



Title	Non-Collimatorによるシンチグラムの画像復元について
Author(s)	久保, 直樹; 花田, 博之
Citation	北海道大学医療技術短期大学部紀要, 8, 151-156
Issue Date	1995-12
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/37594
Type	bulletin (article)
File Information	8_151-156.pdf



[Instructions for use](#)

原 著

Non-Collimator によるシンチグラムの画像復元について

久保 直樹・花田 博之

Non-Collimated Scintigram Image Restoration

Naoki Kubo and Hiroyuki Hanada

Abstract

We have conducted restoration experiments concerning non-collimated scintigram's. The scintigram consisted of a ^{99m}Tc -filled liver slice phantom, with the phantom-camera distance (PCD) at 0cm. The sensitivity was set at 1.0×10^3 utilizing a low-energy high-resolution collimator. This image was restored along with a "difference image" by a spatial filter. The "difference image" according to an unsharp-masking technique was obtained by subtracting the PCD 2.3cm image from the PCD 0cm image. From this relationship, we evaluated the images utilizing the normalized mean-squared errors (NMSE) of the phantom. NMSE of the non-collimated image, the restored non-collimated image by the spatial filter, and the restored "difference image" by the spatial filter, were as follows: 0.56, 0.54, and 0.53 respectively. The restored "difference image" by a spatial filter technique restored the outline of the phantom. Therefore, this technique may be useful clinically for such procedures detecting a large cold spot as lung perfusion scintigraphy.

要 旨

我々は non-collimator によって得られたシンチグラムの画像復元について実験した。 ^{99m}Tc で満たした肝スライスファントムを non-collimator にてファントム-カメラ間距離 0 cm で収集した。このときの感度は低エネルギー高分解能 collimator 使用時の 1.0×10^3 倍であった。non-collimator で収集した画像を非鮮鋭度マスク処理の応用と実空間フィルタの併用で復元した。非鮮鋭度マスク処理の応用とはファントム-

カメラ間距離が相違する二つの画像の差分像(距離 0 cm の像から距離 2.3 cm の像を引いた像)を計算することである。平均 2 乗誤差を求めると non-collimator の像で 0.56, 実空間フィルタのみの処理像で 0.54, 差分像を求め実空間フィルタ処理した像が 0.53 であった。以上のように差分像を実空間フィルタ処理した像が最も真の画像に近かった。またファントムの外観を描出可能だったので肺血流シンチグラフィなど欠損像が大きい疾患を対象とする検査への応用が考えられた。

北海道大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

Department of Radiological Technology, College of Medical Technology, Hokkaido University

1. はじめに

シンチグラムは投与した放射性医薬品を、 γ 線の検出で画像化したものである。また、放射性医薬品の分布を数値化して評価することも可能である。そのため疾患において臓器で起こる生体活動の異常を鋭敏に捉えることができる¹⁾。

現在、シンチグラフィにはアンガー型シンチレーションカメラ（以下カメラ）を使用する。このカメラには必ず collimator を装着する。この collimator とは図1に示すように、被写体から放射される γ 線のうち特定方向のみを通過させて、検出器上に γ 線の像を形成させる役割を持つ。これは光学系カメラのレンズに相当する。構造としては鉛孔を多数配列した形となる。

このように collimator は大部分の γ 線を遮蔽することとなり感度を著しく低下させる原因となっている。そのためカメラの感度はシンチレータの計数効率と collimator の効率によって決定される²⁾。

つまり collimator を使用せずシンチレータ検出器のみで撮像した場合（以下この条件を non-collimator と呼ぶ）感度を飛躍的に向上させることが期待できる。だがこの撮像条件だけでは γ 線像は形成されない。しかしこのシンチグラムから診断可能な情報を抽出でき得た場合、検査時間の短縮、放射性医薬品の投与量の減少と利点は多い。そこで本研究は non-collimator で得られたシンチグラムを画像処理し復元が可能であるか実験を試みた。

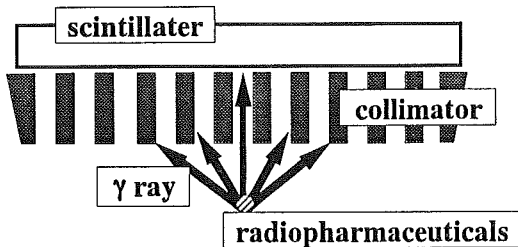


図1 collimator の模式図

2. 理 論

2. 1 画像復元の方法 その1 復元フィルタについて

空間的ボケにより劣化した画像は、復元フィルタで回復できる³⁾。このフィルタは空間的ボケの回復と雑音の抑制を同時に達成することができ、核医学画像処理において重要な位置を占めている⁴⁾⁻⁷⁾。その際に1次元で空間周波数特性を決定し実空間フィルタとして施すことも行われている。

復元フィルタの一つとして次式がある⁸⁾。

$$W(f) = \frac{\exp(-\pi^2 \cdot f^2 \cdot m^2 / 2.773)}{\{\exp(-\pi^2 \cdot f^2 \cdot m^2 / 2.773)\}^2 + c} \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 f は1次元の空間周波数、 m と c はフィルタの特性を決定するパラメータである。

2. 2 画像復元の方法 その2 非鮮鋭度マスク処理について

空間的ボケで劣化した画像を回復する一手段として非鮮鋭度マスク処理がある⁹⁾。この手法は3段階からなり、初めに原画像 $f(x,y)$ をマスク $h(x,y)$ で処理し非鮮鋭化する。つまり原画像から空間低周波成分のみを抽出する。次に原画像から先ほど非鮮鋭化した画像を減算した像（差分像）を計算する。最後に原画像へ、係数をかけた差分像を加算する。式に表すと次式になる。

$$g(x, y) = f(x, y) + K \cdot [f(x, y) - f(x, y) * h(x, y)] \dots\dots\dots (2)$$

ただし、 $g(x,y)$ は復元した像、 K は強調係数、 $*$ はコンボリューションを表す。非鮮鋭度マスク処理の性質としては空間的ボケの回復を行うのみである。

2. 3 非鮮鋭度マスク処理の応用について

今回非鮮鋭度マスク処理の理論を応用した手

法を開発した。この方法は2種類の観測条件の違う画像の収集から始まる。一方の種類は原画像と同じ観測条件である。もう片方は原画像より空間的ボケを含む、つまり非鮮鋭化する観測条件で収集する。式(2)において強調係数 K を比較的大きくした場合、第1項は無視され、第2項のみと近似できる。そこで原画像から、非鮮鋭化するようにして観測した画像を減算し、差分像を求める。この手法の特徴としてはマスク $h(x,y)$ で処理する過程を省略できたことである。このことでマスク $h(x,y)$ のコンボリューションカーネルの大きさ(マスク処理の計算範囲)の任意性や、計算誤差を取り除くことができる。最後に復元フィルタを併用することで雑音の抑制も行う。

3. 方法

3.1 使用機器

シンチレーションカメラは東芝社製 GCA-602A であった。

ファントムは京都科学社製 International Atomic Energy Agency 肝スライスファントムであった。このファントムは縦20cm横13cmの大きさで、ファントム内には大小8個の円形の欠損部があり、そのうち最大のものは4cm径である。

3.2 感度の測定

低エネルギー高分解能 collimator を装着した場合と non-collimator の感度を比較するために以下の測定を行った。被写体には肝スライスファントム(以下ファントム)に^{99m}Tc 溶液4.2MBq を封入したものを使用した。測定にはカメラのシステムに既存するプログラムを使用した。単位は cps (counts/second) であった。

3.3 Non-collimator によるファントム像の収集

方法3.2で使用したファントムをマトリッ

クス128×128, 計数は5000kcounts で収集した。線源-カメラ距離(以下距離)は0cmとした。

3.4 復元フィルタのみによる処理

方法3.3による non-collimator の画像を復元フィルタで処理した。復元フィルタは式(1)を使用した。パラメータの最適値は明確にはなっていないのでパラメータ m を1.0, 3.0, 5.0, 7.0, 9.0と変化させた。そしてそれぞれのパラメータ m に対して、パラメータ c を 1.0×10^{-3} , 2.0×10^{-3} , 3.0×10^{-3} , 4.0×10^{-3} , 5.1×10^{-2} , 1.0×10^{-1} , 1.5×10^{-1} とした。つまり全部で35種類のフィルタ処理を試みた。

処理に際しては25点×25点の実空間フィルタに変換して使用した。

3.5 点広がり関数の測定

非鮮鋭度マスク処理の応用の手法に際して、先ず点広がり関数の測定を行った。点線源には^{99m}Tc 溶液400kBq を使用した。マトリックス128×128にて、計数は5000kcounts まで収集した。条件は non-collimator であった。

距離は2種類にし、一つは0cm, もう一つは発泡スチロール板を間に置くことで2.3cmにした。収集した点像のプロファイルカーブを測定することで点広がり関数および半値幅を求めた。

3.6 非鮮鋭度マスク処理の応用

方法3.5において距離2.3cmの条件は距離0cmより非鮮鋭化していることを確認したのち、距離2.3cmの条件のファントム像を収集する。距離以外の条件は方法3.3と同じである。この像を先ほどの距離0cmの像から減算することで差分像を作成する。そして方法3.4と同じように35種類のフィルタ処理を行った。

3.7 画像評価について

得られた画像が、どの程度真の画像に忠実かを表す指標として、平均2乗誤差がある。これ

は次式になる¹⁰⁾。

$$NMSE = \frac{\sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M (r'_{lm} - b_{lm})^2}{\sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M b_{lm}^2}$$

ただし、 b_{lm} はファントムの真の画像である。

r'_{lm} は、方法3. 3で収集した non-collimator の像, 方法3. 4で行った復元フィルタのみによる像, 方法3. 6による非鮮鋭度マスク処理の応用手法の像の3種類である。この際画像の中央に1 cm×2 cmの関心領域を取り、その平均値が50countsと、それぞれの画像が一致するように規格化した。

3. 8 空間的ボケの程度について

ニトカ法¹¹⁾の考え方を応用し、空間的ボケの程度を求めた。これは方法3. 7で規格した画像にファントムの外縁を型どった関心領域を設定し、その領域以外の全 count を測定した。count が低いほど空間的ボケが少ない、つまりファントムが存在しない部分への像の広がりが少ないことを意味する。

4. 結 果

4. 1 感度について

低エネルギー高分解能 collimator を装着した場合感度は 1.78×10^{-1} kepsであった。しかし non-collimator では 1.80×10^2 keps と 1.0×10^3 倍の値を示した。

4. 2 Non-collimator によるファントム像

図2に non-collimator の画像を示す。実線はファントムの外縁を表す。像はファントムの形のみならず、広くひろがってしまっていた。また4 cm径の欠損部も明らかになっていなかった。

4. 3 線源-カメラ間距離と点広がり関数について

今回測定した点広がり関数を図3に示す。距離0 cmで半値幅は74.5mm, 距離2.3cmでは半値幅

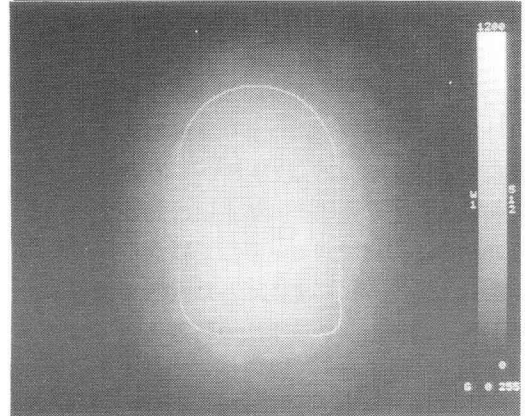


図2 ファントム-カメラ間距離0 cmにおける non-collimator の画像。実線はファントムの外縁を表す。

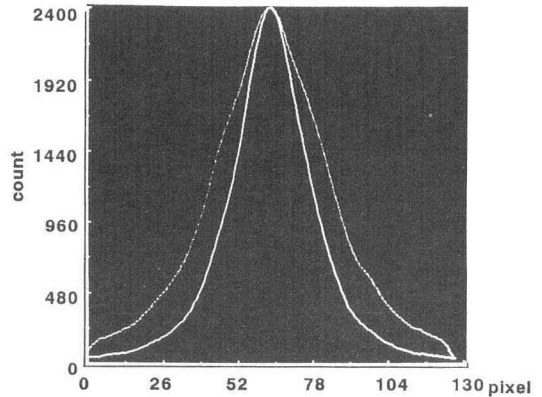


図3 点広がり関数。実線は線源-カメラ間距離0 cmの条件, 点線は線源-カメラ間距離2.3cmの条件。

113.0mmであった。

このことから距離0 cmより距離2.3cmの画像は非鮮鋭化していることが確かめられた。このことにより方法3. 6が実行できた。

4. 4 復元した画像と画像評価

復元する前の non-collimator の画像の平均2乗誤差は0.56であった。

35種類のフィルタ処理を施したなかで最良になった画像の平均2乗誤差は、方法3. 4の non-collimator の画像復元では0.54, 方法3. 6の差分像の復元では0.53であった。

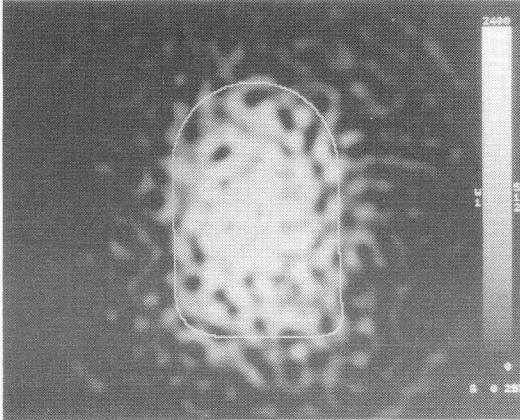


図4 ファントム-カメラ間距離 0 cm における non-collimator の像の復元画像。実線はファントムの外縁を表す。

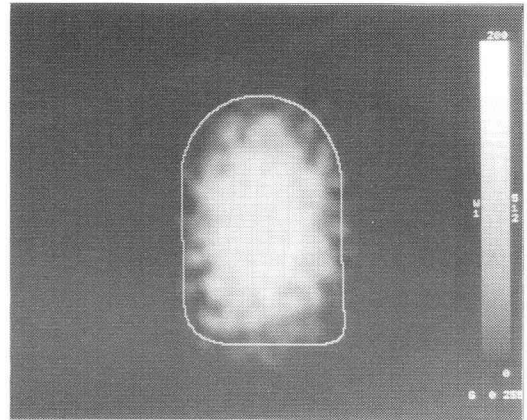


図6 差分像の復元画像。実線はファントムの外縁を表す。

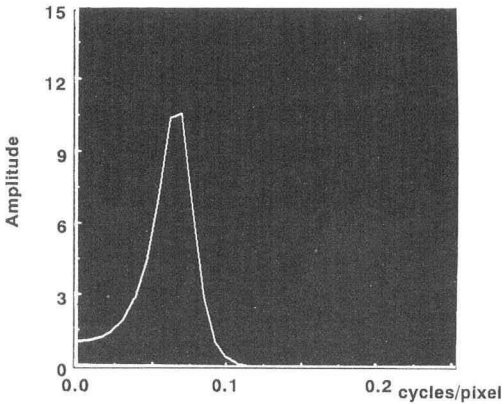


図5 図4の復元に使用したフィルタの空間周波数特性。パラメータ m は7.0, パラメータ c は 2.0×10^{-3} 。

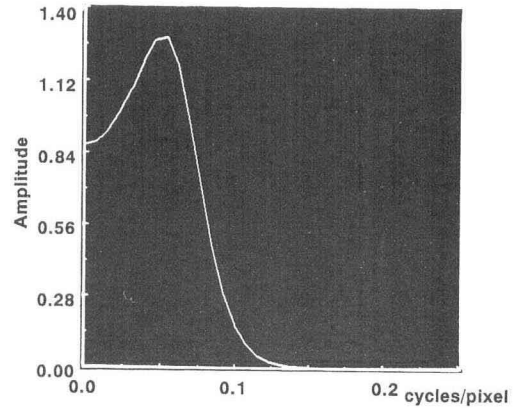


図7 図6の復元に使用したフィルタの空間周波数特性。パラメータ m は5.0, パラメータ c は 1.5×10^{-1} 。

図4には最良であったフィルタ処理後の non-collimator の画像の復元画像を示す。そのときのフィルタの空間周波数特性を図5に示す。また図6には方法3. 6による差分像の、最良であったフィルタ処理後の復元を示す。そのときのフィルタの空間周波数特性を図7に示す。

以上のことから差分像の復元が、他の方法より真の画像に近いことが平均2乗誤差の結果で示された。しかし図6においても4 cm径の欠損部は明らかにはならなかった。

4. 5 空間的ボケの程度について

ファントムの外縁を型どった関心領域以外の count は、non-collimator の画像で99547counts, その復元画像で50384countsであった。それに対し差分像の復元画像は26345countsと、他の画像より大幅に減少していた。このことから差分像の復元が他に比べ空間的ボケ、つまり不適切な像の広がりが少ないことが示された。

5. 考 察

感度において non-collimator では、低エネルギー

ギー高分解能 collimator 使用時の 1.0×10^3 倍であった。このことは投与する放射性医薬品の放射能を極端に少なくできることを意味する。あるいは検査時間の大幅な短縮を可能とし、被検者の負担を軽くする。

しかし non-collimator の画像のままでは画面全体に広がっている像なので、放射性医薬品の分布を画像化していることにはならない。

今回の実験では、差分像に復元フィルタを使用することでファントムの形状を画像化することが達成できた。

この手法が臨床応用可能か以下に述べる。まず現在シンチグラムは数mmのオーダーの分布を描出できる。今回の手法はファントムの形状を描出することが限界で、現在のシンチグラムの空間分解能には及ばない。

しかし今回の手法は肺血流シンチグラフィへの応用が考えられる。なぜならば肺血流シンチグラフィの適応症のひとつに肺塞栓症があるが、このときの欠損は亜区域または肺葉に一致して比較的大きい欠損となるからである。そのため感度を飛躍的に向上させ得た本手法でも描出でき、診断に必要な情報を提供できる可能性がある。

今後としては、肺血流シンチグラフィのファントムを作成し、どの程度の診断能があるかの検討および、より一層の画像復元について研究していかねばならない。

6. ま と め

非鮮鋭化マスク処理の応用と復元フィルタを併用した手法を行うことで、non-collimator によるシンチグラムの画像復元の可能性を示すことができた。

7. 謝 辞

稿を終えるにあたり、本学医療技術短期大学部山口成厚教授に深謝致します。

引 用 文 献

- 1) 濱本 研：画像診断における核医学の役割，MEDIX. 21：1-2, 1991.
- 2) 久田欣一，古館正從，佐々木康人：最新臨床核医学，34-53, 1987，金原出版株式会社，東京.
- 3) Mark T. Madsen：A Method for obtaining an approximate Wiener filter, Med. Phys. 17(1)：126-130, 1990
- 4) 久保直樹：シングルフォトンエミッション CT におけるウィナーフィルタの設計，北海道大学医療技術短期大学部紀要，第6号，139-147, 1993.
- 5) 久保直樹：SPECT における Wiener Filter の設計と処理について，日本放射線技術学会雑誌，50(4)，535-537, 1994.
- 6) 久保直樹：投影データのパワースペクトルから設計した SPECT 画像復元フィルタについて，核医学，32(4)，395-403, 1995.
- 7) N. Kubo, K. Kanegae, C. Katoh, et al：Improvement of the partial volume effect using a filter based on a projection power spectrum, Eur J Nucl Med, Supplement to 21(10), s133, 1994.
- 8) 村瀬研也，望月輝一，杉内矩昭，石根正博，伊東久雄，小泉 満，他：核医学に於けるデジタル・フィルタの応用，MEDIX, VOL. 16：41-50, 1984
- 9) Leh-Nien D. Loo, Kunio Doi, Charles E. Metz：Investigation of basic imaging properties in digital radiography, Med. Phys. 12(2)：209-214, 1985
- 10) Bill C. Penny, Michael A. King, Ronald B. Schwinger：Constrained least-squares restoration of nuclear medicine images：Selecting the coarseness function, Med. Phys. 14(5)：849-858, 1987
- 11) 日本放射線技術学会放射線総合委員会編：放射線技術学用語集，115, 1984，日本放射線技術学会，京都.