原 著

心筋gated SPECTにおけるOSEM法の検討
— 再構成条件の最適化 —

柳沢正道・丸 繁勸

千葉県循環器病センター放射線科

論文受付
2001年4月5日論文受理
2001年6月13日

Code No. 332

緒 言

近年の心臓核医学検査は、装置の進歩と、大量投与が可能でイメージングに適した ^{99m}Tc 標識製剤の開発により、画質の優れたgated SPECTが短時間で収集可能となっている。さらにGermanoらによって開発されたquantitative gated SPECT(QGS)¹⁻³⁾は、簡便で再現性良く心機能の定量評価を行えることから急速に普及している。QGSは心筋血流に加え左室の拡張末期容量(EDV)、収縮末期容量(ESV)、心駆出率(EF)の算出が可能である。しかし胆嚢に高集積が存在する場合、

ストリークアーチファクトが出現し、画質および定量値に少なからず影響を及ぼすことがある。このアーチファクトは、filtered back projection (FBP)法の再構成原理に起因するものであり⁴⁻⁶⁾、逐次近似再構成法の臨床応用が待ち望まれていた。

近年、データ処理装置の高速化とordered subsets expectation maximization(OSEM)法⁷⁾の開発により、逐次近似法の利用が日常の臨床に応用可能となりつつある。OSEM法によりアーチファクトを大幅に軽減することが可能である⁸⁻¹⁰⁾。しかしながら、OSEM法に

Study of the OSEM Algorithm in Myocardial Gated SPECT: Optimization of Reconstruction Parameters

MASAMICHI YANAGISAWA and SHIGENORI MARU

Department of Radiology, Chiba Cardiovascular Center Hospital

Received April 5, 2001; Revision accepted June 13, 2001; Code No. 332

Summary

In order to use the ordered subsets expectation maximization(OSEM)algorithm for reconstruction of myocardial gated SPECT using ^{99m}Tc myocardial agents, we evaluated the optimal reconstruction parameters in phantom and clinical studies. Since processing time increases in proportion to iteration number, as few iteration numbers as possible is desirable. From the results of left ventricular(LV)volume and normalized mean square error(NMSE)in the phantom study, we concluded that the optimal number of iterations and subsets were 2 and 15, respectively, and the most suitable cutoff frequency of the Butterworth filter was 0.438 cycles/cm. LV volume estimated using the OSEM algorithm was less than that using the filtered back projection(FBP)algorithm. In the clinical study, the correlation coefficients of end-diastolic volume(EDV), end-systolic volume(ESV), and ejection fraction(EF)estimated by the OSEM algorithm were 0.99 ($p < 0.001$), 0.97 ($p < 0.001$), and 0.96 ($p < 0.001$), respectively. A strong correlation was observed between the results of the two methods.

Key words: Ordered subsets expectation maximization(OSEM)algorithm, Myocardial gated single photon emission computed tomography (SPECT), Filtered back projection(FBP)algorithm, Left ventricular (LV)volume, Normalized mean square error(NMSE)

別刷資料請求先：〒290-0512 千葉県市原市鶴舞575
千葉県循環器病センター 放射線科 柳沢正道 宛

よる再構成時に必要となる逐次近似回数とサブセット数の二つのパラメータは、前処理フィルタとともに定量値に大きな影響を及ぼし、適切な値を選択することが重要である。

そこでわれわれは、 ^{99m}Tc -テトロフォスミンを用いたgated SPECTにおいて、OSEM法の最適パラメータを求めるため、ファントムにより基礎的実験を行うとともに、臨床例においてQGSにより得られた定量値のFBP法との比較検討を行った。

1. 方法

心臓ファントム〔株式会社京都科学社製RH-2(HL)型〕を使用し、左室心筋部分に7.4MBqの ^{99m}Tc 水溶液を封入した。心内腔容積の実測値は95mlであった。3検出器回転型カメラ(株式会社東芝製GCA9300A/UI)に低エネルギー高分解能(LEHR)コリメータを装着し、マトリクスサイズ64×64(ピクセルサイズ6.4mm)、R-R分割数16、収集角度6°、収集時間60秒/ステップにて収集を行った。散乱補正はtriple energy window(TEW)法にて行い吸収補正は行っていない。

1-1 処理時間の計測

20スライスの再構成に要するFBP法およびOSEM法の再構成時間を計測した。対象データは正常モデルのファントム収集データ(マトリクスサイズ64×64、960フレーム)である。両再構成法とも前処理フィルタを使用し、OSEM法の再構成パラメータは逐次近似回数を1, 2, 3, 5, 10, サブセット数を1, 2, 3, 5, 10, 15, 20と変化させて再構成を行った。使用したデータ処理装置のCPUはSUN UltraSPARC(クロック周波数167MHz、メモリ128MB)である。

1-2 逐次近似回数、サブセット数の検討

FBP法の再構成は前処理フィルタにButterworthフィルタ(オーダ8、カットオフ周波数0.391cycle/cm)、再構成フィルタはRampフィルタを使用した。OSEM法の逐次近似回数とサブセット数は1-1と同様に变化させた。

1-2-1 心内腔容積の測定

正常モデル心筋ファントム、およびFig. 1に示すごとく、3cm×4cmのシリコンゴム製の欠損を下壁部分に固定した下壁欠損モデル心筋ファントムにおいて、前処理フィルタを用いずに画像再構成を行った場合、正常モデル心筋ファントムにてFBP法と同様にButterworthフィルタ(オーダ8、カットオフ周波数0.391cycle/cm)を用いて再構成を行った場合の3パターンにおいて、QGSにより心内腔容積を算出した。

Fig. 1 Inferior defect model myocardial phantom.

1-2-2 normalized mean square error(NMSE)による評価

NMSEの基準画像としては統計ノイズを無視できるよう十分に時間をかけて収集した画像を用いるのが一般的ではあるが、分割によりもともと1フレーム当たりのカウント数が少ないgated SPECTの性質、およびOSEM法を臨床応用することを重視し、現状でルーチン検査に用いている、Butterworthフィルタ(オーダ8、カットオフ周波数0.391cycle/cm)にて前処理を行い、Rampフィルタにて再構成を行った画像を基準画像とした。FBP法により再構成された短軸画像を基準とし、OSEM法の各パラメータごとの画像について、次式によりNMSEを算出した。

$$NMSE(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{i,j}^n (p(i,j) - q(i,j))^2}{\sum_{i,j}^n q(i,j)^2}} \times 100$$

$p(i,j)$: 基準画像

$q(i,j)$: 観測画像

n : 画像のピクセル数

1-3 前処理フィルタの検討

Butterworthフィルタのカットオフ周波数を0.313～0.516cycle/cm(0.20～0.33cycle/pixel)まで0.016cycle/cm(0.01cycle/pixel)ずつ変化させ、FBP法およびOSEM法それぞれについて再構成を行った。OSEM法の逐次近似回数、およびサブセット数については、1-1, 1-2の実験より得られた結果より最適と思われる組み合わせを選択した。

1-3-1 正常モデルによる心内腔容積の測定

QGSにより心内腔容積を算出し、各カットオフ周波

Table Processing time according to differences in iteration number and subset.
Processing time increased in proportion to iteration number.

Iteration number	Subset (min'sec")						
	1	2	3	5	10	15	20
1	2'15"	2'16"	2'16"	2'14"	2'13"	2'16"	2'16"
2	3'20"	3'25"	3'25"	3'25"	3'25"	3'25"	3'31"
3	4'18"	4'30"	4'35"	4'50"	4'50"	4'50"	4'42"
5	6'40"	6'47"	6'54"	6'50"	6'50"	6'55"	7'05"
10	12'01"	12'29"	12'33"	12'40"	12'45"	13'01"	13'34"
FBP	1'09"						

matrix: 64 × 64, 960 frames

数ごとの定量値の比較を行った。

1-3-2 NMSEによる評価

Butterworthフィルタのカットオフ周波数を0.391cycle/cmとしてFBP法により再構成された短軸画像を基準画像として、OSEM法の各カットオフ周波数ごとの画像について、NMSEを算出した。

1-4 臨床例による検討

対象は安静時gated SPECTにより血流欠損のなかった13例である。^{99m}Tcテトロフォスミン740MBq静注後20分よりファントム実験と同様の収集条件にて撮像を行った。FBP法の再構成は前処理フィルタにButterworthフィルタ(オーダー8, カットオフ周波数0.391cycle/cm), 再構成フィルタはRampフィルタを使用した。OSEM法では1-1, 1-2, 1-3より得られた結果を基に最適と思われる条件を設定し再構成を行った。それぞれ、QGSによりEDV, ESV, EFを算出し、比較検討を行った。統計処理は平均値のt検定および単回帰分析にて行い、 $p < 0.05$ を有意とした。

2. 結果

2-1 処理時間

FBP法およびOSEM法の逐次近似回数とサブセット数の違いによる処理時間の変化をTableに示す。FBP法ではマトリクスサイズ64×64, 960フレームのデータを再構成するのに要する時間は約1分であったが、OSEM法では、逐次近似回数が1回の場合で2分15秒程度かかり、以降逐次近似回数が1回増すたびに1分強ずつ処理時間が長くなった。OSEM法では、処理時間は逐次近似回数にのみ依存し、サブセット数を増やしても大きな変化はみられなかった。

2-2 逐次近似回数, サブセット数の検討

2-2-1 心内腔容積の測定

Fig. 2に前処理フィルタを使用しない場合の正常モデル心筋ファントム, Fig. 3に下壁欠損モデル心筋ファントム, Fig. 4に前処理フィルタを使用した場合の正常モデル心筋ファントムの心内腔容積の測定値を示す。OSEM法では、3パターンすべてにおいて、更新回数(逐次近似回数×サブセット数)が30以上の場合に良好な結果が得られているが、どの逐次近似回数でもサブセット数が20になると値が低下する傾向がみられた。特にサブセット数が15の場合に最も真値に近い値となり、逐次近似回数が2から3程度で収束した。また、最も高い値でも、FBP法に比べ低値を示した。

正常モデルにおけるFBP法による値は94mlとなり、実測値の95mlに対しきわめて良好な結果が得られたが、下壁欠損モデルでは92mlと低値を示した。OSEM法においても、前処理フィルタを用いない場合の正常モデルでの93mlに対し、下壁欠損モデルでは91mlであり、FBP法と同様に下壁欠損モデルでは心内腔容積が過小評価される傾向がみられた。

心内腔容積が算出されていないパラメータの組み合わせは再構成時にエラーが生じ、再構成画像が得られなかったものであるが、前処理フィルタを使用した場合には処理が可能であった。しかしながら、更新回数が増加しても、心内腔容積は一定値以上に増加することとはなかった。

2-2-2 NMSEによる評価

FBP法を基準とした場合のOSEM法の各パラメータごとのNMSEをFig. 5に示す。サブセット数が1から10の場合は逐次近似回数が増加するのにしたがって減少し、ほぼ一定の値に収束する傾向がみられた。サブセット数が15になると、逐次近似回数にかかわらず誤差は急激に小さくなり、逆に20になると再び上昇した。最も誤差が少ない組み合わせは逐次近似回数2, サブ

Fig. 2 Variation in LV volume according to differences in iteration number and subset in normal model myocardial phantom reconstructed without Butterworth filter.

Fig. 3 Variation in LV volume according to differences in iteration number and subset in inferior defect model myocardial phantom reconstructed without Butterworth filter.

Fig. 4 Variation in LV volume according to differences in iteration number and subset in normal model myocardial phantom reconstructed with Butterworth filter.

Fig. 5 Variation in normalized mean square error (NMSE) according to differences in iteration number and subset. When the subset was 15, error was minimized.

セット数15であった。

2-3 前処理フィルタの検討

2-1, 2-2より, OSEM法の逐次近似回数とサブセットの組み合わせとして, 逐次近似回数2, サブセット数15を選択した。

2-3-1 Butterworthフィルタのカットオフ周波数の変化による心内腔容積の変化

Butterworthフィルタのカットオフ周波数を変化させた場合の心内腔容積の変化をFig.6に示す。FBP法, OSEM法ともカットオフ周波数が高くなるに従い心内腔容積は高値となった。FBP法では0.400cycle/cm付近で真値となり, その後ほぼ一定となった。OSEM法でも同様の傾向が認められたが, 絶対値はFBP法よりも

低く, カットオフ周波数を高くしても真値に到達することはなかった。

2-3-2 Butterworthフィルタのカットオフ周波数の変化によるNMSEの変化

FBP法を基準画像とし, Butterworthフィルタのカットオフ周波数を変化させて再構成を行ったOSEM法による画像のNMSEの変化をFig. 7に示す。0.438cycle/cmの場合にNMSEは最小となった。

2-4 臨床例による検討

2-1, 2-2, 2-3よりOSEM法は逐次近似回数2, サブセット数15, Butterworthフィルタのカットオフ周波数を0.438cycle/cmにて再構成を行った。対象となった13例のFBP法とOSEM法によるEDV, ESV, EFの比

Fig. 6 Variation in LV volume according to differences in cutoff frequency of Butterworth filter. Although true volume was reached at 0.400 cycle/cm with the FBP algorithm, even if cutoff frequency was high, true volume was not reached by the OSEM algorithm.

Fig. 7 Variation in normalized mean square error (NMSE) according to differences in iteration number and subset. When the cutoff frequency was 0.438 cycle/cm, error was minimized.

Fig. 8 Comparison of EDV, ESV, and EF between FBP and OSEM. A difference between FBP and OSEM was observed in EDV, but there were no significant differences between the two methods in ESV and EF.

較をFig. 8に示す。平均値はEDVがFBP法 81.4 ± 6.69 mlに対しOSEM法が 78.3 ± 6.36 ml, ESVはそれぞれ 32.3 ± 4.45 ml, 31.1 ± 4.15 ml, EFはそれぞれ 61.8 ± 2.59 %, 62.4 ± 2.52 %であり, ESVでは, 有意にFBPのほうが高値を示したが($p=0.015$), ESV($p=0.259$), EF($p=0.459$)では有意差はみられなかった。また, それぞれの相関をFig. 9~11に示す。相関はEDVが $y=0.95x+1.25$, $r=0.99$ ($p<0.001$), ESVが $y=0.91x+1.76$, $r=0.97$ ($p<0.001$), EFが $y=0.94x+4.54$, $r=0.96$ ($p<0.001$)ときわめて高い相関を示した。

3. 考 察

近年, OSEM法が一部装置で利用可能となり注目を

集めているが, パラメータの選択には明確な決定法が存在しない。われわれは, ^{99m}Tc 製剤を用いた心筋 gated SPECTにおけるOSEM法の最適再構成条件を求めるため, ファントム実験による基礎的検討および臨床例により検討を行った。

心臓ファントムを用いた心内腔容積の測定値は, FBP法を用いた場合Butterworthフィルタのカットオフ周波数に依存する。GermanoらはButterworthフィルタのカットオフ周波数が 0.390 cycle/cmで真値と一致したと報告している²⁾。本邦における研究でも 0.400 cycle/cm程度で一定になるとの報告が多く^{11, 12)}, 実際の臨床においても 0.400 cycle/cm以上を用いるのが一般的であるが, われわれの施設では16分割収集を行っているこ

Fig. 9 Correlation between FBP and OSEM in EDV.

Fig. 10 Correlation between FBP and OSEM in ESV.

と、TEW法による散乱補正を行っていることなどを考慮し、視覚評価も併せてFBP法におけるカットオフ周波数として0.391cycle/cmを用いており、今回の検討における基準画像としてもこの画像を採用した。ファントム実験による心内腔容積およびNMSEの結果ではOSEM法の再構成パラメータは、更新回数30回以上でサブセット数15以下の場合に良好な結果が得られたが、このなかで最も計算時間の短くなる組み合わせは逐次近似回数2、サブセット数15であった。OSEM法における再構成パラメータを選択するうえで重要な要素の一つに処理時間の問題がある。OSEM法は逐次近似回数に比例し処理時間が長くなり、最も短い逐次近似回数が1回の場合でもFBP法の倍の時間を要する。特にgated SPECTの場合処理フレーム数が多くなるため、処理時間の延長は日常の業務において支障となり、逐次近似回数は極力少なく設定する必要がある。

OSEM法における前処理フィルタの違いによる心内腔容積の変化はFBP法に比べ緩やかではあるが同様の傾向にあり、カットオフ周波数が高くなるに従い増加し、0.400cycle/cm程度以上になると大きな変化を認めなかった。NMSEの結果ではFBP法に比べ高めのカットオフ周波数(0.438cycle/cm)で誤差が最小となった。OSEM法ではFBP法に比べ統計ノイズが強調されないため⁸⁾、視覚的にも、ある程度カットオフ周波数を高くしても画質の劣化は少ないものと思われる。

以上の結果より、われわれは^{99m}Tc製剤を用いた心筋gated SPECTにおけるOSEM法の最適再構成条件として、プロジェクション数が60の場合、逐次近似回数2、サブセット数15、Butterworthフィルタのカットオフ周波数0.438cycle/cmを推奨する。

Fig. 11 Correlation between FBP and OSEM in EF.

FBP法での心筋ファントムの心内腔容積は94mlと真値の95mlに対してきわめて近い値を示している。これに対し、OSEM法では前処理フィルタを使用せずに再構成を行った場合、最も高い値でも93mlとFBP法には及ばなかった。前処理フィルタをかけることにより、さらにこの値は低くなり、現状におけるOSEM法の限界が認められた。また、QGSによる定量では、広範な欠損部位が存在する場合過小評価される傾向にあるが¹¹⁾、これはOSEM法を用いて再構成を行っても改善されなかった。今回は完全欠損モデルにて検討を行ったため、QGSの自動輪郭抽出処理の影響のみが反映されたためであり、実際の臨床例においてみられる、わずかながら集積が存在するような場合には、再構成

法の違いによる欠損の範囲と程度の差が生じる可能性があり、今後検討が必要になるものと思われる。

OSEM法の再構成画像は、1サブセット内のデータ数、サブセットの組み方、計算順番により影響を受ける^{13,14)}。今回の検討の結果では、サブセット数が15の場合に心内腔容積およびNMSEの結果が良好であり、逆にサブセット数が20になると悪化した。プロジェクション数が60の場合、サブセット数が20であれば1サブセット当たりに含まれるデータ数は3となり、推定に寄与するデータ数が不足するために推定の誤差が大きくなるものと思われる。したがって、OSEM法におけるサブセット数は、1サブセット当たりのデータ数が4以上になるように設定する必要があるものと思われる。また、サブセット数が15の場合に結果が特に良好であった理由に関しては、サブセットの組み方および計算順番の影響が挙げられる。OSEM法ではサブセットをプロジェクションの方向順に計算せずに、できるだけ角度の離れたデータを選択して計算を行うことにより、良好な画像を得ることが可能となる^{13,14)}。サブセットの組み方および計算順番については任意性があり、今回使用したソフトウェアについても詳細は明らかではないが、最大角度離すようにサブセットを組んでいると仮定すると、サブセット数が15すなわち、1サブセット内のデータ数が4の場合は90°離れたデータを用いて計算を行っていることになり、投影データの独立性も保たれることから、良好な結果が得られたものと推測される。

今回の検討では、TEW法による散乱補正を行い、また、前処理フィルタについても言及した。最尤推定法は投影データがポアソン分布に従うことから導かれた式であり、投影データの減算処理を行った場合、ポアソン分布にはならないため厳密な推定を行えない¹⁵⁾。雑音を含まない画像では更新回数を増すことにより、再構成画像は収束していくが、われわれが日常用いる臨床画像においては、散乱線および多量の雑音を含んでおりその収束性が保証されない¹⁴⁾。したがって現状で臨床のSPECT画像においてOSEM法を応用する場合、まず、TEW法など複数ウィンドを設定し散乱線を推測し投影データから減算することにより散乱補正を行い、さらに低域通過型フィルタを使用し雑音を除去することにより定量性および画質を保つ必要が生じる。松岡ら¹⁶⁾は²⁰¹Tlによる検討において、減算処理による散乱補正と、減算処理を行わない場合と比較しコントラストに差がないと報告している。

また、今回の結果において、心内腔容積が高いとい

うことは、コントラストの高い画像が得られたということ、NMSEが小さいという結果はFBPの画像に近い画像が得られたということであり、逐次近似回数2、サブセット数15という再構成パラメータが、精度の高い推定を行った、言い換えれば真の画像に近い再構成を行ったということを直接支持するものではない。しかしながら、臨床例でのFBP法との相関が高いことから考えても、現状でFBP法に代わってOSEM法を用いる場合には、今回得られた再構成条件は、临床上は支障がないものと考えられる。

OSEM法にはさまざまな利点があるが、現状での臨床応用においてはアーチファクトの軽減のほかに、統計ノイズが強調されにくい⁸⁾、分割収集により1フレーム当たりのカウント数が少ないgated SPECTにおいてED、ES画像を作成する場合、視覚的に滑らかな画像となることの2点に絞られる。一方、今回の結果からもFBP法に比べコントラストが悪くなる場合もあり、われわれも現状においては、胆嚢からのアーチファクトにより下壁欠損の鑑別が困難な場合に限り、臨床医のコンセンサスを得たうえでFBP法の結果に付してOSEM法の画像を供するにとどめている。しかし、OSEM法の最大の利点は、散乱・吸収・分解能補正を計算過程に組み込めることにあり、これらの補正アルゴリズムの確立およびデータ処理装置の高速化により臨床応用が可能となれば、画質、定量性とも向上することが予想される。本研究は現状でのOSEM法の臨床応用を対象として再構成条件の検討を行ったが、さまざまな補正を組み込めばまた最適条件は変化するものであり、再検討を行っていくうえで基礎データになるものと思われる。

4. 結 論

^{99m}Tc製剤を用いた心筋 gated SPECTにOSEM法を用いるため、ファントムによる基礎実験および臨床例において最適再構成条件について検討を行った。ファントム実験による心内腔容積、NMSEの結果から、OSEM法における最適再構成条件として、プロジェクション数が60の場合、逐次近似回数2、サブセット数15、Butterworthフィルタのカットオフ周波数0.438cycle/cmを推奨する。OSEM法による心内腔容積はFBP法に比べ低い値であった。QGSにより求めた臨床例における定量値の相関はEDVが $y=0.95x+1.25$, $r=0.99$ ($p<0.001$)、ESVが $y=0.91x+1.76$, $r=0.97$ ($p<0.001$)、EFが $y=0.94x+4.54$, $r=0.96$ ($p<0.001$)ときわめて高い相関を示した。

参考文献

- 1) Germano G, Kavanagh PB, Su HT, et al.: Automatic reorientation of three-dimensional, transaxial myocardial perfusion SPECT images. J Nucl Med, 36, 1107-1114, (1995).
- 2) Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, et al.: Automatic quantification of ejection from gated myocardial perfusion SPECT. J Nucl Med, 36, 2138-2147, (1995).
- 3) Germano G, Erel J, Lewin H, et al.: Automatic quantification of regional myocardial wall motion and thickening from gated technetium-99m sestamibi myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. J Am Coll Cardiol, 1360-1367, (1997).
- 4) Germano G, Chua T, Kiat H, et al.: A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in technetium-99m myocardial perfusion SPECT studies. J Nucl Med, 35, 356-359, (1994).
- 5) 柳沢正道: SPECTにおけるアーチファクトとその対策—臨床の立場から(2)—. 日本核医学技術学会第15回総会シンポジウム(1), 1995-7, 核医学技術, 15(4), 325-327, (1995).
- 6) Bruyant PP, Sau J, and Mallet JJ: Streak artifact reduction in filtered backprojection using a level line-based interpolation method. J Nucl Med, 41, 1913-1919, (2000).
- 7) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Image MI, 13, 601-609, (1994).
- 8) 篠原広行, 國安芳夫, 林 高樹, 他: ML-EMアルゴリズムの核医学への応用. 放医物理, 19(3), 174-183, (1999).
- 9) 中田智明, 市川和弘, 大堀克己, 他: 統計的な画像再構成法の臨床応用への可能性 2. OS-EM法の心筋SPECTへの応用. 日本医放会誌付録, 60(7), 16-19, (2000).
- 10) Blocklet D, Seret A, Popa N, et al.: Maximum-likelihood reconstruction with ordered subsets in bone SPECT. J Nucl Med, 40, 1978-1984, (1999).
- 11) 木下佳美, 南部一郎, 遠山淳子, 他: 心電図同期^{99m}Tc心筋血流SPECTにおける左室容積値, 駆出率自動算出の検討—ファントムを用いた基礎的評価—. 核医学, 35, 77-83, (1998).
- 12) 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, 31(12), 707-711, (1999).
- 13) 尾川浩一, 高橋昌寛: Ordered Subsetsを用いた期待値最大化法における投影データの選択と計算順番が再構成画像に与える影響. 電子情報通信学会論文誌, 82(6), 1093-1099, (2000).
- 14) 尾川浩一: OS-EMによる画像再構成. 放医物理, 19(3), 184-192, (1999).
- 15) Lange K and Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assist Tomogr, 8, 306-316, (1984).
- 16) 松岡 伸, 篠原広行, 山本智朗, 他: OS-EMアルゴリズムによる²⁰¹Tl心筋血流SPECTの散乱・吸収補正. 日本医放会誌, 58(13), 751-757, (1998).

図表の説明

- Fig. 1 下壁欠損モデル心筋ファントムのシェーマ.
- Fig. 2 前処理フィルタを使用しない場合の正常モデル心筋ファントムにおける逐次近似回数とサブセット数の違いによる心内腔容積.
- Fig. 3 前処理フィルタを使用しない場合の下壁欠損心筋ファントムにおける逐次近似回数とサブセット数の違いによる心内腔容積.
- Fig. 4 前処理フィルタを使用した場合の正常モデル心筋ファントムにおける逐次近似回数とサブセット数の違いによる心内腔容積.
- Fig. 5 FBP法に対するOSEM法の逐次近似回数とサブセット数の違いによる誤差. サブセット数が15の場合に誤差が最小となった.
- Fig. 6 Butterworthフィルタのカットオフ周波数の違いによる心内腔容積の変化. FBP法では0.400cycle/cm付近で真値に達するが, OSEM法ではカットオフ周波数を高くしても真値には達しなかった.
- Fig. 7 FBP法に対するOSEM法のバターワースフィルタのカットオフ周波数の違いによる誤差. 0.435cycle/cmで誤差が最小となった.
- Fig. 8 臨床例におけるFBP法とOSEM法のEDV, ESV, EFの比較. EDVではOSEM法のほうが有意に低値を示したが, ESV, EFでは有意差はみられなかった.
- Fig. 9 臨床例におけるFBP法とOSEM法のEDVの相関.
- Fig. 10 臨床例におけるFBP法とOSEM法のESVの相関.
- Fig. 11 臨床例におけるFBP法とOSEM法のEFの相関.
- Table FBP法およびOSEM法の逐次近似回数とサブセット数の違いによる処理時間の変化. 逐次近似回数に比例して処理時間が長くなった.