

《原 著》

SPECT におけるガンマカメラの不均一性に伴う
アーチファクトの除去法尾川 浩一* 野上 修二** 久保 敦司* 橋本 省三*
鈴木 謙三**

要旨 シングルフォトンエミッション CT における, ガンマカメラの不均一性に伴うアーチファクトについて, その除去のための新しい手法を開発した. この手法は SPECT 画像のスライス位置によってアーチファクトの現われるパターンが全て同一であることに着目している. 不均一補正はアーチファクト分布の逆数に相当する補正マトリックスを用い, これを再構成画像に乗ずることで実現される. 本論文では通常の SPECT のシステムにおいて行われている平板線源による不均一補正法と提案する補正法を比較し, その効果について論ずる. ファントムによる基礎実験の結果では, 変動係数で前者 6.5%, 後者 5.5% となり, アーチファクトがほとんど消失し画質の改善がみられた. また臨床データへの適用に関して優れた補正効果が示された.

I. はじめに

SPECT 画像の定量性を阻害する原因の一つにガンマカメラの不均一性があげられる. この不均一性の度合について勧告されている性能評価基準¹⁾としては, 相対標準偏差値で 3% 以内が望ましいとされている. ところが実際には相対標準偏差値で約 1% の場合にアーチファクトが出現し²⁾, これは回転中心にホットあるいはコールドのスポットになるか, 回転中心に対してリング状のホットあるいはコールドのパターンとなる^{3,4)}. このアーチファクトの振幅は不均一度に比例し, またこれは不均一な部分と回転中心との距離 (r) に関して $1/\sqrt{r}$ で減衰することも報告されている⁵⁾. このアーチファクトの除去方法として, 投影データにフィルタ処理を行う方法⁶⁾があるが, 再構成画像の分解能までも同時に低下させてしまうという

問題がある. また ^{99m}Tc の平板線源を用いた補正法^{2,4,8)}では, 基準となる平板線源の深さ方向の長さの誤差や測定データに混入する統計変動成分を除去することが困難である. これに対する方策として, 仮想的な均一の線源分布を ^{57}Co 面線源の測定データから計算によって求め, これを用いて補正する手法⁷⁾も提案されている. しかし, この場合には基準となる面線源データの測定に高い精度と多大な時間が必要となる.

本論文で提案する不均一性に伴うアーチファクトの除去法は, SPECT 画像を再構成する際のスライス位置に応じて, アーチファクトの原因となる, ガンマカメラの感度特性関数が異なっていることを利用している. したがって, 再構成画像にスライス位置に特有のアーチファクト補正マトリックスに乗ずることで補正が可能となる.

II. 方 法

ガンマカメラの不均一性に起因するアーチファクト分布関数を求めるため, 直径 30 cm の円柱ファントムに $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 溶液を満たし, SPECT 画像の再構成を行った. データの収集および処理に使用した機種は東芝製 GCA90A-E2 核医学デー

* 慶応義塾大学医学部放射線科学教室

** 東京都立駒込病院放射線科

受付: 60 年 7 月 31 日

最終稿受付: 60 年 9 月 30 日

別刷請求先: 東京都新宿区信濃町 35 (☎ 160)

慶応義塾大学医学部放射線科学教室

尾川 浩一

タ処理システムである。投影データに相当するプラナー画像 (128×128 画素) は、5 度ごとに 360 度まで 72 方向から収集した (総カウントで 1.8×10^6 counts/slice)。この円柱ファントムはスライス厚 1 pixel (4 mm) の画像として再構成される。コンボリューションフィルターとしては Shepp & Logan のフィルター⁹⁾を、吸収補正はコレクションマトリックス法^{10,11)}を用いた。Fig. 1 はこのようにして像再生された一つのスライス位置における画像およびその鳥瞰図を示したものである。

次にこの一連の再構成画像 $u_k(i, j)$ [$1 \leq i, j \leq 128$, k はスライス位置を意味する] を用いてアーチファクト補正マトリックスを求める手順を示す。第 k 番目のスライス位置に対する補正マトリックス $C_k(i, j)$ は、再構成画像 $u_k(i, j)$ におけるファントムの半径 R の約 80% の領域内での平均値 M_k を求め、次式に従って計算する。

$$C_k(i, j) = M_k / u_k(i, j) \quad : r \leq 0.8 R \\ = 1 \quad : r > 0.8 R$$

ただし、 $r^2 = (i - i_0)^2 + (j - j_0)^2$, (i_0, j_0) は回転中心である。ここで平均値を求めるための領域を 80% 程度にしたのは経験的なものであり、この領域内ではほとんど均一に RI の分布が再構成されるからである。

この補正マトリックスは各断層面ごとに計算さ

れ画像としてコンピュータ内に記憶しておく。アーチファクトの補正は画像再生の対象となっている断層面に対応した補正マトリックスを、再構成した画像に乗ずることで達成される。

III. 結 果

1. ファントムによる基礎実験

手法の有効性を調べるために直径 22 cm の円筒内に直径 10 (3 個), 15, 20, 30 mm のコールドスポット (アクリル製) をもつ解像力調査用のファントムに $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 溶液 (20 mCi) を満たして基礎実験を行った。データは 5 度ごと、360 度まで 72 方向、一方向当たり 30 秒間収集し、9 点スムージングを施し、 128×128 マトリックスで画像再生を行った。吸収補正にはコレクションマトリックス法を採用した。投影データは全体の収集カウントで約 1.8×10^6 counts/slice である。Fig. 2 に示した画像は、補正を行わなかったもの (A), (B), 平板線源による補正 (C), (D), 提案した手法による補正 (E) を比較したものである。均一性の補正を行わなかった画像は、収集された投影データにも補正を行わなかったもの (A), 投影データにさらに 9 点スムージングを施したもの (B) である。これより不均一性の補正を全く行わない場合に生ずる典型的なアーチファクトが観察される。また投影データにスムージングの処理を施した場合には、その層特有のアーチファクトの振幅の大きさは低下するが、同時に分解能の低下が生じている。次に平板線源による補正方法であるが、(C) は平均 10 kcounts/pixel の均一性補正データに基づいて補正を行った場合、(D) は (C) の均一性補正データに対して 9 点スムージングを施行し補正したものである。なお、ここで用いている平板線源による補正法は、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 溶液 (8 mCi) が入ったアクリル製の平板容器 (内法: $380 \times 540 \times 10$ mm) をガンマカメラのコリメータ面と密着させて、基準データの収集を行い、次にこのデータの平均値を求め、この値を画素ごとのカウント値で除したものを補正係数とする手法である。これらの画像より平板線源を用いた場合には、基準と

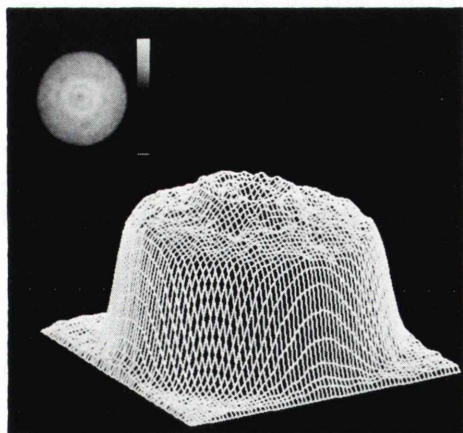


Fig. 1 Reconstructed image with artifacts and its 3 dimensional display image.

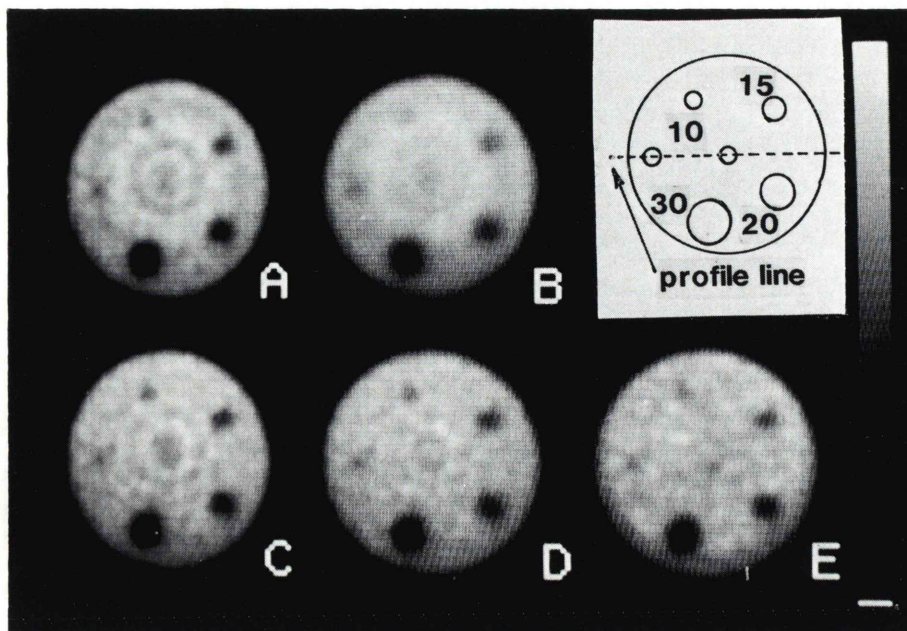


Fig. 2 Comparison of several uniformity correction method; (A): no correction, (B): 9 points smoothing of projection data, (C), (D): uniformity correction with a commercially available peillable flood phantom [(C): using a uniform image with 10 kcounts/pixel, (D): 9 points smoothing of (C)], (E): uniformity correction by proposed method.

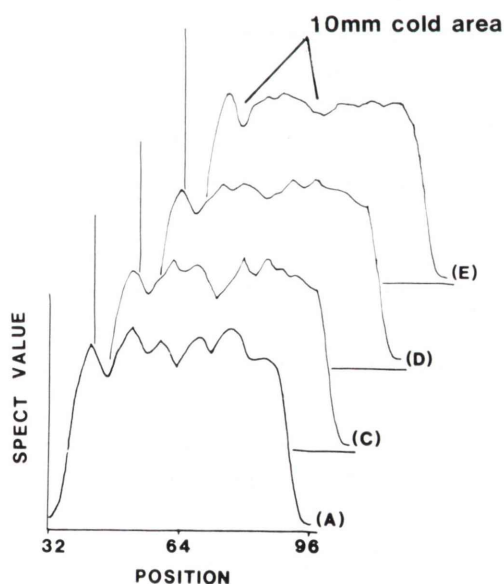


Fig. 3 Profiles of corrected images [(A), (C), (D) and (E)].

なる平板線源のデータに含まれる統計変動成分が完全には除去できないためにほとんどアーチファクトが改善されていず、場所によってはかえってアーチファクトが生じていることがわかる。また統計変動成分を平均化する意味での、基準となるデータに対するスムージングはアーチファクトの振幅を小さくするものの、そのパターンを完全には除去することができないことがわかる。これらの手法に対して本論文において提案している補正手法を施した場合を (E) に示す。本手法の場合には SPECT 画像の分解能を減ずることなくアーチファクト成分のみを消失させることがわかる。Fig. 3 は (A), (C), (D), (E) の画像における中央部の 1 ラインについてのプロファイルである。

均一性の改善を定量するため、直径 22 cm のコールドスポットのない円柱ファントムを用いた実験の結果を上記の (A), (C), (D), (E) の補正方法と対応させると、それぞれ変動係数で 7.0, 6.5,

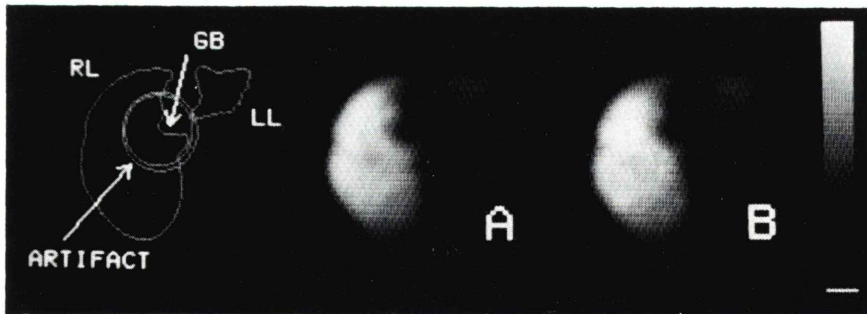


Fig. 4 Application to a clinical study. (A): uniformity correction with a refillable flood phantom, (B): uniformity correction by proposed method.

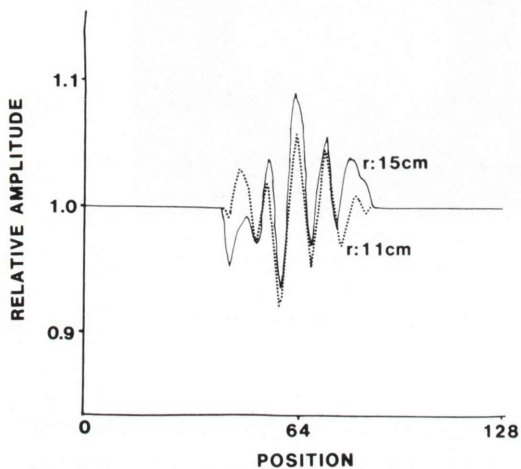


Fig. 5 Artifact functions of cylindrical phantoms.

6.4, 5.5%となった。この場合の評価対象領域はファントムの直径の約80%の円内の領域である。この結果から本手法は従来の手法と比較して、変動係数値で1%程度の改善が可能であることが明らかとなった。

2. 臨床データに対する適用

本手法を臨床データにも適用しその効果について検討した。対象は肝臓の SPECT 画像であり、補正マトリックスは前述した 30 cm の直径を持つ円柱ファントムより計算されたものである。Fig. 4 は平板線源を用いた補正法 (A) [10 kcounts/pixel の平板線源画像に 9 点スムージング処理したものを使用] と本補正法 (B) を施した結果である。Fig. 4 から、(A) の手法で取り除くことがで

きなかった輪状のアーチファクトが (B) ではほぼ完全に除去されていることがわかる。これより本補正法は臨床 SPECT 像に対しても十分有用であることが明らかとなった。

IV. 考 察

1. 基準円柱ファントムと補正マトリックス

補正マトリックスを決定する際に、その基準となる円柱ファントムの半径はこのマトリックスの補正係数に影響を与える。この理由はガンマカメラの感度特性関数が γ 線の入射した位置においてのみ定義されるからである。すなわち、 γ 線がコリメータを通過し光電子増倍管によって検出されて、始めて検出器側における不均一度が測定されるということである。円柱ファントムの直径は、この意味でガンマカメラの感度特性をアクティブにする開口関数 (あるいは窓) に相当していると考えられる。したがって厳密には画像再生を行う被検体内の RI の存在している領域に対して、その中心がガンマカメラの回転中心であり、かつ RI の存在領域を円形とみなすことができ、さらにこの円と基準円柱ファントムの径が等しい場合においてのみ、不均一性に伴うアーチファクトのパターンが等しくなるが、径が異なるパターンが異なり、結果として十分な補正結果が得られないことになる。Fig. 5 はこの影響を調べたものであり、基準となる円柱ファントムの半径が 11 cm と 15 cm の場合のアーチファクト補正マトリックスの中央の 1 ラインに対応するプロファイル

である。このように径が異なるとアーチファクトの振幅値が変化するが、相対的な形状は変化しないのでこのような場合でもアーチファクトの振幅をかなり押えることが可能である。本補正法の適用限界を調査するために行った実験では、基準ファントムと補正対象となるファントムの径に約20%以下の差異しかない場合にはリング状のアーチファクトはほとんど消え、径の違いがそれ以上あってもアーチファクトはかなり減少するという結果が得られた。

なおこれらのアーチファクトの振幅は、SPECTの投影データとなるプラナー画像の収集における画素数 128×128 よりも 64×64 のほうが小さくなるが、本論文では高分解能の画像に生ずるアーチファクトの低減を目的としていることを注記しておく。

2. 補正マトリックスに混入する散乱線の影響

基準円柱ファントムの厚さ、およびガンマカメラの回転半径は収集される投影データに混入する散乱線の量を決定する因子である。すなわちファントムの厚さの増加、あるいは回転半径の増加に伴いガンマカメラのコリメータによる開口関数が増加し、再構成画像は全体的に高周波成分の減少が見られる。このような基準円柱ファントムのSPECT画像に生ずるアーチファクト関数の変化は補正マトリックスにも影響を与える。しかし補正マトリックスの散乱線による変化は、基本的にはガンマカメラの感度特性関数にローパスフィルターの処理を施したものとほとんど等価となることが予想できる。この点についても補正画像を比較したが、散乱線に関するこれらの因子は補正画像にほとんど影響を与えないことがわかった。

3. 補正マトリックスに混入する統計変動成分の影響

平板線源法の補正データに混入する統計雑音によるアーチファクトと、本論文で提案する補正マトリックスに混入した統計変動成分によるアーチファクトとは全く異なった性質を持つものである。前者のアーチファクトは同心円状で、コリメータ等の検出器側の不均一性によって生ずるアーチフ

ァクトと全く同じ性質を持っている。後者の場合はペPPERノイズ的な性質で再構成画像上にランダムに生じ、かつ、系統的な形を持っていないという性質がある。以下に、この両手法における統計変動成分の影響の違いについて述べる。

RI 水溶液の入った平板線源や固体状の **RI** を塗布した面線源による不均一補正は、投影データに補正を加えるものである。したがって不均一補正のための基準データに混入する統計雑音は再構成画像に同心円状のアーチファクトを生じさせる原因となる。この場合、再構成画像には次の3つの誤差成分が含まれていると考えられる。

- (1) 対象となる被検体より発せられるフォトン数によって決定される統計変動成分
- (2) コリメータ、ガンマカメラ等の検出器側における不均一成分
- (3) 不均一補正のための基準データに混入する統計変動成分

この3つの中で(1)の成分は再構成画像に必然的に混入するものであり、ここでは補正の対象とはしていない。問題となるのは(3)の成分で、どの程度のカウント数を積むことでこれによるアーチファクトを回避できるかということである。現在までに1%程度の誤差でも目に見えるアーチファクトが生ずると報告されており、この程度の誤差に押えるためには1画素当たり、10,000カウント以上の基準データが必要となる。また空間的なスムージング等による統計変動成分の除去は、(2)の成分を十分に補正することにならない。

これに対し、本論文において提案している方法では、(3)で示した補正データを用いていない。したがって、再構成画像上に生ずるアーチファクトの成分は(2)のみとなる。本補正手法の特徴のひとつはここにある。すなわち、補正マトリックスに混入した統計変動成分による誤差は、再構成画像上の同心円状のアーチファクトを増長させることはないということである。また補正マトリックス自体は再構成画像上での(2)の成分に対する補正なので、補正マトリックスをつくる段階で投影データのカウントを高く積んだ基準ファントム

データを用いることにより、この誤差は小さくすることが可能である。この理由は、投影データに混入する統計変動成分による SPECT 画像の画質劣化は、再構成面上の 1 画素におけるカウント密度の平方根の逆数に比例することを考えれば明らかである。

4. 補正マトリックスの特性

データの収集に伴うガンマカメラの回転中に、感度の不均一性を起こすような要因が存在しない場合には、この補正マトリックスは点対称形になることが予想される。したがってこのマトリックスの形状はコリメータを含めたガンマカメラシステムの、回転時における動的な変動を表現していると考えることができる。ここで変動とはデータの回転収集時に生ずる光電子増倍管の感度の変動等である。すなわち、光電子増倍管が外部磁場の影響で感度特性に乱れが生じた場合に補正マトリックスの形が点対称形をとらなくなってしまう。このようなデータ収集時における種々の感度不均一性も本手法を適用する場合には、全回転角度における不均一性を招く因子が補正対象として組み込まれているので、再生画像面上において一括して補正することが可能である。

V. まとめ

円柱ファントムより再構成されたアーチファクト関数の逆数をとった補正マトリックスを使用して、ガンマカメラの感度不均一性に伴う SPECT 画像のアーチファクトを除去する手法を開発した。本手法の適用により、画質の低下を招くことなく、アーチファクトのみを効果的に除去することが可能となった。

謝辞 日頃、ご指導賜わる本学理工学部・中島真人助教授ならびに筑波大学電子情報工学系・油田信一助教授に厚く感謝いたします。

なお、本研究は一部財団法人研究の援助を受けた。記して謝意を表する。

文 献

- 1) 財団法人アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング規格化専門委員会: Single Photon Emission Computed Tomography 装置の性能試験条件. *Radioisotopes* **33**: 162-169, 1984
- 2) Rogers WL, Clinthorne NH, Harkness BA, et al: Field-Flood Requirements for Emission Computed Tomography with an Anger Camera. *J Nucl Med* **23**: 162-168, 1982
- 3) Axelsson B, Israelsson A, and Larssons S: Non-uniformity induced artifacts in single-photon emission computed tomography. *Acta Radiologica Oncology* **22**: 215-224, 1983
- 4) Jaszczak RJ, Coleman RE: Selected processing techniques for scintillation camera based SPECT systems. In *Single Photon Emission Computed Tomography and Other Selected Computer Topics*, Sorenson JA, ed. New York, Society of Nuclear Medicine, pp. 45-59, 1980
- 5) Shepp LA, Stein JA: Simulated reconstruction artifacts in computerized X-ray tomography. In *Reconstruction Tomography in diagnostic Radiology and Nuclear Medicine*, Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Brownell GI, et al, eds. Baltimore, University Park Press, pp. 33-48, 1977
- 6) Todd-Pokropek AE, Jarritt PH: The noise characteristics of SPECT systems. In *Computed Emission Tomography*, Ell PJ, Holman BL, eds. New York, Oxford University Press, pp. 361-389, 1982
- 7) Oppenheim BE, Appledorn CR: Uniformity Correction for SPECT using a Mapped Cobalt-57 Sheet Source. *J Nucl Med* **26**: 409-415, 1985
- 8) English RJ, Polak JF, Holman BL: An iterative method for verifying systematic nonuniformities in refillable flood sources. *J Nucl Med Technol* **12**: 7-9, 1984
- 9) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci NS-21*: 21-43, 1974
- 10) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci NS-25*: 638-642, 1978
- 11) Chang LT: Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci NS-25*: 638-642, 1978

Summary

Uniformity Correction of SPECT Image Using Artifact Distribution Function Obtained from a Cylindrical Phantom

Koichi OGAWA*, Shuji NOGAMI**, Atsushi KUBO*,
Shozo HASHIMOTO* and Kenji SUZUKI**

**Department of Radiology, School of Medicine, Keio University*

***Department of Radiology, Metropolitan Komagome Hospital*

In this paper we proposed a new correction method for the artifact caused by non-uniformity of a gamma camera. The proposed method utilizes the property of artifact functions of refillable cylindrical phantom. The artifact pattern is reconstructed uniquely for the slice position and it is less depend on the distribution of the radionuclide within the object that aimed to reconstruct. Therefore it is easy to compensate the distortion of the cross sectional image with an unique artifact function corresponding to the slice position. In this method, the correction is carried out by following procedures; (1) reconstruction of a property function of gamma camera using a cylindrical phantom, (2) calculation of correction matrix of each slice position with the artifact function, that was recon-

structed in the first step, (3) compensate a reconstructed image by multiplying the correction matrix corresponding to the slice position. Our fundamental experiments with a resolution phantom and a cylindrical phantom showed the validity of the correction method. As regard the relative standard deviation of corrected images, our method is superior to conventional methods that based on a uniform data obtained with a refillable flood phantom. And the results of an application to clinical study also confirmed the validity of practical use.

Key words: Single photon emission CT, Artifact function, Uniformity correction, Cylindrical phantom.