



特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ⁴ A61B 6/03	A1	(11) 国際公開番号 WO 89/ 05121 (43) 国際公開日 1989年6月15日 (15.06.89)
(21) 国際出願番号 PCT/JP88/01211 (22) 国際出願日 1988年11月30日 (30. 11. 88) (31) 優先権主張番号 特願昭 62-301949 (32) 優先日 1987年11月30日 (30. 11. 87) (33) 優先権主張国 JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 横河メディカルシステム株式会社 (YOKOGAWA MEDICAL SYSTEMS, LTD.) [JP/JP] 〒190 東京都立川市栄町6丁目1番3号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ) 長井秀夫 (NAGAI, Hideo) [JP/JP] 〒190 東京都立川市栄町6丁目1番3号 横河メディカルシステム株式会社内 Tokyo, (JP) (81) 指定国 AT (欧州特許), BE (欧州特許), CH (欧州特許), DE (欧州特許), FR (欧州特許), GB (欧州特許), IT (欧州特許), LU (欧州特許), NL (欧州特許), SE (欧州特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書		

(54) Title: IMAGING METHOD IN A RADIOACTIVE RAY CT

(54) 発明の名称 放射線CTにおけるイメージング方法

A - Scanning and reconstitution of image.

Step 1: Collect data; pre-process fan beam.

Step 2: Are there parallel beams of one view?

Step 3: Pre-process parallel beams of one view.

Step 4: Parallel beam; [Total view $\frac{1}{2} + 1$]; is view completed?

Step 5: Data arrangement and Fourier transform (eq. (1), (2), (2)').

Step 6: Detect offset (eq. (3), (3)').

Step 7: Frequency components are formed relative to the opposing view data (eq. (5), (5)').

Step 8: Parallel beams; is the whole view finished?

Step 9: Polar coordinates/Cartesian coordinates conversion (eq. (6)).

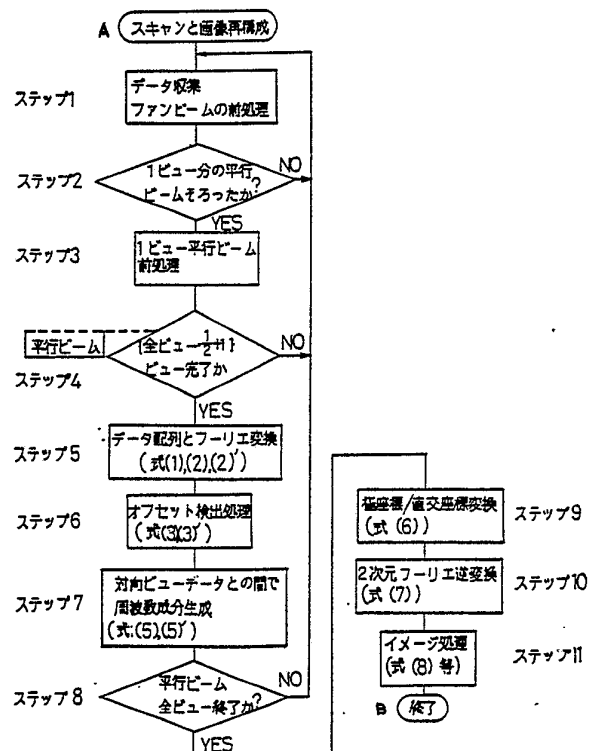
Step 10: Two-dimensional inverse Fourier transform (eq. (7)).

Step 11: Image processing (eq. (8), etc.).

B -- End

(57) Abstract

In a Fourier transform radioactive ray CT, an imaging method of the invention obtains a reconstituted image having high space resolution and small artifact by utilizing the advantages of when the sample data are collected by the method of detecting and measuring offset such as the quarter offset method. The sample data are collected based on the method of detecting and measuring offset, the data corresponding to the detected offset are processed for the projection data on a frequency space after the Fourier transform, and the image is reconstituted based on the thus processed data.



(57) 要約

フーリエ変換形放射線CTにおいて、クォーターオフセット法等のオフセット検出測定法でサンプルデータを収集したとき、その利点を生かして、空間分解能が高くアーティファクトが少ない再構成画像を得る本発明のイメージング方法は、サンプルデータの収集をオフセット検出測定法に基づいて行うとともに、フーリエ変換後の周波数空間上のプロジェクションデータに対して、オフセット検出に対応したデータ処理を施し、このように処理されたデータに基づいて画像再構成を行なうことを特徴とする。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	FR	フランス	MR	モーリタニア
AU	オーストラリア	GA	ガボン	MW	マラウイ
BB	バルバドス	GB	イギリス	NL	オランダ
BE	ベルギー	HU	ハンガリー	NO	ノルウエー
BG	ブルガリア	IT	イタリア	RO	ルーマニア
BJ	ベナン	JP	日本	SD	スーダン
BR	ブラジル	KP	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CF	中央アフリカ共和国	KR	大韓民国	SN	セネガル
CG	コンゴ	LI	リヒテンシュタイン	SU	ソビエト連邦
CH	スイス	LK	スリランカ	TD	チャード
CM	カメルーン	LU	ルクセンブルグ	TG	トーゴ
DE	西ドイツ	MC	モナコ	US	米国
DK	デンマーク	MG	マダガスカル		
FI	フィンランド	ML	マリ		

明 細 書

放射線CTにおけるイメージング方法

(技術分野)

本発明は、フーリエ変換形の放射線CTにおけるイメージング方法の改良に関し、更に詳しくは、空間分解能が高くアーティファクトが少ない再構成画像を得るためのイメージング方法に関する。

(背景技術)

フーリエ変換形の放射線CT例えばX線CTは、被検体の周囲の各方向毎に平行ビームX線に基づく被検体の断面のプロジェクションデータを求め、各プロジェクションデータ又は値0のデータを該データの両側又は片側に付加したデータを1次元フーリエ変換し、フーリエ変換された各プロジェクションデータを極座標/直交座標変換を施した後、これに2次元逆フーリエ変換を施して、被検体の断面の像を再構成するように構成されている。このようなフーリエ変換形X線CTは、フーリエ変換法の特質に由来して高速な画像再構成が行える利点があり、又、画像再構成の手段として汎用のフーリエ変換装置を用いることができ、他の形式のX線CT、例えばフィルタード・バックプロジェクション法によるX線CTのように専用のバックプロジェクタ等を持つ必要がないという利点がある。

ところで、フィルタード・バックプロジェクション法のX線CT等においては、再構成画像の空間分解能を高め、且つアーティファクトを低減するために、ほとんどの場合、所謂クォーターオフセット法によるサンプルデータ収集を行う。このサンプルデータ収集法は、例えば第3世代のX線CTでは被検体を間に置いて互いに対向するX線源と多チャンネルの検出器を被検体の周りで回転させて多方向のサンプルデータを収集する場合、X線源から回転の中心を通過して多チャンネル検出器の中央チャンネルに照射されるX線が、チャンネルの中心からチャンネル間隔即ちサンプル間隔の $1/4$ だけずれた点に入射するように検出器を位置決めしてデータを収集するものである。このようなデータ収集法によって得られた多方向のプロジェクションデータにおいては、プロジェクションの方向が反対なもの同士は、X線ビームの経路が検出器のチャンネル間隔即ちサンプル間隔の $1/2$ だけずれたものとなるので、そのような関係にあるデー

タを組合わせると、検出器のチャンネル間隔即ちサンプル間隔が $1/2$ に細かくなったのと等価なプロジェクションデータが得られ、そのようなデータに基づいて画像再構成することにより、空間分解能が高くアーティファクトが少ない画像を得ることができる。これに対して、フーリエ変換形X線CTにおいては、このクォーターオフセット法によるサンプルデータ収集を単純に採用するだけでは、検出器のオフセット配置によるデータのサンプリング利点を活用した、解像力が高くアーティファクトが少ない良好な画像は得られず、かえってアーティファクトが増加する結果を招くことになりがちである。

(発明の開示)

本発明の目的は、フーリエ変換形放射線CTにおいて、クォーターオフセット法等のオフセット検出測定法でサンプルデータを収集したとき、その利点を生かして、空間分解能が高くアーティファクトが少ない再構成画像を得るイメージング方法を提供することにある。

本発明は、フーリエ変換形放射線CTにおいて、サンプルデータの収集をクォーターオフセット法等のオフセット検出測定法に基づいて行うとともに、フーリエ変換後の周波数空間上のプロジェクションデータに対して、オフセット検出に対応したデータ処理を施し、このように処理されたデータに基づいて画像再構成を行なうことを特徴とする。

(図面の簡単な説明)

第1図は本発明の一実施例の構成を示すブロック図、

第2図は実空間での射影と周波数空間での周波数成分に関する説明図、

第3図は第1図の実施例の動作説明図である。

(発明を実施するための最良の形態)

第1図において、Gはガントリ、TAは被検体Bを載せるテーブルで、これらはテーブル・ガントリ制御装置TGCによって位置制御が行われる。XGCはX線発生制御装置で、高圧・X線管制御部XRを介してX線管(X線源)Xに接続され、X線発生の制御を行う。Sは断層像の再構成領域PA(被検体B)を透過したX線を受ける多チャンネルの検出器である。本実施例ではクォーターオフセット法に基づきサンプル

データの収集を行うので、X線管Xから再構成領域PAの中心Oを通過して多チャンネル検出器Sの中央チャンネルに照射されるX線が、チャンネルの中心Cからチャンネル間隔即ちサンプル間隔の1/4だけずれた点に入射するように、検出器Sの位置決めがなされている。DASは検出器Sの出力を収集するデータ収集装置で、検出器Sの出力を増幅、積分し、A/D変換した後、データ記憶装置DS1に格納する。

PPRは前処理装置で、データ収集装置DASで収集された被検体BのX線透過データに対し、データ収集装置DASの測定誤差補正、対数変換、X線ビーム硬化補正等々の各種補正演算を施し、X線のプロジェクションデータを求める部分である。この結果はデータ記憶装置DS2に格納される。

FFTはフーリエ変換装置で、平行ビームの1ビュー分のプロジェクションデータ毎に離散フーリエ変換(DFT)を施し、結果の周波数成分をデータ記憶装置DS2に格納する。ここでの演算式は、N個の実数データ $a_0, a_1, a_2, \dots, a_{N-1}$ ($N=2^r$, r は整数)に対し、次のものを用いる($j=\sqrt{-1}$)。

$$Y(n) = R(n) + j \cdot I(n) \\ = \sum_{k=0}^{N/2-1} (a_{2k} + j \cdot a_{2k+1}) \cdot \exp \{ -j (2\pi k n) / (N/2) \} \quad \dots (1)$$

ここで、 $n=0, 1, 2, \dots, N/2-1$

$$A_r(n) = [\{ R(n) + R(N/2 - n) \} / 2] \\ - [\{ R(n) - R(N/2 - n) \} / 2] \cdot \sin(2\pi n / N) \\ + [\{ I(n) + I(N/2 - n) \} / 2] \cdot \cos(2\pi n / N) \quad \dots (2-1)$$

$$A_i(n) = [\{ I(n) - I(N/2 - n) \} / 2] \\ - [\{ I(n) + I(N/2 - n) \} / 2] \cdot \sin(2\pi n / N) \\ - [\{ R(n) + R(N/2 - n) \} / 2] \cdot \cos(2\pi n / N) \quad \dots (2-2)$$

$$A(n) = A_r(n) + j \cdot A_i(n) \quad \dots (2)$$

但し $n=0, 1, 2, \dots, N/2$

$$R(N/2) = R(0),$$

$$I(N/2) = I(0),$$

$$Y(N/2) = Y(0)$$

$$A(n+N/2) = A_r(N/2 - n) - j \cdot A_i(N/2 - n) \quad \dots (2)'$$

ここで、 $n=1, 2, \dots, N/2 - 1$

式(1)の計算は所謂高速フーリエ変換(Fast Fourier Transform)により高速に演算する。 $a_0, a_1, a_2, \dots, a_{N-1}$ のフーリエ変換の結果 $A_0, A_1, A_2, \dots, A_{N-1}$ は式(2)と(2)'に示す通りとなる。 $A_r(n)$ と $A_i(n)$ は $A(n)$ の各々実数部と虚数部に対応する。式(1)は所謂圧縮フーリエ変換の式で、 N 個の実データを $N/2$ 組の複素データとして高速演算を図り、最終的にアンパック処理(2-1), (2-2)により、求めるフーリエ変換結果 $A(n)$ ($n=0, 1, \dots, N/2$)を得る。

OFPはオフセット検出処理装置で、クォーターオフセット法により収集され、且つ前述のフーリエ変換処理が施され、データ記憶装置DS2に格納されたデータに対し、クォーターオフセットに対応する演算処理(以下オフセット処理という)を施す装置である。ここでの処理の演算式は次のものである。

$$\begin{aligned} F(n) &= F_r(n) + j \cdot F_i(n) \\ &= A(n) \cdot e^{-j\gamma} \end{aligned} \quad \dots (3)$$

$$F_r(n) = A_r(n) \cdot \cos \gamma + A_i(n) \cdot \sin \gamma \quad \dots (3-1)$$

$$F_i(n) = A_i(n) \cdot \cos \gamma - A_r(n) \cdot \sin \gamma \quad \dots (3-2)$$

但し $n=0, 1, 2, \dots, N/2$

$$F(n+N/2) = F_r(N/2 - n) - j \cdot F_i(N/2 - n) \quad \dots (3)'$$

$$F_r(n+N/2) = F_r(N/2 - n) \quad \dots (3-1)'$$

$$F_i(n+N/2) = -F_i(N/2 - n) \quad \dots (3-2)'$$

但し $n=1, 2, \dots, N/2 - 1$

$$\gamma = (4\pi n \delta) / (Nd) \quad \dots (4)$$

N は入力複素周波数成分の対の数(FFTの出力周波数成分の数)であり、 d はP Aの中心Oでの平行ビームのサンプル間隔(mm)、 δ はオフセット検出でのオフセット量(mm)で、基準座標に対して右方向(正方向)のオフセットを+とする。クォー

ターオフセット法では、 $\delta = -d/4$ 又は $d/4$ である。 $A(n)$ は入力周波数成分で、 $A_r(n)$ は実数部、 $A_i(n)$ は虚数部である。 $F(n)$ は出力の周波数成分で、 $F_r(n)$ はその実数部、 $F_i(n)$ は虚数部である。フーリエ変換されオフセット処理を施された周波数成分は、周波数空間 ($\xi-\eta$ 平面) 上で第2図 (b) のように直線 ω 上に並んでいる。これと 180° ずれた周波数成分は丁度元の成分と逆の向きに並んでいる。元の周波数成分 $P(\omega_n, \theta_m)$ 、 180° ずれた方向の周波数成分 $Q(\omega_n, \theta_{m+\pi})$ に対し、合成された周波数成分 $F(\omega_n, \theta_m)$ を次のように演算により求める。

$$F_r(\omega_n, \theta_m) = 1/2 \{ P_r(\omega_n, \theta_m) + Q_r(\omega_n, \theta_{m+\pi}) \} \quad \dots (5-1)$$

$$F_i(\omega_n, \theta_m) = 1/2 \{ P_i(\omega_n, \theta_m) - Q_i(\omega_n, \theta_{m+\pi}) \} \quad \dots (5-2)$$

$$F(\omega_n, \theta_m) = F_r(\omega_n, \theta_m) + j \cdot F_i(\omega_n, \theta_m) \quad \dots (5)$$

ここで、 $n = 0, 1, 2, \dots, N/2$

$$F_r(\omega_{n+(N/2)}, \theta_m) = F_r(\omega_{(N/2)-n}, \theta_m) \quad \dots (5-1)'$$

$$F_i(\omega_{n+(N/2)}, \theta_m) = -F_i(\omega_{(N/2)-n}, \theta_m) \quad \dots (5-2)'$$

$$F(\omega_{n+(N/2)}, \theta_m) = F_r(\omega_{n+(N/2)}, \theta_m) + j \cdot F_i(\omega_{n+(N/2)}, \theta_m) \quad \dots (5)'$$

ここで、 $n = 0, 1, 2, \dots, N/2 - 1$

式 (3)、(3)'、(5)、(5)' は、高解像性、低偽像性、高画質性 (低SD、低ノイズ等) 等々から重要である。OFPの出力はデータ記憶装置DS3に格納される。OFPは本発明の最も特徴的な演算を行なう部分である。

PRCは極座標/直交座標変換装置である。実空間でのプロジェクションデータと再構成領域の関係を第2図 (a) に示す。X線源はX側にあり、OXはx軸正方向と $\theta_m + (\pi/2)$ の角をなす。xy座標系と θ_m をなす直角座標系UVに対し、平行ビームのプロジェクションデータ $b_0, b_1, \dots, b_{M-1}$ はU軸上に図のように配置される。実際のプロジェクションデータ b_k は、X線の方法が直線 $K_1 \rightarrow K_2$ に向い、直線 K_1, K_2 上での放射線吸収係数の線積分であるが、これをU軸上の点 U_k にある

とみなす。サンプルデータ $b_0, b_1, \dots, b_{M-1}$ の両端に適当な数の0値をつけ且つ配列変更したデータ $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ に対して離散フーリエ変換を施し、かつ前述のオフセット処理を施した周波数成分データ F_k ($k=0, 1, 2, \dots, N-1$) は、周波数空間上 ($\xi-\eta$ 平面上) で第2図 (b) のように ξ 軸と θ_m の角をなす ω 軸上の離散点に対応する。極座標/直交座標変換は、この極座標 $\omega-\theta$ の各離散データより近似計算により直交座標 $\xi-\eta$ の各離散点のデータを求める変換処理である。(b) 図の $\xi-\eta$ 座標上の点Pの近傍で $\omega-\theta$ 座標上の4点はA, B, A', B' となる。点P, Aの座標をそれぞれ $P(\xi_k, \eta_l) \equiv P(k, l)$, $A(\omega_n, \theta_m) \equiv A(n, m)$ とし、点P, Aの周波数成分を各々 $G(\xi_k, \eta_l) \equiv G(k, l)$, $F(\omega_n, \theta_m) \equiv F(n, m)$ とすると、本変換の演算式として次のものをあげることができる。

$$\begin{aligned} Gr(\xi_k, \eta_l) &\equiv Fr(\omega_n, \theta_m) \\ &+ \sum_{p=1}^L (1/p!) \{ (\omega - \omega_n) \cdot \frac{\partial}{\partial \omega} \\ &+ (\theta - \theta_m) \cdot \frac{\partial}{\partial \theta} \}^p \cdot Fr(\omega, \theta) \Big|_{\substack{\omega = \omega_n \\ \theta = \theta_m}} \dots (6-1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Gi(\xi_k, \eta_l) &= Fi(\omega_n, \theta_m) \\ &+ \sum_{p=1}^L (1/p!) \{ (\omega - \omega_n) \cdot \frac{\partial}{\partial \omega} \\ &+ (\theta - \theta_m) \cdot \frac{\partial}{\partial \theta} \}^p \cdot Fi(\omega, \theta) \Big|_{\substack{\omega = \omega_n \\ \theta = \theta_m}} \dots (6-2) \end{aligned}$$

$$G(\xi_k, \eta_l) = Gr(\xi_k, \eta_l) + j \cdot Gi(\xi_k, \eta_l) \dots (6)$$

$Gr(\xi_k, \eta_l)$, $Gi(\xi_k, \eta_l)$ は各々 $G(\xi_k, \eta_l)$ の実数部, 虚数部 (点Pにおける $G(\xi, \eta)$ の実数部, 虚数部) であり、 $Fr(\omega_n, \theta_m)$, $Fi(\omega_n, \theta_m)$ は各々 $F(\omega_n, \theta_m)$ の実数部, 虚数部 (点Aにおける $F(\omega, \theta)$ の実数部, 虚数部) である。p, Lは整数で、Lは近似の正確さにより例えば $L=3$ とする。

(6-1) 式の $\{ \}$ 以降は

$$\sum (\omega - \omega_n)^{p-q} \cdot (\theta - \theta_m)^q \cdot \frac{\partial^p Fr(\omega, \theta)}{\partial \omega^{p-q} \partial \theta^q} \Big|_{\substack{\omega = \omega_n \\ \theta = \theta_m}}$$

の意味で(6-2)式についても同様である。また、

$$\left. \frac{\partial^p F_r(\omega, \theta)}{\partial \omega^{p-q} \partial \theta^q} \right|_{\substack{\omega = \omega_n \\ \theta = \theta_m}}$$

は $F_r(\omega, \theta)$ を ω で $p-q$ 回偏微分し、更に、 θ で q 回偏微分した関数の $\omega = \omega_n$ 、 $\theta = \theta_m$ における値である。本近似式は、前述のフーリエ変換前にデータに付加される 0 の数と共に、近似の精度に重要な影響を有するので、式の次数 (L) をどう選ぶか、高速で高精度の近似式として何を選ぶか等慎重に検討される。この変換結果はデータ記憶装置 DS4 に格納される。

IFFT は 2 次元フーリエ逆変換装置で、第 2 図 (b) の $\xi - \eta$ 座標 (直交座標) の各点 (各格子点) に対応する周波数成分 $G(\xi, \eta)$ から、離散 2 次元フーリエ変換により実空間イメージデータを求める部分である。演算式は以下の通りである。

$$\begin{aligned} g(x_n, y_m) &= g(n, m) \\ &= (1/N^2) \sum_{q=-L/2}^{L/2-1} \left[\sum_{p=-L/2}^{L/2-1} G(\xi_p, \eta_q) \right. \\ &\quad \cdot \exp \{ (j 2 \pi n p) / N \} \} \\ &\quad \cdot \exp \{ (j 2 \pi m q) / N \} \end{aligned} \quad \dots (7)$$

$$g(x_n, y_m) = \mu(x_n, y_m) + j \cdot \nu(x_n, y_m) \quad \dots (7-1)$$

$$n, m = -L/2, -L/2 + 1, \dots, 0, 1, \dots, L/2 - 1$$

$\mu(x_n, y_m)$ が求めるものである。即ち、2 次元フーリエ逆変換 (7) の実数部が求めるものである。画像データとしては更に次式の $C(x_n, y_m)$ を使用する。

$$C(x_n, y_m) = a \cdot \mu(x_n, y_m) + b \quad \dots (8)$$

ここで、 a, b は定数である。

(7) 式は離散高速フーリエ変換として高速に演算する。

IM は映像データ記憶装置で、2 次元フーリエ逆変換装置 IFFT により得られた映像データを格納する。この映像データは画像表示装置 GDC にて表示され、像写真撮像装置 MFC にて写真撮影されるようになっている。尚、前述の各装置は撮影制御装置 SCC にて、制御されるように構成されている。

次に上記実施例の動作を第 3 図を参照しながら説明する。被検体 B の所要の断面は再構成領域 PA としてテーブル TA とガントリ G の傾斜の適宜な位置選択により得ら

れる。この断面PAに対して各方向からX線の発生と検出器Sによる被検体Bの透過X線の収集をデータ収集装置DASにより行う。データ収集装置DASでは入力積分、増幅、A/D変換等がなされ、ファン状の1ビュー分のデータとして1ビュー毎にデータ記憶装置DS1に転送格納する。ファンビームに対して前処理を施し、結果をデータ記憶装置DS1に格納する（ステップ1）。

ファンビームの並べ換えにより平行ビームを得るが、1ビュー分の平行ビームが揃うと（ステップ2）、前記の前処理を施し（ステップ3）、結果をデータ記憶装置DS2に格納し、全ビュー・ $1/2 + 1$ ビューが完了すると（ステップ4）、次のステップに移る。

1ビュー分の平行ビームデータは第2図(a)のような位置でサンプルされたM個(Mは奇数)のデータ $b_1, b_2, \dots, b_{M-1}$ である。この両端に0値データをつけ、

$0, 0, \dots, 0, b_1, b_2, \dots, b_{(M-3)/2}$ (N/2個のデータ)

$b_{(M-1)/2}, \dots, b_{M-1}, 0, 0, \dots, 0$ (N/2個のデータ)

なるN個のデータを基にして、これを配列変更したデータ列

$\{a_i; i=0, 1, \dots, N-1\}$

$a_0 = b_{(M-1)/2}, a_1 = b_{(M+1)/2}, \dots, a_{(M-1)/2} = b_{M-1}, 0, 0, \dots, \dots,$

$a_{N-(M-1)/2} = b_0, \dots, a_{N-2} = b_{(M-5)/2}, a_{N-1} = b_{(M-3)/2}$

に対し、前記の離散フーリエ変換DFT、即ち式(1)、(2)、(2-1)、

(2-2)、(2)'を施し（ステップ5）、結果をデータ記憶装置DS2へ格納する。

ステップ5の演算は原理的に次式に相当する。

$$A(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} b(r) \cdot \exp(-j\omega r) dr \quad \dots (11)$$

$b(r)$ は実測値(離散値) b_i と次の関係をもつ。

$$b(r) = \begin{cases} b_{i+(M-1)/2} & r = i \cdot d + \delta \\ & i = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm (M-1)/2 \\ 0 & r > (M-1)d/2 + \delta \\ & \text{又は } r < -(M-1)d/2 + \delta \end{cases}$$

... (11-1)

この離散フーリエ変換の結果に対して、オフセット検出処理、即ち (3), (3-1), (3-2), (3)', (3-1)', (3-2)' 式を施した後 (ステップ6)、対向ビューデータとの間で周波数成分の合成、即ち (5), (5-1), (5-2), (5)', (5-1)', (5-2)' 式を施す (ステップ7)。

全ビューの平行ビームに対しステップ1～ステップ7の処理が終了したら (ステップ8)、極座標/直交座標変換を式 (6), (6-1), (6-2) に従って行う (ステップ9)。

次に得られた $L(\text{Complex}) \times L$ の直交座標データより、式 (7), (7-1) による2次元離散フーリエ逆変換を行う (ステップ10)。そして、このステップ10で得られた結果の実数部を使用し、イメージ処理 (式 (8) 等各種) を施す (ステップ11)。スキャンと再構成処理の統轄制御は撮影制御装置 SCC によりなされる。各装置は、パイプライン構造等により並列動作が可能で並列処理を行う。

ステップ10の演算は原理的に次式に相当する。

$$g(x, y) = \{1/(4\pi^2)\} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(\xi, \eta) \cdot \exp\{j(\xi x + \eta y)\} d\xi d\eta \quad \dots (12)$$

$G(\xi, \eta)$ は離散データ $G(\xi_p, \eta_q)$ と次の関係にある。

$$G(\xi, \eta) = \begin{cases} G(\xi_p, \eta_q) = G(p \cdot \Delta\xi, q \cdot \Delta\eta) & p, q = -L/2, -L/2 + 1, \dots, L/2 - 1 \\ 0 & p, q < -L/2 \text{ 又は } p, q \geq L/2 \end{cases}$$

... (12-1)

尚、本発明は上記の実施例に限るものではなく、例えば、以下に示すような種々の変形が可能である。

①オフセット検出処理装置OFPの後(極座標/直交座標変換装置PRCの前)にフィルタ装置FILTを設けたもの。フィルタ処理の例としては、例えばハニングフィルタ(Hanning Filter)等がある。

②2次元フーリエ逆変換装置IFFTの後に後処理装置POSTを設けたもの。後処理装置POSTでは、式(8)を含む各種の処理を行う。この場合、2次元フーリエ逆変換装置IFFTは式(7)、(7-1)の純2次元フーリエ逆変換を行う。

③オフセット検出処理装置OFPの後に周波数成分生成装置GFRQを設けたもの。周波数成分生成装置GFRQでは式(5)、(5-1)、(5-2)、(5)', (5-1)', (5-2)'の演算処理を行う。この場合、オフセット検出処理装置OFPは式(3)、(3-1)、(3-2)、(3)', (3-1)', (3-2)'の演算処理を行う。

④装置の分割

(i) 前処理装置PPRを2つ以上の前処理装置に分離して並列動作を可能としたもの。

(ii) 撮影制御装置SCCをマイクロプロセッサ、マイクロプログラムメモリ、デコーダ等で構成したもの。

⑤装置の統合

(i) フーリエ変換装置FFTと2次元フーリエ逆変換装置IFFTを同一の装置とし、時分割使用するもの。

(ii) 複数の装置を統合して構成したもの。

⑥記憶装置の分割又は統合

(i) 1つのデータ記憶装置(例えばDS2)を複数に分割したもの。

(ii) 2つ以上のデータ記憶装置を統合したもの。⑦バス、制御ライン、信号ライン等の分離又は統合。

⑧外部装置の付加

・磁気テープ装置MT、フロッピーディスク装置FDD、専用オペコン等の付加。

・データ処理用に汎用の情報処理装置CPUや専用のアレイプロセッサAP等を設けたもの。

⑨同一の演算処理（例えば式（3）、（3-1）、（3-2）、（3）′、（3-1）′、（3-2）′、（5）、（5-1）、（5-2）、（5）′、（5-1）′、（5-2）′等）を別の構成（例えば情報処理装置CPU、アレイプロセッサAP等の装置とソフトウェア）で実現したもの。

以上説明したように、本発明では、クォーターオフセット法等のオフセット検出測定法によりデータを収集すると共に、1次元フーリエ変換後の周波数成分にオフセット処理を行っているため、クォーターオフセット法等のオフセット検出測定法の利点をフーリエ変換形X線CTにも生かすことができる。即ち、高速フーリエ変換による高速な処理性を保持しつつ、空間分解能が高く、アーティファクトが少ないフーリエ変換形X線CTを実現できる。又、本発明によれば、逆投影装置のような専用装置は不要で、汎用のフーリエ演算装置を主体としたシンプルな構成をもつ、経済性の高いX線CTを実現可能である。更に、周波数空間のデータ $F(\omega_n, \theta_m)$ が原点に関して複素共役対称である性質により $F(\omega, \theta)$ のためのデータメモリの容量（サイズ）を通常の場合の1/2に成し得る等多くの長所をもつ。

以上、本発明を実施するための最良の形態について説明したが、この発明が属する技術の分野の通常の知識を有する者にとって、下記の請求の範囲を逸脱することなく種々の変型をすることは容易である。

請求の範囲

1. 放射線発生源よりビームとして放射されて被検体を透過した放射線をオフセット配置された多チャネルの検出器で検出すること、

多チャネルの検出器で検出したデータに基づいて、被検体の周囲の各方向毎に平行ビームの各1ビュー分のプロジェクションデータをそれぞれ求めること、

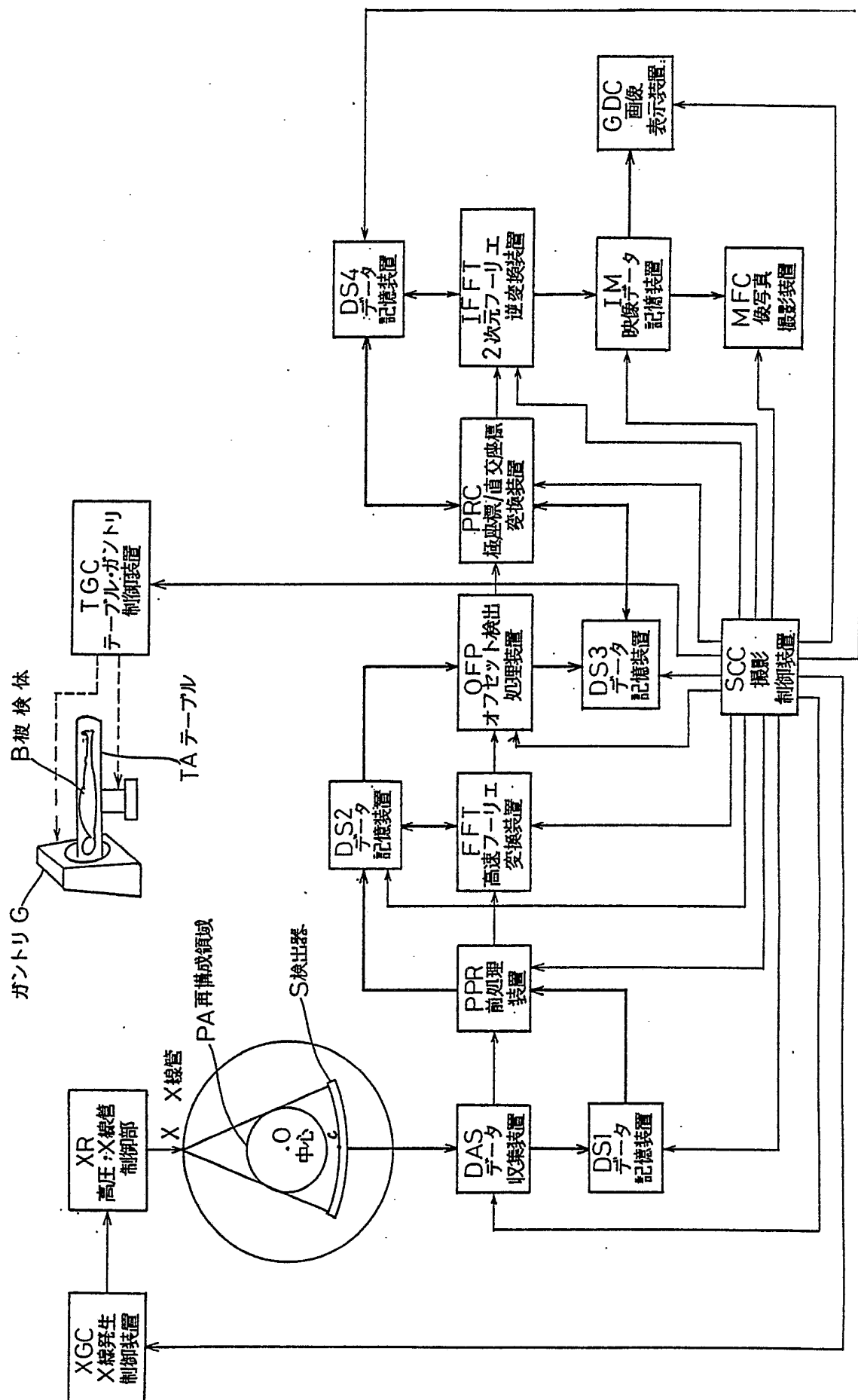
各プロジェクションデータ又は0値を該プロジェクションデータに付加したデータを1次元フーリエ変換すること、

フーリエ変換後のデータにオフセット処理を施すこと、

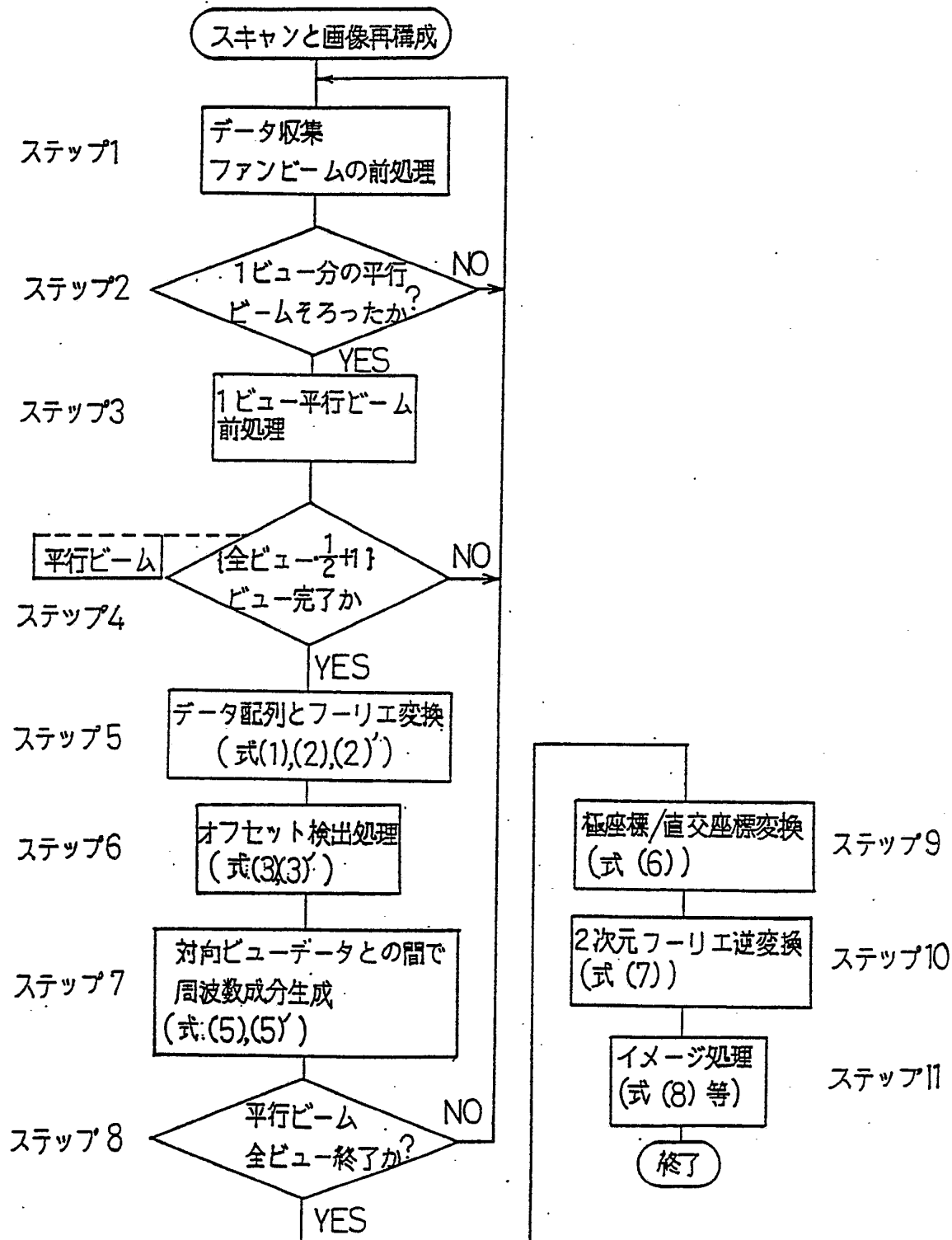
オフセット処理後のデータについて、周波数空間上で極座標/直交座標交換を施すこと、および

極座標/直交座標交換後のデータについて2次元フーリエ逆変換を施して被検体の断面の再構成画像を求めることを具備する放射線CTにおけるイメージング方法。

第 1 図



第 3 図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/JP88/01211

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ⁶		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl ⁴ A61B6/03		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁷		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B6/03	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁸		
Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1988 Kokai Jitksuyo Shinan Koho 1971 - 1988		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ⁹		
Category *	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³
A	JP, A, 61-290573 (Hitachi Medeko Kabushiki Kaisha) 20 December 1986 (20. 12. 86) (Family: none)	1
* Special categories of cited documents: ¹⁰ "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step "Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search		Date of Mailing of this International Search Report
January 25, 1989 (25. 01. 89)		February 6, 1989 (06. 02. 89)
International Searching Authority		Signature of Authorized Officer
Japanese Patent Office		

国際調査報告

国際出願番号PCT/JP 88/01211

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int. Cl. A 61 B 6 / 03		
II. 国際調査を行った分野		
調査を行った最小限資料		
分類体系	分類記号	
IPC	A 61 B 6 / 03	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
日本国実用新案公報 1971-1988年		
日本国公開実用新案公報 1971-1988年		
III. 関連する技術に関する文献		
引用文献の カテゴリー※	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号
A	JP, A. 61-290573 (株式会社 日立メディコ) 20. 12月, 1986 (20. 12. 86) (ファミリーなし)	1
※引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日の後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリーの文献		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日 25. 01. 89	国際調査報告の発送日 06.02.89	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 佐藤 秀一	4 C 7 2 3 2 ⑥