

リレー講座

核医学技術の基礎
「SPECT装置による撮像から画像処理まで」

須田 匡也 SUDA Masaya

《はじめに》

体内から放出された γ 線を画像化する核医学検査は、ガンマカメラで各種検査に応じた条件で撮像、画像処理を経て読影に至っている。古くは、放出された γ 線を直接フィルムやCRTに画像化させていたため、職人的な技術を必要としていた。しかし、高性能化が進み現在のフルデジタルカメラでは、シンチレーション光から置き換えられた電気パルスをデジタル変換後、画像処理装置に入力し、画像再構成や補正を行う事で高い安定性が担保されている。その一方で、様々な撮像や画像処理が行われ、撮像条件や画像処理の違いで画質が大きく異なる。そして、この違いは読影の際に大きく影響するため、診断には撮像技術の知識も要求される。

《ガンマカメラの構成とシンチレータの性質》

ガンマカメラは主に検出器、波高分析器、位置演算回路、処理装置で構成されている。その中で検出器は、 γ 線に対し、一定方向成分のみを選択させる鉛(一部タンゲステンも在る)のコリメータと平板のNaI(Tl)シンチレータ、ライトガイド、そしてシンチレータ内で発生する微弱な光を電子に変換する光電面、光電子を増幅(10^6 倍程度)させる光電子増倍管から構成される(図1左)。近年臨床使用に導入されている半導体SPECTが γ 線を直接電気信号に変換するのに対し、アンガー型ガンマカメラの場合、 γ 線がシンチレータ内で発光し光を間接的に電気信号へ変換させている。NaI(Tl)結晶は空気中の水蒸気を取り込んで水溶液になりやすい性質、いわゆる潮解性があり、通

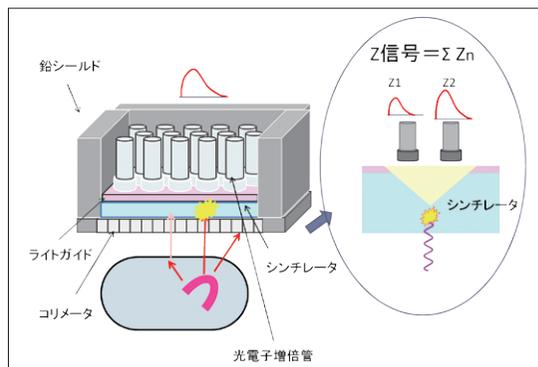


図1：検出器の構成とエネルギー計算。検出器はコリメータ、シンチレータ、ライトガイド、光電子増倍管から構成され、全ての光電子増倍管からの出力を加算したものがZ信号である。

常はアルミニウムやガラスで密閉されている。また急激な温度変化や、衝撃に弱いので、取扱いには注意が必要である。シンチレーション性質を高めるため、アクチベータとして微量なTlを添加している。入射した γ 線は主に光電効果で光電子を叩き出し、結晶中で原子を励起させる。そして電子が電離したアクチベータを捕獲し、基底状態に戻り発光(発光波長：415nm)する。励起状態から基底状態に戻る差分を蛍光として放出し、 γ 線の変換効率は約13%程度である。 γ 線はエネルギーが高い場合には透過力も強いいため、発光せずに透過してしまうこともある。現在の主流となっている3/8インチ(9mm)シンチレータは ^{99m}Tc (140keV)をほぼ100%検出できる阻止能(密度：3.67g/cm³)を持っているが、511keVの同時計数も検出可能とするハイブリットカメラや高エネルギーを対象とした場合、シンチレータを厚くする

日本医科大学 健診医療センター

〒113-0022 東京都文京区千駄木1-12-15

TEL：03-5814-6703 FAX：03-5814-6652 E-mail：msuda@nms.ac.jp

Clinical Imaging Center for Healthcare, Nippon Medical School

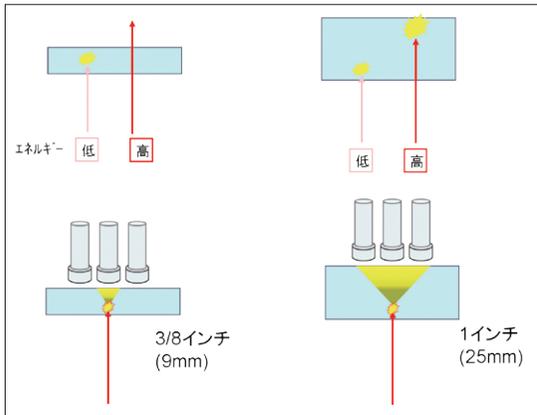


図2： γ 線エネルギー、クリスタルの厚さと空間分解能の関係。 γ 線のエネルギーにより検出効率が異なり、シンチレータが厚いと拡散し空間分解能が低下する。

(1インチ：25.4mm)が阻止能の高いクリスタルを用いることになる。しかしシンチレータを厚くすると光の拡散が大きくなり位置分解能が劣化する。発光位置特定のための位置演算は複数(数10本)の光電子増倍管からの出力バランスに重み付をしているため、このような劣化が生じる(図2)。シンチレーション光は光った後にすぐ消失することが望ましいが、減衰時間はクリスタルの材質に依存している。NaI(Tl)の場合は230nsecであり、減衰するまでの出力を積分し、複数の光電子増倍管の出力(Z信号)を加算したものが γ 線エネルギーになる(図1右)。この発光から減衰までに時間を要するため、減衰する前に他の γ 線が入射されると計測されずに数え落とされてしまう。これは放射性崩壊なので、計数率が高い場合その確率は高くなる。この電気パルスの重なりはパイルアップと呼ばれ、パルスの波形が異なってしまいエネルギー分解能を劣化させる。

《撮 像》

核医学検査では、検査内容や使用する核種によって大きく撮像方法が異なる。体内からの γ 線の検出に際して、被写体との相互作用は減弱と散乱が大きく影響する。SPECTで使用するエネルギー帯では、ほとんどがコンプトン散乱である。一般にコンプトン散乱を受けるとエネルギーを失い、低エネルギー側にスペクトルが遷移する。また散乱体がない場合でも、コリメータやクリスタル内で散乱の影響を受ける。NaI(Tl)ではエネルギー分解能に限界があるため、実際の収集では光

電ピークに対しある程度幅を持ったエネルギーウィンドウを設定している。現在のガンマカメラではマルチウィンドウ収集機能を持った機種が多く、メインウィンドウを挟んだサブウィンドウから散乱成分を推定するTEW(triple energy window)法や、外部線源やCTデータから求めた散乱頻度関数と測定データから散乱線を推定するTDCS(transmission dependent convolution subtraction)法等がある。また被写体深部からの γ 線は組成により異なった減弱を受け、収集カウンタが減少する。頭部の場合はこれらの吸収体が均一な物質として、核種のエネルギーに応じた線減弱係数で補正することが多い。投影データに対して行うSorenson法や、再構成データに対して行うChang法がある。 γ 線に対する水の線減弱係数(μ 値)は、 ^{99m}Tc で0.151/cm、 ^{123}I では0.146/cmであるが、脳血流SPECTにおけるChang法の μ 値の設定は特に散乱の影響により異なるため散乱補正の有無により適切な設定値が変わる。また各スライスにおいて、頭蓋骨まで含めた正しい輪郭抽出がなされていないと不正確な補正となる。また体幹部のような不均一吸収体に対しては外部線源によるトランスミッションやCTから μ マップを作成する方法などがある。CTAC(CT-based attenuation correction)では、CTデータを核種に応じたエネルギーで μ 値への変換テーブルを用意している。変換テーブルはHU値0で傾きの異なるバイリニアであることが多い。体内金属などにより生じたアーチファクトがあると補正が不正確になる。また、撮影時間の短いCT画像と比較的時間をかけて撮像するSPECT画像において、呼吸の位相の違いによるミスレジストレーションが生じ、不正確な補正を来す場合がある。

コリメータは入射してきた γ 線の方向を特定する役割を持っており、数種類の中から検査目的や使用する核種によって選択する必要がある。コリメータ孔(六角形、一部四角形)の形状により、一般的に広く使用されている孔が平行に開いて配置された平行多孔型、拡大して撮像するコンバージング(ファンビーム)型や、1つの穴で小さな臓器を拡大収集するピンホール型、縮小撮像するダイバージング型等がある。 γ 線は孔同士の隔壁を通過するため、 γ 線のエネルギーによって隔壁の厚が異なり、高エネルギーでは厚くなり低エネルギーでは薄く出来る。孔が小さいほど高分解能で

あるが、入射する γ 線量が少なくなり感度が低下する。またこの孔の大きさのため、投影データは広がり(ボケ)を含んだ画像となる。これはコリメータと被写体間の距離が離れる程、大きくなり分解能は低下する。現在のシステムでは、分解能補正や開口補正と呼ばれるコリメータの開口径と線源の位置に応じた点広がり関数(point spread function : PSF)に基づき補正する方法がある(図3)。

また核医学は他のモダリティに比べ、少ないカ

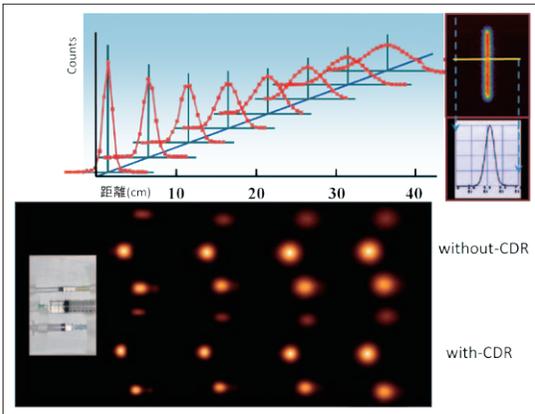


図3：被写体-コリメータ間距離と空間分解能の劣化。被写体とコリメータ間距離が離れるほど分解能およびカウントも低下する。ある程度の距離までは開口補正により補正できるが、大きく離れ過ぎると補正の効果は小さい。

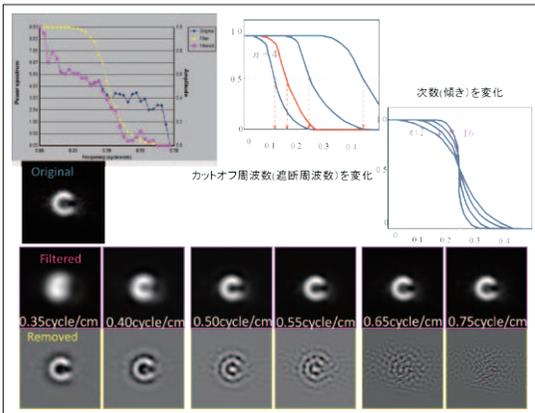


図4：Butterworthフィルタのパラメータと画質の変化。パワースペクトルではoriginalのスペクトルに対し、低域通過型のButterworthフィルタをかけることで高周波成分をカットし、フィルタ処理された画像では低周波成分はそのままにノイズのみを効率よく抑制している。パラメータであるカットオフ周波数は遮断する周波数を次数は傾きが変化し、カットオフ周波数を変化させて処理した画像と取り除かれた情報では、高すぎるとノイズが除ききれず、低くなり過ぎると輪郭情報から画像自体の情報まで除去してしまい不鮮明な画像になる。

ウントデータのため統計的ノイズを常に考慮しなければならない。感度と分解能は相反するので、得られる計数に応じて適切な画像マトリックスの選択が必要となる。空間分解能が低いと部分容積効果により辺縁部は真のカウントを表現出来ない。空間分解能を表す指標としてFWHM(full width at half maximum)が用いられ、一般にFWHMの2倍以下のサイズでは部分容積効果でhot spotでは過小、cold spotでは過大評価となる。

《画像処理》

撮像後、得られた投影データに加えられる画像処理は画質に大きく影響するため、核医学検査の中でも重要な役割を担っている。体内にRIを投与する核医学検査では、被ばくを考慮し少ない放射能で画像化するため、他のモダリティと比べノイズを多く含んだ画像になる。そのため、平滑化フィルタや輪郭強調フィルタ等が利用され、9点スムージングなどの実空間上で作用させるものと、Butterworthフィルタのように周波数空間で作用させるものがある。低周波成分が画像の主な構造を、高周波成分は画像の辺縁などの細かな情報を担っている。一方高周波成分には、画像中のノイズ成分も多く含まれているので、効率よくノイズ成分のみを除去する必要がある。SPECTでは、前処理フィルタの中で低域通過フィルタ(low-passフィルタ)が使用される。一般的にはButterworthフィルタが使用されており、フィルタの効果を定めるパラメータとして、減衰の傾きであるオーダー(次数)と低減させる周波数成分を示すカットオフ周波数(遮断周波数)がある。特にカットオフ周波数は画質に大きく影響し、低くなるほど高周波成分が除去され平滑化される。しかし、低くし過ぎると本来の画像情報まで除去してしまい、辺縁がはっきりしないメリハリのない画像になるので注意が必要である。オーダーはある程度の範囲内では大きな影響はないが、極端に小さいとノイズの低減が緩やかになり過ぎ、さらに低周波成分も低くなりノイズが目立ってしまう(図4)。

SPECTでは2次元の投影データから逆投影して、体内放射線分布を3次元的に構築する。単純逆投影(back projection)法は投影像が重なった部分を加算するため、被写体の周りにボケを生じてしまう。再構成フィルタはこのボケを除去するために、エッジに負の成分を重みづけしてから逆投

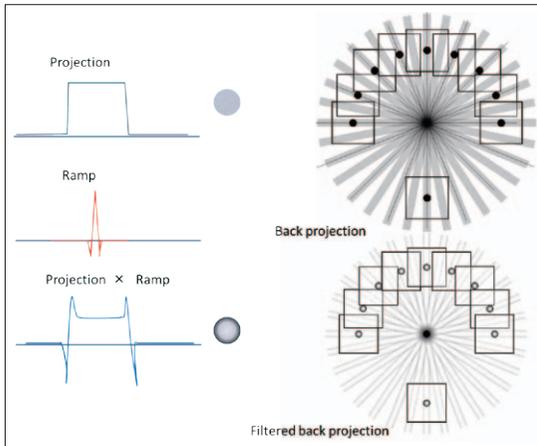


図5 : back projection法とfiltered back projection法。
 投影データをそのまま逆投影する back projection法に対し、投影データに再構成フィルタをかけ合わせてから逆投影する filtered back projection法では、線源の周りのボケを除去出来る。

影を行うフィルタ逆投影(filtered back projection : FBP)法に用いられ、RampフィルタやShepp & Loganフィルタがこれに該当する(図5)。この他、逐次近似法がある体内の分布を統計的に推定しながら、投影像と実際の投影データの比較を繰り返し修正し、2つの差を小さくしていくMLEM(Maximum Likelihood-Expectation Maximization)法やOSEM(Ordered Subset Expectation Maximization)法がある。MLEM法では放射性同位元素が崩壊する確率は指数分布を示し、計測される光子からなる測定データがポアソン分布に従っていると仮定のもと、確率的に最も確からしい断層像を推定する。MLEM法は全ての投影データを計算して更新するのに対し、OSEM法は投影データをいくつかのsubsetと呼ばれるグループに分割し、subset内の投影データを計算して画像データの更新を繰り返す方法である。そのためOSEM法では逐次近似の回数(iteration)を減らす事が出来、収束のスピードが速くなる。OSEM法の主なパラメータはiterationとsubsetであり、これらを掛け合わせた更新回数により画質が大きく変化する。更新回数が小さいと画像が収束しきれずにコントラストのない画像となり、逆に大きすぎると発散してノイズの影響が目立ってしまうため、パラメータの設定には注意が必要である。逐次近似再構成法の主な特徴は、FBP法と比較し低カウント領域でのS/Nが優れる事、データに負の値がない事や高集積部からのストリークアーチファクトが

軽減される等がある。また前述した散乱、減弱、開口補正を画像再構成アルゴリズムに組み込むことも可能である。

《おわりに》

現在では3D-OSEMといった画像再構成やそれに付随する様々な補正を行うことが出来るようになり、今後さらに新しい画像処理といったソフト面の開発が進み、半導体検出器のようなハード面もより多種多様になるとと思われる。従来に比べ画質に与える影響が大きく、読影の際に撮像技術に関する知識もさらに要求される。それらの撮像や処理に関する情報や撮像時の患者の状況をふまえた上で、呈示された画像を総合的に評価するように努めなければならない。