

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2006年8月31日 (31.08.2006)

PCT

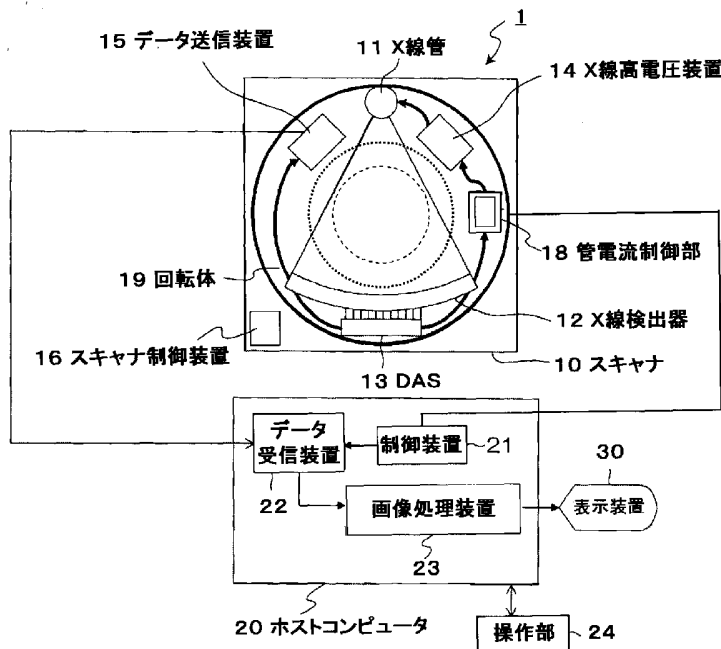
(10) 国際公開番号  
WO 2006/090877 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/303624
- (22) 国際出願日: 2006年2月27日 (27.02.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2005-051497 2005年2月25日 (25.02.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台6-12-6 Ibaraki (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒2770825 千葉県柏市布施868-7 Chiba (JP). 入江 敏之 (IRIE, Toshiyuki) [JP/JP]; 〒3170065 茨城県日立市助川町2-14-1-403 Ibaraki (JP).
- (74) 代理人: 小沢 慶之輔, 外(OZAWA, Keinosuke et al.); 〒1020093 東京都千代田区平河町2丁目4番13号 ノーブルコート平河町505 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT APPARATUS

(54) 発明の名称: X線CT装置



- |                                 |                      |
|---------------------------------|----------------------|
| 10 SCANNER                      | 19 ROTATOR           |
| 11 X-RAY TUBE                   | 20 HOST COMPUTER     |
| 12 X-RAY DETECTOR               | 21 CONTROLLER        |
| 14 X-RAY HIGH-VOLTAGE UNIT      | 22 DATA RECEIVER     |
| 15 DATA TRANSMITTER             | 23 IMAGE PROCESSOR   |
| 16 SCANNER CONTROLLER           | 24 OPERATING SECTION |
| 18 TUBE CURRENT CONTROL SECTION | 30 DISPLAY           |

(57) Abstract: An X-ray CT apparatus comprising an X-ray source for irradiating a subject with X-rays, an X-ray detector disposed oppositely to the X-ray source with the subject therebetween and detecting transmission X-rays of the subject as projection data, a means for rotating the X-ray source and the X-ray detector, a control means for collecting the projection data in a plurality angular directions when an X-ray tube and the X-ray detector are rotated by the rotating means and computing the projection data thus collected for reconstruction to create a CT image of the subject and controlling the X-ray source and the rotating means, and a means for displaying the created CT image. The X-ray CT system further comprises a projection data analysis means for reconstructing the CT image for analysis at the imaged portion of the subject from the projection data and reprojecting the reconstructed CT image to generate a control profile, and a tube current control means for controlling the value of the current supplied to the X-ray tube according to the control profile thus created.

[続葉有]

WO 2006/090877 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

---

(57) 要約: 被検体にX線を照射するX線源と、前記X線源と前記被検体を挟んで対向して配置され、前記被検体の透過X線を投影データとして検出するX線検出器と、前記X線源および前記X線検出器を回転する回転手段と、前記回転手段によって前記X線管および前記X線検出器が回転され複数の角度方向について投影データを収集し、これらの収集された投影データを再構成演算し、前記被検体の断層像を生成すると共に、前記X線源、前記回転手段を制御する制御手段と、前記生成された断層像を表示する表示手段と、を備えたX線CT装置において、前記投影データから前記被検体の撮影部位における解析用の断層像を再構成し、その再構成された断層像を再投影して制御プロファイルを生成する投影データ解析手段と、前記生成された制御プロファイルに基づいて前記X線管に供給する電流値を制御する管電流制御手段と、を備える。

## 明 細 書

### X線CT装置

#### 技術分野

[0001] 本発明は、被検体の撮影領域へのX線照射強度を決めるX線源(以下X線管と称す)へ供給するX線源電流(以下X線管電流と称す)を被検体の体軸方向の位置に応じて制御するX線CT装置の改良に関する。

本出願は、日本国特許法に基づく2005年特許出願第051497号に基づくパリ優先権主張を伴う出願であり、特願第2005—051497号の利益を享受するために参照による援用を受ける出願である。

#### 背景技術

[0002] X線CT装置によって得られる画像は、空間分解能や画像に含有されるノイズなどのファクタによってその画質が決定される。これらのファクタのうちの画像ノイズは主として透過X線の強度に依存する。透過X線の強度は照射X線の強度と被検体の撮影部位断面のX線透過長によって求まる。照射X線の強度はX線管に供給する電流によって決まる。被検体の撮影部位断面の吸収は、人体の形状を楕円とすれば、その正面背面方向(以下、「前後方向」ともいう)その両側面方向(以下「左右方向」ともいう)の透過長の違いによって決まる。透過X線強度の低減は透過X線強度信号に対するノイズの割合を高めることになる。

上記透過X線強度の低減の改善技術は、例えば、特許文献1に開示されている。この文献は次の手順で透過X線強度の低減を改善している。まず、診断に供する断層像の計測(「本スキャン」ともいう)に先立って撮影したスキヤノグラム画像データを解析し、その解析されたスキヤノグラム画像データにより被検体の3次元的透過長モデルを生成する。次に、前記被検体の撮影部位に応じたX線管電流の変化パターンが、前記生成された3次元的透過長モデルと本スキャンのスキャン条件に基づいて設定される。

特許文献1:特開2002—263097号公報

発明の開示

### 発明が解決しようとする課題

[0003] しかし、従来技術では、生成されたスキヤノグラムに基づいてX線管電流制御値が設定されているに止まっており、スキヤノグラムでは被検体のX線減弱が大きい骨や軟部組織などの組織ごとにX線吸収量が異なることが配慮されていない。例えば、骨が多い肩などの部位では、透過X線強度が不足することになる。このように透過X線強度が不足する場合には、透過X線強度信号に対するノイズ量が増加する。すなわち、被検体の骨が多く含まれる部位では、上記従来技術を採用しても、透過X線強度の不足によるノイズ量増加により断層像の画質が低下する問題が依然として残されている。

本発明の目的は、被検体の透過X線強度の変動が大きい部位であっても高画質な断層像を得ることが可能なX線CT装置を提供することである。

### 課題を解決するための手段

[0004] 本発明のX線CT装置は、被検体にX線を照射するX線源と、前記X線源と前記被検体を挟んで対向して配置され、前記被検体の透過X線を投影データとして検出するX線検出器と、前記X線源および前記X線検出器を回転する回転手段と、前記回転手段によって前記X線管および前記X線検出器が回転され複数の角度方向について投影データを収集し、これらの収集された投影データを再構成演算し、前記被検体の断層像を生成すると共に、前記X線源、前記回転手段を制御する制御手段と、前記生成された断層像を表示する表示手段と、を備えたX線CT装置において、前記投影データから前記被検体の撮影部位における解析用の断層像を再構成し、その再構成された断層像を再投影して制御プロファイルを生成する投影データ解析手段と、前記生成された制御プロファイルに基づいて前記X線管に供給する電流値を制御する管電流制御手段と、を備えたことを特徴とする。

### 発明の効果

[0005] 本発明によれば、被検体の透過X線強度の変動が大きい部位であっても高画質な断層像を得ることができる。

### 図面の簡単な説明

[0006] [図1]本発明が適用されたX線CT装置の概略構成図。

[図2]本発明の管電流制御部で適用される投影データ解析装置の第一の実施例を説明するためのブロック図。

[図3]本発明で適用される管電流の制御処理の流れを説明するフローチャート。

[図4](A)は図2に示した本発明の投影データ解析装置によって比較的骨の少ない被検体の撮影部位の投影データに基づいて再構成された解析用再構成断層像、(B)は解析用再構成断層像の閾値処理後の像およびその像をX方向に再投影して得られたX方向骨減弱プロファイルBを説明する図。

[図5](A)は図2に示した本発明の投影データ解析装置によって骨の多い被検体の撮影部位の投影データに基づいて再構成された解析用再構成断層像、(B)は解析用再構成断層像の閾値処理後の像およびその像をX方向に再投影して得られたX方向骨減弱プロファイルBを説明する図。

[図6]本発明X線CT装置による本スキャン開始と共に図2に示した本発明の第一の実施例による投影データ解析装置によって実行される各処理を説明するタイミングチャート。

[図7]投影データ解析装置によって得られた被検体の解析用再構成画像から軟部組織、骨および肺野の3つのそれぞれの組織について被検体の体軸方向に沿って取られたX方向、Y方向の再投影結果を被検体の対応部位のスキャノグラムと共に示した模式図。

### 発明を実施するための最良の形態

[0007] 以下、添付図面に従って、本発明に係るX線CT装置の実施の形態について説明する。本実施の形態に係るX線CT装置1は、X線管位置( $\theta$ 、Z)に応じてX線管電流を制御しながら被検体の投影データを計測する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

[0008] 図1は本実施例のX線CT装置1の構成を示している。X線CT装置1は、スキャナ10と、スキャナ10と接続されるホストコンピュータ20と、ホストコンピュータ20と接続される操作部24及び表示装置30から成る。

[0009] まず、スキャナ10の構成要素を説明する。

X線管11は被検体にX線を照射する。X線検出器12はX線管11と対向配置され前記被検体を透過したX線を検出する。データ計測装置(DAS(Data Acquisition System)13は、X線検出器12によって検出された透過X線に所定のデータ処理を行って投影データを算出する。X線高電圧装置14はX線管11に供給する電源であり、後述する操作部24によって電圧、電流、電力供給時間(X線照射時間に相当)が設定できるようになっている。その電源から印加される電圧は管電圧、電流は管電流と称している。データ送信装置15は回転系—静止系間のデータ転送を行うもので、スリップリングとブラシ、あるいは回転トランスなどがある。スキャナ制御装置16は、X線管11とX線検出器12が取り付けられた回転板(スキャナ)の回転量を制御する。投影データ解析装置17はデータ計測装置13によって算出された投影データから被検体の断層像を再構成する。管電流制御部18は、X線管11の管電流を制御する。これらの各構成要素は被検体の周囲を回転可能な回転体19上に搭載されている。

[0010] 次に、ホストコンピュータ20はX線CT装置1を統括制御するもので、次の構成要素を有している。制御装置21はX線CT装置1の統括制御を行うためのCPUやメモリからなる。データ受信装置22はスキャナ10のデータ送信装置15から計測データを受信する。画像処理装置23はデータ受信装置22によって受信された計測データに基づいて画像再構成演算を行い、断層像を生成する。操作部24は、管電流制御モードのON/OFFの入力指示などを与えるためのトラックボール、マウス、キーボードなどである。

[0011] また、表示装置30は、生成された断層像を表示する機能を備える。X線CT装置1は、図示を省略するが、撮影時に被検体を載置するための患者テーブルを備える。

本実施形態に係るX線CT装置1は、操作部24の入力指示により管電流制御モードのON/OFFが可能である。管電流制御モードOFF時は照射X線強度が一定に保たれて本スキャンが進行する。X線検出器12で計測された透過X線強度のデータは、DAS13でデジタルデータに変換されたのち回転系のデータ送信装置15から静止系に伝送される。静止系ではデータ受信装置22の受信部で投影データを取り込み、画像処理装置23に送られて断層像として再構成された後、表示装置30に表示され

て読影に供される。

- [0012] 図2に基づいて第一実施形態に係る投影データ解析装置17の構成について説明する。

投影データ解析装置17は、X線管11に流す管電流の制御値を決定する。投影データ解析装置17は、解析用画像再構成部17a、再構成画像解析部17b、管電流制御値算出部17cを有している。解析用画像再構成部17aは投影データが入力されると、投影データの再構成処理を開始し、あらかじめ定められたビュー間隔毎に断層像を計算する。再構成画像解析部17bは、再構成画像を解析し、断面の、例えば、骨および軟部組織の最大再投影値、これらを総合した最大再投影値および画像の縦横の幅を含む換算透過長を算出する。管電流制御値算出部17cは得られた換算透過長に応じた最適管電流制御値を算出し、X線高電圧装置14に新たな管電流値を含む撮影条件を入力する。

- [0013] さらに、投影データ解析装置17に部位重み決定手段17dを設けてもよい。

具体的には図2の点線部分に示すように、部位重み決定部17dを加える。臓器部位情報は、再投影値の絶対量、比率、あるいは変化を評価することにより得られる。部位重み決定部17dは、得られた臓器部位情報を用いて臓器部位ごとに電流制御値算出部17cで得た電流制御値を変更して、新たな電流制御値をX線高電圧装置14へ出力する。例えば、臓器部位ごとの重み係数をあらかじめ用意しておき、電流制御値に重みを乗じたものを新たな電流制御値とする。重みは、例えば、女性が被検体の場合には骨盤腔(下腹部)に対しては小さい値が設定されており、透過長から得られた照射量よりも低い照射量に制御される。

- [0014] X線CT装置1の管電流制御部18は、次の手順で管電流が制御される。まず、計測された投影データ(計測データ)を本スキャン中に随時に解析用断層像を再構成する。随時に再構成された解析用断層像は解析され、その解析によって新たな管電流値を決定する。前記新たに決定された管電流値はX線管11に直接フィードバックされる。これらの処理による一連の流れは、スキヤノグラムを撮影し、撮影範囲・X線条件の初期値を決定した後、本スキャンに移行してビュー毎の投影データの計測(ビューデータ計測)を開始する。管電流値を含むX線条件は本スキャン中に随時更新さ

れる。

[0015] 以下、図3に基づいて管電流制御処理の流れを詳細に説明する。

はじめに、ステップS1では、X線CT装置1によりスキヤノグラム撮影が行われる。ステップS2では、ステップS1によって撮影されたスキヤノグラム画像に基づいて撮影範囲が設定される。ステップS3では、管電流値を含むX線撮影の条件設定が行われる。ここで設定される管電流値が撮影条件の初期値となる。ステップS4では、ステップS2およびS3で設定された撮影範囲および撮影条件に従いビューデータ計測が行われる。

[0016] ステップS5では、投影データ解析装置17の入力段に備えられたデータ圧縮装置により投影データの圧縮処理が行われる。

[0017] ステップS6では、投影データ解析装置17の解析用画像再構成手段17aにステップS5で圧縮された投影データが入力される。解析用画像再構成手段17aは、解析用画像の再構成処理を行う。ステップS7では、ステップS6で作成された解析用画像に基づいて再構成画像解析手段17bが再構成画像を解析し、解析用画像における所定の基準物質(例えば、水)による換算透過長を算出する。ステップS8では、管電流制御値算出手段17cが得られた換算透過長に基づいて透過長一制御値変換テーブル等を使って最適管電流値を算出する。ステップS9では管電流制御値算出手段17cで算出した最適管電流値に基づいてX線高電圧装置14の管電流値を修正するか否かを初期条件の偏差に基づき判断する。管電流値を修正しない場合には、S4に戻り、現在の管電流値に基づいてビューデータ計測を続行する。管電流値を修正する場合にはS10へ進み、管電流を含むX線条件を再設定し、その再設定された新たな管電流値をX線高電圧装置14に入力する。そして、ステップS4へもどり、新たな電流制御値によるX線条件によってビューデータ計測を行う。

[0018] ステップS11では、ステップS4で計測した投影データに基づいて、画像処理装置23が画像再構成処理を行う。ステップS11とステップS5～S10とは、並列処理が可能である。この並列処理によって一連の計測及びデータ処理の高速化が図れる。ステップS4で得られた投影データは、回転系のデータ伝送装置15によりホストコンピュータ20に出力される。ステップS11では、ホストコンピュータ20のデータ伝送装置22が



投影データを受信し、画像処理装置23に出力する。画像処理装置23は、投影データに基づいて画像再構成処理を行い、断層像を表示装置30に出力する。ステップS12では、計測が終了したか否かを判断し、「Yes」であれば計測を終了する。「No」であればステップS4へ戻る。

- [0019] 次に再構成画像解析手段17bについて更に詳細に説明する。再構成画像解析手段17bは主に解析用再構成画像について再投影処理を実施するもので、再投影方向の換算透過長情報を算出することができる。また、本実施の形態に係る再構成画像解析手段17bは、再投影時に閾値処理を施すことができる。例えば、図4、5に示したような骨の再投影データBが算出可能である。
- [0020] 図4(A)では、骨部分(B)41、42、43、44、46、49と軟部組織(T)45、46、47を有する断層像40の例が示されている。図4(A)では、断層像40に対し所定のCT値での閾値処理を施して、骨、軟部組織などの各種領域を抽出する。そして、領域抽出された断層像40のX方向からのX線透過のプロファイルが4Aのように算出される。その算出されたプロファイルの中から最大再投影値Bmaxが求められる。これをX方向以外の最大再投影値Bmaxを被検体の周りについて全周分加算することでX管電流に反映される制御プロファイルが得られる。
- [0021] 図5では、図4と別の部位での換算透過長を得る例である。図4と同様に、骨部分(B)51、52、53、54、56、59と軟部組織(T)55、56、57を有する断層像50の例が示されている。この例ではX線透過のプロファイルが5Aのように算出される。図4の4Aと図5の5Aを比較してみれば判るように、被検体の計測部位によって最大再投影値Bmaxが大きく変動する。
- [0022] 管電流制御値算出手段17cは、得られた制御プロファイルを換算透過長に変換し、その変換された換算透過長から最適な管電流の制御値を算出する。管電流制御値算出に当たっては、被検体を均一な物質(例えば水)で楕円近似し、楕円近似された形状の物質(例えば水)等価な透過長を基準に換算する。例えば、 $\Sigma F(j)$ は、全CT値の再投影方向(例えばX方向)の積分値であるから、次式(1)で水等価透過長Dw[mm]が求められる。ここで言うCT値は空気を0、水を1000とした。

$$Dw = \Sigma F(j) * p / N * 1000 \dots \dots (1)$$

[0023] ここで、Pは画素サイズ[mm]、Nは被検体をカバーする再投影ビーム数(再投影方向から見た被検体の幅に相当)である。管電流の電流制御値QはDwの関数(あるいはテーブルの形で)としてあらかじめ与えられており、電流制御値は(2)式により求める。解析対象が投影データでなく再構成画像を用いているため、被検体断面の評価精度が向上する。

$$Q=f(Dw)\cdots\cdots(2)$$

[0024] 閾値付きの再投影処理をした場合、さらに軟部組織と骨の透過長を(3)、(4)式で算出することが可能である。ここで、Nt、Nbは軟部組織、骨を含む再投影ビーム数である。骨のCT値を2000、軟部組織を1040とすれば、

$$Db=\Sigma B(j)*p/Nb*2000\cdots\cdots(3)$$

$$Dt=\Sigma T(j)*p/Nt*1040\cdots\cdots(4)$$

電流制御値は、軟部組織と骨の透過長とにそれぞれ重み付けして水の透過長を(5)式で求め、(2)式で電流制御値を求める。

[0025] 重み係数Wt、Wbは共に1.0としても良いが、管電圧が低い場合はより骨の影響が大きくなるので、骨の重みWbを大きくすることで管電流を高めに設定するような調整が可能である。

また、小児などでは骨の影響も小さく、出来るだけ管電流を低めに設定しX線被曝を抑制することが望ましい。この場合は骨の重みWbを小さくする調整が可能である。

また、後述する撮影臓器の部位毎の重みとしてWt、Wbを用いても良い。

$$Dw=Wt*Dt+Wb*Db\cdots\cdots(5)$$

[0026] また、重み係数を用いない方法では軟部組織の透過長および骨の透過長と最適管電流値の関係をあらかじめ求めておくことも可能である。その場合、最適管電流の電流制御値Qは(6)式となる。

$$Q=f(Dt, Db)\cdots\cdots(6)$$

[0027] この場合、臨床データを同様に解析して、2次元のテーブルを統計的に求めてもよい。

いずれにしても、骨の透過長を考慮した被検体断面の算出が可能のため、被検体断面の一層の計測精度の向上が図れる。

- [0028] 再投影処理は1枚の解析用再構成画像から複数方向で実施しても良く、X方向(3時)、Y方向(0時)の2方向以上で実施すれば、位相の進んだ6時、9時方向の透過長が推定可能である。管電波を正弦波状あるいは任意の関数として制御する場合には、最大値と最小値などがあれば良いので、演算量を減らすためX方向、Y方向を交互に演算してもよい。
- [0029] 次にX線CT装置1の動作について説明する。本実施形態に係るX線CT装置1のX線検出器12は、例えば、1024チャンネルの検出素子を有すれば、1回転あたり1024回ビューデータを取り込む。また、DAS13からの投影データは投影データ解析装置17の入力段に備えられたデータ圧縮装置によって、マルチスライス検出器の中央2列分の平均値が投影データ解析装置17に入力されるように構成する。さらに、ビュー方向、チャンネル方向ともに、8サンプルデータを加算し、128チャンネルのビューデータが、1回転あたり128回入力される。元データのサンプリング間隔が0.5mmとすれば、4mm程度の分解能を持った解析用画像が再構成可能となる。解析用再構成画像マトリクスは128画素とすれば、分解能4mmで最大FOV(関心領域)は512mmとなる。読影用の再構成画像に比べ、再構成マトリクスが1/16、ビュー数が1/8なので、およその演算規模は1/128程度となる。この場合、フィルタ補正処理は256点のフーリエ変換を実施してあらかじめ保存されているボケ補正フィルタによって施す。さらに逆投影処理はボケ補正フィルタの後に実施する。再構成に必要なビューデータの逆投影処理が終了すると解析用断層像が再構成される。ちなみに水データと共に空気データやオフセットデータも保存しておく必要があるが、空気データやオフセットデータは1ビュー分で良いため、各データの記憶に要するメモリ容量は少なくてよい。
- [0030] マルチスライスCTの場合では、配列される列数が多くなるとFeldkamp法等の3次元逆投影演算が必要であるが、本実施例においては従来の2次元再構成で特定の列のみをそのまま再構成しても十分実用性がある。
- また、評価断面の換算透過長の推定精度の向上は、中央付近の列のみだけでなく、端の列の画像もあわせて再構成し、体軸方向に複数点の換算透過長を取得すればよい。

- [0031] 本スキャンに先立ち、X線条件の初期値XO、制御指示の時間間隔 $\Delta t$ が入力される。XOはスキャノグラムを解析した結果得られた最適値でも、操作者が経験的に決めた値でもよい。
- [0032] また、制御指示の時間間隔 $\Delta t$ は任意であるが、あまり頻繁に管電流値を更新してもX線被曝の適正化がなされなければ有意でないため、制御系の応答時間などを考慮して決定し、当然ビュー数や角度間隔で定義されてもよい。たとえば、1回転あたり128ビューとすれば、32ビュー毎に管電流値を出力すれば、1回転あたり4回更新可能となる。
- [0033] 図6にスキャン中の各処理のタイミングチャートを示す。t<sub>0</sub>でスキャンが開始されX線の曝射が始まると、それに同期してデータの収集動作が開始される。ここで、管電流の初期値をXOとする。データ伝送装置15には計測した全てのデータが送られ、静止系に伝送される。ホストコンピュータ20に取り込まれたデータは画像処理装置23で読影用の断層像として再構成される。
- [0034] 一方、投影データ解析装置17では管電流制御値を決定するため、解析用画像再構成、再構成画像解析、最適管電流制御値算出処理を実施する。解析用画像再構成、再構成画像解析、最適管電流制御値算出処理はそれぞれパイプライン的に処理される。最適管電流制御値算出処理で得られた新たな管電流制御値がX線高電圧装置14に送られ、t<sub>6</sub>で始めてフィードバックが有効になる。なお、フィードバックが有効になった時点を実質的な撮影開始点としてもよい。
- [0035] ここで得られた管電流値は、時間t<sub>1</sub> - t<sub>2</sub>付近で得られた投影データから再構成された解析用画像を基に設定されたものであり、対応する位相(角度)情報を有している。ここで、X線高電圧装置14は対応する位相t<sub>6</sub>で実際の制御値を変更する。
- 従来技術のような投影データを直接処理して管電流制御値を決める場合は、プリアンプゲイン、ログ変換ゲイン、焦点-検出器間距離などが変化すると管電流値のパラメータの見直しが必要であるが、CT値という絶対値に基づいて設定されるため、安定した制御が可能である。
- [0036] 図7は、軟部組織、骨、肺野の3つの組織範囲ごとにX、Y方向の再投影結果を示したものである。横軸は体軸方向で、背景のスキャノグラム像の位置に対応している。

ここで、軟部組織の再投影結果に着目すると、X、Y両方向とも肺野存在位置のみが高い再投影値を示している。

[0037] 一方、骨の再投影値は肩の付近から増加している。このように撮影部位の特徴がそれぞれ表れていることが判る。そこで、本実施形態では各再投影値を用いて部位判定することを可能とした。

[0038] 本実施形態では自動的に部位ごとに被曝線量を制御可能としたが、当然、スキヤノグラムなどで特に被曝線量を低くしたい部位を操作者が設定しその情報を用いて制御しても良いが、管電流値が断層像の計測部位に合わせて追従設定されるほうが使い勝手の点では望ましい。

[0039] また、本実施形態では、透過長を水のX線吸収係数に換算するように説明したが、水に限らずX線吸収係数の指標になる物質は骨、軟部組織などから任意に選択してもよい。なぜならば、被検体が所定の物質の透過長として換算できればよいからである。

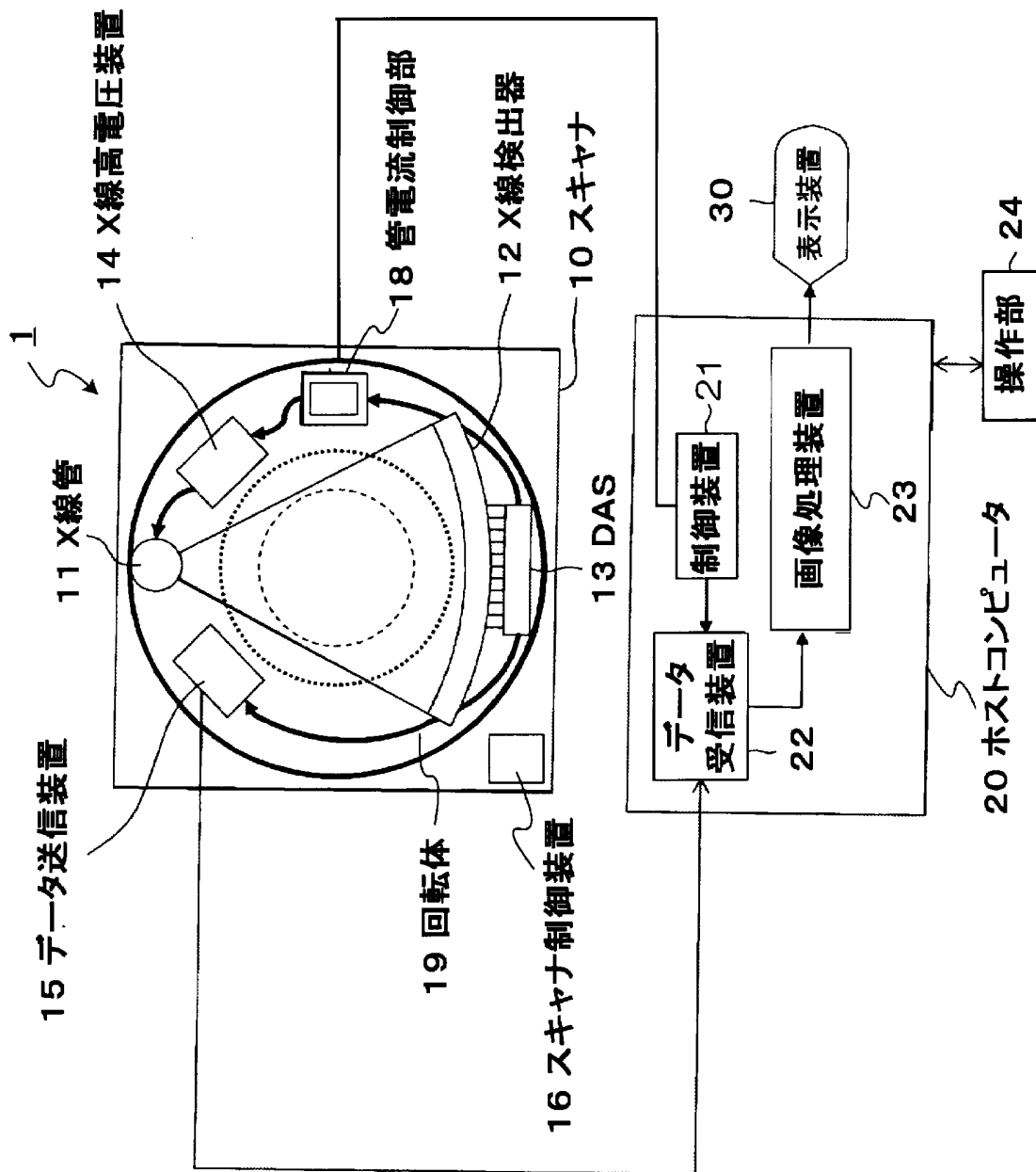
## 請求の範囲

- [1] 被検体にX線を照射するX線源(11)と、  
前記X線源(11)と前記被検体を挟んで対向して配置され、前記被検体の透過X線を投影データとして検出するX線検出器(12)と、前記X線源(11)および前記X線検出器(12)を回転する回転手段(19)と、  
前記回転手段(19)によって前記X線管(11)および前記X線検出器(12)が回転され複数の角度方向について投影データを収集し、これらの収集された投影データを再構成演算し、前記被検体の断層像を生成すると共に、前記X線源(11)、前記回転手段(19)を制御する制御手段(20)と、  
前記生成された断層像を表示する表示手段(30)と、  
を備えたX線CT装置において、  
前記投影データから前記被検体の撮影部位における解析用の断層像を再構成し、その再構成された断層像を再投影して制御プロファイルを生成する投影データ解析手段(17)と、  
前記生成された制御プロファイルに基づいて前記X線管に供給する電流値を制御する管電流制御手段(18)と、を備えた、  
ことを特徴とするX線CT装置。
- [2] 前記投影データ解析手段(17)は、所定の方向からX線が照射されたとき、その透過方向に存在するX線吸収量の異なる部位によって構成されるX線吸収量のプロファイルを再投影して前記制御プロファイルを生成すること特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [3] 前記投影データ解析手段(17)は、前記再投影されたX線吸収量のプロファイルを前記被検体の全周分求め、その全周分X線吸収量のプロファイルを加算して前記制御プロファイルを生成すること特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [4] 前記投影データ解析手段(17)は、  
前記投影データの一部から解析用の断層像を再構成する解析用画像再構成手段(17a)と、  
前記再構成された解析用の断層像について所定のX線吸収を有する基準物質のX

線透過長を換算透過長として算出する再構成画像解析手段(17b)と、  
前記算出された換算透過長に基づいて前記X線管(11)に供給するための電流量を  
算出する管電流制御値算出手段(17c)と、  
を備えたことを特徴とする請求項1乃至3の何れかに記載のX線CT装置。

- [5] 前記投影データ解析手段(17)は、前記管電流制御値算出手段(17c)によって算出された電流制御値を臓器部位ごとに臓器部位情報を用いて変更する部位重み決定手段(17d)をさらに備えたことを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。
- [6] 前記投影データ解析手段(17)は、前記被検体のスキヤノグラム撮影を行い、前記撮影されたスキヤノグラム画像に基づいて撮影範囲、管電流値を含むX線撮影の初期条件を設定し、それらの設定された撮影範囲および撮影条件に従い投影データの計測を行い、計測された投影データを用いて解析用画像の再構成処理を行い、前記再構成処理された解析用画像における所定の方向からの制御プロファイルを生成し、前記生成された制御プロファイルに基づいて換算透過長を求め、その求められた換算透過長より管電流値を算出することを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。
- [7] 前記投影データ解析手段(17)は、前記基準物質を用い、換算透過長から管電流値を算出することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置。
- [8] 前記投影データ解析手段(17)は、骨透過長と軟部組織透過長とに所定の重み付けを行い、前記換算透過長を算出することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置。
- [9] 前記所定の重み付けは、前記解析用断層像に基づいて前記被検体の臓器部位を特定し、前記特定された臓器部位に応じて行われることを特徴とする請求項8に記載のX線CT装置。
- [10] 前記解析される換算透過長は、水等価透過長、骨透過長および軟部組織透過長を含む透過長により換算することを特徴とする請求項6乃至9の何れか一項に記載のX線CT装置。

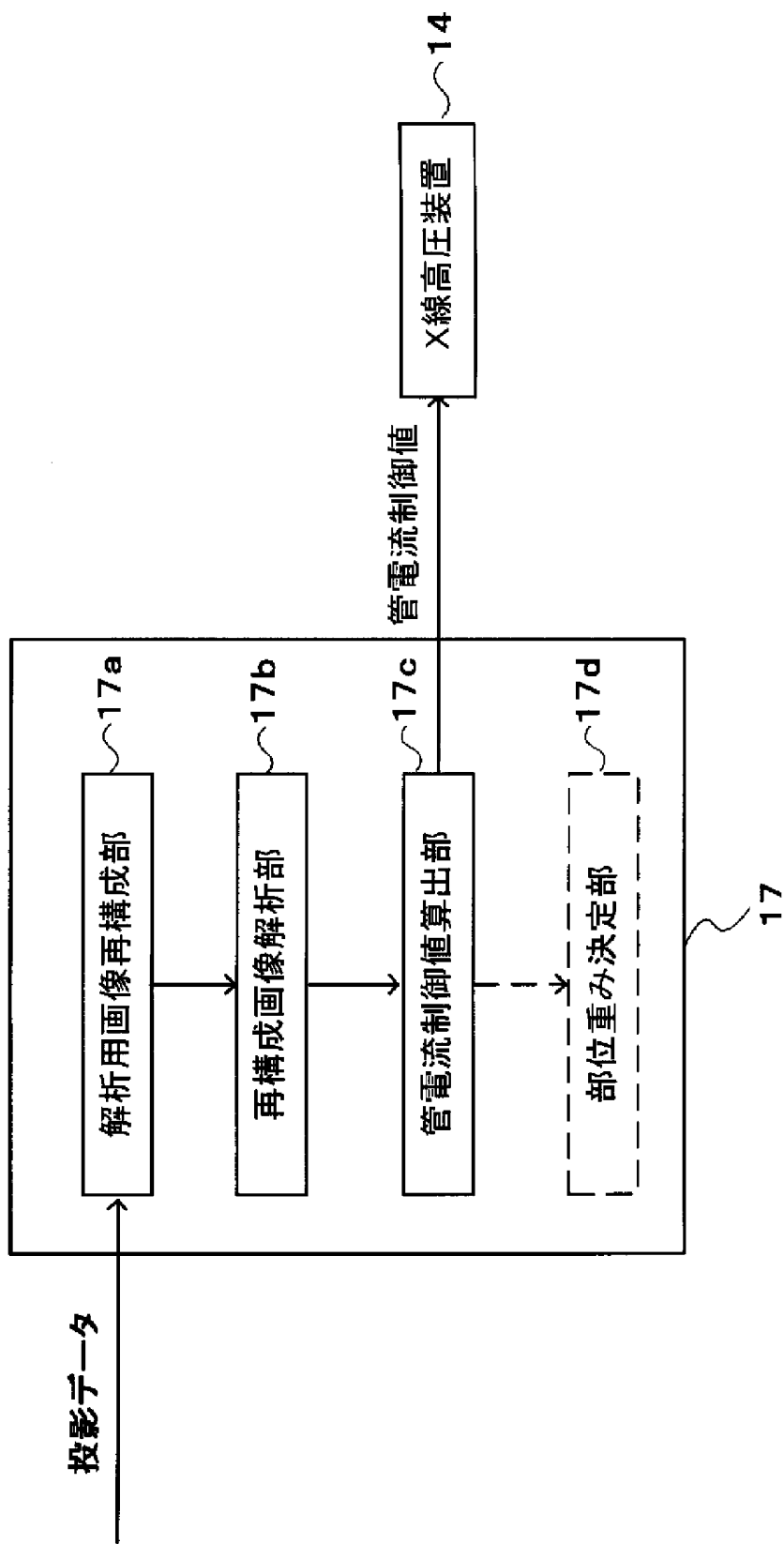
[図1]





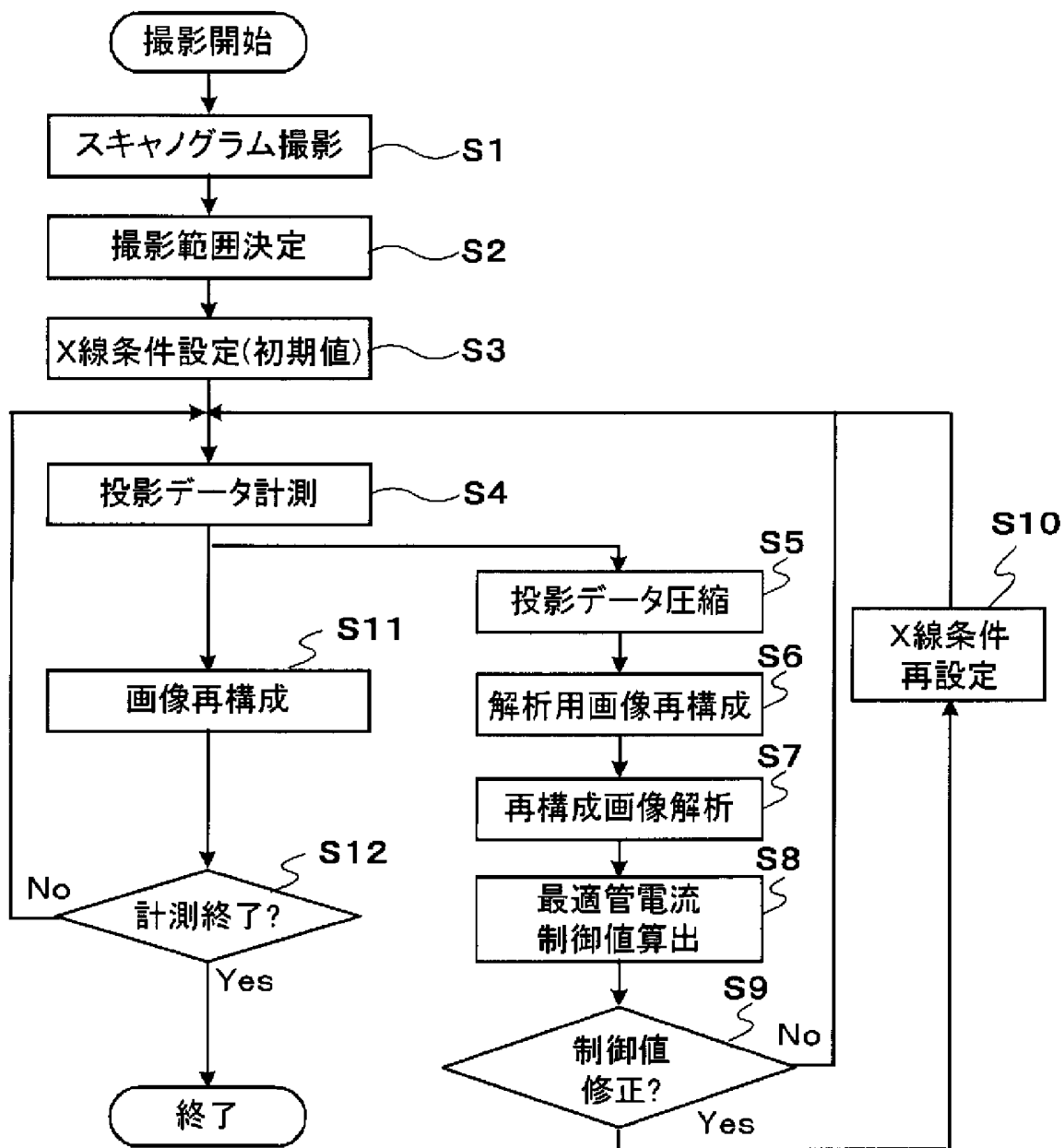
[図2]

図2

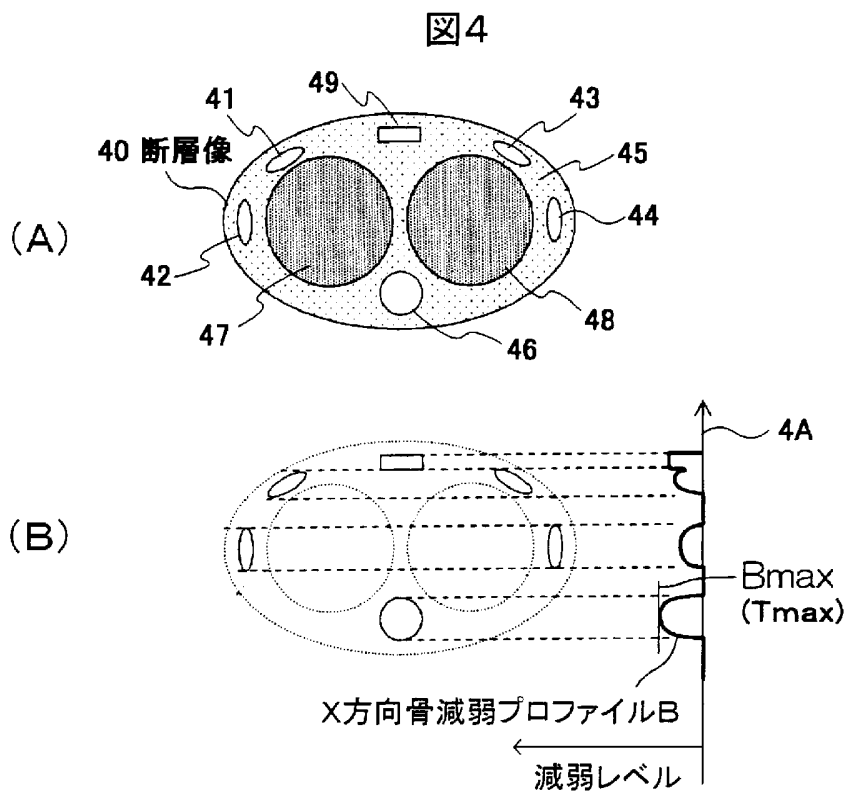


[図3]

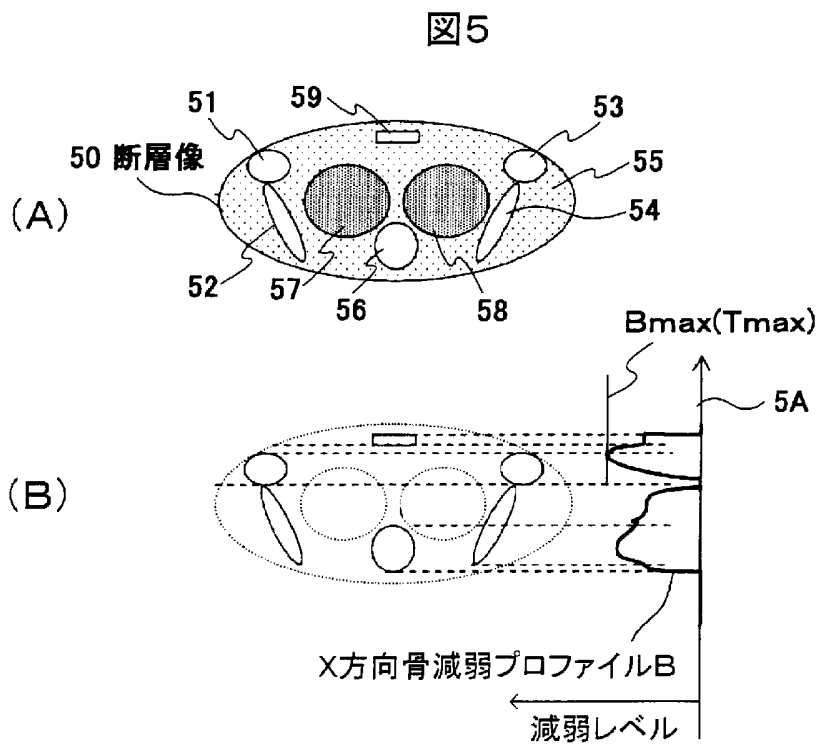
図3



[図4]

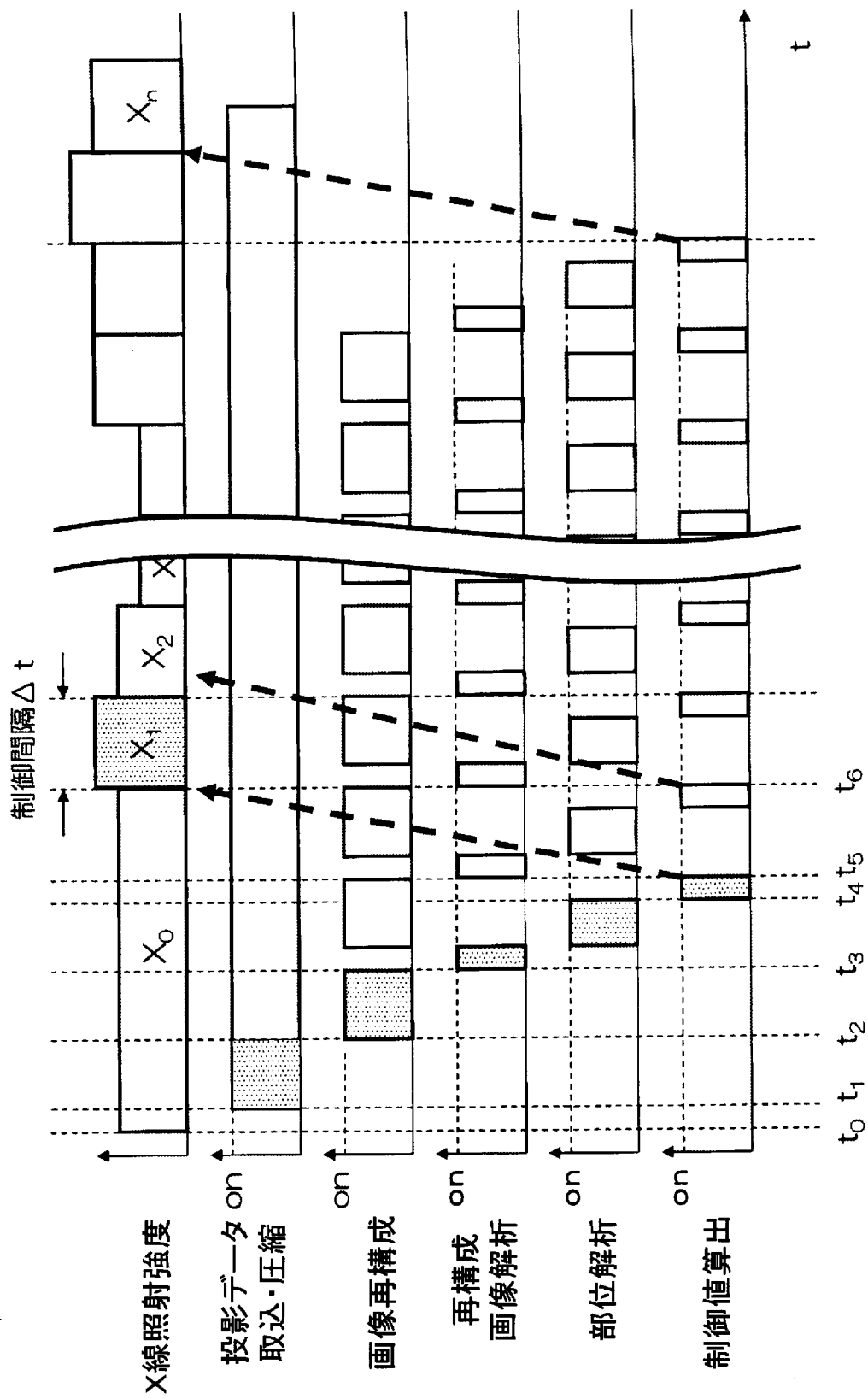


[図5]



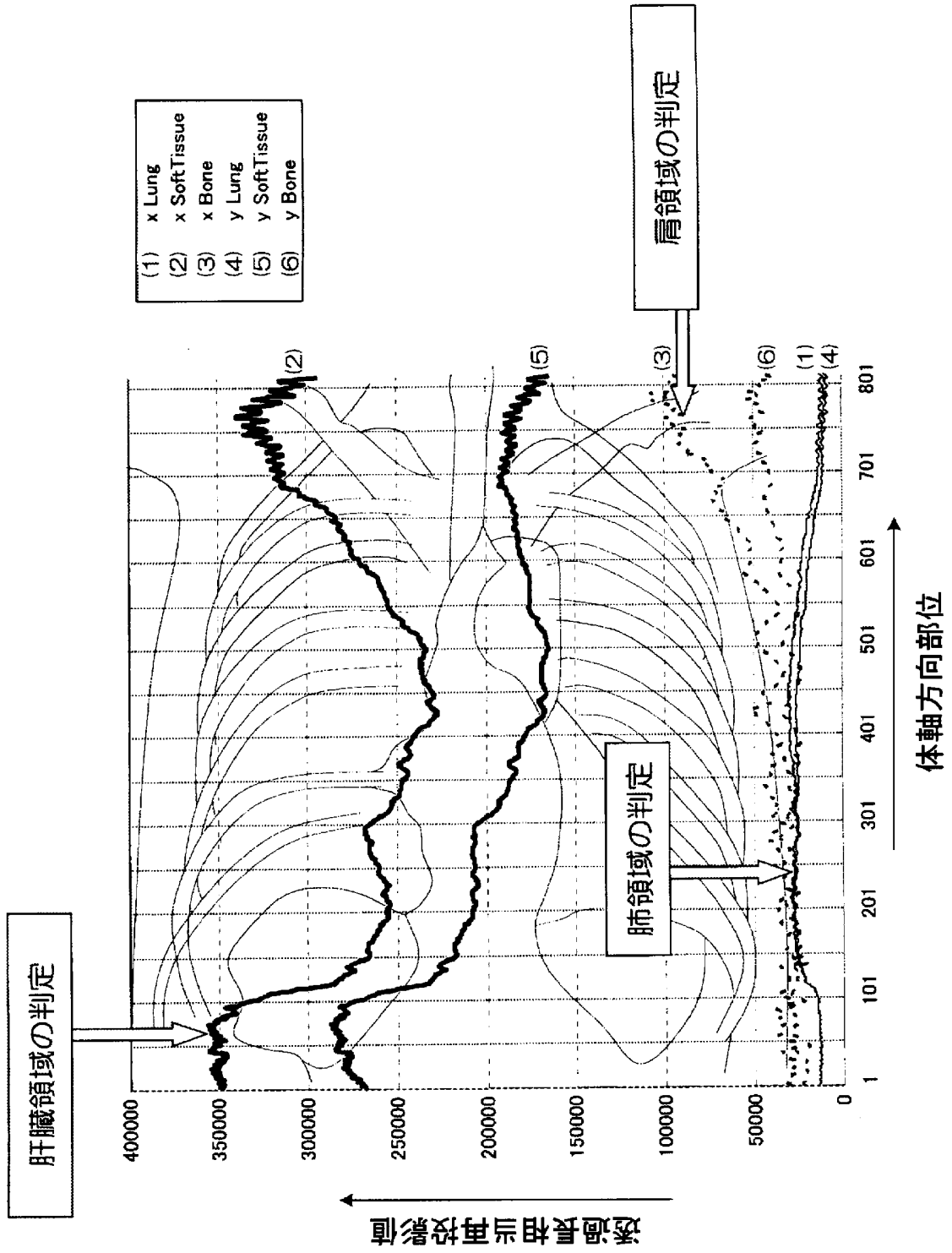
[図6]

図6



[図7]

図7



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2006/303624

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  <b>A61B6/03</b>(2006.01)</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>														
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  <b>A61B6/00</b>(2006.01) - <b>A61B6/14</b>(2006.01)</p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched                  Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006                  Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>														
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2002-263097 A (Hitachi Medical Corp.), 17 September, 2002 (17.09.02), Full text; Figs. 1 to 14 &amp; WO 2002/071946 A1 &amp; EP 1393681 A1 &amp; US 2004/0086076 A1</td> <td>1-4, 6, 7, 10 5, 8, 9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 8-166995 A (Toshiba Corp.), 25 June, 1996 (25.06.96), Par. No. [0116]; Fig. 8 (Family: none)</td> <td>1-4, 6, 7, 10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2001-276040 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; Figs. 1 to 10 &amp; US 6490337 B1</td> <td>4, 7</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y A	JP 2002-263097 A (Hitachi Medical Corp.), 17 September, 2002 (17.09.02), Full text; Figs. 1 to 14 & WO 2002/071946 A1 & EP 1393681 A1 & US 2004/0086076 A1	1-4, 6, 7, 10 5, 8, 9	Y	JP 8-166995 A (Toshiba Corp.), 25 June, 1996 (25.06.96), Par. No. [0116]; Fig. 8 (Family: none)	1-4, 6, 7, 10	Y	JP 2001-276040 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; Figs. 1 to 10 & US 6490337 B1	4, 7
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y A	JP 2002-263097 A (Hitachi Medical Corp.), 17 September, 2002 (17.09.02), Full text; Figs. 1 to 14 & WO 2002/071946 A1 & EP 1393681 A1 & US 2004/0086076 A1	1-4, 6, 7, 10 5, 8, 9												
Y	JP 8-166995 A (Toshiba Corp.), 25 June, 1996 (25.06.96), Par. No. [0116]; Fig. 8 (Family: none)	1-4, 6, 7, 10												
Y	JP 2001-276040 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; Figs. 1 to 10 & US 6490337 B1	4, 7												
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>														
<p>* Special categories of cited documents:</p> <table border="0"> <tr> <td>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</td> <td>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</td> </tr> <tr> <td>“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)</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td>“&amp;” document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table>			“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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	“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	“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)	“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	“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&” document member of the same patent family	“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed			
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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													
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone													
“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)	“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													
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&” document member of the same patent family													
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed														
<p>Date of the actual completion of the international search 06 April, 2006 (06.04.06)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 18 April, 2006 (18.04.06)</p>												
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</p>		<p>Authorized officer</p>												
<p>Facsimile No.</p>		<p>Telephone No.</p>												

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. <i>A61B6/03(2006.01)</i>		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. <i>A61B6/00(2006.01)-A61B6/14(2006.01)</i>		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの  日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
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	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2002-263097 A (株式会社日立メディコ) 2002.09.17 全文、第1-14図 全文、第1-14図 & WO 2002/071946 A1 & EP 1393681 A1 & US 2004/0086076 A1	1-4, 6, 7, 10 5, 8, 9
Y	JP 8-166995 A (株式会社東芝) 1996.06.25 【0116】段落、第8図 (ファミリーなし)	1-4, 6, 7, 10
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 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」 国際出願日前の出願または特許であるが、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日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日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文献		
国際調査を完了した日 06.04.2006	国際調査報告の発送日 18.04.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9309

C (続き) . 関連すると認められる文献		
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	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2001-276040 A (株式会社日立メディコ) 2001. 10. 09 全文、第1-10図 & US 6490337 B1	4, 7