

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4356061号
(P4356061)

(45) 発行日 平成21年11月4日(2009.11.4)

(24) 登録日 平成21年8月14日(2009.8.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 5 0 G

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-89493 (P2003-89493)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成15年3月28日 (2003.3.28)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2003-319932 (P2003-319932A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成15年11月11日 (2003.11.11)		エルシー
審査請求日	平成18年3月23日 (2006.3.23)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
(31) 優先権主張番号	10/113532		188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(32) 優先日	平成14年3月29日 (2002.3.29)		ュー・ブルバード・ダブリュー・710
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・3000
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 投影データに加重する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線源(14)と検出器(18)とを含み、CTイメージング・システム(10)を用いてマルチ・スライス・ヘリカル・スキャン方式により取得される複数の投影データ・サンプルであって、各々の投影データ・サンプルが投影角度と検出器位置に対応付けらる前記投影データ・サンプルに加重し、ファン・ビーム方式のアルゴリズムで画像の再構成を行うコンピュータ(36)であって、

前記複数の投影データ・サンプルの投影角度と検出器位置で規定される平面で領域(70)を選択し(62)、

該領域を複数の等寸法の小領域(74)に分割して(64)、

該等寸法の小領域の各々に対応する特有の位置依存型z平滑化加重関数を各々の等寸法の小領域の投影データ・サンプルに適用して加重する(66)ようにプログラムされているコンピュータ(36)。

【請求項 2】

複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域(70)を選択する(62)ために、前記コンピュータは、再構成平面の両側の各々で投影角度 について $2/N$ (Nは螺旋ピッチ)の範囲内に位置する複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域を選択するようにさらにプログラムされている請求項1に記載のコンピュータ(36)。

【請求項 3】

前記コンピュータは、

10

20

$n, k = 0 + (2k - M - 1 + n) / N$
 に従って前記小領域(74)の境界を画定するようにさらにプログラムされており、こ
 で、

$n = -2, -1, 0, 1$ 及び 2 、並びに $k = 1, \dots, M$ であり、また、

θ_0 は中心ビューの投影角度であり、

k は単一の検出器行であり、

M は検出器行の数であり、

n は小領域番号であり、

N は螺旋ピッチである請求項1に記載のコンピュータ(36)。

【請求項4】

10

前記コンピュータは、前記小領域(74)に平行なファン角度の偶関数であって当該加重の加算が一単位となるような加重関数を選択するようにさらにプログラムされている請求項1に記載のコンピュータ(36)。

【請求項5】

複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域(70)を選択する(62)ために、前記コンピュータは、

$$w_k(\theta, \gamma) = w_k(-\theta, -\gamma)$$

$0 < \gamma / N$ について、

【数1】

20

$$\sum_{n=1}^4 f_{n,k}(\gamma, \Delta\beta + \beta_{n,k} - \gamma) = 1$$

に従って加重関数を選択するようにさらにプログラムされており、ここで、

θ はファン角度であり、

$\Delta\beta$ は投影角度の変化であり、

n は小領域(74)の番号であり、

k は検出器行の番号である請求項4に記載のコンピュータ(36)。

30

【請求項6】

前記等寸法の小領域(74)に、位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重する(66)ために、前記コンピュータは、

$$f_{1,k}(\theta, \gamma) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{1}{2} \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right)$$

$$f_{2,k}(\theta, \gamma) = \left\{ \left[1 - \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right]^2 \left(\frac{\gamma}{N} \right) + \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right\} / \left[1 + 2 \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right]$$

$$f_{3,k}(\theta, \gamma) = \left\{ 1 - \left[1 - \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right]^2 \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right\} / \left[1 + 2 \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right]$$

$$f_{4,k}(\theta, \gamma) = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{1}{2} \left(\frac{\gamma}{N} \right) \right)$$

40

に従って前記等寸法の小領域に位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重するようにさらにプログラムされており、ここで、

θ は投影角度であり、

n, k は小領域境界であり、

γ はファン角度であり、

$$\left(\frac{\gamma}{N} \right) = \left(\left| \frac{\gamma}{N} - \frac{b}{2} \right| + \frac{b}{2} \right) / \left[2 \left(\frac{m}{2} + \frac{b}{2} \right) \right]$$

$$n(\gamma) = \left[\frac{\gamma}{N} - \left(\frac{n}{M} - \frac{1}{2} \right) \right] N$$

であり、

$b(0 < b < 1)$ は、中央チャネルから境界チャネルまでの加重関数の変化を調節

50

するためのパラメータであり、

θ_m は についての最大検出器角度である請求項 1 に記載のコンピュータ (3 6) 。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の背景】

本発明は、計算機式断層写真法 (C T) 撮像に関し、さらに具体的には、マルチ・スライス C T イメージング・システムを用いて取得される投影データに加重する方法及び装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【発明が解決しようとする課題】

ファン・ビーム方式のアルゴリズムで再構成される幾つかの公知のマルチ・スライス・ヘリカル・スキャンには、投影サンプリングのコーン・ビーム効果による誤差が存在している。再構成された画像の誤差は、画像ピクセルからシステムのイソセンタまでの距離が増すにつれて増大する。従って、システムのイソセンタの近くに位置するピクセルでは、複数の投影射線が、再構成されるピクセル位置の近くにあるのでコーン・ビーム誤差の量は比較的小さい。しかしながら、システムのイソセンタから離隔して位置するピクセルでは、投影サンプルが通過する位置と、逆投影されるピクセルの位置との間の差が大きく、コーン・ビーム誤差の量が比較的大きい。

【特許文献 1】

米国特許第 6 4 2 1 4 1 1 号

【 0 0 0 3 】

【課題を解決するための手段】

一観点では、投影データに加重する方法を提供する。この方法は、複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域を選択する工程と、この領域を複数の等寸法の小領域に分割する工程と、これら等寸法の小領域に、位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重する工程とを含んでいる。

【 0 0 0 4 】

もう一つの観点では、医用イメージング・システムを用いて取得される投影データに加重するコンピュータを提供する。このイメージング・システムは、放射線源と検出器とを含んでいる。コンピュータは、複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域を選択し、この領域を複数の等寸法の小領域に分割して、これら等寸法の小領域に、位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重するようにプログラムされている。

【 0 0 0 5 】

さらにもう一つの観点では、投影データに加重する計算機式断層写真法 (C T) イメージング・システムを提供する。この C T システムは、放射線源と、検出器アレイと、これら検出器アレイ及び放射線源に結合されているコンピュータとを含んでおり、コンピュータは、複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域を選択し、この領域を複数の等寸法の小領域に分割して、これら等寸法の小領域に、位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重するように構成されている。

【 0 0 0 6 】

【発明の実施の形態】

幾つかの公知の C T イメージング・システム構成においては、X 線源がファン (扇形) 形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系の X Y 平面であって、一般に「イメージング (撮像) 平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X 線ビームは患者等の被撮像物体を透過する。ビームは物体によって減弱された後に放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイで受光される減弱した放射線ビームの強度は、物体による X 線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子が、検出器の位置でのビーム減弱の測定値である別個の電気信号を発生する。すべての検出器からの減弱測定値を別個に取得して透過プロファイル (断面) を形成する。

【 0 0 0 7 】

10

20

30

40

50

第三世代ＣＴシステムでは、Ｘ線源及び検出器アレイは、Ｘ線ビームが被撮像物体と交差する角度が定常的に変化するように撮像平面内で被撮像物体の周りをガントリと共に回転する。一つのガントリ角度での検出器アレイからの一群のＸ線減弱測定値すなわち投影データを「ビュー」と呼ぶ。物体の「走査（スキャン）」は、Ｘ線源及び検出器が一回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成される一組のビューで構成される。

【０００８】

アキシャル・スキャン（軸方向走査）では、投影データを処理して、物体を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。一組の投影データから画像を再構成する方法に、当業界でフィルタ補正逆投影法と呼ばれるものがある。この手法は、走査からの減弱測定値を「ＣＴ数」又は「ハンスフィールド（Hounsfield）単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて陰極線管表示器上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【０００９】

全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」・スキャン（螺旋走査）を行なうこともできる。「ヘリカル」・スキャンを行なうためには、所定の数のスライスのデータが取得されている間に、患者を移動させる。このようなシステムは、シングル・スライスＣＴの場合は一回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから単一の螺旋を生成する。マルチ・スライスＣＴの場合には、一回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから多数の螺旋が生成される。ファン・ビームによって悉くマッピングされた螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。

【００１０】

ヘリカル・スキャン用の再構成アルゴリズムは典型的には、ビュー角度と検出器チャンネル番号との関数として収集データに加重する螺旋加重アルゴリズムを用いている。明確に述べると、フィルタ補正逆投影工程の前に、ガントリ角度及び検出器角度の両方の関数である螺旋加重ファクタに従ってデータに加重する。次いで、加重後のデータを処理してＣＴ数を生成すると共に、物体を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。

【００１１】

本書で用いられる場合には、単数形で記載されており単数不定冠詞を冠した要素又は工程という用語は、排除すると明記していない限りかかる要素又は工程を複数備えることを排除しないものと理解されたい。さらに、本発明の「一実施形態」に対する参照は、所載の特徴を同様に組み入れている他の実施形態の存在を排除しないものと解釈されたい。

【００１２】

また、本書で用いられる「画像を再構成する」という文言は、画像を表わすデータが生成されるが可視画像は形成されないような本発明の実施形態を排除するものではない。但し、多くの実施形態は１以上の可視画像を形成する（か又は形成するように構成されている）。

【００１３】

図１及び図２には、マルチ・スライス走査イメージング・システム、例えば計算機式断層写真（ＣＴ）イメージング・システム１０が、「第三世代」ＣＴイメージング・システムに典型的なガントリ１２を含むものとして示されている。ガントリ１２はＸ線源１４を有しており、Ｘ線源１４は、Ｘ線ビーム１６をガントリ１２の対向する側に設けられている検出器アレイ１８に向かって投射する。検出器アレイ１８は、複数の検出器素子２０を含む複数の検出器行（図示されていない）によって形成されており、検出器素子２０は一括で、患者２２のような物体を透過する投射Ｘ線を感知する。各々の検出器素子２０は、入射Ｘ線ビームの強度を表わし従って物体又は患者２２を透過する際のビームの減弱を表わす電気信号を発生する。Ｘ線投影データを取得するための一回の走査の間に、ガントリ１２及びガントリ１２に装着されている構成部品は、回転中心２４の周りを回転する。図２は、検出器素子２０の単一の行（すなわち検出器行一行）のみを示している。しかしながら、マルチ・スライス検出器アレイ１８は、一回の走査中に複数の準平行スライス又は平行スライスに対応する投影データが同時に取得されるように検出器素子２０の複数の平行

な検出器行を含んでいる。

【 0 0 1 4 】

ガントリ 1 2 の回転及び X 線源 1 4 の動作は、C T システム 1 0 の制御機構 2 6 によって制御されている。制御機構 2 6 は X 線制御器 2 8 とガントリ・モータ制御器 3 0 とを含んでおり、X 線制御器 2 8 は X 線源 1 4 に電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器 3 0 はガントリ 1 2 の回転速度及び位置を制御する。制御機構 2 6 内に設けられているデータ取得システム (D A S) 3 2 が検出器素子 2 0 からのアナログ・データをサンプリングして、後続の処理のためにこのデータをディジタル信号へ変換する。画像再構成器 3 4 が、サンプリングされてディジタル化された X 線データを D A S 3 2 から受け取って高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ 3 6 への入力として印加され、コンピュータ 3 6 は大容量記憶装置 3 8 に画像を記憶させる。

10

【 0 0 1 5 】

コンピュータ 3 6 はまた、キーボードを有するコンソール 4 0 を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器 4 2 によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ 3 6 からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給した指令及びパラメータはコンピュータ 3 6 によって用いられ、D A S 3 2、X 線制御器 2 8 及びガントリ・モータ制御器 3 0 に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ 3 6 は、モータ式テーブル 4 6 を制御するテーブル・モータ制御器 4 4 を動作させて、患者 2 2 をガントリ 1 2 内で配置する。具体的には、テーブル 4 6 は患者 2 2 の各部分をガントリ開口 4 8 を通して移動させる。

20

【 0 0 1 6 】

一実施形態では、コンピュータ 3 6 は、フロッピー・ディスク (「フロッピー・ディスク」は商標) 又は C D - R O M 等のコンピュータ読み取り可能な媒体 5 2 から命令及び / 又はデータを読み取る装置 5 0、例えばフロッピー・ディスク・ドライブ (「フロッピー・ディスク」は商標) 又は C D - R O M ドライブを含んでいる。もう一つの実施形態では、コンピュータ 3 6 はファームウェア (図示されていない) に記憶されている命令を実行する。コンピュータ 3 6 は、本書に記載する機能を実行するようにプログラムされており、従って、本書で用いる場合には、コンピュータという用語は当業界でコンピュータと呼ばれている集積回路のみに限定されている訳ではなく、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル論理コントローラ、特定アプリケーション向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を広範に指している。

30

【 0 0 1 7 】

図 3 は、投影データに加重する方法 6 0 の流れ図である。方法 6 0 は、複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域を選択する工程 6 2 と、この領域を複数の等寸法の小領域に分割する工程 6 4 と、これら等寸法の小領域に、位置依存型 z 平滑化加重関数を用いて加重する工程 6 6 とを含んでいる。

【 0 0 1 8 】

図 4 は、マルチ・スライス C T の複数のイソ射線のサンプリング・パターンである。本実施形態の一例では、検出器 1 8 (図 1 に示す) の各イソ・チャンネルの軌跡を投影角度、及び z 軸上での検出器 1 8 の位置の両方の関数としてプロットして、図 4 に示すような複数の斜線を形成している。検出器 1 8 は M 行を含んでおり、N : 1 の螺旋ピッチで走査を行なって複数の投影データを生成する。本実施形態の一例では、検出器 1 8 は 8 行を含んでおりすなわち M = 8 であり、7 : 1 の螺旋ピッチで走査を行なっている。

40

【 0 0 1 9 】

複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域 7 0 を選択する工程 6 2 は、再構成平面 (P O R) 7 2 の両側の各々で投影角度 θ_k について $2\pi / N$ の範囲内に位置する複数の投影データ・サンプルを選択することを含んでいる。もう一つの実施形態では、領域 7 0 の寸法は所望の平滑化に基づいて選択される。P O R 7 2 は、

$$k = 0, k - 1 \quad (式 1)$$

において各々の行 k に交差するサイノグラム空間内の直線として定義される。ここで、

50

$\theta_{0,k}$ は、検出器行 k のイソ・チャンネルが再構成平面に交差する投影角度であり、
は検出器角度である。

【0020】

領域 70 を複数の等寸法の小領域 74 に分割する工程 64 は、各々の検出器行の領域 70 を四つの小領域 74 に分割することを含んでおり、ここで、各々の小領域 74 は、図 4 に示すように、約 $\theta_{0,k}/N$ の投影角度の範囲をカバーする。もう一つの実施形態では、投影角度 $\theta_{0,k}$ について $2\theta_{0,k}/N$ よりも大きい領域 70 を選択し、次いで、四つの小領域 74 よりも大きい小領域に分割することもできる。

【0021】

各々の小領域 74 は、

$$\theta_{n,k} = \theta_{0,k} + (2k - M - 1 + n) \theta_{0,k} / N \quad (\text{式 2})$$

に従って定義される二つの境界 ($\theta_{n,k}$) 76 を含んでいる。ここで、
 $n = -2, -1, 0, 1$ 及び 2 、並びに $k = 1, \dots, M$ であり、また、
 $\theta_{0,k}$ は中心ビューの投影角度であり、

k は検出器行番号であり、
 M は検出器行の数であり、
 n は小領域番号であり、
 N は螺旋ピッチである。

【0022】

本実施形態の一例では、共役関係にあるサイノグラム空間内のすべての領域 70 が同じ形状を含み、また $\theta_{n,k}$ の線によって境界を画定されている。一実施形態では、小領域 74 に、位置依存型 z 平滑化加重関数 $w_k(\theta, \phi)$ を用いて加重する工程 66 は、二つの条件を満たす加重関数を選択することを含んでいる。加重関数である $w_k(\theta, \phi)$ 関数は、小領域の境界に平行なファン角度 ϕ の偶関数であり、加重関数 $w_k(\theta, \phi)$ は加算単位性を保存している。一実施形態では、加重関数 $w_k(\theta, \phi)$ は、

$$\theta_{n,k} < \theta_{n+1,k} \quad \text{について、} \\ w_k(\theta, \phi) = f_{n,k}(\theta, \phi)$$

に従って、各々の小領域 74 毎に別個の関数によって表わされる。ここで、
 $f_{n,k}(\theta, \phi)$ は小領域 74 のための加重関数であり、

θ はファン角度であり、

ϕ は投影角度であり、

n は小領域の番号であり、

k は検出器行番号である。

【0023】

上述した二つの条件は、下記の式によって表わすことができる。

【0024】

$$w_k(\theta, \phi) = w_k(\theta - \theta_{0,k}, \phi - \phi_{0,k}) \quad (\text{式 4})$$

$0 < \theta_{0,k} / N$ について、

【0025】

【数 2】

$$\sum_{n=1}^4 f_{n,k}(\gamma, \Delta\beta + \beta_{n,k} - \gamma) = 1 \quad (\text{式 5})$$

【0026】

ここで、

n は小領域の番号であり、

k は検出器行の番号である。

【0027】

一実施形態では、検出器行 $k = 1, \dots, 4$ のための加重関数は、

10

20

30

40

50

$$f_{1,k}(\theta, \phi) = \frac{1}{[1 + 2 \cos(\theta)]} \quad (\text{式 6})$$

$$f_{2,k}(\theta, \phi) = \frac{\{ [1 - \cos(\theta)]^2 \cos(\phi) + \cos(\phi) \}}{[1 + 2 \cos(\theta)]} \quad (\text{式 7})$$

$$f_{3,k}(\theta, \phi) = \frac{\{ 1 - [1 - \cos(\theta)]^2 \cos(\phi) \}}{[1 + 2 \cos(\theta)]} \quad (\text{式 8})$$

$$f_{4,k}(\theta, \phi) = \frac{\cos(\theta) [1 - \cos(\theta)]}{[1 + 2 \cos(\theta)]} \quad (\text{式 9})$$

と定義され、ここで、

$$\cos(\theta) = (\cos(\theta_m) + \cos(\theta_b)) / [2 \cos(\theta_m + \theta_b)] \quad (\text{式 10})$$

$$f_n(\theta) = [1 - \cos(\theta_{n,k} - \theta)] N / \quad (\text{式 11})$$

であり、

θ_b ($0 < \theta_b < \pi$) は、中央チャネルから境界チャネルまでの加重関数の変化を調節するためのパラメータであり、

θ_m は、 θ についての最大検出器角度である。

【0028】

一実施形態では、 θ_b は 0.48 に設定される。 θ_b が無限大に近づくと、すべてのチャネルにわたって加重関数は一様になる。

【0029】

図 5 は、8 行型検出器における行の一つの加重関数の像である。図 6 は、図 5 に示す加重関数の等高線プロットであって、加重関数がノン・ゼロであるビュー角度の部分集合の全体にわたって、検出器行の一つの加重関数を示す（すべての行とも、 θ のずれ以外では同一の加重関数を有する）。

【0030】

図 7 は、公知の再構成アルゴリズムで再構成した走査である。図 8 は、本書に記載したアルゴリズムで再構成した走査である。このアルゴリズムは、公知の螺旋補間によるコーン・ビーム画像アーティファクトを有する患者の走査に対して適用された。走査は、図 7 に示す元の再構成アルゴリズムと、図 8 に示す位置依存型 z 平滑化加重関数との両方で再構成された。画質の向上は明らかである。肋骨の近くのストリーキング・アーティファクトが殆ど完全に除去されている。

【0031】

投影加重関数を用いて位置依存型 z 平滑化を実行する本書に記載した投影空間手法は、別個の処理を必要としないので計算の簡略化を容易にする。加えて、画像フィルタ処理を可能にするためには各画像が互いに隣接している必要があるという制約を課さずに、任意の位置で画像を形成することができる。

【0032】

様々な特定の実施形態によって本発明を説明したが、当業者であれば、特許請求の範囲の要旨及び範囲内にある改変を施して本発明を実施し得ることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】CT イメージング・システムの見取り図である。

【図 2】図 1 に示すシステムのブロック模式図である。

【図 3】投影データに加重する方法の流れ図である。

【図 4】検出器位置及び投影角度の関数としての検出器サンプリング・パターンの図である。

【図 5】検出器行のうち一行についての加重関数の図である。

【図 6】図 5 に示す加重関数の等高線プロットである。

【図 7】公知の再構成アルゴリズムで再構成した走査の図である。

【図 8】本発明で提案した再構成アルゴリズムで再構成した走査の図である。

【符号の説明】

10 CT システム

10

20

30

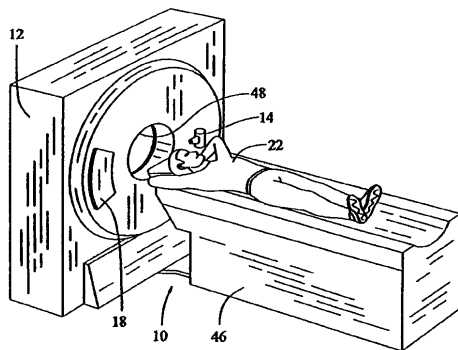
40

50

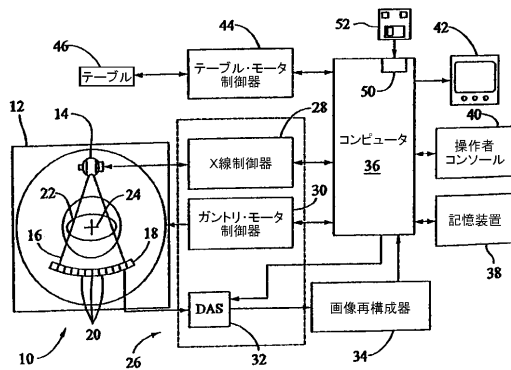
- 1 2 ガントリ
- 1 4 X線源
- 1 6 X線ビーム
- 1 8 検出器アレイ
- 2 0 検出器素子
- 2 2 患者
- 2 4 回転中心
- 2 6 制御機構
- 4 2 表示器
- 4 6 モータ式テーブル
- 4 8 ガントリ開口
- 5 0 媒体読み取り装置
- 5 2 媒体
- 6 0 投影データに加重する方法
- 7 0 選択される領域
- 7 2 再構成平面 (P O R)
- 7 4 小領域
- 7 6 境界

10

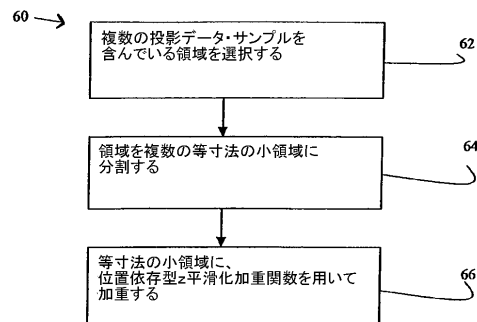
【図 1】



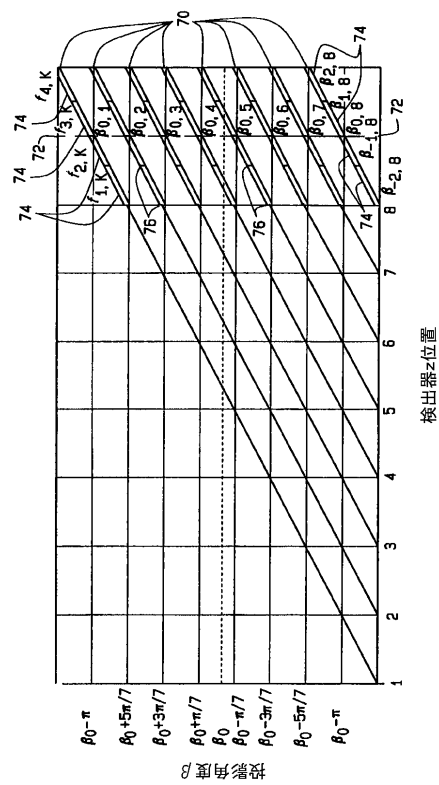
【図 2】



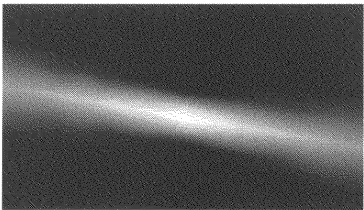
【図 3】



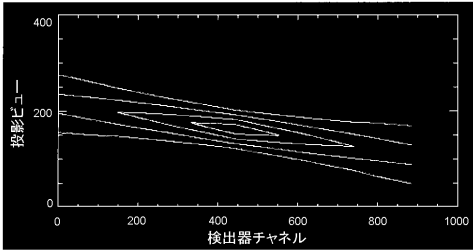
【図 4】



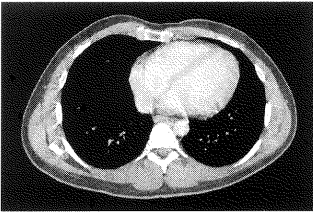
【図 5】



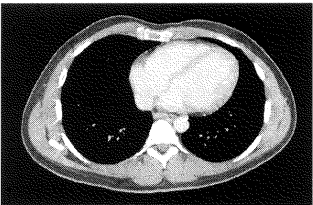
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 チアン・シェー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ウエスト・ケズウィック・コート、 1
9 9 7 0 番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 0 5 4 5 1 8 (J P , A)

特開平 0 9 - 2 8 5 4 6 0 (J P , A)

特開昭 6 4 - 6 4 6 3 0 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 8 5 3 9 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/03