

SPECTにおける吸収と開口の解析的補正法に関する研究(核医学)

石川, 亮 / OGAWA, Koichi / Ishikawa, Akira / 尾川, 浩一

(出版者 / Publisher)

電子情報通信学会情報・システムソサイエティ

(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-パターン処理 / 電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-パターン処理

(号 / Number)

1

(開始ページ / Start Page)

44

(終了ページ / End Page)

51

(発行年 / Year)

2004-01-01

SPECTにおける吸収と開口の解析的補正法に関する研究

石川 亮[†] 尾川 浩一[†]

Analytical Correction Methods for Aperture and Attenuation Effects in SPECT

Akira ISHIKAWA[†] and Koichi OGAWA[†]

あらまし 本論文では SPECT (Single Photon Emission CT) の定量性を損なう大きな原因である γ 線の吸収とコリメータの開口によって発生する空間分解能の低下に関して、これらを解析的に補正する手法の限界を開口角と雑音の観点から検討した。ここで、検討した方法は工藤らの提案した解析的吸収補正法と Lewitt らの提案した停留位相の原理に基づく解析的開口補正法である。これらの方法は、いずれも、フーリエ空間において、吸収並びに開口のぼけを伴った投影データを補正するものである。シミュレーション結果から、開口角が片側 1° 程度であれば吸収と開口についての補正効果があることが分かった。また、補正の実施においては統計雑音に対して十分な配慮が必要であることが示された。

キーワード SPECT, γ 線の吸収, コリメータの開口, 解析的補正法, フーリエ空間

1. ま え が き

SPECT (Single Photon Emission CT) では、体内の臓器の機能状態が ^{99m}Tc などの単光子放出核種より放出される γ 線を用いて映像化される。ところが、この γ 線は人体を構成する原子と相互作用 (光電効果, コンプトン散乱, コヒーレント散乱) を起こす。この結果、画像再構成のために収集された γ 線の計数値 (投影データと呼ばれる) が低下する。そして、計測される γ 線の数はずっと存在していた放射性同位元素の量を反映しなくなるため、再構成画像上には低周波成分のひずみが発生することになる。この γ 線の減弱は、光電効果による γ 線の消滅とコンプトン散乱等による γ 線の見掛け上の消滅の和として表され、この現象は、「 γ 線の吸収」と呼ばれる。そして、その補正は定量的な SPECT 画像を再構成するために不可欠なものとなっている。

また、SPECT では単光子放出核種が用いられるため、データ収集においては γ 線の飛来してきた方向を特定するコリメータ [1] が必要となる。このようなコリメータの基本構造は、厚さ数 cm の鉛板に開けられた有限の大きさをもつ多数の孔なので、次のような問

題が発生する。すなわち、コリメータの一つひとつの孔はその孔の前方の、孔と同一の直径をもつ細長い円柱の空間から検出器に向かって入射する γ 線のみを通過させているのではなく、その孔を頂点とするような \pm 数度の頂角を有する円錐形の領域からの γ 線が検出器に入射することになる。この入射角は孔の直径とその長さによって決まり、このような開口角が存在するために、コリメータと線源間の距離が離れば離れるほど空間分解能が大きく低下する。一方、SPECT では人体の周りで様々な方向からの投影データを収集し、これを用いた画像再構成が行われるため、再構成画像の中心部と辺縁部でぼけの形状が異なる shift-variant なぼけが発生する。このようなコリメータ開口の影響の補正は SPECT 画像の空間分解能を改善する上で大変重要なものとなっている。

本研究では上記の吸収と開口の問題を解析的に解く手法に関して、補正の限界などを計算機シミュレーションによって検討した。なお、ここでは補正法の効果を明確にするために、 γ 線の散乱がなく、また、問題を二次元の一樣吸収体を仮定して取り扱った。

2. 吸収補正法と開口補正法

2.1 吸収補正法

吸収補正法は逐次近似的方法と解析的方法に大別され、その際、用いられる被検体内の吸収係数分布の取

[†] 法政大学大学院工学研究科, 小金井市

Graduate School of Engineering, Hosei University, 3-7-2
Kajino-cho, Koganei-shi, 184-8584 Japan

扱いに関しても、これを一様とするものと、不均一な分布をそのまま取り扱うものとに大別できる。このうち逐次近似的手法では、最ゆう推定・期待値最大化法や最大事後確率推定・期待値最大化法などの統計的な画像再構成法に投影データの吸収項を組み込むことによって補正が実現される。このような逐次近似的手法は、様々な物理現象に対する補正項を柔軟に再推定式の中に取り込めるという利点があるが、反復計算が必要となる。一方、解析的に吸収補正を行う手法は、1回の操作で補正が完了するため高速であるという利点がある。この解析的吸収補正法に関しては Bellini, et al. [2] の論文以降、様々な方法 [3]~[5] が提案され、Metz, et al. の論文 [6] や工藤らの論文 [7] により一様吸収体に対しての補正法の体系化が行われた。本研究では工藤らの論文の補正式を利用した。

この補正は、以下のステップで実行される。詳細は文献 [7] を参照されたい。

- (1) $p(X, \phi)$ に $\exp(\mu l(X, \phi))$ を乗じて、 $g(X, \phi)$ を得る。
- (2) $g(X, \phi)$ をフーリエ変換し、 $G(\gamma, \phi)$ を得る。
- (3) $G(\gamma, \phi)$ から $G_n(\gamma)$ を求める。
- (4) 以下の式で吸収を補正し $F_n(\rho)$ を得る。

$$F_n(\rho) = G_n(\gamma_0) \frac{\sqrt{a(\gamma_0)}}{a(\gamma_0) + b(\gamma_0)} + (-1)^n G_n(-\gamma_0) \frac{\sqrt{b(\gamma_0)}}{a(\gamma_0) + b(\gamma_0)} \quad (1)$$

ただし、

$$a(\gamma) = \left(\frac{\gamma + \mu}{\gamma - \mu} \right)^n \quad (2)$$

$$b(\gamma) = \left(\frac{\gamma - \mu}{\gamma + \mu} \right)^n \quad (3)$$

- (5) $F_n(\rho)$ を逆変換し、再構成画像を得る。

表 1 に吸収補正における記号の定義を示す。

2.2 開口補正法

コリメータの影響を補正する方法として、位置に依存しないぼけ除去フィルタを利用するもの [8]、逐次近似的な補正法 [9]~[12]、位置に依存した補正を達成できるフーリエ領域での補正法 [13]~[15] などがあるが、ここでは吸収補正と同時に開口補正を行うため方法 [15] を採用する。

本研究で用いた開口補正の手順を以下に示す。

- (1) 投影データ $q(X, \phi)$ を X についてフーリエ

変換後、 ϕ についてフーリエ級数展開を行い、 $G(\gamma, n)$ を得る。

- (2) 以下の式で開口を補正する。

$$F(\gamma, n) = \frac{1}{H\left(\gamma, -\frac{n}{\gamma} + R\right)} G(\gamma, n) \quad (4)$$

- (3) $F(\gamma, n)$ を逆変換し、補正画像を得る。

表 2 に開口補正における記号の定義を示す。

2.3 吸収・開口補正

吸収補正と開口補正を同時に実施する場合には、まず、開口補正を行い、引き続き吸収補正を実施する。

2.4 ポアソン雑音による影響の低減

雑音の影響を考慮したシミュレーションにおいて、雑音による過度の周波数強調を低減するために、周波数空間上で投影データに次式のバターワースフィルタをかけた。

$$M(\gamma, n) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\sqrt{\gamma^2 + n^2}}{f_0} \right)^{2k}} \quad (5)$$

ここで、 k はバターワースフィルタの次数であり、 f_0 は遮断周波数である。本論文ではバターワースフィルタを補正過程で生じる雑音の強調を抑制する目的で使用しており、補正処理の一部と位置づけている。したがって、補正を行わない場合の結果に対してはバターワースフィルタを使用していない。

表 1 吸収補正における記号の定義

Table 1 Notations in attenuation correction.

ϕ	検出器の回転角度
X	ϕ 回転した座標系における検出器の位置
$p(X, \phi)$	吸収の影響を受けた投影データ
$l(X, \phi)$	X 軸から吸収体の縁までの距離
$g(X, \phi)$	正規化された投影データ
$G(\gamma, \phi)$	$g(X, \phi)$ の X についてのフーリエ変換
γ	X に対する空間周波数
$G_n(\gamma)$	正規化された投影データの円調和級数
$F_n(\rho)$	原画像の極座標フーリエ級数表現
ρ	極座標系の変数 r に対する空間周波数
μ	吸収係数
γ_0	$(\rho^2 + \mu^2)^{\frac{1}{2}}$

表 2 開口補正における記号の定義

Table 2 Notations in aperture correction.

$q(X, \phi)$	開口の影響を受けた投影データ
$G(\gamma, n)$	$q(X, \phi)$ のフーリエ級数表現
$H(\gamma, n)$	コリメータの伝達関数
R	検出器の回転半径
$F(\gamma, n)$	原画像のフーリエ級数表現

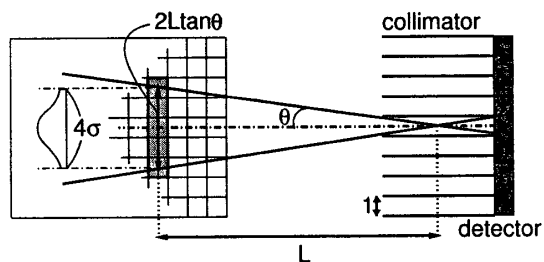


図 1 開口のモデル
Fig. 1 Aperture model.

2.5 コリメータのモデル

本研究では開口の影響を以下のようにモデル化した。まず、図 1 のように無限小の壁厚を有するコリメータを想定し、bin, すなわち、検出器における投影データのサンプル幅を 1 とした。そして、開口角 $\pm\theta$ の領域に物体を構成する画素の中心が存在する場合に、それらの画素が投影データに寄与するものとした。このように考えると、開口角が 0° の場合、すなわち、理想的なコリメータを用いて投影データを収集する場合は、幅 1 のストライプの領域と画像が交差する領域のみのデータが考慮されることになる。各画素が投影データにどのような割合で寄与するかについては、開口の張る角度領域の長さ（図 1 では $2L \tan \theta$ ）を 4σ の幅の正規分布に対応させ、該当する画素領域での正規分布の面積を重みとして乗じ、これを加えるものとした。

3. シミュレーション

3.1 シミュレーション条件

原画像 (γ 線源の分布) には 128×128 画素の Shepp ファントム (図 2(a)) を使用した。ここで 1 画素の大きさは 2.5×2.5 mm とし、ファントムの実際の大きさを 32×32 cm と仮定した。Shepp ファントムは元来頭部の構造を数値的に表現したものであるが、開口の影響が強く現れるのは、被検体の断面が大きくなる、すなわち検出器の回転半径が大きくなる場合であり、本論文ではファントムのサイズを大きくすることで吸収と開口の影響を顕著にさせ、補正の性能を確認しやすくした。 γ 線の吸収係数 (線減弱係数) はこのファントム内で一様とし、 0.15 (1/cm) を仮定した。これは、 140 keV の γ 線に対する水の吸収係数の値である。また、投影数は $0^\circ \sim 360^\circ$ において 256 (等角度間隔) とした。そして、1 方向の投影データは 128 サンプル点で構成した。また、一般に用いられているシンチレーション検出器の固有分解能を考慮するため

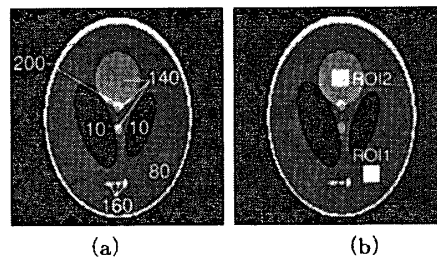


図 2 原画像 (a) と関心領域 (b)
Fig. 2 Original image (a) and regions of interest (b).

に、投影データに対して FWHM 3.2 mm の正規分布関数をコンボリューションした。

開口の影響を受けた投影データとしては、検出器の回転半径 R を 16 cm と 20 cm にして、開口角 θ は 1° と 2° 、ポアソン雑音については、これが存在しない場合と収集カウントを 8 M, 1.6 M としたものを作成した。これらの投影データに対し、吸収補正と開口補正を行った。また、投影方向数と補正精度との関係を見るために、投影方向数を 256 , 128 , 64 とするデータから補正を行った。

補正では、投影データを X 軸方向にフーリエ変換する際に、投影データの両側に 64 サンプル点を付加して、この値を 0 とした。更に、吸収補正において、 $G_n(\gamma)$ から $F_n(\rho)$ を作成する際、ラグランジェ補間を用い、サンプル点の前後 10 点ずつからその周波数の値を決定した。

3.2 補正画像の評価

補正画像の評価は次の 3 種類の方法によって行った。第 1 は原画像と対象画像との平均 2 乗誤差 (mean square error: MSE) による評価、第 2 は 2 個所の関心領域 (図 2(b) の ROI1 と ROI2) における平均値と標準偏差を用いた評価、第 3 は視覚的な画質評価である。ここで、関心領域内の画素数は 100 とした。

4. 結果と考察

ここでは、まず吸収の影響のみがある投影データに対する吸収補正、及び開口の影響のみがある投影データに対する開口補正の結果を示し、吸収と開口の両者の影響を受けた投影データに対する吸収・開口補正の結果を示し考察する。

4.1 吸収補正のみの効果

図 3 は吸収の影響のみがある投影データ (雑音なし、 8 M, 1.6 M カウント) に対して吸収補正を行った結果である。左側は吸収補正を行わない場合であり、再構成された SPECT 値が小さく、吸収補正後の

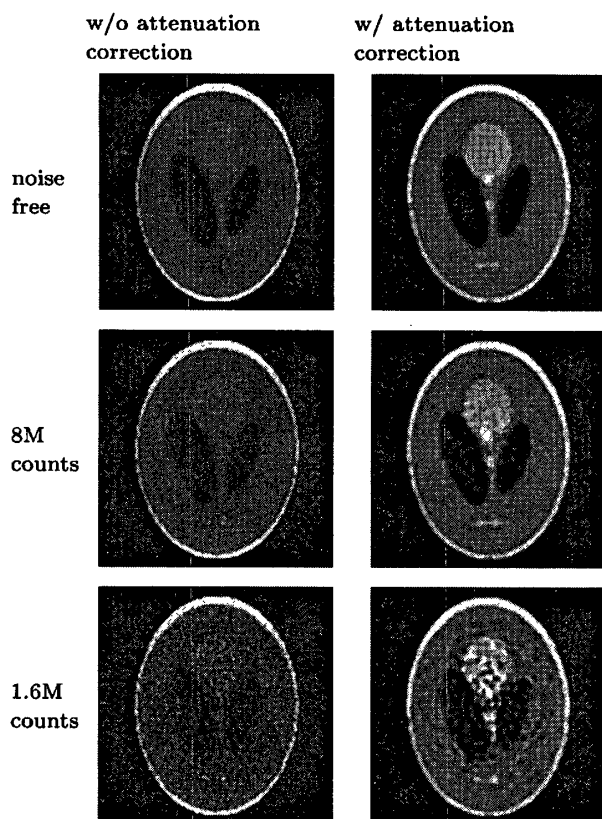


図3 吸収のみの影響のある場合の吸収補正
Fig. 3 Attenuation correction to the attenuated projection data.

画像と表示範囲を同じとすると細部が観察できないため、SPECT値の表示範囲を0~60として表示している。右側は吸収補正を行ったものであるが、こちらの表示範囲は0~200となっている。ここで使用した補正手法[7]は雑音を考慮した補正法であり、解析的な手法による補正法の中で最も優れたものである。我々は[2]~[7]の手法による補正を行い、結果を比較した上で本論文で最良の結果となったこの方法を採用した。この結果から、雑音を有する投影データに対しても雑音成分を過度に強調することなく、濃度ひずみが改善していることが確認できた。

4.2 開口補正のみの効果

図4は開口の影響のみを含む投影データに開口補正を行った結果である。雑音のない場合の結果を見ると、開口角 1° のときは空間分解能が向上したが、開口角が 2° のとき、Sheppファントムの外輪郭と相似形状のリングングがファントム内部に発生した。雑音がある場合には補正の過程で雑音を増幅させてしまうため、ここでは式(5)のバターワースフィルタを用いて、あらかじめ投影データの高周波成分をカットした。バター

ワースフィルタで用いたパラメータは、開口角 1° の場合、 $k=5$, $f_0=0.273$ 、開口角 2° の場合、 $k=5$, $f_0=0.156$ である。パラメータの設定では、様々な値で補正を行い、それを視覚的に評価し、雑音の影響を極端に強調しない範囲で最も開口の影響を補正する値を採用した。具体的にはファントム内の平坦部での変動の最大値が真値の3割程度以内に収まるような値を設定した。開口角 2° の場合は開口角 1° の場合に比べぼけの度合いが大きいため、開口補正において高周波をより強く強調する必要があるが、雑音も同時に強調してしまうため、バターワースフィルタの遮断周波数をより低く設定している。そのため補正後の画像も開口角 1° の場合に比べ、空間分解能の悪い画像となっている。ここでは8Mカウントと1.6Mカウントの二つのレベルの雑音の影響を比較しているが、両者でバターワースフィルタの遮断周波数は同一のものを用いている。これは、雑音のパワーの大きさが変わっても雑音を多く含む周波数帯域はほとんど変わらないためである。当然のことながら、バターワースフィルタをかけない場合には、1.6Mカウントの投影データより再構成される画像の劣化は8Mカウントのそれよりも大きくなる。いずれにせよバターワースフィルタなしの補正画像は、視覚評価に耐え得るものとはならなかった。雑音の抑制と空間分解能の改善は相反する要求となるが、遮断周波数を適切に選ぶことで画質を改善できていることが図4より分かる。

4.3 吸収・開口補正の効果

図5は吸収と開口の影響を含む投影データに吸収・開口補正を行った結果である。表示範囲は図3と同じく補正前が0~60、補正後が0~200である。雑音がない場合の補正画像は、図4の場合の画像とはほぼ一致している。すなわち、雑音のない場合の開口角 2° の再構成画像にもやはりリングングが発生したが、これは図4の開口の影響のみを有する投影データに対する補正画像と同程度となり、吸収補正の効果と開口補正の効果を別個に論ずることができることを意味する。そして、開口補正の特性が最終的な補正画像の画質を大きく左右する結果となった。すなわち、吸収の影響は十分に補正されているということである。図6に雑音がない場合の開口角 1° 、回転半径20cmの再構成画像の中央部を縦方向に切断した濃度プロファイルを示した。この図から吸収補正によって濃度ひずみがほぼ正確に補正され、開口補正によって空間分解能が改善していることが定量的に示された。雑音を有する投

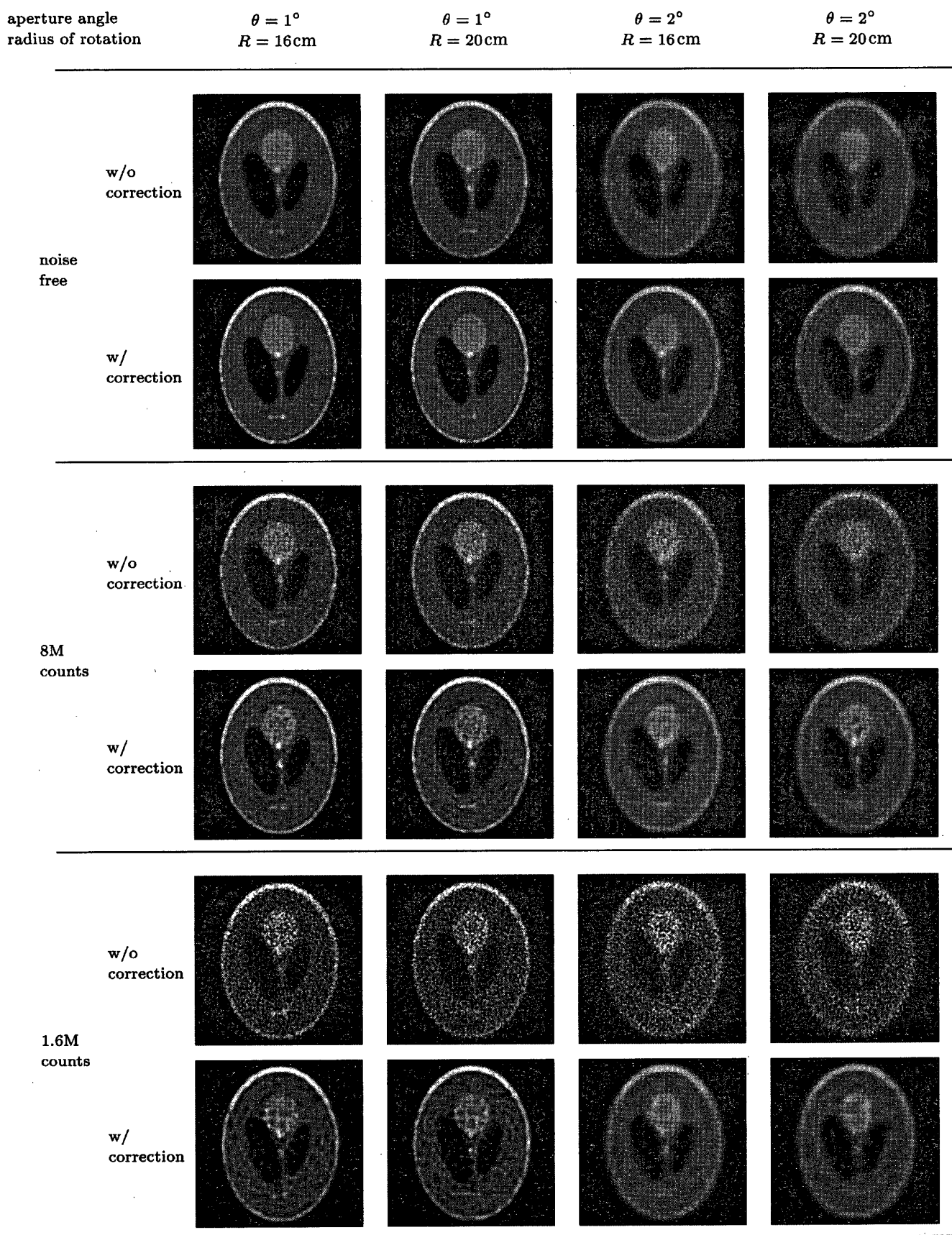


図 4 開口のみの影響がある場合の開口補正
Fig. 4 Aperture correction to the projection data with aperture effect.

論文/SPECT における吸収と開口の解析的補正法に関する研究

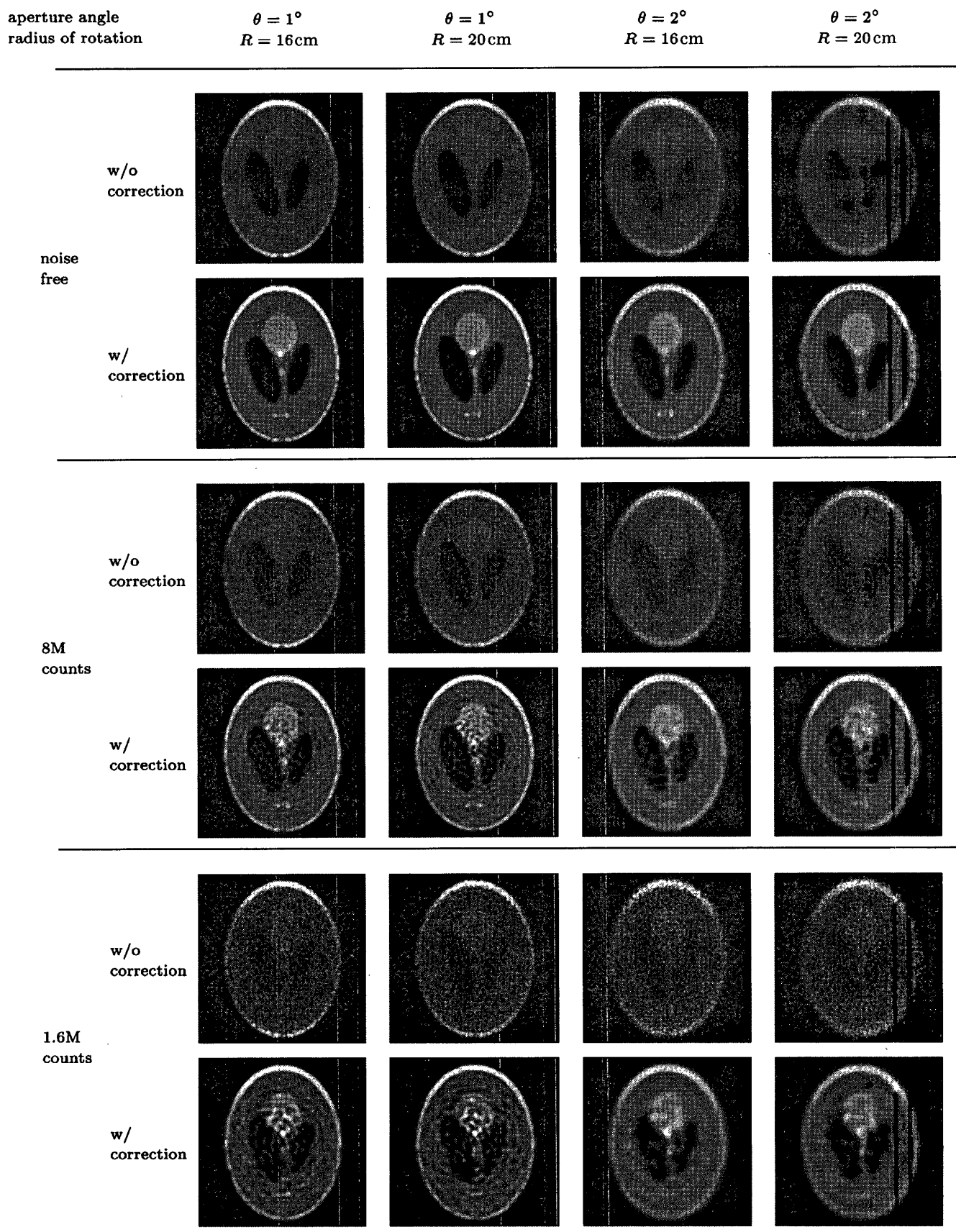


図 5 吸収と開口の影響がある場合の吸収開口補正

Fig. 5 Attenuation and aperture correction to the attenuated projection data with aperture effect.

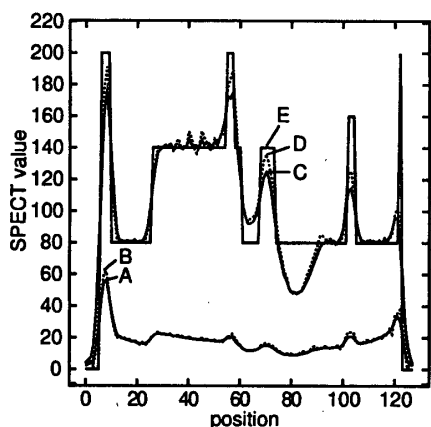


図 6 再構成画像の中央部を縦方向に切断したプロファイル ($\theta = 1^\circ$, $R=20$ cm) A: 吸収補正なし, 開口補正なし, B: 吸収補正なし, 開口補正あり, C: 吸収補正あり, 開口補正なし, D: 吸収補正あり, 開口補正あり, E: 原画像

Fig. 6 Longitudinal profiles of reconstructed images at the center ($\theta = 1^\circ$, $R = 20$ cm). A: attenuation corr.(-), aperture corr.(-), B: attenuation corr.(-), aperture corr.(+), C: attenuation corr.(+), aperture corr.(-), D: attenuation corr.(+), aperture corr.(+), E: original image.

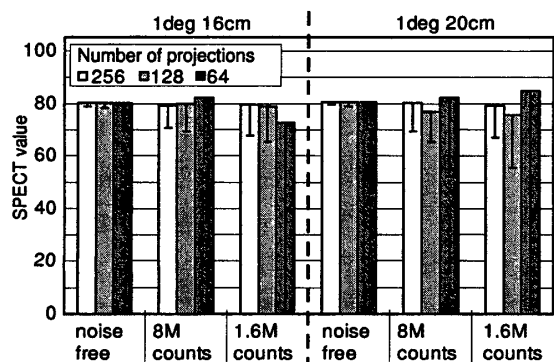


図 7 ROI1 における平均値と標準偏差 ($\theta = 1^\circ$, $R = 16, 20$ cm)

Fig. 7 Mean and standard deviation in ROI1. ($\theta = 1^\circ$, $R = 16, 20$ cm).

影データに対しては、バターワースフィルタを用いた雑音除去を行った。パラメータは 4.2 と同じ値を用いた。この場合でも、図 4 とほぼ同様の結果が得られた。

4.4 投影データ数について

図 7~図 10 は投影データ数が補正精度に与える影響を調べたものである。図 7, 図 8 は開口角が 1° で、回転半径が 16 cm と 20 cm の場合の二つの関心領域 (ROI1, ROI2) についての基礎統計量である。また、図 9 は MSE, 図 10 は再構成画像の中心での濃度プロファイルである。256 投影と 128 投影を用いた場合の平均と分散を比較すると、その補正精度の違いはわず

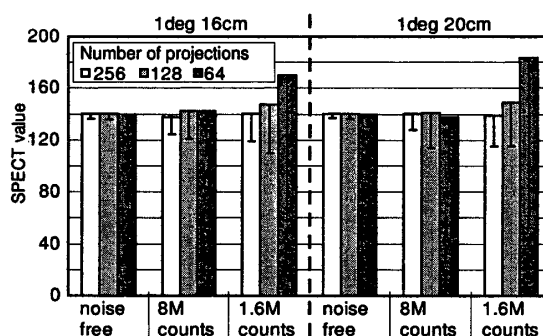


図 8 ROI2 における平均値と標準偏差 ($\theta = 1^\circ$, $R = 16, 20$ cm)

Fig. 8 Mean and standard deviation in ROI2. ($\theta = 1^\circ$, $R = 16, 20$ cm).

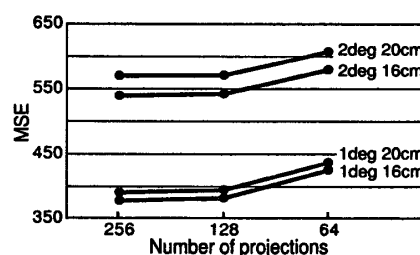


図 9 投影数と MSE の関係

Fig. 9 Mean square error v.s. numbers of projections.

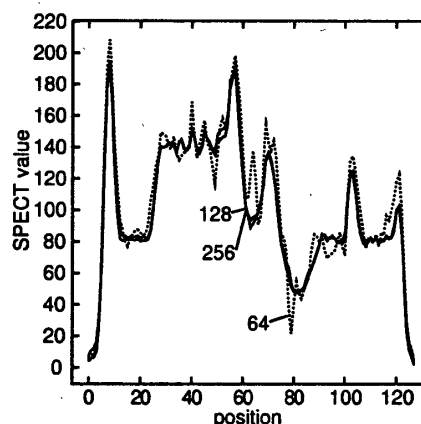


図 10 再構成画像の中央部を縦方向に切断したプロファイル ($\theta = 1^\circ$, $R = 20$ cm) 投影数: 256, 128, 64
Fig. 10 Longitudinal profiles of reconstructed images at the center. ($\theta = 1^\circ$, $R = 20$ cm). Numbers of projections: 256, 128 and 64.

かなものであるが、64 投影の場合では著しく画質が劣化していることがわかる。これは投影データ数が少ない場合には補正に限界があることを示している。すなわち、投影数の減少により角度サンプリングが粗くなり、そのため補正精度を上げられなかったものと考えられる。一般に、2 検出器や 3 検出器型の SPECT 装置を用いれば、実際の臨床でも 120~180 の投影データの収集ができる。今回のシミュレーションにおいて

論文/SPECTにおける吸収と開口の解析的補正法に関する研究

128 投影の場合でも良好な画像が得られたことから、本手法が臨床でも有用になり得ると考えられる。

5. む す び

SPECT 画像の定量性を損なう原因のうち、吸収とコリメータの開口を取り上げ、これらに対する解析的補正法を組み合わせた手法の臨床応用での有効性の検討を行った。この結果、開口角が片側 1° 程度であれば空間分解能の改善が期待できること、解析的な吸収・開口補正では雑音に対する十分な配慮が必要であること、128 投影でも補正が可能であることなどが明らかとなった。

文 献

- [1] S.C. Moore, K. Kouris, and I. Cullum, "Collimator design for single photon emission tomography," *Eur. J. Nucl. Med.*, vol.19, no.2, pp.138-150, Feb. 1992.
- [2] S. Bellini, M. Piacentini, C. Cafforio, and F. Rocca, "Compensation of tissue absorption in emission tomography," *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.*, vol.27, no.3, pp.213-218, March 1979.
- [3] O.J. Tretiak and C.E. Metz, "The exponential Radon transform," *SIAM J. Appl. Math.*, vol.39, no.2, pp.341-354, Feb. 1980.
- [4] E. Tanaka, "Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol.7, no.4, pp.692-700, April 1983.
- [5] T. Inouye, K. Kose, and A. Hasegawa, "Image reconstruction algorithm for single photon emission computed tomography with uniform attenuation," *Phy. Med. Biol.*, vol.39, no.3, pp.299-304, March 1989.
- [6] C.E. Metz and X. Pan, "A unified analysis of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform with implications for noise control in SPECT," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.14, no.4, pp.643-658, April 1995.
- [7] 工藤博幸, 斉藤恒雄, "SPECT における解析的画像再構成法の体系化と雑音伝搬特性," *信学論 (D-II)*, vol.J79-D-II, no.5, pp.977-988, May 1996.
- [8] M.A. King, S.J. Glick, B.C. Penney, and R.B. Schwinger, "Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering," *J. Nucl. Med.*, vol.28, no.7, pp.1192-1198, July 1987.
- [9] 勝 治人, 尾川浩一, "SPECT におけるコリメータ開口の反復補正法," *信学論 (D-II)*, vol.J76-D-II, no.2, pp.199-205, Feb. 1993.
- [10] K. Ogawa and H. Katsu, "Iterative correction method for shift-variant blurring caused by collimator aperture in SPECT," *Annal. Nucl. Med.*, vol.10, no.1, pp.33-40, Feb. 1996.
- [11] B.M.W. Tsui, H.B. Hu, D.R. Gilland, and G.T. Gullberg, "Implementation of simultaneous attenuation

and detector response correction in SPECT," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.35, no.1, pp.778-783, Feb. 1988.

- [12] H.C. Gifford, M.A. King, R.G. Well, W.G. Hawkins, M.V. Narayanan, and P.H. Pretorius, "LROC analysis of detector-response compensation in SPECT," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.19, no.5, pp.463-473, May 2000.
- [13] K. Ogawa, S. Paek, M. Nakajima, S. Yuta, A. Kubo, and S. Hashimoto, "Correction of collimator aperture using shift-variant deconvolution filter in gamma camera CT," *SPIE Proc. Medical Imaging II: Image Processing*, vol.914, pp.699-706, Feb. 1988.
- [14] R.M. Lewitt, P.R. Edholm, and W. Xia, "Fourier method for correction of depth-dependent collimator blurring," *SPIE Proc. Medical Imaging III: Image Processing*, vol.1092, pp.232-243, Feb. 1989.
- [15] W. Xia, R.M. Lewitt, and P.R. Edholm, "Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.14, no.1, pp.100-115, March 1995.

(平成 15 年 4 月 2 日受付, 7 月 22 日再受付)



石川 亮

平 15 法政大・工・電子情報卒。現在、同大大学院修士課程在学中。医用画像処理の研究に従事。



尾川 浩一 (正員)

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 法政大・工・助教授。平 10 同大・工・教授。画像処理、放射線計測の研究に従事。工博。平元日本医用画像工学会論文賞、平 3 日本核医学会賞各受賞。IEEE, SNM, 日本医学放射線学会, 日本核医学会等各会員。