

— 資 料 —

機器メーカーに対する画像の収集・処理・表示・出力の 標準化に関するアンケート調査報告

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

寺岡 悟見

株式会社第一ラジオアイソトープ研究所

柳沢 正道

千葉県循環器病センター

大屋 信義

九州大学病院

片渕 哲朗

国立循環器病センター

委員長 仁井田秀治

日本メジフィジックス株式会社

学術委員長 齋藤 京子

虎の門病院

Questionnaire Report against the Nuclear Medicine Manufacturers for Standardization of Image Acquisition, Processing, Display and Output

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

Satomi TERAOKA

Daiichi Radioisotope Laboratories, LTD.

Masamichi YANAGISAWA

Department of Radiology,
Chiba Cardiovascular Center Hospital

Nobuyoshi OHYA

Department of Radiology, Kyushu University Hospital

Tetsuro KATAFUCHI

Department of Nuclear Medicine Examination,
National Cardiovascular Center Hospital

Hideharu NIIDA

Nihon Medi-Physics CO., LTD.

Chairman of Scientific Committee, Japanese
Society of Nuclear Medicine Technology

Kyoko SAITOH

Department of Radiology, Toranomon Hospital

(article received : Jan 15, 2005)

Key words : Nuclear medicine technology, Nuclear medicine manufacturers, Questionnaire report, Standardization, Quantification

I. はじめに

核医学は20世紀の後半から急速に発展し、非侵襲的に様々な臓器の特徴を機能画像として医療の

場に提供してきた。しかし、他のモダリティの進歩発展は凄まじいものがあり、核医学の独壇場であった機能画像の領域にまで及んでいる。核医学の更なる発展のためには核医学画像の信頼性や客

観性を向上させ、EBM (evidence-based medicine: 科学的証拠に基づく医療) を確立することが重要と考える。しかし、核医学は大きな自由度を持つことで発展してきた経緯があり、核医学画像の現状は、必ずしも標準化された画像とは言えない。また、優れた画像や標準化された画像がどのようなものか、どうすればそれを実現することができるのか、を臨床現場において判断する指標がないため実際に出力された画像の品質にもバラツキが生じていると思われる。

そこで、当ワーキンググループでは標準化に向けた第一歩として、核医学診療の実態と収集・処理・表示・出力の4つの過程に関して、全ての核医学施設における個々のご意見やご指摘を取りまとめ、今後の核医学の発展に役立てる目的で、2003年5月に全核医学施設を対象に大規模なアンケート調査を実施した。全国1,225施設のうち、750施設から回答があり、このアンケート調査の結果の一部は中間報告として、2003年7月に開催された第23回日本核医学技術学会総会(金沢市)にて発表するとともに、そのアンケート報告は2004年2月(24巻2号)の学会誌に掲載した。

当ワーキンググループとしてこのアンケートをまとめ、活動を進めるにあたり、推奨条件等で機器メーカーに確認する必要がある項目があったため、2004年1月に機器メーカーに対するアンケート調査を実施した。膨大なアンケートにご協力いただいた機器メーカーの核医学装置担当者各位に感謝するとともに、アンケート結果の一部はユーザーにとっても有用な情報であり、結果を共有し今後の核医学の発展に役立てたいと考え、ここに報告することとした。

なお、このアンケート調査の結果は2004年7月に開催された第24回日本核医学技術学会総会(千葉市)にて掲示するとともに、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討論会「機器メーカーは標準化のために何ができるか」で報告・討議を行っている。

II. 対象機器メーカーと対象機種

対象機器メーカーは、東芝メディカルシステムズ株式会社(以下、東芝)、シーメンス旭メディック株式会社(以下、シーメンス)、株式会社

島津製作所(以下、島津)、GE 横河メディカルシステム株式会社(以下、GE)、株式会社日立メディコ(以下、日立)の5社である。

対象機種は基本的に、東芝は GCA-7200A, GCA-9300A, ECAM, シーメンスは、ORBITAR, DIACAM, MultiSPECT2, MultiSPECT3, ECAM, 島津は Prism-1000/XP, Prism-2000/XP, Prism-3000/XP, IRIX, AXIS, GE は Maxxus, Millennium VG, Millennium MG, 日立は 2500IV, VERTEX, FORTE とした。

III. アンケートの目的と質問内容

機器メーカーに対するアンケートの目的は、下記を把握することにあった。

- 標準化のために知っておくべき機器に関連する情報
- ユーザーが採用する収集・処理・表示条件に大きな影響を及ぼす機器メーカーの推奨(初期)条件
- 標準化に果たす機器メーカーの役割(社内基準など)

アンケート項目は、下記の11項目である。各項目に複数の質問が設定されている。

1. 現時点での国内稼働実績
2. 収集関連
3. 再構成処理
4. ユーザーに対する取扱説明
5. イメージャー調整
6. 保守・サービス
7. DICOM 環境
8. 脳血流 SPECT (推奨条件など)
9. 心筋 SPECT (推奨条件など)
10. 骨・腫瘍核医学検査(推奨条件など)
11. 核医学画像の定量化・基準化, その他

下記にアンケート質問内容の一覧を示す。

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

機器メーカー各社に回答していただくに当たって、

- 本アンケートの集計結果は学会(総会、地方会)、学会誌、学会ホームページ等で報告する事を予定しています。従って、公開できないものについては、下記の非公開レベルとその理由

を明記して下さい（「非公開レベル（理由：～）」）。

非公開レベル 1：ワーキンググループおよび現ユーザーも含め公開できない

非公開レベル 2：ワーキンググループのみに公開する

非公開レベル 3：現ユーザーのみに公開する（している）

非公開レベル 4：ワーキンググループおよび現ユーザーのみに公開する

但し、この場合でも「非公開」であることは報告させていただくことをご了解下さい。

1. 現時点での国内稼働実績

1-1. ガンマカメラシステム（ガンマカメラと処理装置）の種類別の現時点での稼働台数、施設数

注意：

ガンマカメラには検出器数を明記して下さい。

同一名称のガンマカメラで検出器数が異なる場合には分けて記入して下さい。

同一名称のガンマカメラでクリスタル厚が違う場合には分けて記入して下さい。

同一名称のガンマカメラで同時計数回路が装備されている場合には分けて記入して下さい。

ガンマカメラと処理装置の組み合わせが違う場合には分けて記入して下さい。

2. 収集関連

2-1. 各々のガンマカメラにおける使用コリメータの種類と仕様（名称、フォールの形状や長さ、フォールや隔壁の径、5%貫通エネルギーなど：仕様書に書かれているもの）

注意：

仕様書自体を添付して頂いても結構です

特殊な名称のコリメータには概要・特徴を記入して下さい。

2-2. ファンビームコリメータ使用時の感度補正機構の有無とアルゴリズム

注意：

収集時に補正されるのか処理時に補正されるのかを記入して下さい。

補正機構がある場合でユーザーがこの補正の使用を選択できる場合は、default と具体的な変更手順を記入して下さい。

2-3. ピクセルサイズの定義式

注意：

基準視野の定義方法も記入して下さい。

2-4. SPECT における下記のサンプリング条件（範囲・制限など）

- 収集マトリクス
- 角度サンプリング
- 回転軌道
- 2 検出器における90度/鋭角収集
- 収集モード (step/continuous)

2-4. 多検出器システムでの感度相互調整（均一化）機構の有無とアルゴリズム・許容範囲

注意：

収集時に補正されるのか処理時に補正されるのかを記入して下さい。

補正機構がある場合でユーザーがこの補正の使用を選択できる場合は、default と変更手順を記入して下さい。

2-5. PMT 安定化機構の有無とアルゴリズム

注意：

有無に関わらず、機器メーカーとして許容している日内変動幅も記入して下さい。

2-6. 検出器に関わる各種補正（エネルギーピーク、直線性、固有均一性、総合均一性、回転中心）のアルゴリズム

注意：

収集時に補正される項目と処理時に補正される項目を分けて記入して下さい。

エネルギー別（核種別）の補正条件が必要かどうかを記入して下さい。

3. 再構成処理

3-1. スムージングフィルタの種類と式

注意：

式のパラメータには単位も記入して下さい。

3-2. 推奨しているスムージングフィルタの種類、条件とその理由（参考文献等）

注意：

推奨フィルタが Butterworth フィルタではない場合は、Butterworth フィルタでの推奨条件とその理由（参考文献等）も記入して下さい。

3-3. 再構成フィルタの種類と式

注意：

式のパラメータには単位も記入して下さい。

3-4. 推奨している再構成フィルタの種類、条件とその理由（参考文献等）

3-5. 再構成フィルタに起因するエリアシング対策の有無とアルゴリズム（式変形, zero-padding 等）

3-6. 再構成画像に対するスケーリング機能の有無とファクタの定義式

注意：

ユーザーレベルでこの機能が変更できる場合には方法も記入して下さい。

3-7. 減弱・散乱・コリメータ開口（分解能）補正なしの MLEM (OSEM) の導入処理装置の種類、導入台数、施設数、および有償・無償の別

3-8. 減弱・散乱・コリメータ開口（分解能）補正付き MLEM (OSEM) の定義式、導入処理装置の種類、導入台数、施設数、および有償・無償の別

3-9. MLEM (OSEM) の使用を推奨している検査とその理由（参考文献等）

3-10. MLEM (OSEM) の使用を推奨していない検査とその理由（参考文献等）

3-11. MLEM (OSEM) の推奨条件 (iteration, subset) とその理由（参考文献等）

3-12. MLEM (OSEM) における下記の条件

- C_{ij}
- Subset の組み合わせの制限
- Subset の使用順序
- λ_j の初期値
- 再構成前後で自動的に行われる処理の内容・アルゴリズム（スムージング処理等）
- その他、(原理上ではない) ソフトウェア上の特徴・制限

4. ユーザーに対する取扱説明

4-1. 取扱説明に関する社内基準

注意：

ユーザーのレベルの違いにどう対応するかや取扱説明を終了する基準・考え方も記入して下さい。

4-2. 機器設置時の取扱説明の内容と日数

4-3. 取扱説明専任者（インストラクター）の有無と数

4-4. 機器稼働後のフォローの取扱説明の回数と

日数

4-5. 説明項目の内、SPECT に関連する下記の項目の説明内容（設定・選択基準、考え方など）

- コリメータ
- 収集マトリクス
- 収集拡大率
- 収集時ピクセルサイズ
- 収集時間
- 収集 projection 数
- 回転軌道
- エネルギーウィンドウ
- 収集モード
- 減弱補正（方法, μ 値）
- 散乱補正（方法, 散乱補正ウィンドウ）
- 再構成画像の表示条件（表示スケール, 表示レベル）

4-6. 集合トレーニングの有無と内容（参加基準, 規模など）

4-7. その他, 御社の取扱説明に関する特徴

5. イメージャー調整

5-1. イメージャーマーカーに提示する調整基準の有無と内容

5-2. ユーザーレベルでの処理装置側出力条件の変更機能の有無と方法

5-3. イメージャー調整に関する御社の役割と責任

6. 保守・サービス

6-1. 保守点検契約施設数と全稼働施設数に対する割合

6-2. 保守点検の点検項目と間隔

6-3. オンラインメンテナンスの有無と内容

6-4. フィールドサービスに対する教育制度

6-5. 検査が不可能になるようなトラブル発生時の検査が可能になるまでの平均修理時間

7. DICOM 環境

7-1. DICOM 環境に接続可能な処理装置の種類とそれぞれの接続形式 (SCP, SCU, DICOM Work list: HIS/RIS)

7-2. システムを DICOM 環境にするための有償・無償の別

7-3. オフラインでの DICOM 入出力 (DICOM P10) の有無と有償・無償の別

7-4. DICOM 環境で接続可能な他社核医学処理装置との接続実績

7-5. その他，御社 DICOM 環境の特徴・制限など

8. 脳血流 SPECT

8-1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨の収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨の処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚等）

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨表示出力条件（表示スケール，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の散乱線補正に関する推奨条件

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の減弱補正に関する推奨条件

▶¹²³I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の定量解析に関する基本的考え方

8-2. その他，機器メーカーとして推奨している条件

8-3. 統一した推奨条件がない場合には，各施設への推奨条件の提示基準

9. 心筋 SPECT

9-1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

▶各製剤（²⁰¹Tl，^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI & tetrofosmin（以下，Tetro），¹²³I-BMIPP，¹²³I-MIBG）の機器メーカー推奨収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）

▶各製剤（²⁰¹Tl，^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI & Tetro，¹²³I-BMIPP，¹²³I-MIBG）の機器メーカー推奨処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚等）

▶各製剤（²⁰¹Tl，^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI & Tetro，¹²³I-BMIPP，¹²³I-MIBG）の機器メーカー推奨表示出力条件（表示スケール，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）

▶各製剤（²⁰¹Tl，^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI & Tetro，¹²³I-BMIPP，¹²³I-MIBG）の散乱線補正に関する推奨条件

▶各製剤（²⁰¹Tl，^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI & Tetro，¹²³I-BMIPP，¹²³I-MIBG）の減弱補正に関する推奨条件

▶体動補正機能の有無とアルゴリズム，および使用する際の推奨条件

▶ゲート SPECT に関する推奨収集・処理・表示条件

▶ゲート SPECT 用解析ソフトウェアの種類，および推奨するソフトウェアとその理由

▶2 各種同時収集に関する推奨収集・処理・表示条件

9-2. その他，機器メーカーとして推奨している条件

9-3. 統一した推奨条件がない場合には，各施設への推奨条件の提示基準

10. 骨・腫瘍核医学検査

10-1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

▶SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP & HMDP，²⁰¹Tl，⁶⁷Ga）の機器メーカー推奨収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）

▶SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP & HMDP，²⁰¹Tl，⁶⁷Ga）の機器メーカー推奨処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚，MIP処理等）

▶SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP & HMDP，²⁰¹Tl，⁶⁷Ga）の機器メーカー推奨表示出力条件（表示階調，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）

▶SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP & HMDP，²⁰¹Tl，⁶⁷Ga）の散乱線補正に関する

推奨条件

▶SPECT における各製剤 (^{99m}Tc -MDP & HMDP, ^{201}Tl , ^{67}Ga) の減弱補正に関する推奨条件

▶全身 SPECT 機能の有無と推奨収集・処理・表示条件 (上記と違う場合のみ)

10-2. その他, 機器メーカーとして推奨している条件

10-3. 統一した推奨条件がない場合には, 各施設への推奨条件の提示基準

11. 核医学画像の定量化・基準化, その他

11-1. CT や MRI の画像に比べて, 核医学画像は施設間のばらつきが多いと言われていますが, 標準化についての考えは?

11-2. 標準化する場合, 最初に取り組むべき内容は?

①収集方法の標準化

②処理方法の標準化

③画像表示方法の標準化

④出力画像の標準化

⑤各種解析ソフトの標準化

⑥その他 ()

11-3. 現在, 標準化に向けて御社で実際に取り組んでいることは?

11-4. 機器購入予定施設にシステム全体として提案する場合, イメージャーを含め各装置の性能や装置間の相性をどう考慮していますか?

11-5. 標準化に関連したユーザーに対する要望は?

11-6. 各施設の処理装置のバージョンは全国で統一されていますか?

注意:

統一されていない場合はその理由も記入して下さい。

11-7. 標準化された収集・処理・表示・出力に関するガイドラインは必要であると考えていますか?

11-8. 核医学画像において優れた画像がどのようなものであるかは社内で標準化されていますか?

11-9. 本年4月から特定機能病院で入院患者に対する包括医療が実施され, また健康保険本人の3割負担が実施されていますが, 核医学検

査数への影響をどう予想されていますか?

11-10. 個人的な見解で結構ですので, 核医学検査は今後どのようになっていくと思われますか? 忌憚のない意見をお聞かせ下さい。

(以上)

IV. アンケートの回答 (一部抜粋)

今回のアンケート調査は記入方式の回答であり, 集計は行っていない。本報告で全ての質問と回答を記述することはできないので, ユーザーにとって特に重要と思われる質問に関する回答を抜粋して示す。なお, 各機器メーカーの回答の全容は学会のホームページ (www.jsnmt.umin.ne.jp) のワーキンググループ報告内の「機器メーカー情報コーナー」に掲載されているので, 参照されたい。

1. 質問2-3: ピクセルサイズの定義式

定義式を下記に示す。

ピクセルサイズ=基準視野/マトリクスサイズ/拡大率

ここで, 基準視野とはピクセルサイズの計算で使用する最大径の視野である。通常, 基準視野は検出器の長径にあわせて正方形に設定される。なお, 通常, 検出器の周辺部は性能が保障できないため電氣的にマスキングするが, 有効視野はマスク後の視野であり, 基準視野とは違うことを認識していただきたい (基準視野>有効視野)。表1に各機種での基準視野, 有効視野を示す。

2. 質問3-1: スムージングフィルタの種類, 式

再構成処理過程で使用するスムージングフィルタの種類, 式に関する質問である。複数のフィルタが用意されている機種が多いが, 標準化のために共通して使用できるのは Butterworth フィルタのみであった。但し, 同じ Butterworth フィルタでも機種ごとに式に違いがあった (表2参照)。カットオフ周波数の単位についてもピクセルを基本とする cycle/pixel, nyquist (=0.5 cycle/pixel) が採用されている機種と cm を基本とする cycle/cm が採用されている機種が混在した。

3. 質問3-2, 8-1, 9-1, 10-1: スムージングフィルタの推奨条件

再構成処理過程で使用するスムージングフィルタの推奨条件に関する質問である。表3に各

表 1 基準視野と有効視野

質問2-3

メーカー	ガンマカメラ	基準視野 (mm)	有効視野 (mm)
東芝	GCA-9300A	409.6	380×210
	GCA-7200A	550.4	550×400
	E.CAM	614.4	533×387
シーメンス	ORBITAR	614.4	387φ (円形)
	DIACAM, MultiSPECT2, ECAM		533×387
	MultiSPECT3	455.68	410×310
島津	Prism3000/XP	456.0	400×240
	Prism1000, 2000/XP	598.0	510×380
	IRIX, AXIS		533×393
GE	Maxxus	552.96	508×368
	Millenium MG	578.56	510×360
	Millenium VG	512×登録値*	540×400
日立	ADAC (VERTEX, FORTE)	606.208	510×380
	日立 (2500IV)	583.68	

* 登録値 < 1.105 (システムごとに多少違っている)

表 2 Butterworth フィルタの式, 単位

質問3-1

メーカー	処理装置	式	Cutoff (fc) の単位
東芝	GMS-5500	$1/[1+(f/fc)^n]$	cycle/pixel
	e.soft	$1/[1+(f/fc)^{2n}]$	nyquist 但し, c.soft (東芝) では以下の3種類から選択可能 (nyquist, cycle/pixel, cycle/cm)
シーメンス	ICON, c.soft	$1/[1+(f/fc)^{2n}]$	nyquist
島津	Odyssey	$1/[1+(f/fc)^{2n}]$	cycle/pixel 但し, Odyssey FX/LX の最新バージョンでは, cycle/2 pixel
GE	Star, Genie	$1/\sqrt{1+(f/fc)^p}$	cycle/cm
日立	日立製	$1/\sqrt{1+(f/fc)^n}$	cycle/pixel
	ADAC	$1/[1+(f/fc)^{2n}]$	nyquist
	(PEGASYS)	$1/[1+1.414^*(f/fc)^n]$	
		$1/[1+(f/fc)^n]$	

メーカーの基本的な考え方, および脳血流 SPECT, 心筋 SPECT, 骨・腫瘍核医学検査における推奨条件を示す。ほとんどで Butterworth フィルターが推奨されている。但し, 係数 (オーダー, カットオフ周波数) に関しては推奨条件がないメーカーも存在した。

4. 質問8-1, 9-1, 10-1: SPECT 画像表示の推奨条件 (スケール, カラー)

脳血流 SPECT, 心筋 SPECT, 骨・腫瘍核医学検査における表示の推奨条件である。各メーカーの回答を表4に示す。回答に対する統一性がなく, 特にカラーに関してはメーカー独自のカラーであり比較は困難であった。また, 推奨条件がないメーカーも存在した。

5. 質問8-1, 9-1, 10-1: 散乱補正の推奨条件

散乱補正に関する推奨条件を脳血流 SPECT, 心筋 SPECT, 骨・腫瘍核医学検査ごとに質問した。各メーカーの回答を表5に示す。推奨条件がないメーカーが存在した。

6. 質問8-1, 9-1, 10-1: 減弱補正の推奨条件

減弱補正に関する推奨条件を脳血流 SPECT, 心筋 SPECT, 骨・腫瘍核医学検査ごとに質問した。各メーカーの回答を表6に示す。

7. 質問11-1: 標準化についての考え

この質問に対する各メーカーの回答を表7に示す。標準化が必要であることは共通認識であったが, その困難さも指摘された。

8. 質問11-5: 標準化に関するユーザーへの要望

この質問に対する各メーカーの回答を表8に示す。

表3 Butterworth スムージングフィルタの推奨条件 質問3-2, 8-1, 9-1, 10-1

東芝	Butterworth を推奨。推奨条件：オーダーは8，カットオフは0.5×ピクセルサイズ/SPECT 分解能 (cycle/pixel)。	
	脳血流 SPECT	
	心筋 SPECT	
	骨腫瘍 SPECT	
シーメンス	奨励とするフィルタは Butterworth であるが，使用するコリメータや，検査内容によって変更することがある。遮断周波数・次数に関しては，収集条件や検査条件，読影医の判断も入ってくる為，ユーザに変更方法を説明し，任意に設定してもらっている。	
	脳血流 SPECT	オーダー：8，カットオフ：0.2 cycle/pixel (pixel size=3.3 mm)
	心筋 SPECT	オーダー：8，カットオフ：0.2 cycle/pixel (pixel size=6.6 mm)
	骨腫瘍 SPECT	
島津	Butterworth を推奨。Wiener, Metz などは周波数増幅の影響で，偽像を作り出す危険がある。また，最適パラメータを設定しにくい。	
	脳血流 SPECT	オーダー：8，カットオフ：10% noise cut level
	心筋 SPECT	オーダー：5～8，カットオフ：10% noise cut level
	骨腫瘍 SPECT	オーダー：8，カットオフ：10% noise cut level
GE	Butterworth を推奨。但し，骨のみ HANN。条件は収集されたカウントに応じて決めることがよりよいイメージを作る上で必要であり，施設で変更していただくようお願いしている。	
	脳血流 SPECT	オーダー：10，カットオフ：0.55 cycle/cm
	心筋 SPECT	オーダー：10，カットオフ：0.52 cycle/cm (核種，プロトコルなどで変更)
	骨腫瘍 SPECT	Ga：オーダー：10，カットオフ：0.28 cycle/cm (骨：HANN 0.9)
日立	極力定量性を損なわないよう Butterworth を推奨している。	
	脳血流 SPECT	
	心筋 SPECT	
	骨腫瘍 SPECT	

表4 SPECT 画像表示の推奨条件 (スケール，カラー) 質問8-1, 9-1, 10-1

東芝	脳血流 SPECT	表示スケールはカウントと表示濃度が二乗の関係になるもの (表示カラーが白黒の場合)。表示カラーは白黒もしくはレインボー。
	心筋 SPECT	表示スケールはカウントと表示濃度が二乗の関係になるもの (表示カラーが白黒の場合)。表示カラーは白黒もしくはホットメタル。
	骨腫瘍 SPECT	表示スケールはカウントと表示濃度が二乗の関係になるもの (表示カラーが白黒の場合)。表示カラーは白黒もしくはホットメタル。
シーメンス	脳血流 SPECT	スケールトップを最大 SPECT カウント：100%とし，ボトムの10%カット。LUT は Gray と SPECTRUM とし，カラーのみの出力は奨励しない。
	心筋 SPECT	スケールトップを最大 SPECT カウント：100%とし，ボトム10%カット。LUT は Gray と SPECTRUM とし，カラーだけの出力は奨励しない。
	骨腫瘍 SPECT	スケールトップを最大 SPECT カウント：100%とし，ボトム10%カット。LUT は Gray。
島津	脳血流 SPECT	特にない。各施設の要望に都度対応。
	心筋 SPECT	
	骨腫瘍 SPECT	
GE	脳血流 SPECT	特にない。
	心筋 SPECT	特にない。
	骨腫瘍 SPECT	
日立	脳血流 SPECT	Lower 10%カット，カラーは Hitachi-Rainbow。
	心筋 SPECT	Lower 10%カット，カラーは Hitachi-Rainbow。
	骨腫瘍 SPECT	Lower カットなし，カラーは骨が Gray，腫瘍は Hitachi-Rainbow。

表 5 散乱補正の推奨条件

質問8-1, 9-1, 10-1

東芝	脳血流 SPECT	TEW 散乱線補正を適用する。但し、散乱線補正を行った場合は減弱補正も併せて行うこと。
	心筋 SPECT	心臓では減弱補正が困難で、散乱補正のみを行うとかえって減弱の程度を強調してしまうので、散乱補正は行わない。
	骨腫瘍 SPECT	^{67}Ga においては TEW 散乱補正を行う（メイン20%，サブ7%の90 keV と 185 keV）， $^{99\text{m}}\text{Tc-MDP}$ & HMDP ， ^{201}Tl は行わない。
シーメンス	脳血流 SPECT	Multi Energy Window 法（メイン20%，サブ7%）。散乱画像に対しは 0.07 cycle/pixel 程度の Butterworth フィルタ処理。
	心筋 SPECT	脳 SPECT と同条件での散乱補正を行う。
	骨腫瘍 SPECT	Tc/Tl 製剤の場合、散乱補正しないケースが多いが、脳 SPECT と同様の設定で処理可能である。Ga の場合は積極的に散乱補正を行い、300 keV ピークの有る無しに関わらず、同じ処理プロトコルで散乱補正が可能である。散乱線ウィンドウの設定に関しては、脳 SPECT と同様である。
島津	脳血流 SPECT	特にない。施設ごとに散乱線補正プロトコルを組んで対応。
	心筋 SPECT	特にない。施設ごとに散乱線補正プロトコルを組んで対応。
	骨腫瘍 SPECT	特にない。施設ごとに散乱線補正プロトコルを組んで対応。
GE	脳血流 SPECT	特別推奨している条件はない。
	心筋 SPECT	^{201}Tl ， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤の場合、X線 CT 画像を利用した吸収補正を行う場合、散乱線補正（DEW 法）を同時に行うことを勧めしている。
	骨腫瘍 SPECT	特にない。
日立	脳血流 SPECT	ADAC：適用しない。日立：楕円近似法。
	心筋 SPECT	ADAC：標準では適用しないが、外部線源による吸収補正時は DEWS 法を適用する。日立：適用しない。
	骨腫瘍 SPECT	ADAC：適用しない。日立：適用しない。

表 6 減弱補正の推奨条件

質問8-1, 9-1, 10-1

東芝	脳血流 SPECT	Chang 逐次近似法（逐次近似1回）を適用する。併せて散乱線補正を行うこと。減弱係数マップは TCT もしくは CT を ART（自動位置合わせソフト）により位置を合わせて変換したものを使用。もしくは SPECT から輪郭を抽出したものを使用。
	心筋 SPECT	減弱補正は行わない。
	骨腫瘍 SPECT	減弱補正は行わない。
シーメンス	脳血流 SPECT	パラレルコリメータ時で $\mu=0.1$ ，ファンビームコリメータ時で $\mu=0.05$ の Chang 減弱補正。
	心筋 SPECT	外部線源による同時収集による吸収マップを用いた減弱補正以外は、奨励しない。
	骨腫瘍 SPECT	基本的に腫瘍 SPECT での減弱補正は奨励しないが、CT 画像と重ね合わせ後にこれを用いた減弱補正は可能である。
島津	脳血流 SPECT	Chang 法（ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ は $\mu=0.09$ ， ^{123}I は $\mu=0.06$ ）。
	心筋 SPECT	しない。
	骨腫瘍 SPECT	特にない。施設ごとに都度対応。
GE	脳血流 SPECT	Sorenson/Chang 法。
	心筋 SPECT	X線 CT 画像を利用した減弱補正（有償オプション）。
	骨腫瘍 SPECT	X線 CT 画像を利用した減弱補正（有償オプション）。
日立	脳血流 SPECT	ADAC，日立：Chang 法。
	心筋 SPECT	ADAC：標準では適用しないが、外部線源による減弱補正時は適用する。日立：適用しない。
	骨腫瘍 SPECT	ADAC：適用しない。日立：適用しない。

V. 各項目の質問の目的と回答に対する考察

項目ごとに質問の目的と回答に対する考察を列

記する。

項目1では、現時点での国内稼動実績として、機種と稼働台数を質問した。当ワーキンググルー

表7 標準化についての考え

質問11-1

東芝	科学的な根拠がある補正法，データ処理法を採用する。カラスケールは標準化が必要。米国と日本では画像処理に関するコンセプトが異なるので，日本独自の標準を作るべき。
シーメンス	現実として施設によって dose 量，検査数・検査枠の時間が異なるため，同じシステムでも同じ撮像条件を設定できないケースが多い。CT/MRI に比べ画質が悪い分，読影に使用される画質にも幅ができてしまう傾向がある。また，機器の基本特性と撮像条件だけでなく，コリメータ特性も標準化を妨げる要因となっている。しかし，患者にとってどの病院を訪問しても同じ検査代を支払う以上，同じクオリティで画像診断が行えるようにすることは非常に重要である。
島津	必要だと考えます。
GE	定量性の高い PET 検査の方が，標準化にも適していると考えます。
日立	CT や MRI に比べて核医学検査では，主に被曝量の問題から投与量が低く抑えられることから収集されたデータの情報量が 1/1,000 以下と少なく不必要なノイズが大きいいため，最適な画像が得られる条件の範囲は CT や MRI にくらべると狭い。また，各メーカーが画質を追求してきた結果生じた収集コリメータ特性の違い，RI 減弱，薬剤の uptake の個人差なども条件の標準化にとっては厄介な問題であると考えます。

表8 標準化に関するユーザーへの要望

質問11-5

東芝	使われている補正法，データ処理法が科学的に正当かを検証していただきたい。
シーメンス	機器の特性，特にコリメータの特性を理解していただき，各検査に最適なコリメータを適時使用していただくことが，画質向上につながり，これをベースに標準化への検討を行って頂けたらと考えます。
島津	特になし。
GE	保守契約によって，万全なメンテナンスをさせていただきたい。
日立	最適な画像を得ることよりも標準条件での画像を得ることを優先していただくことが必要となります。

ブの活動を進めるにあたり，対象機種の種類や台数を把握することは重要であると考えての質問である。台数に関して非公開のメーカーがあったのは残念である。

項目2では，収集関連として，コリメータの仕様やピクセルサイズの定義式，SPECT におけるサンプリング条件，各種補正技術について質問した。コリメータの仕様については今後 ^{123}I 製剤の推奨条件を検討する際に重要になると考えている。回答で示したピクセルサイズの定義式に関しては，ピクセルサイズがピクセル当たりの情報量 (S/N) や分解能に影響を及ぼすため，各ユーザーは検査ごとにその値自体や求め方 (定義式) を把握しておくことが重要であると考え，質問した。なお，標準化のためにマトリクスサイズが議論される場合があるが，本来はピクセルサイズで議論すべきであり，そのためには基準視野と拡大率が考慮されなければならない。SPECT におけるサンプリング条件，各種補正技術も標準化のために必要な情報であると考え，質問した。

項目3では，再構成処理関連の質問として，ス

ムージングフィルタや再構成フィルタ，MLEM (OSEM) について質問した。回答で示した SPECT における Butterworth フィルタの条件は各施設における SPECT 画像の違いの主な要因の一つになっている。単位についてはピクセルサイズが分かっているれば施設間で比較や標準化が可能であるが，式の違いはユーザーでは工夫できないため，標準化のための障害となる可能性がある。また，社内に統一した推奨条件がないメーカーも存在したが，ユーザーへのアンケート調査の結果から，これらの質問に限らず，機器メーカーの推奨条件がそのまま採用されることが多く，各機器メーカーには統一した推奨条件の重要性を認識していただきたいと考えている。MLEM (OSEM) については方法や各種補正技術，推奨条件等に関して質問した。各機器メーカーとも標準的なソフトは提供しているが，散乱・減弱・分解能補正機能に関しては仕様や有無にバラツキがあった。MLEM (OSEM) は SPECT の重要な技術ではあるが，標準化に採用できるかどうかは十分議論しなければならないと考えている。

項目4では、ユーザーに対する取扱説明として、取扱説明の基準や日数、内容等について質問した。新しい装置が導入された施設での初期条件は機器メーカーの推奨条件であるところが多く、その条件が継続的・永続的に使われることも多い。従って、各機器メーカーの取扱説明の現状は重要な意味があると考え、質問した。

項目5では、イメージャー調整に関する質問をした。標準化には出力系も重要な意味を持っているためである。なお、出力系に関してはイメージャー（フィルム）メーカーへのアンケート調査も実施しているので、総合的に判断したいと考えている。

項目6では、保守やサービスに関する質問をした。機械の性能を維持することは画像の精度維持には必須であり、標準化の大前提でもあると考えての質問である。

項目7では、DICOM 環境に関する質問をした。DICOM 環境が整備されることで処理装置の統一の可能性もあり、質問した。直ぐに普及することではないが、将来の標準化の活動のために重要な項目であると考えている。

項目8～10は、脳血流 SPECT、心筋 SPECT、骨・腫瘍核医学検査における推奨条件に関する質問である。内容の一部を回答に示した。当ワーキンググループの次の活動である検査ごとの条件の検討のための参考として質問した。

項目11では、核医学画像の定量化・基準化など

に関する各機器メーカーの意見を聞いた。回答で示したように、標準化が必要であることは共通認識であったが、その困難さも指摘された。また、ユーザーへの要望として機械に対する理解を要望しているメーカーもあった。標準化のために知っておくべき機器に関連する情報を如何に理解していただくかは重要な課題であると考えている。

VI. おわりに

今回の報告は、日本核医学技術学会学術委員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が2004年1月に実施した「各機器メーカーに対する画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査」の概要とユーザーにとって特に重要と思われる回答を抜粋したものである。

当ワーキンググループの課題である核医学画像の定量化・基準化には、ユーザー・機器メーカー・プリンターメーカーが相補的な役割を果たすことは明らかである。今回の機器メーカーに対するアンケートの回答を参考に、当ワーキンググループとして診療現場の担当者が具体的にイメージできるような情報を提供したいと考えている。

謝 辞

膨大な労力を費やして回答いただいた機器メーカーの関係者各位に感謝いたします。