

核医学担当業務に必要な知識と技術 ー基礎編ー

札幌医科大学附属病院 浅沼 治

1. はじめに

核医学検査において、担当技師は機器や画像処理、使用製剤についてその特徴を正しく理解し、より高い専門性が要求されると同時に、多様化への柔軟な対応が求められている。核医学画像は、検出器に入射したガンマ線の個々の情報を有効かつ効率的に取り出し、少ない放射線量から有用な診断情報を得る画像診断法である。

被写体から発せられ、イメージングシステムの検出器に入射したガンマ線の信号は二つに分けられ、一方の信号はガンマ線の発生した位置の検出を行うために用いられる。他方はそのガンマ線が目的の放射性同位元素から放出されたガンマ線かどうかを分析するためにエネルギー分析を行い、必要なガンマ線情報のみが選択され、画像が形成される。このように非常に少ない放射線量で空間分解能の必ずしも良いとはいえないシステムを用いて、より有効な診断情報を得るためには、この核医学画像が持つ諸特性や画像に影響を与える因子について十分理解し、画像を劣化させるような因子の影響をできる限り少なくする必要がある。

2. 読影補助に向けて

平成 22 年 4 月 30 日付医政発 0430 第 1 号により、「医療スタッフの協働・連携によるチーム医療の推進について」が通達

された。その内容については、①画像診断における読影の補助、②放射線検査等に関する説明・相談を行うこととなっている。各施設で様々な対応が行われているが、核医学検査全般として、正しい読影を行うためには、適切な画像が必要である。その適切な画像を作成する為には、適切な画像処理を行う必要がある。そして、適切な画像処理を行うためには適切な収集を行うことが必要となる。核医学検査に用いられる画像は、収集以外にも機器や再構成、使用製剤等が大きく関わっており、その特徴についても理解しておくことが重要である。

3. 核医学画像に影響を与える因子

3-1. 機器

SPECT 装置においては、従来から用いられているアンガー型の装置と近年導入されてきている半導体型の装置が存在する。多くの施設で使用されているアンガー型の装置は、検出器にシンチレータが使われており、半導体型の装置はその名のおり半導体を検出器に使用している。半導体型の装置は、アンガー型の装置に比べ感度、分解能ともに優れているが、価格等の課題もあり、導入されている施設が限られている。

アンガー型の装置の異常については、シンチレータ、ライトガイド、光電子増倍管のゲイン、電気回路のオフセット等

の異常がしばしば見られる[1]. 画像の欠損等により正しい画像とならないため、注意が必要であるが、日常的な Quality Control によって防ぐことが可能である.

3-2. 収集

収集については、非常に多くの事項が関係している. 影響を与える主な因子について図 1 に示す. ピクセルサイズは、基準視野をマトリックスサイズと拡大率で除することで算出される. 基準視野は使用する最大径の視野を基準とし、通常、検出器の長径にあわせて正方形に設定される. 一方、有効視野は検出器の周辺部分の精度の保証できない部分をマスキングした後の視野であり、検出器の形状にあわせて長方形に設定される.

収集に関する事項	
•	検査に用いる製剤の種類
•	薬剤投与後の撮像開始タイミング
•	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
•	ピクセルサイズ、拡大率
•	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あたりの収集時間
•	SPECTにおける収集モード

図 1 収集に関する事項

ピクセルサイズを決定するための理論的根拠として、サンプリング定理がある. 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 (mm) は $a \leq R/2$ を満たす必要がある. 最適なピクセルサイズは、対象となる臓器の大きさと装置の空

間分解能によって決まるが、ターゲットサイズ、半値幅の $1/2 \sim 1/3$ 程度がよいとされている.

SPECT の場合、被検体の回りを検出器が回転してデータ収集を行うため、収集時のピクセルサイズ a (mm) に加え、被検体の回りの投影データ数、即ち角度サンプリング数 N が画質に影響を与える. 被検体の直径を D (mm) とすると、 $N = \pi D/2a$ の関係が望まれる (図 2).

ピクセルサイズ・データ収集角度例				
ピクセルサイズ (mm)	脳SPECT 直径 175mm		心筋SPECT 直径 300mm	
	角度サンプリング数	角度	角度サンプリング数	角度
2	137	2.6	236	1.5
3	92	3.9	157	2.3
4	69	5.2	118	3.1
6	46	7.8	79	4.6
8	34	10.6	59	6.1

図 2 ピクセルサイズ・データ収集角度例

3-3. 投影データへの影響

放射性物質から放出されるガンマ線を計数するという測定原理により、投影データは統計的なゆらぎを含んでいる. 統計変動の大きさは、観察される計数値によって決まり、投与量や装置の感度、収集時間などに依存する. 1ピクセル当たりのカウント (N) 中に含まれる統計ノイズの比率は $\sqrt{N}/N * 100$ (%) で表される.

放射性物質から放出されたガンマ線の一部が体内で相互作用して減弱する場合、投影データは薬剤分布の線積分値よりも少なく観察される[2]. 一方、体内でコン

プトン散乱されて方向が変えられる場合、投影データには投影方向の画素値の線積分以外の成分が加算される。減弱の大きさや散乱線の分布は、体内でガンマ線が放出される位置と人体の減弱係数の分布などに依存する。減弱を補正する方法として代表的な chang 法および CTAC 法を図 3 に示す。散乱線を補正する方法としては、メインウィンドウの他にサブウィンドウを設定して、そこに含まれる計数からフォトピーク内の散乱線成分を推定するエネルギーウィンドウ法、散乱線の動向をモデル化し、モンテカルロシミュレーションを用いて散乱線成分を推定する Effective Source Scatter Estimation 法などがある。

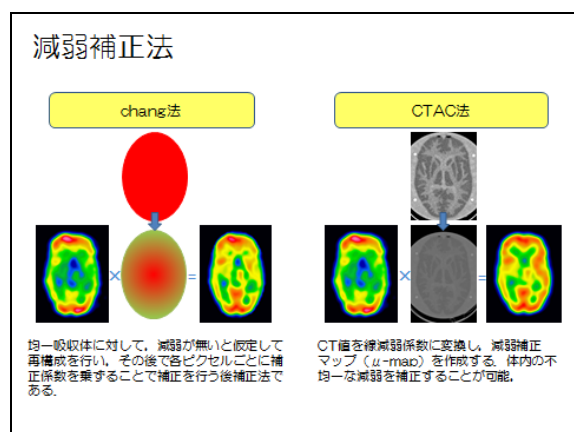


図 3 減弱補正法

コリメータの開口について、検出器で計測されるガンマ線の入射方向は、コリメータによって決まるため、検出器からの距離に依存する広がりを持っている。分解能劣化の程度は、コリメータの形状やガンマ線のコリメータの突き抜け、検出器自身の固有空間分解能などにも影響される。この影響を補正する方法として、

コリメータ開口補正があり、コリメータからの距離に応じた応答関数をモデル化して逐次近似再構成に組み込み、コリメータに起因する空間分解能の低下を抑制する。その他、FDR 法などがある。

3-4. 画像再構成

SPECT における画像再構成の目的は、投影データから被検体内の薬剤分布を正しく推定することである。解析的なアプローチ (analytical) である Filtered Back Projection (FBP) 法と統計的なアプローチ (statistical) である Ordered Subset Expectation Maximization (OS-EM) 法がある。FBP 法は、SPECT 撮像によって多方向よりガンマ線を検出し、ガンマ線の位置および濃度情報を単純に線状に逆投影しただけでは放射状の濃度分布が周囲に生じるため、フィルタにカットオフを加えて逆投影する方法である。線状の逆投影に両側に負の値を入れることにより、本来の対象に近い像が得られることとなる。OS-EM 法は、ML-EL 法を演算の工夫により高速化したものであり、サブセットという概念を用いることにより、その中でデータを修正する方法である。ML-EL 法とは、結果 (投影データ) から、それを起こした原因 (RI 分布を確率論に基づいて最も可能性の高いケースとして推定する方法 (最尤推定-期待値最大化法) である [3]。OS-EM 法で用いられるパラメータは、Iteration (投影データを全て使い切った段階で 1 回近似とする) と Subsets (投影データを分けたグループ数) となる。これらの値の組み合わせにより、画質は大きく変化するため、

最適な条件を施設で設定しておく必要がある (図 4)。

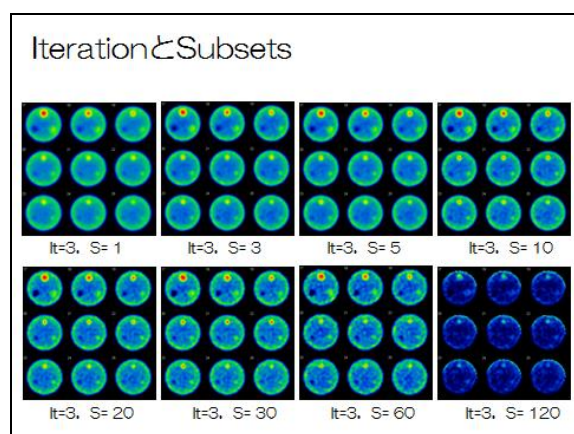


図 4 パラメータによる画質の変化

3-5. 製剤

使用する製剤の特徴を把握するためには、集積機序、体内動態、投与方法、前処置、キット製剤の調整手順等、多くの知識が必要となる。使用方法を間違えるとアーチファクトの原因となり、正しい読影が困難になることもありえる。ジェネレータを用いた製剤調整時の注意点として、還元剤の酸化防止等があげられる。ジェネレータから溶出した $^{99m}\text{TcO}_4^-$ は、バイアル内に含まれている還元剤で反応性の高い +5 価や +3 価へと還元されることで薬剤と反応できるようになる。バイアル内に必要以上に空気が混入したり、長時間光に曝されると還元力が低下し、必要な部位の撮像に支障を来す恐れがある [4]。また、標識後に放射エネルギーが不足しているからといって $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を追加しても反応せずに、標識低下を引き起こす。逆に、調整後の溶液を希釈すると薬剤の分解で放射化学的純度が低下することがある。

核医学検査に使用する製剤以外にも、同時に使用すると集積異常として現れる薬剤が存在する。骨シンチグラフィに対して、ビスホスホネート製剤やヨード造影剤は骨集積低下として影響を及ぼす場合がある [5]。

4. まとめ

核医学画像は、機器、収集、再構成、製剤等、様々な要因で成り立っている。核医学担当者は、画像に与える因子について理解し、画像を劣化させる因子の影響をできる限り少なくする必要がある。基本的には、カウントの多い良い画像を収集することが大切であるが、異常集積が見られたときこそ読解力が要求される。

文献

- [1] 竹生修己, 核医学検査技術 改訂 2 版, オーム社, 2008
- [2] 山下康行, 富口静二, 松田博史: 核医学を変える SPECT/CT, ワイリー・ブラックウェル, 2008
- [3] 福喜多博義: 核医学技術概論, 山代印刷, 2008
- [4] 放射性医薬品取り扱いガイドライン 第 2 版, 日本核医学会, 日本核医学技術学会, 日本放射線技師会, 日本病院薬剤師会, 2012
- [5] 薬による放射性医薬品の体内挙動について, 社団法人日本アイソトープ協会医学・薬学部放射線性医薬品専門員会; Radioisotopes, 56, 33-46, 2007