

コリメータ開口によるSPECT画質劣化の反復補正法

勝, 治人 / OGAWA, Koichi / Katsu, Haruto / 尾川, 浩一

(出版者 / Publisher)

電子情報通信学会

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-情報処理 / 電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-情報処理

(号 / Number)

2

(開始ページ / Start Page)

199

(終了ページ / End Page)

205

(発行年 / Year)

1993-02-25

論文

コリメータ開口による SPECT 画質劣化の反復補正法

准 員 勝 治人[†] 正 員 尾川 浩一[†]

An Iterative Correction Method of Image Blurring by Collimator Aperture in Single Photon Emission CT

Haruto KATSU[†], Associate Member and Koichi OGAWA[†], Member

あらまし Single Photon Emission CT におけるコリメータ開口による画質劣化の補正法を提案する。コリメータ開口による画質劣化は、ガンマ線の検出に使用されるコリメータ孔が円筒形状であるため、検出角度の範囲がコーンビーム形状となることに起因する。提案する補正法は、検出器上のあるサンプル点における測定投影データを開口の影響を受けていない理想的な投影データ成分と、コリメータ孔に垂直以外の方向から入射する投影データ成分とに分解し、後者の成分を逐次的に除去していく方法である。この補正が十分であることを判定するために、補正された投影データに対して開口を考慮した投影計算を行い、この投影データと測定投影データとの比較を行う。両投影データが一致したときは補正処理を終了し、そうでないときは上記の補正処理を繰り返すことにより、正確な補正投影データを得る。本手法を適用したシミュレーションを行ったところ、定量的な再構成画像が得られることが確認された。更に統計雑音の影響に対しても、その影響を受けにくい手法であることが示され、実用性が明らかとなった。

キーワード シングルフォトンエミッション CT, コリメータ開口, 反復補正法, Shift-variant 特性, 画像処理

1. ま え が き

Single Photon Emission CT (SPECT) は、生体機能を映像化することを目的とした断層映像化法として臨床的有用性が増大している。これは、放射性同位元素で標識した医薬品を人体に投与し、この同位元素から放出されるガンマ線を体外におかれた検出器で計測することにより、医薬品の分布状態を3次元的に映像化するものである。しかし、体内におけるガンマ線の吸収や散乱、コリメータ開口の影響などのさまざまな要因で正確なガンマ線の計測ができないため、定量的な再構成画像を得ることは困難となっている。本論文では、これらの SPECT 画像の劣化要因のうち、ガンマ線検出に使用されるコリメータの開口問題を取り扱う。

コリメータ開口問題とは、SPECT で用いられるコリメータの孔が円筒形状であるため、コリメータ表面に対して垂直に入射するガンマ線以外に、コーンビーム

形状をなす範囲からのガンマ線も計数されることに起因する。このような測定データに対して X 線 CT で一般に用いられているフィルタ補正逆投影法で画像再構成を行うと、再構成画像に空間分解能の低下が生じる。これは X 線 CT における再構成手法では、物体を透過した narrow beam の X 線が検出器に垂直に入射することを想定しているためである。従って、SPECT において画質を改善するためには、コリメータ孔に対し垂直以外の方向から入射するガンマ線を除去する必要がある。

このようなコリメータ開口による空間分解能の低下に対して、いくつかの方法が提案されてきた。これらの方法は大きく二つに分類される。第1の方法は、ぼけが画像上の位置によって変化しないこと (shift-invariant 性) を仮定し、デコンボリューションフィルタによって画質を回復させるものである。これらのフィルタには、Metz-Wiener フィルタ^{(2)-(4),(7)}、Gaussian フィルタ⁽⁵⁾、Butterworth-Wiener フィルタ⁽⁶⁾ 等がある。しかし、実際のコリメータ開口による画像のぼけはコリメータ孔の幾何学的形状、およびガンマ線源と検出器との距離によって変化する⁽¹⁾ (shift-variant 性) ので、

[†] 法政大学工学部電気工学科, 小金井市
College of Engineering, Hosei University, Koganei-shi, 184 Japan

この特性を考慮していないこれらの手法は局所的には良好な補正が行われるが、画像全体に対しては必ずしも最適な補正とはなっていない。第2の方法は、ぼけが位置に依存することを考慮した補正法である。これには解析的なアプローチ^{(8)~(11)}と逐次近似的なアプローチ⁽¹²⁾がある。前者の解析的手法は、空間周波数領域で測定投影データのデコンボリューションを行うことにより、開口の影響のない理想的な投影データを求める手法である。後者の逐次近似的手法は、測定された入射ガンマ線の計数値からコリメータ孔に対して垂直以外の方向から入射したガンマ線を逐次的に除去していく方法である。これらの手法は shift-variant 性をもつぼけを除去することができ、有効な補正画像を得ることができる。

しかし、これらの shift-variant 性を考慮した補正法を SPECT の実測データに適用するときは雑音の影響も考慮する必要がある。この点に関しては、前者のデコンボリューション法は雑音に非常に敏感であり、補正画像にアーチファクトが生じることがあるが、後者の逐次近似的手法は雑音の影響を比較的受けにくい。このように、逐次近似的アプローチは実用化への期待がもてるが、Xia らによる逐次近似的手法⁽¹²⁾は補正画像の定量性に問題があると考えられる。すなわち、彼らの手法には十分な補正が行われたかを判定する機能がなく、適当な繰返し回数で逐次除去を終了するだけなので、定量的な補正画像となっている保証はない。我々の提案する手法は、この逐次近似法に定量的再構成を可能とするアルゴリズムを導入することにより、理想的な投影データを推定するものである。次章以降では、補正アルゴリズムについて示し、コリメータ開口角をパラメータとしたシミュレーションの結果から本手法の有効性を示す。

2. 補正法の提案

2.1 投影データのモデル化

図1にコリメータ開口の影響を受けた投影データと開口の影響のない理想的な投影データとの関係を示す。直線 l は回転角度が θ のときの検出器の位置を、破線 l' は回転角度が $\theta + \phi_0$ のときの検出器の位置を示している。角度 θ 、位置 s における投影データ $P_m(s, \theta)$ はこの点に一つのコリメータの孔が位置するときの全収集カウントであるが、コリメータの影響により図の陰影の部分から点 (s, θ) に入射したすべての光子が計数されることになる。ここで、開口角内のある角度 ϕ_0 の方

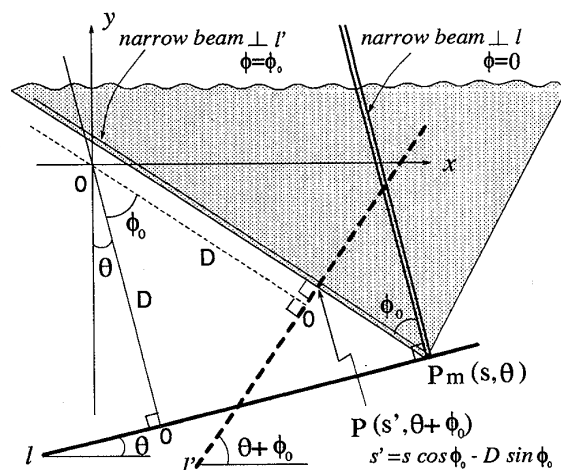


図1 開口の影響を受けた投影データと理想的な投影データとの関係

Fig. 1 The relationship between projection data with aperture and ideal projection data.

向から点 (s, θ) に入射するガンマ線の行路に着目すると、これは点線 l' 上のある点 $(s', \theta + \phi_0)$ に垂直に入射するガンマ線の行路と同じであることがわかる。このように開口角をもつ系の測定投影データは、異なる角度と位置における複数の理想的(開口角が無限小)な投影データを用いて表すことができる。この考え方を定式化するために、今、点 (s, θ) における測定投影データを $P_m(s, \theta)$ 、コリメータ開口の影響のない理想的な投影データを $P(s, \theta)$ 、コリメータ孔の最大開口角を ϕ_0 とすると次式のように測定投影データを表すことができる。

$$P_m(s, \theta) = \int_{-\phi_0}^{\phi_0} P(s', \theta + \phi) W(\phi) d\phi \quad (1)$$

$$s' = s \cos \phi - D \sin \phi$$

ここで D は再構成領域の座標系の中心と検出器との距離である。 $W(\phi)$ はガンマ線の入射角度 ϕ に依存した重みであり、これは実測からガウス関数として近似ができ、 b を定数とすると、

$$W(\phi) = \exp(-b\phi^2) \quad (2)$$

と表すことができる。

式(1)における $P_m(s, \theta)$ は、検出器に対して垂直に入射するガンマ線の成分 $P(s, \theta)$ とそれ以外の成分とに分解することができ、

$$P_m(s, \theta) = P(s, \theta) + \int_{-\phi_0}^{\phi_0} P(s', \theta + \phi) W(\phi) d\phi \quad (3)$$

と変形することができる。

2.2 補正アルゴリズム

式(3)からこの点における理想的な投影データ $P(s, \theta)$

を求めると,

$$P(s, \theta) = P_m(s, \theta) - \int_{-\phi_0}^{\phi_0} P(s', \theta + \phi) W(\phi) d\phi \quad (4)$$

となる。ところが、式(4)の右辺において既知となる情報は測定投影データ $P_m(s, \theta)$ だけであり、第2項の投影データ $P(s', \theta + \phi)$ は未知であるので、式(4)の計算は実行できない。そこで以下のように逐次近似的にこの式を解く。測定投影データ $P_m(s, \theta)$ は理想的な投影データ $P(s, \theta)$ をスケーリングしたものと考えられるので、このファクタとして α を定数とすると、

$$P(s, \theta) = \alpha \cdot P_m(s, \theta) \quad (5)$$

と表現できる。ここで、式(5)を式(4)に代入すると、

$$P(s, \theta) = P_m(s, \theta) - \alpha \int_{-\phi_0}^{\phi_0} P_m(s', \theta + \phi) W(\phi) d\phi \quad (6)$$

となる。補正投影データの初期値を

$$P_n^{[0]}(s, \theta) = P_m(s, \theta) \quad (7)$$

とし、 α に十分小さな正の値を設定し、 k を反復回数として逐次的に $P(s, \theta)$ を求めると次式が導かれる。

$$P_n^{[k+1]}(s, \theta) = P_n^{[k]}(s, \theta) - \alpha \int_{-\phi_0}^{\phi_0} P_n^{[k]}(s', \theta + \phi) W(\phi) d\phi \quad (8)$$

式(8)により、補正投影データを逐次的に求めることができる。しかし、このままでは補正過程において投影データの縮小だけが繰り返され、定量的な再構成画像を得ることはできない。そこでこの問題を解決するための終了判定法について次に示す。

2.3 補正処理の流れ

補正処理の流れを図2に示す。この手順は補正投影データを逐次的に求め、補正投影データから開口角を考慮した投影データを算出し、この投影データと測定投影データとがほぼ一致したときに処理を終了して補正投影データから画像再構成を行う、というものである。式(8)はこの図中の Aperture correction 部に相当する。ここから下部は定量的な画像を得るための処理である。まず Projection with aperture 部で式(1)を利用して、補正された投影データから開口角を考慮した投影データ $P_a^{[k]}(s, \theta)$ を算出する。この投影データ $P_a^{[k]}(s, \theta)$ が測定投影データ $P_m(s, \theta)$ と一致すれば十分な補正が行われたとみなすことができる。そこで Projection error 部において両者の差をすべてのサンプル点について積分し、これを投影誤差 $Q^{[k]}$ とする。投影誤差がしきい値 ϵ より小さくなったときは補正処理を終了し、

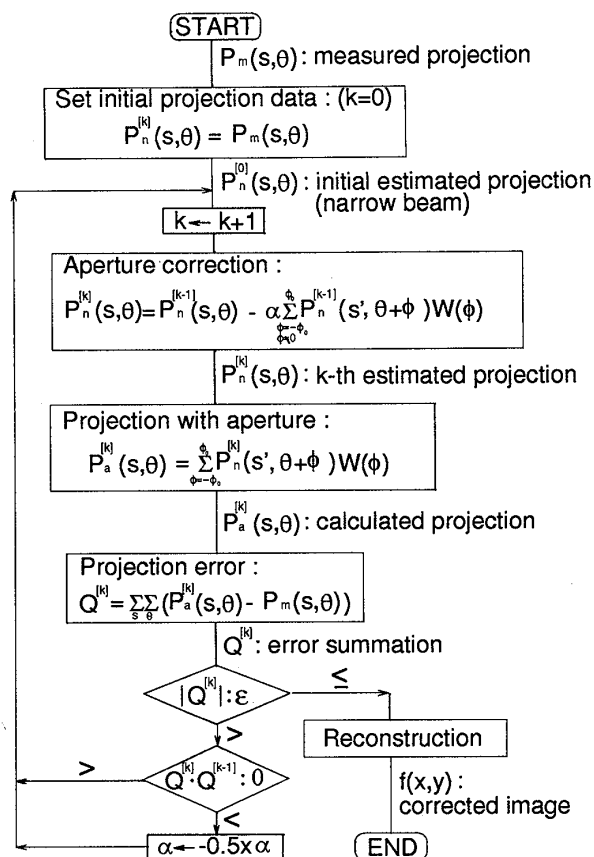


図2 補正処理の流れ

Fig. 2 Flowchart of correction process.

画像再構成を行う。また、更に補正の必要なときは、Aperture correction 部による補正を繰り返す。但し、コリメータ孔に対し垂直以外の方向から入射するガンマ線の除去がいき過ぎてしまった場合は、それを判定し修正する必要がある。この判定には、投影誤差 $Q^{[k]}$ と $Q^{[k-1]}$ の積の符号を利用する。この符号が負になったときは過補正であるので、パラメータ α に -0.5 を乗じる。これにより投影誤差の正負を切り換え、収束させることができる。

3. シミュレーションおよび結果

本手法の有効性を検証するために、シミュレーションを行った。シミュレーションに用いた数値ファントムを図3に示した。コリメータのタイプは平行多孔型の高分解能型 ($\phi_0 = 1^\circ$)、高感度型 ($\phi_0 = 3^\circ$) を設定した。コリメータ表面と中心軸との距離 D は 15 cm とし、再構成領域は $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 、パラメータ α の初期値は 0.05 とした。また、投影データは 1 度ごとに 360 方向、 1 方向につき 128 のサンプル点で収集した。画像再構成手法にはフィルタ補正逆投影法を用い、Shepp &

Logan フィルタを適用した。コリメータ開口によるぼけ関数は、ガンマ線源とそこから放出されるガンマ線が入射するコリメータ孔の中心軸との距離を x とし、

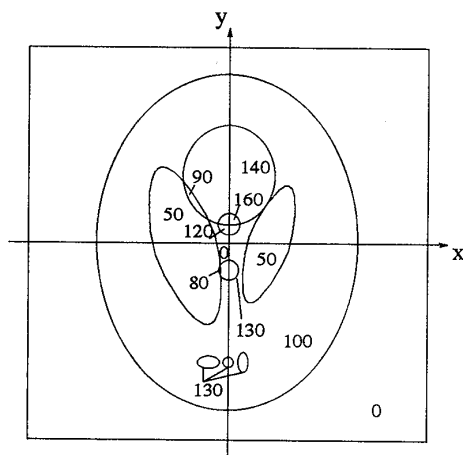
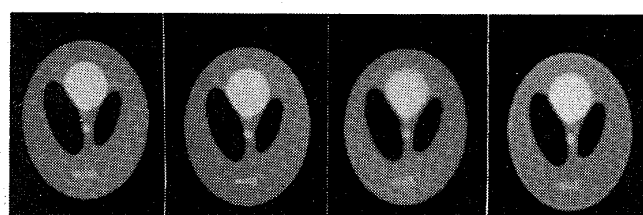
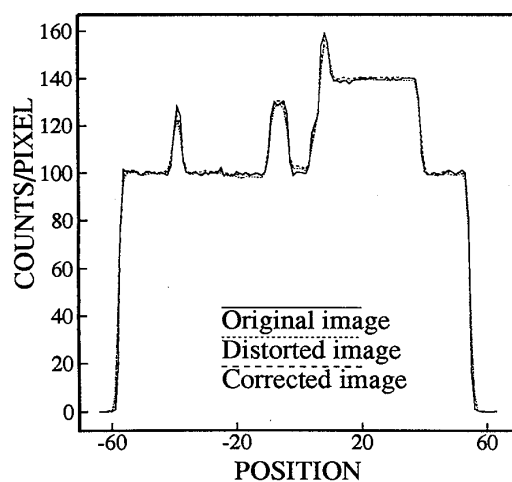


図3 数値ファントム
Fig. 3 Numerical phantom.

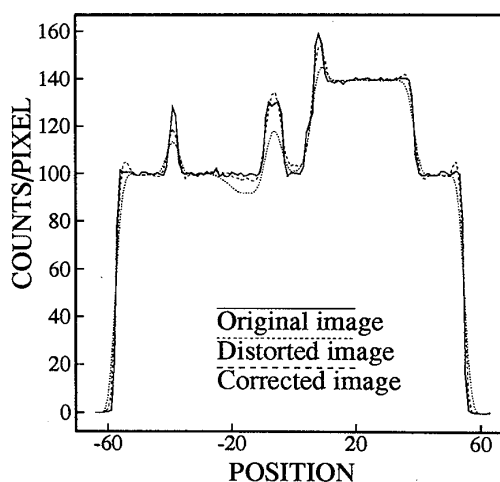


(a) (b) (c) (d)
 $\phi_0 = 1^\circ$: (a)Distorted image、(b)Corrected image
 $\phi_0 = 3^\circ$: (c)Distorted image、(d)Corrected image

図4 統計変動のない場合
Fig. 4 Results of simulation. (noise free model)



(a) $\phi_0 = 1^\circ$



(b) $\phi_0 = 3^\circ$

図5 画像プロファイル (y 軸上の再構成値)
Fig. 5 Image profile. (Reconstructed values on the y -axis)

ガンマ線源がコリメータ表面から距離 d にあるときの半幅 FWHM ($=d \cdot \tan \phi_0$) を用いて、

$$h(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \cdot \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (9)$$

$$\sigma = 0.425 \text{FWHM}$$

とした。また、簡単のためここではガンマ線の減衰、散乱は無視した。

このシミュレーション結果を図4に示した。これらの画像は画素数を 128×128 、ガンマ線強度分布を256の階調で表示している。(a)は $\phi_0 = 1^\circ$ のときの劣化した画像、(b)はその補正画像、(c)は $\phi_0 = 3^\circ$ のときの劣化した画像、(d)はその補正画像である。また、補正効果を明瞭に表示するため、 y 軸上に沿った再構成値をプロファイルとして図5に示した。(a)は $\phi_0 = 1^\circ$ 、(b)は $\phi_0 = 3^\circ$ のときのプロファイルであり、実線(original)は開口の影響を受けずに測定された投影データを用いて再構成した画像のプロファイルである。また、 $\phi_0 = 3^\circ$ のときの投影誤差の変化を図8(a)に示した。横軸は反復回数、縦軸は投影誤差である。

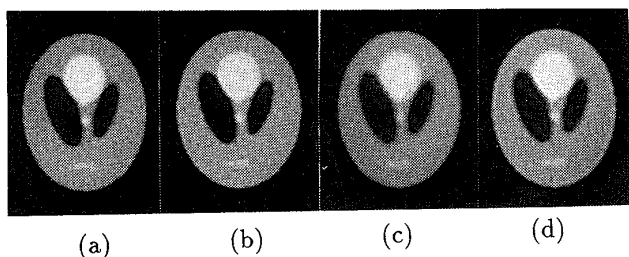
実測投影データは統計雑音による影響を受けている。統計雑音はポアソン分布とみなすことができ、その変動は収集カウン트의低い部分に顕著に現れる。開口角をパラメータとしたとき、高分解型コリメータでは収集カウン트는低くなり、高感度型コリメータでは収集カウン트는高くなるので、統計変動の影響はコリメータの型に応じて変化する。更に、統計変動の影響は収集時間によっても変化する。これらのことを考慮する

ために、統計変動の影響を受けた投影データ $P_n(s, \theta)$ を

$$P_n(s, \theta) = P_m(s, \theta) + \frac{N[0, 1]}{\int_{-\phi_0}^{\phi_0} W(\phi) d\phi} \sqrt{\frac{P_m(s, \theta)}{T}} \quad (10)$$

のように求めた。ここで T は収集時間のファクタであり、 $N[0, 1]$ は平均 0、標準偏差 1 の正規乱数である。

統計変動の影響を考慮したシミュレーションの結果は、収集時間のファクタ T をパラメータとして、 $T=1$ のときの結果を図 6 に、 $T=0.1$ のときの結果を図 7 に示した。ここで $T=1$ というのは、投影データ上で最大カウントが約 5,000 の場合に相当し、 $T=0.1$ は収集時間を 1/10 としたものである。図 6 と図 7 において、(a) は $\phi_0=1^\circ$ のときの劣化画像、(b) はその補正画像、(c) は $\phi_0=3^\circ$ のときの劣化画像、(d) はその補正画像である。また、 $\phi_0=3^\circ$ 、 $T=0.1$ のときの投影誤差の変化を図 8 (b) に示した。横軸は反復回数、縦軸は投影誤差である。



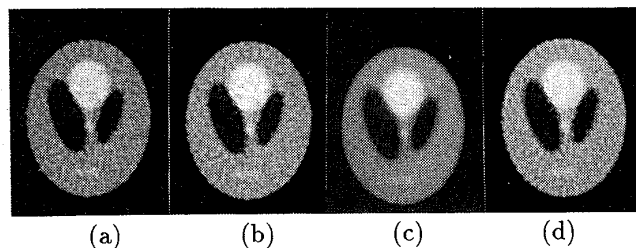
$\phi_0 = 1^\circ$: (a) Distorted image、(b) Corrected image
 $\phi_0 = 3^\circ$: (c) Distorted image、(d) Corrected image

図 6 統計変動のある場合
 Fig. 6 Results of simulation. (noise model $T=1$)

4. 考 察

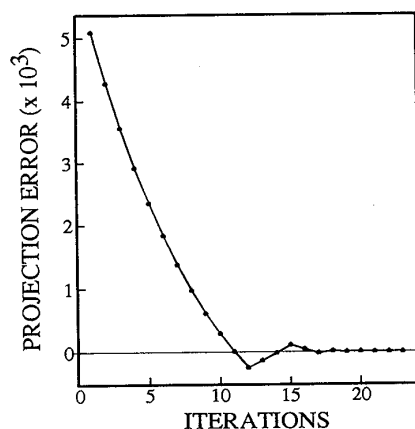
4.1 統計変動の影響がない場合

開口角が十分小さい高分解能型コリメータ ($\phi_0=1^\circ$) を想定したシミュレーションでは、測定投影データはコリメータの影響を受けにくく、その結果を示した図 4 を見ると劣化画像 (a) と補正画像 (b) とのコントラストの違いはほとんど見られない。これに対し、高感度型コリメータ ($\phi_0=3^\circ$) のときは、コリメータ開口の影響が劣化画像図 4 (c) に表れている。ここでファントム内の最も黒いだ円に着目すると、このだ円の面積が広がり、輪郭にぼけが生じていることがわかる。補正画像図 4 (d) において、この輪郭が明確になり、補正の効果が表れている。画像上のコントラストによる違いだけでは正確な評価は難しいので、そのプロファイルを示した図 5 (b) のエッジの部分を見ると、コリメータ開口によって低下した空間分解能が回復している。また、図 8 (a) の $\phi_0=3^\circ$ のときの投影誤差の変化を見ると、

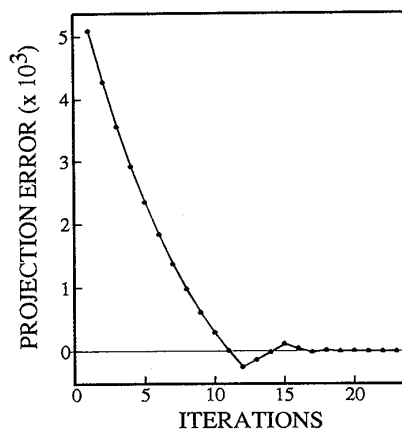


$\phi_0 = 1^\circ$: (a) Distorted image、(b) Corrected image
 $\phi_0 = 3^\circ$: (c) Distorted image、(d) Corrected image

図 7 統計変動のある場合
 Fig. 7 Results of simulation. (noise model $T=0.1$)



(a) $\phi_0 = 3^\circ$, Noise free model



(b) $\phi_0 = 3^\circ$, Noise model ($T=0.1$)

図 8 投影誤差
 Fig. 8 Projection error.

この投影誤差が0に漸近している。投影誤差が収束したことは、コリメータ開口の影響のない理想的な投影データの推定ができたことを示している。これらの結果から、本手法によりコリメータ開口の影響による画質劣化を補正し、定量的な再構成画像が得られることが明らかとなった。

4.2 統計変動の影響がある場合

収集時間のファクタ $T=1$ のときの結果を図6に見ると $\phi_0=1^\circ$ の劣化画像(a)とその補正画像(b)との違いはほとんど見られないが、 $\phi_0=3^\circ$ のときの劣化画像(c)とその補正画像(d)とを比較すると、統計変動のない場合(図4参照)と同様に開口の影響によるぼけが除去され、空間分解能が回復している。 $T=0.1$ のときは、更に強い統計変動が図7の画像に表れているが、 $\phi_0=3^\circ$ のときの(c)の劣化画像において低下した空間分解能が(d)の補正画像において回復している。このとき、劣化画像に比較して補正画像には、画像全体に強調された統計変動が表れている。これは $\phi_0=1$ のときの補正画像(b)と同程度の変動なので、高感度型コリメータで収集した投影データを、高分解能型コリメータで収集した場合と等価な投影データに補正したことに相当する。また、図8(b)の $\phi_0=3^\circ$ 、 $T=0.1$ のときの投影誤差の変化を見ると、統計変動のない場合の図8(a)と同様に0に漸近している。図8の(a)と(b)の違いがほとんどない理由としては、式(10)で測定投影データに付加した統計変動が、平均0、標準偏差1であるため、両画像において投影誤差の違いが表れなかったと考えられる。これらの結果から、本手法による補正のプロセスが統計変動の影響を受けにくいことが明らかとなった。従来のデコンボリューションフィルタによる手法^{(8)~(11)}は統計変動の影響を大きく受けるので、統計変動の激しいSPECTの実測データへの適用は、本補正アルゴリズムの方が有効であると言える。

4.3 パラメータ α の設定

本手法では、パラメータ α の初期値をあらかじめ設定しておく必要がある。 α は式(8)において開口の影響を受けた投影データを開口の影響のない投影データに変換するパラメータである。本補正アルゴリズムでは α の初期値が微小な正の値である場合、投影誤差は収束するが、その値によって収束時間は変化する。収束速度を向上させるためには次の2点を考慮する必要がある。第1は、最適な α の初期値であるが、これは開口角の大きさのほかに、被検体内のガンマ線源の強度分布に依存するので、現実的には困難である。第2は、

補正プロセスにおいて α の値を最適に変化させることである。本補正アルゴリズムでは、投影誤差 $Q^{[k-1]}$ と $Q^{[k]}$ との符号が異なったときに過補正であることを判定し、 α に-0.5を乗じている。 $Q^{[k-1]}$ と $Q^{[k]}$ の符号に違いがなければ、同じ補正プロセスを繰り返している。このため、前後の投影誤差の符号が同じであっても、 $Q^{[k]}$ の値がしきい値 ϵ よりもはるかに大きいときは、収束に時間がかかってしまう。このような場合、 $Q^{[k]}$ の値に応じて α の値を設定し直すアルゴリズムを導入すれば、収束速度を向上させることができると考えられる。

5. む す び

コリメータ開口特性による画質劣化の反復補正法を提案した。シミュレーションの結果から、空間分解能の改善した定量的な補正画像が得られること、および補正のプロセスが統計変動の影響を受けにくいことが確認された。SPECTの実測データは統計変動が激しいので、雑音の影響を顕著に受ける従来のデコンボリューションフィルタによる手法よりも、本手法の方が有効であると考えられる。今後の課題は、投影誤差の収束速度を向上させること、パラメータ α の最適な初期値を自動的に設定することなどである。

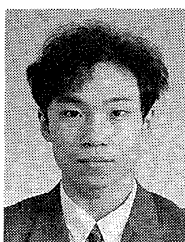
文 献

- (1) Payme J. T., Williams L. E., Ponto R. A., Goldberg M. E. and Lonken M. K. : "Comaprison and performance of anger cameras", Radiol., **109**, pp. 381-386 (1973).
- (2) King M. A., Doherty P. W. and Schwinger R. B. : "A Wiener filter for nuclear medicine images", Med. Phys., **10**, pp. 876-880 (1983).
- (3) King M. A., Doherty P. W., Schwinger R. B., Jacobs D. A., Kidder R. E. and Miller T. R. : "Fast count-dependent digital filtering of nuclear medicine images : Concise communication", J. Nucl. Med., **24**, pp. 1039-1045 (1983).
- (4) King M. A., Schwinger R. B., Doherty P. W. and Penny B. C. : "Two-dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters", J. Nucl. Med., **25**, pp. 1234-1240 (1984).
- (5) Madsen M. T. and Park C. H. : "Enhancement of SPECT images by Fourier filtering the projection image set", J. Nucl. Med., **26**, pp. 395-402 (1985).
- (6) Honda N., Machida K., Tsukada J., Kaizu H. and Hosoda M. : "Optimal preprocessing Butterworth-Wiener filter to TI-201 myocardial SPECT", Eur. J. Nucl. Med., **13**, pp. 404-407 (1987).
- (7) Hon T. C., Rangayyan R. M. and Hann L. J. : "Restoration of gamma camera-based nuclear medicine images", IEEE Trans. Med. Imaging, **8**, pp.

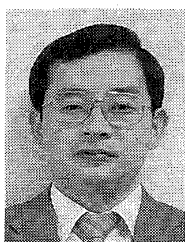
354-363 (1989).

- (8) Ogawa K., Paek S. and Nakajima M. : "Correction of collimator aperture using a shiftvariant deconvolution filter in gamma camera emission CT", Proc. of SPIE, Med. Imaging II, **914**, pp. 699-706 (1988).
- (9) Edholm P. R., Lewitt R. M. and Lindholm B. : "Novel properties of Fourier decomposition of the sinogram", Proc. of SPIE, International Workshop on Physics and Engineering of Computerized Multidimensional Imaging and Processing, **671**, pp. 8-18 (1986).
- (10) Lewitt R. M., Edholm P. R. and Xia X. : "Fourier method for correction of depth-dependent collimator Blurring", Proc. of SPIE, Med. Imaging III, **1092**, pp. 232-243 (1989).
- (11) Xia X., Lewitt R. M. and Edholm P. R. : "Resolution improvement in SPECT by spatial filtering", Conference of the IEEE Eng. in Med. & Biol. Soci., **12**, pp. 379-380 (1990).
- (12) Xia X. and Lewitt R. M. : "Interactive correction for spatial collimator blurring in SPECT", Conference Record of the IEEE Nucl. Sci. Symposium 2, pp. 1158-1162 (1990).

(平成 4 年 6 月 29 日受付, 9 月 14 日再受付)

**勝 治人**

平 3 法政大・工・電気卒。現在、同大大学院修士課程在学中。ECT における画質劣化の補正などの研究に従事。日本医用画像工学会、日本医学放射線物理学会各会員。

**尾川 浩一**

昭 55 慶大・工・電気卒。昭 57 同大大学院修士課程了。同年同大医学部助手。平 2 同大・医・講師。平 3 法大・工・助教授。医用画像処理、放射線計測の研究に従事。工博。平 1 日本医用画像工学会論文賞。平 3 日本核医学会賞受賞。日本医学放射線学会、日本核医学会、IEEE、SNM 等各会員。