

リレー講座

核医学技術の基礎
「心臓画像再構成の基礎」

石井 亘友 ISHII Nobutomo

《はじめに》

心臓核医学において、最も多く行われている SPECT 検査では、投影データから SPECT 画像を作成するまでに様々な画像処理が行われている。図 1 に最も一般的な SPECT 解析フローチャートを示す。本稿では、この中でも主要な処理といえる前処理(ノイズ低減)フィルタ、画像再構成、断面変換について心臓という臓器に焦点を置き、検査・診断を行う上での基礎的要点を述べる。

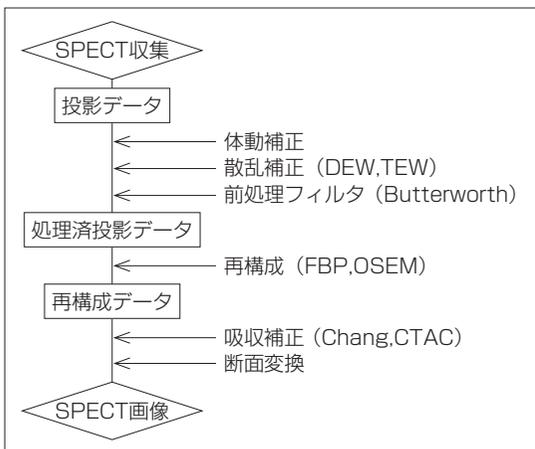


図1：心臓SPECTの基本的画像処理過程。画像再構成方法をOSEMとした場合、減弱・散乱・分解能などの各種補正が再構成時に同時に行われることも可能となるため、フローチャートが変化する場合がある。

《前処理フィルタ》

SPECT 収集で得られる投影データに含まれるノイズを低減するために、低周波通過型フィルタや、平滑化フィルタが用いられる。また、このような処理を再構成前に行う場合、使用するフィル

タを前処理フィルタと呼ぶ。臨床で最もよく使用されるのは、Butterworthフィルタである。このフィルタは、画像を周波数空間でとらえた場合、高周波ほどノイズが多く含まれているという事を利用して、特定の周波数(遮断周波数)を基準に徐々に高周波成分を抑制する処理を行う。フィルタの効果を調整するパラメータとしてオーダー(次数)： n とカットオフ(遮断)周波数： cf がある。 cf の変化は、 n よりも画像に与える影響が大きいため、 n を固定し、 cf のみを調節して使用することが一般的である。また、Butterworthフィルタの式は、メーカーによって若干異なり、同じパラメータを用いても効果に差が出る。

心筋SPECTにおいては、 cf を低くするとノイズの割合を抑えられるがボケを生じるため、心筋厚が増大し、内腔や欠損部位が狭く見える。 cf を高くすると心筋厚は、薄くなりより小さな欠損部位を描出できるようになるが、ノイズの割合が増えるため、画像全体に細かな凹凸が生じ、偽欠損のように見える場合がある。装置ごとの分解能の差をはじめとし、撮像データごとに心筋に集まるトレーサ濃度や散乱条件(体格など)の違いによる信号およびノイズ量の変化を考慮すると、 cf は、決まった値を使用するのではなく、状況に応じて調整する必要があるが、解析者間差が生じる事に注意しなければならない。心電図同期をかけないデータにおける実際の設定の仕方は、まず、読影者と解析者が、画質に対して一定の基準を設けて視覚的に複数例の評価を行い、検査条件(薬品、投与量、負荷の有無、撮像タイミングなど)毎に使用する cf の設定範囲を決める。解析担当者が

東邦大学医療センター大森病院 中央放射線部

〒143-8541 東京都大田区大森西6-11-1

TEL : 03-3762-4151 内線3421 FAX : 03-5763-9377 E-mail : nobutomo@med.toho-u.ac.jp

Toho University Omori Medical Center

複数いる場合は、全員が画質基準を念頭に置き、決められた範囲内で設定を行うという方法を推奨する。このような方法をとる事で個人差をおさえ、データ毎に施設内基準に沿った設定値を適宜調節する事が可能となる。また、心電図同期SPECTデータは、QGSに代表される心筋輪郭抽出、内腔容積解析ソフトに使用されるが、この時算出される内腔容積は、Butterworthフィルタのcfにより変化する事が知られ、設定値がある程度高くなると真値に近づき収束する傾向がみられる(図2)。一般的には、0.40cycle/cm程度という報告が多いが¹⁾²⁾、あまり高く設定しすぎるとノイズの影響で、定量値が変化するので注意が必要である。施設ごとにファントムを用いて、どの程度のcfで内腔容積が収束するか把握しておくことが必要である。

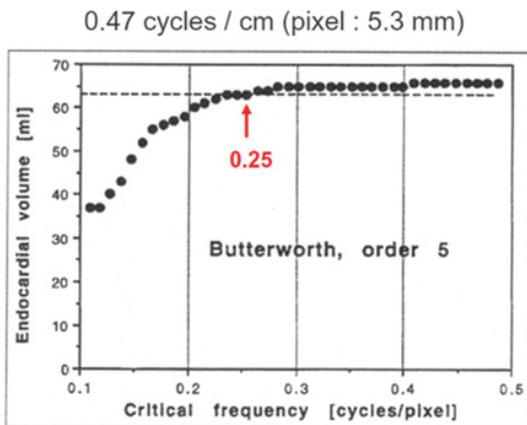


図2：QGSにおけるカットオフ周波数の設定¹⁾。
0.25/0.53=0.47でEDVが真値となる。

《画像再構成》

画像再構成は、複数の方向から収集した2次元の投影データを用いて、3次元のSPECTデータを作成する処理である。代表的な手法としては、フィルタ逆投影法(filtered back projection: FBP)とOS-EM(ordered subset expectation maximization)法が挙げられる。両者の主な特徴を表に示す。FBPは一般的に再構成フィルタにRampフィルタが用いられ、パラメータ設定は必要がないが、OS-EMは、逐次近似の回数(iteration)と投影データをグループ分けする数(subset)の適正值を検討してから使用する必要がある。計算速度は、コンピューターの発達により両者の差は、縮小しているが、OS-EMは、パラメー

	FBP	OSEM
パラメータ設定	不要	必要
計算速度	速い	やや遅い
マイナス値	発生する	発生しない
ストリークアーチファクト	生じやすい	生じにくい
各補正	組込不可	組込可

表：FBPとOS-EMの比較

タや補正の有無によって計算時間延長する場合があります。FBPは、本来存在しないはずのマイナスの値や、心筋外高カウント領域の影響でストリークアーチファクトが発生しやすい。OS-EMは、メリットとして、基本式に物理現象を考慮し、散乱・減弱・分解能補正が同時に行える事、低カウント領域での信号雑音比が良い事、不完全投影データに対応できるといった事が挙げられる。デメリットとしては、値の収束が低周波で早く、高周波で遅くなるという収束速度が空間周波数に依存する傾向があり、これに対してiterationを増やすとノイズの影響を受けやすくなるなど、パラメータにより画質や定量値が変動するが選択方法に明確な基準がない事、subsetの組み方や計算順番等に任意性があり、装置間誤差が発生するという事などが挙げられる³⁾⁶⁾。

臨床現場において、アンガー型カメラを用いて心筋SPECT検査を行っている施設では、以前からの慣例と原理および使い勝手がシンプルなため、FBPを使用している場合が多い。OS-EMの導入は、慎重に行う事が推奨されており、同一装置でもFBPとOS-EMのスケールファクタが異なる場合や、どちらかにのみ特殊な後処理が追加される場合もあることから⁴⁾、FBPで問題が生じた場合にのみ一時的にOS-EMを使用するといった事ではなく、適正なパラメータを検討し、健常例を含め様々な症例における傾向を理解したうえで使用する必要がある。一般的に更新回数(iteration × subset)が30以上、1サブセット内のデータ数が4以上あれば臨床的には大きな差はないといわれている³⁾。

心筋SPECT検査において、次のような場合には、OS-EMによる再構成が有用となる。

a. 再構成法に起因したアーチファクトを軽減し

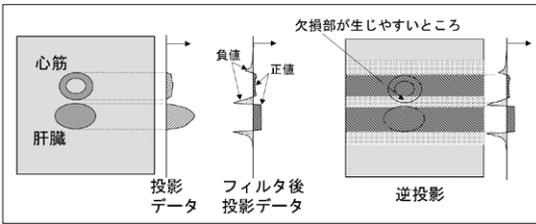


図3：心筋・肝臓距離が近づくことによるアーチファクト。高集積部の両側には、フィルタ後の投影データには大きな負の値が与えられるので、これを逆投影した際に、心筋下壁部のカウントが低下する⁵⁾。

たいとき

FBPでは^{99m}Tc製剤などで肝臓・胆のう・小腸に集積が高い場合、①心筋と肝臓の距離が近いと下壁の集積が低下する②心筋外高集積によりストリーク(画線)が生じるといった2つの代表的なアーチファクトが発生する。①は、フィルタ後の逆投影の際に、肝臓と心筋境界にマイナス値が発生する影響(図3)、②は、高集積部位の逆投影データが残ってしまう影響である。OS-EMでは、①の現象は原理的に起こらず、②の影響も少ないため、アーチファクトを大幅に軽減できる。

b. 減弱・散乱・補正・分解能補正を組み込みたいとき

各補正は、画質・定量性を向上させる効果が期待できる。しかし、補正方法は、各社独自のアルゴリズムを組み込んでいるため、装置間で差があることを念頭に置き、処理内容を理解した上で使用する必要がある。

c. 不完全投影データを再構成したいとき

装置の不具合や、検査終了間際で検査中断となってしまったことにより一部の角度の投影データが失われた不完全投影データを再構成する場合、FBPではアーチファクトを生じることが、OS-EMでは軽減される⁶⁾。

《断面変換》

断面変換は、再構成された3次元データのスライス面を、任意の角度で作成する方法である。心筋SPECTでは、断面変換により心軸設定を行う。この処理を手動で行う際には、解析者間および解析者内誤差が生じやすい。負荷時と安静時、早期像と後期像、フォローアップのための繰り返し検査時など、検査結果を正しく比較するためには、断面変換の再現性を担保する必要がある。特に、

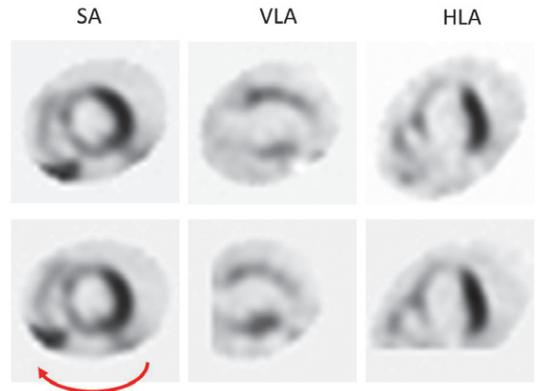


図4：2軸と3軸での設定に差が生じた例。上段は、2軸設定。中隔が傾いた画像となっている。下段は、SAを16°回転させて中隔を垂直とし、VLAとHLAを切りなおした3軸設定画像。

解析者が複数となる場合は、軸設定の一定の基準を設けておくことが必要である。最も基本的な考え方は、verticalおよびhorizontal long axis像の中心スライスを選択し、心尖を通り、側壁と中隔の中間点、全壁と後壁の中間点を結ぶ線をそれぞれ軸とする事である。このとき、horizontal long axisにおける中隔の心筋の長さが、通常、側壁にくらべて短い事を考慮して軸を設定すべきである。さらに、メーカーによっては、この2軸設定に加えてshort axis像における回転方向の軸設定を行える装置も存在する。この3番目の軸設定方法は、short axis像上で描出される右室に注目し、中隔が垂直になるように心筋を回転させる事である。これにより、短軸像のみならず、long axis像のスライス断面も正しく切り出される。2軸のみの設定しかできない場合、中隔が傾いてしまう症例も少なくからず存在するため(図4)、読影の際には、短軸像で左右の心室の位置関係を確認する必要がある。

《おわりに》

SPECT検査で主要な画像処理である、前処理フィルタ、画像再構成、断面変換について各処理の特徴と心臓特有の基礎的ポイントについて解説した。画像再構成においては、近年、逐次近似再構成に各補正を組み込んだ手法が発達し注目されている。このような新技術に対しても、施設ごとの条件で検証を行い、処理の理解度を深める事によりメーカーや上司からの指示通りといった受動的な解析・読影作業から、臨床の様々な状況下で

も有益な画像作成のための臨機応変な対応を行う能動的な解析作業が可能になると考える。

《参考文献》

- 1) Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, et al.: Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. J Nucl Med 1995; 36: 2138-2147.
- 2) 片渕哲朗, 西村圭弘, 西原隆生, 他: Gated 心筋 SPECT による心機能の定量的評価～QGSの有用性～. 映像情報(M) 1999; 31(6): 707-711.
- 3) 柳沢正道: 心筋 SPECT における定量化と標準化. 日放技学誌 2004; 60(5): 666-675.
- 4) 柳沢正道, 丸繁勘, 酒井良介, 他: 逐次近似再構成ソフトウェアの装置間誤差の検討, 核医学分科会誌 2003; 47, 11.
- 5) 尾川浩一: SPECT における画質劣化とその補正(7)(最終回)データ収集角と臓器の動き, 映像情報 medical 2002; 34(13): 1260-1264.
- 6) 高橋康之: 第 I 部 第 2 章 画像再構成. 核医学画像処理, 日本核医学技術学会編, 山城印刷, 京都 2010; 37-45.

GE Healthcare

From Late Disease to Early Health



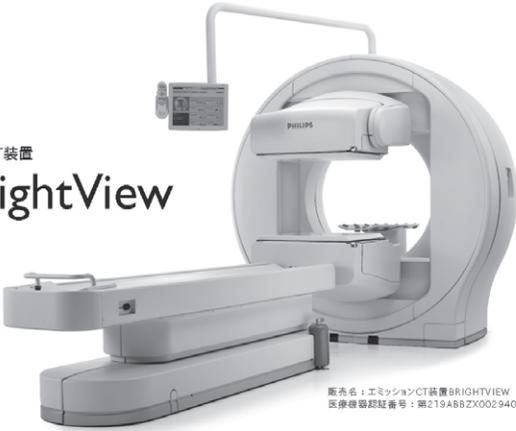
GEはEarly Health実現に向けてMolecular Imagingを使って世界の医療における変革を推進し、疾患が進行してからの医療(Late Disease)から早期診断・早期治療(Early Health)の確立を目指します。

販売名称: X線CT組合せ型ボトロンCT装置 Optima PET/CT500Discovery PET/CT 600
 業事認証番号: 221ACBZX00029000
 販売名称: 核医学診断用装置 Discovery NM/CT 670
 業事認証番号: 222ACBZX00088000
 販売名称: 放射性医薬品合成設備 FASTlab
 業事承認番号: 223008ZX00445000

DOC1215724

GE imagination at work

SPECT装置
BrightView



HITACHI
Inspire the Next

クローズアップテクノロジー
被検者との距離による空間分解能の劣化を低減し、高画質を得られます。

ワークフロー
先進的デジタル技術が、画像処理の高速化と優れた操作性を提供します。

ピンポイントディテクター
大視野・薄型設計と高い基本性能を実現、快適な検査環境を創りだします。

販売名: エミッションCT装置 BRIGHTVIEW
 医療機器認証番号: 第219A88ZX0029400号

株式会社日立メディコ

URL www.hitachi-medical.co.jp 〒101-0021 東京都千代田区外神田4-14-1 秋葉原UDX