

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

シーメンス回答

回答者： シーメンス旭メディテック株式会社
メディカルソリューションマーケティング本部
核医学ビジネスマネジメントグループ
小田川 哲郎

非公開レベル

何らかの理由で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が書かれています

非公開レベル1:ワーキンググループ及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及び現ユーザーのみに公開する

アンケート項目

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**
9. 心筋 **SPECT**
10. 骨・腫瘍核医学検査
11. 核医学画像の定量化・基準化, その他

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ください

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ください

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ください

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ください

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ください

装置名	検出器数	施設数	処理装置	稼働台数
Body Scan	2	2	ICON	2
Orbiter	1	2	ICON	2
DIACAM	1	4	ICON	4
MultiSPECT2	2	22	ICON	22
MultiSPECT3	3	34	ICON	34
ECAM	2 (3/8 インチ)	39	ICON	40
ECAM +	2 (5/8 インチ)	6	ICON	6
ECAM Single	1 (3/8 インチ)	2	esoft	2
ECAM	2 (3/8 インチ)	86	esoft	90
ECAM +	2 (5/8 インチ)	11	esoft	11
ECAM Duet	2 (1 インチ)	3	esoft	3

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・特徴を記入してください

製造元カタログデータを添付いたします。

国内設計のコリメータに関しては, 感度・分解能・5%ペネトレーションエネルギーに関して公開可能で

す

ただし, 構造に関する情報は公開レベル1となります。

○Body Scan

・LEHR(Low Energy High Resolution)コリメータ

・ME(Medium Energy)コリメータ

- ・HE(High Energy)コリメータ

○ORBITER

- ・LEAP(Low Energy All Purpose)コリメータ
- ・LEHR(Low Energy High Resolution)コリメータ
- ・LEHS(Low Energy High Sensitivity)コリメータ
- ・LEUHR(Low Energy Ultra High Resolution)コリメータ
- ・ME(Medium Energy)コリメータ
- ・HE(High Energy)コリメータ
- ・Cardio Focal コリメータ (心臓専用多焦点ファンビーム)
- ・Pinhole コリメータ(ホール径 4, 8mm)

○DIACAM

- ・LEAP(Low Energy All Purpose)コリメータ
- ・LEHR(Low Energy High Resolution)コリメータ
- ・ME(Medium Energy)コリメータ
- ・HE(High Energy)コリメータ
- ・Fanbeam コリメータ
- ・Cardio Focal コリメータ (心臓専用多焦点ファンビーム)
- ・Pinhole コリメータ

○MultiSPECT2/3

- ・LEAP(Low Energy All Purpose)コリメータ
- ・LEHR(Low Energy High Resolution)コリメータ
- ・LUHR(Low Energy Ultra High Resolution)コリメータ
- ・Fanbeam コリメータ
- ・ME(Medium Energy)コリメータ
- ・HE(High Energy)コリメータ
- ・EHE(Extra High Energy)コリメータ ※MS2 のみ
- ・Cardio Focal コリメータ (心臓専用多焦点ファンビーム)
- ・Cardio90° コリメータ ※MS3 のみ
- ・Pinhole コリメータ ※MS2 のみ

○ECAM

- ・HS(High Sensitivity)コリメータ
- ・LEAP(Low Energy All Purpose)コリメータ
- ・LEHR(Low Energy High Resolution)コリメータ
- ・LUHR(Low Energy Ultra High Resolution)コリメータ
- ・Fanbeam コリメータ
- ・ME(Medium Energy)コリメータ
- ・MELP(Medium Energy Low Penetration)コリメータ

- ・HE(High Energy)コリメータ
- ・EHE(Extra High Energy)コリメータ
- ・Pinhole コリメータ(ホール径 4, 6, 8mm)

- ・LME Fanbeam コリメータ※
(Tc 製剤だけでなく, I123 製剤の高いピークからのペネトレーションを考慮したファンビーム)
- ・LMEGP(Low-Medium Energy General Purpose)コリメータ※
(Ga, I123, Tc 製剤等の低中エネルギー製剤で汎用的に使用可能なパラレル)
- ・Cardio コリメータ※
(Tl, Tc 製剤での心電同期 SPECT を対象とした高感度パラレル。従来の 1/3 の検査時間, または R-R32 分割収集による高い時間分解能解析を実現)
- ・LELP(Low Energy Low Penetration)※
(センチネルリンパ検査時の RI 投与部からの散乱線・アーティファクト軽減を図った高分解パラレル)

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ください

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ください

アルゴリズムに関しては非公開レベル1

○MultiSPECT2/3

画像再構成後のデータに対し感度補正機構有り。収集時には補正はされず, 再構成後に任意にこの処理を行うことが可能。

多焦点型ファンビームの Cardio Focal コリメータに対する感度補正機構は無い。

○ECAM(ICON コンソール)

画像再構成後のデータに対し感度補正機構有り。収集時には補正はされず, 再構成後に任意にこの処理を行うことが可能。

○ECAM(esoft コンソール)

画像再構成後のデータに対する感度補正機構有り。収集時には補正されず, 再構成後に任意にこの処理を行うことが可能。

また, プロジェクションデータに対する Fanbeam-Parallel 変換・感度補正機構に関しては国内開発ソフトで対応可能。この機能に関しても収集時には補正されず, 画像再構成前に任意にこの処理を行うことが可能。

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ください

ピクセルサイズの定義に関して ECAM を例に挙げて説明する。

ORBITER, DIACAM, MultiSPECT2 でのピクセルサイズを踏襲するため、収集ズーム 1 倍で撮像した場合、有効視野(533x387mm)の上下だけでなく左右にもスペースを追加し、画像データの領域を広げ、正方形の画像データとして保存する。この実際の有効視野より広い領域を基準とし(基準視野)、収集ズームに合わせて撮像領域を縮小し、設定したマトリクスの正方形画像データとして保存する。

ORBITER/DICAM/MultiSPECT2/ECAM での収集ズーム・マトリクスにおけるピクセルサイズ

	1	1.23	1.45	2	2.29	2.67	3.2
64	9.6	7.8	6.62	4.8	4.19	3.6	3
128	4.8	3.9	3.3	2.4	2.2	1.8	1.5
256	2.4	1.95	1.66	1.2	1.05	0.9	0.75
512	1.2	0.96	0.83	0.6	0.53	0.45	0.38

ファンビームコリメータで撮像したプロジェクションデータは、体軸方向のピクセルサイズはパラレルと同じであり、通常の画像再構成においてはこれをピクセルサイズ・スライス厚に使用している。ファンパラ変換後の画像再構成においては拡大収集している横断面方向のピクセルサイズにスライス厚も変換し、等方性ボクセルを実現している。

MultiSPECT3 は設計概念が他の機種と異なる為、独自のピクセルサイズを採用しているが、基本的には収集ズームで変化する撮像領域のサイズを、保存するマトリクスで割ることでピクセルサイズが決定される。

MultiSPECT3 での収集ズーム・マトリクスにおけるピクセルサイズ

	1	1.23	1.45	2	2.29	2.67	3.2
64	7.12	5.79	4.91	3.56	3.11	2.67	2.23
128	3.56	2.90	2.46	1.78	1.56	1.34	1.12
256	1.78	1.45	1.23	0.89	0.78	0.67	0.56
512	0.89	0.73	0.61	0.46	0.39	0.33	0.28

MultiSPECT3 ではファンパラ変換を行っていないため、ファンビームデータの画像再構成画像におけるマトリクスは体軸方向のスライス厚と同様、収集マトリクスサイズと同じになります。

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

64, 128

- ・ 角度サンプリング
各ディテクタの回転角度範囲での View 数で設定。
最小ステップ角度は 1 度で、各ディテクタは最低 2View の収集が必要。
- ・ 回転軌道
○ORBITER/DIACAM
円軌道及びプリセットでの楕円軌道
○MultiSPECT2/3/ECAM
円軌道及び赤外線近接機構による楕円軌道
- ・ 2 検出器における 90 度/鋭角収集
ECAM のみ 90 度及び 76 度
- ・ 収集モード(Step/Continuous)
STEP and Shoot モード
Continuous モード
Acquire During Step モード(ECAM のみ)

※装置により楕円軌道はオプション機能場合があります。

※Body Scan は全身検査専用機の為 SPECT 不可

2-5. 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ください

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ください

各検出器間の感度差を調整する機構は存在しない。メンテナンス時に各ディテクタ毎に感度調整を行う。

2-6. 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ください

PMT 安定化機構 DIGITRAC に関するアルゴリズムは非公開レベル1である。

通常毎日行う PMT ゲイン調整(Fine Tuning)において検出器の中心部位で 0.7%、周縁部位で 1.5% 以上の調整が必要な場合、より大きなゲイン調整(Coarse Tuning)が必要となる。この作業は、通常サービスエンジニアがメンテナンス時に行う。

2-7. 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ください

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ください

アルゴリズムに関しては非公開レベル1である。

- ・エネルギーピーク, 直線性, 固有均一性に関しては収集時に行わる。
- ・総合均一性, 回転中心の補正データは, 画像データ内に付加され, 必要に応じて均一性補正データを削除することが可能である。回転中心補正のデータは SPECT 再構成時に用いられる。
- ・ECAM Duet に関しては, エネルギー別に固有均一性と総合均一性データを管理する。

3. 再構成処理

3-1. スムージングフィルターの種類と式

注意:

式のパラメータには単位も記入してください

ButterworthLowpassFilter の式は下記のとおりです。

ButterworthLowpass = $1/(1+(f / fc)^{2N})$

fc: cutoff freq normalized to Nyquist frequency

N: order

○周波数フィルタ

- ・ Band-Limited
- ・ Butterworth
- ・ Generalized Hanning
- ・ Wiener
- ・ Metz
- ・ Low-Pass Cosine
- ・ Shepp-Logan Hanning
- ・ Shepp-Logan
- ・ Parzen
- ・ Gaussian
- ・ Hamming
- ・ Hannig

○空間フィルタ

- ・ Boxcar
- ・ Edge Enhancement

- ・ Gaussian
- ・ Laplacian
- ・ Median
- ・ Metz
- ・ Rank
- ・ Roberts
- ・ Sharp
- ・ Sobel
- ・ Wiener
- ・ User Defined

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

注意:

推奨フィルターが **Butterworth** フィルターではない場合は, **Butterworth** フィルターでの推奨条件とその理由 (参考文献等) も記入してください

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。

3-3. 再構成フィルターの種類と式

注意:

式のパラメータには単位も記入してください

再構成フィルタは **Ramp** フィルタのみである。

式に関してはスムージングフィルタと同様基本的には非公開レベル1である。

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)

再構成フィルタは **Ramp** のみである。

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

Zero-Padding による **Aliasing** 対策有り。アルゴリズムに関しては非公開レベル 1 である。

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ーの定義式

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ください

スケーリング機能有り

ICON コンソールでは、再構成時に任意のスケールファクタの数値を設定することが可能。

Esoft コンソールでは、再構成時にメニューよりスケールファクタ(10)の使用するかを選択可能

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

ICON コンソールでは、MLEM(OSEM)はオプションソフト(有償)

Esoft コンソールでは、OSEM は標準(無償)サポート。尚, Ver.2.5 から Iteration: 1(MLEM)をサポート。

装置名	施設数	処理装置	稼働台数	MLEM(OSEM)導入
Orbiter	2	ICON	2	1
DIACAM Analog	1	ICON	1	0
DIACAM Digital	4	ICON	4	0
MultiSPECT2	23	ICON	23	1
MultiSPECT3	36	ICON	36	14
ECAM	39	ICON	40	40
ECAM +	6	ICON	6	6
ECAM Single	2	esoft	2	2
ECAM	86	esoft	90	90
ECAM +	11	esoft	11	11
ECAM Duet	3	esoft	3	3

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

ICON コンソールでは減弱・散乱・コリメータ開口補正は未サポート。

Esoft コンソールでは Ver.2.5 から CT 画像による減弱補正(オプション)・3D でのコリメータ分解能補正補正(オプション)をサポート。散乱補正に関しては現時点では未サポート。

装置名	施設数	稼働台数	減弱補正	3D 分解法補正	

ECAM Single		2	2	0	0
ECAM	86	90	16	8	
ECAM +	11	11	1	1	
ECAM Duet		3	3	1	0

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)

骨 Ga 等の腫瘍検査。存在と位置の判定に有効である。また、心筋で近くに高集積部位(肝臓や胆嚢等)が存在し、ここからのアーチファクトの影響が大きい場合等。

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)

MLEM を使用しないように奨励している検査は基本的に存在しないが、定量解析を行う検査等では従来の画質と定量結果が大きく変化することと Iteration/Subset のパラメータでの数値変化が大きいことから、脳血流・心筋血流での検査では使用しない病院が多い。心筋で胆嚢等に高集積が存在する場合でも OSEM と FBP を併用することを奨励している。

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

収集条件や検査条件、また計算時間によって、病院で使用する条件は変化する。通常、Iteration と Subset の積が 30~40(例えば I:8, S:4)で行う場合が多く、これは得られる画質・許容できる計算時間で病院に判断してもらった結果である。

3-12. MLEM(OSEM)における下記の条件

- ・ Cij
減弱・3D コリメータ開口補正関わる検出確率 Cij に関しては非公開レベル1である。
- ・ Subset の組み合わせの制限
プロジェクション View 数の公約数で、View 数と Subset の商が 4 以上であること。
(1つの Subset を 2~3 方向のプロジェクションだけの構成で計算しないよう、ソフトウェア的な制限有り)
- ・ Subset の使用順序
MLEM アルゴリズムに関する部分は非公開レベル1である。
- ・ λ_j の初期値
プロジェクションデータのトータルカウントから FOV 内ピクセル数で割った数値を使用。
- ・ 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)
後処理フィルタを使用する設定を行うことで、自動的に行われるが、これは任意に設定可能である。
- ・ その他、(原理上ではない)ソフトウェア上の特徴・制限
Esoft では Ver2.5 から奇数の Iteration 値(1も含む)が設定可能である。

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・考え方も記入してください

現行のシステム(ECAM)においては、ルーチンの収集条件・解析条件・フィルム出力のレイアウト等を全てプロトコルのファイルとして保存することが可能である為、まず機器の操作方法とルーチンの各検査でのプロトコルファイルの有無を覚えることで、通常の検査は可能である。よって、まずルーチン検査を実施できるようになることが、初回取扱説明時の第一目標である。

※ルーチン検査での収集条件・処理条件は事前調査と機器設置時に病院と相談して変更

ある程度ルーチン検査をこなし、個々の機能の理解と収集及び解析でのパラメータ変更方法を習得してもらい、検査時間や読影医からのリクエストに応じた収集条件・解析条件を決定する。

機器設置時にはここまでの取扱説明を行うが、この終了基準は、まず検査をこなせるレベルに到達することであり、その後電話やフォローアップ訪問を繰り返して、病院側の要求にあったルーチン検査が確立するまでフォローする。

これらは核医学担当サービスおよび、取扱専任(アプリケーション)スタッフが対応し、フォローアップに関してはユーザの要求レベルに応じて適時対応している。

4-2. 機器設置時の取扱説明の内容と日数

基本的には据付後 1 週間(5 日間)の取扱説明を行う。ルーチン検査での収集・処理条件までの設定を行い、取扱説明後に検査が滞りなく遂行できるレベル、または簡単な電話サポートで検査が可能となるレベルまで習得して頂く。

また担当サービスからは、据付中にも時間が許す範囲で、機器操作方法や品質管理に関する説明を行う。

4-3. 取扱説明専任者(インストラクター)の有無と数

取扱説明の専任スタッフは 8 名(東京)、全国 11 エリアに各 3 名の核医学担当サービスエンジニア

4-4. 機器稼働後のフォローの取扱説明の回数と日数

病院の操作習得レベルに依存するが、通常機器設置後の取扱説明後はしばらく電話サポートを行い、2~3 ヶ月使用後にフォローアップで専任スタッフが訪問する場合が多い。通常フォローアップは 2 日間だが、これも内容に依存する。担当サービスが対応する場合も含め、回数は特に決まっていない。

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
使用する核種のエネルギー，必要とする分解能・感度で選択する。
- ・ 収集マトリクス
基本的には必要とする分解能に依存するが，収集時間(カウント数)にも依存する
- ・ 収集拡大率
基本的に可能な限り拡大率は大きくするべきだが，これも収集時間にも依存する。患者毎に頻繁に変更することは奨励しない。
- ・ 収集時ピクセルサイズ
収集拡大率・収集マトリクスに依存する
- ・ 収集時間
使用するコリメータ・収集マトリクス・収集拡大率・プロジェクション数での奨励時間を提示し，実際に病院で検査した臨床データから，徐々に増やすか減らすかの判断を行う。
- ・ 収集 **Projection** 数
収集時間とも関係するが，各プロジェクションデータで十分なカウントが得ること，プロジェクション数が少ない場合に発生しうるアーチファクトを考慮してもらい，徐々に決定する。
- ・ 回転軌道
赤外線近接機構を装備する場合は近接による楕円軌道(頭部 SPECT は除く)，心筋に関しては 180 度収集(ECAM の場合 76 度による 208 度収集)を奨励するが，以前使用していた条件と異なる場合の画質変化に関して説明し，状況によって以前と同じ設定を選択する。
- ・ エネルギーウィンドウ
収集条件に依存するが，各コリメータでのエネルギースペクトラムを確認してもらい，適切なエネルギーウィンドウ幅を選択する。
- ・ 収集モード
基本的には Step and Shoot モードを奨励するが，DynamicSPECT 等撮像条件に応じて変更する。
- ・ 減弱補正(方法， μ 値)
頭部 SPECT にのみ Chang の減弱補正を適用することを奨励する。減弱係数に関してはコリメータによって奨励値は異なる。他の部位での減弱補正は，Chang の減弱補正の特性を理解した上で使用するケースも稀にあるが，基本的に奨励しない。
- ・ 散乱補正(方法，散乱補正ウィンドウ)
通常複数ウィンドウ(メインピークと散乱線ウィンドウ)でのサブトラクションを行う。散乱線ウィンド

ウに対するフィルタ設定や寄与率などのパラメータは奨励値を設定しているが、必要に応じて各病院で修整することが可能である。

- ・ 再構成画像の表示条件(表示スケール, 表示レベル)
基本的には、以前使用していた表示スケールの形式を使用するケースが多い。最大カウントを100%とし、通常 5~10%レベルをカットして表示する場合が多い。また、部位に応じてガンマ値も変更する。

4-6. 集合トレーニングの有無と内容(参加基準, 規模など)

集合トレーニングは基本的に行っていない。

4-7. その他, 御社の取扱説明に関する特徴

全国各エリアに常駐するサービスエンジニアと専任スタッフによる取扱説明およびフォローアップのサポート体制

5. イメージャー調整

5-1. イメージャーメーカーに提示する調整基準の有無と内容

過去の接続実績に基づいてパラメータ設定および画像調整用 SMPTE イメージでの調整後、実際の臨床画像(骨, 心筋血流, 脳血流等)で微調整を行い、病院が納得するまで調整を行う。

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

esoft コンソールのみフィルム濃度調整機能をサポート。メニューから選択後、濃度カーブを直接変更することが可能である。

5-3. イメージャー調整に関する御社の役割と責任

得られた画像を正確にフィルミングすることは非常に重要であり、病院が納得するフィルム画質が得られるよう、コンソール上での設定変更およびイメージャ側で調整すべきポイントを的確にイメージャメーカーに伝達する。

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

保守点検契約に関しては非公開レベル1である。

6-2. 保守点検の点検項目と間隔

保守契約に依存するが、通常年 2～4 回の定期点検を行う。この際、安全装置および画質のクオリティチェック(PMT ゲイン調整を含む均一性テストなど)を行う。

6-3. オンラインメンテナンスの有無と内容

本社サポートセンターからの電話回線を使用したオンラインメンテナンスが可能。エラーログの収集・画像情報・検査プロトコルファイル等の送受信が可能であり、得られた情報から迅速なサポートを実施することができる。

6-4. フィールドサービスに対する教育制度

全てのフィールドサービスマンは製造元であるアメリカ、ドイツおよび国内で研修を受ける義務があり、製造元から機器に関する新しい情報を得る機会を常に持っている。

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

平均修理時間に関する情報は、非公開レベル1である。

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)

ICON に関しては SCP/SCU/Work List 機能はオプション
Esoft に関しては標準で可能

7-2. システムを DICOM 環境にするための有償・無償の別

ICON に関しては、オプション機能(有償)である。
Esoft に関しては、標準機能(無償)である。

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

ICON に関しては DICOM Part10 フォーマットのファイル入力が可能である。
Esoft コンソールに関しては、入出力が可能である。

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

DICOM サポートの他社核医学処理装置との接続自体は問題ないが、画像情報においてフレームの順序等異なる機種も存在する為、その場合は特殊ソフトによってフレーム情報を修整する必要がある。

7-5. その他、御社 DICOM 環境の特徴・制限など

Body Scan/ORBITER/DIACAM/MultiSPECT2/MultiSPECT3 での収集または収集・解析用の ICON コンソールでは、Work List 情報内の Accession Number を保持することができず、データ転送した際に、必要な DICOM TAG 情報が欠如する。

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）

- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 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)

LEHR/Fanbeam/LMEFanbeam/LMEGP コリメータ, ウィンドウは 20%幅を使用する。サンプリング角度は 3~6 度とし, 1View 辺りの収集時間が Tc で 30 秒, I123 で 45 秒前後。128 マトリクス・収集ズーム 1.45 を使用して 3.3mm ピクセルサイズの画像を収集する。

- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 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)

Butterworth 前処理フィルタ(Fc: 0.2cycle/pixel, Order: 8, PixelSize=3.3mm), FBP 再構成, MEW 法散乱補正(詳細は後述参照), 減弱補正は Chang 法を使用する。OM ラインでのオリエンテーションを行い, スライス厚はデフォルトの 3.3mm とする。

- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 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)

スケールトップを最大 SPECT カウント:100%とし, ボトムの 10%をカットする。LUT は Gray と SPECTRUM とし, カラーのみの出力は奨励しない。表示拡大率はフィルムレイアウトに依存するが 150%程度。レイアウトは Transverse/Sagittal/Coronal を同時表示, もしくはそれぞれを別々にフィルム出力する。インフォメーションとしては, 収集条件(使用コリメータ・収集ズームなど)を表示する。(Esoft ではコリメータ表示不可)

- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤別の散乱線補正に関する推奨条件

Multi Energy Window として, メインピーク 20%に対して Upper/Lower7%の散乱線ウィンドウ設定し収集する。散乱線ウィンドウで得られた散乱画像に対し, ウィンドウ幅に応じた係数を乗ずる。0.07cycle/pixel 程度の Butterworth フィルタ処理後, メインウィンドウか

ら得た画像からサブトラクションする。

- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤別の減弱補正に関する推奨条件
パラレルコリメータ時で 0.1cm^{-1} , ファンビームコリメータ時で 0.05cm^{-1} の Chang 減弱補正
- ^{123}I 製剤, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤別の定量解析に関する基本的考え方
IMP を使用したテーブルルックアップ法による施設 Vd 値の設定, ARG 法による定量解析が望ましいが, ECD/HMPAO を使用した Patlak Plot 法においても, 手技(ボース・ROI 設定)が安定すれば, 十分に(半)定量解析は可能と考える。

8-2. その他, 機器メーカーとして推奨している条件

Dynamic SPECT における反復収集の加算データの使用する。反復 SPECT 数に応じて, 1回の SPECT 収集時間を調整する。長時間検査に耐えられない患者にも有効である。

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

奨励条件をベースに, 各施設での検査時間枠に合わせて, 画質低下を招かないよう収集条件を調整する。

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(^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI\&Tetro}$, $^{123}\text{I-BMIPP}$, $^{123}\text{I-MIBG}$)の機器メーカー推奨収集条件(コリメータ, ウィンドウ, サンプルング角度, 収集時間, ピクセルサイズ, 拡大率等)
Cardio/Cardio Focal/LMEGP/LEAP/LEHR/LELP コリメータを使用(核種に応じて検討)
LEHR 使用時には Tl/I123 製剤は 1View 辺りの収集時間を 30 秒, Tc 製剤は 20 秒とし, ウィンドウ幅は 20%とする。サンプルング角度は 2.8~6 度内になるよう View 数を設定し, 収集ズームは 1.45 倍, 64 マトリクス, 6.6mm ピクセルサイズで収集する。ECAM では 76 度検出器配置で 204 度の近接(楕円)軌道を奨励する。
- 各製剤(^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI\&Tetro}$, $^{123}\text{I-BMIPP}$, $^{123}\text{I-MIBG}$)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)
Butterworth 前処理フィルタ(Fc: 0.2cycle/pixel, Order: 8, PixelSize=6.6mm), FBP 再構成, MEW 法散乱補正(詳細は脳血流と同様)。減弱補正は使用しないことを奨励する。HLA/VLA の軸調整後, SA 像を取得する。必要に応じて, 再構成ズームを使用してボクセルサイズを小さくする。

- 各製剤 (^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI\&Tetro}$, $^{123}\text{I-BMIPP}$, $^{123}\text{I-MIBG}$) 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)
- 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。表示拡大率はフィルムレイアウトに依存するが 150%程度。レイアウトは SA/HLA/VLA を同時表示, もしくはそれぞれを別々にフィルム出力する。インフォメーションとしては, 収集条件 (使用コリメータ・収集ズームなど) を表示する。(Esoft ではコリメータ表示不可)
- 各製剤 (^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI\&Tetro}$, $^{123}\text{I-BMIPP}$, $^{123}\text{I-MIBG}$) の散乱線補正に関する推奨条件
- 脳血流 SPECT と同条件での散乱補正を行う。
- 各製剤 (^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI\&Tetro}$, $^{123}\text{I-BMIPP}$, $^{123}\text{I-MIBG}$) の減弱補正に関する推奨条件
- 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。
- 体動補正機能の有無とアルゴリズム, 及び使用する際の推奨条件
- 体動補正機構有り (ICON の場合オプション)。心臓領域のサイノグラムに対し, 正弦波フィッティングを行う。
- ゲート SPECT に関する推奨収集・処理・表示条件
- 基本的な収集条件は非ゲート SPECT と同じ条件を使用。R-R 分割はデフォルト 8 分割だが, コリメータによって, より高分割を奨励 (ECAM で Cardio コリメータ使用時は最大 32 分割まで可能)。PVC 除去, HR Accept ウィンドウは 30%程度で収集する。
- ゲート SPECT 用解析ソフトウェアの種類, 及び推奨するソフトウェアとその理由
- QGS/4DM-SPECT/p-Fast/オリジナルゲート SPECT 解析ソフト。QGS オプションソフトがあれば, ほぼ現時点での標準解析ソフトである QGS を使用する。
- 2各種同時収集に関する推奨収集・処理・表示条件
- 基本的には 1 核種と同様の条件で収集するが, 2 核種のうち, 単独収集条件の 1View 辺りの時間の長い方を使用して収集し, 必要に応じてクロストーク補正を行った後, 再構成を行う。フィルム表示に関しては, 重ねあわせを行ったカラーイメージを作成することを奨励する。

9-2. その他, 機器メーカーとして推奨している条件

ゲート SPECT 用に開発した Cardio コリメータ使用時には, 患者への負担の小さい短時間収集, もしくは 32R-R 分割等の時間分解能を上げた収集を奨励する。

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

奨励条件をベースに、各施設での検査時間枠に合わせて、画質低下を招かないよう収集条件を調整する。

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 ($^{99m}\text{Tc-MDP}$ & HMDP , ^{201}Tl , ^{67}Ga) 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)
Tc/Tl 製剤では LEHR/LELP, Ga 製剤では LMEGP/ME/LELP コリメータを使用。
Tc: 140keV 20%幅, Tl: 70keV 20% + 166keV 15%, Ga: 92keV 20% + 185keV 15% + 300keV 15% がデフォルトウィンドウだが, Tl は 70keV のみ, Ga は 92 と 185keV の 2 ピーク撮像を使用するケースもある。
全て 6 度ステップの収集で, Tc: 30 秒/View, Tl: 45 秒/View, Ga: 45 秒/View とし, 収集ズームは 1 倍, 赤外線近接機構による楕円軌道収集を奨励する。
- SPECT における各製剤 ($^{99m}\text{Tc-MDP}$ & HMDP , ^{201}Tl , ^{67}Ga) の機器メーカー推奨処理条件 (前処理フィルタ, 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)
腫瘍 SPECT の場合, OSEM 再構成で通常 Iteration: 4~6, Subset: 6~8 程度を設定する。前処理フィルタは任意で処理可能である。減弱補正は行わず, 散乱補正は MEW 法を使用する。オリエンテーションは通常行わず, MIP 処理, MIP 回転動画像を動画ファイルに保存する。
- SPECT における各製剤 ($^{99m}\text{Tc-MDP}$ & HMDP , ^{201}Tl , ^{67}Ga) 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)
スケルトップを最大 SPECT カウント: 100% とし, ボトム 10% カット。LUT は Gray。表示拡大率はフィルムレイアウトに依存するが 100%。レイアウトは Transverse/Sagittal/Coronal/MIP をそれぞれを別々にフィルム出力する。インフォメーションとしては, 収集条件 (使用コリメータ・収集ズームなど) を表示する。(Esoft ではコリメータ表示不可)
- SPECT における各製剤 ($^{99m}\text{Tc-MDP}$ & HMDP , ^{201}Tl , ^{67}Ga) の散乱線補正に関する推奨条件
Tc/Tl 製剤の場合, 散乱補正しないケースが多いが, 脳血流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, 300keV 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, 脳血流と同様である。
- SPECT における各製剤 ($^{99m}\text{Tc-MDP}$ & HMDP , ^{201}Tl , ^{67}Ga) の減弱補正に関する推奨条件
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。

○ 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)

全身 SPECT 機能有り(ICON は有償オプション)。SPECT 数によって、各病院で1View 辺りの収集時間を変更する場合が多い。

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

奨励条件をベースに、各施設での検査時間枠に合わせて、画質低下を招かないよう収集条件を徐々に変化させ調整する。

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？

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。

11-2. 標準化する場合、最初に取り組むべき内容は？

- ① 出力画像の標準化
- ② 収集方法の標準化
- ③ 処理方法の標準化
- ④ 画像表示方法の標準化
- 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？

まず社内で設定した奨励条件を使用してもらい、確実な結果を出せるプロトコルを用意すること。他のコリメータを使用した場合には、そのコリメータの特性を生かしつつ、同じクオリティの結果を得られる条件を設定する。

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？

古い装置を除いて、ほぼ各メーカ DICOM 化が進んでいる為、装置間の相性が問題となるケースは少

なくなっている。しかし、画像の位置合わせ等の機能においては、この相性の部分が非常にネックになる可能性が高いため、事前にサンプルデータをお借りし、検討する必要がある。

11-5. 標準化に関連したユーザーに対する要望は？

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。

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？

メンテナンス契約にも依存するが、ほぼ収集・処理装置のバージョン統一はできている。

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？

まず標準化の指標となる画像(ファントムとそこで使用する RI 濃度設定、これを用いて撮像した指標画像など)・表示レイアウトのガイドラインを設定し、各施設の個々の機器・コリメータで収集条件・解析条件の検討を行っていただければいいかと考える。最終的には全てにおいてのガイドラインが作成されることが望ましい。

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？

現在設定している奨励条件下でのチャンピオンデータの蓄積は行っており、各病院で変更された収集条件で撮像されたデータとの比較・分析作業を更に行っていきたいと考える。

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？

全国的に検査数が減り、核医学での病院収入は減少したと考える。無意味な検査が減ることは歓迎できるが、行うべきか悩んだ際に患者の負担を考え検査を行わないとするケースが増えていると感じる。

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変わっていくと思われますか？ 忌憚のない意見をお聞かせください。

標準化を行い、診断基準を確定することができなければ、他モダリティへの検査移行が進んでしまうと考える。核医学のメリットをより生かせるよう、標準化が進むことを期待すると共に、メーカーとしても協力していく必要があると考える。

(以上)