

臨床技術

²⁰¹Tl 心筋血流 SPECT における多焦点ファンビーム
コリメータを使用した心電図同期位相分割画像の検討高橋海翔¹ 竹内孝至² 細貝良行³ 小田桐逸人² 齋藤春夫¹論文受付
2016 年 6 月 1 日論文受理
2017 年 1 月 29 日

Code No. 332

¹ 東北大学大学院医学系研究科保健学専攻画像解析学分野² 東北大学病院診療技術部放射線部門³ 国際医療福祉大学保健医療学部放射線・情報科学科

緒言

虚血性心疾患の診断補助として冠動脈 computed tomography (CT) 画像と心筋 single-photon emission computed tomography (SPECT) 画像の融合画像 (fusion 画像) を作成している¹⁻³⁾。冠動脈 CT は形態評価に優れており、冠動脈の解剖学的走行、内腔の狭窄、冠動脈プラークの性状が詳細に把握できるが、高度石

灰化症例や不整脈、高心拍症例では血管の評価に限界がある。一方、心筋 SPECT は機能評価に優れており、有意虚血の有無、予後予測、治療方針の決定、治療効果の判定などに用いられている。しかし、個人差のある冠動脈の心筋支配領域を心筋 SPECT のみで同定することは困難な場合があり⁴⁾。そこで、冠動脈 CT 画像と心筋 SPECT 画像の fusion 画像を作成すること

Motion-frozen Imaging by Gated Myocardial Perfusion Single Photon Emission Computed Tomography Using Multi-focus Fan Beam Collimator in Thallium-201 Study

Kaito Takahashi,^{1*} Takashi Takeuchi,² Yoshiyuki Hosokai,³ Hayato Odagiri,² and Haruo Saito¹¹ Department of Diagnostic Image Analysis, Graduate School of Medicine, Tohoku University² Department of Diagnostic Radiology, Tohoku University Hospital³ Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, International University of Health and Welfare

Received June 1, 2016; Revision accepted January 29, 2017

Code No. 332

Summary

Purpose: This study aimed to evaluate the statistical noise of motion-frozen (MF) image generated by gated myocardial perfusion single photon emission computed tomography (SPECT) imaging using IQ · SPECT and to determine the optimal acquisition and reconstruction parameters for MF image using IQ · SPECT. **Methods:** A movement cardiac phantom and static cardiac phantom were used to acquire the MF images. The acquisition times used were different in 8 and 16 frames per R-R interval, and varying reconstruction parameters (subset and iteration) were used. We determined the %CV value, contrast, and normalized mean square error (NMSE) to evaluate the image quality. **Results:** The %CV value for a MF image with IQ · SPECT was lower than that for a conventional non-gated myocardial perfusion SPECT (MPS) image with low energy high resolution (LEHR). With regard to the acquisition parameters, the contrast did not change when the acquisition time was increased in 8 and 16 frames per R-R interval. NMSE converged in 56 beats/view in 8 frames per R-R interval. With regard to the reconstruction parameters, the contrast and the %CV value of the anterior and septal wall converged in update 40. The minimum NMSE in subsets 1, 2, and 3 were almost similar. **Conclusions:** Uniformity in the MF image with IQ · SPECT was higher than that in the conventional image. The results of this MF image with IQ · SPECT study suggest that the optimal acquisition parameter should be 56 beats/view in 8 frames per R-R interval, and the optimal reconstruction parameters should be subset 3 and iteration 14.

Key words: gated myocardial perfusion single photon emission computed tomography, multifocal collimator, ordered subset conjugates gradient minimization, acquisition parameter, reconstruction parameter

*Proceeding author

によって、双方の欠点を補いながら、診断能の向上を図っている。

Fusion 画像を作成する際、冠動脈 CT 画像には、心電図同期収集を行い、心臓の動きが小さいとされる R-R 間隔 75% 位相の投影データが組み合わされた画像を使用し、心筋 SPECT 画像には非同期で収集した画像を用いている。つまり、非同期の心筋 SPECT 画像には心臓の動きが含まれており、冠動脈 CT 画像と心筋 SPECT 画像の間で心拍動の位相が一致せず、心臓の位置ずれが生じている⁴⁾。そのため、心筋 SPECT 画像も同様に心電図同期収集を行い、冠動脈 CT 画像と同位相の心電図同期位相分割画像(motion-frozen 画像: MF 画像)^{5,6)}を使用して、位相のずれを最小限にする必要がある。

しかし、R-R 分割により MF 画像のカウントは、非同期画像と比較して減少してしまうため、MF 画像は雑音が多く、左室心筋の形状が歪になり、fusion 画像を作成することが困難となる⁷⁾。また、非同期画像と同程度のカウントを持つ MF 画像を作成するには、R-R 分割数と同じ数だけ収集時間を倍に延長した長時間の検査が必要となり、患者の負担も大きくなってしまふ。そこでわれわれは、MF 画像のカウント不足を解消するために、IQ・SPECT (SIEMENS 社) に着目した。

IQ・SPECT とは、心臓検査専用に開発されたシステムである。これは、多焦点ファンビームコリメータ、心臓を中心とした円軌道収集、そして独自の再構成法である ordered subset conjugates gradient minimization (OSCGM) 法 (SIEMENS 社) の三つの特徴によって、低エネルギー高分解能コリメータ (low energy high resolution: LEHR) を用いた従来法と比較して、約 4 倍の感度を持つとされている^{8,9)}。この IQ・SPECT の特性を利用すれば、MF 画像のカウント不足を解消できるのではないかと考えた。

当院では負荷心筋シンチグラフィでは $^{201}\text{TlCl}$ 製剤を使用している。一方で心電図同期 SPECT には、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤に比べ短半減期で大量投与できる $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤を使用している。 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における IQ・SPECT を使用した心電図同期 SPECT を実施することが可能であれば、これまでに蓄積された $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における負荷心筋シンチグラフィの検査データに加え、心電図同期 SPECT の情報を得るメリットは大きい。また $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤を使用し作成した SPECT 画像と冠動脈 CT 画像との fusion³⁾ や各種の心機能評価¹⁰⁾ が、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤による検査で実施可能となり、臨床現場においても検査の効率化が図られることが示唆される。

これまでも IQ・SPECT に関する先行研究は報告されており⁸⁻¹⁶⁾、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における短時間収集の検討¹⁴⁾ や、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤において IQ・SPECT の至適画像再構成条件の検討^{15,16)} などが行われている。しかしながら、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における IQ・SPECT を使用した MF 画像の収集条件、再構成条件の検討は報告されていない。われわれの目的は、 $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における IQ・SPECT を使用した MF 画像の統計雑音の評価と収集条件、再構成条件の最適化を行うことである。

1. 方法

1-1 使用機器

投影データの収集には 2 検出器型 Symbia T2 (SIEMENS 社) を使用し、コリメータは多焦点ファンビームコリメータと LEHR の 2 種類を用いた。この装置は、2 列の CT を搭載している。画像処理は、Syngo MI VA60C (SIEMENS 社) を使用し、SPECT 再構成画像の解析には Daemon Research Image Processor ver3.0.1.0 (富士フイルム RI ファーマ社) を使用した。ファントムは心臓動態ファントム HD 型 (株式会社京都科学社) と心臓肝臓ファントム HL 型 (株式会社京都科学社) を用いた。また、心臓肝臓ファントムを使用する際に、模擬心電図を発生させるため、ECG チェッカー (株式会社 クロノスメディカルデバイス製 モデル 3000) を使用した。

1-2 検討項目

検討項目は IQ・SPECT の MF 画像における統計雑音の評価 (I)、IQ・SPECT の MF 画像における収集条件の検討 (II)、IQ・SPECT の MF 画像における画像再構成条件の検討 (III) である。また、評価には (I) は均一性、(II) はコントラストと normalized mean square error (NMSE)、(III) は均一性、コントラスト、NMSE を使用した。

(I) IQ・SPECT の MF 画像における統計雑音の評価

撮影には心筋の動きを模した心臓動態ファントムを使用した。このファントムの制限上、核種は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を使用した。ただし放射エネルギーは、 $^{201}\text{TlCl}$ 心筋シンチグラフィの臨床データにおける各臓器の集積カウントを基に決定し、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 水溶液の濃度を調整した。左室心筋部に 47 kBq/ml、バックグラウンド (縦隔、および右室・左室内腔) に 4.0 kBq/ml 封入し、左室心筋部: バックグラウンドの濃度比が 10:1 となるように設定した。模擬心電図を心拍数 60 に設定した。

IQ・SPECT の収集条件に関しては、マトリックス

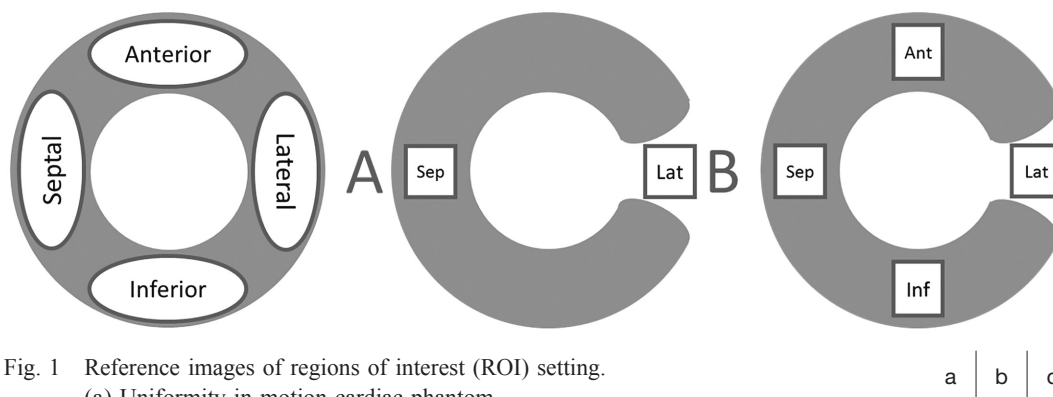


Fig. 1 Reference images of regions of interest (ROI) setting.

(a) Uniformity in motion cardiac phantom

(b) Contrast in static cardiac phantom

(c) Uniformity in static cardiac phantom

Ant: Anterior wall, Inf: Inferior wall, Sep: Septal wall, Lat: Lateral wall

サイズ 128×128, 拡大率 1.00 倍, ピクセルサイズ 4.8 mm, プロジェクション数 34 views, 収集時間 14, 28, 42, 56, 70, 84, 98 beats/view, 回転角度 208 度, 回転半径 28 cm で行った. エネルギーウィンドウはメインウィンドウを 140 keV±15% とし, サブウィンドウはメインウィンドウの lower 側に 15% と設定した. LEHR の収集条件はマトリックスサイズ 64×64, 拡大率 1.45 倍, ピクセルサイズ 6.6 mm, プロジェクション数 30 views, 収集時間 50 s/view, 回転角度 360 度, 自動近接で行った. LEHR の収集時間は, ^{99m}Tc 製剤の減衰を考慮して, $^{201}\text{TlCl}$ 心筋シンチグラフィを行った場合, 各臓器に集積するカウントが得られるように設定した. その他の収集条件は当院の臨床条件と同様とした. エネルギーウィンドウはメインウィンドウを 140 keV±15% と設定した. また, IQ・SPECT, LEHR とともに R-R 分割数を 16 分割で処理をする心電図同期 SPECT 収集を行った.

IQ・SPECT の MF 画像における OSCGM の画像再構成条件に関しては, 左室拡張末期を示す位相の MF 画像を使用して画像再構成を行った. IQ・SPECT の MF 画像における OSCGM の画像再構成条件は, subset 1, iteration 30 の組み合わせで行った. 散乱線補正は multiple energy window (MEW) 法を使用した. また, LEHR の MF 画像における 3D-ordered subset expectation maximization (SIEMENS 社) の画像再構成条件は, subset 4, iteration 10 で行い, LEHR の非同期画像においては, subset 5, iteration 8 で行った. LEHR の非同期画像の再構成条件は当院における臨床条件に設定し, MF 画像は非同期画像と同等の update (更新回数: subset×iteration) が得られるように設定した. IQ・SPECT, LEHR とともに後処理フィルタには Gaussian (full width half maximum: FWHM 9.6

mm) を用いた. 本研究では IQ・SPECT の MF 画像に対して減弱補正が装置の制限により付与できないため, 減弱補正は行わなかった. IQ・SPECT と LEHR で再構成ピクセルサイズが同等となるように拡大率を設定した.

IQ・SPECT を使用した MF 画像と LEHR の MF 画像, 非同期画像との心筋全体のカウントと均一性を求め, 統計雑音の比較評価を行った. 心筋全体のカウントの評価は, それぞれ左室心筋中央のスライスの再構成画像 (心筋短軸像) に前壁, 下壁, 中隔, 側壁の領域に 30 ピクセルの楕円形 region of interest (ROI) を設定し (Fig. 1a), 心筋全体のピクセル当たりのカウントを算出した. また, 上述のとおり設定した四つの ROI 内のピクセル当たりのカウント (mean) と標準偏差 (standard deviation: SD) を用いて, 式 (1) より算出した %coefficient of variation (%CV) の平均値を求め, 均一性の評価を行った.

$$\%CV = \frac{SD}{\text{mean}} \dots\dots\dots (1)$$

(II) IQ・SPECT の MF 画像における適切な収集条件の検討

撮影には心臓肝臓ファントムを使用した. 核種は $^{201}\text{TlCl}$ を用いて, 放射エネルギーは左室心筋部に 72 kBq/ml, 肝臓に 14 kBq/ml, バックグラウンド (縦隔, および右室・左室内腔) に 7.0 kBq/ml 封入した. 左室心筋部: 肝臓: バックグラウンドの濃度比が 10:2:1 となるように調整した. 心臓肝臓ファントムにはウレタン製の欠損 (直径: 2 cm, 容積: 2.1 cm³) の模擬欠損を左室心筋の側壁中央に配置した. 静態ファントムを使用しているが ECG チェッカーにて模擬心電図を心拍数 60 に設定し, 心電図同期データの収集を行った. IQ・SPECT の収集条件はマトリックスサイズ 128×128,

拡大率 1.00 倍, ピクセルサイズ 4.8 mm, プロジェクション数 34 views, 収集時間 14, 28, 42, 56, 70, 84, 98 beats/view, 回転角度 208 度, 回転半径 28 cm で行った. 2 ピーク収集のエネルギーウィンドウはそれぞれメインウィンドウを 70 keV \pm 21%, 166 keV \pm 15% とし, サブウィンドウはそれぞれメインウィンドウの upper と lower 側に 7%, 5% と設定した. また, ファントムは R-R 分割数を 8 分割と 16 分割で処理をする 2 パターンでの心電図同期 SPECT 収集を行った.

画像再構成条件は R-R 間隔 75% を示す位相の MF 画像を使用して画像再構成を行った. OSCGM の画像再構成条件は, subset 1, iteration 30 の組み合わせで行った. 散乱線補正は MEW 法を使用した. 後処理フィルタには Gaussian (FWHM: 9.6 mm) を用いた. 本研究では減弱補正は行わなかった.

コントラストの評価は, それぞれ欠損が最も明瞭に見えるスライスの再構成画像(心筋短軸像)に中隔, 側壁欠損に 3 \times 3 ピクセルの正方形の ROI を設定し (Fig. 1b), 中隔のピクセル当たりのカウント (A) と側壁欠損のピクセル当たりのカウント (B) を用いて, 式 (2) により, コントラストを算出した.

$$\text{contrast} = \frac{A-B}{A} \quad \dots\dots\dots (2)$$

NMSE の評価では, 統計雑音を無視できるよう十分に時間をかけて収集した画像を基準画像に用いるのが一般的であるが¹⁷⁾, IQ・SPECT は収集時間が変化しても再構成画像のカウントは変化しない特性を持つシステム¹⁵⁾ であり, また分割により 1 フレーム当たりのカウントが減少する心電図同期 SPECT の性質¹⁸⁾ を考慮して, 本研究では最も収集時間が長く, raw data のカウントが多い 98 beats/view で収集した非同期画像を基準画像とした. それぞれ収集時間と R-R 分割数を変化させた MF 画像を処理画像として, 式 (3) において NMSE 値を算出した. また, NMSE 値は, 各 R-R 分割数における NMSE 最大値で正規化した.

$$\text{NMSE} = \frac{\sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y (g(x,y) - f(x,y))^2}{\sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y (f(x,y))^2} \quad \dots\dots\dots (3)$$

$f(x,y)$: 基準画像

$g(x,y)$: 処理画像

(III) IQ・SPECT の MF 画像における適切な再構成条件の検討

撮影には心臓肝臓ファントムを使用した. IQ・SPECT の収集条件は, (II) の検討によって決定した収集条件である, 収集時間を 56 beats/view, R-R 分割数を 8 分割に設定し, その他の収集条件は (II) と同条

件に設定した.

また, 画像再構成条件は R-R 間隔 75% を示す位相の MF 画像を使用して画像再構成を行った. OSCGM の画像再構成条件は, subset 1, 2, 3, 5 と iteration 1, 2, 3, 5, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 60 の 56 通りの組み合わせで行った. その他の再構成条件は (II) と同条件に設定した.

コントラストの評価は, (II) と同様に, 中隔と側壁欠損のピクセル当たりのカウントを用いて, 式 (2) により, コントラストを算出した.

均一性の評価は, それぞれ左室心筋中央のスライスの再構成画像(心筋短軸像)に各領域(前壁, 下壁, 中隔, 側壁欠損)に 9 ピクセルの正方形の ROI を設定し (Fig. 1c), 各領域のピクセル当たりのカウントと標準偏差を用いて, 式 (1) により, %CV を算出した.

NMSE の評価は, 基準画像には収集時間 56 beats/view で収集した非同期画像を基準画像とし, それぞれ subset と iteration を変化させた MF 画像を処理画像として, 式 (3) により NMSE を算出した.

2. 結果

(I) IQ・SPECT の MF 画像における統計雑音の評価

収集時間を変えた IQ・SPECT の MF 画像と, LEHR の MF 画像, 非同期画像における心筋全体のピクセル当たりのカウントと %CV の結果を Fig. 2 に示す. LEHR の MF 画像における %CV が最も高値であった. 一方, LEHR の非同期画像と比較して, IQ・SPECT の MF 画像の %CV は収集時間によらず低値を示し, 優れた均一性を持つことが示唆された. 更に収集時間の増加に従い, %CV が減少する傾向があった. また, 心筋全体のピクセル当たりのカウントは, 収集時間によらず同程度であり, 収集時間の影響が少なかった.

(II) IQ・SPECT の MF 画像における適切な収集条件の検討

左室心筋側壁に模擬欠損を設置した心臓ファントムにおける, R-R 分割数と収集時間を変化させた IQ・SPECT の MF 画像のコントラストの結果を Fig. 3 に示す. コントラストは R-R 分割数, 収集時間の影響が少なく, ほぼ同程度の値を示した.

収集時間と R-R 分割数を変化させた IQ・SPECT の MF 画像における NMSE 値の結果を Fig. 4 に示す. R-R 分割数 8, 16 分割ともに同様の傾向を持ちながら, NMSE 値は収集時間の増加に従って減少した. しかし, R-R 分割数 16 分割と比較して, 8 分割では 56 beats/view 以上で NMSE 値の変化が小さくなった.

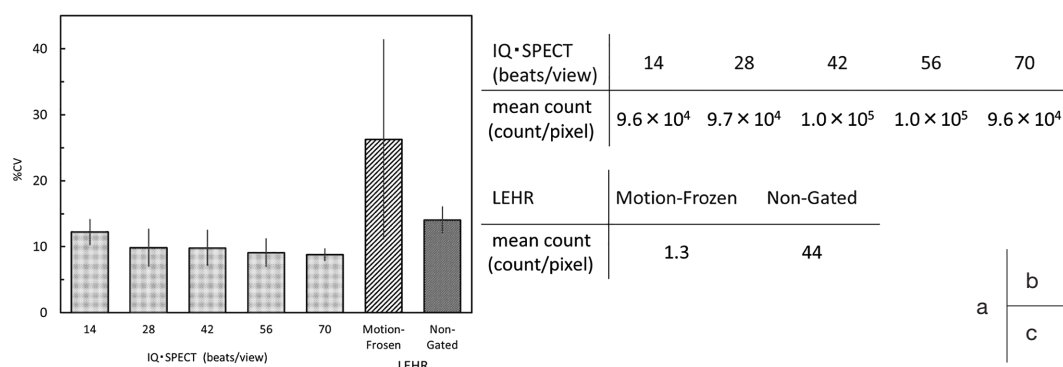


Fig. 2 Mean values of %CV and the count in motion-frozen (MF) images with IQ · SPECT for each acquisition time and MF, non-gated images with LEHR.

(a) Mean value of %CV in MF images with IQ · SPECT for each acquisition time and MF, non-gated images with LEHR

(b) The mean value of the count in MF images with IQ · SPECT for each acquisition time

(c) The mean value of the count in MF, non-gated myocardial perfusion SPECT images with LEHR

%CV in gated MPS images with IQ · SPECT was lower than that in non-gated MPS images with LEHR.

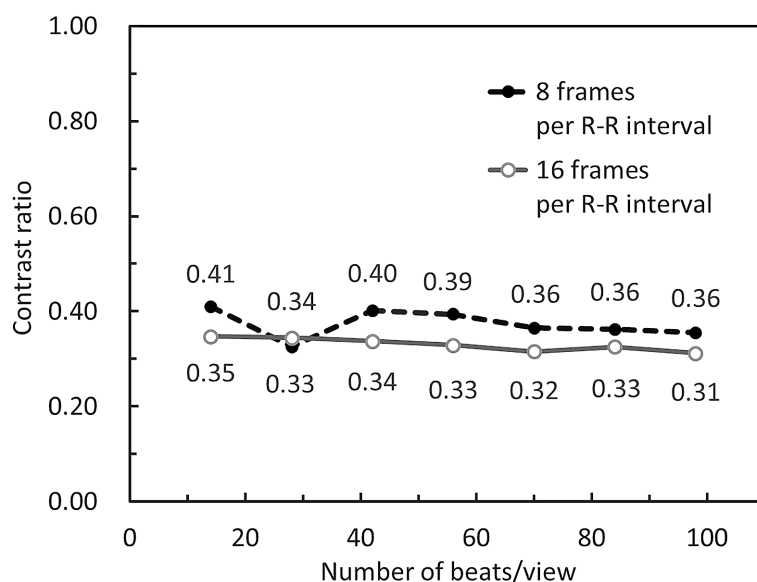


Fig. 3 Relationship between contrast and number of beats/view.

Contrast remained almost unchanged when acquisition time was increased in 8 and 16 frames per R-R interval.

(III) IQ · SPECT の MF 画像における適切な再構成条件の検討

左室心筋側壁に模擬欠損を設置した心臓肝臓ファントムにおける subset と iteration を変化させた IQ · SPECT の MF 画像のコントラストの結果を Fig. 5 に示す。コントラストは update が 40 以上で一定値に収束し、また subset 1, 2, 3 において同程度で、subset 5 の場合やや低値を示した。

Subset と iteration を変化させた各心筋領域における %CV の結果をそれぞれ Fig. 6 に示す。%CV は前壁、中隔に関して update が 40 以上で一定値に収束し、また subset 1, 2, 3 において同程度で、subset 5 の場合、高値を示した。また、下壁、側壁欠損に関して、

update の増加に従って、%CV は増加し収束には至らなかった。

Subset と iteration を変化させた IQ · SPECT の MF 画像における NMSE 値の結果を Fig. 7 に示す。subset の値が高いほど、NMSE 値が最小を示す iteration の値は低くなった。各 subset における再構成画像の NMSE 最小値は、subset 1, 2, 3 において同程度だったが、subset 5 の場合やや高値であった。

3. 考 察

形態評価に優れた冠動脈 CT 画像と機能評価に優れた心筋 SPECT 画像の fusion 画像を作成することで、虚血性心疾患における診断能の向上を図っている。し

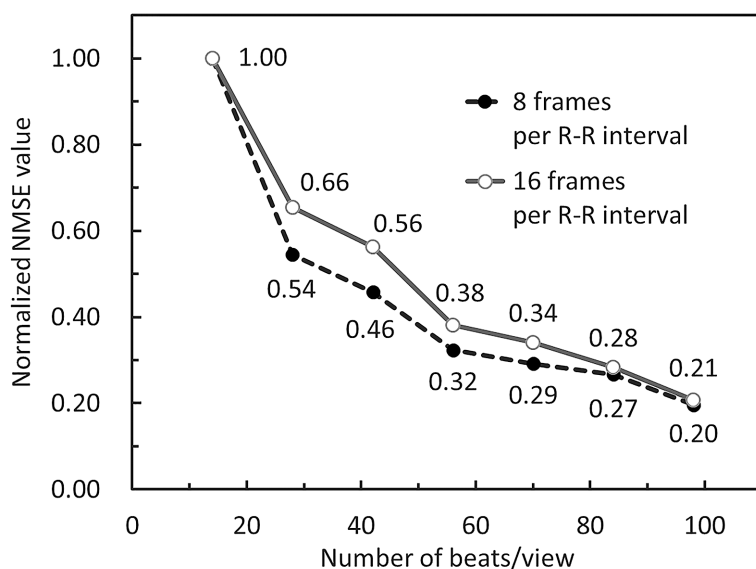


Fig. 4 Relationship between number of beats/view and Normalized NMSE value. Normalized NMSE value converged in 56 beats/view in 8 frames per R-R interval.

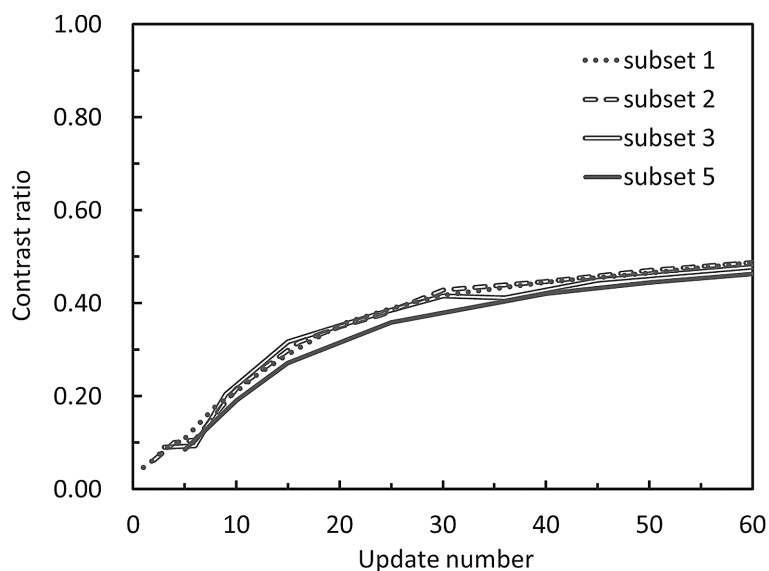


Fig. 5 Relationship between contrast and update number. Contrast converged in update 40 and contrast in subset 5 was slightly lower.

かし、冠動脈 CT 画像と心筋 SPECT 画像の間には心臓の位置ずれが生じていた。そこでわれわれは心拍動の位相のずれを最小限にするために、IQ・SPECT を使用した MF 画像の検討を行った。

見田らは ^{99m}Tc 製剤における IQ・SPECT の最適な subset と iteration の組み合わせについて報告し¹⁵⁾、また渋谷らは $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における各種補正の最適再構成条件について報告している¹⁶⁾。しかし、IQ・SPECT を使用した MF 画像の報告はまだない。そこで本研究では $^{201}\text{TlCl}$ 製剤における IQ・SPECT を使用した MF 画像の統計雑音の評価を行い、更に最適収集条件

と再構成条件の検討を行った。

(I) IQ・SPECT の MF 画像における統計雑音の評価

IQ・SPECT の MF 画像はいずれの収集時間においても、LEHR の非同期画像と比較して均一性が優れていた。IQ・SPECT の均一性が優れていた原因としては、IQ・SPECT は心筋部分の感度が LEHR よりも高いため、統計雑音の影響が抑えられていた、また IQ・SPECT では、画像を再構成する際、非線形のデータ処理が行われていたことなどが考えられる。しかしながら、IQ・SPECT のデータ処理は非公開であり、原因を特定することはできなかった。

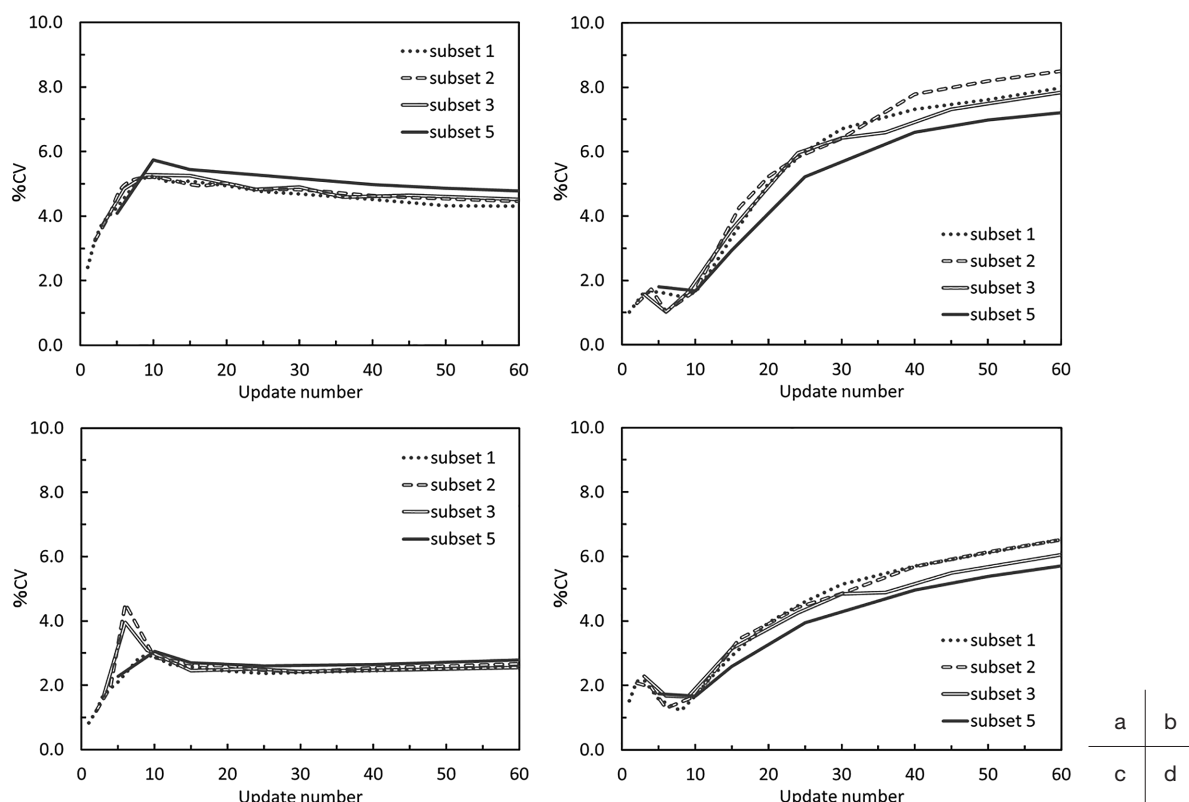


Fig. 6 Relationship between %CV and update number. %CV in anterior and septal wall converged in update 40, but %CV in inferior and lateral wall did not converge.

- (a) Anterior wall
(b) Septal wall
(c) Inferior wall
(d) Lateral wall

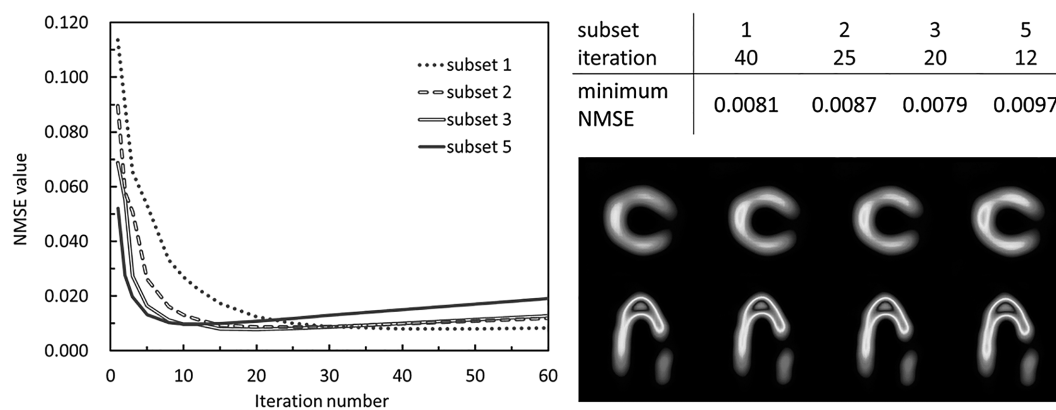


Fig. 7 Relationship between NMSE value and number of iterations. Minimum NMSE values in subset 1, 2, 3 was almost the same.

- (a) Variation in NMSE as a function of differences in iteration number
(b) Minimum NMSE value in each subset
(c) Reconstructed images

IQ・SPECTのMF画像における心筋全体のピクセル当たりのカウントは収集時間の影響を受けなかった。これは、IQ・SPECTは収集時間が変化しても再構成画像のカウントは変化しない特性を持つシステム¹⁵⁾として設計されており、収集時間によらず、同程

度のカウントが得られるよう再構成が行われていることを支持する結果であった。

(II) IQ・SPECTのMF画像における適切な収集条件の検討

IQ・SPECT IQ・SPECTでは、R-R分割数、収集時

間はコントラストに影響しなかった。先行研究でも同様な結果が得られた報告がある¹²⁾。前述したように、IQ・SPECTは収集時間が変化しても再構成画像のカウントは変化しない特性を持つシステム¹⁵⁾であり、いずれの収集時間においても、同程度のカウントを得るように再構成が行われ、収集時間はコントラストに影響しなかったと考えられる。

NMSE値は、R-R分割数16分割では収集時間を増やさせても低下した一方で、8分割においては56 beats/view以上で値の変化が小さくなった。これは、R-R分割数が小さく、また収集時間が長くなることで収集カウントが増加し、安定したMF画像を作成するのに十分なカウントが得られたためだと推測した。

IQ・SPECTを使用することで、従来法と同程度の撮影時間でMF画像を作成可能であることが示唆された。当院における²⁰¹TlCl製剤を用いた心筋血流SPECTの収集条件は40 s/view, 30 view/detectorであり、検査時間は約20分である。一方で、MF画像作成におけるIQ・SPECTの収集条件は、模擬心電図を心拍数60に設定した場合、56 beats/view, 17 view/detectorで検査時間は約20分となり、従来法と同程度の時間であった。

(III) IQ・SPECTのMF画像における適切な再構成条件の検討

IQ・SPECTを使用したMF画像を作成する際、最適再構成条件はupdateが40を超える、subset 3, iteration 14の組み合わせが適切であると考えられた。前壁、中隔における均一性、コントラストはupdate 40以上で収束した。これは先行研究で示されている収束updateとはほぼ合致している¹⁶⁾。前壁、中隔における均一性、コントラスト、NMSEはsubset 1, 2, 3において同程度であったが、subset 5の場合劣っていた。OSCGM法はsubsetの増加に従って統計雑音の増加やコントラストが低下するという報告¹⁵⁾がある

が、subset 5の場合、その影響が表れたと推測した。subsetは可能な限り大きく設定し、update数はできる限り少なく設定することで再構成処理時間が短縮されることを考慮すると、適切再構成subsetは3であると考えられた。

また、下壁、側壁欠損部における%CVは収束しなかった。これは、180度軌道収集においてコリメータの移動半径から最も遠く、減弱の影響を受ける下壁¹⁹⁾や欠損部位に設定した側壁のように、カウントが低く雑音の量が多い領域では、更新回数の増加に伴い雑音の量が増加し、発散したためだと推測した¹⁷⁾。

本研究では、物理的評価を用いて、IQ・SPECTを使用したMF画像の統計雑音の評価と収集条件、再構成条件の最適化を行った。今後は、IQ・SPECTを使用したMF画像の視覚評価を行い、更に臨床に適用して有用性を示していく必要がある。

4. 結 語

われわれは、心臓動態ファントムと心臓肝臓ファントムを使用し、²⁰¹TlCl製剤を用いた心筋血流SPECTにおけるMF画像の検討を行った。IQ・SPECTを使用したMF画像は、従来法と比較して優れた均一性を持ち、その最適収集条件は、R-R分割数が8分割で収集時間は56 beats/viewと考えられた。また、最適再構成条件はsubset 3, iteration 14の組み合わせと考えられた。

謝 辞

本研究に際しご指導いただいた東北大学病院核医学検査室の皆様には感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は第43回日本放射線技術学会秋季学術大会(2015年、金沢)にて発表した。

参考文献

- 1) Gaemperli O, Schepis T, Valenta I, et al. Cardiac image fusion from stand-alone SPECT and CT: clinical experience. *J Nucl Med* 2007; 48(5): 696-703.
- 2) Vassiliadis I. SPECT/CT Fusion imaging integrating anatomy and perfusion of the heart. *Hellenic J Cardiology* 2010; 51(6): 481-485.
- 3) Slomka PJ, Cheng VY, Dey D, et al. Quantitative analysis of myocardial perfusion SPECT anatomically guided by coregistered 64-slice coronary CT angiography. *J Nucl Med* 2009; 50(10): 1621-1630.
- 4) 白石慎哉. ziostation2 CT/SPECT 心臓フュージョンソフトの使用経験—虚血性心疾患のSPECT/CT融合画像診断. http://www.innervision.co.jp/suite_ws/ziosoft/1109/ (Accessed 2014.10.22)
- 5) Slomka PJ, Nishina H, Berman DS, et al. "Motion-frozen" display and quantification of myocardial perfusion. *J Nucl Med* 2004; 45(7): 1128-1134.
- 6) Suzuki Y, Slomka P, Wolak A, et al. Motion-frozen myocardial perfusion SPECT improves detection of coronary artery disease in obese patients. *J Nucl Med* 2008; 49(7): 1075-1079.

- 7) Nakaura T, Utsunomiya D, Shiraishi S, et al. Three-dimensional cardiac image fusion using new CT angiography and SPECT methods. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 185(6): 1554-1557.
- 8) Zeintl J, Rempel TD, Bhattacharya M, et al. Performance characteristics of the SMARTZOOM® collimator. *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC) IEEE* 2011; 2426-2429.
- 9) Vija H, Malmin R, Yahil A, et al. A method for improving the efficiency of myocardial perfusion imaging using conventional SPECT and SPECT/CT imaging systems. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record* 2010; p3433-3437.
- 10) Havel M, Kolacek M, Kaminek M, et al. Myocardial perfusion imaging parameters: IQ-SPECT and conventional SPET system comparison. *Hell J Nucl Med* 2014; 17(3): 200-203.
- 11) Matsutomo N, Nagaki A, Sasaki M. Performance of myocardial perfusion using multi-focus fan beam collimator with resolution recovery reconstruction in a comparison with conventional SPECT. *Asia Oceania J Nucl Med Biol* 2014; 2(2): 111-119.
- 12) Caobelli F, Kaiser SR, Thackeray JT, et al. IQ SPECT allows a significant reduction in administered dose and acquisition time for myocardial perfusion imaging: evidence from a phantom study. *J Nucl Med* 2014; 55(12): 2064-2070.
- 13) Onishi H, Matsumoto N, Kangai Y, et al. Differential impact of multi-focus fan beam collimation with L-mode and conventional systems on the accuracy of myocardial perfusion imaging: Quantitative evaluation using phantom. *Asia Oceania J Nucl Med Biol* 2013; 1(2): 28-34.
- 14) Horiguchi Y, Ueda T, Shiomori T, et al. Validation of a short-scan-time imaging protocol for thallium-201 myocardial SPECT with a multifocal collimator. *Ann Nucl Med* 2014; 28(8): 707-715.
- 15) 見田秀次, 大西英雄, 中本健太. 心筋 SPECT 検査での多焦点ファンビームコリメータにおける画像再構成条件の最適化. *日放技学誌* 2014; 70(7): 662-669.
- 16) 渋谷孝行, 小野口昌久, 船山理沙, 他. ²⁰¹Tl 心筋 SPECT における多焦点コリメータを用いた散乱・減弱補正と画像再構成条件の最適化. *日放技学誌* 2015; 71(11): 1103-1112.
- 17) 大西英雄, 飯田忠行, 松尾 悟, 他. 逐次近似再構成法における分解能・統計雑音および最適逐次回数の基礎的検討. *日放技学誌* 2001; 57(11): 1365-1371.
- 18) 柳沢正道, 丸繁 勘. 心筋 gated SPECT における OSEM 法の検討—再構成条件の最適化—*日放技学誌* 2001; 57(10): 1240-1247.
- 19) 飯塚一則, 山本範泰, 久木裕也, 他. SPECT 収集角度と収集軌道が画像に与える影響について—心筋デジタルファントムスタディー—*日放技学誌* 2015; 71(6): 520-526.