となる方法を提言するとともに, 注意点やポイントに関する詳細な解説を加えた. また, 従来のガイドライン¹⁾や論文・書籍等²⁻⁶⁾を参考にし, 定量化・基準化 WG が独自に実施したプリンターメカ対象アンケート調査の回答をまとめて記載したものである.

6-1. カラー出力の調整

モニターに表示されるカラーコードは, 入力がかウント数で出力が R (Red), G (Green), B (Blue) それぞれに対応する 8 ビット (256階調)

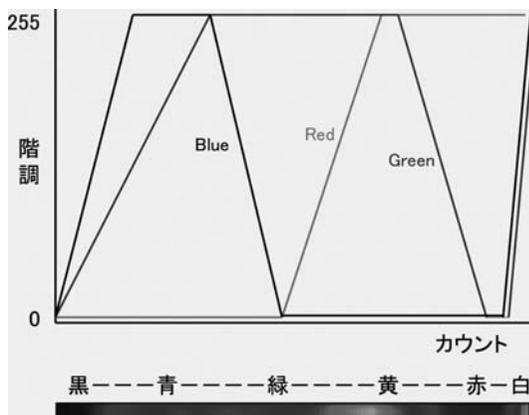


図1 カラースケールの作成例 (PRISM カラー)
〈カラー掲載参照〉

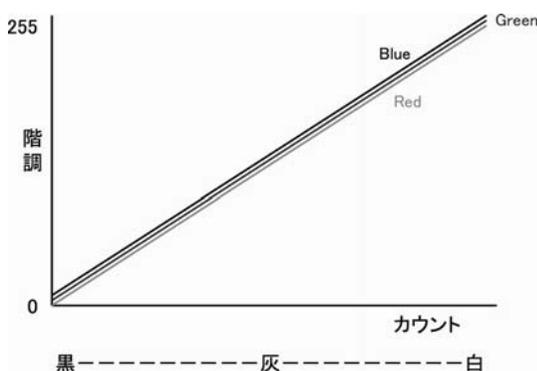


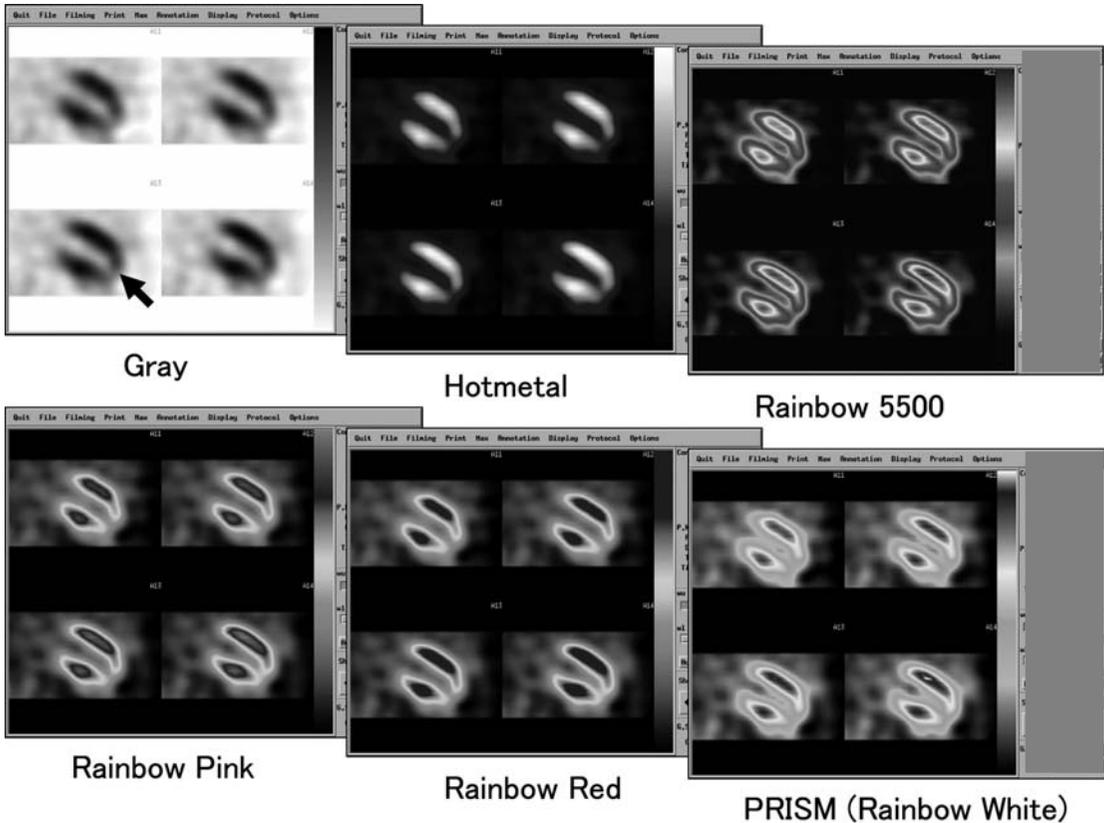
図2 白黒グレースケールの作成例 (linear 階調)
〈カラー掲載参照〉

の数値で表現される⁵⁾. RGB それぞれに別のカウント-階調特性を持たせることで, 数多くのカラースケールを作成することができる (図1, カラー掲載参照). また, 同一のカウント-階調特性を持たせることで, 白黒のグレースケールとなる (図2, カラー掲載参照). RGB のカラーコードを変更することにより低カウント域から境界領域, 正常域から高カウント域への色調が変化して, 診断上カラースケールの印象が大きく異なる場合がある (図3, カラー掲載参照).

調整法を以下に列記する.

ステップ 1

診断医と協議して適切な表示カラーコードを選択する. 核医学画像ではカウントの相対値を 0 ~ 100%まで黒色から赤色までのレインボーカラーで表現することが多いが, 心筋部に100%レベル



階調: linear upper level 100% lower level 0%にて表示

図3 カラーコードの違いによる低カウント領域の描出能の変化
(垂直長軸断層における心尖部のカウント低下)〈カラー掲載参照〉

が存在しない(心筋外高集積が存在する)場合は, あたかも心筋集積が低下したような表現になることがある. 100%領域が赤以外の白色やピンク色で表現されるコード(Rainbow white, Rainbow pink)を使うことにより, 心筋部に100%レベルが存在することが確認できる. また, カラー表示にて linear (直線階調) 以外の例えば square (二乗曲線階調) を用いるとカラーの色調分布が大きく変化し, 診断に影響することもあるので注意をする. 図4 (カラー掲載参照) に示すように, 一般的にレインボーカラー(図では PRISM カラー使用)ではカウントが50%に低下した領域を緑色で表現する(赤三角矢印). 診断医はレインボーの色調によりカウント低下の程度を認識している. linear 表示で lower level を10%程度カットしてもレインボーの色調は大きく崩れないが,

階調を square にすると色調がくずれて, カウント低下領域を過大評価することになる. GE カラーや Hotmetal 等のモノトーンに近いカラーコードを除いて, 一般的にレインボーカラーでは linear を推奨する.

ステップ2

モニターに表示した階調パターン(図5, カラー掲載参照)を選択したカラーコードに設定し, 0~100%の linear にて表示する. そして, カラープリンターに出力して, モニターとプリントのカラーの色調がほぼ同じになるようにプリンターの調整を実施すれば完了となる.

ここで問題となるのは, CRT モニターの三原色は R (Red), G (Green), B (Blue) であるのに対して, プリントペーパーは C (Cyan), M (Magenta), Y (Yellow) の三色が多層に塗布さ

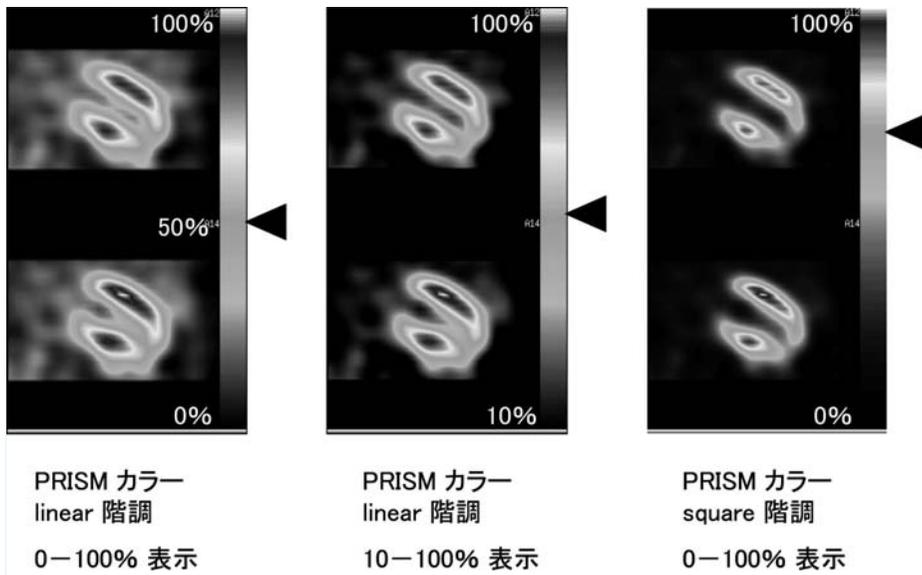


図4 レインボーカラーの階調設定によるカウント低下領域の描出が変化 (図3と同一症例 : square 階調を選択するとカラーの色調が大きく変化することに注意) (カラー掲載参照)

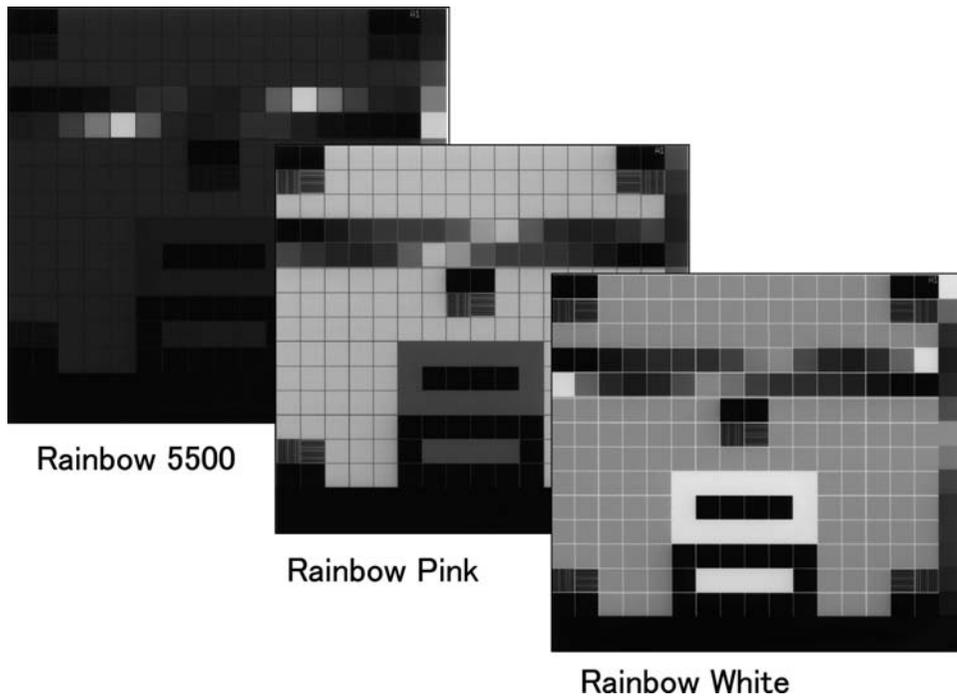


図5 16階調パターンによるカラーコード表示例 (SMPTE パターンを用いても調整可能) (カラー掲載参照)

れていることである。CRT モニターは R+G より Y, G+B より C, B+R より M そして R+G+B より白 (White) となるのに対して、プリンターは C+M より B, M+Y より R, Y+C より G そして C+M+Y より黒 (Black) を表現する。すなわち、カラー表現が根本的に異なることにより、完全な色調の一致は困難であると言える⁵⁾。

6-2. 白黒フィルム出力の調整

前項のように RGB に同一のカウント-階調特性を持たせることで、白黒のグレイスケールとなる (図 2, カラー掲載参照)。カラー表示では

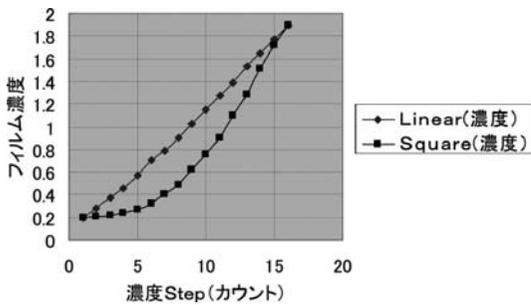


図 6 白黒フィルム階調曲線の参考例 (最高濃度1.9, カブリ濃度0.2, linear および square)

linear を推奨した。白黒グレイ表示では、心筋・脳血流等の SPECT は下凸の square, 骨・ガリウム等の SPECT は linear あるいは弱い目の下凸の square, 骨・ガリウム等の全身スキャンは linear 表示が通常であるが 2 種類の階調で表示することが多く、その場合は上凸の log 階調を加えることもある。そして、骨・ガリウム等のスタチック画像は linear を推奨する¹⁾。また、最近のドライプリンターでは最高濃度は2.0前後に調整することが一般的である。図 6 に階調曲線の参考例を示す。

例えば、図 7 に示したように、元画像は Gray-linear の lower level 0%-upper level 100% としたとき、バックの濃度がうるさく lower level を10%以上30%にまでカットして表現されることがあるが、これにより30%を下回るデータが欠落していることに注意を払うべきである。階調を square に変えることでデータを大きく欠落することなしに、バックをほどほどに抑えることができる。しかし、補正する square 曲線の程度により表現が微妙に変化することも念頭に入れておくべきである。

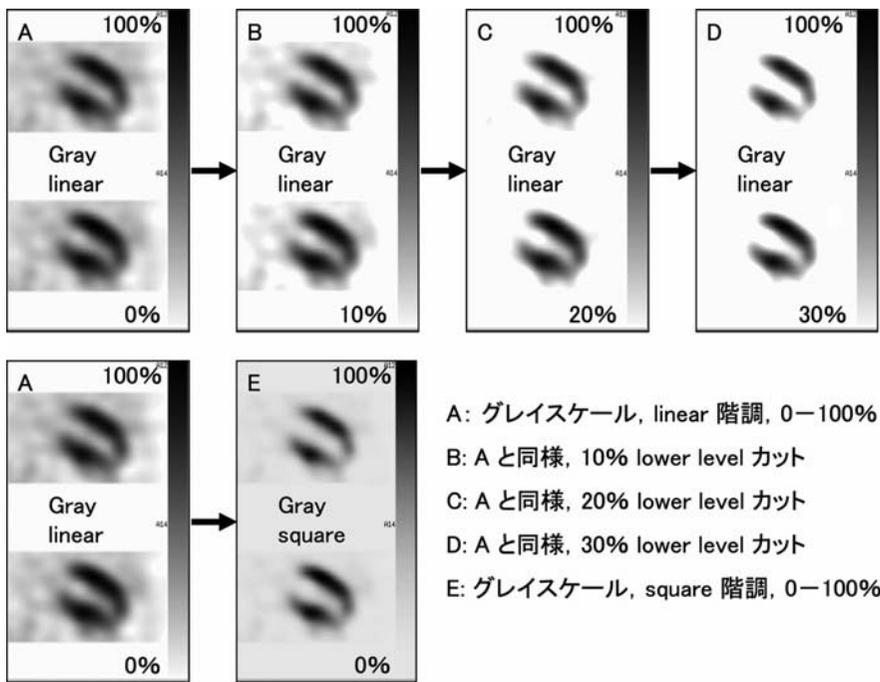
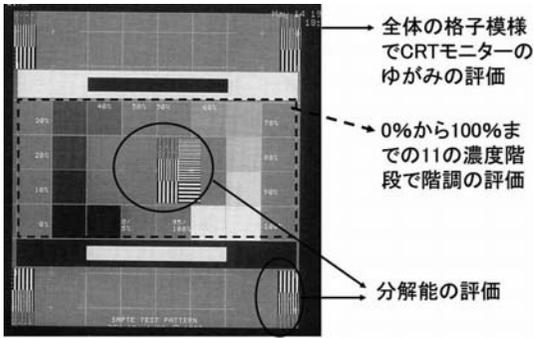


図 7 白黒フィルムにおける階調の違いと lower カットレベルの設定による画質の変化 (図 3 と同一症例: lower level を大きくカットするよりも square 階調を推奨)



SMPTE : Society of Motion Picture and Television Engineers

図8 SMPTE テストパターンの白黒表示 (linear, 0~100%表示)

ここで下凸の square 階調は一般的に二乗曲線であり、すなわち二次関数で近似できることになる。この square に近い表現として、メーカーによっては exponential 階調やガンマ値⁶⁾を 1.0 (linear) 以外の1.25, 1.5, 1.75, 2.0と変化させて様々な下凸の階調を採用する場合もある。

①「核医学機器メーカーのワークステーションにて表示階調を変更または作成可能であり、フィルミングに反映できる機種」を対象とした場合の調

整法^{2~4)}を以下に列記する。

ステップ1

ワークステーションのモニター上に SMPET (Society of Motion Picture and Television Engineers) テストパターン (図8) を, lower level 0%-upper level 100% にてカウントとビデオ信号が直線になるような linear 階調にて白黒表示する。モニター上はネガ表示 (またはカラー表示) でフィルムに出力するとポジとして表現される方法 (図9, 左) は, 従来プリンター側で階調を作成する方法の主流であったが, 出来上がった画像をモニター画面と比較することができないので, 微妙な調整には不向きである。そこで, 可能であればモニター上にてインバース (白黒反転) のポジ表示 (図9, 右) とし, ポジ-ポジでのフィルム出力が最善である。また, 最近のモニター診断に対応するためにも, 最終読影と同じ表現をフィルミング時に採用するべきである。

ステップ2

ドライプリンター側の階調を linear として SMPTE パターンをフィルミングし, SMPTE パターンの出力フィルムの中心部11段の濃度を測定し, 横軸にカウントのステップ数, 縦軸にフィル

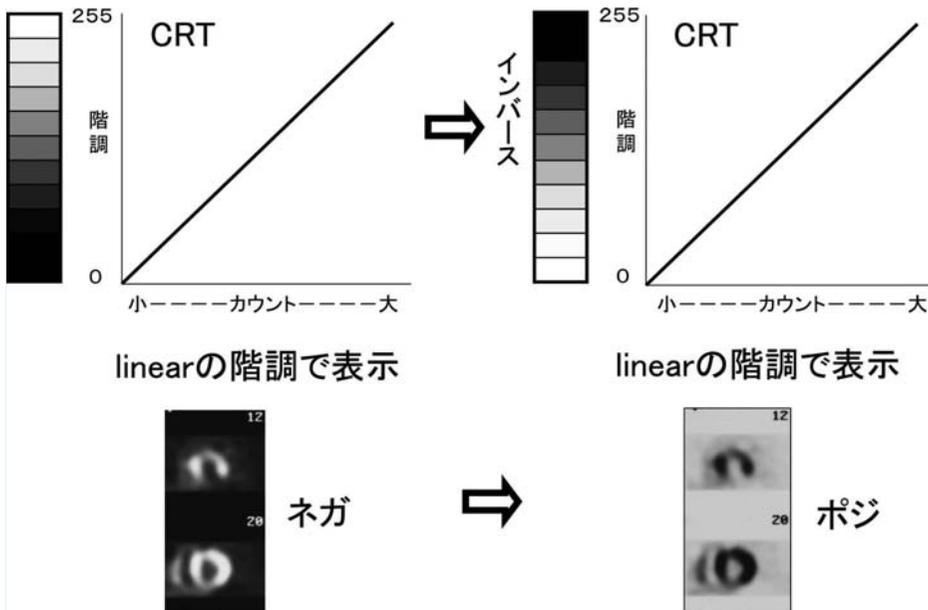


図9 白黒フィルムの調整 : ステップ1 (CRT モニター上はネガ表示, プリントすると反転してポジになる方法では微調整が困難, モニター画像を反転表示してポジ-ポジにて出力できるようにワークステーションにて設定)

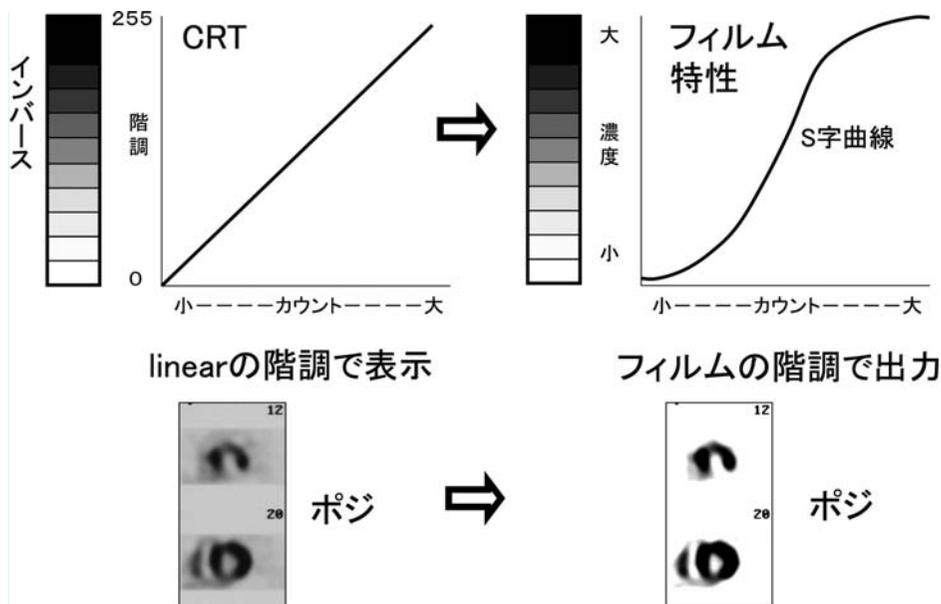


図10 白黒フィルムの調整：ステップ2 (フィルム濃度を測定して、フィルムの非線形 S 字特性、カブリ濃度および最高濃度を確認)

ム濃度 (Density) をプロットして、階調カーブの立ち上がり (カブリ濃度) と階調カーブの S 字形状、最高濃度を確認する (図10)。

ステップ 3

ドライプリンター側では、一般的な S 字カーブとなるフィルム特性を補正して linear 階調とする機能 (複数の補正階調パターン) を備えているので、補正 linear 階調で出力するように設定する (Linearity の確立)。SMPTE パターンの出力フィルムの中心部 11 段の濃度を測定し、直線的に変化していることを確認するとともに、最高濃度が 2.0 前後になるようにプリンター側で調整する。横軸にステップ数、縦軸にフィルム濃度 (Density) をプロットして確かめながら作業を進める (図11)。

ステップ 4

ワークステーションにて、linear 以外の階調を選択し、ドライプリンター側は補正 linear 階調で出力する。出力フィルムの中心部 11 段の濃度を測定し、モニター上の階調が同じようにフィルム濃度に反映されていることを確認する (図12)。(下凸の階調は、東芝 GMS にて square を選択、あるいは e-soft のフレキシブルディスプレイにてガンマ値を 1.0 以外の 1.25, 1.5, 1.75, 2.0 と変化す

れば様々な下凸の階調表示が可能、その他島津 Odyssey, 日立 Pegasys, GE Xeleris のワークステーションでも下凸の階調で表示しそのままフィルミングが可能)

ステップ 5

最後に、脳血流または心筋 SPECT の再構成後の臨床画像を square 表示して、プリンター側で Linearity を確立した補正階調にてフィルミングする。モニターに表現された階調がフィルムに反映されていることを確認する (square 出力の完成)。同様に骨全身スキャン画像を linear 表示して、フィルミングしモニターに表現された階調がフィルムに反映されていることを確認する (linear 出力の完成)。また、最高濃度の微妙な調整は、モニター上の upper level を変化することでフィルム濃度に反映される。たとえば 100% → 120% と大きくすることで最高濃度は低下、100% → 90% と小さくすることで最高濃度は上昇する (図13)。

②「ワークステーション上で表示階調を変更することができない機種、変更できてもフィルミングに反映できない機種 (GE eNTEGRA 以前のワークステーション等) および①の方法で実施し

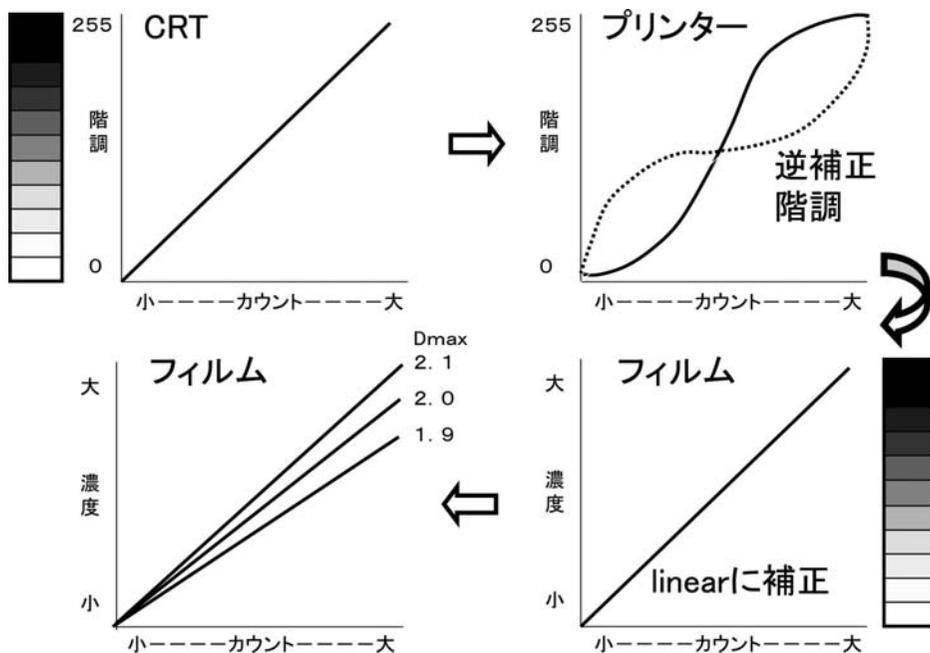


図11 白黒フィルムの調整：ステップ3（プリンター側で逆補正階調パターンを作成しフィルム上で linear を確立，最高濃度も設定）

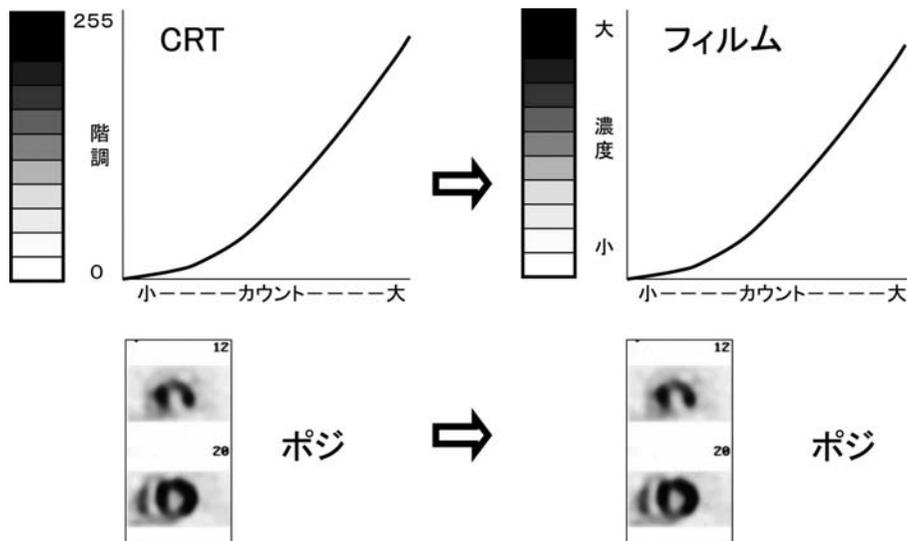


図12 白黒フィルムの調整：ステップ4（CRT モニター上の square 階調がフィルム上でも同じように表現されていることを確認）

たが満足が得られない機種」，概して古いガンマカメラが対象となる。

ステップ1

ワークステーションのモニター上に SMPET パターンを，lower level 0%-upper level 100% にて

カウントとビデオ信号が直線になるような linear 階調にて，白黒表示する．可能であればポジ-ポジの出力が望まれる。

ステップ2

ドライプリンター側の階調を linear として

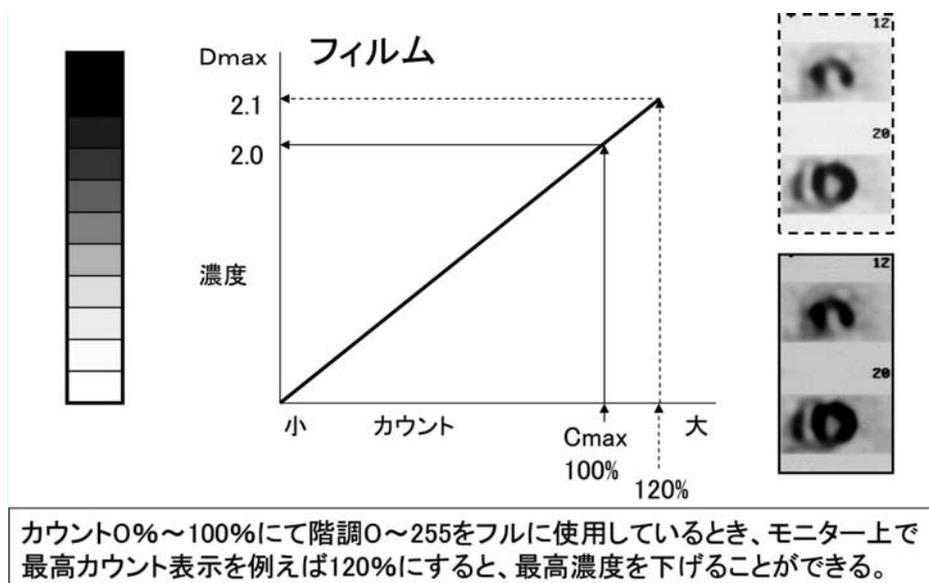


図13 白黒フィルムの調整：ステップ5（フィルムの最高濃度の微調整はモニターの upper level 表示を変更することで可能）

SMPTE パターンをフィルミングし、SMPTE パターンの出力フィルムの中心部11段の濃度を測定し、横軸にステップ数、縦軸にフィルム濃度 (Density) をプロットして、階調カーブの立ち上がり (カブリ濃度) と階調カーブの形状、最高濃度を確かめる。

ステップ3

ドライプリンター側で linear 階調と下凸の square 階調を作成してもらい、SMPTE パターンの出力フィルムの中心部11段の濃度を測定し、フィルム上でも適切に linear および square 階調になっていることを確認するとともに、最高濃度が2.0前後になるようにプリンター側で調整する。横軸にステップ数、縦軸にフィルム濃度 (Density) をプロットして確かめながら作業を進める。

ステップ4

最後に、脳血流または心筋 SPECT の再構成後の臨床画像をフィルミングして、期待する階調になっているかを確認する (square 出力の完成)。同様に骨全身スキャン画像を linear 表示して、フィルミングしモニターに表現された階調がフィルムに反映されていることを確認する (linear 出力の完成)。作成する階調カーブと最高濃度を微調整して、満足が得られるまで作業を繰り返す。

また②の方法では square と linear を別の LUT としてプリンター側に登録する必要がある。

この白黒フィルムの調整の項は、2005年5月に実施したプリンターメーカー対象のアンケート調査の回答結果をもとに記載した。回答結果は第25回仙台総会にて展示発表すると同時に、ワーキンググループ報告として柳沢委員が口述発表を行った。その回答結果の中で注目すべき項目として質問2-1, 2, 3, 4より抜粋する。

「出力画像調整の基準と問題点は？」に対する回答例

- ◆核医学診断装置ワークステーションがどのようなカーブで送ってくるか確認するために、ワークステーションから SMPTE パターンを送信し、イメージャーは原則 linear で受信、その濃度を測定し階調を確認する。
- ◆核医学用の LUT を各機種数種類所有しており、モダリティメーカーと濃度調整を共同作業で行っている。
- ◆核医学特有の低濃度部の表現に苦労する。
- ◆メーカー間で統一した調整基準はない。
- ◆最終的には担当の先生および技師さんの意見に従って調整している。

「出力画像調整の実際は？」に対する回答例

『①ワークステーションモニターの階調とフィルムの階調の Linearity を確立する補正階調をプリンター側で作成し、モニターの階調を忠実にフィルムに表現すべきか？ ②ワークステーションモニターの階調とは無関係にプリンター側で階調を作成し調整すべきか？』

の問いに対する回答は、基本的にはすべてのメーカーが①を支持した。その理由は、モニターに表現された画像階調をプリンターは忠実に表現すべきである。これはモニター診断に移行しつつある現状にも合致する。しかし、モニターの劣化、フィルムの非直線性、根本的な黒化度表現の違い等、困難さはつきまとう。

すべての回答および関連資料は学会 HP に掲載されている。対象メーカーを以下に掲載するとともに、回答をいただいた関係者各位に感謝申し上げます。

日本アグファ・ゲバルト(株)マーケティンググループ 大原 幸裕氏, ケアストリームヘルス(株)サービス本部 伊藤 淳氏 (旧: 日本コダック(株)ヘルスイメージング事業部技術センター), コニカミノルタエムジー(株)営業本部メディカルイメージング営業部 猪飼 仁氏, 富士フィルムメディカル(株)営業本部営業技術部 正寺 強氏

6-3. まとめ

カラー出力の調整は、最初にどのカラースケールを採用するかを慎重に決定することから始めるべきである。脳血流 SPECT や心筋血流 SPECT では、一般的に欠損領域の描出が読影する医師や依頼科医師の診断基準に合致しているかを最優先すべきである。たとえば、心筋 Polar Map 表示においてカラースケールを変更するだけで、その診断は大きく変化する(図14, カラー掲載参照)。

この章で記載したカラー表現の注意点を認識することと、診断医への十分な説明が必須である。カラースケールが決定すれば、モニター上の色調表現がそのままフィルムに描出されるように、メーカーと協力して作業にあたる。プリント形式やフィルム、ペーパー等の材質により、満足を得られないケースもあるが、粘り強く挑戦する必要がある。

白黒フィルム調整にこの章の多くを割いた。本

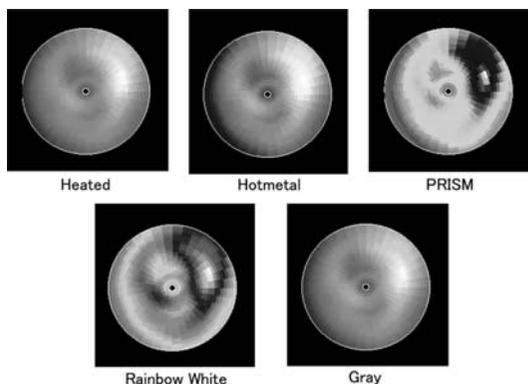


図14. カラースケールの種類による Polar Map の表現の違い(カラー掲載参照)

文およびメーカー回答において記載したように、フィルムは一般的に非直線性を有しており、素直にプリントしても直線性は得られない。モニターでのカウントとビデオ信号の関係が直線性を有していても、プリンター側でフィルムの非直線性を補正する階調を設定しなければ、フィルム上のカウントと濃度の関係は直線性を示さない^{2,4)}。また、最近のモニター診断の発展により、モニター表示画像を SC 画像として PACS に配信する際にも、モニター画像のクオリティが重要であり、表示時点で表現が完成 (square 階調やカットレベルの決定) しているべきである。この完成した表現がそのままフィルム出力されることが最善である。モニターとフィルムの Linearity を確立する作業は、大変な労力と時間を必要とするが、プリンターメーカーと機器メーカーの協力を得て、技師自らが実践すべき課題である。読影医師あるいは依頼科医師の好みの違いも、最終決定に大きく影響するかも知れないが、この章で記載した提言をもとに、出力の基準化を推進すべく、技術的な説明やコンセンサスを得る努力を惜しまず実践されることを期待する。

(仁井田)

参考文献 (出力のポイント編)

- 1) 日本アイソトープ協会医学・薬学部核医学イメージング規格化専門委員会: ガンマカメラによるデジタル画像の表示・記録に関する指針. *Radioisotopes*, **43**(1): 34-40, 1994
- 2) 水川勝海: デジタルシンチグラムの表示法について—シンチグラムの画質標準化—. 核医学画像診断,

2(1) : 41-43, 1987

- 3) 楠岡英雄, 西村恒彦 監修: 核医学イメージング. 日本エム・イー学会編, コロナ社, 109-112, 2001
- 4) 大屋信義: 図解 診療放射線技術実践ガイド 第2版. 文光堂, 695-699, 2006
- 5) 磯 博: デジタル画像処理入門. 産能大学出版, 色の基礎, 37-47, 1996
- 6) 高木幹雄, 下田陽久 監修: 新版 画像解析ハンドブック. 東京大学出版会, 画質, 61-80, 2004

7. おわりに

5年にわたり活動を行ってきた定量化・基準化WGも2008年3月で終了するにあたり, それなりの成果をあげることができた. 活動内容についてはこれまで述べられているように, アンケート調査による現状認識から始まり, 機器メーカーやプリンターメーカーの実態調査, 基準画像の作成と多岐にわたった. 最終的には本報告書にあるように, 脳血流 SPECT, 心筋 SPECT, 骨シンチグラフィおよびガリウムシンチグラフィに分けて基準画像と, それを得るためのチェックポイントを提示した.

この定量化・基準化WG発足のきっかけは, 多くの施設が自分の画像は良いのか悪いのか分からずに検査していたことに始まる. 自施設が最も良いと思いつつながら検査しているところが, 数多く存在していた. そう考えること自体は悪くはないが, 周りを知らずに自己判断のみでベストといえるかは疑問である. 現に, 大学病院等で研修した医師が地元の病院で核医学検査をしたとき, 研修時とあまりにも異なった画像を見て, 愕然としたという話をよく耳にすることがあった. また, 同じ病院でも撮影する技師によって画像が異なるため, 診断基準を変えなければならないから何とかして欲しいとの声も寄せられていた. 施設で読影される基準がまちまちであり, それが技師の撮影にも反映されていたのである. このように言えば, それを診断していた医師に問題あるようだが, その本質は技師独自の誤った職人気質であり, 施設間で全くコミュニケーションをとらずに検査していた結果が招いたものである.

元来, 職人気質とは自己の技術的なプライドであり, 職業に対する明確な自負を指すものである. しかし, この誤った職人気質というのは,

「自分は撮ってさえいればよい」「言われた通りにさえしていればよい」という, 本来と全く違った意味に摩り替わってしまった. そのため, 自施設の写真しか知らないのにそれがベストだという思い込みを促し, 核医学画像は元々悪いから多少ボケていても分からないだろう, という考え方が現実に現れた. このようなことが広がる中, それまで撮影や処理について統一規格をもたず放置していた学会に問題があったのも事実である. しかし, そこによく本学会が気づいて, この定量化・基準化WGが発足したのである.

この活動を通じてこれまで得られた情報は, 学会誌やホームページで発信してきた. 本最終報告が発表された以上, 上記のような誤った職人気質や甘えは許されない. それはなぜか. EBMの時代だからである. Evidenceに基づいた画像が必要であり, 今回示した画像が技術系の学術団体に提示する初めてのEvidence画像であるからである. これは臨床に則した画像であり, 多くの関係者が討議した結果, 現状における参考のできる最も価値のある画像である. また, これまで公表した画像以外の情報においても, 臨床現場では非常に有用で, 皆が共有すべきものとして大きな意義を持っている. そのため, 定量化・基準化WGとしてはこれらの情報収集が目的ではなく, どれだけの多くの会員にこの情報を利用していただけたのかが, 本来の意図するところである. 是非とも掲載しているチェックポイントを参照して, 自施設の画像をもう一度見直していただきたい. そして, 最低限提示している画像に近づけていただくことを強く要望したい.

一方, 現在, 核医学施設は国内で1,300施設ほどあるが, 本学会や放射線技術学会に所属していない施設が1/3から約半数は存在する. ここでの問題は, このような情報を全く知らない, また受け取ろうとしない施設である. 核医学検査をしている以上, 当然ながら画像診断を行っているはずである. しかし, その施設独自の画像はもはや許される状況ではない. 会員の方で, 学術団体にどこにも所属していない病院をご存知なら, この報告書のコピーを是非とも渡していただきたい(いずれ本学会HPに掲載予定). また, 機器メーカーやプリンターメーカーにしても, 各施設への説明

時には自社の基準ではなく、今回の提示した画像基準や情報を基にコンサルトすることをお願いしたい。そうすることにより、我が国の核医学技術のレベルを底上げし、牽いては核医学マーケットの拡大につながってくる。

標準化としてのWGは今回でピリオドを打つことになるが、標準化・基準化がこれで終わりということではない。現在、核医学会、放射線技術学会と我々の3団体共同でデジタルファントムを作成中である。このファントムは画像処理や表示の統一に大きく寄与できるものであり、現在よりもっと具体的に標準化が可能になるツールである。今回の報告書を参考に、是非ともこのデジタルファントムを使って自施設の画像を検証していただきたい。そういう意味で、定量化・基準化

WGは発展的解消であり、次の段階に移行してきたことを示している。会員諸氏が、今後も本学会で発信する情報を絶えず確認し、有効に利用することで、自らステップアップしていくことに期待したい。それが手弁当ながら関わった者の最大の遣り甲斐であり、また大きな喜びに違いはないのであるから……

最後に多くのアンケートに回答いただいた会員諸氏始め、機器メーカーおよびプリンターメーカーの担当者に厚く御礼申し上げます。また、定量化・基準化WGの活動に大きな理解を示していただいた福喜多学会長ならびに理事会執行部に感謝の意を表します。

(片淵)

基準画像を作成するためのチェックポイント

本文 2 章から 6 章の記載内容をもとに，チェックポイントとしてまとめた．また，本文の参考項目を利用して，本文に立ち返り理解を深められることを希望する．

（林，柳沢，仁井田）

脳血流 SPECT 編：

収 集	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 核種の選択	スループット，定量法，コリメータ等により IMP と HMPAO または ECD を選択，高血流直線性は IMP が優位	2-3(1)
• 投与量	IMP：111～222 MBq，DIAMOX 負荷安静はそれぞれ 111 MBq，HMPAO：740 MBq，ECD：600～800 MBq，DIAMOX 負荷安静はそれぞれ半量ずつ	
• 投与時の状態	安静閉眼にて投与が一般的	2-3(8)
• 投与後収集開始時間	IMP：20分後，HMPAO，ECD：5分後	2-3(1)
• 前処置	特に無し	
• エネルギーウィンドウ	^{99m}Tc ：140 keV \pm 10%，TEW 法では下に 7%サブウィンドウ設定が一般的である． ^{123}I ：159 keV \pm 10%，TEW 法では上下に 7%サブウィンドウ設定またはメインの幅24%，サブ 3%の場合もある．	2-3(3)，表 3
• 検出器数	多検出器装置が有利，画像のクオリティは 3 検出器> 2 検出器であるが投与量，ピクセルサイズ，コリメータ，回転半径等により変化する．	
• 検出器の配置と収集角度	3 検出器：三角形に配置し各検出器は120度分の収集を行う．2 検出器：対向に配置し各検出器は180度分の収集を行う．	
• コリメータ	^{99m}Tc ：LEHR 相当のファンビームまたはパラレルを推奨する． ^{123}I ：159 keV のメインピークの他に 529 keV にもピークがあるため下方散乱（ダウンスキャタリング）の影響も考慮する．5%貫通エネルギーを参照し感度と分解能のバランスを考慮してコリメータを選択する．	2-1，表 1， 2-3(4)，図 9
• ピクセルサイズ（マトリクスサイズと拡大率）	ピクセルサイズ＝基準視野/マトリクス/収集拡大率，例えば基準視野 614.4 mm，マトリクス 128 \times 128，収集拡大率 1.45 倍ならば，614.4/128/1.45＝3.31 mm となる．システム分解能が 10 mm ならばピクセルサイズは1/2から1/3が妥当である．	2-3(5)
• サンプリング方向数	頭部の直径を 160 mm とするとピクセルサイズ 3.4 mm 以上は72方向（5度），3.3 mm 以下は90方向（4度）が適当である．ピクセルサイズにあったサンプリング方向数を選択する．2 検出器カメラで ^{123}I の収集を行う場合は，72方向（5度）で収集を行い統計ノイズの軽減を図る．	2-3(5)，図 1～4
• 収集時間	HMPAO，ECD：15分～20分程度，IMP：25分～30分程度，投与量と検出器数やコリメータ感度により適宜変更する．	図 1～4
• 収集モード	ステップ収集または連続反復回転収集，例えば後者にて 1 ローテーション 5分 \times 4回＝20分または 5分 \times 5回＝25分程度が推奨されるが，検出器が移動しながら 1 方向分の角度間のデータを加算するので，サンプリングは 4度以下を推奨する．3 検出器では 1 ローテーション 2.5分程度で実施することもある．IMP では脳内分布が時間とともに変化するので後者を推奨する．	2-3(2)
• 回転半径と軌道	回転半径は 140 mm 以下になるような円軌道が望ましい．テストスキャンを行いできるだけ近接撮影をする．	2-3(6)，図 10
• 収集カウンットの基準	プロジェクションデータの正面の脳に関心領域（ROI）を設定して投影カウントを測定する．1ピクセルあたり100カウント程度を目標に収集時間を設定することが望ましい．	2-3(7)
再 構 成	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 体動補正	頭部の X 方向および X 方向へのステップ間の平行移動には有効であるが，頭部が軸回転（顔の向きを変える）した場合は補正不可能である．十分な固定と説明がまずは肝心である．	2-4(4)
• 散乱補正	一般的には TEW 等のマルチウィンドウ法を用いる．散乱補正により画像のコントラストが上昇するとともに，脳血流の直線性がよくなり定量精度が向上する．散乱補正を実施する場合は必ず減弱補正も行う．	2-3(3)，表 3， 2-4(2)，図 14， 15
• 前処理フィルタ	Butterworth を用いる．最適カットオフ周波数は収集カウントに依存する．カットオフ周波数を変えた複数枚の画像を視覚的にコントラストや均一性の評価を行い，最も良いと思われる画像が選択される．NMSE 等の物理的評価を行うこともある．	2-4(1)，表 4， 図 11～13
• FBP/OSEM（イタレーション，サブセット）	一般的に頭部に関しては FBP 法で問題ないとする．減弱補正を OSEM にて行う場合は，サブセットごとに10投影データを組としてイタレーションは 5 回が目安である．例えば90投影ならサブセット 9，イタレーション 5 となる．欠損部の収束が不完全となることもあり，定量測定時には注意が必要である．	2-4(4)

• 減弱補正 (輪郭・ μ 値)	一般的には Chang 法が用いられる。線減弱係数は散乱補正を行った場合 (IMP \leq 0.146, Tc 製剤 \leq 0.153) と散乱補正が行われていない場合 (IMP : 0.07前後, Tc 製剤 : 0.09前後) で異なり, 各施設の収集・処理条件に応じて, 適切な値を設定する。また, 輪郭抽出は各スライスごとに, 頭蓋骨を含めた範囲で設定する。	2-4(3), 図16, 17
表 示	チェックポイント	本文参照項目
• 階調	白黒画像は square (下凸の二乗曲線階調), カラー画像は linear (直線階調) を推奨する。	
• 白黒画像	ポジ画像にて表示する。square (下凸の二乗曲線階調) では upper, lower は100%-0%で表示する。	
• カラー画像	患者個人の最高カウントから最低カウントまで脳血流の相対値を色彩を変化させて表現している。臨床では脳血流が高い部位より, 低下している部位の評価が必要な場合が多いため, カラーコードは中間血流域を明確に表現できることが求められる。カラーコードの選択により評価は大きく変化することを認識すべし。linear (直線階調) にて upper, lower は100%-0%で表示する。	2-5, 図18
• 拡大率	診断モニターの表示レイアウト, フィルムのサイズ, カラーペーパーのサイズ等により認識可能な1コマの大きさを決める。	
• 表示スライス厚	脳血流 SPECT 画像としては 5 mm 前後のスライス厚を推奨する。	

心筋 SPECT 編 :

収 集	チェックポイント	本文参照項目
• 核種の選択	心筋血流は Tl または Tc 製剤, Gated-SPECT には Tc 製剤が有利, 脂肪酸代謝は BMIPP, 交感神経機能は MIBG をそれぞれ使用する。 ¹²³ I 製剤はコリメータの選択にも注意が必要である。	3-2
• 投与量	Tl : 111 MBq 以上を推奨する。Tc 製剤 : 安静 296~740 MBq, 負荷+安静または安静+負荷 (1日法) では2回目投与量は1回目の2.5倍以上を推奨, トータルで 1110 MBq を上限としたい。BMIPP, MIBG : 111 MBq を推奨する。いずれも小児では適宜調整する。	3-2
• 投与後収集開始時間	Tl 安静 : 洗い出しの少ない投与10分以降, Tl 負荷再分布 : 投与10分後と 3~4 時間後, Tc 製剤 : 一般的には投与30~60分後, BMIPP : 投与15~30分後と場合により 3~4 時間後, MIBG : 15~30分後と 3~4 時間後	3-2
• 負荷方法 (運動/薬物)	十分な運動負荷が困難な場合は薬物が有効。薬物投与方法と RI 投与タイミングを守る。	
• 前処置	Tl の場合は検査前 4 時間程度から検査終了時まで少々の水分の摂取以外は絶食とする。Tc 製剤の場合は, 絶食をしない場合もしくは, 検査前絶食とし投与後に食事を摂取する場合に施設により分かれる。BMIPP は絶食が必要, MIBG はその他の投与薬剤に注意する。	3-2
• 患者の体型・性別	患者の体型や性別 (男性の場合, 大胸筋, 女性の場合の乳房, 等) により散乱・減弱の程度は異なる。	
• 体動・upward creep	運動負荷後の upward creep は10~15分待って呼吸や心拍が安静時に戻ることを確認する。体動防止にベルトで固定や両腕挙上にて安静を保てる適切な補助具を使用する。	3-2
• エネルギーウィンドウ	Tl : 71 keV \pm 10%~15% が一般的で 167 keV \pm 10% を加算することもある, Tc : 140 keV \pm 10% が一般的, I : 159 keV \pm 10% が一般的である。	3-2, 表 1
• 検出器数	多検出器装置が有利, 1 検出器は収集範囲は180度に限定される。	3-1
• 検出器の配置	3 検出器は三角形に配置, 2 検出器は対向または L 型90度, また狭角76度の配置が選べる装置もある。	3-1
• 収集範囲 (180度/360度/207度)	360度収集は下壁や後壁の歪が少なく安定していて心尖部から心基部までのカウント変化が少ない。180度収集は特に前壁のコントラストが高く空間分解能が良い。	3-1, 図 2~4
• コリメータ	Tc, Tl とも一般的に LEHR または LEGP コリメータが用いられるが, 特に Tl の場合, 短時間収集や, ゲート収集の際, カウントが不足する場合は LEGP コリメータを用いる。I 製剤では 159 keV のメインピークの他に 529 keV にもピークがあるため下方散乱 (ダウンスキャタリング) の影響も考慮する。5%貫通エネルギーを参照し, 感度と分解能のバランスを考慮してコリメータを選択する。	3-1
• ピクセルサイズ (マトリクスサイズと拡大率)	ピクセルサイズ=基準視野/マトリクス/収集拡大率, サンプリング定理よりピクセルサイズが 5~7 mm, サンプリング角度が 5~6 度が適当	3-2, 表 1, 2
• サンプリング方向数	サンプル角度が 5 度で72方向, 6 度で60方向が一般的である。	3-2
• 収集時間	1 方向あたりの収集時間が20~40秒の範囲に設定するのが一般的であるが, 投与量や体型にも依存する。Tl の後期像は洗い出しによるカウント低下の影響も考慮する。また, スループットによる制限や検出器数, 検出器の配置, 収集範囲等により総収集時間は変化する。	3-2, 表 1

臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント（増田，長木，川淵，他）

• 収集モード	連続回転収集では総収集時間の短縮，体動等によるアーチファクトの軽減，等のメリットがある．心電図同期の場合は装置側でステップ収集のみに制限される．	
• 回転半径	標準的な体型の患者では，回転半径を 200～250 mm に近接する．	3-3
• 円軌道/近接軌道	近接軌道ではコントラストは上昇するがアーチファクトの要因となるので，極端な楕円軌道になることは避ける．180度再構成の場合は極端な近接軌道により，いわゆる11時方向の偽欠損を呈することがある．	
• R-R 分割数	TI では原則 8 分割で行う．Tc 製剤では16分割まで可能との考えがある．	3-2，表 1
• 許容範囲	Gated-SPECT 収集前に数十心拍をモニタリングしてヒストグラムの裾野が欠けないようにウィンドウを設定．	
• 収集カウン트의基準	プロジェクションデータの LAO 45度の心筋部に関心領域 (ROI) を設定して心筋投影カウントを測定する．1ピクセルあたり100カウント以上になるように収集時間を設定することが望ましい．	3-3，図 5，6
再 構 成	チ ョ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 体動補正	upward creep や体動の影響を受けやすく，体動がある場合は SPECT 画像に主に欠損として表れる．補正ソフトがある場合には活用を試みる．しかし，患者が回転した場合，1方向の収集中に大きな咳や呼吸をした場合は補正できない．あくまでも投影方向データごとの X，X 方向の補正ができる程度と考える．	3-5，図 8
• 散乱補正	TEW 法がよく用いられるが，心内腔と心筋のコントラストは改善するが，下壁はより低値に補正される．カウントが 3～4 割低下することも認識する．	3-4
• 前処理フィルタ	Butterworth は，カットオフ周波数が高いほど分解能はよいがノイズが多く，カットオフ周波数が低いほど分解能が低く滑らかな画像となる．臨床データで視覚的に評価することが重要である．	3-4，図 7
• FBP/OSEM (イタレーション，サブセット)	FBP が一般的であるが，Tc 製剤の心筋外高集積によるストリークアーチファクトを軽減する目的で OSEM を用いることがある．X線 CT より減弱補正を OSEM にて行う場合もある．サブセットごとに10投影データを組としてイタレーションは 5 回が目安である．例えば60投影ならサブセット 6，イタレーション 5 となる．データ更新回数 (サブセット数×イタレーション回数) が少ないと欠損部の収束が不完全となることもある．	3-4
• 減弱補正	均一吸収体を仮定した減弱補正 (Chang 法等) は，胸部が肺，脊椎，心臓，乳房など不均一吸収体で構成されているため正確な補正ができない．X線 CT 等により減弱マップが作成できれば OSEM に組み込んで処理が可能であるが，同時に散乱補正は必須である．	3-4
• 断面変換	心筋の中心スライスを選択し，心尖部を通り側壁と中隔の中間，前壁と後壁の中間を結ぶ．	図12
表 示	チ ョ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• カウン트의ノーマライズ	心筋部の最高カウントが100%に表示されていることを確認する．心筋外の高集積があればカウントトランケーション処理を行う．これが不可能な場合は，心筋部に100%が来るまで upper level を下げる．	3-7
• カットレベル	upper が100～110%，lower が10～20%程度に設定するのが一般的であるが，散乱補正を行った場合にはlower は0%，右室が見える濃度に設定する．3断面の心筋部の最高カウントが一致するように注意する．	3-6
• 階調	白黒画像は square (下凸の二乗曲線階調)，カラー画像は linear (直線階調) を推奨する．虚血や viability の評価が正確に行えること，また右室やバックグラウンドも心機能の情報として重要である．	3-6，図 9～11
• 白黒画像	ボジ画像にて表示する．square (下凸の二乗曲線階調) を推奨する．極端な lower カットは避ける．	図 9～11
• カラー画像	カラーコードの選択により評価は大きく変化することを認識すべし．linear (直線階調) にて極端な lower カットは避ける．心筋の最高カウント部が白やピンクに表示されるコードが診断にはベター．	3-6
• 拡大率	診断モニターの表示レイアウト，フィルムのサイズ，カラーペーパーのサイズ等により認識可能な 1 コマの大きさを決める．	
• 表示スライス厚	Vertical long axis が中隔から側壁側，Short axis が心基部から心尖部，Horizontal long axis が下壁から前壁へ，1スライス 5～7 mm で全体を 9～16分割で画像表示する．	3-7
• レイアウト	負荷と安静の Short axis，Horizontal long axis，Vertical long axis を同じスライスが並ぶようにする．また，2段にレイアウトして見やすくするなどの工夫が必要である．	3-7

骨シンテグラフィ編：

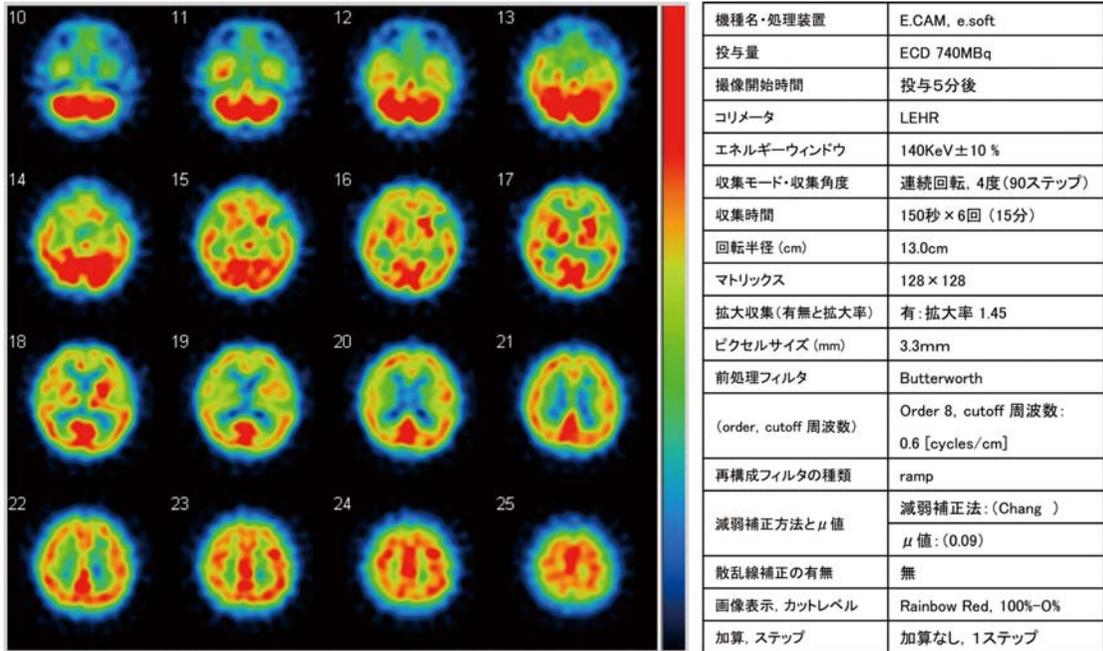
収 集	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 核種	^{99m}Tc -HMDP, ^{99m}Tc -MDP	4-2
• 投与量	740 MBq が一般的, 小児は適宜減量する.	4-2
• 投与後収集開始時間	3 時間が一般的であるが, クリアランスの違いにより HMDP は 2 時間とすることも可能	4-2
• 前処置	検査直前排尿, 投与後水分を多く摂取するように指導	4-2
• コリメータ	分解能重視の LEHR を推奨	4-1
• エネルギーウインドウ	140 keV \pm 10%	4-1
全身スキャン	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• ポジショニング	左右対称が原則, 視野からはみ出さないこと. 体動がないように適宜ベルトで固定する.	4-3(1)
• マトリクスサイズ	256 \times 1024	4-3(1), 表 1
• スキャン速度	15 cm/min 以下を推奨	4-3(1), 表 1
• 患者コリメータ間距離	最近接	4-3(1), 図 3
スタチック	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• ポジショニング	全身スキャンにてスタチックが必要な部位を予測する. 構造物の重なりを外すことが目的であり, 全身スキャンと同じ前後面を追加するよりも胸部肋骨胸骨は斜位が有効, 頭部は側面が有効である. また, 上肢や下肢の微細構造物の拡大収集も有効である.	4-4(1)
• マトリクスサイズと拡大率	256 \times 256または512 \times 512, 1.0 \sim 1.5倍程度に適宜調整	4-4(1)
• 収集カウント	256では 500 kcounts, 512では 1000 kcounts を目安としてタイマーで制御する.	4-4(1)
SPECT	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• ポジショニング	全身スキャンにて SPECT が必要な部位を予測する. 有効部位は頭部, 胸部, 骨盤である. 体動がないように適宜ベルトで固定する.	4-5(1), 図 2
• マトリクスサイズと拡大率	128 \times 128, 1.0倍	表 1, 4-5(1)
• サンプリング方向数	60	表 1, 4-5(1)
• 収集時間	10 sec/step 以上	表 1, 4-5(1)
• 収集モード	連続回転	表 1, 4-5(1)
• 体位	腕が視野に入る場合は挙上	
• 回転半径	できるだけ近接 (20 \sim 25 cm)	4-5(1)
• 円軌道/近接軌道	近接軌道	4-5(1)
再 構 成	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 体動補正	一般的ではない	
• 散乱補正	なし	4-5(1)
• 前処理フィルタ	Butterworth, 装置, コリメータ, 投与量, 収集時間によりカットオフ周波数は変化するので検討が必要	4-5(2)
• FBP/OSEM (イタレーション, サブセット)	可能なら OSEM を推奨する. 60方向の場合イタレーション 5 \sim 6, サブセット 6 程度を推奨する.	4-5(2), 図 8
• 減弱補正	なし	4-5(1)
表 示	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• カットレベル	全身スキャンはトランケーション処理を行い upper 100%, lower 0% が一般的である. スタチックや SPECT は upper 100%, lower 0 \sim 10% が一般的である.	4-3(2)(3), 4-4(2)(3), 4-5(3), 図 4
• 階調	全身スキャンは直線階調が基準で, 濃度を変化させたり階調を変化させたりした 2 画像にて表示する. スタチックは直線階調, SPECT は直線またはわずかに二乗曲線となった階調が一般的である.	4-3(3), 4-4(3), 4-5(3), 図 1, 2, 5, 6, 7
• カラー表示	一般的ではない.	
• 拡大率	モニターやフィルムのサイズにより適宜調整する.	
• 表示スライス厚	元の SPECT の 1 スライス (5 mm 程度) で表示することが一般的であるが, レイアウトの関係で 2 スライス加算することもある.	4-5(1)
• MIP (方向数)	8 方向以上	4-5(3)

ガリウムシンチグラフィ編：

収 集	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 核種	⁶⁷ Ga-Citrate	
• 投与量	一般的に 111 MBq を使用，小児では適宜減量する．	表 1
• 投与後収集開始時間	48時間（または72時間），炎症疾患では 6 時間や12時間	5-2
• 前処置	一般的に下剤投与や浣腸を実施する．	5-2
• コリメータ	MEGP 等の中エネルギーを推奨，5%貫通エネルギーが 300 keV のものを使用，散乱補正も有効である．一部のメーカーでは LMEGP（5%貫通エネルギー 210 keV 以上）を用いてTEW散乱補正を行うこともある．	5-1，図 5
• エネルギーウィンドウ	93，185，300 keV にそれぞれ±10%が一般的，300 keV は±7.5%とすることやウィンドウを設定しないこともあり．	5-1，図 4
全身スキャン	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• ポジショニング	左右対称が原則，視野からはみ出さないこと．	5-3(1)，図 1
• マトリクスサイズ	256×1024	5-3(1)
• スキャン速度	10 cm/min を推奨	5-3(1)
• 患者コリメータ間距離	最近接	5-3(1)
SPECT	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• ポジショニング	全身スキャンにて SPECT が必要な部位を予測する．カメラの有効視野に入らない範囲は 2 回以上の全身 SPECT を実施する．依頼書やカルテ，他のモダリティ画像にて部位を決定する．体動がないように適宜ベルトで固定する．	5-4(1)，図 2，3，6，7
• マトリクスサイズと拡大率	128×128 1.0倍	表 1
• サンプリング方向数	60	5-4(1)
• 収集時間	20 sec/step 以上	5-4(1)
• 収集モード	連続回転	表 1
• 体位（挙上）	腕が視野に入る場合は挙上	5-4(1)，図 2
• 回転半径	できるだけ近接（20～25 cm）	5-4(1)
• 円軌道/近接軌道	近接軌道	5-4(1)
再 構 成	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• 体動補正	一般的ではない．	
• 散乱補正	可能であれば実施，93，185 keV にそれぞれ±10%のメインウィンドウと上下に 7%のサブウィンドウを設定する．	5-3(2)
• 前処理フィルタ	Butterworth，装置，コリメータ，投与量，収集時間によりカットオフ周波数は変化するので検討が必要	表 1
• FBP/OSEM（イタレーション，サブセット）	可能なら OSEM を推奨する．60方向の場合イタレーション 5～6，サブセット 6 程度を推奨する．	5-4(2)，表 1
• 減弱補正	なし	表 1
表 示	チ ェ ッ ク ポ イ ン ト	本文参照項目
• カットレベル	全身は upper 100%，lower 0% が一般的，SPECT は upper 100%，lower 0～10% が一般的，TEW 処理を行った場合は upper 100%，lower 0%	5-3(3)，5-4(3)
• 階調	全身は直線階調で濃度を変化させた 2 画像または直線と二乗曲線階調の 2 画像，スタチックは直線階調，SPECT は直線からわずかに二乗曲線となった階調が一般的	5-3(3)，5-4(3)，図 1，3
• カラー表示	全身スキャンは白黒，SPECT はカラー表示もある．	5-3(3)，5-4(3)
• 拡大率	モニターやフィルムのサイズにより適宜調整する．	5-3(3)，5-4(3)
• 表示スライス厚	元の 1 スライス（5 mm 程度）で表示することが一般的であるが，レイアウトの関係で 2 スライス加算することもある．	5-4(1)
• MIP（方向数）	8 方向以上	5-4(3)，図 9

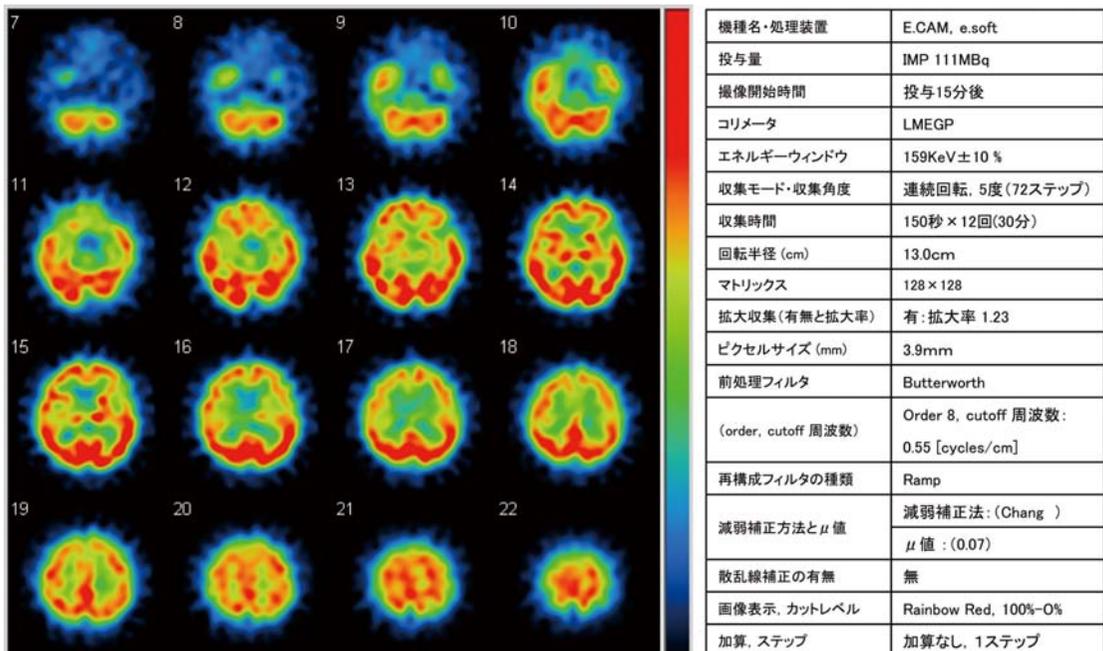
p 15

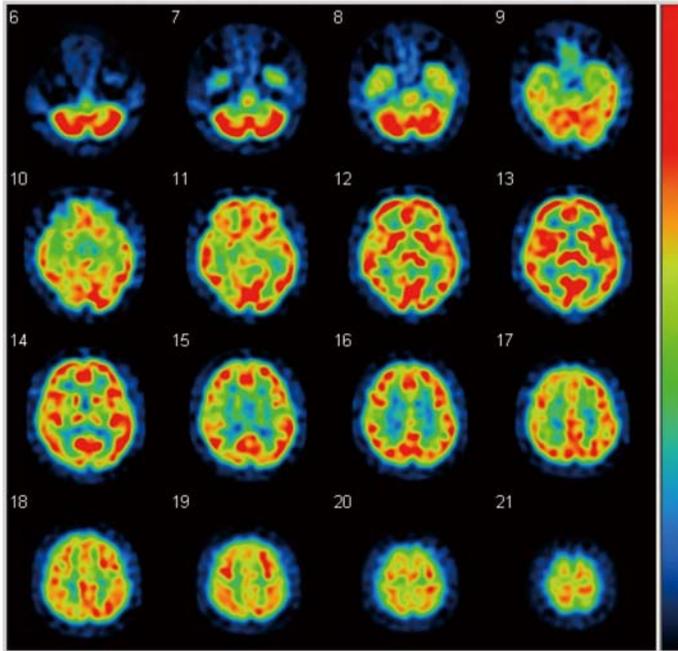
脳血流 SPECT 編 :

図1 基準画像と収集条件 (2 検出器 ^{99m}Tc 製剤)

p 16

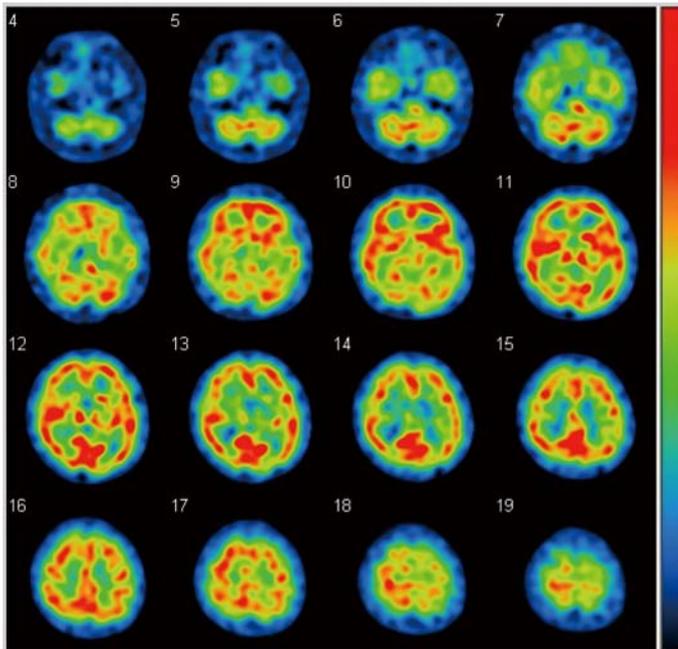
脳血流 SPECT 編 :

図2 基準画像と収集条件 (2 検出器 ¹²³I 製剤)



機種名・処理装置	GCA9300A, GMS5500/PI
投与量	ECD 740MBq
撮像開始時間	投与5分後
コリメータ	LESHR ファンビーム (N1)
エネルギーウィンドウ	140KeV±10% sub 7%
収集モード・収集角度	連続回転, 4度(90ステップ)
収集時間	120秒×10回(20分)
回転半径 (cm)	13.2cm
マトリクス	128×128
拡大収集(有無と拡大率)	無
ピクセルサイズ (mm)	1.7mm
前処理フィルタ	Butterworth
(order, cutoff 周波数)	Order 8, cutoff 周波数: 0.76 [cycles/cm]
再構成フィルタの種類	ramp
減弱補正方法とμ値	減弱補正法:(Chang) μ値:(0.15)
散乱線補正の有無	有:散乱補正法 (TEW)
画像表示, カットレベル	Rainbow Red, 100%-0%
加算, ステップ	2スライス加算, 2ステップ

図3 基準画像と収集条件 (3 検出器 ^{99m}Tc 製剤)



機種名・処理装置	GCA9300A, GMS5500/PI
投与量	IMP 111MBq
撮像開始時間	投与15分後
コリメータ	LMEGP ファンビーム (N2)
エネルギーウィンドウ	159KeV±10% sub 7%
収集モード・収集角度	連続回転, 4度(90ステップ)
収集時間	120秒×12回(24分)
回転半径 (cm)	13.2cm
マトリクス	128×128
拡大収集(有無と拡大率)	無
ピクセルサイズ (mm)	1.7mm
前処理フィルタ	Butterworth
(order, cutoff 周波数)	Order 8, cutoff 周波数: 0.64 [cycles/cm]
再構成フィルタの種類	Ramp
減弱補正方法とμ値	減弱補正法:(Chang) μ値:(0.146)
散乱線補正の有無	有:散乱補正法 (TEW)
画像表示, カットレベル	Rainbow Red, 100%-0%
加算, ステップ	2スライス加算, 2ステップ

図4 基準画像と収集条件 (3 検出器 ¹²³I 製剤)

p 25

脳血流 SPECT 編 :

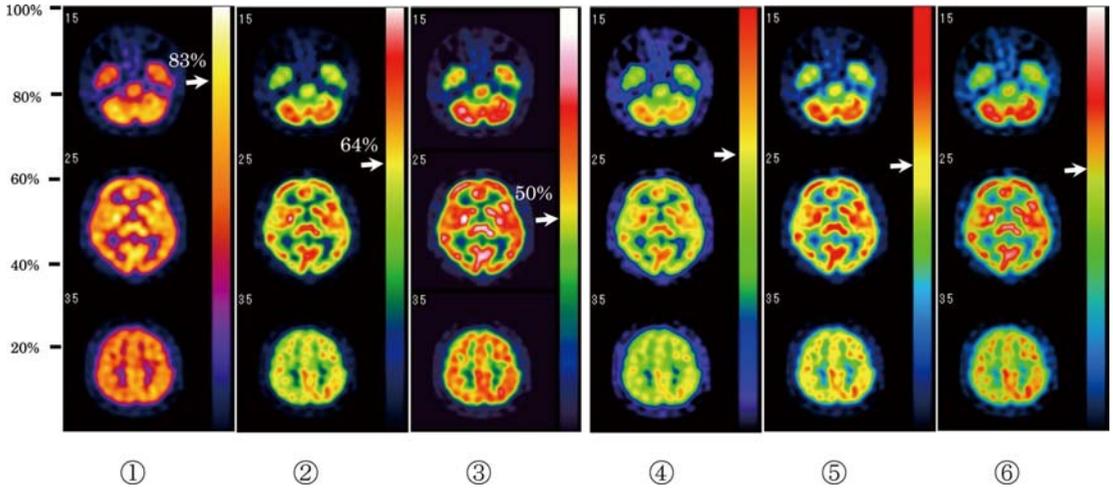


図18 カラーコードの影響 (同一症例でのカラーコードの違いによる影響を示す.)

p 27

心筋 SPECT 編 :

²⁰¹TlCI 心筋血流 SPECT

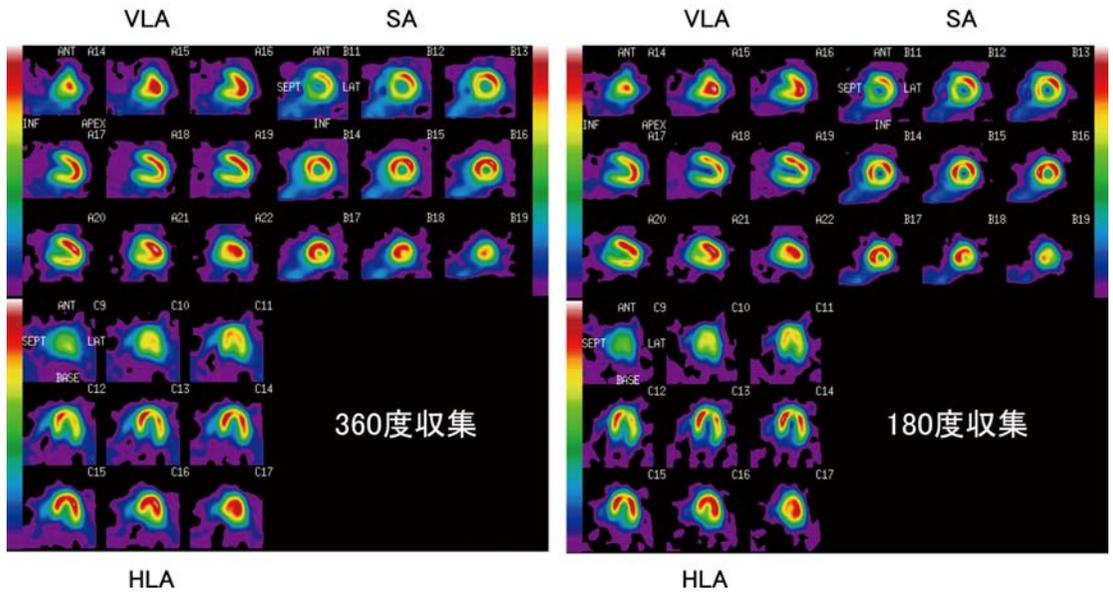


図1 健常例の360度収集と180度収集の SPECT 画像

アデノシン負荷 $^{201}\text{TlCl}$ 心筋血流 SPECT

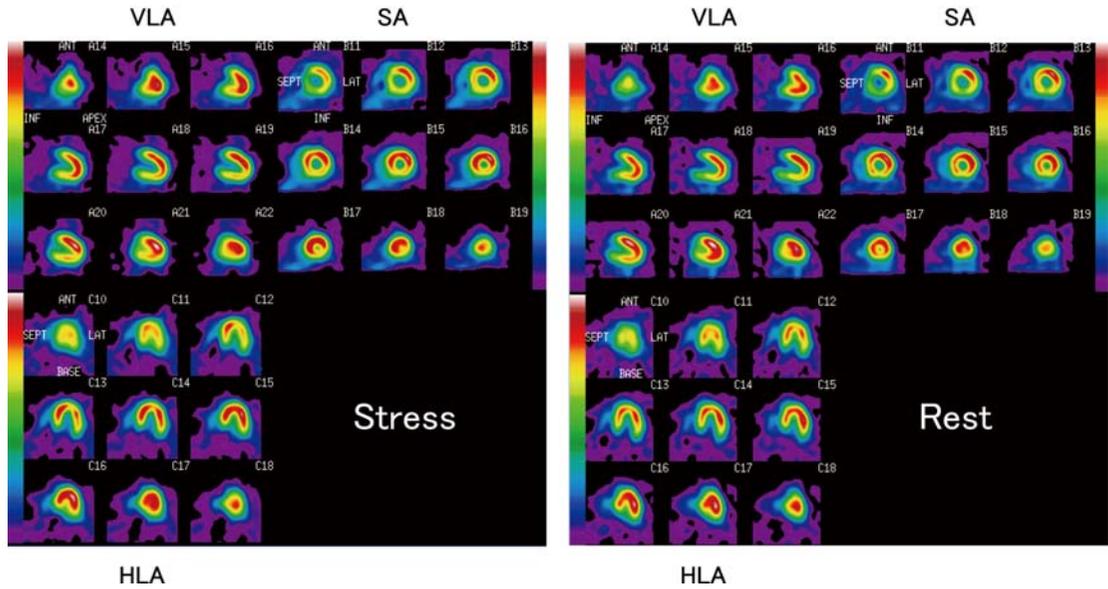


図 2 3 検出器の360度収集における基準画像

アデノシン負荷 $^{201}\text{TlCl}$ 心筋血流 SPECT

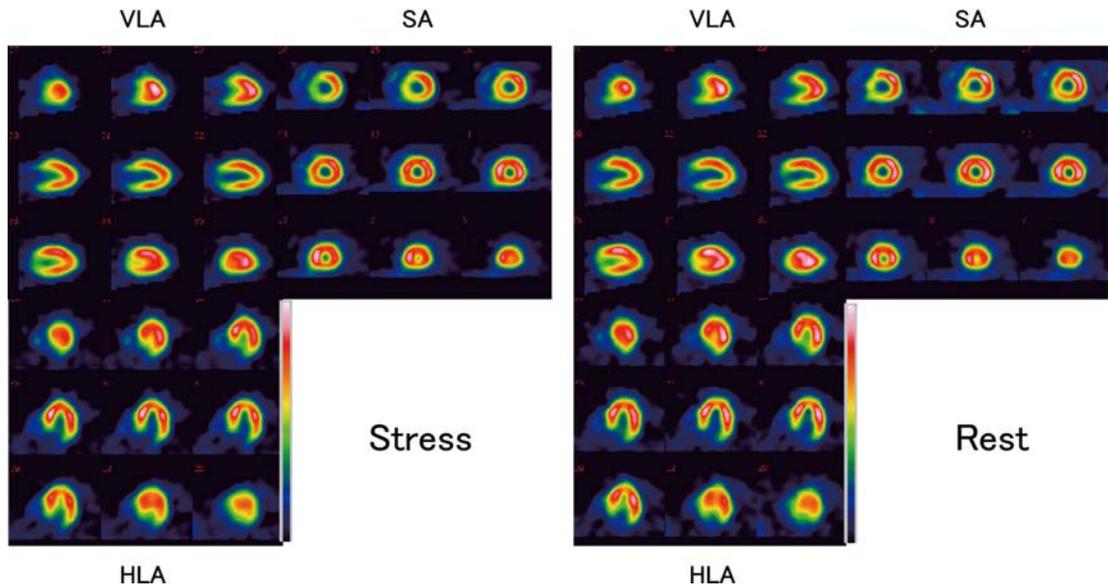
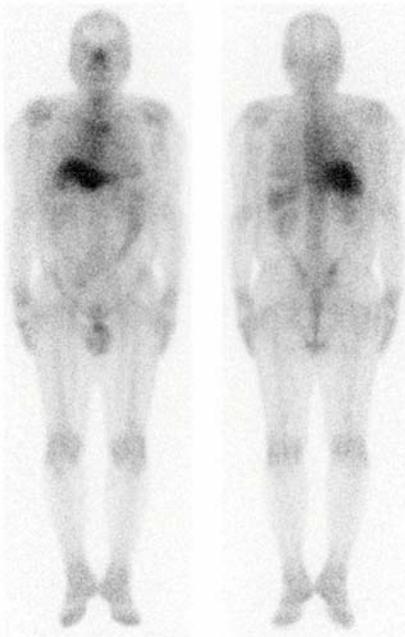


図 3 2 検出器のL型90度の180度収集における基準画像

p 49

ガリウムシンチグラフィ編：

全身スキャン



SPECTとCTのFusion

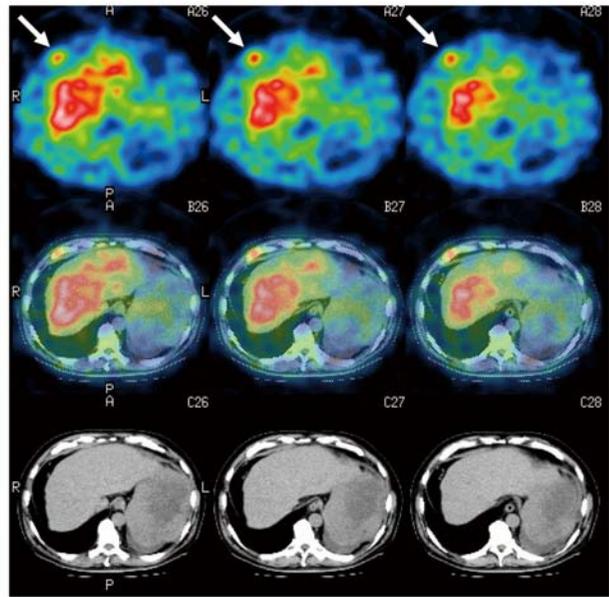


図7 悪性リンパ種の肋骨転移 (SPECT 画像の矢印に示す部位にガリウムの集積が認められるが、全身スキャンでは肝臓との重なりにより検出不可能である。またX線 CT とフュージョンを行うことにより明確に位置が同定できる。)

p 51

出力のポイント編：

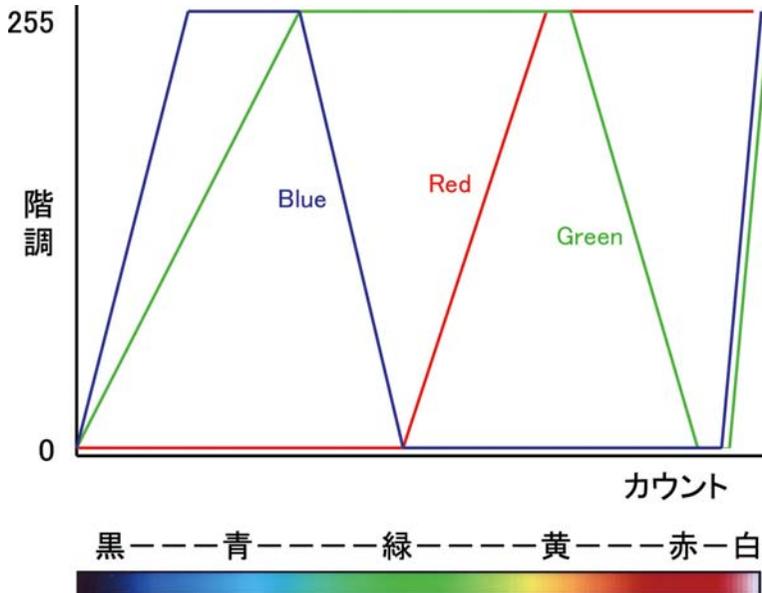


図1 カラースケールの作成例 (PRISM カラー)

p 51

出力のポイント編：

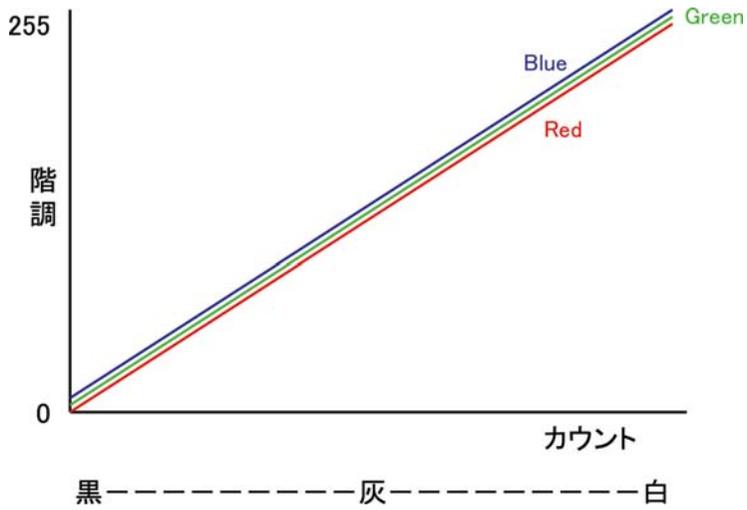
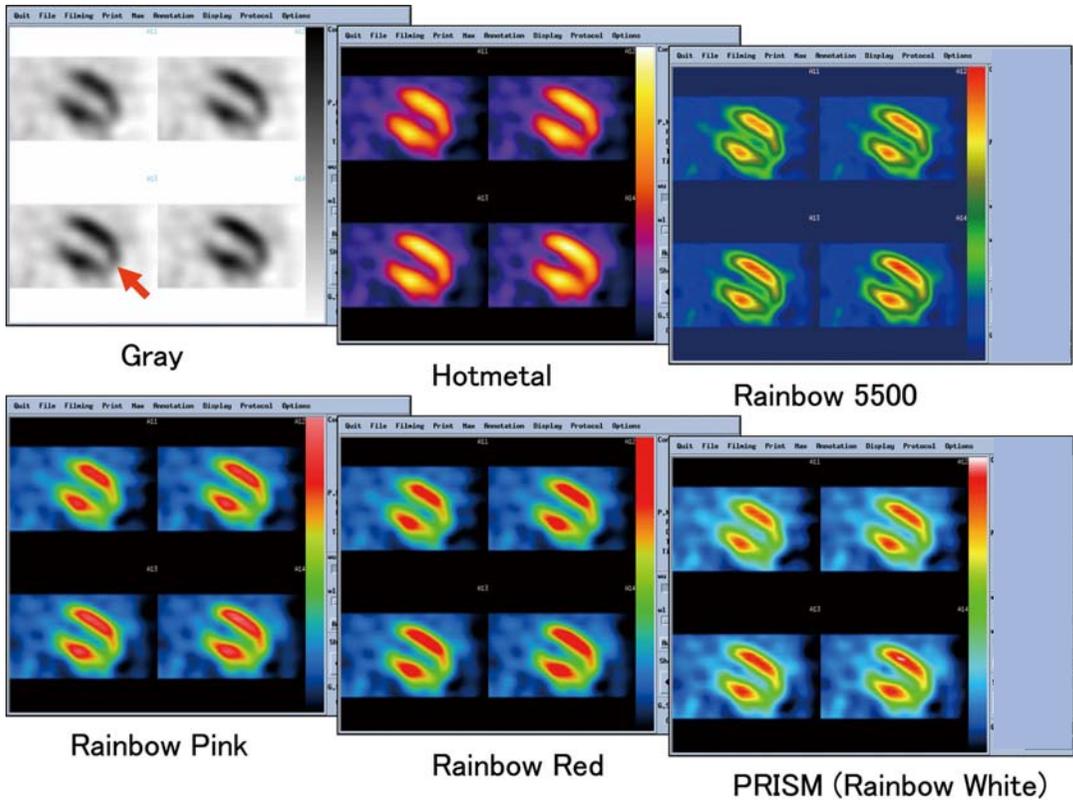


図 2 白黒グレイスケールの作成例 (linear 階調)

p 52

出力のポイント編：

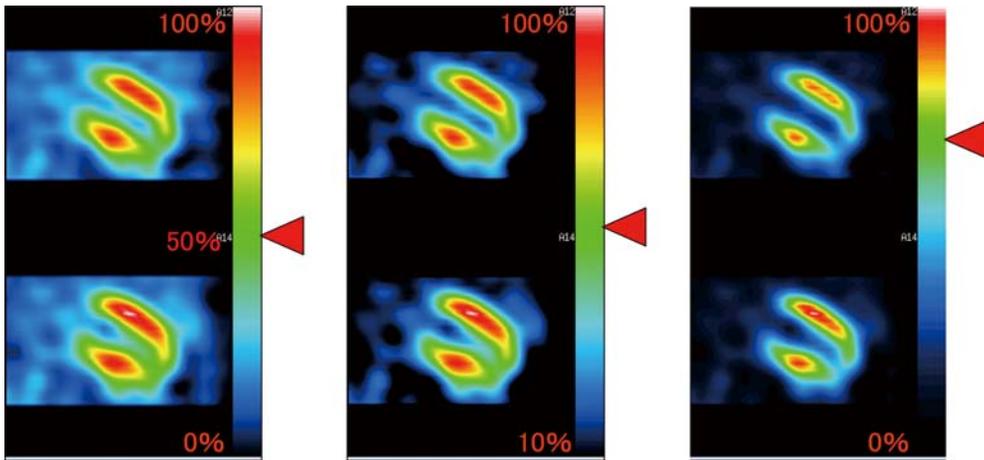


階調: linear upper level 100% lower level 0%にて表示

図 3 カラーコードの違いによる低カウント領域の描出能の変化 (垂直長軸断層における心尖部のカウント低下)

p 53

出力のポイント編 :

PRISM カラー
linear 階調

0-100% 表示

PRISM カラー
linear 階調

10-100% 表示

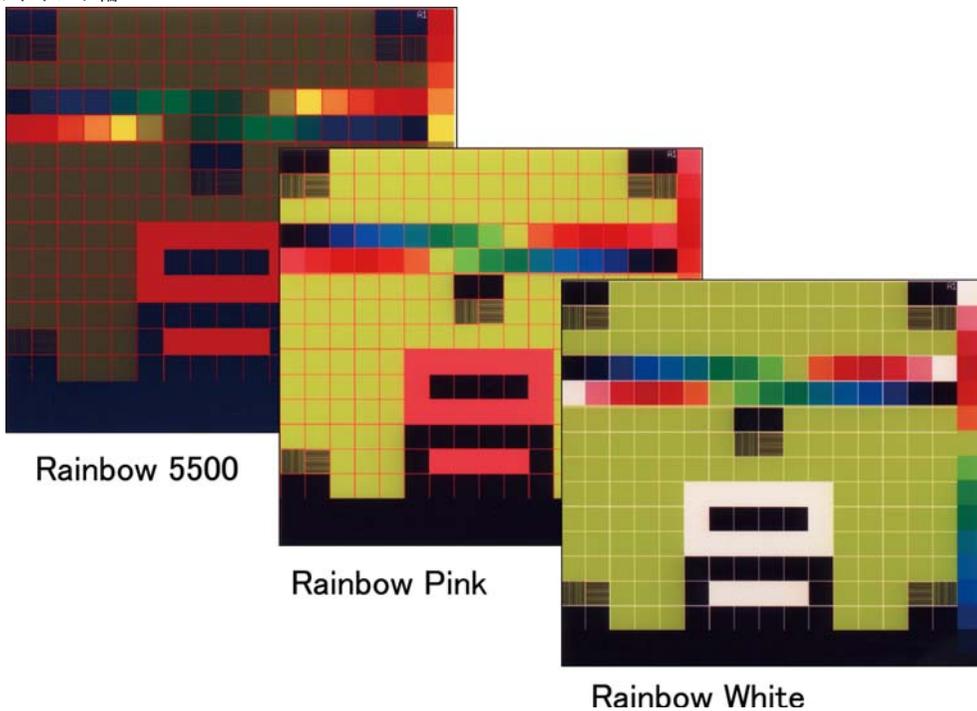
PRISM カラー
square 階調

0-100% 表示

図4 レインボーカラーの階調設定によるカウント低下領域の描出が変化 (図3と同一症例: square 階調を選択するとカラーの色調が大きく変化することに注意)

p 53

出力のポイント編 :



Rainbow 5500

Rainbow Pink

Rainbow White

図5 16階調パターンによるカラーコード表示例 (SMPTE パターンを用いても調整可能)

出力のポイント編：

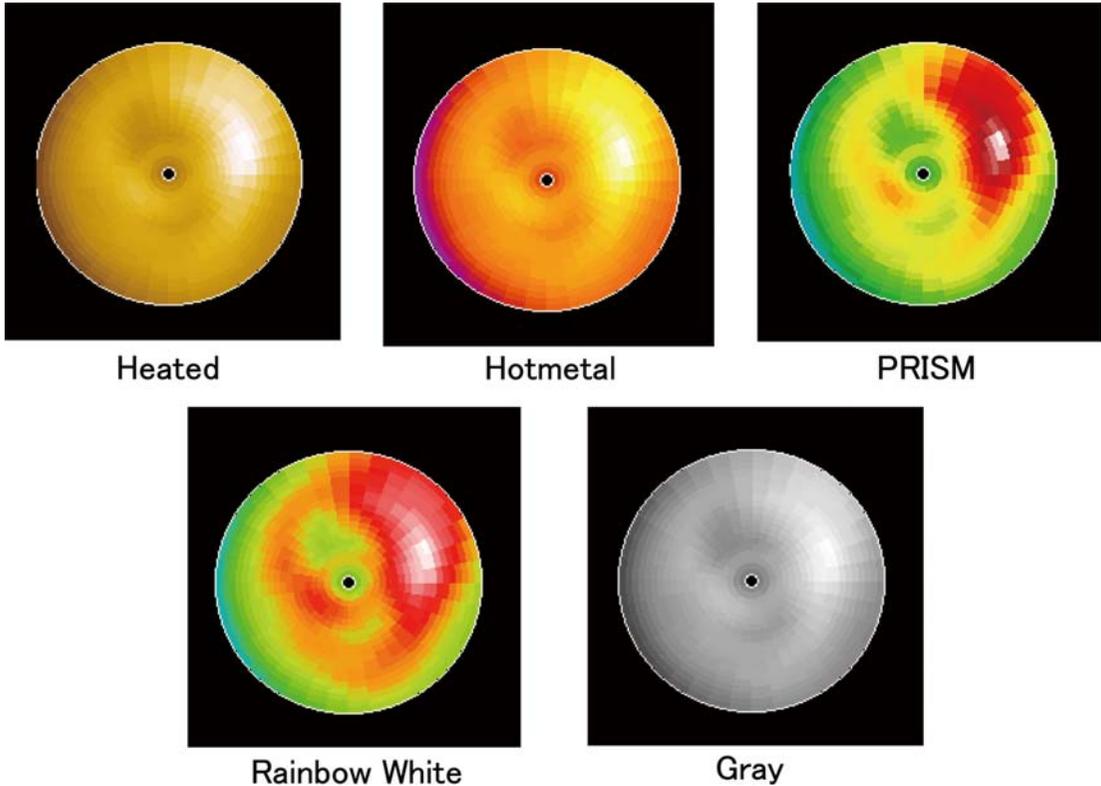


図14 カラースケールの種類による Polar Map の表現の違い

記載の誤りに関するお知らせ

- ・ p.20 脳血流SPECT編
「図10 回転半径の違いによるシステム分解能への影響」において
横軸の距離の単位 「mm」 「cm」に修正
- ・ p.32 心筋SPECT編
2行目 「X、X方向のズレ」 「X、Y方向のズレ」に修正
- ・ p.62 基準画像を作成するためのチェックポイント
再構成 体動補正の項において
「X方向およびX方向・・・」 「X方向およびY方向・・・」に修正
- ・ p.64 基準画像を作成するためのチェックポイント
再構成 体動補正の項において
「X、X方向・・・」 「X、Y方向・・・」に修正