

新連載 (全7回)

SPECTにおける 画質劣化とその補正

I 総論

法政大学工学部
尾川浩一

はじめに

本連載はSPECTの画質劣化に関して、原因となる基礎的な物理現象からその補正までを、放射線物理学と画像工学の見地からわかりやすく解説するために企画されたものである。連載の内容は、

- 4月号 I 総論
- 5月号 II 線の吸収
- 6月号 III 線の散乱
- 7月号 IV コリメータの開口
- 8月号 V 画像再構成
- 9月号 VI 線の統計変動
- 10月号 VII データ収集角と臓器の動きを予定している。

画質劣化の原因

SPECT画像の画質劣化の原因は、次の4つの観点から大別できる。第1は線と人体を構成している媒質との相互作用に起因するもの(物理系要因)、第2はデータ収集装置や検査方法に起因するもの(計測系要因)、第3は画像再構成の方法に起因するもの(像再生系要因)、最後は人体の臓器などに起因するもの(生物系要因)である。これらの画質劣化を定量的に測る尺度には、濃度ひずみ、コントラスト分解能、空間分解能、信号対雑音比(S/N)などがある。本稿では、画質劣化の各要因とそれが上記の尺度に与える影響を概説し、次号からの連載において、その各論を詳細に述べる。

1. 物理系要因による画質劣化

核医学では放射性医薬品を患者に投与し、その放射性同位元素から放出される線を検出し、臓器の機能情報を得ることが行われているが、体内の線源から放出された線は、検出器に至るまでに人体を構成するさまざまな原子と相互作用を起こす。相互作用の種類にはコンプトン散乱、光電効果、干渉性散乱などがある。SPECTで用いられる線のエネルギーは最も低いTl-201で71keV程度、最も高いエネルギーはGa-67の300keV程度である。これらの比較的エネルギーの低い線と人体を構成する骨や軟部組織との相互作用のうち最も高い確率で起きるのがコンプトン散乱である。コンプトン散乱とは線が人体を構成する原子の軌道電子と衝突して、線のエネルギーの一部を軌道電子に与え、これを反跳電子として原子より放出させるというものである。衝突した線はエネルギーとモーメントの保存則に従う散乱角でその進行方向を変えることになる。衝突において散乱光子は軌道電子にエネルギーを与えるので、光子自身のエネルギーは低下し、一部の散乱光子は体内で数回のコンプトン散乱を繰り返し、後述する光電効果(光電吸収ともいう)によって消滅する。また、一部の散乱光子は体外に飛び出し、あるものはガンマカメラによって計測されることになる。ただし、ここで検出される光子はその進行方向がコリメータの穴の向きと一致したもののみ

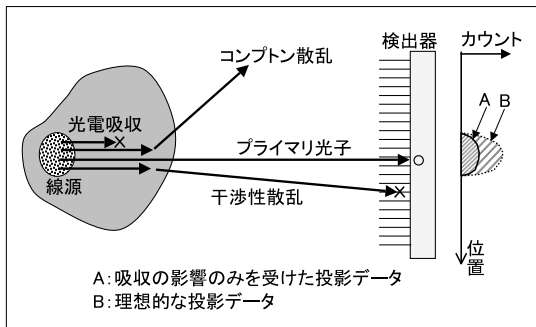


図1 線の吸収による投影データの変化

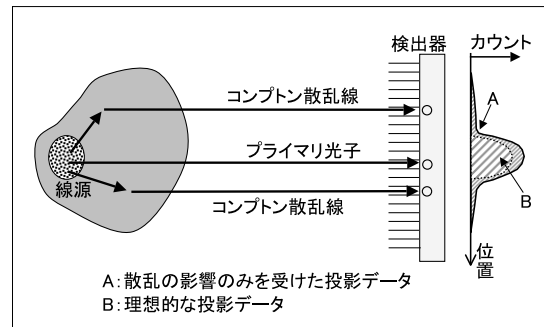


図2 線の散乱による投影データの変化

となる。相互作用の確率が次に高いのは光電効果である。光電効果は線エネルギーのすべてを相互作用を起こす相手の原子に与え、それ自身は消滅するというものである。光電効果が起こる場合には、線のエネルギーを得た軌道電子が原子から放出され(これを光電子という)この光電子は近傍領域で運動エネルギーを失い自由電子となる。人体に対しては、50keV以下の光子の光電効果の確率が高く、光子のエネルギーが低いほどその確率が高い。この他に干渉性散乱と呼ばれるものがある。これはエネルギーの変化が生じずに、その線の進行方向のみが変わるといふ散乱で、人体のように低い原子番号で構成される媒質に対しては非常に低いエネルギー領域において発生する。このため通常の核医学検査では、相互作用としての干渉性散乱は無視しても差し支えない。

上記の2つの相互作用(コンプトン散乱、光電効果)はSPECTの投影データに大きな影響を与える。すなわち、計測器の側からみると、コンプトン散乱が起きることによって、本来計測されるべき(コリメータの穴と同一の方向に飛び出した)

線の方向が変わり、計測されなくなってしまう、コリメータの穴と平行な(線源と検出器を結ぶ)直線上にあたかも線源が存在していなかったかのようにみえることになる。また、光電効果が起こることによって、その直線上を飛来する線の一部が消滅するために、線源の量が少なかったようにみえてしまうことになる。このような2つの現象をまとめて「線の減弱(attenuation)」と呼んでいる。ただし、同じ意味で「線の吸収(absorption)」という言葉が慣例的に用いられて

おり、この連載でも慣用表現を用いるものとするが、減弱という言葉には、光電吸収(photoelectric absorption)以外にコンプトン散乱(Compton scattering)による光子の消滅も含まれていることに注意されたい。この場合、図1のように本来計測されるべき線の数よりも少ない数の線が計測され、再構成画像には濃度ひずみが発生することになる。一方、コンプトン散乱が起きると、その散乱光子があたかもプライマリ(一度も散乱していない)の線としてガンマカメラに計測される場合がある。この現象を「線の散乱」と呼んでいる。この場合は図2のように見かけの光子数が増加することになり、再構成画像上では濃度ひずみの発生やコントラスト分解能の低下が生ずる。

物理系要因による画質劣化には、上記の他に線の統計変動がある。これは、放射性同位元素が崩壊して線を発生するとき、単位時間あたりの計測光子数が常に同一の数となっていないという現象を指すものである。すなわち線の数を計測するときに、その数が90であったり110であったり変動があるという現象で、計測値の平均値は100であることが保証されていても、実際、その平均値の平方根の揺らぎが計測値に発生することを意味する。図3のようにこのような揺らぎが投影データに存在すると、雑音の多い再構成画像を得ることになる。

2. 計測系要因による画質劣化

SPECTでは単光子放出核種が用いられるので、データ収集においては線の飛来してきた方向を

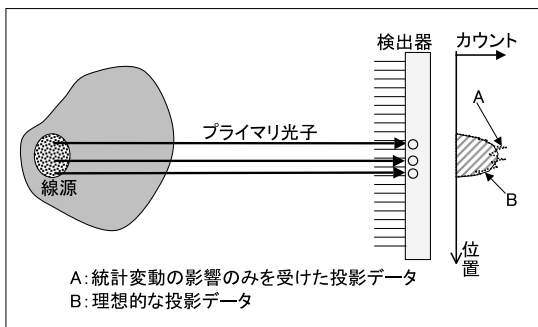


図3 線の統計変動と投影データ

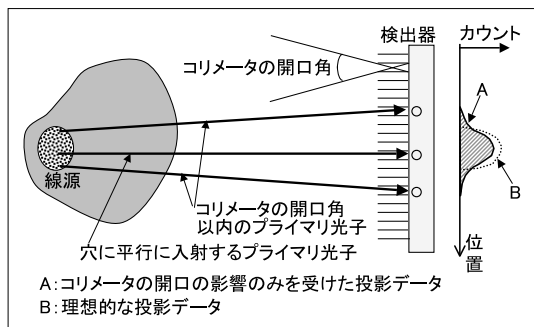


図4 コリメータの開口と投影データ

特定するためのコリメータが必要となる。このようなコリメータによっても画質の劣化が起きる。一般に用いられている平行多孔型コリメータの場合、その形状が筒の形に近似できるが、この筒に入射できる線はコリメータの表面に垂直に飛来するものに±数度の角度範囲をもつものである。この入射角は穴の直径とその長さによって決定することになり、一般に高感度型のコリメータは穴の径が大きいのので角度が大きくなる。このような見込み角が存在するために、次のような問題が起きる。すなわち、コリメータの表面近くでは高い空間分解能の線源の分布が得られるが、コリメータと線源間の距離が離れば離れるほど大きな空間分解能の低下、すなわち「ぼけ」が発生する。このため、SPECTで計測された投影データをそのまま用いて画像再構成すると、画像の中心部と辺縁部では、ぼけの形状が異なるという現象が起きる(図4)。このような系を、画像工学ではshift-variantな系であると呼ぶが、そのぼけの補正は一般にとっても困難である。

データ収集方法による画質劣化の1例としては検出器を一定時間静止させてデータ収集を行うステップ収集と、検出器をゆっくりと連続的に回転しながらデータ収集を行う連続収集における空間分解能の違いがある。原理的には多くの方向に対してステップ収集を行い、それをを用いた再構成によって高い空間分解能の画像を得ることができるが、ステップ収集では検出器が一定角度回転後、完全に静止するまでデータ収集を行わないのでロスタイムが発生し、これにより検査時間が長くなる。一方、連続回転収集ではロスタイムは発生し

ないものの、検出器を回転したままデータ収集を行うために空間分解能がやや低下するという短所をもっている。また、心筋SPECTではデータ収集の角度範囲に関して180度と360度の収集法がある。このうち180度収集法では心臓が体表面に近い位置の角度におけるデータを得ることになるので、信号対雑音比のよいデータを得ることができ、またデータ収集時間も短くなるが、濃度ひずみやアーチファクトが心基部に発生する。これに対し、360度収集法では1周分のデータが得られるので濃度ひずみの少ない再構成画像を得ることができるが、検査時間が長くなる、あるいは心臓が検出器から最も遠くなる角度では投影データの雑音が支配的になるという短所がある。その他、データ収集に起因するアーチファクトには、回転中心のずれ、検出器の感度不均一性などもある。

3. 像再生系要因に起因する問題

画像再構成の方法によっても画質の劣化が起きる。現在、多くのSPECT装置では、フィルタ付き逆投影法(filtered backprojection法)または逐次近似的な画像再構成法を使用した像再生が行われている。前者の方法は解析的な手法であり、投影方向数が十分あれば問題ないが、投影方向数が少なく、画像に非常に高い周波数成分が多く存在する場合には、大きな負値が発生しアーチファクトが顕著になるという問題がある。一方、近年はやりの最尤推定-期待値最大化(ML-EM)法や最大事後確率推定-期待値最大化(MAP-EM)法などは、統計的推定理論に基づいて投影データから画像を推定しようというものである。これらの方法

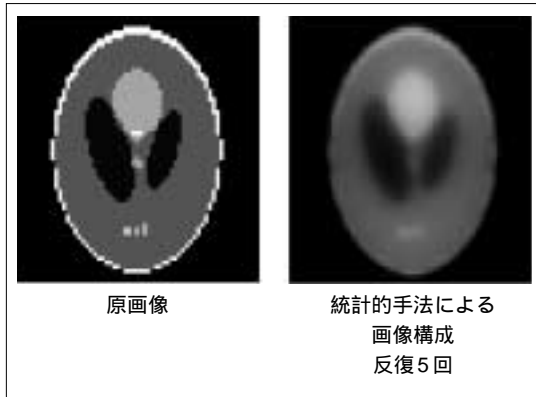


図5 画像再構成で起きる濃度ひずみ

は収束が遅いため、画像の高周波成分の回復が遅れ、反復計算回数が少ない場合には大きな濃度ひずみが発生し、コントラスト分解能も低い(図5)。収束の遅さを改善するために提案された、投影データのサブセットを用いた画像再構成は、前述の統計的手法よりも1桁以上早い収束性を有するが、雑音を増長する場合などもあり、その使用に関して注意が必要である。

4. 生物系要因に起因する問題

SPECTデータの収集中に対象臓器が動く場合、アーチファクトが発生し画質が大きく劣化する。特に心筋SPECTのように検査臓器を静止させることができない場合で重大な問題となる(図6)。

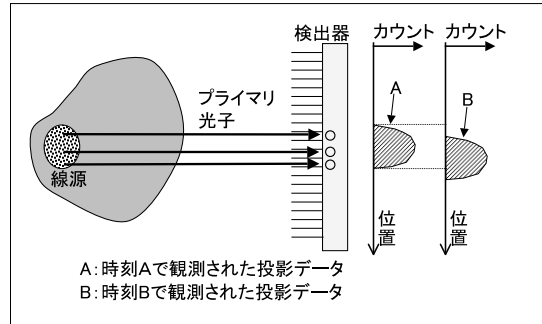


図6 RIの集積した臓器の動きと投影データ

このような臓器の動きは、空間分解能を低下させるのみならず、コントラスト分解能も低下させ、定量的な検査をいっそう困難なものとすることになる。この他、放射性医薬品の代謝の速度が速い場合には、データ収集中に放射線源の分布が変化してしまうため、アーチファクトの発生が起きる。

まとめ

SPECTにおける画質劣化の発生原因を、物理系、計測系、像再生系、生物系の4つの側面から考察し、発生する画質劣化の種類を示した。次回から、発生原因ごとに詳細を述べる。