

《原 著》

γ 線による透過型 CT データを用いた シングルフォトン ECT における吸収補正

尾川 浩一* 高木八重子* 久保 敦司* 橋本 省三*
三宮 敏和* 岡野 義幸* 諸角 建** 中島 真人**
油田 信一***

要旨 シングルフォトンエミッション CT の新しい吸収補正アルゴリズムについてその臨床応用の際に生ずる問題点に対して検討を加えた。この吸収補正手法は被検体内における吸収係数の分布を正確に吸収補正の反復修正計算の過程に反映させるために、外部線源による透過型の CT を施行し、これに基づいて計算された γ 線の吸収係数分布画像からコレクションマトリックスを算出し吸収補正を行っている。本論文では γ 線の吸収係数値の正確さが補正画像に与える影響、および統計変動が補正計算のプロセスに与える影響について調査するために実施した、計算機シミュレーションおよび基礎実験の結果を示し、本手法の臨床レベルのデータに対する有効性を示した。また、臨床応用も試み良好な結果が得られた。

I. はじめに

シングルフォトンエミッション CT (SPECT) は核医学の診断領域において、臓器の形態および機能状態を定量的に評価することが可能であるという点で非常に有用な映像化手法である。この SPECT 画像の画像劣化要因として最も大きな比重を占めているのが γ 線の吸収であり、いくつかの吸収補正手法が提案されている。吸収補正手法を大別すると、①対向する投影データに対して算術・幾何平均等の補正を行うもの¹⁻⁵⁾、②逐次近似的な再構成手法において吸収補正の計算を導入したもの^{4,6,7)}、③減衰を考慮した逆ラドン変換に基づいた補正を行うもの^{8,9)}、④補正係数についてのマトリックスを用いるもの^{10,11)}等になる。これらの手法について考えてみると SPECT の対

象となる被検体の断層面における γ 線吸収係数の分布が複雑である場合、収集データの S/N 比の悪い場合等の実際の臨床面における状況を考えた場合、必ずしも完全なものとはいえない。そこでわれわれは臨床応用上、最も有効であると思われる④のコレクションマトリックス法について検討しこの基礎概念を拡張した手法を考案した¹²⁾。本論文では臨床応用という点に主眼をおいて、このアルゴリズムの有効性を計算機シミュレーション、基礎実験、臨床応用等の観点から検討を行い、いくつかの有用な知見を得たので報告する。

II. γ 線透過データを用いた吸収補正のアルゴリズム

被検体の体軸断層面における RI の分布を $f(r, \phi)$ 、 γ 線の吸収係数の分布を $\mu(r, \phi)$ という極座標系で表示すると、検出される γ 線の計数分布、すなわち投影データ $p(t, \theta)$ は、

$$p(t, \theta) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \exp[-M(r, \phi; t, \theta)] \cdot f(r, \phi) \cdot r dr d\phi \quad \Big|_{t=r \cdot \cos(\phi-\theta)} \quad (1)$$

* 慶應義塾大学医学部放射線科学教室

** 同 理工学部電気工学科

*** 筑波大学電子情報工学科

受付：59 年 1 月 29 日

最終稿受付：60 年 1 月 18 日

別刷請求先：東京都新宿区信濃町 35 番地 (〒160)

慶應義塾大学医学部放射線科学教室

尾 川 浩 一

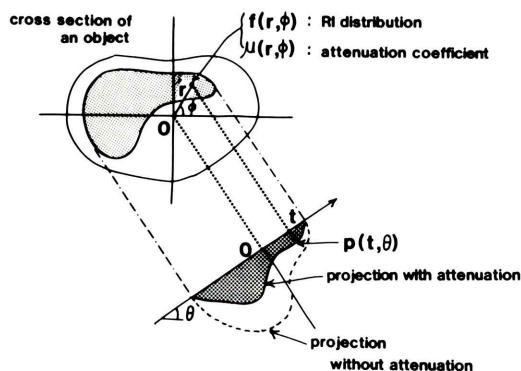


Fig. 1 Scheme of attenuated projection.

ただし、上式の $M(r, \phi; t, \theta)$ は、
 $M(r, \phi; t, \theta)$

$$= \int_0^{2\pi} \int_0^r \mu(r', \phi') * r' dr' d\phi' \Big|_{t=r * \cos(\phi' - \theta)} \\ + \int_{\theta - \pi}^{\theta} \int_r^{\infty} \mu(r', \phi') * r' dr' d\phi' \Big|_{t=r * \cos(\phi' - \theta)} \quad (2)$$

と表すことができる。ここで点 (r, ϕ) および (t, θ) は、Fig. 1 に示すようにそれぞれ極座標系と投影軸上の点および変数に対応している。

L.T. Chang の手法を拡張した Modified Correction Matrix method (MCM 法と略す) は γ 線に対する吸収係数分布を測定しこれに基づいて、映像化の対象となる断層面内の任意の一点に存在する RI の吸収の割合を算出しこの係数の逆数を吸収補正行列として劣化画像に乗ずることで吸収補正を行うというものである(ここで、劣化画像とは γ 線の吸収によって画像歪みが生じた画像を意味し、以下、この原因により画質の低下した画像を劣化画像と名づける)。点 (r, ϕ) における吸収補正行列 $C(r, \phi)$ は次のように定義できる。

$$C(r, \phi) = \frac{1}{\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} M^*(r, \phi; t, \theta) d\theta} \Big|_{t=r * \cos(\phi - \theta)} \quad (3)$$

この (3) 式を劣化画像に対してポイントワイズに乗ずることによって精度の高い近似的な吸収補正が可能となる。

$C(r, \phi)$ の決定に関して、吸収係数 $\mu(r, \phi)$ を

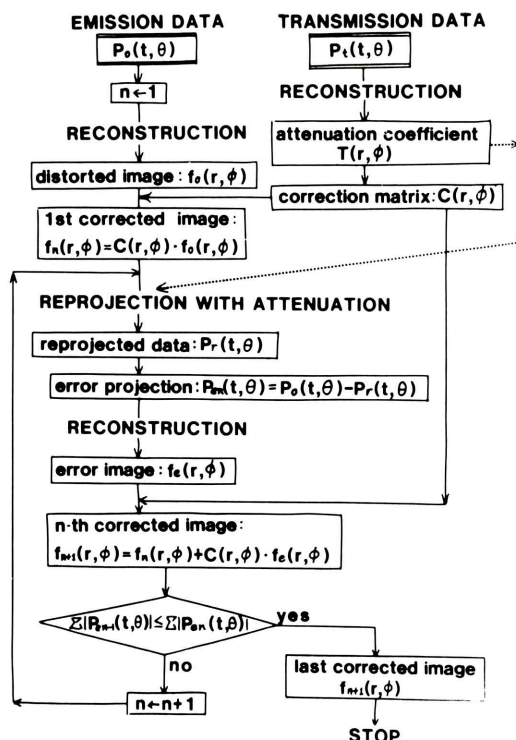


Fig. 2 Flowchart.

あらかじめ仮定しておいてこの係数を求めることもできるが、劣化を反復的に回復する際に、劣化の回復限界は本質的に補正行列の正確さに依存することが考えられるため、われわれは被検体内に存在する RI と同一の核種の外部線源を用いて γ 線吸収係数分布画像を再構成し、これに基づいて補正行列を決定し、劣化画像を反復修正過程の中で回復させるという手法を提案した。このアルゴリズムのフローチャートを Fig. 2 に示す。

III. 方法および結果

1. 計算機シミュレーション

吸収補正行列としては、映像化の対象となる断層面の輪郭情報のみを与えてその輪郭内部での γ 線の吸収係数を一定とみなす、最も簡便なものと、MCM 手法において提案したように正確な γ 線吸収係数分布に基づいて算出するものがある。以下、この両者の相違を明確にするために施行したシミュレーションを示す。像再生の条件は、投影デー

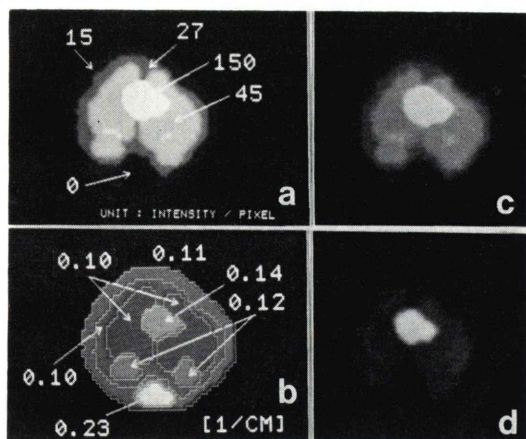


Fig. 3 Simulation phantom and reconstructed images. (a) distribution of radioisotopes, (b) distribution of attenuation coefficients, (c) reconstructed image from attenuation free projections, (d) reconstructed image from attenuated projections.

タは72方向, サンプル数は64, 再構成領域は 46×46 のマトリックスであり画像再構成は Shepp のフィルタを用いた. Fig. 3 はシミュレーションに用いたファントムを示したものである. この図において, (a) は RI の分布, (b) は吸収係数の分布, (c) はファントム内の RI より発せられた γ 線が吸収を受けなかった場合の再構成画像であり, (d) は吸収を受けて劣化した画像である.

1) 吸収係数分布の定量性が補正画像に与える影響

まず画像輪郭のみを与えてその内部で μ の値を均一にした場合に生ずる問題について考察する.

μ の値は, Fig. 4-A, B, C ではそれぞれ, 0.05, 0.11 (Fig. 3 (b) の平均値に相当), 0.18 [1/cm] になっている. また, Fig. 3 (b) に示される μ の分布を既知データとして用いた場合 (すなわち本アルゴリズムを適用した結果) を Fig. 4-D に示す.

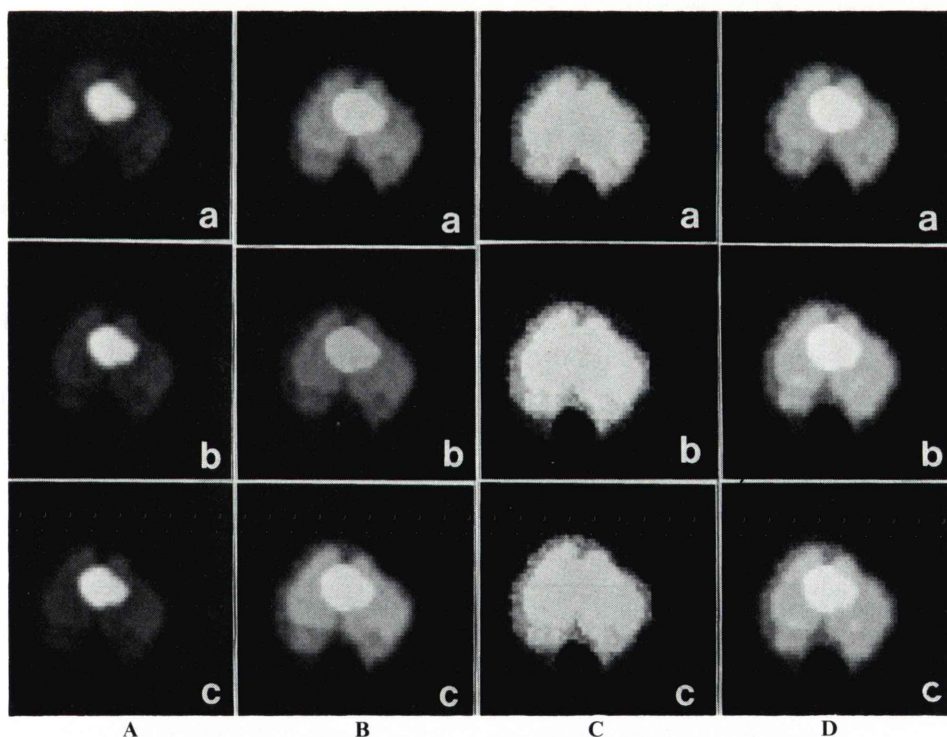


Fig. 4 Corrected images. A: $\mu = 0.05$, B: $\mu = 0.11$ (mean value of attenuation coefficients), C: $\mu = 0.18$, D: $\mu =$ (actual distribution of attenuation coefficients). (a) after 1st correction, (b) after 2nd correction, (c) after 4th correction.

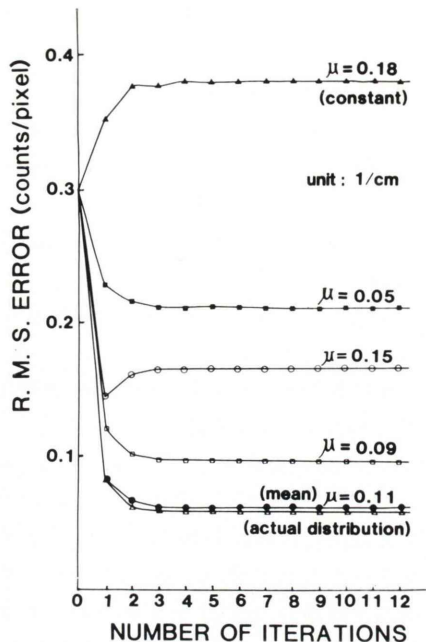


Fig. 5 Root mean squar error of corrected images (R. M. S. errors are calculated between an original image and corrected images).

これらの図において (a), (b), (c) はそれぞれ補正回数 1, 2, 4 回後の画像である。また Fig. 5 には設定した μ の値とその補正画像について Fig. 3 (a) の画像との平均二乗誤差を計算したものである。これらの結果から μ の値を一定と仮定した場合には、仮定した値と実際の値との相違度の比によって決まる割合の平均二乗誤差を持つ最終的な補正画像が決定され、また、劣化画像の修復は 3

回程度の反復回数まででほとんど停止する事がわかる。さらに μ の値として平均値を用いた場合にはかなり良好な吸収補正画像が得られることもわかる。これはシミュレーションで用いた吸収係数値の分布が、それらの平均値とほとんど差がなかったためと思われる。ただし、これは放射型 CT データ (エミッションデータ) と透過型 CT データ (トランスミッションデータ) の双方に統計雑音および散乱線が載らないと仮定した場合である。なお Fig. 5 において反復回数 0 回における値は吸収をうけた投影データよりそのまま像再生した画像を対象とした R. M. S. error である。

2) 統計雑音とアルゴリズムの収束性

投影データにポアソン分布に従う統計雑音が混入した場合についてのシミュレーションの結果を示す。前述の Fig. 4-D は放射型 CT データおよび透過型 CT データに統計雑音が含まれない場合に相当している。

i) 透過型 CT データと統計雑音

Figure 6 は透過型 CT データに混入した統計雑音による吸収係数分布画像の劣化を示したものであり A, B, C はそれぞれ 1 方向の投影データを収集する時間の比を 1:2:10 にした場合 (1 ライン当たりの総カウント数で 3,200, 6,400, 32,000) に相当している。ただし、これらの図は 9 点スムージング後の画像である。この 3 つの場合について本アルゴリズムを適用した結果を Fig. 7-A, B, C に示す。これらの図において (a), (b), (c) はそれぞれ補正回数 1, 2, 4 回の画像である。また Fig. 8 に

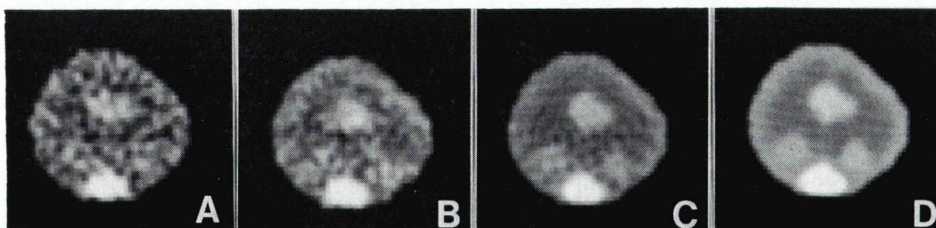


Fig. 6 A-C: Transmission CT images after nine points smoothing calculated from projections with intermixed stastical noise. In these images, total counts per an angle [projection] is (A) 3,200, (B) 6,400, (C) 32,000. D: Transmission CT image after nine points smoothing calculated from projections without stastical noise [ideal case].

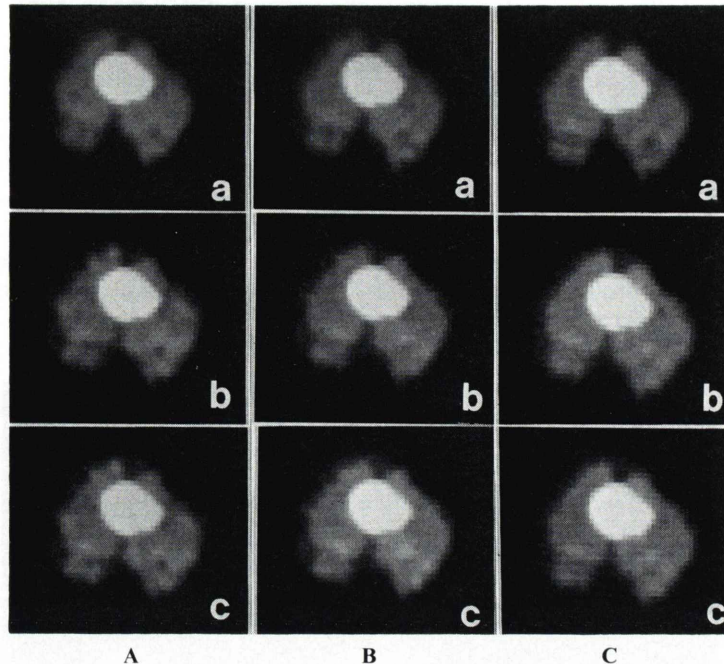


Fig. 7 Corrected images reconstructed from projections with following conditions; (i): TCT projection data : with Poisson noise. (ii): ECT projection data : without Poisson noise. In these images, total counts per a projection is (A) 3,200, (B) 6,400, (C) 32,000. (a) after 1st correction, (b) after 2nd correction, (c) after 4th correction.

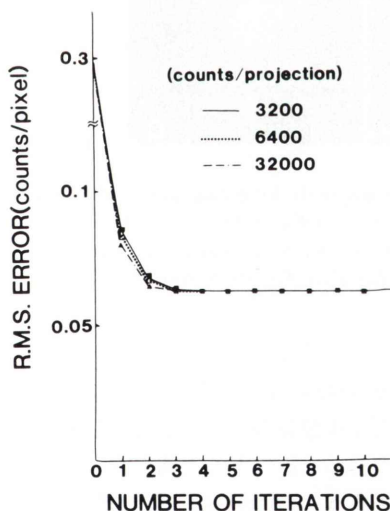


Fig. 8 Root mean square error of corrected images shown in Fig. 7.

は再構成された画像について、Fig. 3 (a) の画像との平均二乗誤差を計算した結果について示す。Fig. 6-D はポアソンノイズが混入しない理想的な画像である。これらのシミュレーションの結果から透過データに生じているポアソンノイズはアルゴリズムの収束に対してほとんど影響を与えない事が分かる。

ii) 放射型 CT データと統計雑音

Figure 9 は放射型 CT データに混入した統計雑音による画像の劣化を示す画像であり、被検体内での γ 線の吸収を 0 とした場合である。Fig. 9 において A, B, C はそれぞれ 1 方向の投影データ当たりの総カウント数が 3,200, 6,400, 32,000 の場合に相当している。この 3 つの場合について本アルゴリズムを適用した結果を Fig. 10-A, B, C および Fig. 11-A, B, C に示す。Fig. 10 は吸収係数分布として Fig. 6-D の分布を用いたものであり、Fig. 11

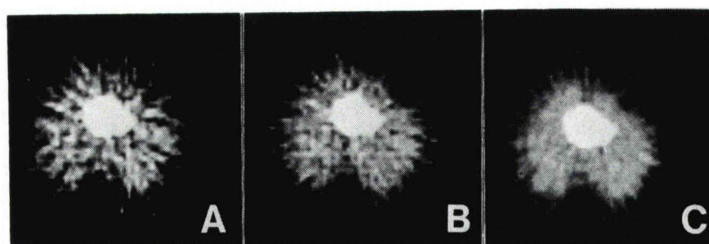


Fig. 9 Emission CT images reconstructed from projections with intermixed stastical noise (without attenuation). In these images, total counts per a projection is (A) 3,200, (B) 6,400, (C) 32,000.

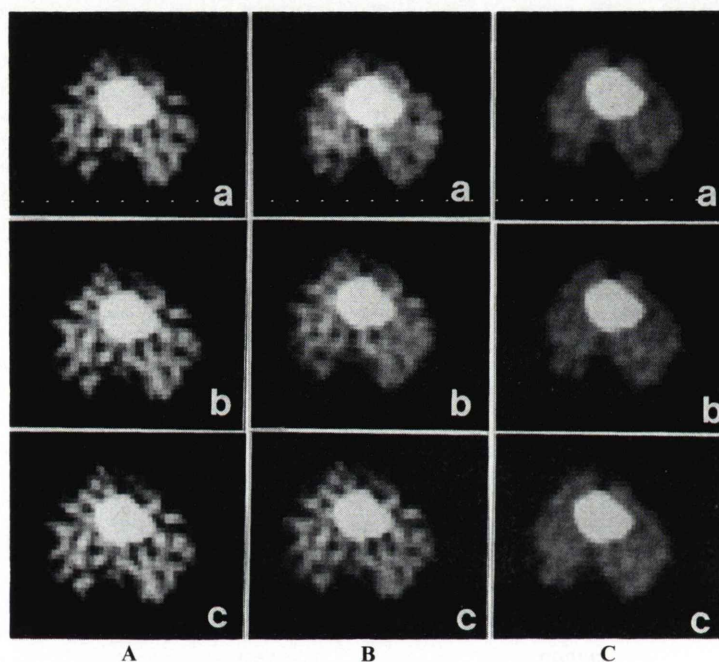


Fig. 10 Corrected images reconstructed from projections with following conditions; (i): distribution of attenuation coefficients is known as Fig. 6-D. (ii): ECT projection data: with Poisson noise and in these projection, total counts per a projection is (A) 3,200, (B) 6,400, (C) 32,000. (a) after 1st correction, (b) after 2nd correction, (c) after 4th correction.

は Fig. 6-D の平均値を用い輪郭内部で一定とした吸収係数分布を適用した結果である。これらの図において (a), (b), (c) はそれぞれ補正回数 1, 2, 4 回の画像である。さらに Fig. 12-A, B には、これらの補正画像について Fig. 3 (a) の画像との平均二乗誤差を計算した結果について示した。Fig. 12-A は Fig. 10 の場合であり、Fig. 12-B は

Fig. 11 の場合に対応している。これらの結果から γ 線吸収係数分布として平均値を選択したものは、その分布を既知として補正計算を行ったものより R. M. S. error が大きく、画像上でも画質の改善が明確でなく、かつ、ノイズの影響を受けやすいことがわかる。また、統計雑音の量と補正画像の R. M. S. error の関係については γ 線吸収係

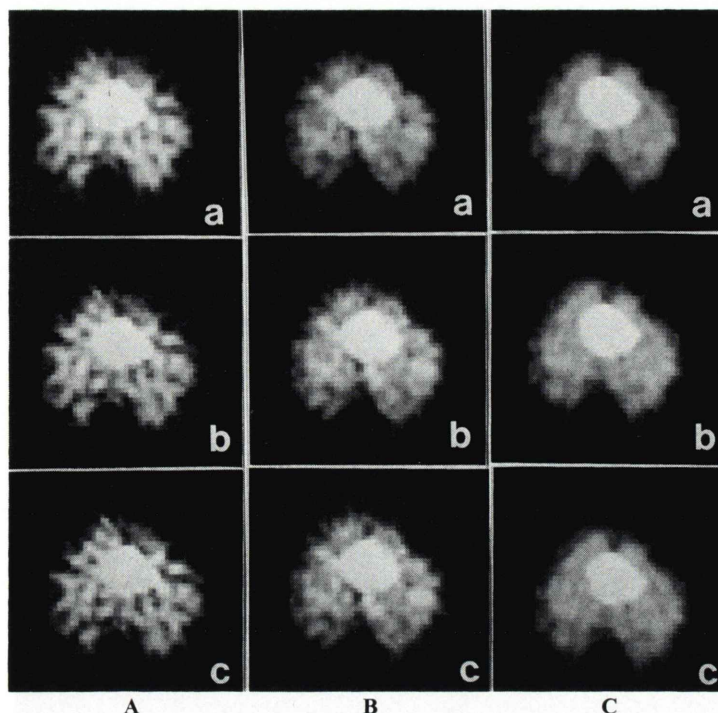


Fig. 11 Corrected images reconstructed from projections with following conditions; (i): distribution of attenuation coefficients is constant. (ii): ECT projection data: with Poisson noise and in these projection, total counts per a projection is (A) 3,200, (B) 6,400, (C) 32,000. (a) after 1st correction, (b) after 2nd correction, (c) after 4th correction.

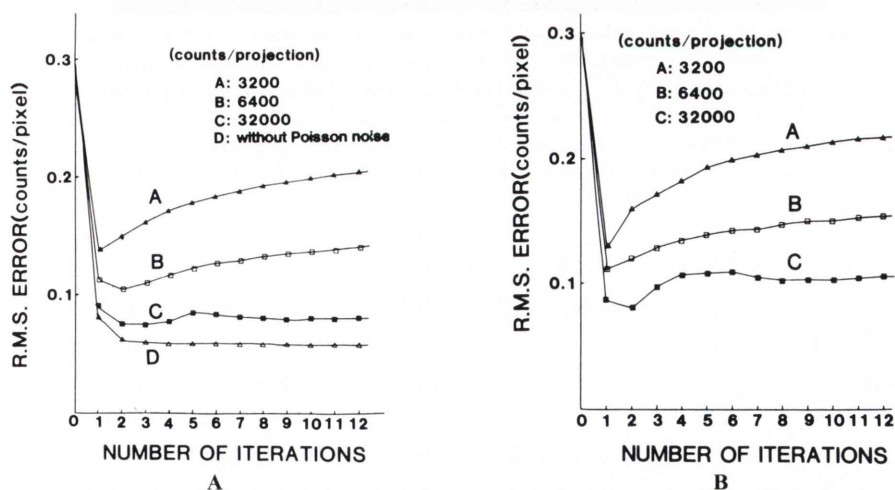


Fig. 12 Root mean square error of corrected images. A: using actual distribution of attenuation coefficients. B: making an assumption about attenuation coefficients as constant value (0.11 [1/cm]).

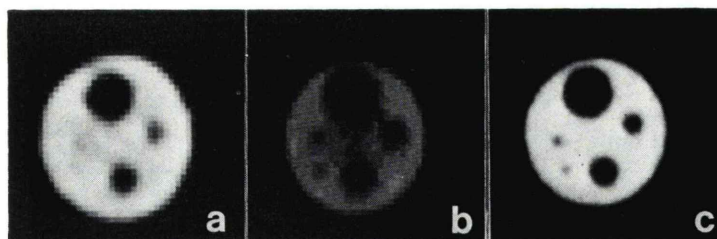


Fig. 13 Results of experiment. (a) transmission CT image (distribution of attenuation coefficient : mean value (in water)=0.155 [1/cm]), (b) distorted emission CT image by gamma ray attenuation, (c) top view of the phantom with radioisotopes which is measured by a gamma camera.

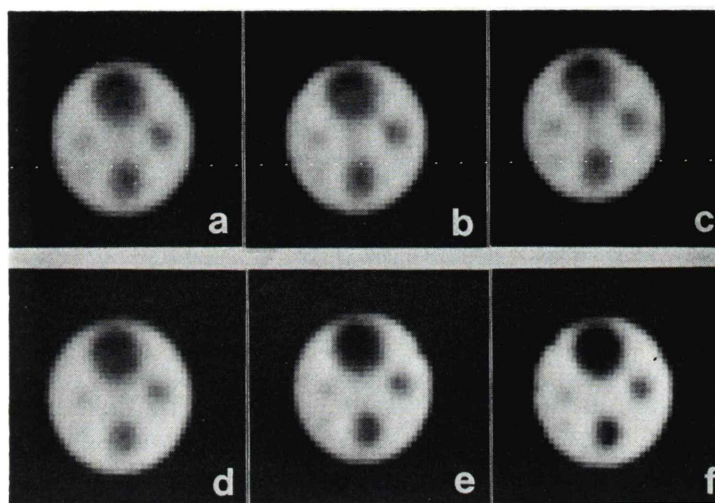


Fig. 14 Results of experiment. Images after correction reconstructed from projections with following conditions; (i): TCT projection data : intermixed small rate of Poisson noise. (ii): ECT projection data : intermixed small rate of Poisson noise. (a)–(c) attenuation coefficients are constant value. (d)–(f) distribution of attenuation coefficients is calculated from measured TCT projections. (a), (d) after 1st correction, (b), (e) after 2nd correction, (c), (f) after 4th correction.

数分布の情報が有効に効いてくるのは、投影データにおける1ピクセルのカウントが平均値で100程度以上である場合であることもわかる。

2. 基礎実験

1) 透過型 CT データの採取

γ 線吸収分布を計算するために必要となる透過型 CT データの採取について述べる。外部線源としては平板状の亚克力製線源容器に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 約 20 mCi を含んだ水を封入したものをを用い、こ

れをファントムを挟んでガンマカメラ〔東芝製 401-A〕と対向した位置に設置した。また、この外部線源より発せられる γ 線の放射方向を規定するためにこの容器とファントムの間にコリメータを挿入した。ファントムはターンテーブルの上に据えられ、この容器内に RI が入っていない状態でファントムを 5° ずつ 180° まで回転しサンプル点64の投影データを1方向当たり15秒あるいは60秒の測定時間で計測した。次にこれらの投影デー

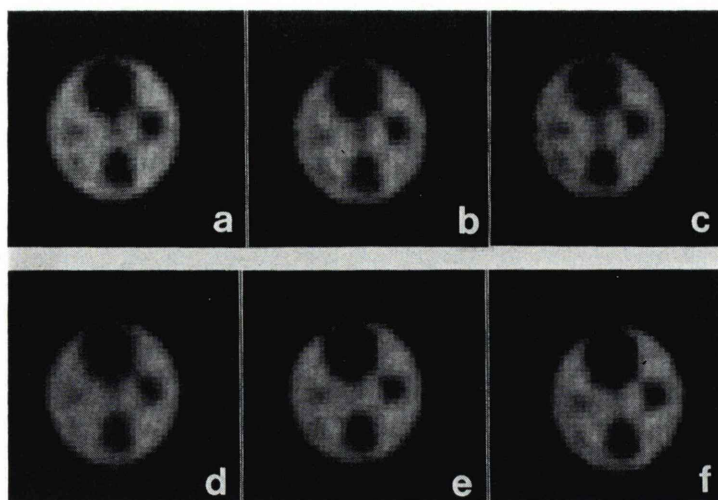


Fig. 15 Results of experiment. Images after correction reconstructed from projections with following conditions; (i): TCT projection data: intermixed, small rate of Poisson noise. (ii): ECT projection data: intermixed large rate of Poisson noise. (a)–(c) attenuation coefficients are constant value. (d)–(f) distribution of attenuation coefficients is calculated from measured TCT projections. (a), (d) after 1st correction, (b), (e) after 2nd correction, (c), (f) after 4th correction.

タに関し, RI の半減期補正およびコリメータ特性の校正を行い, フィルタードバックプロジェクション法による構成を行った. 散乱線を除去するための平行多孔型コリメータはガンマカメラ側と外部線源側の 2 箇所を使用している訳であるが γ 線収集効率および空間分解能の点からガンマカメラ側には高分解能型のコリメータ, 線源側には汎用型のコリメータを使用した.

2) 放射型 CT データの収集

放射型 CT データの採取は, 2-1) で述べた外部線源およびその直前のコリメータを除いた状態でファントム容器内に一定量の RI を注入して行った. 測定条件としてはファントムを 5° ごと 360° まで回転しサンプル点 64 の投影データを 1 方向当たり 15 秒あるいは 60 秒の測定時間で計測した. 投影データの半減期補正および校正は透過型 CT と同様に行った.

3) ファントム

ファントムは直径 15 cm の円筒型のアクリル容器内に直径 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 cm の小円筒を備えた

ものである. 本実験では最外部の円筒内を RI を含んだ水で満たし小円筒内を空にした状態でコールドスポットファントムとして空間分解能を調べた.

4) 基礎実験の結果

i) 投影データの統計雑音が少ない場合

データ収集条件のうち, 透過型 CT データに関してその測定時間を 60 秒, 放射型 CT データに関しては 60 秒を選んだ場合の再構成画像を Fig. 13 に示す. (a) は透過型データより画像再構成された吸収係数の分布を示し, (b) は吸収のある放射型データからそのまま再構成した劣化画像 (吸収補正なし), (c) は RI の入ったファントムを上部よりガンマカメラにて撮影した画像である. ここで (a) における, 水の部分の吸収係数の平均値は 0.155 (1/cm) と算出された. また, Fig. 14 (a) ~ (c) は Chang の手法による吸収補正を施したもの, (d) ~ (f) は Fig. 13 (a) の画像の吸収係数分布の情報を利用して本アルゴリズムを適用後の補正画像である. ただし, (a), (d) は反復回数 1 回, (b), (e)

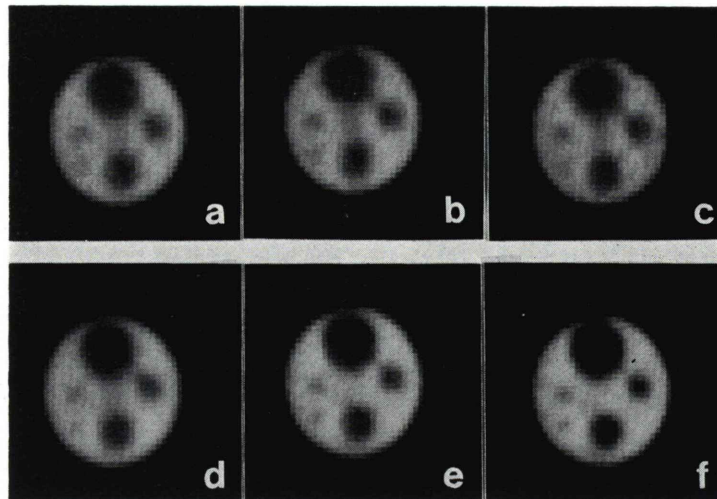


Fig. 16 Results of experiment. Images after correction reconstructed from projections with following conditions; (i): TCT projection data : intermixed large rate of Poisson noise. (ii): ECT projection data : intermixed small rate of Poisson noise. (a)–(c) attenuation coefficients are constant value. (d)–(f) distribution of attenuation coefficients is calculated from measured TCT projections. (a), (d) after 1st correction, (b), (e) after 2nd correction, (c), (f) after 4th correction.

は反復回数 2 回, (c), (f) は反復回数 4 回後の補正画像である。これらの画像よりコールドスポットの部位に着目すると Chang の手法による、吸収係数を一定とするものは内部の小円筒部における辺縁が次第にボケてくるのに対して本手法では明確になってきているのがわかる。また前手法では反復回数 4 回目において、実際の吸収係数分布と、放射型 CT データとの間における矛盾に起因した特異なアーチファクトが生じているのに対し本手法では安定していることがわかる ((c), (f))。

ii) 放射型データの統計雑音が多い場合

データ収集条件のうち、透過型 CT データに関してその測定時間を 60 秒、放射型 CT データに関しては 15 秒を選んだ場合の再構成画像を Fig. 15 に示す。図の説明については Fig. 14 と同様である。放射型データに混入する雑音成分は γ 線吸収係数分布に内在する雑音成分よりも基本的に補正後の画像を左右するということは、シミュレーションにおいて明らかとなったことであるが基礎実験においてもこれは明確に現われてきている。吸収係数を一定とした場合の補正画像、図 (a)～(c)

に対して (d)～(f) の画質が改善しているのがわかるが、4-i) の場合のように明確ではなく、また放射型 CT データに混入する雑音によって発散の傾向が伺われる。

iii) 透過型データの統計雑音が多い場合

データ収集のうち、透過型 CT データに関してその測定時間を 15 秒、放射型 CT データに関しては 60 秒を選んだ場合の再構成画像を Fig. 16 に示す。図の説明については Fig. 14 と同様である。これらの結果より透過データに混入するノイズ成分の影響は基礎実験のレベルにおいても明確には現われてきていない。図 (a)～(c) に比して、(d)～(f) の画質がかなり向上しているのが伺われる。

3. 臨床的検討

シミュレーションおよび基礎実験によって本アルゴリズムの有効性が確認されたので臨床に応用した。臨床的検討として $^{99m}\text{TcO}_4^-$ による唾液腺シンチグラフィーの際に基礎実験とほとんど同じ方法にて SPECT を施行した。なお被験者は耳下腺炎による右耳下腺腫大のある患者である。被験者は回転椅子に腰かけた状態で、放射型 CT デー

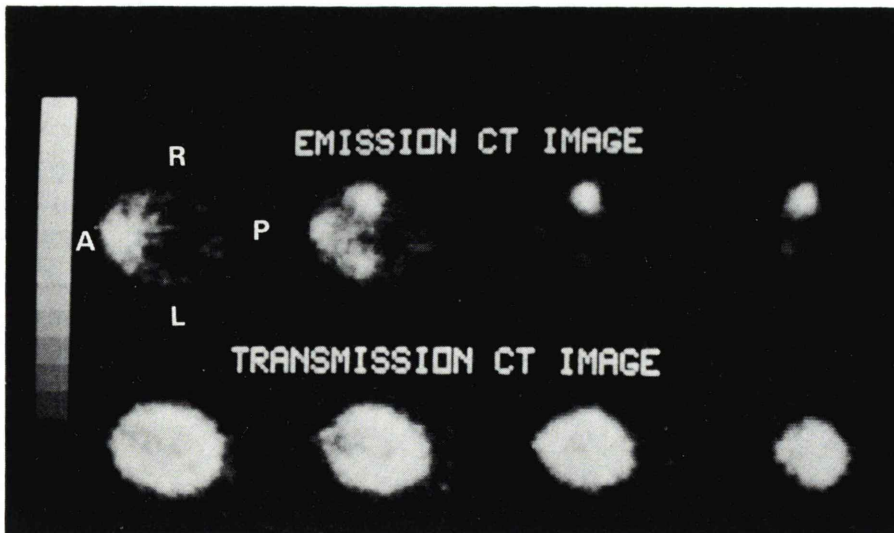


Fig. 17 Results of clinical application; upper images: Emission CT images, lower images: Transmission CT images.

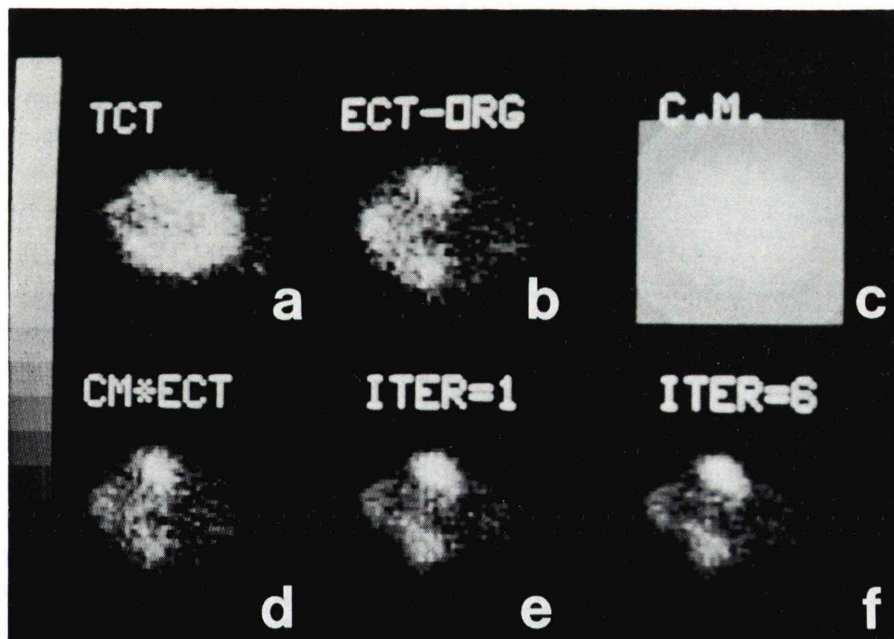


Fig. 18 Results of clinical application. (a) transmission CT image : mean value=0.144 [1/cm], (b) distorted emission CT image, (c) correction matrix, (d), (e), (f) images after correction [(d) image(b) multiplied by image(c), (e) after 1st correction, (f) after 6th correction].

タに関しては 10° ごとに 360° まで、1 方向当たり 60 秒で収集した。また透過型 CT データに関しては 5° ごと、 180° まで 1 方向当たり 60 秒で収集した。RI としては $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 約 10 mCi を被験者に投与し、透過型データを得るための外部線源としては約 20 mCi を平板容器内に注入した。なお、データ収集の順序としては、まず、被験者を回転椅子に固定し、外部線源としての平板容器をガンマカメラと対向した位置に設置し、患者を 180° 回転させることによって透過型 CT データを得た。次に回転椅子の回転角度を 0° に戻し、固定したままの患者に RI を投与し、外部線源容器を取りはずしたのち椅子を 360° 回転させて放射型 CT データを得た。映像化の対象領域としては、耳下腺部を中心とした領域であり、これは γ 線の吸収係数の分布として差異の大きな部分であるためである。検査結果を Figs. 17, 18 に示す。Fig. 17 は対象領域におけるエミッション CT 画像とトランスミッション CT 画像である。スライス厚は 1 cm である。Fig. 18 は (a) がトランスミッション CT 画像 (この画像の外輪郭内の吸収係数の平均値は $0.144 [1/\text{cm}]$ と算出された)、(b) が吸収補正前の ECT 画像、(c) がコレクションマトリックス、(d) ~ (f) の画像が本アルゴリズムによる補正画像である。SPECT 撮像においてはガンマカメラ、コリメータ、外部線源等の配置に関して、回転椅子等の機器による制約条件が大きかったため距離が大幅に離れて、ECT 画像の画質劣化要因の内、 γ 線の吸収による画質の低下以外のファクター、特に散乱線とコリメータの開口特性が効いてしまったため顕著な補正効果は現われなかった。しかし、右耳下線の腫大像はより明瞭になり、しかも透過型 CT データを利用することによって口腔内の γ 線吸収が少ない部分が本吸収補正によって良好な結果を与え、より正確な RI 分布を表しており、画質の改善に寄与しているものと思われる。

IV. 考 察

1. 吸収係数分布に対する仮定

ECT 画像の γ 線吸収の補正に関しては、簡便

であるために従来より用いられている被検体内の吸収係数を一定として補正するものと、実測されたデータに基づいて補正を遂行するものとの 2 種類がある。劣化補正後の画像はこの 2 つで大幅に異なる。すなわち、体内の吸収係数を一定とみなして補正行列を作成するものは、特定の部位、例えば脳等の ECT 画像の映像化にしか適用できなく、断層面内における吸収係数値が大きく変化しているものに対しては、III-2-4) に示したようにかえって補正による擬似映像が生成される可能性がある。また設定する吸収係数値の選択に関しても多分に映像化を行う者の主観が入らざるを得ないので、補正不足、あるいは過補正になること (その影響については III-1-1) に示した) も十分に考えられる。これは、ECT 画像の劣化が単に γ 線の吸収だけでなく被検体内部における RI の分布とその拡がり、コリメータの開口、被検体と検出器の間の距離、散乱線等の要因と複雑に絡んでいるためである。このように補正係数そのものの客観的妥当性について議論できないという問題が生じてしまう。ところが、内部に存在する RI と同一の核種を外部線源とし被検体外部に置き、これより発せられ、かつ、十分にコリメートされた γ 線による透過型 CT を施行し、断層面内における吸収係数分布を算出してから補正行列を計算する本手法は、ECT 画像の再構成に付随して起きる種々の劣化を一つの系として統一的に補正する係数を算出するものと考えられる。また、この係数は Fig. 2 に示したような反復的な修正過程において誤差の集積の少ない補正画像を得る可能性があることが期待される。

2. 収集されたデータの校正

コリメータに対する投影データの校正に関しては、収集されたカウント値および統計雑音の量等の問題と密接な関連があるので十分に注意する必要がある。これは十分なカウントがないと位置による感度の不均一性が現われてこないという事であり、コリメータ特性の校正によって、かえって円状のアーティファクトが生ずる可能性がある。この限界のカウント数 (一方向の投影データの総

カウント数)は装着するコリメータおよびガンマカメラの位置による感度特性によって大きく異なるため SPECT を施行する際には計測しておく必要がある。

3. 臨床応用と透過型 CT データの採取

本アルゴリズムを臨床に適用する際に問題となるのは透過型 CT データの採取の方法であるが、これは対向型のガンマカメラを利用すれば解決できる問題である。すなわち、一方のガンマカメラの前に平板状あるいは線状の γ 線源容器を設置し、これから発せられる γ 線を適当にコリメートすることで透過型の γ 線 CT の実施が可能となるものと考えられる。本論文での臨床応用は回転椅子を用いてデータ収集を施行したため、患者に与えた苦痛、データ収集時間、さらには位置合わせ等に代表されるアライメントの調整が困難であるという問題があり、これらが ECT の再構成画像に影響を与えたため、画質的に優れたものが得られたとは言い難い。しかし、デュアルヘッドの回転型ガンマカメラを用いて、前述した透過型 CT データおよび、放射型 CT データを収集することによって患者はベッドに横になったままで、短時間のうちに両者のデータを得ることが可能になると思われる。

V. まとめ

外部 γ 線線源を用いて γ 線の吸収係数分布を映像化し、これに基づいて吸収補正を行う MCM 手法の臨床適用への可能性およびその有用性について、シミュレーション、基礎実験および簡単な臨床検査を通じて確認した。

文 献

- 1) Kay DB, Keyes Jr JW: First order corrections for absorption and resolution compensation in radio-nuclide Fourier tomography. J Nucl Med 16: 540-541, 1975
- 2) Keys Jr JW, Orlandea N, Heetderks WJ, et al: The humogotron—A scintillation-camera transaxial tomography. J Nucl Med 18: 381-387, 1977
- 3) Jaszcak RJ, Murphy PH, Huard D, et al: Radio-nuclide emission computed tomography of the head with a scintillation camera. J Nucl Med 18: 373-380, 1977
- 4) Budinger TF, Derenzo SE, Gullberg GT, et al: Emission computer assisted tomography with single photon and positron annihilation photon emitters. J Compt Assist Tomog 1: 131-145, 1977
- 5) Keys WI: A practical approach to transverse section gamma-ray imaging. Br J Radiol 49: 62-70, 1976
- 6) Hsieh RC, Wee WG: On method of three-dimensional reconstruction from a set of radioisotope scintigrams: IEEE Trans on Systems, Man and Cybernetics SMC-6: 854-862, 1976
- 7) Budinger TF, Gullberg GT: Three-dimensional reconstruction in nuclear medicine emission imaging. IEEE Trans Nucl Sci NS-21: 2-20, 1974
- 8) Tretiak O, Metz C: The exponential radon transform. SIAMJ Appl Math 39: 341-354, 1980
- 9) Tanaka E: Quantitative Image Reconstruction with Weighted Backprojection for Single Photon Emission Computed Tomography. J Compt Assist Tomog 7: 692-700, 1983
- 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-26: 2780-2789, 1978
- 12) 諸角 建, 中島真人, 尾川浩一, 他: Single Photon Emission CT のための減衰補正法. 電子通信学会誌 J66-D: 1130-1136, 1983

Summary

An Attenuation Correction Method of Single Photon Emission Computed Tomography Using Gamma Ray Transmission CT

Koichi OGAWA*, Yaeko TAKAGI*, Atsushi KUBO*, Syouzou HASHIMOTO*,
Toshiyuki SANNMIYA*, Yasuyuki OKANO*, Tatsuru MOROZUMI**,
Masato NAKAJIMA** and Shin-ichi YUTA***

**Department of Radiology, School of Medicine, Keio University
35, Shinanomachi, Shinjuku-ku, Tokyo, 160*

***Department of Electrical Engineering, Faculty of Science and Technology
3-14-1, Hiyoshi, Kouhoku-ku, Yokohama-shi, Kanagawa, 223*

****Institute of Information Science and Electronics, the University of Tsukuba
Sakura-mura, Niihari-gun, Ibaraki, 305*

In this paper we discussed some problems which occur in the clinical application of a new absorption correction algorithm based on the correction matrix method.

The attenuation correction of a distorted image caused by interactions of gamma rays with various tissues is a major problem in the single photon emission computed tomography. So an accurate distribution of gamma ray attenuation coefficient is necessary to reconstruct a quantitative image of radioisotope's distribution.

In the new algorithm the correction matrix is constructed with the distribution of attenuation coefficient calculated using measured projections of gamma ray transmission computed tomography data. And the modification of the distorted image is performed iteratively based on the correction

matrix method.

To confirm the effectiveness of the proposed algorithm, we made simulations and fundamental experiments about its validity in the clinical level and discussed from following standpoints. First, we discuss about the influence of the distribution of attenuation coefficient to corrected images calculated in the process of the iterative correction. Second, we discuss also about the statistical noise intermixed inevitably in the process of data acquisition. The results of computer simulation and fundamental experiments showed its validity. And we also show the results of clinical study applied this algorithm.

Key words: Single photon emission CT, Correction matrix, Iterative correction, Transmission data, Emission data.