

## リレー講座

## 核医学技術の基礎

## 「心筋SPECTにおける吸収補正・散乱補正の基礎」

森 一晃 MORI Kazuaki

## 《はじめに》

心筋SPECTの撮像では、ガンマ線と人体の相互作用によって起きる吸収と散乱によって正確な放射能分布の計測ができない。横隔膜によるガンマ線の吸収は下後壁領域のカウント低下として、乳房による吸収の影響は前壁のカウント低下としてあらわれ、散乱線の影響は血流低下部位のコントラスト低下や心内腔のカウント上昇としてあらわれる。このような吸収と散乱による画質劣化を補正するためには、正確な吸収係数マップを得るためのtransmission CT (TCT)と、散乱線を推定し除去する手法が必要である。

## 《吸収補正》

心筋SPECTの撮像範囲である胸郭部には、骨、肺(空気)、軟部組織といった吸収係数の異なる臓器が含まれており、均一な吸収体を仮定した方法(Chang法, Sorenson法)では正確な補正はできない。不均一な吸収体の吸収係数分布を測定し、吸収係数マップを作成する必要がある。吸収係数マップの作成法にはTCT法、セグメント法がある。

## TCT法

## ・外部線源を用いたTCT法

検出器に対向して外部線源を配置し、その線源からの放射線が被検体を通過して検出器に入射するガンマ線により吸収係数分布画像が作成できる。使用する外部線源としては $^{153}\text{Gd}$ (半減期: 242日, ガンマ線: 97keV, 103keV),  $^{133}\text{Ba}$ (半減期: 10.5年, ガンマ線: 356keV)などがある。外部線源を用いる吸収補正の場合、SPECTとTCTを同時収集することで検査時間の延長は避けられ、患者スループットの低下は生じない。しかし、外部線源の放

射能が減衰した場合には収集時間の延長が必要になることや、収集時間が不足した場合には不十分な収集画像による補正精度の低下が生じる。また、線源管理の手間や $^{153}\text{Gd}$ では線源の更新コストの問題、 $^{133}\text{Ba}$ ではdown-scatterが $^{99\text{m}}\text{Tc}$ や $^{201}\text{Tl}$ の収集ウィンドウに混入するといった課題もあり、臨床の現場ではほとんど使われなくなった。

## ・X線CTを用いた方法

X線CT画像から吸収係数マップを作成することで吸収補正を行う。X線CTを用いる場合、CTのHU値をガンマ線の吸収係数に換算するテーブルが必要となる。HU値が<0の物質は水類似のエネルギー依存性を持つこととし、HU値が>0の物質は水と骨の混在するエネルギー依存性を持つこととしたHU値0で傾きが変わる換算テーブルを使用している(図1)。X線CTの実効エネルギーが低いため、管電圧ごとにガンマ線の吸収係数への換算テーブルが必要だが、X線CTの管電圧の違いによるHU値の変動や管電流の違いによるノイズの影響は補正後のSPECT画像にはあまり影響しない。一方で、X線CT撮像による被ばくの増加、X線CTとSPECTの位置ずれによりアーチファクトが生じるなどの問題もある。日常検査

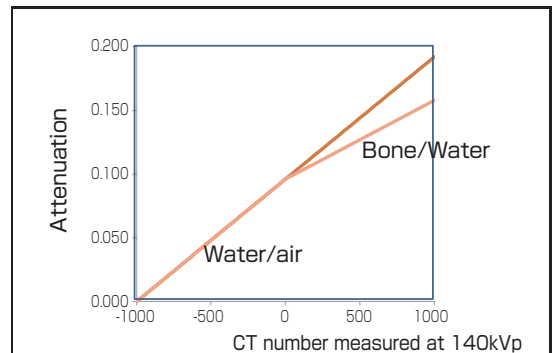


図1 X線CT画像による吸収係数換算テーブル

虎の門病院放射線部 〒105-8470 東京都港区虎ノ門2-2-2

TEL : 03-3588-1111 内線3840 FAX : 03-3582-7068 E-mail : kazuaki.mori@nifty.com

Dept. of Nuclear Medicine, Toranomon Hospital

ではSPECT装置とX線CT装置を一体化したSPECT/CTが有用で、多列型の検出器を搭載した診断用X線CTと組み合わせたタイプと減弱補正用小容量X線CTを組み合わせたタイプの2種類がある。

### セグメント法

・SSPAC(segmentation with scatter and photo peak window data for attenuation correction)法  
人体構造を大まかに軟部組織、肺、骨などのセグメントに分けて、それぞれに吸収係数を与え吸収係数マップを作成する。専用装置・器具は必要なく、triple energy window (TEW)法のサブウィンドウ画像から体輪郭を抽出し、メインウィンドウ画像から心臓、肝臓を抽出する。モデル縦隔と胸骨を加えて吸収係数マップを作成する。この方法は散乱線画像から体輪郭、肺野外縁を抽出しているため、心筋カウントが高く散乱成分が少ない<sup>99m</sup>Tc製剤の負荷時SPECTでは、体輪郭抽出が適切にできないこともある。

### 《散乱補正》

シンチレーションカメラでは収集エネルギーウィンドウの中に散乱線が混入するため、散乱線と一次線を弁別して収集することはできない。そこで収集データ中に含まれる散乱線を推測して除去する方法がとられる。散乱線の推測は、マルチウィンドウ法とコンボリューション法に大別される。

### マルチウィンドウ法

・Dual energy window subtraction(DEWS)法  
低エネルギー側に設定したサブウィンドウで得られたカウントにスケールファクターを掛けることで、光電ピーク内の散乱線を推定する。簡便な方法でほとんどの機種に应用可能だが、散乱線ウィンドウで計測されるデータが光電ピークウィンドウ内の散乱光子と対応していない。  
・Triple energy window(TEW)法  
光電ピークのメインウィンドウの両端に小さい幅のサブウィンドウを設定し、2つのサブウィンドウのカウントからメインウィンドウ内の散乱線を台形近似して推定する。トータルカウントから、散乱線カウントを減算して一次光子のカウントを求める。この計算はピクセルごとに行われるため、低カウントピクセルでも一次光子成分が除去されることはない。

### コンボリューション法

・Transmission dependent convolution subtraction(TDCS)法

ガンマ線の吸収が大きいところほど散乱線分画も上昇するという関係から外部線源やX線CTによるTCTから吸収係数分布を求め、散乱のビルドアップ係数を測定して、各画素の散乱線の割合を回転角度ごとに求めて散乱補正をおこなう。TCTの代わりにemissionデータの輪郭抽出を使用することもできる。

・Effective source scatter estimation(ESSE)法

吸収体中の散乱線の動向をモデル化して、投影像の散乱成分を推定する。散乱線線源カーネルと相対的減弱係数カーネルをモンテカルロシミュレーションにて算出しておき、実際に得られた放射能分布をコンボリューションした像に対して係数をかけて総和したのち、電子密度分布を考慮して実効散乱線線源画像を得る。

最近では、画像再構成の計算式に種々の物理現象モデルを係数として組み込むことができるようになり、散乱補正も逐次近似再構成の中で行われる。前述のコンボリューション法のほかには、メイン

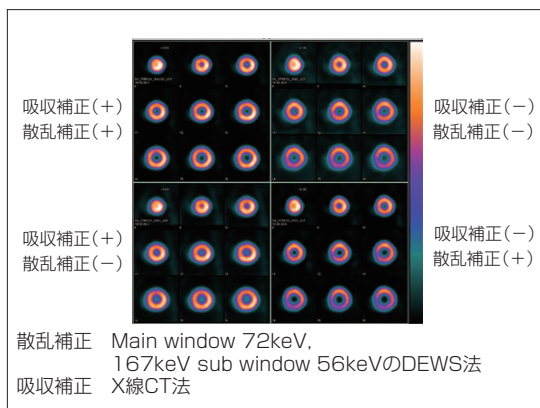


図2 吸収・散乱補正の効果

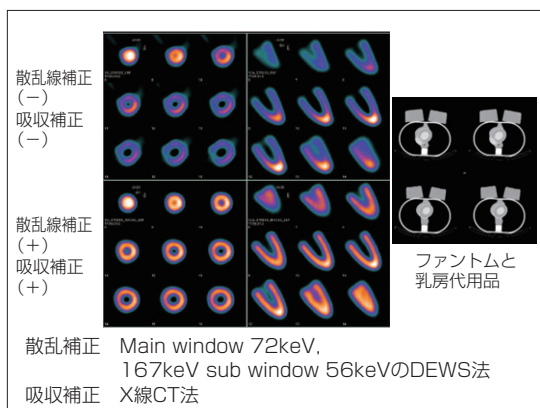


図3 乳房代用物を乗せたファントムによる吸収・散乱補正の効果

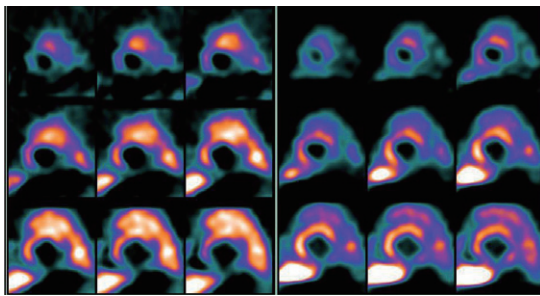


図4  $^{123}\text{I}$ -MIBG SPECT画像

ウィンドウと散乱ウィンドウを設定して各投影データを収集してTEW法とほぼ同様の方法を逐次近似再構成に組み入れる補正法もある。

#### 《心筋シンチにおける吸収・散乱補正》

心筋SPECT画像では、散乱補正を行わず吸収補正のみを行った場合は下壁側が過補正となり、吸収補正を行わず散乱補正のみ行った場合は下壁のカウン低下が増強されるなど正確に補正ができないため、吸収・散乱の両補正を行う必要がある(図2)。乳房代用物を乗せた心・肝ファントムを用いて、SPECT/CTによる吸収・散乱補正の効果をみたところ、補正前の画像では下後壁及び前壁側でのカウン低下がみられたが、吸収・散乱補正後はカウン低下が改善し、均一に心筋が描出された(図3)。実際の臨床では、肺野内に膿瘍などがあり血管支配領域に一致しないカウン低下を生じている場合や腕を下げたままでSPECTを収集した場合などに、ガンマ線の吸収による影響を改善することができる。とりわけ、 $^{123}\text{I}$ -MIBGの検査においては、肺野の高集積によって補正なし画像では心筋と肺野の境界が判別しにくく心筋集積が不明瞭になることが多々あるが、補正後の画像では心筋部が明確に描出される(図4)。

SPECT/CTを用いた吸収・散乱補正画像は、全てにおいて良好な画像が得られるわけではなく、前壁から心尖部にかけてカウンが低くなり、下後壁側が過補正になる場合がある。この現象の原因としては、①SPECT画像とCT画像での臓器の位置ずれ、②心筋外集積による散乱線の影響、あるいは散乱補正の不足、③心尖部の心筋厚が薄いことによる部分容積効果の影響、などが挙げられる。吸収・散乱補正後の画像で前壁側に明らかなカウン低下がみられる場合は、SPECT画像とCT画像の位置ずれが原因であることが多い。SPECTの心筋部分がCTから作成した吸収係数

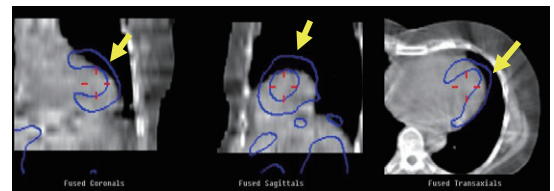


図5 SPECT画像とCT画像の位置ずれの影響

マップの肺野にはみ出し、肺の吸収係数で補正されるために吸収補正は不十分になり、前壁側でカウン低下になってしまう(図5)。これを修正するためにQCソフトによる位置合わせ確認と手動による再調整は欠かせないステップである。また、SPECT画像の横隔膜/肝臓の位置に比べて、CT画像の横隔膜/肝臓の位置が高いために下後壁が過補正となることもある。しかし、心尖部から前壁にかけては心筋が薄いことにより部分容積効果によって相対的に前壁側でカウンが低下して見えることも考えられ、SPECT画像とCT画像の間での位置ずれだけが原因ではない。診断においては、減弱・散乱補正画像を用いることで冠動脈病変診断能は右冠動脈領域の特異度と左回旋枝の感度が大きく改善するが、前壁から心尖部のカウン低下の影響によって、左前下行枝領域の特異度がやや低下する。

#### 《まとめ》

心筋SPECTにおける吸収・散乱補正に関して、吸収補正におけるTCTによる吸収係数マップの作成と散乱補正における散乱線の推定方法について解説した。SPECT/CTはX線CTを使うことによって分解能に優れた吸収係数マップが作成でき、画像再構成の中に散乱補正も組み込めることから、日常臨床で精度の高い吸収・散乱補正が可能である。補正画像の作成ではSPECT画像とCT画像の位置合わせ確認と手動再調整が重要である。心筋SPECTの補正後の画像は、特に下後壁領域でのカウン低下が改善し、虚血診断の特異度が向上する。ただし、位置合わせ再調整をしても心尖部から前壁にかけてカウンが低下する傾向はみられるので、読影には補正前の画像と補正後の画像の両方を併用するのが望ましい。