

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

島津回答

回答者：株式会社 島津製作所
医用機器事業部 マーケティング部
高橋宗尊, 貴志治夫, 稲岡祐一

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

PRISM シリーズについてのみ回答します(SNC, ZLC は装置設計が古く, 制限が多いため)。

ヘッド数・機種	データ処理	台数	施設数	備考
Single Head				
PRISM-1000XP	Odyssey-VP	4	4	
Dual Head				
PRISM-2000	Odyssey-750	35	35	
	Odyssey-VP	6	6	
	Odyssey-FX	2	2	
PRISM-2000XP	Odyssey-VP	71	66	
	Odyssey-FX	12	12	
PRISM—AXIS	Odyssey-FX	36	36	
	Odyssey-LX	8	8	
PRISM-AXIS γ PET	Odyssey-LX	1	1	コインシデンス対応(クリスタル 3/4 インチ)
Triple Head				
PRISM-3000	Odyssey-750	14	13	
	Odyssey-VP	4	4	
	Odyssey-FX	3	3	
PRISM-3000XP	Odyssey-VP	22	22	
	Odyssey-FX	5	5	
PRISM-IRIX	Odyssey-FX	35	34	
	Odyssey-LX	5	5	
PRISM-IRIX γ PET	Odyssey-FX	5	5	コインシデンス対応(クリスタル 3/4 インチ)
	Odyssey-LX	4	4	
合計		547	540	

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・特徴を記入してください

PRISM-3000

PRISM-2000/1000

PRISM-IRIX/AXIS に関し添付エクセルファイル参照のこと

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

コリメータの穴径を調整することで感度を均一にしています。

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

PRISM-3000/3000XP: マトリックスの最大横幅(1 倍収集)は 456mm となる

PRISM-2000/2000XP/IRIX/AXIS: マトリックスの最大横幅(1 倍収集)は 598mm となる

これを拡大率、マトリックス等で割った値が収集時のピクセルサイズとなる。

再構成像については、再構成時に **diameter** を入力可能になっているため、
入力された数値を基準にマトリックスで割った値をピクセルサイズとしている。

⇒ たとえば、単純に256マトリクスで等倍収集した場合のピクセルサイズは上記の内容から

PRISM-3000/3000XP: では $456\text{mm} \div 256$ となる

PRISM-2000/2000XP/IRIX/AXIS: では $598\text{mm} \div 256$ となる

⇒ 最大横幅とは UFOV の長径との違い

UFOV は一般に装置が検出できる最大の幅よりも小さく設定されています。理由としては

①検出器の周辺部の均一性、直線性、分解能などの仕様はアンガ-カメラの構造上著しく低下する為、全身収集などの測定時にイメージングに支障をきたす。

②装置の補正の関係上周辺部分は補間計算できないため補正できない

一般に装置の最大の視野よりもコリメータの最大視野が小さめに設定されており

コリメータの視野 \geq UFOV という設定になります。

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
360 度を整数で除算して割り切れる角度 (1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10, ...)
- ・ 回転軌道
円軌道, 非円軌道 (最近接設定)
- ・ 2 検出器における 90 度/鋭角収集
90 度 L 型と 102 度 (78 度) L 型 (AXIS, IRIX のみ)
- ・ 収集モード (Step/Continuous)
Step&Shoot, Continuous

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

検出器間の感度誤差は±5%以下としているため, 特別な補正はしていません。

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

PRISM-XP シリーズ IRIX/AXIS においては自動調整機能を持つが, 特に安定化機構はありません。

⇒自動調整機能

コリメータを外した状態の検出器に Tc-99m などの線源のガンマ線を直接当て,
入力したガンマ線のエネルギーピークが一樣になるように各 PMT のゲインを調整しています。

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

エネルギーピーク調整

基本的にはTc-99m を使用して調整, PRISM-XP シリーズ IRIX/AXIS に関してはTcと I-131 またはポジトロンを用いて補間し, しようするエネルギーピークを修正する。また核種毎のエネルギー換算値を手動で変更することにより個々の線源に対して調整することができる。

直線性補正

検出器に補正用のパターンを取り付け実測地と計算値の誤差から逆算して補正係数を算出する。
補正には Tc-99m を使用, その他の核種は使用していない。

総合均一性

検出器にそれぞれのコリメータを取り付け面線源 (Co-57 か Tc-99m) により補正を行う。使用するコリメータ毎に補正が必要。

回転中心

SPECT の体軸方向の中心とその前後に 3 点ポイントソース (Co-57 か Tc-99m) を回転中心に置き, 各検出器を 360 度最大回転半径と回転半径を縮めた状態での 2 回転での収集を行いそれぞれ収集されたデータより軸のずれ具合を逆算する。

固有均一性

検出器にコリメータを取り付けずに点線源を使用して固有均一性の補正を行なう。

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

Butterworth; $H(f) = 1 / [1 + (f/f_c)^{2 \times \text{order}}]$

Wiener; $H(f) = \text{MTF}(f) / [\text{MTF}(f)^2 + 1 / \text{SNR}]$

Metz; $H(f) = 1 / (\text{MTF}(f) \times [1 - (1 - (\text{MTF}(F))^2)^x])$

MTF(f): 特定の周波数における変調伝達関数値

⇒単位

cut off : cycle/pixel です

但し, OdysseyFX/LX については, 最新バージョンでは, cycle/2pixels で計算しています。

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

Butterworth Filter 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。

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

Ramp, Butterworth Filter (Order, Cutoff の組み合わせ変更可),

3-4. 推奨している再構成フィルターの種類、条件とその理由(参考文献等)

Ramp フィルターを推奨

Prefilter あるいは **Postfilter** 処理を行なうことで 3 次元的なフィルターをかけるよう推奨している。
よって、再構成時のスムージング効果は、2 重のフィルター処理となり、実用的ではない。また、再構成フィルターはスライス面にしか、かからないため。

3-5. 再構成フィルターに起因するエリアジング対策の有無とアルゴリズム(式変形, **Zero-Padding** 等)

非公開レベル1

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。ファクターの定義式については非公開レベル1。

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

Odyssey-VP/FX/LX 装置すべてについて無償提供

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

分解能補正プログラムはなし。

減弱・散乱補正プログラム導入施設は、4施設。このプログラムは有償。

⇒装置名は、**PRISM-3000XP**, **AXIS**, **IRIX** です。

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)

原則として **FBP** でのルーチン使用を薦めているが、基本的には、すべての検査で **OSEM** の使用を否定はしていない。

ただし、処理装置のコンピュータ性能により、**OSEM** の処理時間がルーチン使用に耐えない場合は、**FBP** による処理を推奨している。

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)

特になし。ただし、データベースと比較を行うような処理(二次元極座標表示や **3D-SSP** 等)では、データベースに使用しているデータが **OSEM** で処理をしていない場合は、比較が出来ないために、データベースに使用しているデータを **OSEM** で再処理する必要がある。

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

デフォルトは Subset:16, Iteration:2 に設定しており, 基本的にはそれを推奨している。

⇒ 例

頭部(120View): Subset 12, Iteration 2

心臓(72View): Subset 16, Iteration 2

参考文献: 藤埜浩一. 逐次近似(OSEM)画像採光性パラメータの最適化条件の検討ー散乱・吸収補正
およびスムージングによる影響ー. 核医学技術, 22, pp.358-362, 2002
など

3-12. MLEM(OSEM)における下記の条件

- ・ Cij
特に大きな制限はなし
- ・ Subset の組み合わせの制限
SPECT プロジェクション数÷Subset 数が割り切れる値となる Subset 数で入力可能
- ・ Subset の使用順序
順番に Projection を処理していくのではなく, 次の処理は一番遠いセットを処理する。
例えば, 60 プロジェクションで Subset:10 の場合, 1, 11, 21, 31, 41, 51, の次は 6, 16, 26, 36, 46, 56...のように処理していく。
- ・ λ_j の初期値
フィルターなしの単純逆投影像を初期値とする。
- ・ 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)
特になし
- ・ その他, (原理上ではない)ソフトウェア上の特徴・制限
特になし

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

据付時に約 1 週間ほどの期間で, 主に施設で行われるルーチン検査が問題なく出来るように取扱説

明を行う。その際、収集プロトコルの作成や結果表示用のマクロ等の作成も行う。使用開始後 3～6 ヶ月後にフォローを行う。

下記の基準で行っています。

1. ユーザ単独で収集及び処理の一連の流れが行えるように
2. ルーチンで使用するマクロを使用できるように
3. ルーチン処理が滞りなく行えるように
4. フォローについては、必要に応じ都度対応しています。

4-2. 機器設置時の取扱説明の内容と日数

前項目をご参照ください。

4-3. 取扱説明専任者(インストラクター)の有無と数

専任のインストラクターはいませんが、サービス拠点に RI 専従者を在籍し教育を行っている。

4-4. 機器稼働後のフォローの取扱説明の回数と日数

ユーザのレベル・使用方法に応じ対応している。

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)

推奨プロトコルの項目をご参照ください。

4-6. 集合トレーニングの有無と内容(参加基準, 規模など)

特に開催はしていません。

4-7. その他, 御社の取扱説明に関する特徴

特になし。

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

各施設で独自の基準があるため、メーカ側としては特に規定していない。
社内サービスマン向けにイメージャ調整解説書を配布している。

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

グレースケールの変更機能有り。出荷時に設定しているパターンを選択する。

5-3. イメージャー調整に関する御社の役割と責任

各施設で独自の基準があるため、施設の要望に最適になるように調整を行う。

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

契約率 約 60%

6-2. 保守点検の点検項目と間隔

- * 安全点検
- * 動作チェック
- * 性能チェック
- * 検出器調整
- * 清掃

保守点検間隔は、契約の種類によるが、平均年 3 回。

6-3. オンラインメンテナンスの有無と内容

有り

- 内容
- * オンコールによる ハード・ソフトトラブル対応
 - * アプリケーションの相談
 - * 定期メンテナンス

6-4. フィールドサービスに対する教育制度

- * 新人研修
- * 装置研修
- * 個別の OJT

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

* 公開できるデータがありません。(検査が不可能になるようなトラブルと言っても、トラブルの原因によって、修理時間が非常に短時間ですむものから、大幅に時間を要するものまで多岐にわたります)

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)

NM Storage Class SCU, SC Storage Class SCU, Query/Retrieve Class SCU, Modality Worklist Management Class SCU, Modality Performed Procedure Step Service Class SCU,

Print Service Class SCU

※MWM, MPPS については、各施設で運用が若干異なるので、都度打合せが必要となる

※Odyssey-750, SNC 関連, SCINTIPAC 関連については上記どのタイプの DICOM についても非対応

7-2. システムを DICOM 環境にするための有償・無償の別

各クラスについて有償(ただし, Odyssey-FX/LX については, Secondary Capture の DICOM Storage は原則として無償: DICOM 接続作業, カスタマイズ等は除く)

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

無し

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

有り(直接接続した経験もあるが、最近サーバ経由にて接続することが多い)

7-5. その他、御社 DICOM 環境の特徴・制限など

Storage Class SCU(NM)に関しては, Palette color にも対応可能。

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)

- Ø ^{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)

後述推奨プロトコルをご参照ください。

- Ø ^{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)

後述推奨プロトコルをご参照ください。

⇒ OM で設定・スライス厚は 10mm を基準としていますが, 各施設の基準にあわせていただいています。

- Ø ^{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)

特にありません。各施設の要望をお聞きし, 都度対応しております。

- Ø ^{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

特にありません。施設ごとに散乱線補正プロトコルを組んで対応しています。

- Ø ^{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

推奨プロトコルを参照してください。

- Ø ^{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

基本的には, 薬剤メーカーが指定したプロトコルに合わせてアプリケーションを開発し, それにそった収集条件を設定します。

8-2. その他, 機器メーカーとして推奨している条件

後述推奨プロトコルをご参照ください。

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

後述推奨プロトコルをご参照ください。

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）

- Ø 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, サンプリング角度, 収集時間, ピクセルサイズ, 拡大率等)

後述推奨プロトコルをご参照ください。

- Ø 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)

後述推奨プロトコルをご参照ください。

- Ø 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)

後述推奨プロトコルをご参照ください。Tc-PYP については, Tl との Dual 収集がほとんどだと考えられるので, これについては, Tl の収集時間に順ずる。

- Ø 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

特にありません。施設ごとに散乱線補正プロトコルを組んで対応しています。

- Ø 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

一般的な心筋 SPECT では, 減弱補正は行なわないようご指導しています(不均一吸収補正プログラムは, 標準配布していないため)。

- Ø 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

体動補正プログラムあり。アルゴリズムは参考文献を参照。推奨する条件は特になし(全自動)

参考文献: L. K. Arata, Correction of Organ Motion in SPECT Using Reprojection Data. 1995 IEEE Medical Imaging Conference

- Ø ゲート SPECT に関する推奨収集・処理・表示条件

後述推奨プロトコルを参照ください。

- Ø 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

QPS, 4D-MSPECT, Emory Cardiac Toolbox 等があり, データ処理装置により, 動作するソフトは異なります。(各ソフトともオプションです)

・Odyssey-VP: QGS(Ver.1.0)

・Odyssey-FX: QGS(Ver.1.0), Emory Cardiac Toolbox

・Odyssey-LX: QGS(Ver.3.0), QPS, 4D-MSPECT, Emory Cardiac Toolbox

心筋ゲート SPECT には QGS プログラムを推奨。再現性高く、どの装置でもほぼ同じ解析結果が出る。表示デザインも各社ほぼ同じものである。

Ø 2核種同時収集に関する推奨収集・処理・表示条件

別途推奨プロトコルに I-123(BMIPP)と Tl-201 の 2 核種収集を記載します。前述の通り、Tl-201 と Tc-PYP については、エネルギー設定の他は Tl-201 の収集条件に従います。ただし、Tl/Tc-PYP の場合、Tc-PYP の投与量は Tl-201 の投与量にできるだけ合わせるよう推奨します。

9-2. その他、機器メーカーとして推奨している条件

特になし。後述推奨プロトコルを参照ください。

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

特になし。

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)

Ø 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)

後述推奨プロトコルを参照ください。

Ø 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)

後述推奨プロトコルを参照ください。

Ø 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)

後述推奨プロトコルを参照ください。

Ø 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

特にありません。各施設の要望をお聞きし、都度対応しております。

Ø 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

特になし。施設ごとに都度対応しております。

- Ø 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)
特になし。

10-2. その他, 機器メーカーとして推奨している条件

特になし。

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

特になし。

島津の推奨プロトコル

島津製作所としての推奨プロトコルを提示します。これは, 定性画像について高品位な画像を得るための条件としてお考えください。ここに示すプロトコルにより収集・処理することで, 画質向上につながります。

ただし, 投与量, 検査スケジュール等により変わりますので, 完全にこれでいいものが収集できるということは保証されません。後述の注意事項を参考にしてください。

脳 SPECT 検査

薬剤名(核種)	Tc99m製剤 (ECD, PAO)	I-123製剤 (IMP)
収集条件		
投与量(MBq)	740	111
	(※注1)	(※注1)
コリメータ	LE(U)HR- Fan LEHR- Par	LE(U)HR- Fan LEHR- Par
ピーク値 (keV)	140	159
ウィンドウ幅 (%)	15	20
マトリックスサイズ	128	128
収集拡大率	1	1
収集時間	40(50)sec/step	50(60)sec/step
ステップ角度とステップ数	3度, 120ステップ	
S&S or Cont	連続回転	
	(※注2)	
回転半径	円軌道(できる限り近接)	
Filterの種別		
Pre or Post	3D Post	
BWF or Wiener	Butterworth Filter	
パラメータ 1	Order 8.0	
パラメータ 2	10% Noise Level	
	(※注3)	

再構成	
360 or 180	360FBP
再構成フィルター	Ramp
Off-Center Zoom	
拡大時の直径	Fanbeamの場合はそのまま(1倍) Parallelの場合は、ピクセルサイズが 3mm以下となるように設定
吸収補正	
吸収係数	0.09 0.06
Oblique処理	
スライス加算枚数	任意
処理後のスライス厚	任意
	(※注4)
CRT設定	調整要
	(※注5)

心筋 SPECT 検査

薬剤	Tl- 201	Tc- 99m製剤 (Non- Gate)	I- 123製剤	Tc- 99m製剤 (Gate)	Tl- 201/I- 123 Dual
投与量(MBq)	148	740	111	740	111/111
	(※注1)				
Energy 1					
Peak (KeV)	73	140	159	140	73
Width(%)	30	15	20	15	20
Energy 2					
Peak (KeV)	167				159
Width(%)	20				15
Scan Mode	SPECT				
Acq Type	Static			Gated	Static
Orbit Type	Gantry(近接軌道設定)				
コリメーター	LEGAP- ParもしくはLEHR- Par			LEGAP- Par	LEGAP- Par もしくは LEHR- Par
Motion Type	Step & Shoot				
Image Matrix	64x64				
Magnification(収集拡大)	ピクセルサイズが5mm程度になるように設定				
ステップ角度とステップ数	5度, 72ステップ あるいは 6度, 60ステップ (※注2)				
ステップ時間	40sec/step	40sec/step	40sec/step	60sec/step	40sec/step
Interval数				16	
Beat Rejection Type				None	
Tracking				N	
フィルターについて					
Pre or Post	3D Post				
フィルター名	Butterworth Filter				
Parameter 1	Order 5.0 ~ 8.0				

Parameter 2	10% Noise Cut Level
	(※注3)
画像再構成	Filtered Back Projection
再構成フィルター	Ramp
Algorithm(360/180)	360度 FBP
Cardiac Oblique	
処理後のスライス厚	任意(※注4)
Off-Center Zoom	
直径(cm)	任意
CRT調整	調整要(※注5)

骨・腫瘍 SPECT

	全身	全身
	Tc-HMDP	Ga
収集条件		
投与量(MBq)	740	74
	(※注1)	(※注1)
コリメータ	LEHR-Par	MEGAP-Par
ピーク値 (keV)	140	?
ウィンドウ幅 (%)	20	?
マトリックスサイズ	128x128	64x64
収集拡大率	1	1
収集時間/View	15sec/View	30sec/View
収集View数(全周)	6度, 60ステップ	
S&S or Cont	Step & Shoot	
回転半径	できる限り近接	できる限り近接
Filterの種別		
Pre or Post	3D Post Filter	
BWF or Wiener	Butterworth Filter	
パラメータ 1	Order 8.0	
パラメータ 2	10% Noise Cut Level	
再構成	OSEMを推奨	
360 or 180	360	
Subset	12(もしくは16) 割り切れないが?	
Iteration	2	
Oblique処理		
スライス加算枚数	任意	
処理後のスライス厚	任意	
CRT設定	調整要	
	(※注5)	

※注1: 投与量について

もちろん、これは各施設の事情によりますので、ここに示す値は一般的な値です。しかし、これが画質に大きく影響することはおわかり頂けると思います。

ここに示す推奨値は、この投与量であるという前提で、設定しています。

※注2: 収集時間と回転モードについて

ヘッド数の違いにより、総収集時間が異なります。

基本的には、推奨値として提示した通りですが、検査のスケジュールによりこれを変更する必要があることは十分考えられます。

総収集時間を短縮させる場合、1ピクセルに集積するカウントをできるだけ多くとるという意味から、1Viewの時間を減らすのではなく、Step数をまず減らすことを考えるようお勧めします。(例えば、120Viewを90Viewにするなど)

また、Continuous収集は、一般的にステップ角度5度がより大きくなると、画質がかなり劣化するという報告があります。ここでは3度ステップですから問題はありませんが、72Viewで5度となりますので、できるだけこれらを考慮して収集時間、ステップ数を設定してください。

※注3: フィルターのパラメータ

10%ノイズカットレベルをCutoffの基準にするのが一番簡単です。ただし、脳SPECTのように高い分解能を得る必要がある場合は、このレベルよりも高周波よりに多少シフトさせた方がよいでしょう。

※注4: Oblique 画像のスライス厚について

PRISMのSPECT分解能は、LEHRコリメータで最高8mm程度まで出すことができると考えると、これを有効利用するために、この程度のスライス厚が考えられます。しかし、これは、読影されるドクターの要望もありますので、規定はできません。

※注5: CRTの設定について

レーザーイメージャの調整具合によって、この設定は異なります。本来は、レーザーイメージャの濃度、ガンマカーブ等を施設ごとに同じにするように調整する必要がありますが、現時点で、この基準がありません。将来、これを検討していきます。

⇒階調設定は下記の手順で処理装置側とイメージャ側の両方で行うべきと考えます。

1. CRT上での調整を行う
2. テストパターンを用い、イメージャの調整を行う
3. 臨床画像を用いCRT/イメージャ間の調整を行う

⇒基準化するには上記各調整項目に何らかの指針が必要と考えます。

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?

必要だと考えます。

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()

⑥ 検出器性能基準の標準化・装置点検基準の標準化・コリメータ規格の標準化

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?

検出器性能基準の標準化・装置点検基準の標準化・コリメータ規格の標準化等に関して, 当社独自の規格でなく国内のメーカーの規格として通用できるよう, JIRA(日本画像機器工業会)の標準化委員会に参加し, 国際規格(NEMA・IEC など)に適合した規格に取り組んでおります。

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?

考慮していません。都度対応しています。

11-5. 標準化に関連したユーザーに対する要望は?

特になし。

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ください

統一されております。

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?

考えています。

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？

標準化としては特にされていないが、サービス教育の中で、再構成やフィルター処理、画像出力に必要な基礎知識として、画質向上の教育も含めています。

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？

よい影響はないと考えます(核医学検査数は減少する可能性が高い)。

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な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ください。

この数年は、SPECT から PET への移行が進んでいくと思われます。この中で淘汰される SPECT 検査もかなりの数にのぼり、結果的に残った SPECT 関連の検査も、他のモダリティへの置き換えが検討されることも多くなると考えます。そのような状況の中で、やはりこれだけは SPECT でなければわからない、というものを開発する、検討していく、ということを考える必要があると思います。

ひとつのキーワードとなるのは、他のモダリティとの共存共栄ではないかと思います。これが将来の核医学の方向性だと考えます。

(以上)