

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4087547号
(P4087547)

(45) 発行日 平成20年5月21日(2008.5.21)

(24) 登録日 平成20年2月29日(2008.2.29)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 N 23/04 (2006.01)

G O 1 N 23/04

請求項の数 4 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2000-148407 (P2000-148407)	(73) 特許権者	391017540
(22) 出願日	平成12年5月19日(2000.5.19)		東芝 I T コントロールシステム株式会社
(65) 公開番号	特開2001-330568 (P2001-330568A)		東京都中央区日本橋本町四丁目9番11号
(43) 公開日	平成13年11月30日(2001.11.30)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成17年8月24日(2005.8.24)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線ビームを放射する放射線源と、前記放射線源からの放射線ビームを2次元の空間分解能をもって検出する放射線検出器と、前記放射線ビーム内で被検体を相対回転させる回転手段と、前記放射線ビーム内で被検体を前記回転の軸方向に相対移動させる並進手段を有し、前記回転手段による回転と前記並進手段による相対移動とをほぼ同時に行ないながら透過データを収集するようにしたコンピュータ断層撮影装置において、

前記回転手段による回転中に前記放射線検出器で得られた被検体の多方向からの2次元透過データに対し、回転の軸位置で0.5、当該回転の軸に直交する左右側に傾きが対称な0から1まで変化する傾斜部を有し、当該傾斜部の外は片側が0逆側が1である窓関数を掛ける窓関数掛け部、及び、前記窓関数を掛けた2次元透過データを3次元像の体積素に逆投影する体積逆投影部を有し、前記被検体の3次元像を作成する再構成手段と、を備えて成ることを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2】

前記請求項1に記載のコンピュータ断層撮影装置において、

前記体積逆投影部は前記窓関数を掛けた2次元透過データを前記3次元像の体積素の回転軸にほぼ平行な一つの面にほぼ平行なセンタリング面上に逆投影し、当該センタリング面上の値を当該センタリング面にほぼ平行な体積素の集合毎に各体積素に逆投影することを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 3】

10

20

前記請求項 1 または請求項 2 に記載のコンピュータ断層撮影装置において、

前記放射線ビームを回転面に沿ったファンビームに制限するコリメータと、前記コリメータにより遮られた通路の透過データを用いて、遮られなかった透過データの散乱放射線の補正を行なう散乱線補正手段と、を備えて成ることを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載のコンピュータ断層撮影装置において、

前記再構成手段は、前記透過データの信号ノイズ比に基づいてフィルタ関数を選択しフィルタ補正逆投影して 3 次元像を作成するようにしたことを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、非破壊検査装置のうちのコンピュータ断層撮影方法および装置に係り、特に撮影の高速化、あるいは画像の高品質化に寄与し得るようにしたコンピュータ断層撮影方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

近年、小型電子部品等を高分解能で検査することを目的として、高分解能型の産業用のコンピュータ断層撮影装置（以下、CT スキャナ）が製作されるようになってきている。

20

【0003】

図 13 は、この種の従来の高分解能型 CT スキャナのシステム構成例を示す概要図であり、これは透過像と断面像の両方が得られるものである。

【0004】

図 13 において、X 線管 101 と、この X 線管 101 から放射されるコーン状の X 線ビーム 102 を 2 次元の空間分解能をもって検出する検出器 103 が対向して配置され、この X 線ビーム 102 中の被検体 104 の透過像を得ようになっている。

【0005】

透過像は、リアルタイムで動画像として表示することもできれば、データ処理部 109 で加算してノイズを低減させて表示することもできる。

30

【0006】

回転テーブル 105 および回転昇降機構 106 は、シフト機構 107 により X 線管 101 に近づけたり遠ざけたりされ、撮影距離が変更され、撮影距離を小さくした場合、撮影倍率を上げることができる。

【0007】

断面像を撮影する場合には、回転テーブル 105 上の被検体 104 を回転昇降機構 106 により回転させながら多数の透過像を得る。

【0008】

この多数の透過像をデータ処理部 109 で処理して、回転軸 112 に直交する撮影面 111 を通る透過像から、この撮影面 111 上の断面像を得る。

40

【0009】

その再構成法としては、主に例えば「CT スキャナ」（岩井喜典編：コロナ社）等に示されているフィルタ補正逆投影法（FBP 法）が用いられる。

【0010】

被検体 104 の断面像位置の変更は、被検体 104 を回転軸 112 方向に昇降させて行なうが、回転テーブル 105 を同時に回転および昇降させるヘリカルスキャンを行なって、1 回の撮影で撮影面 111 にほぼ平行な複数の断面像（3 次元像）を得る方法もある。

【0011】

さらに、ヘリカルスキャンを行ない、なおかつ撮影面 111 の外を通る透過像も使って撮影

50

断層面111にほぼ平行な複数の断面像を得る方法もある。

【0012】

この時の再構成法としては、FBP法の応用として、例えば次のような文献に記載されている。

【0013】

(文献1)「CT装置」(株)東芝 荒舘 博、南部 恭二郎、“特開平4-224736号公報”

ここにある第1の再構成法は、撮影面111の外を通る透過像面が撮影面111に対して傾斜するのを平行面と見なして逆投影しているため、若干、回転軸112方向の分解能が低下するのに対して、同文献にある第2の再構成法は、傾斜に従って逆投影しているため、回転軸112方向の分解能を上げることができる。

10

【0014】

この第2の再構成法は、下記の文献に記載されている方法(フェルドkamp法)をヘリカルスキャンに対して適用したものと言える。

【0015】

(文献2)“Practical cone-beam algorithm”L.A.Feldkamp, L.C.Davis, and J.W.Kress J.Opt.Soc.Am./Vol.1, No.6, pp.612-619/June1984

【0016】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、最近では、CTスキャナを用いた検査に対する要求が強く、被検体の種類や検査内容も拡大しつつある。このため、画質の高品質化の要求や撮影の高速化の要求が、益々高くなる傾向にある。

20

【0017】

しかしながら、上述した従来の高分解能型CTスキャナで、コーン状のX線ビーム102を用いて、複数の断面像を一回のスキャンで得る場合、断面像の再構成に要する時間が長く、撮影の高速化のネックになるという問題がある。

【0018】

また、前述した文献1、文献2等には、コーン状のX線ビーム102を用いた(また同時にヘリカルスキャンした)場合の具体的な再構成の高速化の手法については記載されていない。

30

【0019】

一方、上述した従来の高分解能型CTスキャナでは、被検体104をX線の焦点に近づけることで、高分解能の画像が得られる特徴を有しているが、他方ファン状ではなくコーン状のX線ビーム102が被検体104に照射されることから、被検体104で散乱されて検出器103に入射する散乱X線が増加し、被検体104によっては断面像が不鮮明になり、十分な検査が行えないという問題がある。

【0020】

また、被検体104により、柔らかく変形し易い場合等があり、撮影中に動きが生じて断面像が不鮮明になるという問題がある。

【0021】

さらに、任意に選択した撮影条件によっては、再構成のフィルタ関数が不適当で、ノイズの大きい画像になってしまうことがある。そして、このような場合には、フィルタ関数を再度選択して再構成し直している。

40

【0022】

本発明の目的は、撮影の高速化あるいは画像の高品質化に寄与することが可能なコンピュータ断層撮影方法および装置を提供することにある。

【0023】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するために、請求項1に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置は、放射線ビームを放射する放射線源と、前記放射線源からの放射線ビームを2次元の空

50

間分解能をもって検出する放射線検出器と、前記放射線ビーム内で被検体を相対回転させる回転手段と、前記放射線ビーム内で被検体を前記回転の軸方向に相対移動させる並進手段を有し、前記回転手段による回転と前記並進手段による相対移動とをほぼ同時に行ないながら透過データを収集するようにしたコンピュータ断層撮影装置において、

前記回転手段による回転中に前記放射線検出器で得られた被検体の多方向からの2次元透過データに対し、回転の軸位置で0.5、当該回転の軸に直交する左右側に傾きが対称な0から1まで変化する傾斜部を有し、当該傾斜部の外は片側が0逆側が1である窓関数を掛ける窓関数掛け部、及び、前記窓関数を掛けた2次元透過データを3次元像の体積素に逆投影する体積逆投影部を有し、前記被検体の3次元像を作成する再構成手段とを備えている。

10

【0026】

従って、請求項1に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置においては、大きな被検体を撮影する目的で、放射線検出器の検出する放射線ビームの端部に回転中心を設定して、この端部側のビーム外に被検体をはみ出させて透過データを得る(オフセットスキャン)場合に、窓関数を掛けることで投影データの急激な変化が避けられ、偽像(リング状)の少ない3次元像を得ることができる。また、データ列を再編成(パラレルデータへの変換等)することが不要となり、再構成を高速で行なうことができる。

【0028】

また、請求項1に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置においては、被検体の回転軸方向の広い領域にわたる3次元像を一度に得ることができる。

20

【0029】

さらにまた、請求項2に対応する発明では、上記請求項1に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置において、前記体積逆投影部は前記窓関数を掛けた2次元透過データを前記3次元像の体積素の回転軸にほぼ平行な一つの面にほぼ平行なセンタリング面上に逆投影し、当該センタリング面上の値を当該センタリング面にほぼ平行な体積素の集合毎に各体積素に逆投影する。

【0030】

従って、請求項2に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置においては、第2の逆投影が平行面間の逆投影となるため、逆投影係数の計算時間が短縮でき、再構成を高速で行なうことができる。

30

【0031】

一方、請求項3に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置は、前記放射線ビームを回転面に沿ったファンビームに制限するコリメータと、前記コリメータにより遮られた通路の透過データを用いて、遮られなかった透過データの散乱放射線の補正を行なう散乱線補正手段とを備えている。

【0032】

従って、請求項3に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置においては、遮られた通路の透過データから散乱放射線のみの強度が得られ、遮られなかった透過データからこの透過データの2次元位置に近い遮られた通路の透過データを差し引くことで散乱線補正ができ、高品質な断面像を得ることができる。

40

【0033】

一方、請求項4に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置は、前記再構成手段は、前記透過データの信号ノイズ比に基づいてフィルタ関数を選択しフィルタ補正逆投影して3次元像を作成するようにしたことを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【0034】

従って、請求項4に対応する発明のコンピュータ断層撮影装置においては、撮影倍率や管電圧、管電流、スキャン時間等の撮影条件を任意に変更しても、透過データの信号ノイズ比でフィルタ関数を選択するため、画像ノイズと空間分解能との関係が最適な断面像を得ることができる。

【0037】

50

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0038】**(第1の実施の形態)**

図1は、本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成例を示す概要図である。

【0039】

図1において、放射線源であるX線管1としては、放射するX線ビーム2の焦点Fが数ないし数十 μm のマイクロフォーカスX線管を用い、放射線検出器3にはフォトダイオードアレイにシンチレータを貼り付けたX線平面固体検出器(またはX線I.I.(像増強管)とテレビカメラのもの)を用いている。

10

【0040】

X線管1および放射線検出器3は対向して配置され、フロアに図示しない支持部材で支持されている。

【0041】

被検体4は、回転テーブル5上に載置され、回転・昇降機構6でX線ビーム2内で撮影面11に沿って回転されると共に、撮影面11に直角に昇降される。

【0042】

また、被検体4は、回転テーブル5と回転・昇降機構6と共にフロアに支持されたシフト機構7により、撮影面11に沿ってX線管1と放射線検出器3との間を移動して、撮影倍率が変更される。

20

【0043】

なお、図示していないが、上記機構の部分はX線遮蔽で囲われている。

【0044】

一方、構成要素として、他に、放射線検出器3からの透過像を処理するデータ処理部9と、処理結果等を表示する表示部10と、データ処理部9からの指令で機構部を制御する機構制御部8と、X線管1の管電圧、管電流を制御するX線制御部13等を備えている。

【0045】

データ処理部9および表示部10は通常のコンピュータで、CPU、メモリ、ディスク、キーボード、インターフェース等からなり、断層撮影のシーケンスやデータから3次元像を再構成するソフトウェア等を記憶している。

30

【0046】

操作者は、データ処理部9および表示部10を用いて、メニュー選択や条件設定、機構部手動操作、断層撮影の開始、装置のステータス読取、3次元像の表示、3次元像の解析等を行なう。

【0047】

データ処理部9は、放射線検出器3からのデジタルデータを処理する空気補正部14と、LOG変換部15と、再構成部16とを備えてなり、さらに再構成部16は、フィルタ掛け部16aと体積B P部16bとからなる。

【0048】

次に、以上のように構成した本実施の形態によるCTスキャナの作用について説明する。

40

【0049】

図1において、透過像を得る場合には、操作者は被検体4をテーブル5に載せ、管電圧と管電流を設定してX線をONし、透過像を表示部10に表示させる。

【0050】

3次元像の場合には、回転・昇降機構6で被検体4を昇降させ、検査位置中心を撮影面11に合わせる。

【0051】

これは、透過像を見ながら行なうこともできる。

【0052】

断層撮影を開始すると、回転テーブル5が回転し、この間にデータ処理部9により透過像が

50

収集され、360°方向で 間隔で得られた撮影面11近傍の透過データから、この面近傍の3次元像が再構成され、表示部10に表示される。

【0053】

まず、透過像は空気補正部14で、あらかじめ収集してある被検体4のない場合のデータ d_a との比が取られることで、チャンネル毎に利得補正がなされる。

【0054】

$$h = (d - doff) / (d_a - doff) \quad \cdots (1)$$

ここで、 $doff$ はX線OFF時のデータである。

【0055】

次に、チャンネル毎にLOG変換部15で対数変換され、吸収係数の線積分に相当する投影データ p に変換される。 10

【0056】

$$p = \text{LOG}(1/h) \quad \cdots (2)$$

回転角 θ での n, m チャンネルの投影データを $p(n, m)$ と記載して、次にフィルタ掛け部16aで撮影面11に沿った n 方向に高域強調のフィルタを掛ける。

【0057】

これは、 n 方向にフーリエ変換して周波数空間で周波数にほぼ比例するフィルタ関数を掛け、逆フーリエ変換で戻すことで行なわれる。

【0058】

次に、体積BP部16bで、各体積素(ボクセル)に逆投影される。 20

【0059】

この逆投影処理について、図2に示す幾何図、および図3に示すフロー図を用いて説明する。

【0060】

なお、既出の符号および図より明らかな符号の説明については省略する。

【0061】

図2(a)および(b)は、被検体4に固定した座標 x, y, z で見たX線焦点 F と検出面17の位置である。 F の回転角を θ とする。

【0062】

再構成する体積の各ボクセルを i, j, k で番号づけ、ボクセルサイズを $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ とする 30

【0063】

ここで、 Δy は Δx と等しく設定し、 Δz も Δx と等しくすることが好ましい。

【0064】

次に、図3において、ステップS1で360°分の θ ループとなり、ステップS2で F の x, y 座標 x_F, y_F が計算され、

$$x_F = FCD \cdot \sin \theta \quad \cdots (3)$$

$$y_F = FCD \cdot \cos \theta \quad \cdots (4)$$

FCD : 焦点、回転中心間距離

ステップS3, S4でボクセル j, i のループに入り、ステップS5で n_{ij}, m_{ij}, L^2 を求める。 40

【0065】

n_{ij}, m_{ijk} : ボクセル i, j, k にBPされるチャンネル番号

$m_{ij:k}$ が1増加したときの m_{ijk} の増分

$1/L^2$: BPウエイト

$$x = (i - i_c) \cdot \Delta x \quad \cdots (5)$$

$$y = (j - j_c) \cdot \Delta y \quad \cdots (6)$$

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$: ボクセルサイズ

$$\theta' = \arctan((x_F - x) / (y_F - y)) \quad \cdots (7)$$

$$\theta = \theta' - \theta \quad \cdots (8)$$

$$n_{ij} = n_c + FCD \cdot \tan \theta' / d \quad \cdots (9) \quad 50$$

$$L^2 = ((x_F - x)^2 + (y_F - y)^2) / FCD^2 \quad \dots (10)$$

$$m_{ij} = FDD / ((L^2) \cdot FCD \cdot \cos \theta) \cdot z/d \quad \dots (11)$$

d:チャンネル間隔

FDD:焦点、検出面間距離

ステップS5で、さらに m_{ijk} の初期値を設定する。

【0066】

$$m_{ijk} = m_c + (k_s - k_c) \cdot m_{ij} \quad \dots (12)$$

次に、ステップS6で k ループに入り、ステップS7でボクセル i, j, k へのたし込みを行なう。

【0067】

$$\begin{aligned} p_{bp}(i, j, k) &= p_{bp}(i, j, k) + p_{\phi}(n_{ij}, m_{ijk}) \\ &\quad / (L^2 + (k_c - k)^2 \cdot \Delta z^2 / FCD^2) \\ &\quad \approx p_{bp}(i, j, k) + p_{\phi}(n_{ij}, m_{ijk}) / L^2 \quad \dots (13) \end{aligned}$$

ここで、 n_{ij} と m_{ijk} は一般に整数とならないので、補間計算を行なう。

【0068】

次に、ステップS8で、次の k のために m_{ijk} を更新する。

【0069】

$$m_{ijk} = m_{ijk} + m_{ij} \quad \dots (14)$$

ステップS9, S10, S11で k, i, j について繰り返すことで体積全体についてたし込み、ステップS12でを繰り返して一つの体積に逆投影をたし込んで逆投影処理が終わり、体積の3次元像ができる。

【0070】

以上の逆投影処理の説明では、説明をわかり易くするため最速な計算式になっておらず、式はループ外に出せる部分を多く含んでいる。

【0071】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、回転軸12方向のボクセルのループ、すなわち k ループを最内としているので、対応チャンネル n_{ij}, m_{ijk} (あるいは m_{ij})の計算を k ループ内で共通にできるため、前述した従来のように、 k ループを i, j ループの外側にする場合よりも計算に無駄が無くなる。

【0072】

また、データを収集した順に他のデータを待つことなく再構成できるため、再構成速度を上げることが可能となる。

【0073】

さらに、撮影面11からの傾斜に従って逆投影しているため、回転軸12方向の分解能を上げることが可能となる。

【0074】

(第1の実施の形態の変形例)

BPウェイトは、 $1/L^2$ 以外にさらに図4で示すように、回転角によるウェイト $w(\theta)$ を掛けるようにしてもよい。

【0075】

この場合、 $360^\circ + 2^\circ$ の回転の間、データ収集を行なう。このウェイトを掛けると、 360° の回転の前後が平均されるため、撮影中に被検体4が回転テーブル5上で微動しても偽像が生じ難くなる。

【0076】

ウェイト $w(\theta)$ は、傾斜部が曲線でもよい。すなわち、 360° ずらしたものと加算した時1になるようになっていればよい。

【0077】

(第2の実施の形態)

10

20

30

40

50

本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成は前記図1と同様であり、体積B P部16bによる逆投影処理の方法のみが異なっている。

【0078】

従ってここでは、本実施の形態のCTスキャナの逆投影処理（作用）について、図5および図6に示す幾何図、および図7に示すフロー図を用いて説明する。

【0079】

なお、既出の符号および図より明らかな符号の説明については省略する。

【0080】

図5は、被検体4に固定した座標 x, y, z で見たX線焦点Fと検出面17の位置である。Fの回転角を θ とする。

10

【0081】

図6も同様で、再構成する体積の各ボクセルを i, j, k で番号づけ、ボクセルサイズを $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ とする（ $\Delta y = \Delta x$ ）。

【0082】

次に、図7において、ステップS1で 360° 分の投影データ p は 90° 分ずつのクォータに分けられ、ステップS2で最初の 90° 分の c （計算回転角）ループとなり、ステップS3でデータ収集回転角 α を計算する。

$$\alpha = c + nq \cdot \pi / 2 \quad \dots (15)$$

nq : クォータ番号

ステップS4で、 α が収集中の α_{max} であるか判定して頭だし、あるいは終了を行なう。

20

【0083】

ステップS5で、Fの x, y 座標 x_F, y_F が計算される。

【0084】

$$x_F = FCD \cdot \sin \theta \quad \dots (16)$$

$$y_F = FCD \cdot \cos \theta \quad \dots (17)$$

次に、ステップS6～ステップS11でセンタリングを行なう。

【0085】

図5において、センタリングは検出面17上のデータを xz 平面上の pq マトリックスに逆投影する処理である。

【0086】

30

ステップS6で p ループに入り、ステップS7で np を求める。

【0087】

$$x_0 = (p - pc) \cdot cp \quad \dots (18)$$

$$x_1 = x_0 \cdot \cos \theta \quad \dots (19)$$

$$mag1 = FDD / ((x_F - x_0)^2 + y_F^2 - x_1^2) \quad \dots (20)$$

$$np = nc + x_1 \cdot mag1 / d \quad \dots (21)$$

np, mpq : マトリックス p, q にBPされるチャンネル番号

cp, cq : センタリングピッチ

次に、ステップS8で q ループに入り、ステップS9で mpq 、ステップS10でセンタリングデータ $pc(p, q)$ を求める。

40

【0088】

$$mpq = mc + (q - qc) \cdot cq \cdot mag1 / d \quad \dots (22)$$

$$pc(p, q) = p \quad (np, mpq) \quad \dots (23)$$

ここで、 np と mpq は一般に整数とならないので、補間計算を行なう。

【0089】

次に、ステップS11で、次の q, p を繰り返す。

【0090】

次に、ステップS12～ステップS22でBPを行なう。

【0091】

図6において、ステップS12で j ループに入り、ステップS13で poj, pj, qj を求め

50

る。

【 0 0 9 2 】

$$mag2 = yF / (yF + (j - jc) \cdot y) \quad \dots (24)$$

$$poj = pc + (xF - mag2 \cdot (xF + ic \cdot x)) / cp \quad \dots (25)$$

$$pj = mag2 \cdot x / cp \quad \dots (26)$$

$$qj = mag2 \cdot y / cp \quad \dots (27)$$

p_{ij}, q_{jk} : ボクセル i, j, k に B P されるマトリックス番号

p_j : i が 1 増加したときの p_{ij} の増分

q_j : k が 1 増加したときの q_{jk} の増分

ステップ S13 で、さらに p_{ij} の初期値を設定する。

10

【 0 0 9 3 】

$$p_{ij} = poj \quad \dots (28)$$

次に、S ステップ 14 で i ループに入り、ステップ S15 で L^2 を計算する。

【 0 0 9 4 】

$$x = (i - ic) \cdot x \quad \dots (29)$$

$$y = (jc - j) \cdot y \quad \dots (30)$$

$$L^2 = ((xF - x)^2 + (yF - y)^2) / FCD^2 \quad \dots (31)$$

ステップ S15 で、さらに q_{jk} の初期値を設定する。

【 0 0 9 5 】

$$q_{jk} = qc + (ks - kc) \cdot q_j \quad \dots (32)$$

20

次に、ステップ S16 で k ループに入り、ステップ S17 でボクセル i, j, k へのたし込みを行なう。

【 0 0 9 6 】

$$\begin{aligned} p_{bp}(i, j, k) &= p_{bp}(i, j, k) + pc(p_{ij}, q_{jk}) \\ &\quad / (L^2 + (kc - k)^2 \cdot \Delta z^2 / FCD^2) \\ &\approx p_{bp}(i, j, k) + pc(p_{ij}, q_{jk}) / L^2 \quad \dots (33) \end{aligned}$$

ここで、 p_{ij} と q_{jk} は一般に整数とならないので、補間計算を行なうか、最近傍 pc を選択する。

30

【 0 0 9 7 】

次に、ステップ S18 で、次の k のために q_{jk} を更新する。

【 0 0 9 8 】

$$q_{jk} = q_{jk} + q_j \quad \dots (34)$$

ステップ S19 で k ループを繰り返し、ステップ S20 で次の i のために p_{ij} を更新する。

【 0 0 9 9 】

$$p_{ij} = p_{ij} + P_j \quad (35)$$

ステップ S21, S22 で i, j について繰り返すことで体積全体についてたし込み、ステップ S23 で c を繰り返し一つの体積に逆投影をだし込んで行く。

【 0 1 0 0 】

40

ステップ S24 で画像を 90 度回転し、ステップ S25 でクォータについて繰り返して逆投影処理が終わり、体積の 3 次元像ができる。

【 0 1 0 1 】

以上の逆投影処理の説明では、説明をわかり易くするため最速な計算式になっておらず、式はループ外に出せる部分を多く含んでいる。

【 0 1 0 2 】

上述したように、本実施の形態による CT スキャナでは、まず、各回転位置で検出面 17 上のデータを xz 平面に逆投影してセンタリングデータ pc を求めると、 pc はボクセルの一つの面 ik 平面に平行な面上で等間隔で得られるため、 ik 面への逆投影計算（具体的には、 p_{ij}, q_{jk} の計算）を著しく簡略化することができ、再構成速度を上げることが可

50

能となる。

【 0 1 0 3 】

また、前述した第 1 の実施の形態と同様に、回転軸 12 方向のボクセルのループ、すなわち k ループを最内としているので、対応チャンネル p_{ij}, q_{jk} (あるいは q_j) の計算を k ループ内で共通にできるため、前述した従来のように、 k ループを i, j ループの外側にする場合よりも計算に無駄が無くなり、再構成速度を上げることが可能となる。

【 0 1 0 4 】

さらに、データを収集した順に他のデータを待つことなく再構成できるため、再構成速度を上げることが可能となる。

【 0 1 0 5 】

さらにまた、撮影面 11 からの傾斜に従って逆投影しているため、回転軸 12 方向の分解能を上げることが可能となる。

【 0 1 0 6 】

(第 2 の実施の形態の変形例)

前述した第 1 の実施の形態の変形例と同様に、 $B P$ ウェイトは、 $1 / L^2$ 以外にさらに図 4 で示すように、回転角によるウェイト $w()$ を掛けるようにしてもよい。この場合にも、同様の作用効果を得ることができる。

【 0 1 0 7 】

第 2 の実施の形態において、体積の k 方向が i, j 方向と比較して同等のサイズの場合には、 i ループを k ループの内側にするようにしてもよい。この場合、式 (33) は略計算でなく 1 行目の計算を行なう。

【 0 1 0 8 】

(第 3 の実施の形態)

本実施の形態による $C T$ スキャナのシステム構成は前記第 2 の実施の形態と同様であり、透過像収集時の機構動作と体積 $B P$ 部 16b による逆投影処理の方法のみが異なっている。

【 0 1 0 9 】

従ってここでは、本実施の形態の $C T$ スキャナの透過像収集時の作用と、逆投影処理 (作用) について、図 7 に示すフロー図を用いて説明する。

【 0 1 1 0 】

本実施の形態の場合には、断層撮影を開始すると、回転テーブル 5 が回転と同時に昇降され (ヘリカルスキャン)、この間に透過像が収集され、360 度以上の方向の透過データから体積の 3 次元像が再構成され、表示部 10 に表示される。

【 0 1 1 1 】

また、本実施の形態の体積 $B P$ は、前述した第 2 の実施の形態の場合とほぼ同様であり、図 7 に示すフロー図、および式 (15) ~ (35) を用いて説明する。

【 0 1 1 2 】

すなわち、前述した第 2 の実施の形態の場合と異なる点は、 k_c が定数でなく ϕ の関数であること、および式 (33) が異なることである。

【 0 1 1 3 】

$$k_c = k_c(\phi) = z_p / \Delta z \cdot (\phi - \phi_0) / 2\pi \quad \dots (36)$$

$$\begin{aligned} p_{bp}(i, j, k) &= p_{bp}(i, j, k) + w\phi(k) \cdot p_c(p_{ij}, q_{jk}) \\ &\quad / (L^2 + (k_c - k)^2 \cdot \Delta z^2 / FCD^2) \\ &\doteq p_{bp}(i, j, k) + w\phi(k) \cdot p_c(p_{ij}, q_{jk}) / L^2 \\ &\quad \dots (33') \end{aligned}$$

ここで、図 8 (a) を参照して各式について説明する。

【 0 1 1 4 】

まず、式 (36) で $k_c()$ は、回転角 ϕ の時の撮影面 11 が横切るマトリックスの k 位置で

10

20

30

40

50

ある。

【0115】

この式で、 z_p は1回転中に昇降する高さ（ヘリカルピッチ）で、 z は高さ方向のボクセルサイズ、 θ は $k = 0$ を横切る時の回転角である。

【0116】

図8(a)で、 $w(z)$ は回転角 θ の時の z 方向のボクセルのBPのウェイトで半値幅 z_p の台形状となる。

【0117】

この台形の斜面においては、 360° 異なる k からのBPが合成される(点線)。

【0118】

$w(z)$ を k 目盛に変更したウェイトが $w(k)$ で、図8(b)に示す中心が k_c (z)、半値幅 z_p/z の台形である。

【0119】

k での z_p/z は回転角で、 360° に相当する。

【0120】

ここで、斜面の半長 k は角度 θ と、

$$k = z_p / z \cdot \theta / 2 \quad \dots (37)$$

の関係があり、補間合成する角度半幅 Δk を設定すると k が決まる。

【0121】

式(33')においては、BPウェイトに $w(k)$ を用いるため、ヘリカルスキャンを行なった場合に、 θ について連続してBPを行なっても、各ボクセルに 360° 分のBPがなされる。

【0122】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、前述した第2の実施の形態と同様に、再構成速度を上げること、および回転軸12方向の分解能を上げることが可能となる。

【0123】

また、ヘリカルスキャンで効率よく、かつ撮影面11からのビームの傾斜を大きくせずに撮影できるため、回転軸12方向に広くかつ高品質の3次元像を得ることができる。

【0124】

さらに、ヘリカルスキャンで回転、昇降を一定速度で滑らかに広い範囲をスキャンできるため、被検体4に加速度がかからず、動き易い被検体4でも高品質の画像を得ることができる。

【0125】

また、台形のウェイト $w(k)$ を掛けてBPしているので、 360° の回転の前後が平均されるため、撮影中に被検体4が動いても偽像が生じ難くなる。

【0126】

(第3の実施の形態の変形例)

ウェイト $w(k)$ は、図8(c)に示すように、傾斜部が曲線であってもよい。すなわち、 z_p/z ずらしたものの(点線)と加算した時に1になるようになっていればよい。

【0127】

(第4の実施の形態)

本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成は前記第3の実施の形態とほぼ同様であり、LOG変換部15と再構成部16との間に窓関数掛け部を備えている点、および回転中心が上から見てX線ビーム2の中心からずれて設定されている点が異なっている。

【0128】

図9は、回転中心CとX線ビーム2との位置関係を示す概要図である。

【0129】

これは、回転テーブル5をずらして設定して、被検体4をX線ビーム2から片側にはみ出させて載置し、大きな被検体4も撮影可能としたCTスキャナであり、この撮影法はオフセ

10

20

30

40

50

ットスキャンと呼ばれる。

【0130】

本実施の形態によるCTスキャナにおける作用は、前記第3の実施の形態と同様であり、LOG変換後の投影データ $p(n, m)$ に対して、図10に示すような窓関数 $w(n)$ を掛ける点のみが異なっている。

【0131】

窓関数 $w(n)$ は中心 c_h, n_c で、0.5でここを中心に傾斜しており、傾斜領域の外側の一方は0もう一方は1である。

【0132】

再構成部16は、前記第3の実施の形態と同様に再構成を行なう。

10

【0133】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、オフセットスキャンの場合でも、データ列を再編成(パラレルデータへの変換等)することが不要となるため、高速で再構成することができ、さらに中心 c_h を挟んで滑らかなウエイトが掛かるため、投影データの急激な変化が避けられ、偽像(リング状)の少ない3次元像を得ることができる。

【0134】

さらに、ヘリカルスキャンを行ないながらオフセットスキャンを実施することができ、前述した第3の実施の形態と同様の効果を得ることができるのに加えて、大きな被検体4に対応できるCTスキャナを実現することが可能となる。

【0135】

20

(第4の実施の形態の変形例)

第4の実施の形態によるオフセットスキャンは、前述した第1または第2の実施の形態に対して適用することもできる。

【0136】

また、窓関数 $w(n)$ は傾斜部が曲線であってもよい。すなわち、中心 c_h で0.5、軸に直交する左右側に傾きが対称な0から1まで変化する傾斜部を有し、傾斜部の外は片側が0逆側が1であればよい。

【0137】

(第5の実施の形態)

図11は、本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成例を示す概要図で、前記第1の実施の形態とほぼ同様であり、空気補正部14とLOG変換部15との間に散乱線補正部19を備えている点、およびX線ビーム2を撮影面11を挟んだ薄厚コーン状に制限する可動のコリメータ18を備えている点が異なっている。

30

【0138】

本実施の形態によるCTスキャナにおける作用は、前記第1の実施の形態と同様であり、断層撮影時にX線ビーム2を薄厚コーン状に制限する点と、空気補正後のデータ $h(n, m)$ に対して散乱線補正を行なう点が異なっている。

【0139】

図12は、散乱線補正の内容を説明するための図である。

【0140】

40

図12は、検出面17上のデータ $h(n, m)$ を示している。

【0141】

X線ビーム2の照射部20以外はコリメータ18で遮られる部分で、被検体4等からの散乱線のみ検出している。

【0142】

照射部20内のデータ $h(n, m)$ に対して、散乱線補正

$$h'(n, m) = h(n, m) - ((m_2 - m) \cdot h(n, m_1) + (m - m_1) \cdot h(n, m_2)) / (m_2 - m_1) \quad \dots (38)$$

を加える。

50

【 0 1 4 3 】

ここでは、 $h(n, m)$ に近い上下の2チャンネルを1次補間して散乱線を求め、減算している。

【 0 1 4 4 】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、散乱線測定専用の検出器を用いることなく、2次元検出器のコリメータ18で遮られる部分のデータを用いて散乱線補正をすることができる。

【 0 1 4 5 】

また、専用の検出器に対して、2次元検出器は全チャンネルが一度に製造されるため、特性が均質である。

10

【 0 1 4 6 】

さらに、測定点に近い位置で、同時にしかも均質な条件で散乱線が測定できるため、正確に補正を行なうことが可能となる。

【 0 1 4 7 】

(第5の実施の形態の変形例)

第5の実施の形態において、補正を行なうに当たっては、2チャンネルのデータでなく、もっと多数のチャンネルデータを用いてもよく、1次補間でなくてもよい。

【 0 1 4 8 】

この多数のチャンネルデータを用いることにより、統計精度を上げることが可能となる。

【 0 1 4 9 】

第5の実施の形態における散乱線補正は、前記第1の実施の形態に付加するだけでなく、前記第2乃至第4の実施の形態に対しても付加することができ、さらに単独で図13に示すような従来の2次元検出器を用いるCTスキャナに対しても付加することができる。

20

(第6の実施の形態)

本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成は前記第1の実施の形態とほぼ同様であり、やわらかな変形し易い被検体4の撮影に適用される点が異なっている。

【 0 1 5 0 】

本実施の形態の場合、被検体4をテーブル5に設定し、準備回転として、滑らかな一定速度の回転を行なわせ、十分に被検体4を安定させた後に、断層撮影を開始する。

【 0 1 5 1 】

装置は、そのまま同じ回転速度を保ったままX線をONさせ、透過像を収集して3次元像を作成する。

30

【 0 1 5 2 】

ヘリカルスキャンの場合は、同様に準備回転を行なわせておき、断層撮影開始時に昇降を徐々に開始させて透過像を収集開始する。

【 0 1 5 3 】

また、準備回転の時間が短くてよい場合には、準備昇降をいっしょに行なってもよい。

【 0 1 5 4 】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、回転始動時に生じた被検体4の動きを一定速度回転を続けて終息させ、その後に回転速度を変えずに撮影するため、変形し易い被検体4でも動きを終息させて撮影でき、高品質な3次元像を得ることができる。

40

【 0 1 5 5 】

(第7の実施の形態)

本実施の形態によるCTスキャナのシステム構成は前記第1の実施の形態とほぼ同様であり、フィルタ関数の自動選択を行なう点が異なっている。

【 0 1 5 6 】

すなわち、データ処理部9は、フィルタ掛け前のデータ(p あるいは h)の信号ノイズ比(平均)を計算して、フィルタ関数を自動選択する。

【 0 1 5 7 】

信号ノイズ比は、低周波数成分を信号、高周波数成分をノイズとして、その比である信号

50

/ノイズを求める。

【0158】

信号ノイズ比の小さな場合、フィルタ関数は低いカットオフ周波数のものを選択して、空間分解能を少し低下させる代りに画像ノイズを少なくさせる。

【0159】

上述したように、本実施の形態によるCTスキャナでは、撮影倍率や管電圧、管電流、スキャン時間等の撮影条件を任意に変更しても、透過データの信号ノイズ比でフィルタ関数を選択するため、画像ノイズと空間分解能との関係が最適な断面像を得ることができる。

【0160】

【発明の効果】

10

以上説明したように、本発明のコンピュータ断層撮影方法および装置によれば、撮影の高速化あるいは画像の高品質化に寄与することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるCTスキャナの第1の実施の形態を示す概要図。

【図2】同第1の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するための幾何図。

【図3】同第1の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するためのフロー図。

【図4】本発明によるCTスキャナの第1の実施の形態の変形例を示す図。

【図5】本発明の第2の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するための幾何図

。

【図6】本発明の第2の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するための幾何図

20

。

【図7】本発明の第2の実施の形態および第3の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するためのフロー図。

【図8】本発明の第3の実施の形態およびその変形例のCTスキャナにおける作用を説明するための図。

【図9】本発明によるCTスキャナの第4の実施の形態を示す部分概要図。

【図10】同第4の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するための図。

【図11】本発明によるCTスキャナの第5の実施の形態を示す部分概要図。

【図12】同第5の実施の形態のCTスキャナにおける作用を説明するための図。

【図13】従来の高分解能型CTスキャナのシステム構成例を示す概要図。

30

【符号の説明】

1... X線管

2... X線ビーム

3...放射線検出器

4...被検体

5...回転テーブル

6...回転・昇降機構

7...シフト機構

8...機構制御部

9...データ処理部

10...表示部

11...撮影面

12...回転軸

13...X線制御部

17...検出面

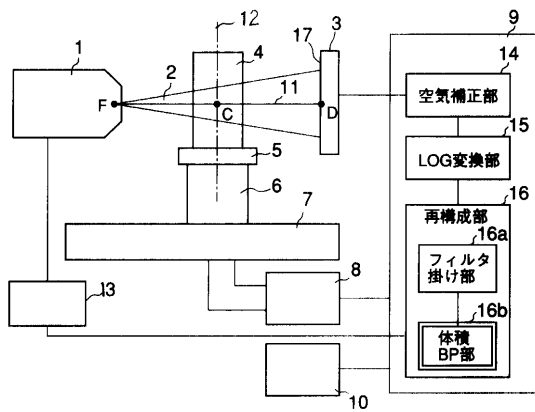
18...コリメータ

19...散乱線補正部

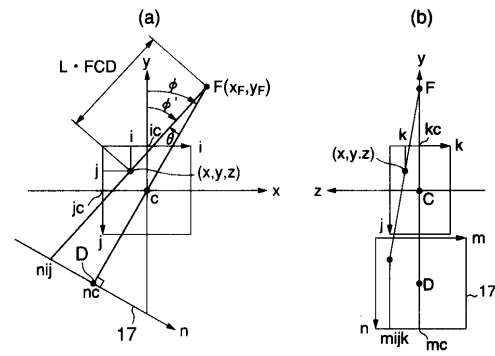
20...照射部。

40

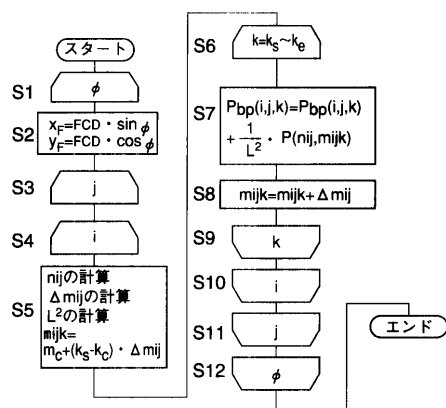
【図 1】



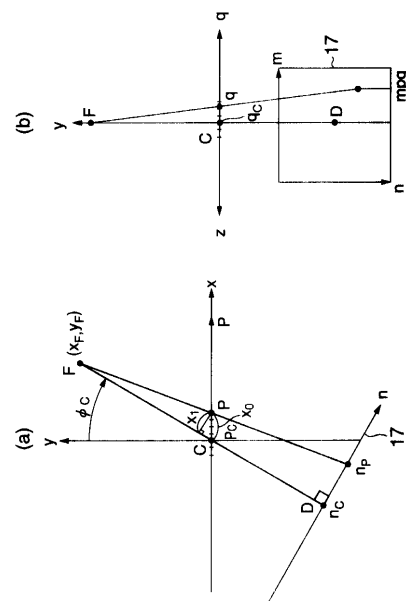
【図 2】



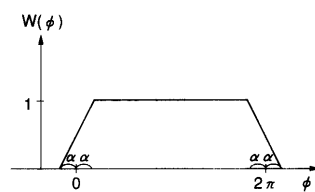
【図 3】



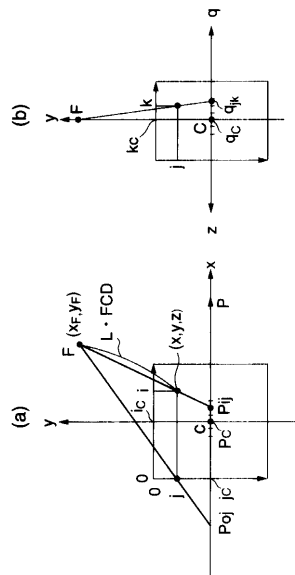
【図 5】



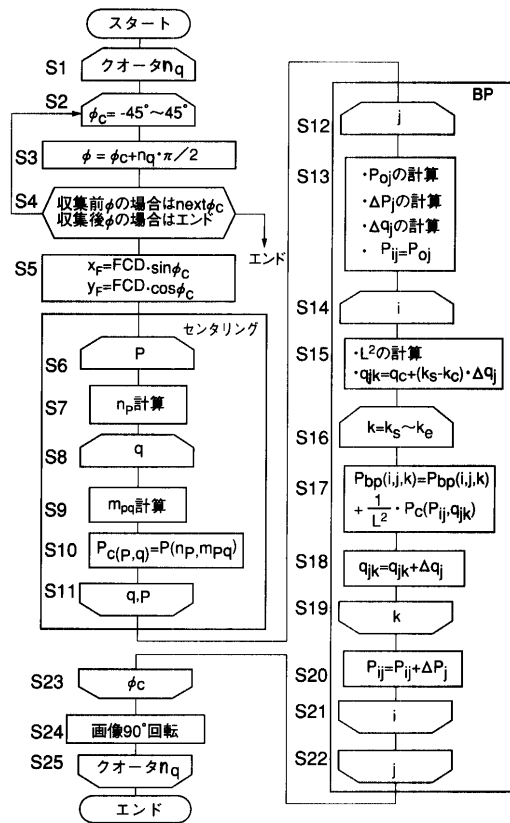
【図 4】



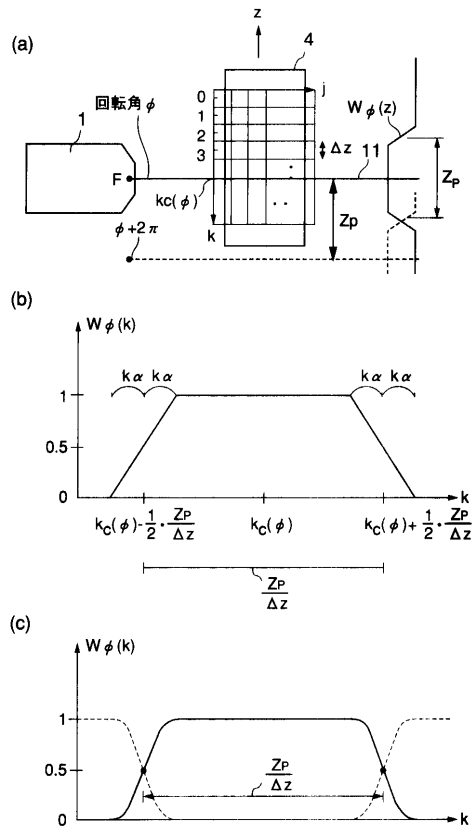
【図 6】



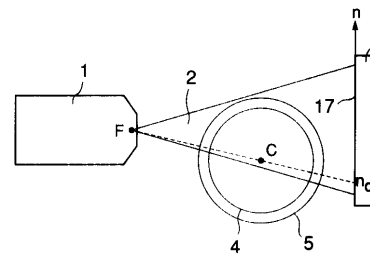
【図 7】



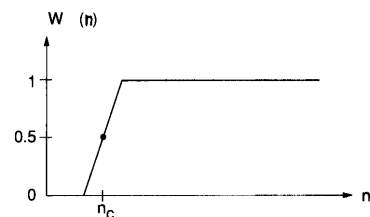
【図 8】



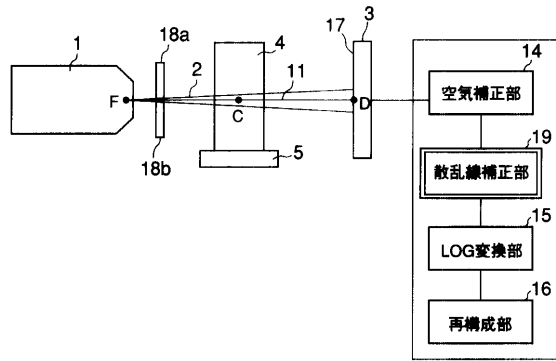
【図 9】



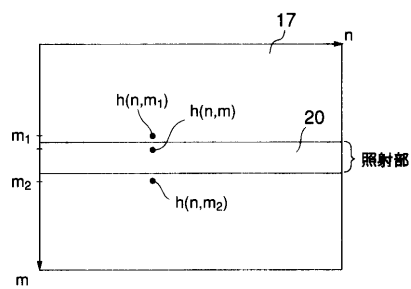
【図 10】



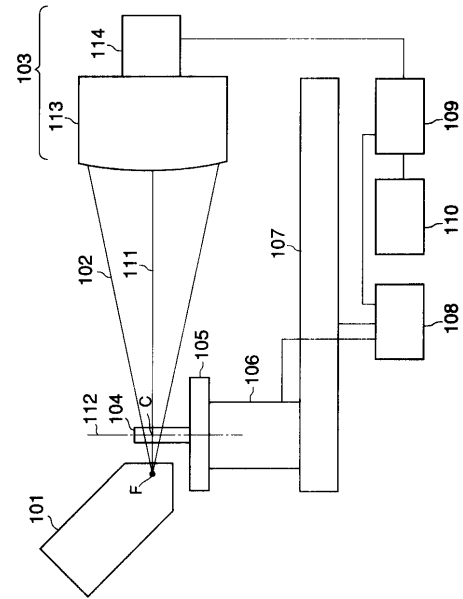
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 藤井 正司
東京都府中市晴見町2丁目24番地の1 東芝エフエーシステムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 宇山 喜一郎
東京都府中市晴見町2丁目24番地の1 東芝エフエーシステムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 山本 輝夫
東京都府中市晴見町2丁目24番地の1 東芝エフエーシステムエンジニアリング株式会社内

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開平11-155853(JP,A)
特開2000-107167(JP,A)
特許第2732595(JP,B2)
特開平2-64443(JP,A)
特開平9-192126(JP,A)
特開平9-187449(JP,A)
特開平11-344453(JP,A)
特許第2825352(JP,B2)
特許第3792432(JP,B2)
特開昭63-256843(JP,A)
国際公開第99/18854(WO,A1)
L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm", Journal of the Optical Society of America A, 米国, Optical Society of America, 1984年 6月, 第1巻、第6号, p. 612-619
岩井喜典編, 「CTスキャナ X線コンピュータ断層撮影装置」, 日本, 株式会社コロナ社, 1981年 7月10日, 初版、第3刷, p. 38-47

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 23/00 - 23/227
A61B 6/00 - 6/14
JST7580(JDream2)
JSTPlus(JDream2)