

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3763165号  
(P3763165)

(45) 発行日 平成18年4月5日(2006.4.5)

(24) 登録日 平成18年1月27日(2006.1.27)

(51) Int. Cl. F I  
**GO 1 T 1/161 (2006.01)** GO 1 T 1/161 B  
**GO 1 T 1/164 (2006.01)** GO 1 T 1/164 B

請求項の数 1 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平8-160736                  (22) 出願日 平成8年5月31日(1996.5.31)                  (65) 公開番号 特開平9-318750                  (43) 公開日 平成9年12月12日(1997.12.12)                  審査請求日 平成14年6月10日(2002.6.10)</p>	<p>(73) 特許権者 000001993                  株式会社島津製作所                  京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地                  (74) 代理人 100093056                  弁理士 杉谷 勉                  (72) 発明者 春日 敏夫                  石川県金沢市法島町17-12サンフォニア犀川602                  (72) 発明者 熊澤 良彦                  東京都千代田区神田錦町1丁目3番地株式会社島津製作所東京支社内                  (72) 発明者 田島 廣巳                  京都府京都市中京区西ノ京三条坊町2-11島津エス・ディー株式会社内</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 S P E C Tの吸収補正方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に分布している核種から放出される複数のエネルギーピークの放射線を被検体外部において検出して各方向からの投影データを各エネルギーピークごとに収集し、この収集したエネルギーピークごとの投影データを用いて画像再構成演算を行なってエネルギーピークごとに再構成画像を得、各画素値の再構成画像間の比に、被検体の高エネルギー側ガンマ線に関する吸収係数をmH、低エネルギー側特性X線に関する吸収係数をmLとしたときに

$$a = mL / (mL - mH)$$

で求められる定数の因子aを、べき乗演算することによって各画素ごとの吸収補正係数を求め、該吸収補正係数を、一方の画像の対応する画素値に乗算して該画素値の吸収補正を行なうことを特徴とするSPECTの吸収補正方法。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、核医学診断分野あるいは理工学分野で利用されるSPECT装置(シングルフォトンエミッションCT装置)に関し、とくに、その吸収補正方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

SPECT装置は、シングルフォトン放出性の放射性核種の放射性同位元素(RI)を用

20

い、それから放出されるガンマ線を検出して核種の分布像を撮影するものである。たとえば人体にシングルフォトン放出性の放射性核種で標識された薬剤を投与すると、特定の臓器に集積する。そのとき人体の外部に放出されてくるガンマ線を、人体外に配置した検出器で検出する。検出器に入射するガンマ線の方角をコリメータで規制しながらその入射位置を検出し、その位置ごとに放射線事象をカウントすれば、投影データを収集することができる。このような投影データを多方向から得れば、フィルタ補正逆投影法などのアルゴリズムを用いて人体内のR Iの濃度分布像を再構成することができる。

#### 【0003】

このSPECT装置としては、ガンマカメラ回転型や、リング型などが知られている。被検体外でガンマ線を検出する検出器としてガンマカメラを用い、これを被検体の周囲に回転させるようにしたものが、ガンマカメラ回転型のSPECT装置である。リング型SPECT装置では、多数の検出器をリング型に配列し、そのリングの中央部に被検体を置く。

10

#### 【0004】

ところで、これらSPECT装置では、被検体の内部の核種からの放射線を外部において検出するため、その放射線が被検体の内部で吸収されてしまうことの影響を受けることが避けられない。そこで、再構成画像では被検体の中央部の濃度が異常に低いものとなったり、定量的な測定ができず精度が低いなどの問題が生じるので、その吸収の影響を補正する必要が生じる。

#### 【0005】

この吸収補正方法としては、均一吸収補正法と不均一吸収補正法の2種類に分類される。均一吸収補正法は、均一な吸収体（つまり被検体内の吸収係数が均一）を仮定して補正する方法であり、Sorenson法(Sorenson J.A. : Methods for quantitative measurement of radioactivity in whole body counting. Instrumentation in Nuclear Medicine, eds. Hine G.J. and Sorenson J.A., Vol.2, pp.311-348, Academic Press, New York, 1974)、Chang法(Chang L.T. : A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-25 : 635-643, 1978)、WBP(weighted back projection)法、RPC(radial post-correction method)法(Tanaka E., Toyama H. and Murayama H. : Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys. Med. Biol. 29 : 1489-1500, 1984)などが知られている。これらによれば、頭部SPECTの場合には比較的良好な結果が得られるためそのような場合に使用されている。

20

30

#### 【0006】

一方、不均一吸収補正法は、トランスミッションCTによって実際の被検体ごとに求めた吸収係数分布データを用いて厳密に吸収補正する方法である。

#### 【0007】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の吸収補正方法はいずれも問題を持っている。均一補正法は、頭部SPECTなどでは比較的良好な結果が得られるが、心筋SPECTのように周囲に肺、筋肉、骨などが存在して不均一な吸収体となっている場合、補正精度が悪く、再構成画像上にアーティファクト(偽像)を生じるため、不適である。

40

#### 【0008】

また、不均一吸収補正法は補正精度は高いが、トランスミッションCTデータ収集を別個に行なうため、特別なハードウェアが必要であり、さらに収集時間が長くかかったり、トランスミッションCT用の外部線源による放射線照射により患者の被曝も増え、また処理時間が長くかかるなどの欠点がある。

#### 【0009】

この発明は、上記に鑑み、周囲に肺、筋肉、骨などが存在して不均一な吸収体となっている場合でも比較的高い精度で吸収補正を行なうことができ、かつ再構成画像上のアーティファクトも小さく抑えることができる、新規なSPECTの吸収補正方法を提供すること

50

を目的とする。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、この発明による S P E C T の吸収補正方法においては、被検体内に分布している核種から放出される複数のエネルギーピークの放射線を被検体外部において検出して各方向からの投影データを各エネルギーピークごとに収集し、この収集したエネルギーピークごとの投影データを用いて画像再構成演算を行なってエネルギーピークごとに再構成画像を得、各画素値の再構成画像間の比に、被検体の高エネルギー側ガンマ線に関する吸収係数を  $m_H$ 、低エネルギー側特性 X 線に関する吸収係数を  $m_L$  としたときに

$$a = m_L / (m_L - m_H)$$

で求められる定数の因子  $a$  を、べき乗演算することによって各画素ごとの吸収補正係数を求め、該吸収補正係数を、一方の画像の対応する画素値に乗算して該画素値の吸収補正を行なうことが特徴となっている。

【 0 0 1 1 】

吸収体を通じた放射線の各エネルギーごとのカウントを測定し、その測定カウントデータのエネルギー間の比を求め、この比に対する定数の因子のべき乗を求めれば、これは、一方のエネルギーに関するカウントデータの補正係数となる。E C T 再構成画像の画素値と投影データの各カウントとの間には対応関係があるので、エネルギーごとに求めた再構成画像の画素値のエネルギー間の比に対する定数の因子のべき乗を補正係数として用いて一方の画像の画素値の補正を行なえば、この画像についての吸収補正が近似的に行なえたことになる。そして、上記の定数の因子というのは、各エネルギーについての吸収係数の差に対する一方のエネルギーについての吸収係数の比として考えられる。つまり、この定数の因子  $a$  は、被検体の高エネルギー側ガンマ線に関する吸収係数を  $m_H$ 、低エネルギー側特性 X 線に関する吸収係数を  $m_L$  としたときに

$$a = m_L / (m_L - m_H)$$

で求められる。そのため、この因子  $a$  は、水、筋肉、肺などであまり異なる値となる。そこで、同じ値の定数の因子を用いて吸収補正係数を求め、これにより吸収補正しても、水、筋肉、肺などの吸収係数の異なる吸収体が周囲にある場合でも良好に吸収補正することが可能となる。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

つぎに、この発明の実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 はこの発明をガンマカメラ回転型 S P E C T 装置に適用した実施形態を示すものである。この図において、被検体 10 の周囲にガンマカメラ 20 が矢印のように回転させられるようになっている（回転機構は図示しない）。このガンマカメラ 20 は、被検体 10 内の R I の濃度分布を検出面（シンチレータ 21 の面）に投影した、2次元の投影像を撮影するものである。ガンマカメラ 20 の回転角度は回転角度検出器 27 によって検出される。

【 0 0 1 3 】

ガンマカメラ 20 は、平板状のシンチレータ 21 と、その背面にライトガイド 22 を介して光学的に結合された多数のフォトマルチプライア ( P M T ) 23 とを備える。シンチレータ 21 の前面には放射線の入射方向を規制するためのコリメータ 25 が取り付けられる。たとえば、コリメータ 25 によってシンチレータ 21 に直角な方向の放射線のみが入射するようにさせられているとする。

【 0 0 1 4 】

入射した放射線は、シンチレータ 21 において発光し、その光がライトガイド 22 を経て P M T 23 に入射する。P M T 23 の出力は位置およびエネルギー演算回路 24 に送られる。各 P M T 23 の出力はそれらへの入射光量に対応しているため、発光位置に近い P M T 23 ほど大きな出力となる。そこで、位置およびエネルギー演算回路 24 は、この関係を利用して P M T 23 の出力をその位置に応じて重み付けして加算するなどにより、シン

10

20

30

40

50

チレータ 21 の平面方向における発光位置を表わす位置信号 X, Y を得る。また、全 P M T 23 の出力を加算すれば入射放射線のエネルギーに対応した波高値を持つパルスが得られるので、位置およびエネルギー演算回路 24 は、全 P M T 23 の出力を加算して得たエネルギー信号 Z を出力する。

【 0015 】

ここで、被検体 10 にはたとえば<sup>201</sup>Tl を核種として含む放射性薬剤が投与されているものとし、心筋 S P E C T や腫瘍 S P E C T を行なうものとする。この核種の場合、70 keV (および 80 keV) をピークとする特性 X 線と、167 keV をピークとするガンマ線とが放出され、そのエネルギースペクトルは図 2 のようになる。そこで、たとえばエネルギー分析器 26 におけるエネルギーウインドウを、これらに合わせて中心 70 keV、幅 20% と、中心 167 keV、幅 20% の 2 つに設定する。そして、エネルギー信号 Z のパルス波高値がこれらのウインドウのそれぞれに入ると、エネルギー分析器 26 は、低い方のウインドウに入ったときはデータ収集メモリ 28 に、高い方のウインドウに入ったときはデータ収集メモリ 29 に、それぞれ信号を送る。

10

【 0016 】

データ収集メモリ 28、29 では、エネルギー分析器 26 からの信号ごとに、位置およびエネルギー演算回路 24 からの位置信号 X, Y および回転角度検出器 27 からの回転角度信号で指定されるアドレスに「+1」を格納する(該アドレスでカウントする)。こうして、2つのデータ収集メモリ 28、29 には、ガンマカメラ 20 の各回転角度ごとの 2次元投影データが、エネルギーウインドウごとに収集されることになる。

20

【 0017 】

画像再構成装置 30 は、これらエネルギーウインドウごとの 2次元投影データのうち再構成しようとするスライス面に対応するもののみを取り出して、フィルタ補正逆投影法などのアルゴリズムを用いて画像再構成演算を行ない、エネルギーウインドウごとの画像(核種の分布像)を得る。これら 2つの画像は補正回路 31 に送られて吸収補正がなされる。ここでは、低エネルギー側のガンマ線放出確率は高エネルギー側に比較して 10 倍ほどであるから、この低エネルギー側の再構成画像に着目し、この画像の吸収補正を行なうものとする。

【 0018 】

補正回路 31 は、この 2つのデータ収集メモリ 28、29 に収集されたデータを用いてメモリ 28、29 の一方のデータの吸収補正を行なう。ここでは、低エネルギー側のガンマ線放出確率は高エネルギー側に比較して 10 倍ほどであるから、この低エネルギー側のデータを画像再構成に用いることとし、これの吸収補正を行なうことにする。

30

【 0019 】

70 keV についての再構成画像の各画素値(ECT 値)を  $P_L$  とすると、つぎの式(1)により補正後の画素値(ECT 値)  $P_{L0}$  を得る。

$$P_{L0} = P_L \cdot R^a \quad (1)$$

ここで、R は各画素ごとにつぎの式(2)で求められる。

$$R = (P_H / k) / P_L \quad (2)$$

$P_H$  は、高エネルギー側つまり 167 keV についての再構成画像の各画素値(ECT 値)である。k は、高エネルギー側(167 keV)のガンマ線の放出確率と、低エネルギー側(70 keV)の特性 X 線の放出確率との比であり、上記の通り 0.1 ほどである。

40

【 0020 】

R をべき乗する因子 a は、高エネルギー側ガンマ線に関する吸収係数  $m_H$  と低エネルギー側特性 X 線に関する吸収係数  $m_L$  とから、次式(3)により定数として求められる。

$$a = m_L / (m_L - m_H) \quad (3)$$

$m_L$ ,  $m_H$  は人体各組織によって異なり、a もそれに依りて異なるがあまり変わらない値となっている。これを表に示すと、つぎのようになる。

	mL [cm <sup>-1</sup> ]	mH [cm <sup>-1</sup> ]	a
水	0.194	0.146	4.04
筋肉	0.190	0.145	4.21
肺	0.0618	0.0463	3.99
骨	0.497	0.263	2.12

10

## 【 0 0 2 1 】

そこで、aを1 a 4.2の適当な定数として入力し、上記(2)式のように放出確率の比kで校正した高エネルギー側画素値P<sub>H</sub>と低エネルギー側画素値P<sub>L</sub>との比Rにaをべき乗して求めた補正係数R<sup>a</sup>を、上記(1)式のように低エネルギー側画素値P<sub>L</sub>に乗じて補正後の値を得る。これにより、低エネルギー側の画像の吸収補正がなされたことになる。

## 【 0 0 2 2 】

つぎに、この吸収補正方法の原理について説明する。図3に示すように、線源41における低エネルギー側(70keV)の特性X線の放出カウントをN<sub>L0</sub>、高エネルギー側(167keV)のガンマ線の放出カウントをN<sub>H0</sub>とし、これらが長さ(厚さ)xの吸収体42を通して吸収されたとする。吸収後のカウント値として、低エネルギー側につきN<sub>L</sub>、高エネルギー側につきN<sub>H</sub>がそれぞれ測定されたとすると、つぎの関係が成り立つ。

$$N_L = N_{L0} \cdot e^{-mL \cdot x} \quad (4)$$

$$N_H = N_{H0} \cdot e^{-mH \cdot x} \quad (5)$$

そのため、N<sub>L</sub>を補正してN<sub>L0</sub>を得るには、

$$N_{L0} = N_L \cdot e^{mL \cdot x} \quad (6)$$

の演算を行えばよい。

## 【 0 0 2 3 】

一方、N<sub>L0</sub>とN<sub>H0</sub>との比がkであるということは、つぎの式のように表わされる。

$$N_{H0} = k \cdot N_{L0} \quad (7)$$

そこで、(4)、(5)式と(7)式とを用いれば、(2)式はつぎのようになる。

$$R = (N_H / k) / N_L = e^{(mL - mH) \cdot x} \quad (8)$$

この(8)式の両辺をa乗したことを考えてみると、

$$R^a = e^{a \cdot (mL - mH) \cdot x} \quad (9)$$

であり、aは(3)式の通りであるから、結局

$$R^a = e^{mL \cdot x} \quad (10)$$

となる。つまり、(6)式における吸収補正係数e<sup>mL · x</sup>は、R<sup>a</sup>となる。このように(6)式および(10)式により測定カウントN<sub>L</sub>の吸収補正ができることが導き出される。

## 【 0 0 2 4 】

ところで、測定カウントと再構成画像の画素値との間には近似的に比例関係がある。つまり、吸収や散乱の影響が無視できるような条件下では、投影データを画像再構成演算して得た画像(ECT像)の中の関心領域の画素値(ECT値)は各方向の投影データの対応する位置におけるカウントの総和と比例関係を持つ(ただし、その比例定数は、再構成アルゴリズムや空間周波数フィルタ処理の種類によって異なる)。たとえば、線源分布が同じ場合に、収集時間を長くして各方向の投影データのカウントを2倍にすれば、再構成後の画像のECT値も2倍になる。そこで、N<sub>L</sub>とP<sub>L</sub>とを、およびN<sub>H</sub>とP<sub>H</sub>とを、それぞれ近似的に比例していると見なして、上記の測定カウントN<sub>L</sub>の補正方法を適用することが可能となる。すなわち上記(6)式、(8)式および(10)式を用いて、上記の(1)

50

式および(2)式を導き、再構成後の画像の吸収補正を行なうことができる。

【0025】

なお、上記では、核種として $^{201}\text{Tl}$ を用いたが、 $^{111}\text{In}$ や $^{67}\text{Ga}$ などの複数エネルギーピークを有する放射線を放出するものであれば、他の核種を用いることもできる。また、上記ではガンマカメラ回転型SPECT装置について説明したが、リング型SPECT装置にも同様に適用できることはもちろんである。

【0026】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明のSPECTの吸収補正方法によれば、心筋SPECTのような不均一な吸収体が周囲に存在する場合でも、比較的高い精度で吸収補正することができ、再構成画像上のアーティファクトも抑えることができ、定量性が改善され、診断精度が向上する。また、不均一吸収補正法のようにトランスミッションCTデータを収集する必要がないので、特別なハードウェアを用いなくて容易に吸収補正を行なうことができる。また、収集時間が余分にかかることや、患者の放射線被曝の問題、あるいは処理時間がかかる問題にも、無縁である。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施の形態を示すブロック図。

【図2】放射線エネルギースペクトルを示すグラフ。

【図3】原理説明のための模式図。

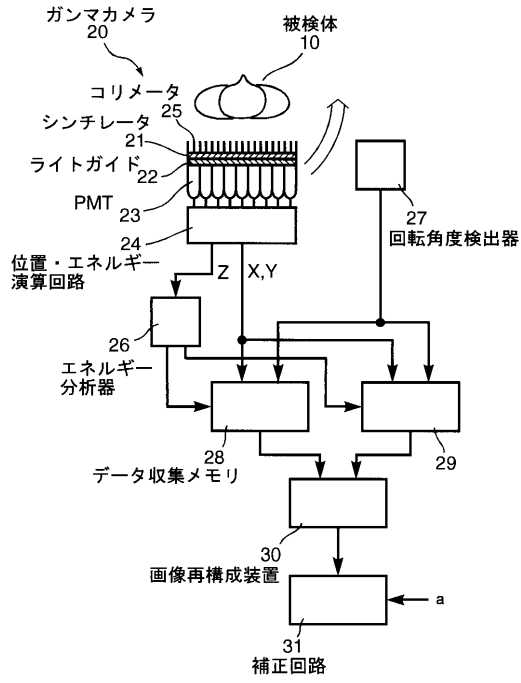
【符号の説明】

20

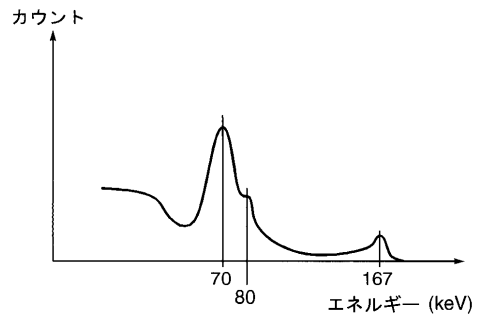
- 10 被検体
- 20 ガンマカメラ
- 21 シンチレータ
- 22 ライトガイド
- 23 フォトマルチプライア
- 24 位置およびエネルギー演算回路
- 25 コリメータ
- 26 エネルギー分析器
- 27 回転角度検出器
- 28 低エネルギー側データ収集メモリ
- 29 高エネルギー側データ収集メモリ
- 30 画像再構成装置
- 31 補正回路
- 41 線源
- 42 吸収体

30

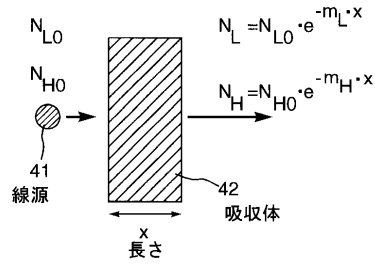
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

審査官 中塚 直樹

(56)参考文献 特開平07-318655(JP,A)  
特開平06-308243(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
G01T 1/00-7/12