

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-508
(P2004-508A)

(43) 公開日 平成16年1月8日(2004.1.8)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U	2 G 0 8 8
A 6 1 B 5/055	G 0 1 T 1/161 C	4 C 0 9 3
G 0 1 R 33/54	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 6
G 0 1 T 1/161	G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-70636 (P2003-70636)	(71) 出願人 590000248
(22) 出願日 平成15年3月14日 (2003.3.14)	コーニンクレッカ フィリップス エレク
(31) 優先権主張番号 10211485.4	トロニクス エヌ ヴィ
(32) 優先日 平成14年3月15日 (2002.3.15)	Koninklijke Philips
(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)	Electronics N. V.
	オランダ国 5621 ペーアー アイン
	ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
	1
	Groenewoudseweg 1, 5
	621 BA Eindhoven, T
	he Netherlands
	(74) 代理人 100070150
	弁理士 伊東 忠彦
	(74) 代理人 100091214
	弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

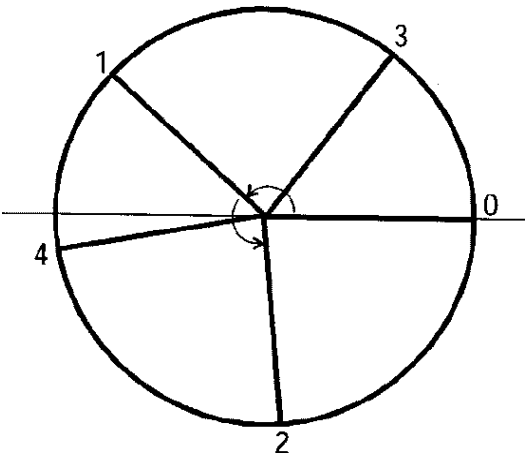
(54) 【発明の名称】 オブジェクト関数の決定方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】改善された画像システム用の方法を見つけることを目的とする。

【解決手段】近似画像を決定して反復再構成アルゴリズムを用いることにより、オブジェクトの投影によりオブジェクト関数が生成される方法に関する。この種類の画像生成システムは一般的に、オブジェクトの画像が、処理過程においてオブジェクト自体が切断又は破壊されることなく生成されるべき場合に使用される。この方法では、オブジェクトの投影が、最大角度範囲内の異なる投影方向から得られる。1つの反復サイクルにおいて、オブジェクト関数の近似画像と1つの投影を使用して、再構成アルゴリズムを用いながら、新しい近似画像を計算する。新しい近似画像は、次の反復サイクルにおいて、異なる投影方向からの投影と共に新しい近似画像を生成する。連続する反復サイクルにおいて、黄金分割による最大角度範囲の分割から得られる角度で異なる投影方向を有する投影が使用される。

【選択図】 図 2 a



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

反復再構成アルゴリズムを用いて、異なる投影方向から得られるオブジェクトの投影からオブジェクト関数を決定する方法であって、1つの反復サイクルは、

- a) 近似画像 I_{i-1} の投影によって、実際に獲得される投影 p_i の投影方向 g_i における投影 q_i を決定する段階と、
- b) 上記実際に獲得される投影 p_i と上記投影 q_i との差から補正情報を決定する段階と、
- c) 上記近似画像 I_{i-1} と、逆投影された上記補正情報とから新しい近似画像 I_i を決定する段階と、
- d) 前の投影方向 g_i から、少なくとも近似で、角度 $g = g \cdot m_{ax}$ (ただし、 m_{ax} は投影を作成する際に使用される全角度範囲を表し、 g は黄金分割の比を表す) で異なる投影方向 g_i を有する新しい投影 p_i を画成する段階と、
- e) アボート条件が満たされるまで、上記段階 a) 乃至段階 d) を繰り返し実行する段階とを含む方法。

10

【請求項 2】

上記段階 d) において、上記計算された投影方向に最も近い、実際に獲得された投影の投影方向が、新しい投影方向として画成されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

実際に獲得される投影の総数は、フィボナッチ数であることを特徴とする請求項 2 記載の方法。

20

【請求項 4】

複数の異なる投影方向から獲得される複数の投影から、オブジェクト又はオブジェクト範囲のオブジェクト関数を生成するシステムであって、

反復再構成アルゴリズムを行うデータ処理ユニットを含み、

上記反復再構成アルゴリズムは、

- a) 近似画像 I_{i-1} の投影によって、実際に獲得される投影 p_i の投影方向 g_i における投影 q_i を決定する段階と、
- b) 上記実際に獲得される投影 p_i と上記投影 q_i との差から補正情報を決定する段階と、
- c) 上記近似画像 I_{i-1} と、逆投影された上記補正情報とから新しい近似画像 I_i を決定する段階と、
- d) 前の投影方向 g_i から、少なくとも近似で、角度 $g = g \cdot m_{ax}$ (ただし、 m_{ax} は投影を作成する際に使用される全角度範囲を表し、 g は黄金分割の比を表す) で異なる投影方向 g_i を有する新しい投影 p_i を画成する段階と、
- e) アボート条件が満たされるまで、上記段階 a) 乃至段階 d) を繰り返し実行する段階とを含むことを特徴とする方法。

30

【請求項 5】

X線検出器を具備し、PET 処理によって、上記オブジェクト又はオブジェクト領域の上記オブジェクト関数を決定するよう構成されることを特徴とする請求項 4 記載のシステム

40

【請求項 6】

X線検出器を具備し、SPECT 処理によって、上記オブジェクト又は上記オブジェクト領域の上記オブジェクト関数を決定するよう構成されることを特徴とする請求項 4 記載のシステム。

【請求項 7】

X線源及びX線検出器を具備し、X線によって、上記オブジェクト又は上記オブジェクト領域の投影を獲得するよう構成されることを特徴とする請求項 4 記載のシステム。

【請求項 8】

磁気共鳴断層撮影によって、上記オブジェクト又は上記オブジェクト領域の上記オブジェ

50

クト関数を決定するよう構成されることを特徴とする請求項 4 記載のシステム。

【請求項 9】

データ処理ユニットが請求項 1 に記載の方法を実行可能であるよう上記データ処理ユニットとインタラクトするよう構成されるコンピュータプログラミングプロダクト。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、反復再構成アルゴリズムを使用しながら、オブジェクトの投影からオブジェクト関数が決定される方法に関する。この方法は、オブジェクト関数の画像を生成するシステムに使用できる。本発明は更に、このような方法を使用してオブジェクト関数を決定するシステム、及び、このような方法をデータ処理ユニットが実行可能にするコンピュータプログラムプロダクトに関する。

10

【0002】

【従来の技術】

このような種類の画像生成システムは、例えば、オブジェクトの断面画像又は容積測定画像といった画像が、処理中にそのオブジェクトを破壊することなく、生成されるべき場合に一般的に使用される。最初にオブジェクトのオブジェクト関数が決定され、その後、オブジェクト関数は、画像として示されることが可能である。原則的に、オブジェクト関数は、オブジェクトの特性の分布を表す。例えば、医学では、オブジェクトの特性は、X 線の減衰の空間分布、放射物質の組織毎の蓄積、又は、核磁化の局所的分布を表す。オブジェクト関数を決定するには、様々な投影方向からのオブジェクトの投影が獲得され、そして、オブジェクト関数は、再構成アルゴリズムに支援されてこれらの投影から再構成される。このような種類の処理を行う周知の医療装置は、X 線断層撮影装置、SPECT 及び PET 処理に基いた核医学で使用する装置、又は、磁気共鳴断層撮影装置である。

20

【0003】

非特許文献 1 は、再構成のための反復再構成アルゴリズムを説明している。各反復サイクルにおいて、オブジェクト関数の近似画像が、1 つの投影及び前に計算された近似画像から決定される。各反復サイクルが行われるに従い、近似画像の品質が向上し、再構成の過程のうちに、オブジェクト関数に収束する。各反復サイクルにおいて、1 つの投影が使用されるが、この投影の投影方向は、前の反復サイクルに使用された投影の投影方向とは異なる。第 1 の投影から始めたとなると、第 1 の投影の投影方向に対し垂直な投影方向を有する投影が、第 2 の投影として使用される。使用される第 3 の投影及び第 4 の投影の投影方向は、第 1 の投影及び第 2 の投影の投影方向の間の中央に位置する。

30

【0004】

【非特許文献 1】

H. M. ハドソン及び R. S. ラーキン、「Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data」、IEEE Transactions On Medical Imaging、1994 年 12 月、第 13 巻、第 4 号、601 ページ以下参照

【発明が解決しようとする課題】

40

本発明は、画像生成システムに使用される現行の方法と比較して、改善された画像システム用の方法を見つけることを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

この目的は、請求項 1 に記載されるように、反復再構成アルゴリズムを用いて、様々な投影方向から得られたオブジェクトの投影からオブジェクト関数を決定する方法により達成される。本発明の方法における反復サイクルは以下の段階を含む。即ち、

- a) 近似画像 I_{i-1} の投影 (フォワードプロジェクション) によって、実際に獲得される投影 p_i の投影方向 g_i における投影 q_i を決定する段階と、
- b) 投影 p_i と投影 q_i との差から補正情報を決定する段階と、

50

c) 近似画像 I_{i-1} と逆投影された補正情報とから新しい近似画像 I_i を決定する段階と、

d) 前の投影方向 g_i から、少なくとも近似で、角度 $g = g \cdot m_{ax}$ (ただし、 m_{ax} は投影を作成する際に使用される全角度範囲を表し、 g は黄金分割の比を表す) で異なる投影方向 g_i を有する新しい投影 p_i を画成する段階と、

e) アポート条件が満たされるまで、段階 a) 乃至 d) を繰返し実行する段階とを含む。

【0006】

オブジェクトの投影は、異なる投影方向から得られる。得られた投影からオブジェクトのオブジェクト関数が、反復再構成アルゴリズムに支援されて再構成される。1つの反復サイクルでは、新しい近似画像が、オブジェクト関数の近似画像と投影から、再構成アルゴリズムを用いて生成される。新しい近似画像は、異なる投影方向からの投影と共に、後続の反復サイクルにおける更なる新しい近似画像を提供する。オブジェクト関数を再構成するためには、アポート条件が満たされるまで反復サイクルが十分な回数で繰り返される。再構成の過程で、近似画像は、次第にオブジェクト関数に収束する。

【0007】

1つの反復サイクルを実施する際に、本発明の方法は、前の反復サイクルに使用された投影の投影方向に対し特定の角度で移動されている投影方向を有する投影を、再構成アルゴリズムに割当てて。この角度は、少なくとも近似で、黄金分割の比において全ての獲得の為に使用される全体の角度範囲の分割から得られる角度に対応する。黄金分割は、基本的な数学の一般知識及び専門家の数学の文献から詳しく知られている。黄金分割は、

【0008】

【数1】

$$g = 1 - ((\sqrt{5} - 1)/2) \approx 0.382$$

の特定の調和アスペクト比から得られる。完全な円の弧が、黄金分割によって分割されると、 $g = g \cdot 360^\circ$

【0009】

【外1】

≈

137.52°の角度における、円の2つのセグメントへの分割が得られる。或いは、黄金分割は、

【0010】

【数2】

$$g' = (\sqrt{5} - 1)/2$$

として、相補的なアスペクト比からも得られる。 g 及び g' は共に、本発明では完全な等価で使用することができるので、以下のテキストでは、

【0011】

【数3】

$$g = 1 - ((\sqrt{5} - 1)/2) \approx 0.382$$

のみを用いる。

【0012】

一部の場合において、完全な円である全角度範囲から検査下のオブジェクトの投影をプロ

10

20

30

40

50

ットする必要はない。以下に説明するようなコンピュータ断層撮影装置システムでは、例えば、１つの投影が、角度 θ 又は角度 $\theta + 180^\circ$ にプロットされるかどうかは関係がない。従って、このような種類のシステムでは、例えば、 180° の最大角度範囲内で投影をプロットすることで十分である。これにより、 θ_g

【 0 0 1 3 】

【 外 2 】

≈

$0.382 \cdot 180^\circ = 68.75^\circ$ の角度における、最大角度範囲の分割が生じる。

【 0 0 1 4 】

10

この方法を使用することにより、特に、オブジェクト関数の再構成の為の大量の新しい情報を含む投影が、各反復サイクルにおいて使用される。この結果、近似画像は、再構成の過程において、オブジェクト関数に向かって特に高速に収束する。その結果、本発明では、周知の方法と比較して、同じ回数の反復サイクルに対してオブジェクト関数に関する近似画像の品質はよく、また、近似画像の特定の品質には、少ない反復サイクル及び少ない計算時間で達成することができる。更に、この方法は、現行のシステムに組込むことが非常に単純である。というのは、使用されるべき投影の選択は、固定の角度増分 $\theta_g = \theta \cdot m_{\max}$ を、最も最近に使用された投影の投影方向に加えることによって決められるからである。

【 0 0 1 5 】

20

請求項 2 に記載されるように、本発明の方法は、実際に得られる投影の投影方向が、本発明の方法に従って決定される投影方向と一致しなくても、現行のシステムにおいて使用することができる。実際に得られる投影が、全角度範囲に亘って均一に割当てられる場合に、実際に得られる投影方向と、計算される投影方向との誤差は、投影の総数 N が、請求項 3 に記載されるようにフィボナッチ数である場合に特に小さい。

【 0 0 1 6 】

請求項 4 に記載されるように、本発明の方法は、反復再構成アルゴリズムを用いて、投影からオブジェクト関数が生成される多くのシステムに使用することができる。その場合に得られる利点としては、近似画像が決定されるべきオブジェクト関数により迅速に収束される点である。特に、オブジェクト関数を、断面図又は容積測定図といった画像として表示し、又は、それらの画像を更なる処理のために供給する画像生成システムにおいては、本発明の方法を使用することによってシステムの性能が高められる。

30

【 0 0 1 7 】

本発明の方法は特に、請求項 5 に記載されるように PET 方法によって動作するシステム、請求項 6 に記載されるように SPECT 方法によって動作するシステム、請求項 7 に記載されるような X 線システム、又は、請求項 8 に記載されるような磁気共鳴断層撮影装置といった、医学に使用されるシステムにおいて有利に使用することができる。特に、現行の知識のレベルに応じて、オブジェクト関数を決定するのに反復再構成アルゴリズムのみを使用するシステムの性能は、本発明の方法を用いることにより、高められる。

【 0 0 1 8 】

40

上述したようなシステムのデータ処理ユニットがプログラム可能なように設計されている場合、請求項 9 に記載されるようなコンピュータプログラミングプロダクトによって、上述したような種類のシステムにおいて本発明の方法を実行することが可能となる。

【 0 0 1 9 】

【 発明の実施の形態 】

本発明は、図面に示す実施例を参照しながら以下に詳細に説明するが、本発明は実施例に限定されない。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、反復再構成アルゴリズムの一例の一般的な段階を示す。段階 20 a では、画像化されるべきオブジェクトの N 個の投影 p_0, \dots, p_{N-1} が、異なる投影方向から得られ

50

る。1つの投影は、オブジェクト関数の線積分のデータセットに対応する。積分線は直線である。いわゆる平行投影は、全ての直線が互いに平行にあることを特徴とする。いわゆる扇形投影では、直線は扇形に配置され、1点（架空点）にて交差し、開口角（一番外側にある2つの直線のなす角度）と、中線（開口角の二等分線）とを特徴とする。

【0021】

段階20bは、反復に使用されるコンポーネントの初期化を行う。ニューモレイタ（numerator）が $i = 0$ と初期化され、第1の投影方向が $g(i = 0) = 0^\circ$ と初期化され、及び、第1の近似画像 $I(i = 0)_1$ が、例えば0である、初期設定値と初期化される。

【0022】

段階20cにおいて、第1の反復サイクルが始められる。近似画像 I_{i-1} から投影 q_i が計算される。投影 q_i の投影方向は、測定された投影 p_i の投影方向 g_i に対応する。このいわゆる投影（フォワードプロジェクション）では、線積分のデータセットは、実際の投影 p_i の積分線に可能な限り対応する線に沿って近似画像 I_{i-1} から計算される。平行投影の場合、積分線は、投影方向 g_i から近似画像 I_{i-1} を通過する。扇形投影の場合、扇型投影の特徴である中線が、投影方向 g_i から近似画像 I_{i-1} を通過する。

【0023】

段階20dにおいて、計算された投影 q_i と測定された投影 p_i から補正投影 p_i が決定される。補正投影の決定は、使用される再構成アルゴリズムに依存する。周知の再構成アルゴリズムは、ARTアルゴリズム（代数的再構成法）である。これは、例えば、G. T. ヘルマン及びL. B. メイヤによる記事「Algebraic Reconstruction Techniques - Can Be made Computationally Efficient」（1993年9月、「IEEE Transactions On Medical Imaging」、第12巻、第3号、600頁以下参照に発表）に詳細に説明される。式（6）において、反復段階が数学的に引用される。ここでは、補正投影は、実際の投影と、投影（フォワードプロジェクション）された近似画像の計算された投影の間の差から計算されるべきであることが示される。もう1つの周知の再構成アルゴリズムは、いわゆる、OS-EMアルゴリズム（オーダドサブセット 期待値最大化）であり、これは、例えば、H. M. ハドソン及びR. S. ラーキンによる記事「Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data」（1994年12月、「IEEE Transactions On Medical Imaging」第13巻、第4号、601頁以下参照に発表）に詳細に説明される。式（1）及び（2）は、詳細な数学的記述を含み、これは、補正投影は、実際の投影と、投影（フォワードプロジェクション）された近似画像の計算された投影との商から計算されるべきであることを示している。

【0024】

段階20eにおいて、この補正投影 p_i は逆投影され、その結果、例えば、平行投影の場合であれば、平行直線を含む補正画像 I_i が作成される。補正画像における直線の個々の点は全て同じ値を示し、これは、この直線に沿っての線積分が、適切な位置における補正投影 p_i の値を正確に生成するよう決められる。この逆投影の処理は、直線に沿っての線積分値の「スミアリング（smearing）」としても知られている。

【0025】

オブジェクト関数の新しい近似画像 I_i が、近似画像 I_{i-1} 及び補正画像 I_i から決定される。この決定は、使用される再構成アルゴリズムに依存する。前述したARTアルゴリズムの場合、新しい近似画像は、古い近似画像と補正画像の加算により決定される。補正画像は、予め緩和パラメータによって乗算される。緩和パラメータは、例えば、実質的に0から2の範囲からの値をとり得る。前述したOS-EMアルゴリズムの場合、新しい近似画像は、古い近似画像を補正画像によって乗算することにより決定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

段階 2 0 f において、アポート条件が確認される。このような種類のアポート条件は一般的な感覚で考えられるものであり、例えば、以下に示すものが挙げられる。

投影 p_i と投影 q_i との差が十分に小さい。

オブジェクト関数に対しての近似画像の品質が適切である。

反復サイクルの回数が所定値に達する。

再構成の継続時間が特定時間に到達する。

ユーザが再構成を終了する。

その他

アポート条件が依然として満たされていない場合、段階 2 0 g に進み、ニューモレイタが増加されて $i = i + 1$ にされ、新しい投影方向 $g(i = i + 1)$ が画成される。その結果、投影 $p_{i = i + 1}$ が、次の反復サイクルにおいて段階 2 0 c、2 0 d、及び 2 0 e で使用される。投影 $p_{i = i + 1}$ の投影方向は、前に使用された投影 p_i の投影方向に対し角度 $g = g \cdot m_{ax}$ 分オフセットである。このことは、図 2 a を参照しながらより詳細に説明する。前の段階 2 0 c 乃至 2 0 e に使用された投影を $p_i = p_0$ とし、これは、投影 0 と表す。投影 0 の投影方向は $g_0 = 0^\circ$ である。ニューモレイタが $i = i + 1$ に増加された結果、次に使用される投影 1 の投影方向 $g(i = i + 1) = g_1$ は、投影方向 g_1 が、投影 0 の投影方向 g_0 に対して角度 $g = g \cdot m_{ax}$ 分オフセットであるよう決定される。図 2 a に示すように、 $m_{ax} = 360^\circ$ とすると、 $g(i = i + 1)$ は、 g_1

10

20

【 0 0 2 7 】

【 外 3 】

≈

$(1 \cdot g \cdot 360^\circ) \bmod 360^\circ = 137.52^\circ$ となる。その結果、後続の段階 2 0 c 乃至 2 0 e では、投影方向 g_1

【 0 0 2 8 】

【 外 4 】

≈

137.52° を有する投影 p_1 が使用される。これらの段階が実行されると、段階 2 0 g において、ニューモレイタが $i = i + 1$ に設定され、投影 2 の次の投影方向 g_2 が、 g_2

30

【 0 0 2 9 】

【 外 5 】

≈

$(2 \cdot g \cdot 360^\circ) \bmod 360^\circ = 275.04^\circ$ と決められる。次の反復サイクルの後、次の投影 3 に対し、 g_3

【 0 0 3 0 】

【 外 6 】

≈

$(3 \cdot g \cdot 360^\circ) \bmod 360^\circ = 52.56^\circ$ が決められる。

【 0 0 3 1 】

再構成が行われる方法は、図 2 b を参照しながら説明する。図 2 b は、N 個の投影が、完全な円の角度範囲からではなく、 $m_{ax} = 180^\circ$ の角度範囲からプロットされるシステムに対するものである。従って、様々な投影方向は、 $g_i = (i \cdot g \cdot 180^\circ) \bmod 180^\circ$ から計算される。ただし、 $0 \leq i < N - 1$ である。第 1 の反復サイクルで使用する投影 0 は、投影方向 $g_0 = 0^\circ$ から得られ、第 2 の反復サイクルで使用する

40

50

投影 1 は、投影方向 $g(i = i + 1) = g_1$

【0032】

【外7】

≈

$(1 \cdot g \cdot 180^\circ) \bmod 180^\circ = 68.76^\circ$ から得られ、第3の反復サイクルで使用される投影 2 は、投影方向 $g(i = i + 1) = g_2$

【0033】

【外8】

≈

$(2 \cdot g \cdot 180^\circ) \bmod 180^\circ = 137.52^\circ$ から得られ、投影 3 は、投影方向 $g(i = i + 1) = g_3$

【0034】

【外9】

≈

$(3 \cdot g \cdot 180^\circ) \bmod 180^\circ = 26.28^\circ$ から得られ、以下同様に続く。

【0035】

様々な角度 g_i からのオブジェクトの N 個の投影に使用される手順に対し得られる一般式は、 $g_i = (i \cdot g \cdot m_{ax}) \bmod m_{ax}$ である。ただし、g は、「黄金分割」の比であり、 m_{ax} は全ての投影が得られる角度範囲を画成する。整数のニューモレイタ i は $0 \leq i < N - 1$ に及ぶ。演算 $a = b \bmod c$ は、 $a = b - (b \div c) \cdot c$ の一般的な表現であり、 $(b \div c)$ は、割り算 b / c の実際の結果の整数成分として決められる（割り算の結果は一般的に、整数成分と余りの和として表される。即ち、 $b / c = d + e$ 。ただし、d は整数であり、 $0 \leq e < 1$ である。）

段階 20c、20d、20e、20f、及び 20g を有する図 1 に示す反復サイクルは、段階 20f においてアポート条件が満たされるまで繰返し行われる。段階 20h では、再構成が完了し、そのときに得られる近似画像 I_i は、十分な精度で、オブジェクトのオブジェクト関数に対応し、画像として直ちに表示され得る。

【0036】

図 2c は、最大角度範囲 $m_{ax} = 360^\circ$ に対し、均一的に割当てられた投影方向から得られた投影と、本発明に従ってその投影方向が決定された投影との差の一例を示す。点線によって表される 13 の投影方向は、最大角度範囲全体に亘って均等に割当てられたものであり、実線によって表される 13 の投影方向は、本発明に従って決定されたものである。実際に得られた投影の夫々に対する投影方向は、本発明に従って決定された投影方向の近傍に位置することが明らかである。

【0037】

投影方向番号	実際の投影方向	本発明による投影方向
0	0°	0°
1	138.46°	137.52°
2	276.92°	275.04°
...		
11	83.08°	72.72°
12	221.54°	210.24°

従って、本発明では、個々の反復サイクルにおいて、実際に得られた投影を使用すること

が可能である。実際の投影方向と計算された投影方向間の誤差が最大となるのは、投影方向 1 2 の場合に生じ、 $t_{g \ 1 \ 2}$

【 0 0 3 8 】

【 外 1 0 】

≈

2 2 1 . 5 4 ° - 2 1 0 . 2 4 ° = 1 1 . 3 ° である。1 3 はフィボナッチ数であるので、この誤差は、1 2 又は 1 4 の投影の合計で生じる誤差と比較しても特に小さい。当然のことながら、実際のシステムでは、システムオプションに応じて、ここで示す 1 3 よりもかなり多い数の投影、例えば、2 3 3 又は 3 7 7 個の投影が使用される。実際に得られる投影の数が多いほど、実際に得られる投影方向と計算される投影方向の誤差は小さくなる。

10

【 0 0 3 9 】

フィボナッチ数は、いわゆるフィボナッチ数列からの要素である。フィボナッチ数列では、最初の 2 つの要素が 1 であり、他の要素は全て、前の 2 つの要素の和から形成される。フィボナッチ数列における第 1 の要素 (数) は、1、1、2、3、5、8、1 3、2 1、3 4、5 5、8 9、1 4 4、2 3 3、3 7 7、6 1 0、9 8 7 である。

【 0 0 4 0 】

以下に、本発明の方法を X 線断層撮影システムに使用する例を説明する。この為に、最初に投影の一般的な作成を説明し、次にその使用原理を説明する。図 3 は、X 線断層撮影システムの概略図である。オブジェクト 5 1 のセクション 5 1 a の断面図が生成される。断面図を生成するには、X 線源 5 2 が細い X 線ビーム 5 4 を生成する。X 線ビーム 5 4 は、オブジェクト 5 1 に入り、セクション 5 1 a の断面内の直線に沿ってオブジェクト 5 1 を透過し、オブジェクト 5 1 の構造によって減衰され、オブジェクト 5 1 から出てきて X 線検出器 5 3 によって検出される。透過の際に起きる減衰は、透過線に沿っての減衰の局所的分布の積分の測定を表す。断面範囲全体を測定するために、平行直線に沿って更なる積分が測定される。このために X 線源 5 2 及び検出器 5 3 はそれぞれ、矢印 5 5 の方向に同一の量で僅かにずらされる。オブジェクト 5 1 のセクション 5 1 a の平行な投影は、減衰積分のセットから得られる。

20

【 0 0 4 1 】

次の段階において、X 線源 5 2 と X 線検出器 5 3 は、矢印 5 6 の方向に円形路 5 7 上で、例えば、約 1 ° の小さい角度でオフセットにされる。そして、次の平行な投影が、上述した手順と同一の手順によって生成される。従って、X 線管及び検出器が、少なくとも 1 8 0 ° の回転を完了するまで多数の平行投影が生成される。

30

【 0 0 4 2 】

投影からのデータは、接続 5 8 を介して、データ処理及び制御ユニット 6 0 に移動する。データ処理及び制御ユニット 6 0 は、X 線源 5 2 と、X 線管及び検出器の位置決め設備 (図示せず) も制御する。ここでは、平行投影が生成された後、セクション 5 1 の断面図 6 3 が、本発明の方法に支援されて再構成される。ここでは、各反復サイクルの実行の際に、前の反復サイクルに使用された投影の投影方向から、少なくとも近似で、 g

40

【 0 0 4 3 】

【 外 1 1 】

≈

0 . 3 8 2 . 1 8 0 ° = 6 8 . 7 5 ° の角度でオフセットである投影方向を有する投影が、再構成アルゴリズムに割当てられる。

【 0 0 4 4 】

ここに説明するコンピュータ断層撮影装置の動作モードの原理は、非常に一般的な用語で表現され、どのように投影が得られ、オブジェクト関数が再構成されるのかを原則的に説明する。現代のコンピュータ断層撮影装置は一般的に、平行投影ではなくて、扇型投影を

50

生成する。投影を生成する際に、オブジェクトの周りをヘリカル状に回転するシステムも知られている。このシステムは、多くの僅かにオフセットにされた投影を生成し、投影は、いわゆる、コーンビームCT処理によって、オブジェクトの容積測定に処理される。本発明の方法は、このような種類のシステムにも適宜使用することができる。

【0045】

核医学において周知である断面図を生成する1つの方法は、SPECT（単光子放出コンピュータ断層撮影）断面図法である。図4は、SPECT断面図を生成する装置の概略構造を示す。3つの検出器33a、33b、及び、33cが、互いに120°の角度でオフセットにされて円形の取付け台34に配置される。各検出器33a、33b、及び、33cには、所定の投影方向から検出器33a、33b、及び、33cに入射するガンマ線（線）を検出するよう設けられるセンサが具備される。図4において、投影方向は、原則的に、当該の検出器33a、33b、及び、33cの表面に対し垂直であり、その結果、当該の検出器に、検出器33a、33b、及び、33cの表面に基本的に垂直に入射する線が検出される。投影方向は、例えば、コリメータ（図示せず）が各センサの前に配置され、そのコリメータが、その管状構造によって管の中心軸に略平行に走るX線ビームのみを当該のセンサを通過させることによって形成される。

10

【0046】

核医学における画像生成システムの基本は、画像化されるオブジェクトはそれ自体が放射する事実である。従って、検出されるべき線は、外部源から発生するのではなく、オブジェクト自体から発生する。この為に、患者は、例えば、特定の不安定核種でマークされる代謝製剤が投与され、これは、例えば、特定の代謝活性のある場所において体の組織毎に、又は、機能毎に集中する。製剤が崩壊するに従い、人体から放出される崩壊量が発生し、測定され、断面図を生成するのに使用される。SPECT処理は、崩壊するに従い個別の線量を放出する放射性核種を使用する。線は直線でオブジェクトから出る。散乱影響は無視する。

20

【0047】

図4は、画像化されるべきオブジェクト32の断面図である。例示的に過ぎないが、点30a、30b、30c、30d、30e、31a、31b、31cにより印が付けられる場所において、放射性核種が崩壊している。従って、オブジェクト32から線がそれぞれの矢印の方向に出ている。伝播方向が、検出器33a、33b、及び、33cのいずれかの投影方向に略一致する場合、対応する線は対応する検出器のセンサにより検出される。崩壊の結果、場所30aにおいて発生する線は、検出器33aの表面を略垂直に衝突し、センサによって検出される。検出器33aの同じセンサが、場所30eにおいて発生する線も検出する。というのは、場所30eにおいて発生する線の伝搬方向は、場所30aにおいて発生する線の伝搬方向と一緒にだからである。このセンサによって検出される線の合計は、線36に沿っての線積分を形成し、これは、検出器33aの方向における線36に沿って伝搬する線量である。従って、この線積分は、投影のデータを形成する。この投影の更なるデータは、検出器33aの残りのセンサの線積分、即ち、線36の平行に走る線積分の線から形成される。その結果、平行投影が作成される。

30

【0048】

従って、特定の時間において、検出器33a、33b、及び、33cのいずれかの投影方向において、オブジェクト32を出る全ての線は、1つの平行投影のデータセットに寄与する。場所30a、3e、及び30bにおいて発生する線は、検出器33aによってその瞬間に作成される平行投影のデータセットに寄与する。場所30cにおいて発生する線は、検出器33cによってその瞬間に作成される平行投影のデータセットに寄与する。場所30dにおいて発生する線は、検出器33bによってその瞬間に作成される平行投影のデータセットに寄与する。場所31a、31b、及び、31cにおいて発生する線はいずれのデータセットに寄与しない。というのは、それらの伝搬方向は、検出器33a、33b、及び33cのいずれの投影方向とも一致しないからである。

40

【0049】

50

図 4 に示す装置は、検出器 3 3 a、3 3 b、及び、3 3 c の夫々で同時に平行投影を生成する。次の段階において、検出器の設けられた円形取付け台 3 4 が、矢印 3 5 の方向に、小さい角度で回転される。そして、前回のものとは異なる 3 つの更なる平行投影が生成される。取付け台 3 4 は再び、矢印 3 5 の方向に小さい角度で回転され、そして、更に 3 つの投影が形成される。取付け台 3 4 が全体で 1 2 0 ° の角度を回転されると、オブジェクト 3 2 の平行投影の完全なセットが生成されることとなる。

【 0 0 5 0 】

図 4 は機能的に表示するのに対し、図 5 は、S P E C T 断面図処理で断面図を生成する装置の構造を示す。図 4 とは異なり、図 5 に示す装置には、3 つではなく、2 つの検出器が具備される。その結果、同時に生成される投影は 3 つではなく 2 つだけである。2 つの検出器 1 0 3 a 及び 1 0 3 b は、取付け台 1 0 2 に固定される。取付け台 1 0 2 はキャリア 1 0 1 に接続され、且つ、ピボット可能に取付けられる。取付け台 1 0 2 の回転軸と同軸上に、円形の開口が、キャリア 1 0 1 及び取付け台 1 0 2 に配置され、その開口の中にテーブル 1 0 4 を、取付け台 1 0 2 の回転軸と平行に押入れることが可能である。検査を受ける患者は、検査の始まりにおいて、特定の不安定核種によりマークされる代謝製剤を投与され、テーブルの上に横たわる。図面では患者は図示しない。テーブル 1 0 4 は、画像化されるべき患者のセクションが検出器 1 0 3 a 及び 1 0 3 b の投影方向に入るように、矢印 1 0 5 の方向において、キャリア 1 0 1 に対して動かされる。検出器によって測定される平行投影からのデータは、データ処理ユニット 1 0 6 に送られ、ユニットはデータから断面図を再構成し、断面図をモニタ 1 0 7 上に表示する。

10

20

【 0 0 5 1 】

断面図を再構成するには、データ処理ユニット内において反復再構成アルゴリズムが使用される。使用されるべき投影は、各反復サイクルにおいて、本発明に従って決められる。

【 0 0 5 2 】

核医学において、断面図を作成するのに周知である別の方法は、P E T (陽電子放出断層撮影) 断面図方法である。S P E C T 方法と類似する方法で、患者は、特定の不安定核種によってマークされる代謝製剤が投与される。この製剤は、組織毎、又は、機能毎に蓄積される。用いられた軽い原子核の放射性核種が崩壊し、陽電子を放出する。このような種類の陽電子は、散乱作用又は隣接する原子によって高速に減速され、殻電子によって捕捉される。陽電子と電子は、それらの質量が、「消滅」として知られる作用において 2 つの線に変換される前に、短い時間の間、ポジトロニウムを形成する。この 2 つの線は、正反対の方向に、患者から出て、適切なセンサによって検出されることが可能となる。

30

【 0 0 5 3 】

図 6 は、P E T 処理で断面図を生成する装置の構造を示す概略図である。検査される患者又はオブジェクト 8 1 は、別個の複数のセンサ 8 2 を含む検出器リングの中に配置される。リングによって形成される平面が、例えば、断面 8 1 a となるようオブジェクト 8 1 を通過する。場所 8 3 において、上述したような崩壊作用が起き、2 つの線が、二重矢印 8 4 に沿ってオブジェクト 8 1 を正反対の方向に出る。検出器の個々のセンサは、接続 8 5 を介して、データ処理ユニット 8 6 に接続され、データ処理ユニット 8 6 は、センサからの信号を評価する。そして作成された断面図が、モニタ 8 7 上に表示される。

40

【 0 0 5 4 】

図 7 は、P E T 処理で断面図を生成する装置の一部を示す平面図である。オブジェクト 2 4 は、ここでも、別個の複数のセンサ 2 5、2 5 a、2 5 b、2 5 c、及び 2 5 d を含むリング状の検出器の中に配置される。各場所 2 0 a、2 0 b、2 0 c、2 1 a、2 1 b、2 2 a、及び、2 2 b において、上述した作用が起きる。即ち、2 つの線が、対応する矢印に沿ってオブジェクト 2 4 から出て、検出器に衝突する。2 つの線が、2 つの対向するセンサによって特定の時間に測定されると、線の発生場所が、これらの 2 つのセンサ間の接続線上の 1 つの位置と決められる。線が、2 つのセンサ間の正確に中心から発生する場合、各線のセンサへの経路は等しい長さを有し、線は同時に検出される。2 つの経路のうち、どちらか一方が短い場合、1 つの線が、もう 1 つの線よりも僅かに

50

早く検出されるであろう。これにより、線が同一の発生作用に割当てられるために、2つのセンサが線を検出しなければならない時間窓が得られる。更に、2つの連続する発生作用間の時間は、時間窓の時間とは識別できるよう十分に長くなくてはならない。

【0055】

発生場所20aと、発生場所20aから発生する線の伝搬方向を表す関連付けられる矢印を考慮してみる。更に、その矢印の線上から発生し、且つ、その矢印に沿ってオブジェクトから出る線は、場所20aからの線と同一の方法でセンサによって検出される。このようにして検出される全ての線の合計は、センサの接続線に沿って検出された線による線積分をもたらす。この線積分は、1つの投影のデータセットのデータとして見なされ得る。上述した矢印と平行な経路上でオブジェクト24を出る、検出された線の線積分は、上述の1つのデータセットの更なるデータとして使用される。これらは、例えば、場所20b及び20cにおいて発生する線である。場所21a及び21bにおいて発生した線は、例えば、別の投影のデータセットに属する。場所22a及び22bにおいて発生した線は、第3の投影のデータセットに属する。

10

【0056】

図6において、断面図は、反復再構成アルゴリズムに支援されてデータ処理ユニット86内で生成される。生成される平行投影は、本発明に従って、個々の反復サイクルに割当てられる。

【0057】

オブジェクト関数の画像を生成するもう1つのシステムは、磁気共鳴断層撮影装置である。磁気共鳴断層撮影法は、空間的に不均一な磁界（傾斜磁場）を用いて、関連付けられる共鳴周波数に基いて核磁化の位置測定が行われるスペクトル撮像処理である。一般的に、画像を生成するには、検査領域の周りのコイルに誘導される電圧として、好適な一連の時間領域における高周波数及びグラジエントパルスの影響下で獲得される磁気共鳴信号が得られる。そして、実際の画像再構成は、時間信号の空間へのフーリエ変換により行われる。画像化されるべき容積範囲及び画像分解能を決定するレシプロカル「k空間」の走査は、使用されたグラジエント及び高周波数パルスの数、時間間隔、継続時間、及び、強度によって特定される。対応する傾斜磁場上の横方向磁化の投影

20

【0058】

【外12】

30

$$P(r, \varphi)$$

は、

【0059】

【数4】

$$m(k, \varphi) = \int P(r, \varphi) e^{ikr} \partial r$$

40

又は、

【0060】

【数5】

$$P(r, \varphi) = \frac{1}{2} \pi \int m(k, \varphi) e^{ikr} \partial k$$

として、k空間において測定された、フーリエ変換された時間信号

【0061】

【外13】

50

$$m(k, \varphi)$$

から決定できる。従って、 k 空間の起源を通る直線の全ての点は、空間の起源を通る直線上にある。本発明の方法を用いて、反復再構成アルゴリズムによって空間におけるオブジェクト関数を再構成する場合、起源を通る直線に沿っての投影

【 0 0 6 2 】

【 外 1 4 】

$$P(r, \varphi_{gi})$$

10

が、反復サイクル i に使用される。ここで、

【 0 0 6 3 】

【 外 1 5 】

$$\varphi_{gi}$$

は固定され、 r は、直線に沿っての点に応じて変わる。これらの点を決定するために、 k 空間からのフーリエ変換された点の測定値は、上述の式に使用される。次の反復サイクル $i = i + 1$ では、起源を通る別の直線に沿っての投影

【 0 0 6 4 】

【 外 1 6 】

20

$$P(r, \varphi_{gi})$$

が使用され、これは、少なくとも近似によって、

【 0 0 6 5 】

【 数 6 】

$$\varphi_{gi} = (i \cdot g \cdot \varphi_{\max}) \bmod \varphi_{\max}$$

30

が使用される。その結果、連続する反復サイクルにおいて、投影の投影方向は、本発明に応じて異なる。上述したように、磁気共鳴断層撮影装置に使用される投影は直ぐに作成されず、変換された後にのみ作成されるので、本発明の方法を実行するためには、核スピン信号を獲得する為の好適な手順が選択されなければならない。

【 0 0 6 6 】

図 8 は、本発明の方法を実行するのに好適である MR 装置を示す概略図である。装置の中心には主磁石 M があり、これは、例えば、検査領域において約 1 . 5 テスラの磁束密度を有する原則的に均質的な静磁場を生成する。磁石 M は、超伝導の電磁石である。検査のために患者が横たわる患者台 P は、磁石 M の中に移動させることができる。磁石 M の磁場方向は、一般的に、患者台 P の長手方向と平行に走る。傾斜磁場コイル G X、G Y、及び、G Z の構成も設けられ、これは、図示しない傾斜磁場増幅器によって給電される。このようにして、様々なパルスシーケンスに必要なグラジエントパルスは、検査領域における空間のどの方向にも発生することができる。高周波コイル R F の構成は、検査領域に高周波パルスを与え、検査領域からの MR 信号を受信する。この為に高周波コイル R F の構成は、高周波出力トランスミッタ T X とレシーバ R X で切替わることができる。トランスミッタ T X は、制御ユニット C T R によって駆動され、駆動ユニット C T R は更に、傾斜磁場コイル G X、G Y、及び、G Z も制御して、必要なパルスシーケンスを発生させる。制御ユニット C R T は、患者台 P の位置を変更するためにも使用される。再構成ユニット R E C は、レシーバ R X により供給される MR 信号をデジタル化して格納し、そこから、本発明の方法を用いて、検査領域のオブジェクト関数の再構成を行う。再構成ユニット R E C

40

50

は、モニタを有するオペレータコンソールCONSに接続され、そのモニタ上に、再構成されたオブジェクト関数の画像データが表示される。コンソールCONSは同時に、装置全体を動作させ、且つ、所望のパルスシーケンスを開始する。この為に、コンソールCONSは更に、制御ユニットCTRLに接続される。本発明の方法は、再構成ユニットRECの適切なプログラミングによって実施される。

【図面の簡単な説明】

【図1】反復再構成アルゴリズムのフローチャートを示す図である。

【図2a】全体の獲得範囲が360°である場合の第1の投影方向を示す図である。

【図2b】全体の獲得範囲が180°である場合の第1の投影方向を示す図である。

【図2c】均一に分配された投影の13の投影方向と、本発明に従って分配された投影の13の投影方向を示す図である。 10

【図3】コンピュータ断層撮影システムの構造を示す概略図である。

【図4】SPECTシステムにおいてどのように投影が生成されるのかを説明する概略図である。

【図5】SPECTシステムの構造を示す概略図である。

【図6】PETシステムの構造を示す概略図である。

【図7】PETシステムにおいてどのように投影が生成されるのかを説明する概略図である。

【図8】MRシステムの構造を示す概略図である。

【符号の説明】

20

20a、20b、20c 放射性核種の減衰場所

21a、21b 放射性核種の減衰場所

22a、22b 放射性核種の減衰場所

24 オブジェクト

25、25a、25b、25c、25d センサ

30a、30b、30c、30d、30e 放射性核種の崩壊場所

31a、31b、31c 放射性核種の崩壊場所

32 オブジェクト

33a、33b、33c 検出器

34 取付け台

30

35 取付け台34の回転方向

51 オブジェクト

51a オブジェクトのセクション

52 X線源

53 X線検出器

54 X線ビーム

55 X線源52及び検出器53がオフセットにされる方向を示す矢印

56 X線源52及び検出器53が動かされる円形路57に沿って動かされる方向

57 円形路

58 接続

40

60 データ処理及び制御ユニット

62 モニタ

63 断面図

81 オブジェクト/患者

81a 断面

82 センサ

83 放射性核種の崩壊場所

84 線発生方向

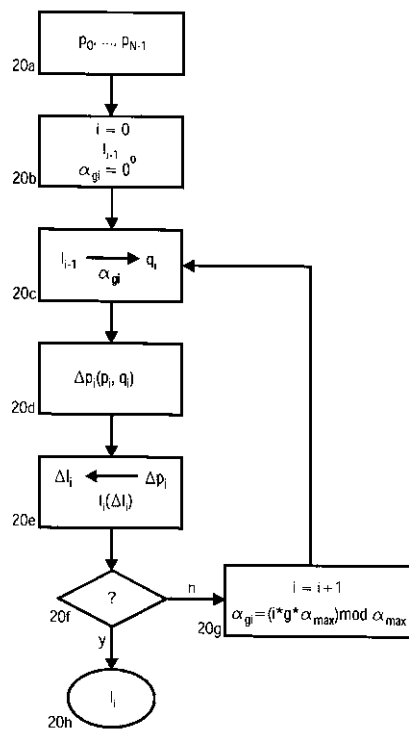
85 接続

86 データ処理ユニット

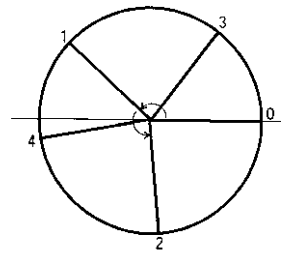
50

8 7 モニタ
 1 0 1 キャリア
 1 0 2 取付け台
 1 0 3 a、1 0 3 b 検出器
 1 0 4 テーブル
 1 0 5 テーブルの移動方向
 1 0 6 データ処理ユニット
 1 0 7 モニタ

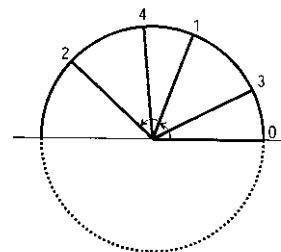
【図 1】



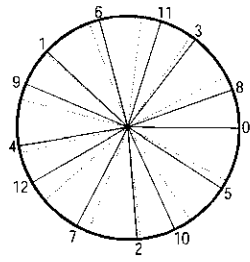
【図 2 a】



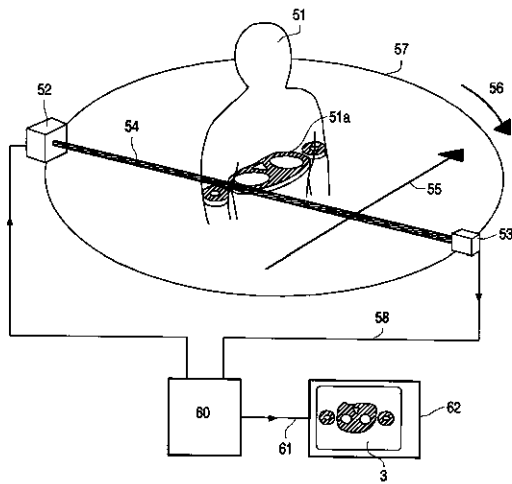
【図 2 b】



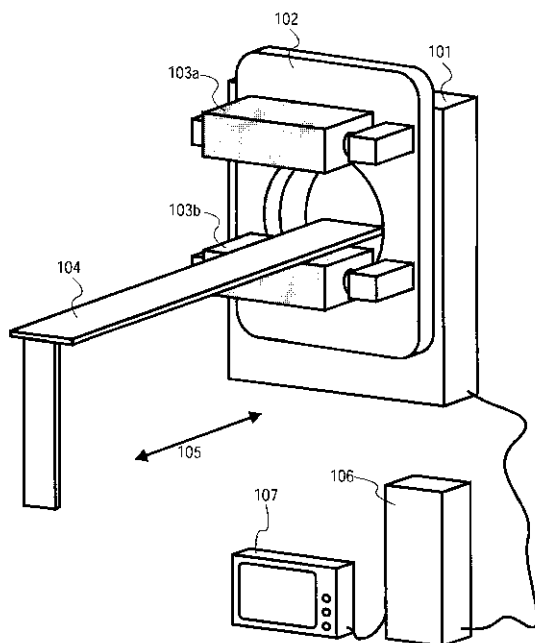
【図 2 c】



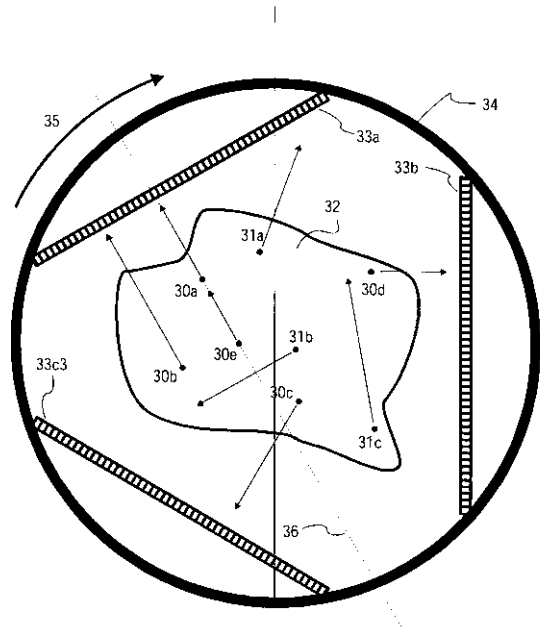
【図 3】



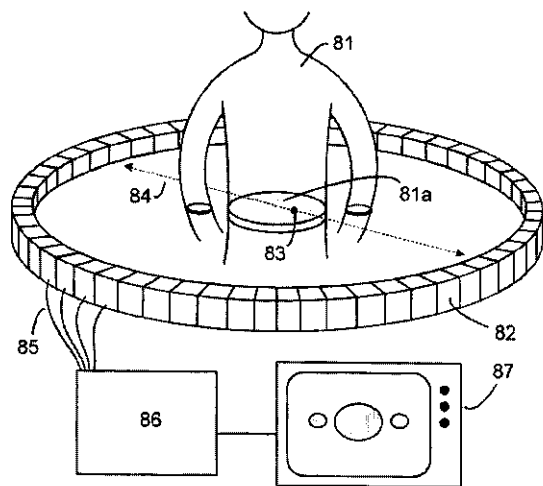
【図 5】



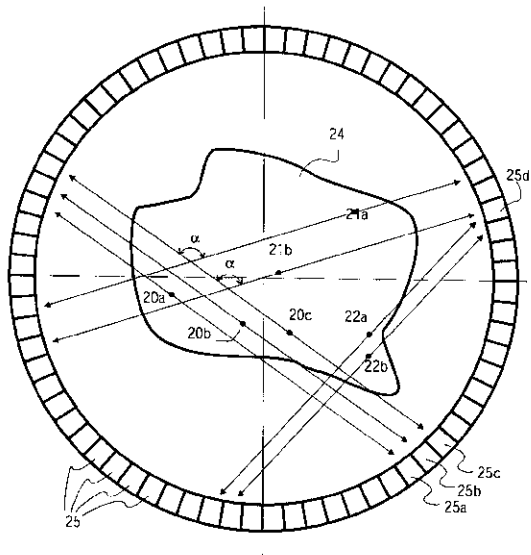
【図 4】



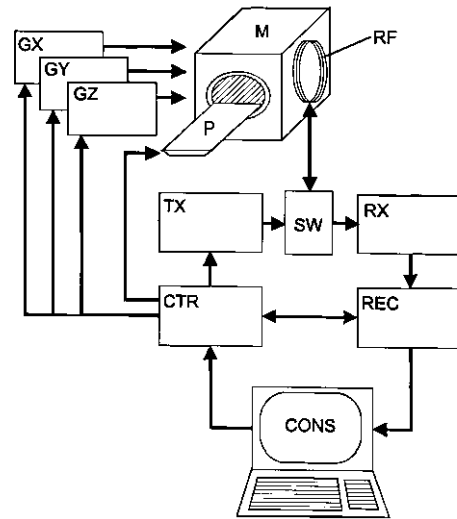
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 トーマス ケーラー

ドイツ連邦共和国, 2 2 5 8 1 ノルダーシュテット, シュテアーカンプ 2 3

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 JJ02 JJ03 JJ06 KK33

4C093 AA22 FE12 FE22

4C096 AA20 AB50 AD14 AD25 DB08 DB12 DC11 DC14