

連載

SPECTにおける 画質劣化とその補正

IV コリメータの 開口

法政大学工学部

尾川浩一

コリメータとは

単光子放出核種から放出される線の飛来方向を特定し、それ以外の方向から飛来する線を遮蔽するためにはコリメータが不可欠であり、このコリメータの有限の孔の大きさがSPECTの再構成画像にボケを発生させることについて、『総論』において述べた。コリメータはAngerが1950年代に初めてガンマカメラを開発したとき以来、ずっと使われ続けてきたものであるが、このコリメータは核医学画像(シンチグラム、SPECT)の画質を決定する重要な部分となっている。単光子放出型の放射性同位元素を利用する核医学検査で最も一般的に用いられるコリメータは平行多孔型コリメータであり、これは高さ数cmの薄い鉛板

を隔壁とする無数の孔が互いに平行に並んだ形状となっている。孔の形状はコリメータの製造方法によって変わるが、六角形、円形、正方形のものなどがある。孔と孔との間の隔壁の厚さは検出の対象となる線のエネルギーと深い関係があり、通常、隔壁を透過(ペネトレーション)する線の割合が5%以下になるような厚さを設計の目安にしている。このため高エネルギーの線を計測する場合には、隔壁の厚さは低エネルギーの線を対象としたものよりも厚くなる。コリメータの材質として鉛が用いられているのは、線の遮蔽能力が高いこと(原子番号が大きく、密度も高い)、コストが安いこと、加工が比較的簡単などの利点があるからである。この他、価格は高くなるが鉛よりも遮蔽能力が高いタングステンが材料として用いられることもある。

コリメータの性能

ここでは一般に用いられている平行多孔型コリメータについて述べる。線検出器の空間分解能と感度はコリメータの孔の大きさや数に密接に関連し、空間分解能は孔の大きさが小さければ小さいほど高く、感度は孔の数が多ければ多いほど高い。このうち、空間分解能はコリメータのみで決まるのではなく、シンチレータと光電子増倍管(PMT)による位置検出機構とも関係し、コリメータによって決まる空間分解能をコリメータの空間分解能 R_c 、検出機構によって決まる空間分解能を固有分解能 R_{int} と呼び、区別している。そして、全体の空間分解能は

$$\sqrt{R_c^2 + R_{int}^2}$$

という形で与えられ、これをシステムの空間分解能と呼んでいる。ここで R_c は線源とコリメータ表面までの距離の関数になっており、この距離が長いと R_c は大きな値をとる。これに対し、 R_{int} は線がシンチレータのどこで発光するか、複数のPMTからどのようにしてその発光点を決めるか、などのことによって決まるためガンマカメラ固有の値となる。

ここで空間分解能について簡単に述べる。図1は核医学で空間分解能を表現する際によく用いら

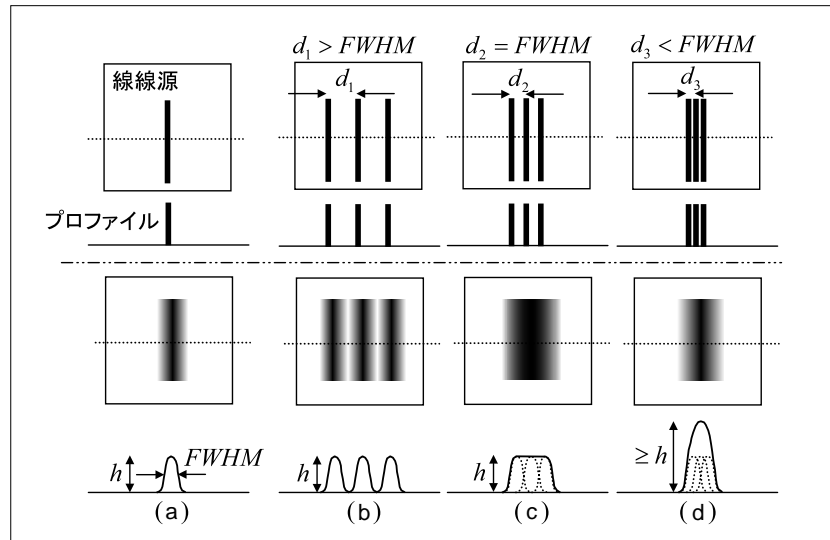


図1 線線源の間隔とその見え方

れるFWHM(full width at half maximum)の概念を示している。上段には線線源を並べた図とその点線部での理想的なプロファイルを示し、下段にはその線線源をガンマカメラで映像化した場合のイメージ図とその点線部での濃度プロファイルを示す。FWHMは左下の高さ h のプロファイルにおいて、 $h/2$ の高さとなる位置での幅を意味している。実際にカテーテルのような細い管に ^{99m}Tc 水溶液を入れてガンマカメラで撮像すると、図1aのようなプレーナ画像が得られ、1本の線線源は横方向に正規分布の広がりをもった形で映像化される。ここで、コリメータと線源の距離が近い場合、あるいは高分解能型のコリメータを用いた場合には、その広がりを表すFWHMの値は小さくなる。次にFWHMの値が何故、空間分解能を表すことができるかについて説明する。そもそも空間分解能というのは2本の線があったときにその線が明らかに2本分離している(別の言葉では“分解できる”)ことをいえる能力のことである。図1b~dの3つの図は3本の線線源を横に並べた場合のガンマカメラの画像をイメージしたものである。このとき、線線源の間隔 d の大きさによって、線線源のプレーナ画像の見え方は異なってくる。すなわち、 d がFWHMよりも大きい図1bの場合では、3本の線線源は図1aと同様のボケは生ずるものの明瞭に区別できる。ところが、 d が

FWHMに等しくなった図1cの場合では3本の線線源は横幅の広い1本の線線源のように見えることになる。これは図1cのプロファイルを見れば理解できる。点線で示した3つの山はそれぞれの線線源に対する応答であるが、線線源の間隔がFWHMに等しいため、この3つの山の和となる出力(実線)は中央部で一定の値 h を取ることになる。 d がFWHMより小さくなった図1dの場合には、3本の線線源はあたかも1本の線線源があって、これがぼけて広がったように見えることになる。このように、3本の線線源が分離して見えるためには、その間隔はFWHMより大きくなる必要があり、このFWHMを用いることで、どれほど近接した線線源を弁別できるかを知ることができる。よってFWHMの値が小さい場合には空間分解能が高い検出器であるということができる。

また、コリメータのもう1つの性能を決めるのは感度である。ガンマカメラの感度をいう場合には、コリメータそのものの感度とその背部にあるシンチレータの感度が対象になる。このうちシンチレータの感度は入射した線をどれほどシンチレータ内で光電吸収を起こさせたか(線のエネルギーを蛍光に変えたか)というもので、シンチレータの厚みとも関連するが通常非常に高い値となっている。問題になるのは前者のコリメータの感度であり、これは発生している線のうち何バ

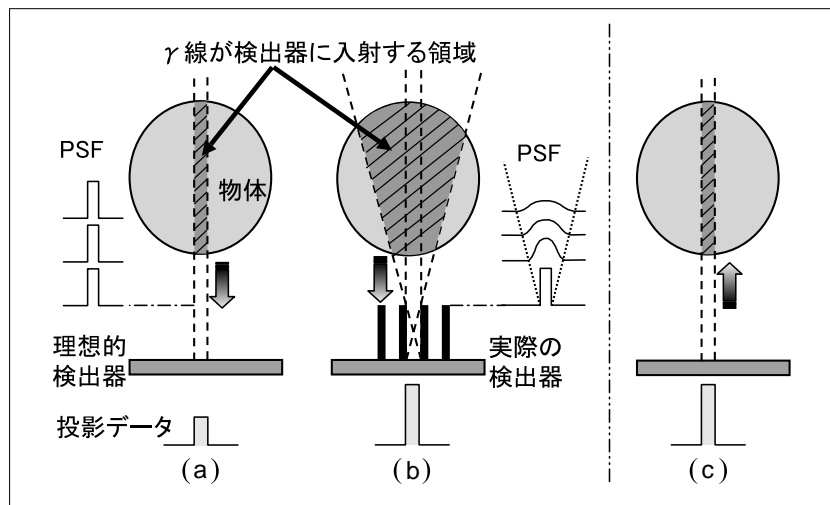


図2 コリメータ開口によって拡大したデータ収集領域

ーセントを通過させたか、というものである。たとえばGE社のコリメータの感度¹⁾(実験条件はコリメータ表面から10cm離れた空气中に^{99m}Tcの点線源をおいて計測、エネルギーウィンドウ幅は20%)を例にとると、汎用型のコリメータで1MBqあたり142cps、高分解能型で82cpsとなっており、約100cpsと考えると1秒間に100万個放出された線が100個だけ検出されることに相当し $100/1,000,000 = 1/10,000 = 0.01\%$ が観測されるわけである。逆に、約99.99%が捨てられることになる。これは驚くべき数字である。患者から1万個の線が出ていても、われわれが利用できるのはそのうちのわずか1個でしかない。これは、コリメータを用いて、その飛来方向を決めている現在の単光子検出器の宿命であり、Angerがガンマカメラを作ったとき以来、核医学装置が抱えている大きな問題である。近年、このような機械的なコリメーションをやめて、電気的なコリメーションを行うという研究も行われている。この代表的な例はコンプトンCT装置であるが、研究の域を出ていない。

平行多孔型コリメータの具体的なスペックについて簡単に述べると以下のようなものである。^{99m}Tc(140keV)などを対象とする低エネルギーのコリメータでは、孔の直径が2~3mm程度、隔壁の厚さは0.3mm程度、孔数が1~5万個程度で、用途に応じて高分解能型、汎用型、高感度型として

設計されている。また、システムの空間分解能はFWHMで10~15mm程度である。コリメータの基本的な構造は有限の大きさをもつ孔なので後述する開口問題が発生し、1つ1つの孔はその孔の前方の、孔の直径と同一の直径をもつ細長い円柱の空間からの光子のみを捕らえているのではなく、その孔を頂点とするような円錐形の領域からの光子が検出器で検出されることになる。このためコリメータを通過させて収集したデータには深さ方向に点広がり関数(Point Spread Function; PSF)の異なったボケが内在することになる。

コリメータの開口の影響

図2aに示すようにSPECTでは検出された線はある一定の幅の領域(図の斜線部)から発生したものと仮定し、図2cに示す斜線領域に逆投影し画像の再構成が行われる。このような理想的な投影データを計測するためには、無限長の細い孔のコリメータが必要となる。しかし、実際には孔径数mm程度で長さ3~4cm程度のコリメータを用いて投影データの計測が行われる。この場合、図2bのようにコリメータに入射する光子はある一定の頂角をもつ円錐領域から発生したものである(図では二次元的に示している)。このようなコリメータでデータを収集する場合、線源の位置に応じて点広がり関数(PSF)の形が変わること

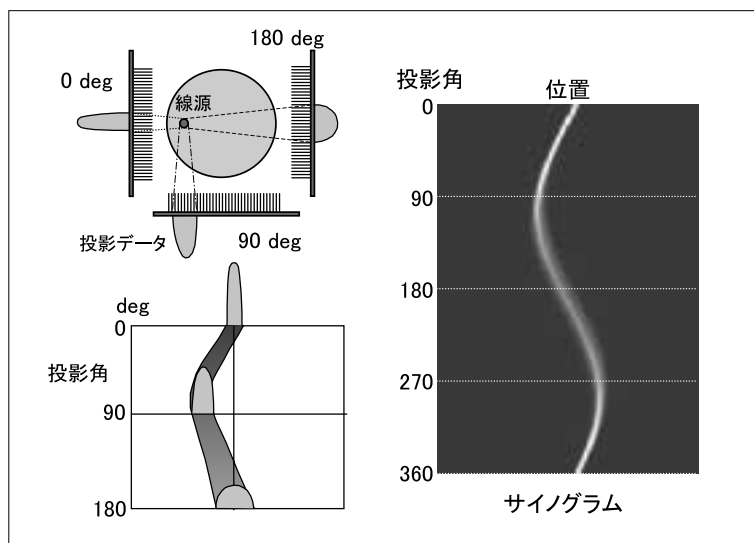


図3 線源の位置と投影データのぼけ方

となる。すなわち、コリメータと線源間の距離が小さいとそのPSFの形は理想的なもの(矩形関数)に近いが、距離が大きくなるとその形は鈍り正規分布の形状に近づいていく。コリメータの感度は線源 - コリメータ間の距離に依存せず一定なので、そのPSFの高さ(大きさ)は距離が大きくなるに従い低くなっていく。簡単にいえば、コリメータから遠い位置では広い範囲からコリメータにわずかづつ線が入ってくるのに対し、近い部分では狭い範囲から多くの線が入射することになる。このようにして得られたデータに対して、理想的なモデルを仮定して図2cのような逆投影の操作を行うと大きな矛盾が発生する。すなわち図2bにおける扇形の斜線部から得られたデータを図2cの斜線部の帯状領域に戻すからである。また、図2bにおけるPSFの形状は線源とコリメータ間の距離に依存するため、SPECTのように回転してデータを得た場合には、ある線源に関して投影方向ごとにぼけ方が異なる。図3は中心の左側に置かれた線源に対して、0、90、180度の投影データがどのようにぼけるかを示している。開口の影響がなければ、このサイングラム(投影データを0~360度まで並べたもの)は同一の太さかつ同一のカウント値のサインカーブができるはずである。ところが開口の影響があるため、図3左下のようにその幅と高さが角度ごとに変化し、

右のようなカーブが得られる。このようなデータをそのまま画像再構成すると、中心部と辺縁部ではそのボケの程度が変わることになる。すなわち、SPECT画像の中央の位置はどの方向から見ても均等かつ平均的に距離が遠くなるためボケの程度が大きく、またそのボケ関数は同心円状となる。ところが、画像の辺縁部、すなわちコリメータの回転軌道に近いところでは、特定の角度範囲の投影データの値が大きくなり、また最遠点と最近点のボケが重畳するため、比較的ボケの程度は小さくそのボケ方は回転中心を向いた楕円(非対称形)になる。このボケが再構成画像に与える影響は、空間分解能の低下とコントラスト分解能の低下であり、この様子を図4に示した。なお、部分容積効果(partial volume effect)という言葉で、SPECTやPET画像のボケを記述しているものがあるが、これはコリメータ開口が原因として起きている問題なので、部分容積効果に対する補正というのは誤りで、本来はコリメータ開口の補正とすべきである。

コリメータ開口の補正法

このようなコリメータの空間分解能の劣化は、かつては位置に依存しないボケ除去フィルタを利用するもの²⁾が多かったが、位置に依存した補正

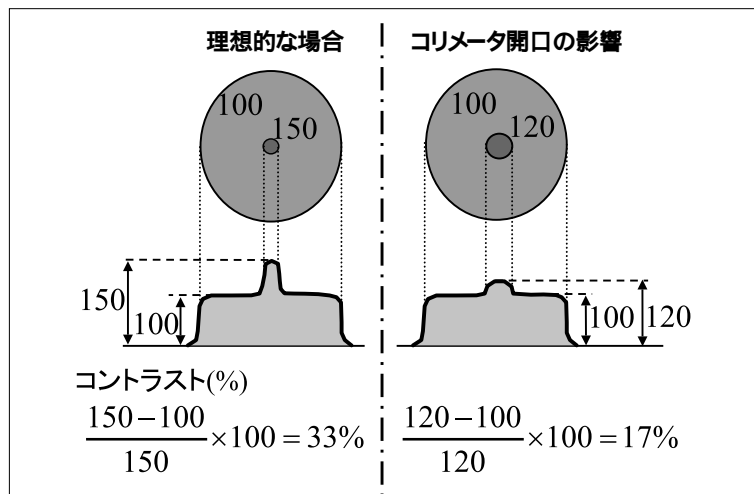


図4 コリメータ開口による中央のホットスポット部の濃度コントラストの低下と空間分解能の低下

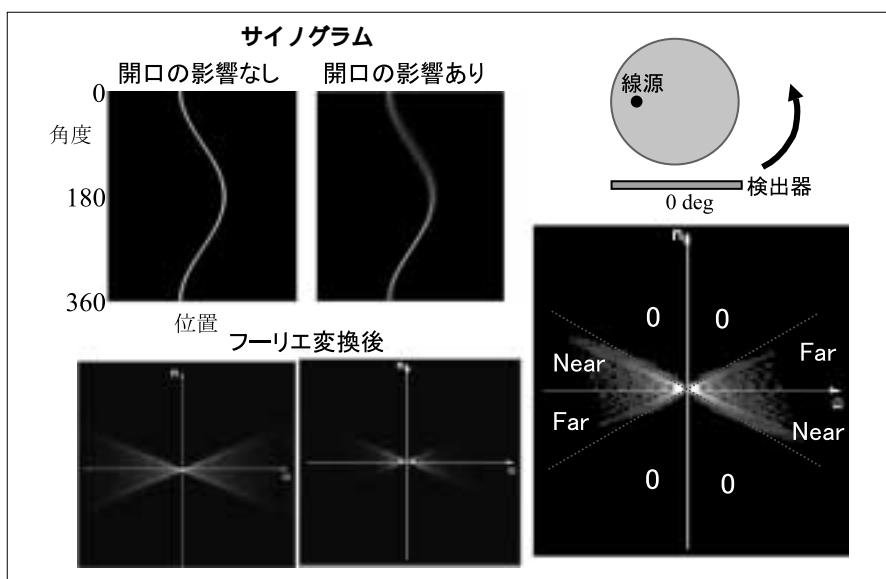


図5 投影データ(サイノグラム)のフーリエ変換

を達成できるフーリエ領域での補正法^{3, 4)}が提案され、現在ではFrequency Distance Relation (FDR)という概念を用いたものが主流⁵⁾となっている。図5は点線源の投影データを0~360度まで並べたサイノグラムである。左側に示したものが開口の影響がない理想的な投影データで、右側が開口の影響を受けた投影データである。開口の影響を受けると線源と検出器の距離が広がる角度

方向において大きなボケが生じ(すなわち濃度値が拡散する)濃度値が低下しているのがわかる。これらの2つのサイノグラムを横方向(検出器の位置方向)にフーリエ変換し、縦方向(回転角度方向)にはフーリエ級数展開したあとのパワースペクトルを、それぞれのサイノグラムの下に示す。両者とも蝶ネクタイの形をとっているのがわかるが、理想的なコリメータの場合はパワースペクト



図6 再構成画像における開口によるボケとFDRを利用した補正

ルが左右対称になっているのに対して、開口の影響を受けた投影データでは左右非対称で、その明るい部分(数値の大きなところに該当)の伸びが右斜め上と左斜め下で短くなっていることがわかる。ここでこの2つの領域の広がり狭いということは、その方向の高周波数成分が低下してしまっていることを意味している。サイノグラム空間上ではちょうどボケが発生している部分の曲線に垂直方向の角度に対応している。したがって、開口の影響を受けた投影データを理想的な投影データに戻すためには、値が低下して小さくなった蝶ネクタイの形をもとの形に広げればいわけであり、このために角度に応じたフィルタをフーリエ領域でかけることとなる。このようにして補正がすん

だら、逆フーリエ変換によりサイノグラムに戻し、フィルタ付き逆投影法などによって画像の再構成を行えばよい。このようなフーリエ空間での補正法は基本的に高周波成分を増加させるものであり雑音に敏感となるので、逐次的に補正を行うものも提案されている⁶⁾。図6はFDRを用いた補正画像を示している。

まとめ

SPECTにおけるコリメータの開口の問題に関して、まずコリメータの性質について述べ、このコリメータ開口が画像に与える影響を解説した。さらに、この補正法について簡単に説明した。

<文献>

- 1) Moore SC et al : Collimator design for single photon emission tomography. Eur J Nucl Med 19 : 138-150, 1992
- 2) King MA et al : Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering. JNM 28 : 1192-1198, 1987
- 3) Ogawa K et al : Correction of collimator aperture using shift - variant deconvolution filter in gamma camera CT. SPIE Proc Medical Imaging : Image Processing, vol.914, 699-706, 1988
- 4) Lewitt RM et al : Fourier method for correction of depth - dependent collimator blurring. SPIE Proc Med Imag : Image Processing, vol.1092, 232-243, 1989
- 5) Xia W et al : Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT. IEEE Trans Med Imag 14 : 100-115, 1995
- 6) Ogawa K : Iterative correction method for shift - variant blurring caused by collimator aperture in SPECT. Ann Nucl Med 10(1) : 33-40, 1996