

(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.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 350 G

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2003-89493 (P2003-89493)
 (22) 出願日 平成15年3月28日 (2003.3.28)
 (65) 公開番号 特開2003-319932 (P2003-319932A)
 (43) 公開日 平成15年11月11日 (2003.11.11)
 審査請求日 平成18年3月23日 (2006.3.23)
 (31) 優先権主張番号 10/113532
 (32) 優先日 平成14年3月29日 (2002.3.29)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聰志
 (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れる前記投影データ・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 $2\pi/N$ (Nは螺旋ビッチ)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

$$n_k = n_0 + (2k - M - 1 + n) / N$$

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、ここで、

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

n_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、

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

$0 < \gamma / N$ 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、

はファン角度であり、

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、

$$\begin{aligned} f_{1,k}(\gamma, -1, k) &= (1 - 1)(1 - 1) / [1 + 2(1 - 1)] \\ f_{2,k}(\gamma, -2, k) &= \{[1 - 1] - 2(1 - 1) + 2(1 - 1)\} / [1 + 2(1 - 1)] \\ f_{3,k}(\gamma, -3, k) &= \{1 - [1 - 1] - 2(1 - 1)\} / [1 + 2(1 - 1)] \\ f_{4,k}(\gamma, -4, k) &= (1 - 1)[1 - 2(1 - 1)] / [1 + 2(1 - 1)] \end{aligned}$$

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、

は投影角度であり、

n_k は小領域境界であり、

はファン角度であり、

$$(1 - 1) = (|n_k| + b) / [2(m + b)]$$

$$n_k = [- (n_k - 1)] N /$$

であり、

b ($0 < b$) 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、

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 (36) 。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

本発明は、計算機式断層写真法 (CT) 撮像に関し、さらに具体的には、マルチ・スライス CT 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。

【0002】

【発明が解決しようとする課題】

10

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

20

【0003】

【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。

【0004】

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。

30

【0005】

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 (CT) イメージング・システムを提供する。この CT 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。

【0006】

40

【発明の実施の形態】

幾つかの公知の CT 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。

【0007】

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。

【 0 0 0 8 】

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一方法に、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。

10

【 0 0 0 9 】

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。

20

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

本書で用いられる場合には、单数形で記載されており单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。

30

【 0 0 1 2 】

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）。

【 0 0 1 3 】

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

40

50

な検出器行を含んでいる。

【0014】

ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって制御されている。制御機構26はX線制御器28とガントリ・モータ制御器30とを含んでおり、X線制御器28はX線源14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30はガントリ12の回転速度及び位置を制御する。制御機構26内に設けられているデータ取得システム(DAS)32が検出器素子20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ジタル信号へ変換する。画像再構成器34が、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS32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36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記憶装置38に画像を記憶させる。10

【0015】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40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42によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ36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36によって用いられて、DAS32、X線制御器28及びガントリ・モータ制御器30に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御するテーブル・モータ制御器44を動作させて、患者22をガントリ12内で配置する。具体的には、テーブル46は患者22の各部分をガントリ開口48を通して移動させる。20

【0016】

一実施形態では、コンピュータ36は、フロッピー・ディスク（「フロッピー・ディスク」は商標）又はCD-ROM等のコンピュータ読み取り可能な媒体52から命令及び/又はデータを読み取る装置50、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CD-ROM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36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36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

【0017】

図3は、投影データに加重する方法60の流れ図である。方法60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62と、この領域を複数の等寸法の小領域に分割する工程64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66とを含んでいる。

【0018】

図4は、マルチ・スライスCT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18（図1に示す）の各イソ・チャネルの軌跡を投影角度、及びz軸上での検出器18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18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18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

【0019】

複数の投影データ・サンプルを含んでいる領域70を選択する工程62は、再構成平面(POR)72の両側の各々で投影角度について2/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70の寸法は所望の平滑化に基づいて選択される。POR72は、

$$k = 0, k^-$$

（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 π/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 について $2\pi/N$ 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、

$$\theta_{n,k} = \theta_0 + (2k - M - 1 + n) / N \quad (式2)$$

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、

θ_0 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 $w_k(\cdot, \cdot)$ 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 $w_k(\cdot, \cdot)$ 関数は、小領域の境界に平行なファン角度 の偶関数であり、加重関数 $w_k(\cdot, \cdot)$ は加算単位性を保存している。一実施形態では、加重関数 $w_k(\cdot, \cdot)$ は、

$\theta_{n,k} < \theta_{n+1,k}$ について、

$$w_k(\cdot, \cdot) = f_{n,k}(\cdot, \cdot)$$

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、

$f_{n,k}(\cdot, \cdot)$ は小領域 74 のための加重関数であり、

はファン角度であり、

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】

$$w_k(\cdot, \cdot) = w_k(-\cdot, -\cdot) \quad (式4)$$

$0 < \pi/N$ について、

【0025】

【数2】

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

【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

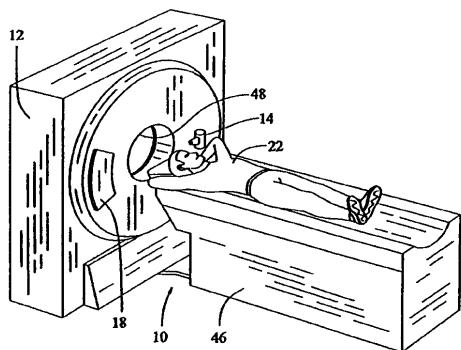
30

40

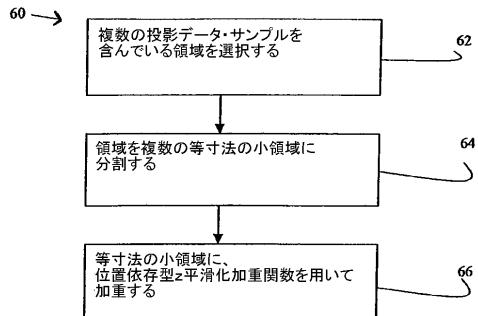
50

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	10
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	

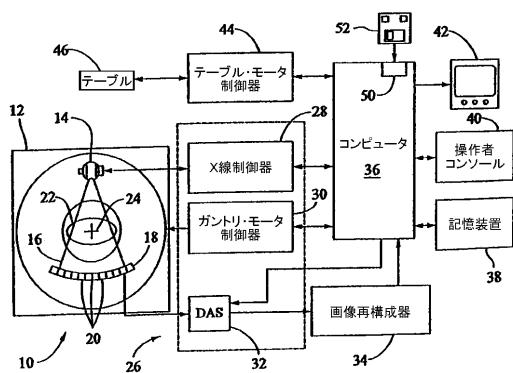
【図1】



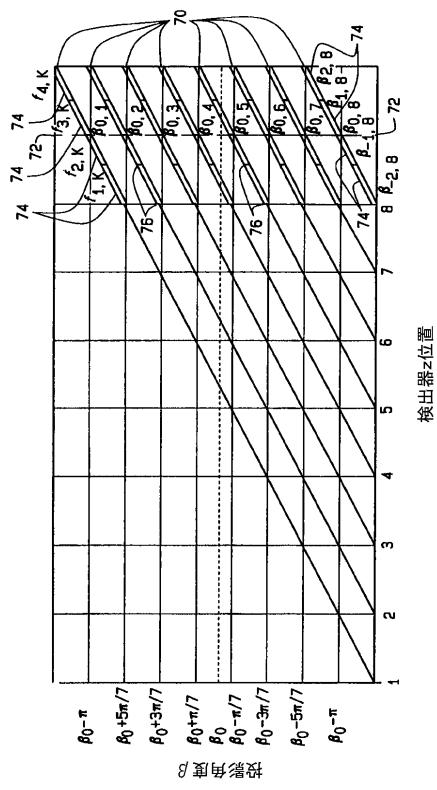
【図3】



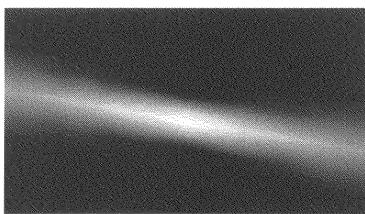
【図2】



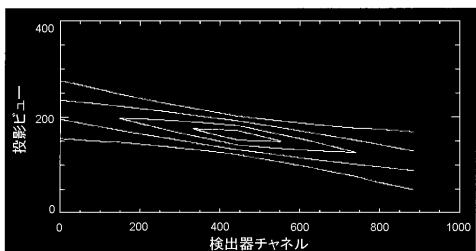
【図4】



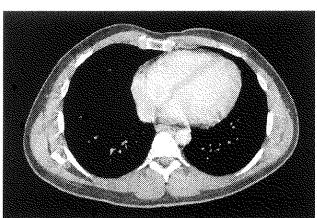
【図5】



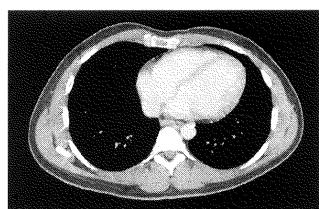
【図6】



【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
9970番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開2001-054518 (JP, A)

特開平09-285460 (JP, A)

特開昭64-64630 (JP, A)

特開2002-85398 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03