臨床技術

 **^{201}Tl 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**

澁谷孝行¹ 小野口昌久¹ 船山理沙² 中嶋憲一³
松尾信郎³ 米山寛人⁴ 小西貴広⁴ 絹谷清剛³

論文受付
2015 年 6 月 8 日

論文受理
2015 年 10 月 5 日

Code No. 300

¹ 金沢大学医薬保健研究域保健学系量子医療技術学講座

² 国際医療福祉大学熱海病院放射線室

³ 金沢大学附属病院核医学診療科

⁴ 金沢大学附属病院放射線部

緒言

心筋血流 single photon emission computed tomography (SPECT) は冠動脈疾患のリスク評価、存在と部位診断、重症度評価、viability の判定、血行再建の適応決定、治療効果判定などの診断に用いられ臨床的に広く応用されている¹⁻³⁾。しかし、核医学検査は他モダ

リティの検査と比較して、空間分解能の低さ、収集時間の長さなど欠点がある。そのためさまざまな技術が研究開発され臨床に応用されてきた⁴⁻⁶⁾。その技術の一つである IQ-SPECT システムは、多焦点型の専用のコリメータとガントリの偏角とコリメータ孔の角度補正、およびシステムの点応答関数を組み込んだ逐次

The Optimal Reconstruction Parameters by Scatter and Attenuation Corrections Using Multi-focus Collimator System in Thallium-201 Myocardial Perfusion SPECT Study

Takayuki Shibutani,¹ Masahisa Onoguchi,^{1*} Risa Funayama,² Kenichi Nakajima,³ Shinro Matsuo,³ Hiroto Yoneyama,⁴ Takahiro Konishi,⁴ and Seigo Kinuya³

¹ Department of Quantum Medical Technology, Faculty of Health Sciences, Kanazawa University

² Department of Radiology, International University of Health and Welfare Atami Hospital

³ Department of Biotracer Medicine, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University Hospital

⁴ Department of Radiological Technology, Kanazawa University Hospital

Received June 8, 2015; Revision accepted October 5, 2015

Code No. 300

Summary

The aim of this study was to reveal the optimal reconstruction parameters of ordered subset conjugates gradient minimizer (OSCGM) by no correction (NC), attenuation correction (AC), and AC + scatter correction (ACSC) using IQ-single photon emission computed tomography (SPECT) system in thallium-201 myocardial perfusion SPECT. Myocardial phantom acquired two patterns, with or without defect. Myocardial images were performed 5-point scale visual score and quantitative evaluations using contrast, uptake, and uniformity about the subset and update (subset × iteration) of OSCGM and the full width at half maximum (FWHM) of Gaussian filter by three corrections. We decided on optimal reconstruction parameters of OSCGM by three corrections. The number of subsets to create suitable images were 3 or 5 for NC and AC, 2 or 3 for ACSC. The updates to create suitable images were 30 or 40 for NC, 40 or 60 for AC, and 30 for ACSC. Furthermore, the FWHM of Gaussian filters were 9.6 mm or 12 mm for NC and ACSC, 7.2 mm or 9.6 mm for AC. In conclusion, the following optimal reconstruction parameters of OSCGM were decided; NC: subset 5, iteration 8 and FWHM 9.6 mm, AC: subset 5, iteration 8 and FWHM 7.2 mm, ACSC: subset 3, iteration 10 and FWHM 9.6 mm.

Key words: ordered subset conjugates gradient minimization (OSCGM), ^{201}Tl , myocardial perfusion SPECT, Gaussian filter, multi-focus collimator

*Proceeding author

近似再構成法である ordered subset conjugates gradient minimizer (OSCGM) を用いることで、従来法より高分解能、低投与量、短時間収集を実現し、臨床的有用性が示されている⁶⁻¹⁴⁾。また、見田らは、^{99m}Tc 製剤を用いた画像処理条件について OSCGM の subset と iteration を変化させて最適な画像処理パラメータ設定について報告している¹²⁾。しかし、そのパラメータ設定が心筋シンチの他の製剤においても最適であるかについては検証されていない。心筋血流 SPECT には、^{99m}Tc 製剤の他に ²⁰¹TlCl があり、^{99m}Tc 製剤と比較して半減期が 73 時間と長いために、患者被ばくの観点から投与量が制限される。更に、主に放出されるエネルギーは 70~80 keV であることから、減弱や散乱の影響を受けやすく画質が劣る¹⁰⁾。しかし、²⁰¹TlCl は心外膜冠血管、冠微小循環および心筋細胞障害を総合的に判断することができる。また、^{99m}Tc 製剤より高心筋血流に追随し、再分布現象によって再静注を必要とせず虚血診断が可能である。これらの特徴から ²⁰¹TlCl は ^{99m}Tc 製剤とともに心筋血流 SPECT 製剤として使用されているが、^{99m}Tc 製剤と比較してさまざまな点で異なる特徴をもつため、IQ-SPECT 使用時の OSCGM の画像再構成条件の最適化について検証する必要がある。本研究の目的は、人体組織の減弱を考慮した心筋ファントムを用いて ²⁰¹TlCl の IQ-SPECT システムの散乱補正 (scatter correction: SC)、減弱補正 (attenuation correction: AC) の組み合わせにおける最適画像処理条件を明らかにすることである。

1. 方 法

1-1 使用機器

SPECT-CT 装置は 6 列の computed tomography (CT) を搭載した 2 検出器型ガンマカメラの Symbia T6 (SIEMENS 社)、コリメータは SMARTZOOM コリメータ (SZC) を用いた。画像処理装置には Syngo Acquisition Workplace MI Application P (SIEMENS 社)、画像解析には Microsoft Windows 7 operating system (Microsoft 社) 上で動作する Prominence processor ver. 3.1 (日本メジフィジックス社) および Heart risk view score ver. 1.0.0 (日本メジフィジックス社) を用いた。

1-2 使用ファントム

ファントムは、擬人心筋ファントム (Anthropomorphic Torso Phantom, Data Spectrum 社) を用いた。このファントムは、心臓、肝臓、肺 (Styrofoam のビー

ズ) および脊柱の構造を持ち、人体組織と同等の減弱が考慮されている。外容器は厚さ 20 mm のアクリル容器で、横外径 380 mm、前後外径 260 mm であり、心筋部、肝臓、バックグラウンド (background: B.G) の容積はそれぞれ 120, 1200, 10300 mL である。欠損部のサイズは縦 30 mm、横 20 mm、厚さ 10 mm であり、欠損部内に水を入れて貫通性の完全欠損を作成し、心基部寄りの下壁に設置した (Fig. 1)。

核種は ²⁰¹TlCl を使用し、放射能濃度は心筋部に 61.8 kBq/mL、肝臓に 37.0 kBq/mL、B.G に 5.0 kBq/mL で調整し、心筋部：肝臓：B.G の濃度比は 12.5：7.5：1 に設定した。また、ファントムは、欠損を配置したものと配置しない 2 パターンの収集を行った。

1-3 収集条件

SPECT 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 s/view、回転角度 208 度 (right anterior oblique: RAO 59°~left posterior oblique: LPO 59°)、回転半径 28 cm で行った。エネルギーウインドウはメインウインドウを 70 keV±10% とし、サブウインドウはメインウインドウの upper と lower 側に 20% を設定した。

X 線 CT の撮像条件は管電圧 130 kVp、管電流時間積 20 mAs、回転時間 0.6 s、スライス厚 5.0 mm およびピッチ 1.0 mm とした。

1-4 画像再構成条件

OSCGM の画像再構成条件は、subset は 2, 3, 5 で、update (更新回数: subset×iteration) は 5~60 まで変化させ、後処理フィルタは Gaussian フィルタを使用した。Gaussian フィルタの full width at half maximum (FWHM) は、ピクセルサイズの 1.5, 2, 2.5 倍の 7.2, 9.6, 12 mm とした。AC は X 線 CT 法、SC に multi energy window (MEW) 法を使用し、SC に用いる Gaussian フィルタの FWHM はピクセルサイズの 4 倍の 19.2 mm に設定した。本研究では、補正なしの OSCGM (no correction: NC)、OSCGM+AC (AC)、OSCGM+AC+SC (ACSC) の 3 パターンの画像を構築した。

1-5 評価方法

1-5-1 定量的評価

Prominence processor ver. 3.1 および Heart risk view score ver. 1.0.0 を用いて前壁と心室腔のコントラスト、正常部の均一性、欠損部の %uptake を算出し、

Fig. 1 The structure of a myocardial phantom. The phantom is constructed to represent myocardium, liver and the lungs (contain beads of Styrofoam). The volume of myocardium and liver are approximately 120 ml and 1200 ml respectively. Picture a and b indicate z axis and X-Y views. The length of z axis view is 260 mm. Picture c indicates defect part of myocardium set on inferior walls, and the size of defect is 30×20×10 mm.

Fig. 2 Regional of interest (ROI) setting of anterior myocardial wall and left ventricular chamber to calculate %contrast.

subset および Gaussian フィルタの FWHM の違いごとに update の関係について評価した。コントラストは、Fig. 2 に示すように正常部の心室腔と心筋前壁に 3×3 ピクセルの regional of interest (ROI) を設定し、ピクセル当りの平均カウントを用いて式 (1) で算出し評価した。

$$\text{コントラスト} = \left(1 - \frac{\text{心室腔の平均カウント}}{\text{心筋前壁の平均カウント}} \right) \times 100 \quad (1)$$

正常部の均一性は、短軸像の心尖部から心基部の各スライスにおいて 9 度ずつサンプリングした circumferential profile curve を作成し、各スライスの得られた最大と最小カウントから式 (2) を用いて各スライスの均一性を算出した。また、均一性は心尖部から心基部までの平均値で評価した。

$$\text{均一性} = \frac{\text{最大カウント} - \text{最小カウント}}{\text{最大カウント} + \text{最小カウント}} \times 100 \quad (2)$$

欠損部の %uptake は、欠損を設置した心筋短軸像を用いて American heart association (AHA) の推奨する 17 セグメントに分割した polar map から算出し、下壁部 (segment 4, 10) の %uptake の平均値で評価した¹⁵⁾。

1-5-2 視覚的評価

視覚的評価は核医学を専門とする観察者 4 名 (10 年以上従事している核医学専門医 1 名、核医学専門技師 2 名と 10 年未満の核医学担当技師 1 名) によって行った。短軸像における正常心筋部の均一性を 5 段階 (5: とてもよい, 4: よい, 3: どちらともいえない, 2:

Fig. 3 Relationship between OSCGM update and %contrast among three corrections. Reconstruction parameter of OSCGM method set on three kinds of subset (2, 3, 5) and three kinds of the FWHM of Gaussian filter (7.2, 9.6, 12 mm). (a) NC, (b) AC, (c) ACSC.

悪い, 1: とても悪い), および欠損部を設置した心基部における欠損描出能を5段階(5: 確実に欠損がある, 4: 恐らく欠損がある, 3: どちらともいえない, 2: 恐らく欠損がない, 1: 確実に欠損がない)で update 30, 50, 60 について subset および Gaussian フィルタの FWHM の違いを評価し, それぞれの平均値をスコアとして算出した. 平均スコアが 4 以上で適正な条件と判断した. なお, 視覚評価の結果の公表については観察者 4 名の同意を得ている.

1-6 統計解析

統計解析は視覚的評価において算出した平均値と標準偏差から Kruskal-Wallis 検定を行い, post-hoc 検定には Steel-Dwass 検定を用い, 各群の有意差検定を実

施した. 両検定法ともに危険率 5% を有意差ありとした.

2. 結果

正常心筋の心室腔と心筋前壁部のコントラストの結果を Fig. 3 に示す. Subset については, NC は subset 2 で update 30 以上, subset 3, 5 で update 15 以上で値がほぼ安定した. 同様に, AC では subset によらず update 30 以上, ACSC では, subset 2 と 5 で update 30 以上, subset 3 で update 20 以上となった. また, NC と ACSC で update 30 以上, AC で update 20 以上で subset による違いはみられなかった. Gaussian フィルタについては, NC, AC, ACSC とともに update の増加に伴って高値を示し, FWHM が 7.2

Fig. 4 Relationship between OSCGM update and uniformity among three corrections. Reconstruction parameter of OSCGM method set on three kinds of subset(2, 3, 5) and three kinds of the FWHM of Gaussian filter(7.2, 9.6, 12 mm). (a) NC, (b) AC, (c) ACSC.

mm が最も高値であった。正常部均一性の結果を Fig. 4 に示す。Subset の評価では、NC はすべての subset で update の増加に伴って均一性は高値を示し、AC は update 10 以上、ACSC は update 20 以上でほぼ安定した。Gaussian フィルタについては、NC はすべての FWHM で update の増加に伴って高値を示し、AC は update 10 以上、ACSC は update 20 以上でほぼ安定した。また、FWHM が 12 mm で最も低値を示し、9.6, 7.2 mm の順に高くなった。欠損部の %uptake の結果を Fig. 5 に示す。すべての subset および Gaussian フィルタの FWHM について update の上昇に伴って低下したが、subset および FWHM 間で大

きな違いはみられなかった。

NC の視覚評価の結果を Fig. 6 に示す。Subset は正常部と欠損部の評価ともに有意差は認められなかった。Gaussian フィルタの FWHM は、正常部で 7.2 mm より 9.6 mm, 7.2 mm より 12 mm で有意によいスコアとなった。Update は、欠損部で 30 より 40, 30 より 60 で有意によいスコアですべて基準の 4 以上であった。また、正常部は 60 より 30 で有意によいスコアとなった。AC の視覚評価の結果を Fig. 7 に示す。AC も subset の違いによる有意差は認められなかった。Gaussian フィルタの FWHM は欠損部で 12 mm より 7.2 mm, 正常部で 7.2 mm より 12 mm が有

Fig. 5 Relationship between OSCGM update and %uptake among three corrections. Reconstruction parameter of OSCGM method set on three kinds of subset (2, 3, 5) and three kinds of the FWHM of Gaussian filter (7.2, 9.6, 12 mm). (a) NC, (b) AC, (c) ACSC.

意によいスコアとなった。Updateの違いは、欠損部で30のみ基準を満たさず、30より60の方が有意によいスコアとなった。正常部はupdate間に有意な差はみられず、すべてのupdateで基準を満たしていた。ACSCの結果をFig. 8に示す。Subsetの違いは正常部と欠損部ともに有意な差は認められなかったが、正常部でsubset 5のみ基準を満たさなかった。GaussianフィルタのFWHMは欠損部の評価では有意差はなくすべて基準のスコアを満たしたが、正常部は7.2mmより9.6mm、7.2mmより12mmで有意によいスコアとなった。Updateによる違いは、欠損部ですべて基準を満たし、更に30より60、40より60で有意によいスコアとなった。正常部は有意な差はなかったが、基準を満たしたupdateは30のみで

あった。

3. 考 察

$^{201}\text{TlCl}$ を用いた心筋血流SPECTは臨床現場で広く用いられているが、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ に比べて半減期が長いために投与量が制限され、そのために収集時間の延長につながっている。小浦らのアンケート調査では、被検者の核医学検査の印象について検査時間が長いこと、長時間にわたり体位を保持しなければならないことに苦痛を感じている¹⁶⁾。その結果、時に体動によるアーチファクトが生じ診断に影響を及ぼしている¹⁷⁾。近年では効率的な装置の構造、コリメータ設計および専用の再構成アルゴリズムなどを備えた装置が開発されており、これらは空間分解能と感度の向上をもたらして

Fig. 6 Visual evaluation of defect and normal myocardial parts about no correction (NC).
(a) Subset, (b) FWHM, (c) Update

いる^{18~20)}。IQ-SPECTも多焦点型のコリメータで収集し、OSCGMで画像再構成することで短時間での収集を可能としている^{5, 9)}。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ている¹²⁾。しかし、放射性医薬品の違いやGaussianフィルタのFWHMの最適化については検証されていない。そこで本研究では、²⁰¹TlClを用いたIQ-SPECTシステムの最適画像処理条件をNC, AC, ACSCで検証した。

正常部の均一性とコントラストの評価では、NCでupdate 30以上でsubset間の差がなくなったが、updateの上昇に伴って向上した。ACおよびACSCでupdateの上昇に伴ってコントラストは緩やかに向上し、均一性はupdate 14~20でほぼ安定した値となった。これらは、先行研究で示された収束update数と

ほぼ合致し、減弱補正や散乱線補正を考慮しても同様となった^{12, 21)}。また、欠損部の%uptakeはupdateが上昇するにつれて低値を示した。今回評価した欠損部は貫通性の完全欠損であり、理論上の%uptakeは0%となるが真値にならなかった。その要因として、polar map上のsegment内のカウントの平滑化と部分容積効果の影響がある。心筋SPECTにおいて、30 mm以下の容積の物質においては部分容積効果の影響があることが報告されている²²⁾。今回、20×10 mm径の欠損を用いたため部分容積効果が%uptakeの値に影響したと考えられる。視覚評価においては、低いupdateで補正法ごとにsubsetの影響が違ったことから、subsetの影響が少ないupdate 30以上で欠損部と正常部の均一性の評価を行った。NC, AC, ACSCで欠損部と正常部の視覚評価、定量評価ともにsubset間

Fig. 7 Visual evaluation of defect and normal myocardial parts about attenuation correction (AC).
(a) Subset, (b) FWHM, (c) Update

で有意な差はなかった。見田らは subset の増加に伴う定量値の低下を指摘しているが、update 30 以上では視覚的にも定量的にも違いはみられなかった¹²⁾。この原因は、われわれの今回の研究の中で subset 1 を検討していないことが考えられる。OSCGM は ordered subset expectation maximization (OSEM) 法と比較して、ガントリの偏角とコリメータ孔の角度補正や多焦点コリメータのシステムの点応答関数などの補正項を多く組み込んでいることから処理の遅延を抑制するために共役勾配法を活用して処理を行っているが、それでも大幅に処理時間が増加している²³⁾。一般的に、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方が処理時間の短縮につながる²⁴⁾。したがって、われわれは最適な画像処理条件を決定するにあたり臨床使用で処理時間が短いこと

が望まれる点も考慮したうえで最適パラメータを決定した。

NC では、subset は有意差がみられないことから再構成時間が短縮される 5 とし、update は 60 で基準を満たさないこと、30 と 40 を比較して欠損部の評価が 40 の方が有意に高いことを考慮して 40 を最適なパラメータとした。同様に AC は subset 5, update 40, ACSC は subset 3, update 30, となった。Gaussian フィルタの FWHM は NC と ACSC は 7.2 mm より 9.6 mm と 12 mm で有意に均一性がよいが、9.6 mm と 12 mm に有意差がなく、両者のうち %uptake がより低値に示すのは 9.6 mm のため 9.6 mm を最適なフィルタと設定した。AC においては、同様に検討すると 7.2 mm が最適であると考えた。

本研究では、²⁰¹TlCI の IQ-SPECT システムの最適

Fig. 8 Visual evaluation of defect and normal myocardial parts about both attenuation and scatter corrections (ACSC).
(a) Subset. (b) FWHM, (c) Update

画像処理条件について、ファントムを用いて物理評価と視覚評価、更に臨床現場で重要な要因となる再構成時間の短縮も加えて検討した。NC, AC, ACSCの最適画像処理条件は、画像コントラスト、均一性および%uptakeのバランスを考慮して決定する必要がある。今後、最適画像処理条件を臨床に適用し、再構成時間の短縮を含めた有用性を示していく必要がある。

4. 結 語

人体組織と同等の減弱を考慮した擬人心筋ファントムを用い、 $^{201}\text{TlCl}$ のIQ-SPECTにおける最適画像処理条件を導くことができ、補正なし OSCGM では subset 5, iteration 8, Gaussian フィルタの FWHM 9.6 mm, 減弱補正あり OSCGM では subset 5, iteration 8, Gaussian フィルタの FWHM 7.2 mm, 減弱・散乱補

正あり OSCGM では subset 3, iteration 10, Gaussian フィルタの FWHM 9.6 mm となった。

謝 辞

本研究を行うにあたり多大なる御協力と御助言を頂きました金沢大学附属病院核医学診療科の若林大志氏、花岡慎介氏、SIEMENS 社 Hans Vija PhD、清水威志氏に心から感謝申し上げます。

なお、本研究の一部は、第 70 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2014 年 4 月, 横浜), The 61th Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (2014 年 6 月, セントルイス, 米国) および第 34 回日本核医学技術学会総会学術大会 (2014 年 11 月, 大阪) で報告した。

参考文献

- 1) Sharir T, Germano G, Kang X, et al. Prediction of myocardial infarction versus cardiac death by gated myocardial perfusion SPECT: risk stratification by the amount of stress-induced ischemia and the poststress ejection fraction. *J Nucl Med* 2001; 42(6): 831-837.
- 2) Hachamovitch R, Hayes SW, Friedman JD, et al. Comparison of the short-term survival benefit associated with revascularization compared with medical therapy in patients with no prior coronary artery disease undergoing stress myocardial perfusion single photon emission computed tomography. *Circulation* 2003; 107(23): 2900-2907.
- 3) Shaw LJ, Iskandrian AE. Prognostic value of gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 2004; 11(2): 171-185.
- 4) Armstrong IS, Arumugam P, James JM, et al. Reduced-count myocardial perfusion SPECT with resolution recovery. *Nucl Med Commun* 2012; 33(2): 121-129.
- 5) Sun XX, Tian YQ, Wang DY, et al. Shortened acquisition time or reduced-activity dose for gated myocardial perfusion SPECT with new reconstruction algorithm. *Int J Cardiovasc Imaging* 2013; 29(6): 1287-1293.
- 6) 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.
- 7) Imbert L, Poussier S, Franken PR, et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *J Nucl Med* 2012; 53(12): 1897-1903.
- 8) 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.
- 9) 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.
- 10) Dey T, Backus BE, Romijn RL, et al. Low-dose single acquisition rest (99m)Tc/stress (201)Tl myocardial perfusion SPECT protocol: phantom studies and clinical validation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014; 41(3): 536-547.
- 11) Matsuo S, Nakajima K, Onoguchi M, et al. Nuclear myocardial perfusion imaging using thallium-201 with a novel multi-focal collimator SPECT/CT: IQ-SPECT versus conventional protocols in normal subjects. *Ann Nucl Med* 2015; 29(5): 452-459.
- 12) 見田秀次, 大西秀雄, 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.
- 13) Matsutomo N, Nagaki A, Sasaki M. Performance of myocardial perfusion imaging 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.
- 14) Takahashi T, Tanaka H, Kozono N, et al. Characteristics of images of angiographically proven normal coronary arteries acquired by adenosine-stress thallium-201 myocardial perfusion SPECT/CT-IQ[Symbol: see text]SPECT with CT attenuation correction changed stepwise. *Ann Nucl Med* 2015; 29(3): 256-267.
- 15) Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002; 105(4): 539-542.
- 16) 小浦光夫, 門野晃司, 山下恵司, 他. RI 検査における苦痛とその改善策について—多施設共同アンケートより. *核医学技術* 2003; 23(2): 164.
- 17) Friedman J, Berman DS, Van Train K, et al. Patient motion in thallium-201 myocardial SPECT imaging. An easily identified frequent source of artifactual defect. *Clin Nucl Med* 1988; 13(5): 321-324.
- 18) 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* 2013; 6(1): 42-53.
- 19) 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.
- 20) Onishi H, Matsutomo 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 phantoms. *Asia Oceania J Nucl Med Biol* 2013; 1(2): 28-34.
- 21) 小野口昌久. 心筋ファントムを用いた SPECT 像の部分容積効果の検討—HCM(ASH) モデルの試作ファントムによる検討—. *日放技学誌* 1997; 53(5): 585-589.
- 22) Tsui BMW, Zhao X, Frey EC, et al. Comparison between ML-EM and WLS-CG algorithms for SPECT image reconstruction. *IEEE Trans Nucl Sci* 1991; 38(6): 1766-1772.
- 23) 工藤博幸. SPECT/PET 画像再構成のための高速な反復法. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY* 2000; 18(1): 40-45.
- 24) 篠原広行, 桑山 潤, 小川 互, 他. ML-EM 法と OS-EM 法. *断層映像研究会雑誌* 2011; 37(3): 1-8.

問合先

〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

金沢大学医薬保健研究域保健学系量子医療技術学講座 小野口昌久