

—原 著—

²⁰¹Tl 心筋血流 SPECT に対するコリメータ検出器 応答関数補正法の基礎的検討

下山 陽平¹⁾ 菊池 明泰²⁾ 寺岡 悟見³⁾
山本 直樹¹⁾ 渡辺 歩¹⁾
吉本 寛人¹⁾ 清田 忠彦¹⁾

1) 市立伊丹病院 医療技術部 放射線担当

2) 北海道科学大学 保健医療学部 診療放射線学科

3) 富士フイルム RI ファーマ株式会社 カスタマーサポート部

Basic Evaluation of Collimator Detector Response Correction for ²⁰¹Tl Myocardial Perfusion SPECT

Yohei SHIMOYAMA¹⁾, Akihiro KIKUCHI²⁾, Satomi TERAOKA³⁾,
Naoki YAMAMOTO¹⁾, Ayumu WATANABE¹⁾,
Hiroto YOSHIMOTO¹⁾ and Tadahiko KIYOTA¹⁾

1) Department of Radiological Technology, Itami City Hospital

2) Department of Radiological Technology Faculty of Health Science, Hokkaido University of Science

3) Customer Support Dept. FUJIFILM RI Pharma Co., Ltd.

(article received : Aug 25, 2016)

Summary

[Purpose] The aim of this study was evaluation of suitability of iterative reconstruction incorporating collimator detector response compensation (CDR-IR) to ²⁰¹Tl in myocardial perfusion SPECT that has been developed and validated with ^{99m}Tc and the optimal processing parameters for ²⁰¹Tl and the acquisition count necessary in order to maintain the image quality and analysis accuracy. [Method] It was examined the following three items. Study ① : Comparison of CDR characteristics of ^{99m}Tc and ²⁰¹Tl using line source. Study ② : Optimization of processing parameters using myocardial phantom. Study ③ : Estimation of acquisition count necessary to maintain the image quality, accuracy of volume and washout analysis. [Result] ²⁰¹Tl showed the equivalent of CDR characteristics and ^{99m}Tc. Subset 6, iteration 16, cut-off frequency 0.4 cycles/cm were the optimal processing parameters for both of nongate data and gate data. 87 counts/pixel of myocardial count around LAO45 of nongate acquisition data was a necessary condition. [Conclusion] It was suggested that it is possible to apply CDR-IR to ²⁰¹Tl. Image quality and analysis accuracy were improved by using the optimal processing parameters, also it was considered to be possible to reduce the acquisition time while maintaining the image quality and analysis accuracy, if satisfying the necessary acquisition counts.

Key words : ²⁰¹Tl, Myocardial, SPECT, CDR-IR

1. 緒 言

1980年代前半から逐次近似画像再構成 (iterative reconstruction : IR) 法として最尤推定期待値

最大化 (maximum likelihood expectation maximization : MLEM) 法や最大事後確率推定期待値最大化 (maximum a posteriori expectation maximization : MAPEM) 法の positron emission tomog-

raphy (PET) や single photon emission computed tomography (SPECT) への応用が試みられ¹⁻³⁾, 1994年に MLEM 法を高速化した ordered subsets expectation maximization (OSEM) 法が開発されたことにより⁴⁾, 臨床での応用が進んでいる。OSEM 法を使用することにより従来の解析的画像再構成法である filtered back projection (FBP) 法に比べ, ストリークアーチファクト, 低カウント領域での信号雑音比 (signal-noise ratio: SNR) が改善するとともに⁵⁾, 式に測定系で起こる物理現象を織り込むことで画像再構成の段階で γ 線の減弱・散乱, コリメータ検出器応答関数 (collimator detector response: CDR) を補正することができる⁶⁻⁸⁾。

近年, 心筋血流 SPECT を対象に 3 次元的な CDR 補正を組み込んだ IR (CDR-IR) 法を用いた画像再構成が各社より開発され, 臨床に应用されている⁹⁾。国内で使用できるものとしては Astonish (Philips 社製)¹⁰⁻¹²⁾, Evolution for Cardiac (GE 社製)¹³⁾, Flash 3D (Siemens 社製)¹⁴⁻¹⁶⁾, 3D-OSEM (東芝社製)¹⁷⁾ などがある。CDR-IR 法は, 少ない収集カウントでも統計ノイズを補償するために, 収集時間の短縮および投与量の減少を可能としている¹⁸⁾。なお, CDR は対象とする核種 (γ 線エネルギー) によっても変化する特性であるが, これら CDR-IR 法の基礎や臨床的有用性に関する検討は主に ^{99m}Tc 製剤で行われている。

本研究では ^{99m}Tc を対象に設計された CDR-IR 法の再構成ソフトウェア¹⁹⁾ の ²⁰¹Tl への適合性, 最適処理パラメータを評価するとともに, 画質や解析精度を維持するために必要な収集カウントを求め, ^{99m}Tc で検証されている結果と同様に収集時間の短縮や投与量の減少が可能かを評価した。

2. 方 法

【使用装置, ソフトウェア】

使用装置は低エネルギー用高分解能型 (low energy high resolution: LEHR) コリメータを装着した GE 社製の Infinia 3, 処理装置は Xeleris (version 3.0) を用いた。CDR-IR 法の画像再構成には Evolution for Cardiac を使用した。数値の

解析, グラフ作成には Microsoft 社製の EXCEL 2010, および MedCalc Software 社製の MedCalc (version 12.0) を使用した。

2-1. 検討①: ^{99m}Tc と ²⁰¹Tl の CDR 特性の比較

CDR 特性として JESRA 規格 (JESRA X-0051 *B⁻²⁰⁰⁹⁾²⁰⁾ の総合空間分解能の測定法に準じて, 線状線源を用いたシステム分解能を線応答関数 (line spread function: LSF) の半値幅 (full width at half maximum: FWHM) [mm] で求め, 比較した。線状線源として内腔 1.0 mm, 長さ 30 cm のテフロン製チューブに ^{99m}Tc, ²⁰¹Tl それぞれ 69, 73 MBq/mL を充填し, コリメータからの距離 10, 15, 20, 25, 30 cm において検出器中央部で X 方向, Y 方向に設置した。Matrix size 512 × 512, 1.0倍拡大 (pixel size 1.1 mm), エネルギーウィンドウは ^{99m}Tc は 140 keV ± 10%, ²⁰¹Tl は 70 keV ± 15%, 167 keV ± 10% の 2 ウィンドウで static 収集した。収集時間は 27 pixel (29.7 mm) の加算プロファイルカーブから ^{99m}Tc と ²⁰¹Tl の FWHM を求め, 有意差検定を行った。

2-2. 検討②: CDR-IR 法の処理パラメータの最適化

本検討には京都科学社製の心臓肝臓ファントム HL 型を使用した。画像再構成は CDR-IR 法を用い, 最適化する処理パラメータは subset, iteration, および post filter に使用する Butterworth filter の cut-off frequency [cycles/cm] とした。減弱補正, 散乱補正は行わなかった。Subset は 2, 3, 6, 10 および 15, iteration は 1, 2, 4, 8, 12, 16, 24 および 32 の計40通りに設定した。Butterworth filter (式1) の order (n) は 5 に固定し, cut-off frequency (fc) は 0.15~0.60 cycles/cm で 0.05 cycles/cm 単位で変化させた。

$$B(f) = \frac{1}{\sqrt{1 + (f/f_c)^{2n}}} \quad \text{式 1}$$

始めに Butterworth filter を使用しない状態での各評価指標の安定性から subset と iteration を決定し, その条件での各評価指標を比較することで Butterworth filter の cut-off frequency を決定した。なお, 検討①で求めたシステム分解能 FWHM と SPECT の pixel size から総合分解能を求め, それを表現し得る周波数であることも cut-off frequency の条件とした。

データ収集は臨床と同じ心電図同期 SPECT である。2つの検出器は直交に配置し、RAO45～LPO45度の180度を1検出器あたり15方向で撮像した。回転軌道は円軌道で回転半径は18.5 cmとした。Matrix size 64×64, 1.3倍拡大 (pixel size 6.8 mm), エネルギーウィンドウは 70 keV ± 15%, 167 keV ± 10% の2ウィンドウ, 一心拍あたり8分割とした。臨床の検査では ^{201}Tl 111 MBq を検定日3日前に投与している。投与量の4.0%が心筋に集積すると仮定し、ファントムの心筋部には8.9 MBq (74 kBq/mL) を封入した。縦隔や肝臓, 心室腔には水を満たした。ファントム実験における非同期 (nongate) データの一方方向当たりの収集時間は, 臨床20例での投与約10分後における LAO45 度のプロジェクションデータの心筋部に馬蹄形の関心領域 (region of interest: ROI) を設定して平均カウント [counts/pixel] を求め, その平均カウントと同等になるように調整を行った (Fig. 1A)。なお心電図同期 SPECT のための R 波トリガーの心拍数は 60 [beat per minute: bpm] 固定とした。

評価方法としては, nongate データに対しては画質を, 心電図同期 (gate) データに対しては容積を対象とした。Nongate データに対する画質の評価指標には以下に示す noise, contrast²¹⁾ を用いた。

Nongate データの短軸像の心筋部分に 3 pixel (20.4 mm) 厚のリング状の ROI を設定し, 平均値 (mean: M) と標準偏差 (standard deviation: SD) を求め, 式2を用いて noise を算出した。さ

らに, 心内腔に 3×3 pixel の矩形 ROI を設定し, その平均値をバックグラウンド (background: BG) と定義し, 式3を用いて contrast を算出した (Fig. 1B)。

$$\text{Noise} = 100 \times \frac{SD}{M} \quad \text{式2}$$

$$\text{Contrast} = \frac{M - BG}{BG} \quad \text{式3}$$

Butterworth filter の cut-off frequency を決定する際には核医学担当技師4名による5段階での視覚評価 (5: excellent, 4: good, 3: even, 2: bad, 1: poor) を行い, その平均スコアを求めた。Gate データについては Cedars sinai medical center の Germano らが開発した心筋血流 SPECT 解析ソフトウェア quantitative gated SPECT (QGS)²²⁾ で求められる first phase での左室内腔容積 (left ventricular volume: LVV) [mL] を用い, 実測値と比較した。

2-3. 検討③: CDR-IR 法での必要収集カウントの推定

本検討では検討②と同じ心筋ファントムを用いて, 臨床と同様の収集カウントを得る収集時間を基準時間 (100%) とし, 10% 単位で時間を短縮させながら収集を行った。なお ^{201}Tl の物理的減衰を考慮し, 収集時間を微調整した。全てのデータに対して検討②で求めた最適処理パラメータを用い, 画像再構成を行った。

評価方法は検討②と同じ noise, contrast, LVV を用いた。Nongate データに対しては負荷検査で行われている washout 解析への影響をシミュレートするために, 短軸画像における心筋の平均カウントに対して収集時間の違いを基準時間に合わせて規格化し (規格化心筋カウント [counts/pixel]), 評価した。本検討では, 心筋の収集カウントが 100 counts/pixel を超えている最初の3データの解析値から平均と標準偏差を求め, 平均から標準偏差の2倍以上差があった結果を「乖離あり」とした。

【統計解析】

検討①において距離ごとに求めた複数の FWHM は平均±標準偏差で示した。また距離ごとの FWHM の核種間の有意差検定は student の t 検定を行い, $p < 0.05$ を有意差ありとした。



Fig. 1 Representative Images with region of interest (ROI) for analysis. A: Left anterior oblique (LAO) view of acquisition data with region of interest (ROI) to calculate average counts of myocardium. B: Middle slice image of short axis data with ROIs for myocardium and left ventricle to calculate noise, contrast and standardized myocardial count.

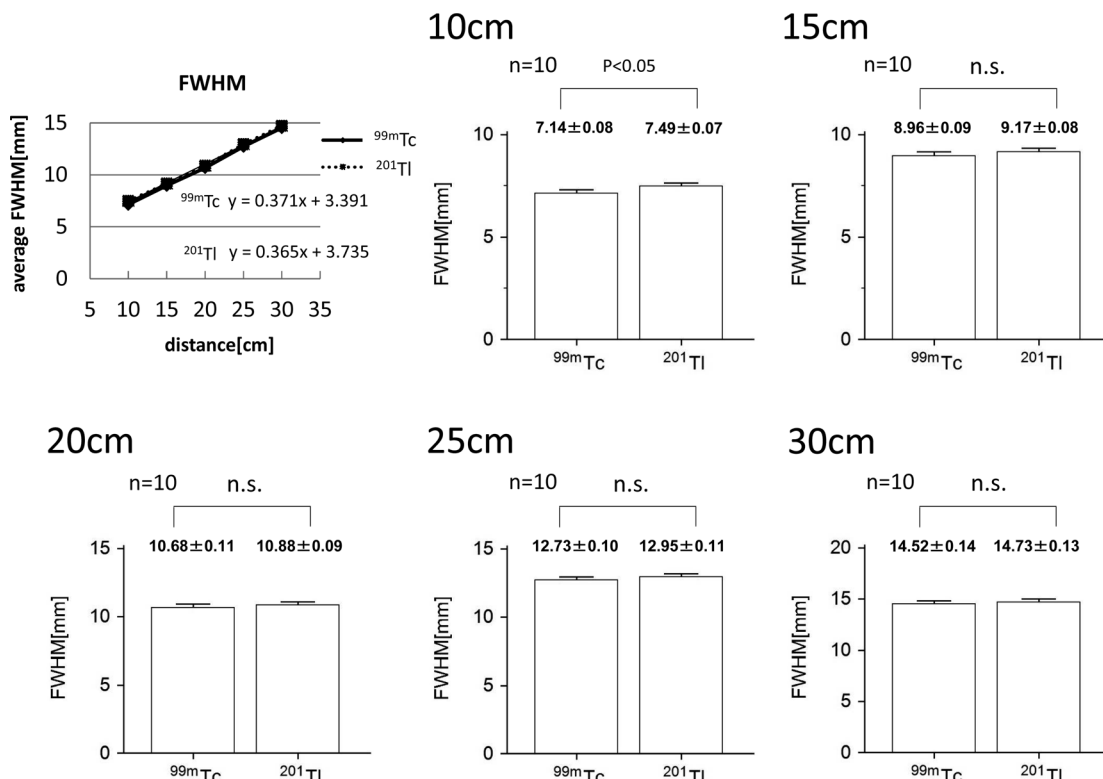


Fig. 2 Full width at half maximum (FWHM) [mm] of line source at 10, 15, 20, 25, 30 cm to compare the collimator detector response (CDR) characteristics of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{201}Tl .

3. 結果

3-1. 検討①: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ と ^{201}Tl の CDR 特性の比較

Fig. 2 に示す通り, 両核種とも距離による FWHM の変化は直線的であった。また各位置における 5 cm ごとの変化は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ が 1.85 ± 0.19 mm, ^{201}Tl が 1.81 ± 0.20 mm であり, 両者に有意差は認めなかった。いずれの距離においても平均値としては ^{201}Tl の方が FWHM が高く, 10 cm においては有意差も認められたが, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ との差は 10 cm で 0.35 ± 0.11 mm, 15 cm で 0.21 ± 0.20 mm, 20 cm で 0.19 ± 0.14 mm, 25 cm で 0.23 ± 0.15 mm, 30 cm で 0.21 ± 0.19 mm と SPECT データの pixel size である 6.8 mm に比べ小さかった。

3-2. 検討②: CDR-IR 法の処理パラメータの最適化

臨床20例での心筋の平均カウントは $142.0 \pm$

26.9 counts/pixel であった。心筋ファントムでも同じカウントが得られる収集時間を設定した。実際に得られたカウントは 145.9 counts/pixel であった。

3-2-1. Subset と iteration

最初に Butterworth filter を使用しない状態での各評価指標の安定性から subset と iteration を評価した。Nongate データに対する noise, contrast, gate データに対する LVV の解析結果を Fig. 3 に示す。Noise は subset 2 と 3 では安定しなかった。Subset 6 以上では更新回数が 50~70 で安定したが, subset 10 と 15 では更新回数の増加に伴い減少する傾向が見られた。Subset 6 は subset 10 と 15 に比べ高値を示したが最も安定していた。Contrast は subset によらず更新回数が 50~70 で安定したが, subset 2 と 3 が他に比べ高値を示した。LVV は subset によらず更新回数が 70 以上で安定していた。なお subset 6 以上では実測値であ

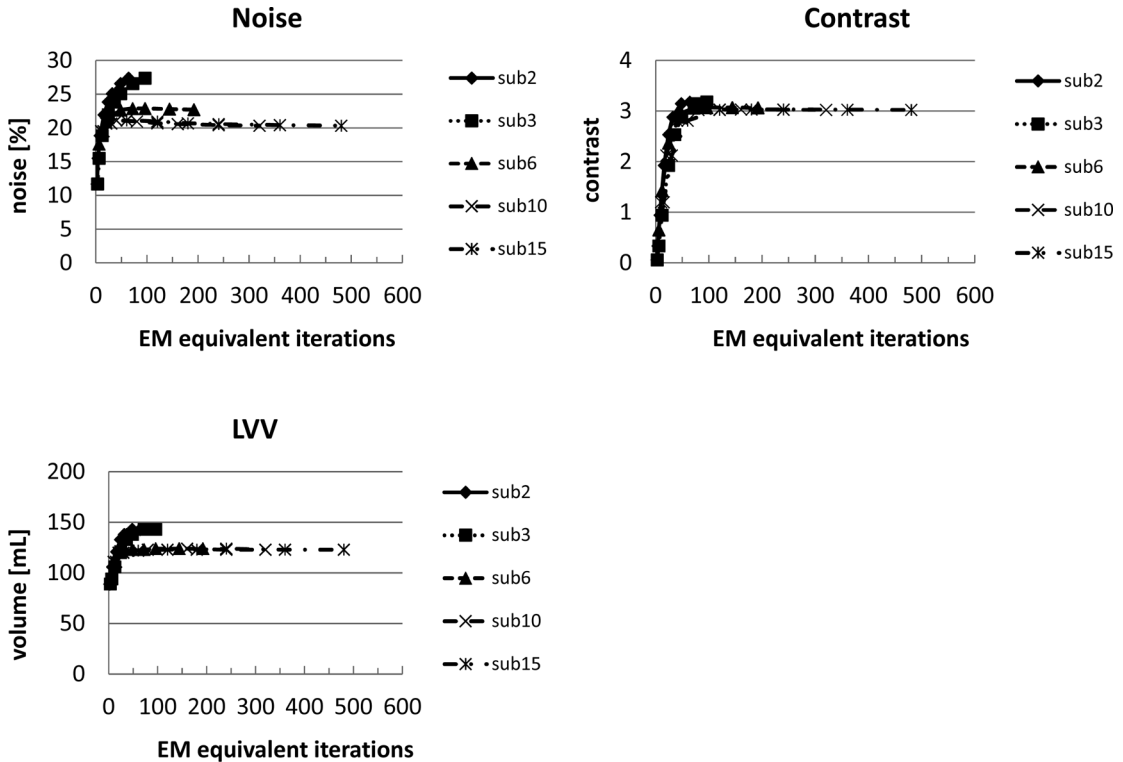


Fig. 3 Noise, contrast and left ventricular volume (LVV) against the images without Butterworth filter. Noise, contrast and left ventricular volume (LVV) of the image obtained by changing the subset and iteration without Butterworth filter. The x-axis is set to EM equivalent iterations (= Iteration $\times$ Subset).

る 118 mL に近い値を示したが, subset 2 と 3 では過大評価していた。これらの結果より, subset 6, 更新回数 70 以上が最も安定しており, 処理時間を考慮し subset 6, iteration 16 を最適とした。

3-2-2. Butterworth filter の cut-off frequency

Subset 6, iteration 16 での Butterworth filter の cut-off frequency ごとの解析結果を **Fig. 4, 5A** に示す。Cut-off frequency が高くなるほど noise と LVV は高く, contrast は山型に変化した後に 0.4 cycles/cm 以降で安定した。LVV は 0.35 cycles/cm が実測値である 118 mL に最も近づき, それ以降はほぼ安定していた。**Fig. 5A** に示す視覚評価では 0.4 cycles/cm で最も高い評価となった。

これらの結果より, nongate データ, gate データともに, cut-off frequency は 0.4 cycles/cm を最適とした。

3-3. 検討③: CDR-IR 法での必要収集カウン트의推定

検討②の結果より, subset 6, iteration 16, cut-off frequency 0.4 cycles/cm を最適な処理パラメータとし, 必要収集カウン트를検討した。解析結果を **Fig. 5B, 6**に示す。

Nongate データに対する noise は収集カウン트에依存して減少する傾向が見られたが乖離はなかった。Contrast は 87 counts/pixel までは安定していたが, 71 counts/pixel 以下で乖離が認められた。**Fig. 5B** の視覚評価では 71 counts/pixel 以上で安定していた。規格化心筋カウントは 71 counts/pixel 以下で乖離が認められた。Gate データに対する評価では, LVV は 14 counts/pixel で乖離が認められた。

以上の結果から contrast と規格化心筋カウントを維持するために必要な収集カウン트는もっとも厳しく, 87 counts/pixel が必要条件であった。

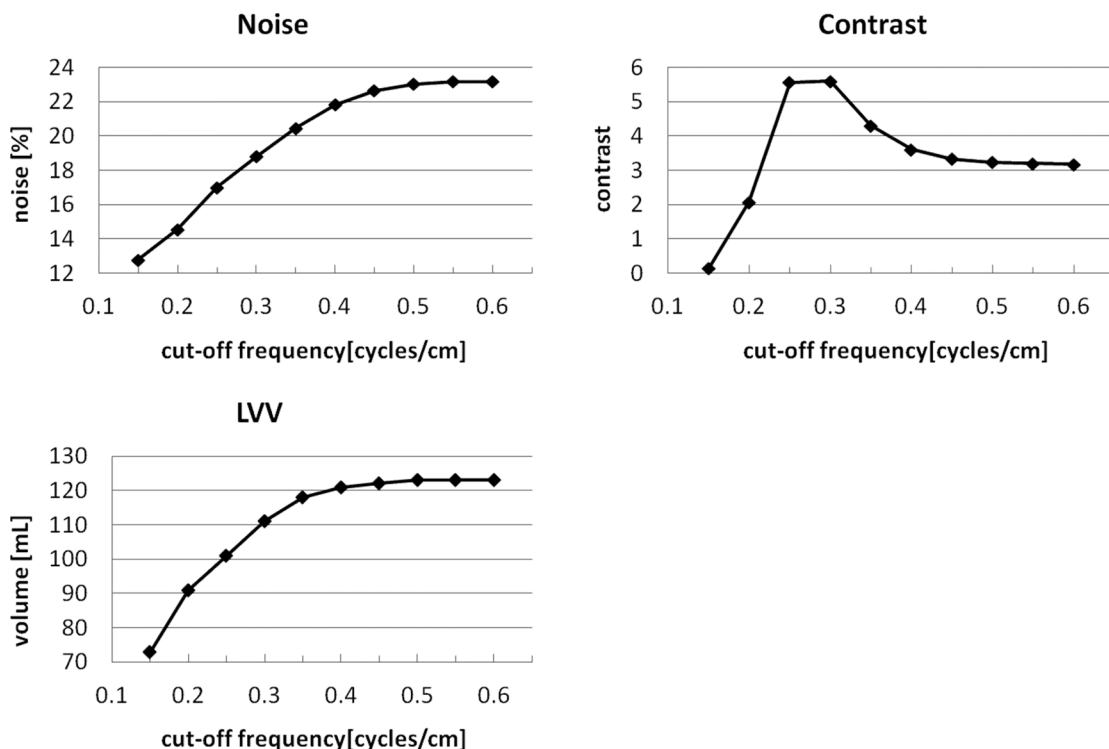


Fig. 4 Noise, contrast and left ventricular volume (LVV) against the images using optimized subset and iteration. Noise, contrast and left ventricular volume (LVV) of the image obtained by changing the cut-off frequency of Butterworth filter using optimized subset and iteration.

4. 考 察

心筋血流 SPECT は原理的に収集時間、分解能、被曝等に制限が存在する。近年、これらの制限を改善させる技術進歩が目覚しく、その代表が心臓専用半導体検出器 SPECT 装置の出現である。この他、心臓専用のコリメータおよび収集機構により感度を向上させるシステムも開発されている⁹⁾。心臓専門の施設であればこれら新しいシステムを購入するという選択も可能であるが、一般臨床施設に普及することは難しい。今回検討した CDR-IR 法もソフトウェアを購入する必要があるが、現在もっとも普及している平行多孔型コリメータを装着した 2 検出器型 SPECT 装置で可能な方法であり、今後普及する可能性がある。

CDR 特性は対象とする核種 (γ 線エネルギー) によっても変化する特性であり、本来は核種ごとに CDR を求め、補正すべきであるが、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 以外の核種が整備されていないソフトウェアもあ

る。今回使用した Evolution for Cardiac も $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 用に設計されており、 ^{201}Tl は整備されていない¹⁹⁾。検討①の結果からは ^{201}Tl の CDR 特性は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ のそれとほぼ同等であり、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 用に設計されたソフトウェアでも ^{201}Tl での臨床応用が可能であることが示唆された。第 7 回全国核医学診療実態調査報告書²³⁾で示されているように国内では ^{201}Tl が心筋血流製剤の 52.4% を占めており、また 2016 年 4 月 1 日からの検定日届けの開始と合わせ、今回の ^{201}Tl での検討は臨床的価値があると考えている。なお ^{123}I など他の核種への臨床応用については今回と同様の基礎検討が必要である。

過去に ^{201}Tl での距離に依存した分解能の補正の検討が行われているが²⁴⁻²⁶⁾、filter 処理であり、今回検討している CDR-IR 法とはアルゴリズムが異なり、単純な比較は難しい。CDR-IR 法の最適処理パラメータについては Okuda らが $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤を用いて検討している²⁷⁾。360 度 60 方向収集

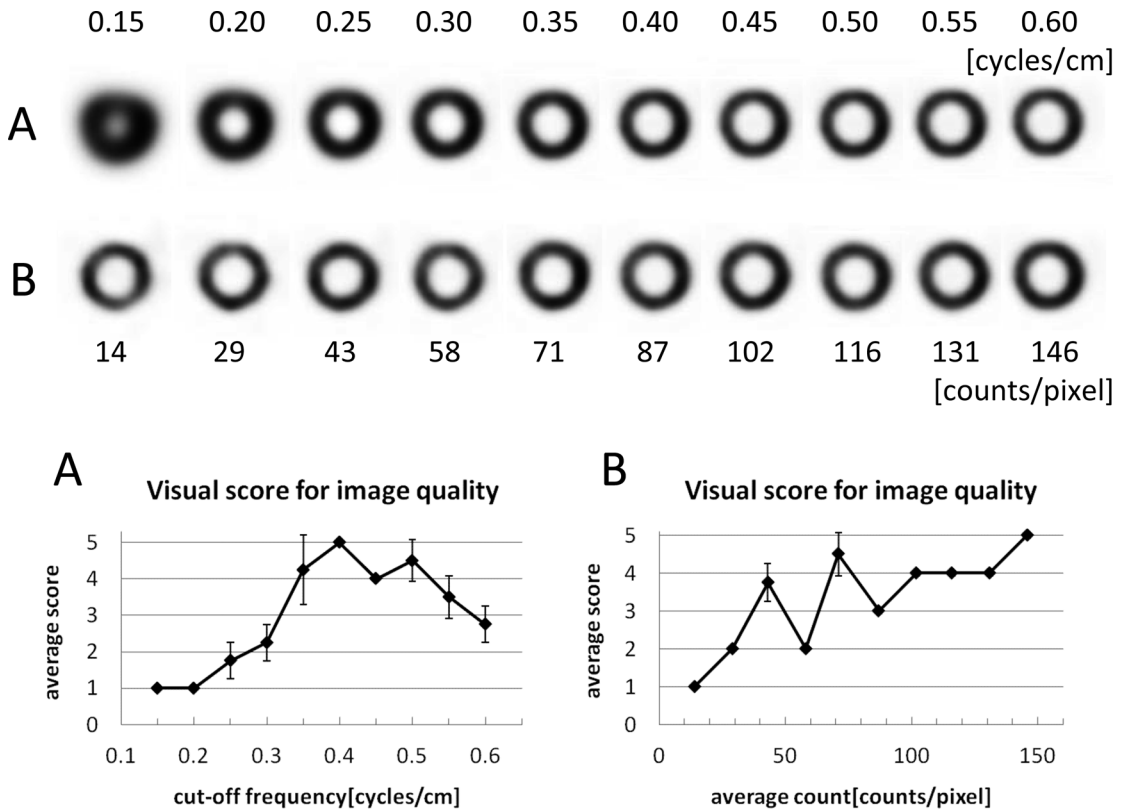


Fig. 5 Visual evaluation for image quality. Visual evaluation for image quality. **A:** Images and average visual score by changing the cut-off frequency of Butterworth filter (described at the top of the image) using optimized subset and iteration. **B:** Images and average visual score by changing the acquisition counts of myocardium (described at the bottom of the image) using optimized subset, iteration and cut-off frequency.

において SPECT/CT 機を用いた CDR-IR 法のパラメータを検討し、CDR のみを補正した場合と CDR 補正に加え、減弱補正、散乱補正も行った場合の両方において、更新回数は120、Gaussian filter の FWHM は 13.2 mm が最適であったと報告している。本研究とは核種の違いの他、使用装置、コリメータ、収集角度、収集方向数などが異なるためパラメータの単純な比較は難しい。最適な更新回数の違いについては Okuda らが使用した画像再構成ソフトウェア Flash 3D が OSEM 法であるのに対し、本検討で使用した Evolution for Cardiac は収集データのノイズによる再構成画像上のホットスポットの形成を抑制する目的でベイズの定理を利用した MAP アルゴリズムを用いた MAPEM 法であることも要因と考えられた¹⁹⁾。

検討②において subset と iteration を決定する際

には Butterworth filter をかけない画像を用いた。評価指標である noise と contrast も値そのものではなく、安定性を評価した。Subset と iteration の最適化は後処理である Butterworth filter による修飾を受けない画像で評価したが、普段の画像とは画質が異なるため、この画像に対する視覚評価は行わなかった。また Butterworth filter の cut-off frequency の検討において contrast が低い周波数で山型の特性を示したが、これは心筋 SPECT 画像の心筋分布を大雑把に表現する低周波成分は含まれるが、それを細かく修飾する高周波成分が除かれているためと考えられる。Cut-off frequency が 0.4 cycles/cm 以上で安定してくるのは contrast が画素解析ではなく ROI 解析でありノイズ成分のみの変化には影響を受けにくいためと考えられた。本検討では、noise は低い、contrast は高い、

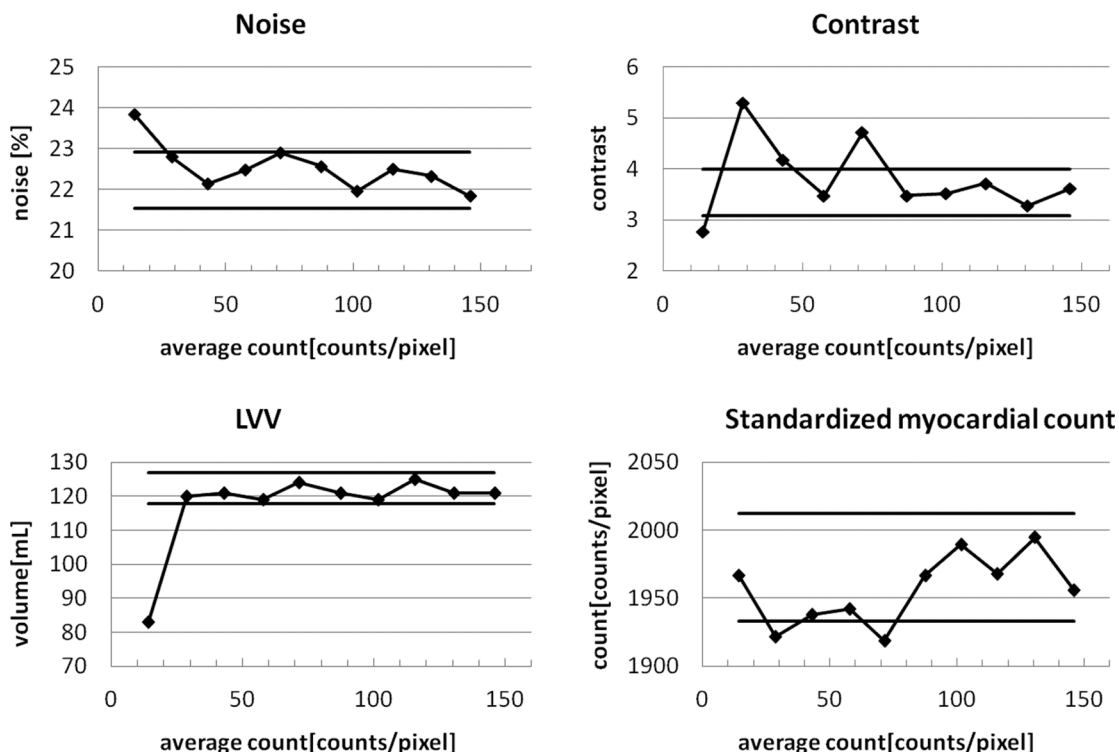


Fig. 6 Noise, contrast, left ventricular volume (LVV) and standardized myocardial count of the image obtained by changing the acquisition counts of myocardium using optimized subset, iteration and cut-off frequency. Relative value is percentage with respect to the reference data. The two straight lines of each graph are mean $\pm$ SD calculated from the analysis value of the first three data whose acquisition count of the myocardium exceeds 100 counts/pixel.

LVV は実測値に近い, 視覚評価が高いことを判断基準にし, 0.4 cycles/cm を最適とした。

検討③で推定された必要収集カウントは LAO45 度付近で心臓が正面を向く画像での一方方向当たりの心筋の平均カウントで示したが, この結果に汎用性を持たせる意味では収集方向数を掛けて扱うべきである。これによって方向数が違う施設への応用の可能になると考えられる。今回の結果からは一方方向当たり 87 counts/pixel, 収集方向数を掛けて 2,610 counts/pixel が必要条件であった。負荷検査を行う場合はカウントが負荷データの半分程度に減少する 3 ~ 4 時間後の再分布データにおいてこの条件を満たす必要がある。検討③の結果はあくまで検討②で求めた臨床での平均的な収集カウントのデータに最適な再構成パラメータを使用した場合に必要な収集カウントである。収集カウントごとに再構成パラメータを変

更することも検討されているが²⁸⁾, washout 解析や容積解析, 正常データベースとの比較解析などを行うためには一定の収集カウントを確保した上で再構成パラメータは固定すべきであると考えている。

今回の検討では Butterworth filter の order は 5 固定とし, Gaussian などの他の filter についても検討していない。また収集時にエネルギーウィンドウを非対称性に広げることも提案されているがこの検討も行っていない²⁹⁾。心筋の欠損 contrast については心腔に対する contrast で代用できると考えたが, 描出能を含め, 欠損・病変に対する更なる検討が必要である。これらの基礎検討に加え, ^{99m}Tc 製剤で検討されている臨床データから求められる虚血スコアや容積指標の評価^{30,31)}についても ²⁰¹Tl では今後の検討課題である。

5. 結 論

CDR-IR 法の ^{201}Tl 心筋血流 SPECT への適合性、最適処理パラメータを評価した。また nongate データの画質の評価指標とした noise, contrast, 視覚評価, gate データの評価指標とした LVV の解析精度を維持するために必要な収集カウントを求めた。CDR 特性からは ^{201}Tl でも $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 用に設計された CDR-IR 法の臨床応用が可能であることが示唆され、最適処理パラメータは nongate データ, gate データともに, subset 6, iteration 16, cut-off frequency 0.4 cycles/cm であった。必要収集カウントは nongate データの LAO45 度付近の収集画像の心筋の平均カウントで 87 counts/pixel が必要条件であり、これを満たす範囲であれば画質や解析精度を維持しながらの収集時間の短縮は可能であると考えられた。

引用文献

- 1) Shepp LA and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging*, **1**(2): 113-22, 1982
- 2) Lange K and Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J Comput Assist Tomogr*, **8**(2): 306-16, 1984
- 3) Levitan E and Herman GT: A maximum a posteriori probability expectation maximization algorithm for image reconstruction. *Amer Statist Assoc*, **80**: 8-37, 1985
- 4) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging*, **13**(4): 601-609, 1994
- 5) 寺岡悟見, 相馬 努, 河野芳幸: OS-EM 法による画像再構成の概要と臨床の有用性. *断層映像研究会雑誌*, **28**(1): 17-25, 2001
- 6) Zeng GL, Gullberg GT, Tsui BMW, et al: 3-Dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction. *IEEE Trans Nucl Sci*, **38**(2): 693-702, 1991
- 7) Tsui BM, Frey EC, Zhao X, et al: The importance and implementation of accurate 3D compensation methods for quantitative SPECT. *Phys Med Biol*, **39**(3): 509-530, 1994
- 8) Kamphuis C, Beekman FJ and Viergever MA: Evaluation of OS-EM vs. ML-EM for 1D, 2D and fully 3D SPECT reconstruction. *IEEE Trans Nucl Sci*, **43**(3): 2018-2024, 1996
- 9) Slomka PJ, Patton JA, Berman DS, et al: Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. *J Nucl Cardiol*, **16**: 255-76, 2009
- 10) Bateman TM, Heller GV, McGhie AI, et al: Multicenter investigation comparing a highly efficient half-time stress-only attenuation correction approach against standard rest-stress Tc-99m SPECT imaging. *J Nucl Cardiol*, **16**: 726-35, 2009
- 11) Venero CV, Heller GV, Bateman TM, et al: A multicenter evaluation of a new post processing method with depth-dependent collimator resolution applied to full-time and half-time acquisitions without and with simultaneously acquired attenuation correction. *J Nucl Cardiol*, **16**: 714-25, 2009
- 12) Tashiro K, Tomiguchi S, Shiraishi S, et al: Clinical usefulness of a collimator distance dependent resolution recovery in myocardial perfusion SPECT: a clinical report from a single institute. *Ann Nucl Med*, **25**: 133-7, 2011
- 13) DePuey EG, Bommireddipalli S, Clark J, et al: A comparison of the image quality of full-time myocardial perfusion SPECT vs wide beam reconstruction half-time and half-dose SPECT. *J Nucl Cardiol*, **18**: 273-80, 2011
- 14) Zeintl J, Vija AH, Yahil A, et al: Quantitative accuracy of clinical $^{99\text{m}}\text{Tc}$ SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. *J Nucl Med*, **51**: 921-8, 2010
- 15) Ficaro EP, Kritzman JN and Corbett JR: Effect of reconstruction parameters and acquisition times on myocardial perfusion distribution in normals. *J Nucl Cardiol*, **15**: S20, 2008
- 16) Ceriani L, Ruberto T, Delaloye AB, et al: Three-dimensional ordered-subset expectation maximization iterative protocol for evaluation of left ventricular volumes and function by quantitative gated SPECT: a dynamic phantom study. *J Nucl Med Technol*, **38**: 18-23, 2010
- 17) Onishi H, Motomura N, Fujino K, et al: Quantitative performance of advanced resolution recovery strategies on SPECT images: evaluation with use of digital phantom models. *Radiol Phys Technol*, **6**: 42-53, 2013
- 18) Holly TA, Abbott BG, Al-Mallah M, et al: ASNC IMAGING GUIDELINES FOR NUCLEAR CARDIOLOGY PROCEDURES: Single photon-emission computed tomography. *J Nucl Cardiol*, **17**: 941-73, 2010
- 19) Evolution for Cardiac White Paper, GE Healthcare,

- NU-0159-12.07-EN-US
- 20) Japanese Engineering Standards of Radiological Apparatus-JESRA X-0051 *B-2009. ガンマカメラの性能測定法と表示法. (社)日本画像医療システム工業会規格
 - 21) Ceriani L, Ruberto T, Delaloye AB, et al: Three-Dimensional Ordered-Subset Expectation Maximization Iterative Protocol for Evaluation of Left Ventricular Volumes and Function by Quantitative Gated SPECT: A Dynamic Phantom Study. J Nucl Med Technol, **38**: 18-23, 2010
 - 22) Guido Germano, Hosen Kiat, Paul B Kavanagh, et al: Automatic Quantification of Ejection Fraction from Gated Myocardial Perfusion SPECT. J Nucl Med, **36**(11): 2138-2147, 1995
 - 23) 第7回全国核医学診療実態調査報告書. RADIO-ISOTOPES, **62**: 545-608, 2013
 - 24) Daou D, Pointurier I, Coaguila C, et al: Performance of OSEM and Depth-Dependent Resolution Recovery Algorithms for the Evaluation of Global Left Ventricular Function in ²⁰¹Tl Gated Myocardial Perfusion SPECT. J Nucl Med, **44**: 155-162, 2003
 - 25) Marie PY, Djaballah W, Franken PR, et al: OSEM Reconstruction, Associated with Temporal Fourier and Depth-Dependant Resolution Recovery Filtering, Enhances Results from Sestamibi and ²⁰¹Tl 16-Interval Gated SPECT. J Nucl Med, **46**: 1789-1795, 2005
 - 26) Harel F, Génin R, Daou D, et al: Clinical impact of combination of scatter, attenuation correction, and depth-dependent resolution recovery for ²⁰¹Tl studies. J Nucl Med, **42**(10): 1451-6, 2001
 - 27) Okuda K, Nakajima K, Yamada M, et al: Optimization of iterative reconstruction parameters with attenuation correction, scatter correction and resolution recovery in myocardial perfusion SPECT/CT. Ann Nucl Med, **28**: 60-68, 2014
 - 28) Shibutani, Onoguchi M, Yamada T, et al: Optimization of the filter parameters in ^{99m}Tc myocardial perfusion SPECT studies: the formulation of flow chart. Australas Phys Eng Sci Med, **39**(2): 571-81, 2016
 - 29) Akihiro Kojima, Akihiro Takaki, Teruya Noguchi, et al: Optimum energy window setting on Hg-201 x-rays photopeak for effective Tl-201 imaging. Ann Nucl Med, **19**(7): 541-547, 2005
 - 30) Ali I, Ruddy TD, Almgrahi A, et al: Half-time SPECT myocardial perfusion imaging with attenuation correction. J Nucl Med, **50**(4): 554-62, 2009
 - 31) Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LK, et al: Clinical results of a novel wide beam reconstruction methods for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies. J Nucl Cardiol, **14**: 555-65, 2007