

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012 年 4 月 19 日(19.04.2012)

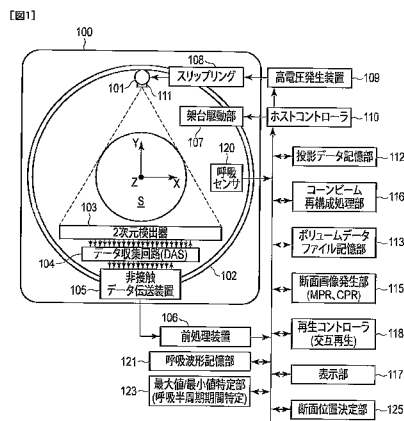
(10) 国際公開番号
WO 2012/050166 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/073556
- (22) 国際出願日: 2011 年 10 月 13 日(13.10.2011)
- (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 2010-232826 2010 年 10 月 15 日(15.10.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (Toshiba Medical Systems Corporation) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 塚越 伸介 (TSUKAGOSHI, Shinsuke) [JP/JP]. 荒木田 和正 (ARAKITA, Kazumasa) [JP/JP].
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特許総合事務所内 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE-PROCESSING APPARATUS AND X-RAY COMPUTER TOMOGRAPHY APPARATUS

(54) 発明の名称: 医用画像処理装置及び X 線コンピュータ断層撮影装置



- 103 TWO-DIMENSIONAL DETECTOR
104 DATA ACQUISITION CIRCUIT (DAS)
105 CONTACTLESS DATA TRANSMISSION UNIT
106 PRE-PROCESSING UNIT
107 FRAME-DRIVING UNIT
108 SLIP RING
109 HIGH VOLTAGE-GENERATING UNIT
110 HOST CONTROLLER
112 PROJECTION DATA STORAGE UNIT
113 VOLUME DATA FILE STORAGE UNIT
115 CROSS-SECTIONAL IMAGE-GENERATING UNIT (MPR, CPR)
116 CONE BEAM RECONSTRUCTION PROCESSING UNIT
117 DISPLAY UNIT
118 PLAYBACK CONTROLLER (ALTERNATING PLAYBACK)
120 RESPIRATION SENSOR
121 RESPIRATORY WAVEFORM STORAGE UNIT
123 MAXIMUM VALUE/MINIMUM VALUE-SPECIFYING UNIT
(RESPIRATORY HALF-CYCLE PERIOD SPECIFICATION)
125 CROSS-SECTION POSITION-DETERMINING UNIT

(57) Abstract: The purpose of the invention is to reduce the occurrences of the region of interest falling outside of the image due to the effects of respiratory movements or pulsations. In the medical image-processing apparatus, a series of cross-sectional images is generated by an image-generating unit (115) from a series of volume data files pertaining to a three-dimensional region of a subject. Multiple cross-sections that correspond to each of the cross-sectional images are individually determined by a cross-section-determining unit (125) on the basis of the position of the same region contained in the multiple volume data files.

(57) 要約: 目的は、呼吸動や拍動の影響により関心部位が画像から外れてしまう事態を軽減することにある。医用画像処理装置は、被検体の 3 次元領域に関する一連のボリュームデータファイルから一連の断面画像を画像発生部 (115) で発生し、断面画像にそれぞれ対応する複数の断面を複数のボリュームデータファイルに含まれる同一部位の位置に基づいて断面決定部 (125) で個々に決定する。



MZ, NA, RW, 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 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

医用画像処理装置及びX線コンピュータ断層撮影装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、医用画像処理装置及びX線コンピュータ断層撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 近年の超音波診断装置、X線コンピュータ断層撮影装置（C T）及び磁気共鳴映像装置（M R I）は、3次元画像の基礎となるデータを高い時間分解能で繰り返し収集することが可能である。ここではX線コンピュータ断層撮影装置として説明する。繰り返し収集された投影データに基づいて、時間的に一連の複数のボリュームデータファイルがコーンビーム再構成法などで再構成される。一連のボリュームデータファイルに基づいて、M P R（断面変換）処理等により一連の断面画像が生成される。一連の断面画像は動画として再生される。

[0003] しかし、呼吸動や拍動等によって、関心領域が断面画像から外れてしまう事態が起こり得る。動画再生中に、例えば呼吸動による腫瘍及び大動脈の3次元的な移動により大動脈と腫瘍との癒着箇所が断面画像に映らなくなってしまう期間が発生してしまうことがあった。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2007-282945号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 目的は、呼吸動や拍動の影響により関心部位が断面画像から外れてしまう事態を回避することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 本実施形態に係る医用画像処理装置は、被検体の３次元領域に関する一連のボリュームデータファイルから一連の断面画像を画像発生部で発生し、断面画像にそれぞれ対応する複数の断面を複数のボリュームデータファイルに含まれる同一部位の位置に基づいて断面決定部で個々に決定する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図１は本実施形態に係る医用画像処理装置を含むＸ線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図である。

[図2]図２は図１のコーンビーム再構成処理部により発生される一連のボリュームデータファイルを示す図である。

[図3]図３は図１の断面画像発生部により発生される一連のＭＰＲ画像を示す図である。

[図4]図４は図１の再生コントローラによる交互再生の説明図である。

[図5]図５は図１の断面位置決定部による断面手動設定モードの説明図である。

[図6]図６は図１の断面位置決定部による断面位置の補間処理の説明図である。

[図7]図７は図１の断面位置決定部による第１の断面自動設定モードの説明図である。

[図8]図８は図１の断面位置決定部による第２の断面自動設定モードの説明図である。

[図9]図９は図８の第２の断面自動設定モードの補足説明図である。

[図10]図１０は図１の断面位置決定部による第３の断面自動設定モードの説明図である。

[図11]図１１は図１０の第３の断面自動設定モードの補足説明図である。

[図12]図１２は図３の第３の断面自動設定モードの下で生成された断面画像に対する第１の画像処理を示す図である。

[図13]図１３は図３の第３の断面自動設定モードの下で生成された断面画像

に対する第2の画像処理を示す図である。

[図14]図14は本実施形態による効果を示す図である。

[図15]図15は本実施形態による効果を従来と対比して示す図である。

[図16]図16は図7の第1の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

[図17]図17は図7の第1の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

[図18]図18は図7の第1の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

[図19]図19は図7の第1の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

[図20]図20は図8の第2の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

[図21]図21は図8の第2の断面自動設定モードにより設定される断面例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下、図面を参照しながら本実施形態に係る医用画像処理装置を説明する。医用画像処理装置は、被検体の3次元領域に関する一連のボリュームデータファイルから一連の断面画像を画像発生部で発生し、断面画像にそれぞれ対応する複数の断面を複数のボリュームデータファイルに含まれる同一部位の位置に基づいて断面決定部で個々に決定する。

[0009] なお、本実施形態に係る医用画像処理装置は、X線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴映像装置(MRI)、超音波診断装置、X線診断装置などの医用画像発生装置により繰り返し発生された、被検体の3次元領域に関する一連のボリュームデータファイルを処理対象とする。本実施形態に係わる医用画像処理装置は、これら医用画像発生装置に組み込まれ、又は単独で設けられる。単独で設けられるとき、本実施形態に係わる医用画像処理装置は、LANなどの電氣的通信回線に接続され、電氣的通信回線を介して病院内又

は外部の医用画像補間通信システム（PACS）から一連のボリュームデータファイルを受信する。ここでは、本実施形態に係わる医用画像処理装置は、X線コンピュータ断層撮影装置に組み込まれたものとして説明する。

[0010] 図1に、本実施形態に係る医用画像処理装置を装備したX線コンピュータ断層撮影装置の構成をブロック図により示している。架台部100は、回転自在に支持される回転フレーム102を有する。回転フレーム102の回転中心軸をZ軸と規定する。Y軸はX線焦点と後述の検出器103の中心とを通る、Z軸と直交するように規定される。X軸はY軸及びZ軸にと直交するように規定される。

[0011] 架台駆動部107は、ホストコントローラ110の制御のもとで回転フレーム102を回転駆動するための駆動信号を発生する。回転フレーム102にはコーンビーム形X線管101と2次元検出器（エリア検出器とも呼ばれる）103とがZ軸を中心とした円柱形の撮影領域Sを挟んで対向して搭載される。撮影領域Sには図示しないが寝台の天板に載置された被検体が配置される。被検体はその体軸がZ軸に略一致するように載置される。高電圧発生器109はホストコントローラ110の制御のもとでX線管101に管電流を供給し、また高電圧を印加する。それによりX線管101の焦点FからX線が発生される。X線絞り111はX線管101ので発生されたX線を四角錐形に整形する。四角錐形に整形されたX線は被検体に照射される。2次元検出器103は、複数のX線検出素子列を有する。複数のX線検出素子列はZ軸方向に並列される。各X線検出素子列はX線焦点Fを中心として円弧状に配列される。2次元検出器103には一般的にDAS(data acquisition system)と呼ばれているデータ収集装置104が接続される。

[0012] データ収集装置104には、2次元検出器103の各チャンネルの電流信号を電圧に変換するI-V変換器と、この電圧信号をX線の曝射周期に同期して周期的に積分する積分器と、この積分器の出力信号を増幅するアンプと、このプリアンプの出力信号をデジタル信号に変換するアナログ・デジタル・コンバータとが、チャンネルごとに設けられている。

[0013] データ収集装置 104 の出力には光学的又は磁氣的要素を媒介させる非接触データ伝送装置 105 を介して前処理装置 106 が接続される。前処理装置 106 は、データ収集装置 104 で検出されたデータに対して、チャンネル間の感度不均一を補正し、また X 線強吸収体、主に金属部による極端な信号強度の低下又は信号脱落を補正する等の前処理を実行する。前処理装置 106 で前処理を受けたデータ（投影データ）は投影データ記憶部 112 に記憶される。

[0014] 本実施形態では、ホストコントローラ 110 の制御のもと、いわゆる 4 次元ダイナミックスキャンが実行される。4 次元ダイナミックスキャンでは、予め指定された撮影期間中にわたって回転フレーム 102 が X 線管 101 と 2 次元検出器 103 とともに被検体の周囲を連続的に回転される。撮影期間中には X 線管 101 から X 線が連続的又はパルス的に発生され、2 次元検出器 103 では X 線検出が繰り返される。なお X 線管 101 が 360° 又は $(180^\circ + \text{ファン角})$ を回転する周期をスキャン周期（第 1 の周期）と称する。この 360° 又は $(180^\circ + \text{ファン角})$ の角度範囲分の投影データから単一のボリュームデータファイルが再構成される。ファン角とは X 線焦点を中心とした XY 面内での X 線の拡がり角である。

[0015] コーンビーム再構成処理部 116 は、ホストコントローラ 110 の制御のもとで投影データ記憶部 112 に記憶された投影データに基づいて、例えばコーンビーム再構成法により CT 値分布を 3 次元座標系で表現してなる複数のボリュームデータファイルを再構成する。上述の通り、各ボリュームデータファイルは、 360° 又は $(180^\circ + \text{ファン角})$ の角度範囲分の投影データから再構成される。複数のボリュームデータファイルは、それぞれの再構成に用いる投影データの角度範囲が例えば 30° ずつシフトされる。それにより、複数のボリュームデータファイルそれぞれの撮影時刻は、 30° の回転に要する時間ずつシフトされる。撮影時刻は典型的には再構成に用いた投影データの角度範囲のうち略中心角度に対応する投影データを収集した時刻として定義される。スキャン周期を、再構成に用いる投影データの角度範

囲の回転に要する時間幅（第1周期）とすると、ボリュームデータファイルは第1周期より短い第2周期で生成される。一連のボリュームデータファイルはボリュームデータファイル記憶部113に記憶される。

[0016] 断面画像発生部115は、図3に示すように、表示部（ディスプレイ）117への表示に適合するいわゆるMPR処理（断面変換処理）又はCPR処理（曲断面変換処理）により、一連を構成する複数のボリュームデータファイルからそれぞれ対応する一連を構成する複数の断面画像を発生する。断面画像の撮影時刻は、その元になったボリュームデータファイルの撮影時刻に一致する。発生された複数の断面画像のデータはボリュームデータファイル記憶部113に記憶される。各断面位置及び断面厚は、複数のボリュームデータファイルに対して個々に断面位置決定部125により決定される。断面位置及び断面厚の決定に関する詳細は後述する。

[0017] 再生コントローラ118は、ボリュームデータファイル記憶部113から一連の断面画像のデータの読み出しを制御することにより、ボリュームデータファイル記憶部113に記憶された一連の断面画像を動画として表示部117に表示させる。

[0018] この再生表示は被検体の周期的な生理運動に関連付けられる。周期的な生理運動は、典型的には呼吸運動又は心拍運動である。本実施形態では、呼吸運動と心拍運動とのいずれにも適用することができる。ここでは呼吸運動として説明する。被検体の呼吸運動は、例えば呼吸センサ120により測定される。周知の通り、呼吸動作は、横隔膜の往復運動に伴う肺野の拡張収縮である。肺野の拡張収縮に伴って腹部が前後に往復移動をする。呼吸センサ120は、例えばレーザ測長技術を用いて被検体の腹部表面と外部固定点（レーザ照射位置）との間の距離を呼吸インデックスとして繰り返し計測する。この距離の時間的变化は、被検体の呼吸の状態（呼吸位相）の変化を反映している。最大値／最小値特定部123は、撮影期間中の呼吸インデックスの時間変化から、最大値と最小値とを特定する。例えば呼吸インデックスが最小値を示す時刻は呼気ボトム時刻を表し、呼吸インデックスが最大値を示

す時刻は吸気ピーク時刻を表している。呼気ボトム時刻から吸気ピーク時刻までの期間は、呼吸周期の略半周期を表している。

[0019] 再生コントローラ 118 は、ボリュームデータファイル記憶部 113 に記憶されている一連の断面画像から、呼気ボトム時刻から吸気ピーク時刻までの期間に撮影時刻が含まれる複数の断面画像を再生対象画像として抽出する。再生コントローラ 118 は、再生対象画像として特定した一連の断面画像を繰り返し再生する。特に再生コントローラ 118 は、図 4 に示すように、一連の断面画像を、それぞれが対応する撮影時刻の順番に従って順方向に実時間再生し（順方向再生）、それに続いて、それぞれが対応する撮影時刻の逆方向で実時間再生され（逆方向再生）、このように順方向再生と逆方向再生とが交互に繰り返される。つまり再生方向が交互に転換される。この呼吸の略半周期に限定して交互再生される動画は、1呼吸期間の動画の繰り返し再生に近似的である。略半周期の期間に限定した交互再生では、交互再生の境界フレーム間で呼吸位相がほぼ同一になり、従って交互再生の境界フレーム間では当然にして組織分布の画面上での変位はほとんど生じない。それによりその呼吸による部位変動は連続性をもって視認できる。例えば腫瘍に注目して動画を観察しているとき、観察者は大きく視線を移動する必要がなく好適である。それと共に撮影期間を半呼吸期間又はそれを若干超える期間に設定しても、その再生は、1呼吸期間又はそれを超える期間にわたって得た動画とほぼ同等の動きを再現することができる。撮影期間の短縮は被曝低減に最も効果的である。

[0020] 上述した断面位置決定部 125 は、断面決定に関して複数のモードを装備している。複数の断面決定モードの中の何れかのモードが操作者による図示しない入力デバイスを介した選択指示に従って任意に選択されることができる。

[0021] 図 5 は断面手動決定モードの説明図である。断面手動決定モードでは、Z 軸を基準軸として、基準軸に対して直交する X Y 面が断面として設定される。断面手動決定モードの起動下では断面画像発生部 115 は一連のボリュー

ムデータファイルから離散的に幾つかのボリュームデータファイルを対象としてXY面に平行な共通する断面候補を設定する。初期的な断面候補は、例えばXYZ座標系の原点を通るXY面設定される。対象とされるボリュームデータファイルとしては、例えば一連のボリュームデータファイルの両端と中央の3つのボリュームデータファイルが初期的に選択される。これら3つのボリュームデータファイルに対して初期断面に関する断面画像が断面画像発生部115により発生される。初期断面に関する3つの断面画像は表示部117に同時に又は択一的に表示される。操作者は図示しない入力デバイスを介して断面をZ軸に沿って移動させながら関心部位の像が最も好適に映る断面位置を探索し、その断面画像上に当該関心部位の例えばほぼ中心点（関心点又は指定点という）を指定する。3つのボリュームデータファイル全てに対して個々に断面を探索し、関心点を指定する。断面位置決定部125は、手動指定の対象とされる3つのボリュームデータファイル以外のそれらの間の他のボリュームデータファイル内の関心点を、図6に示すように、時間軸上で当該補間対象のボリュームデータファイルを挟む2つのボリュームデータファイル上で指定した2つの指定点を使って線形補間により推定する。推定される関心点はそれを挟む2つの指定された関心点を結ぶ3次元座標系での直線上であって、補間対象のボリュームデータファイルの時刻に対する手動指定されたボリュームデータファイルの時刻との間の時間幅 Δt_1 、 Δt_2 により線形補間により計算される点に決定される。

[0022] 複数のボリュームデータファイルそれぞれに対して指定され又は補間された関心点を含み、かつXY面に平行な断面が、ボリュームデータファイルそれぞれに対して決定される。なお、全てのボリュームデータファイルに対して個々に関心点を主導で指定するようにしてもよい。

[0023] 断面画像発生部115により、設定された断面に従って複数のボリュームデータファイルにそれぞれ対応する複数の断面画像が生成される。複数の断面画像はボリュームデータファイル記憶部113に記憶される。ボリュームデータファイル記憶部113から表示部117への再生コントローラ118

による読み出し制御により、上述した通り動画として順方向再生と逆方向再生とが交互に繰り返される。再生コントローラ 118 による読み出し制御又は表示部 117 内のフレームメモリに対する書き込み制御により、各断面画像上の関心点が表示部 117 のディスプレイ上の特定位置、典型的には中心位置に配置されるように断面画像の表示位置が個別にシフトされる。

[0024] 図 14、図 15 に例示するように、動画再生に際して常に関心部位を含む断面画像が表示され、しかも関心部位の像が画面の特定位置に固定される。それにより全ての断面画像上で関心部位を好適に視認することができ、また視線移動が少なくなり、腫瘍の癒着などの診断に効果的である。

[0025] 図 7 は第 1 の断面自動設定モードの説明図である。第 1 の断面自動決定モードでは、Z 軸を基準軸として、基準軸に対して直交する X Y 面が断面として設定される。第 1 の断面自動設定モードの起動下では断面画像発生部 115 は一連のボリュームデータファイルから特定の単一のボリュームデータファイルを対象として例えば X Y 面に平行な原点を通る初期候補に関する断面画像を発生する。特定の単一のボリュームデータファイルとしては典型的には一連のボリュームデータファイルの中の中央時刻に最も近いボリュームデータファイルである。操作者は図示しない入力デバイスを介して候補断面を Z 軸に沿って移動させながら関心部位の像が最も好適に映る断面を探索し、その断面画像上に当該関心部位内の点を指定する。

[0026] 断面位置決定部 125 は、指定点の画素値又は指定点を中心とした局所範囲内の複数の画素に関する平均値又は中央値を閾値として、他のボリュームデータファイル各々から閾値処理により 3 次元の関心領域を抽出する。断面位置決定部 125 は、抽出された関心領域各々の内部に関心点を設定する。関心点には様々なバリアーションがある。関心点の一例は、図 16 に示すように、重心点、または重心点から Z 軸方向に所定距離 Δd だけ離れた点である。関心点の他の例は、図 17 に示すように、重心を通り、Z 軸に平行であって、両端が関心領域エッジ上にある線分を所定の距離割合で分割する点である。関心点のさらに他の例は、図 18 に示すように、関心領域内の最大 C

T 値又は最小 C T 値を有する画素の中心点に設定される。初期的には重心が設定されるが、操作者はこれら関心点から任意の一を選択することができる。なお、図 1 6－図 1 8 で説明した関心点の設定方法は、図 9－図 1 1 の血管や気管支に対する指定点の指定方法にも適用することができる。

[0027] 関心点が設定された以後の断面決定及び動画再生処理は上述した手動設定モードで説明した処理と同じである。各ボリュームデータファイルに対して設定された関心点を含み、かつ X Y 面に平行な断面（Z 軸（基準軸）に直交する断面）が決定される。決定された断面に従ってボリュームデータファイルから M P R 処理により断面画像が生成される。同様に、全てのボリュームデータファイルに対して断面画像が生成される。複数の断面画像は、再生コントローラ 1 1 8 による読み出し制御のもとで順方向再生と逆方向再生とが交互に繰り返される。

[0028] なお、関心点に代えて、図 1 9 に示すように、抽出された関心領域の体積を 2 等分する X Y 面を探索し、その X Y 面（断面）に従ってボリュームデータファイルから断面画像を生成するようにしてもよい。

[0029] この第 1 の断面自動設定モードは手動設定モードと同様に関心部位が腫瘍等の一塊形状であるときに好適である。

[0030] 図 8 は第 2 の断面自動設定モードの説明図である。第 2 の断面自動決定モードは、Z 軸を基準軸として、基準軸に対して斜めに交差するオブリーク面を断面として設定することを許容する。第 2 の断面自動設定モードは対象が気管支や血管等の管状部位であるときに好適である。断面位置決定部 1 2 5 により一連のボリュームデータファイル各々から閾値処理により例えば血管領域が抽出される。抽出された血管領域に対して図 9 に示すように狭窄等を含む関心区間がその両端の 2 点を操作者が指定することにより設定される。断面位置決定部 1 2 5 により、指定された 2 点を通る、抽出された血管領域の血管芯線が特定される。指定された 2 点間の血管芯線を包含するように、断面位置、X Y Z 各軸に対するオブリーク角、さらに断面厚が断面位置決定部 1 2 5 により複数のボリュームデータファイルそれぞれについて個々に決

定される。

[0031] 断面決定以後の断面画像発生処理及び動画再生処理は上述した手動設定モードで説明した処理に略等価である。本モードでは、断面に垂直な方向（レイ）に沿って複数のボクセル値を積分し又は同一レイ上の複数のボクセル値から最大値を抽出する等により断面画像が発生される。複数のボリュームデータファイルそれぞれに対して決定された断面に従って複数の断面画像が生成される。複数の断面画像は、再生コントローラ 118 による読み出し制御のもとで順方向再生と逆方向再生とが交互に繰り返される。

[0032] この第 2 の断面自動設定モードでは、心臓の冠状動脈などの複雑に屈曲した血管等の関心区間全体を常に画面上で視認することができる。

[0033] オブリーク断面を規定する第 2 の断面自動設定モードは、一塊形状を有する腫瘍等に対しても適用可能である。この場合、オブリーク断面は、図 20 に示すように、抽出された関心領域の重心を通り、両端が関心領域エッジ上にある線分の距離（直径）のうち、例えば最大径と最小径、又は最大径と 2 番目に長い径を示す 2 つの線分により規定される面に設定される。他の例では、オブリーク断面は、図 21 に示すように、抽出された関心領域の断面積が最大を示す断面に設定される。

[0034] 図 10 は第 3 の断面自動設定モードの説明図である。第 3 の断面自動設定モードもその対象が気管支や血管等の管状部位であるときに好適である。断面位置決定部 125 により一連のボリュームデータファイル各々から閾値処理により例えば血管領域が抽出される。抽出された血管領域に対して図 11 に示すように狭窄等を含む関心区間がその両端の 2 点を操作者が指定することにより設定される。なお、血管の例えば末梢側の 1 点を操作者が指定し、血管上部まで自動的にトレースし、血管末梢と血管上部との間に関心区間を設定するようにしても良い。

[0035] 断面位置決定部 125 により、指定された 2 点を通る、抽出された血管領域の血管芯線が特定される。指定された 2 点間の血管芯線の X Y 面への投影像に沿って、X Y 面に垂直な断面を、X Y 面に垂直な状態を維持したままで

湾曲する。それにより複数のボリュームデータファイルそれぞれについて個々に断面（湾曲断面）決定される。

[0036] 断面決定以後の断面画像発生処理及び動画再生処理は上述した手動設定モードで説明した処理に同様である。複数のボリュームデータファイルそれぞれに対して決定された湾曲断面に従って複数のボリュームデータファイルにそれぞれ対応する複数の断面画像が生成され、再生コントローラ 118 による読み出し制御のもとで順方向再生と逆方向再生とが交互に繰り返される。

[0037] この第3の断面自動設定モードでは、第2の断面自動設定モードのそれよりもより詳細な状態で複雑に屈曲した血管等の関心区間全体を常に画面上で視認することができる。

[0038] なお、第2、第3の断面自動設定モードで発生される断面画像上で複雑に走行する血管の像が図12に示すように直線的になるように断面画像発生部 115 により座標変換により変形するようにしてもよい。座標変換の一例としては、図13に示すように、血管芯線に対して中心で直交する複数の線分を配置し、複数の線分上の複数の画素列を直交座標系に再配置する。

[0039] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

符号の説明

[0040] 100…架台部、101…X線管、102…回転フレーム、103…2次元検出器、104…データ収集装置、106…前処理装置、107…架台駆動部、109…高電圧発生器、110…ホストコントローラ、112…投影データ記憶部、113…ボリュームデータファイル記憶部、115…断面画像発生部、116…コーンビーム再構成処理部、117…表示部（ディスプレイ）、118…再生コントローラ、120…呼吸センサ、121…呼吸波

形記憶部、1 2 3…最大値／最小値特定部、1 2 5…断面位置決定部。

請求の範囲

- [請求項1] 被検体の3次元領域に関する一連のボリュームデータファイルを記憶する記憶部と、
前記一連のボリュームデータファイルから一連の断面画像を発生する画像発生部と、
前記断面画像にそれぞれ対応する複数の断面を、前記複数のボリュームデータファイルに含まれる同一部位の位置に基づいて個々に決定する断面決定部とを具備する医用画像処理装置。
- [請求項2] 前記断面決定部は、前記複数のボリュームデータファイルから抽出した関心領域に基づいて前記複数の断面を決定する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項3] 前記複数の断面は基準軸に対して直交する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項4] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域の重心を含む面を前記断面として決定する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項5] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域の重心から所定方向に所定距離だけ離れた点を含む面を前記断面として決定する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項6] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域内の最大画素値又は最小画素値を示す画素を含む面を前記断面として決定する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項7] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域を体積等分する面を前記断面として決定する請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項8] 前記複数の断面は基準軸に対してオブリークに設定される請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項9] 前記断面決定部は、前記各ボリュームデータファイルから抽出した

管状領域の芯線を含む面を前記断面として決定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項10] 前記断面決定部は、前記各ボリュームデータファイルから抽出した管状領域の芯線を含むように前記断面の位置、方向及び断面厚を決定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項11] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域を体積等分する面を前記断面として決定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項12] 前記断面決定部は、前記ボリュームデータファイルから抽出した関心領域の最大断面積を示す面を前記断面として決定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項13] 前記断面決定部は、前記各ボリュームデータファイルから抽出した管状領域の芯線に従って湾曲面を前記断面として決定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項14] 前記断面は、前記複数のボリュームデータファイルそれぞれに対して個々に手動で設定される請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項15] 前記断面は、前記複数のボリュームデータファイルの中の少なくとも 2 のボリュームデータファイルに対して手動で設定された断面の位置に基づいて補間処理により決定される請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項16] 前記被検体の 3 次元領域を対象として第 1 周期で繰り返し収集されたデータを記憶するデータ記憶部と、

前記収集されたデータに基づいて前記第 1 周期より短い第 2 周期で前記一連のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部とをさらに備える請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項17] 前記一連の断面画像を動画として順方向と逆方向とで交互に再生表示する表示部をさらに備える請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項18] 前記表示される一連の断面画像は、操作者により指定された関心領

域部位の位置を表示画面の同一位置に固定するために前記２次元画像の表示位置を個々に制御する請求項１記載の医用画像処理装置。

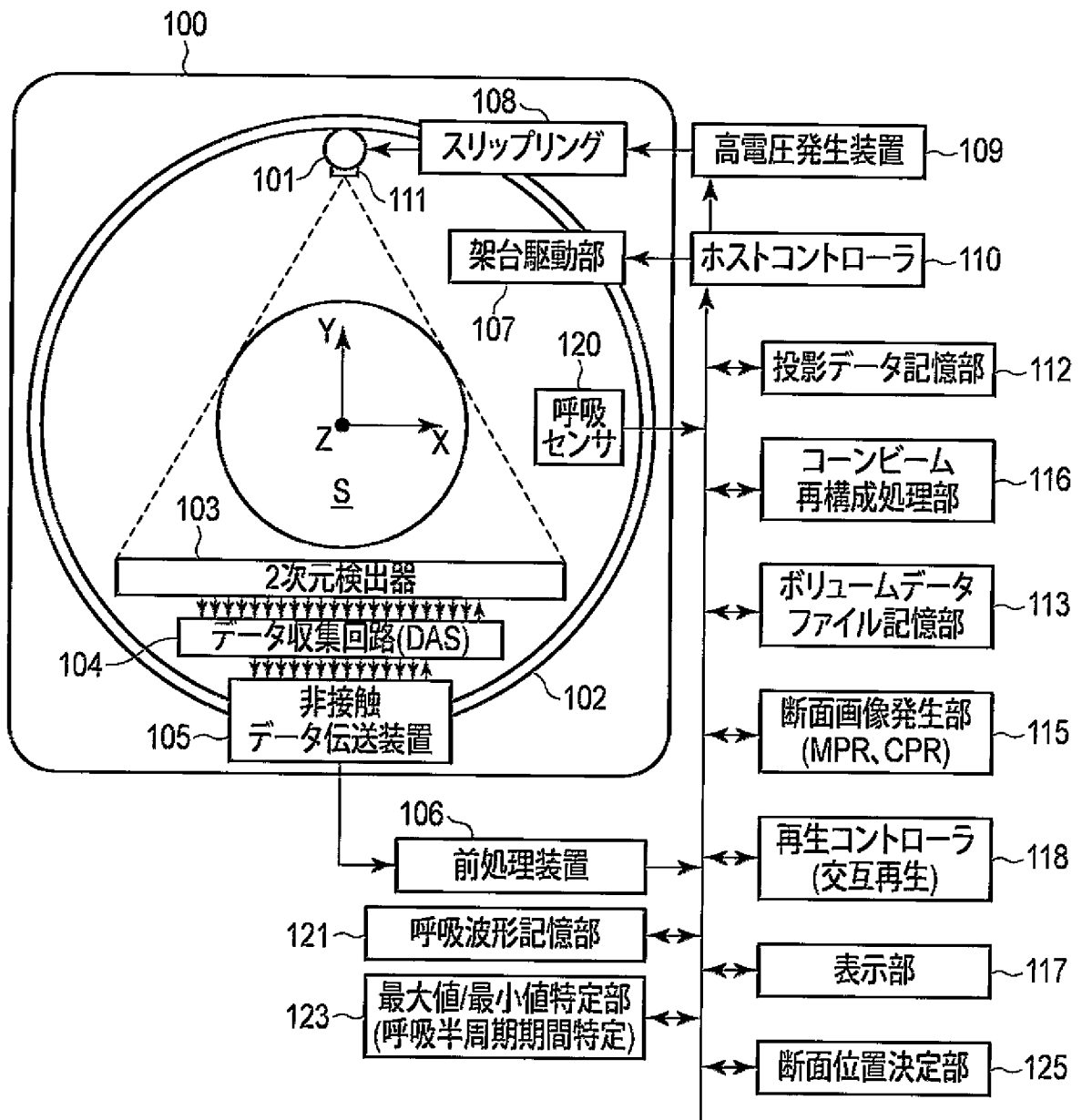
[請求項19] 被検体の３次元領域に関する投影データを繰り返し収集する収集部と、

前記投影データから一連のボリュームデータファイルを再構成する再構成部と、

前記再構成された一連のボリュームデータファイルから一連の断面画像を発生する画像発生部と、

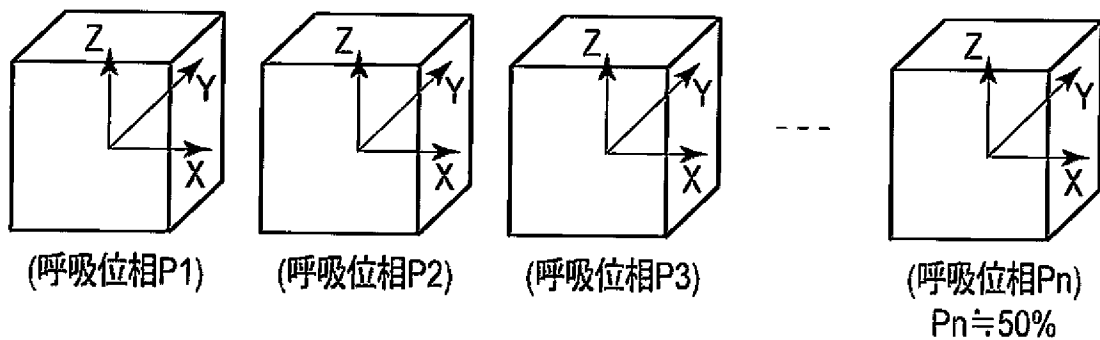
前記断面画像にそれぞれ対応する複数の断面を、前記複数のボリュームデータファイルに含まれる同一部位の位置に基づいて個々に決定する断面決定部とを具備するＸ線コンピュータ断層撮影装置。

[図1]

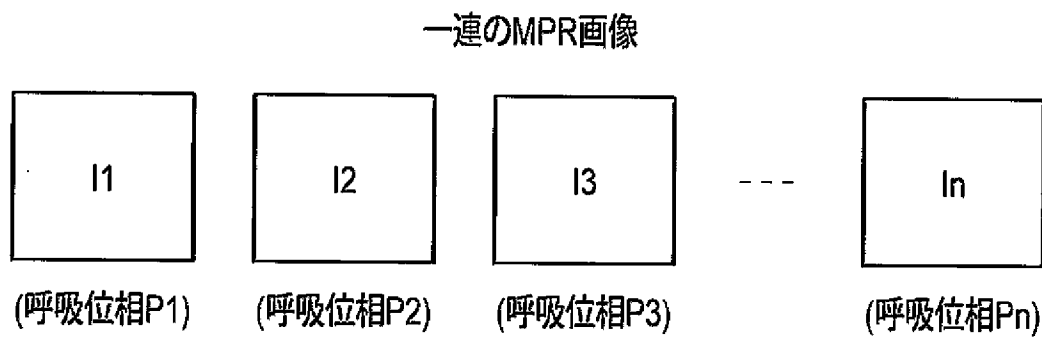


[図2]

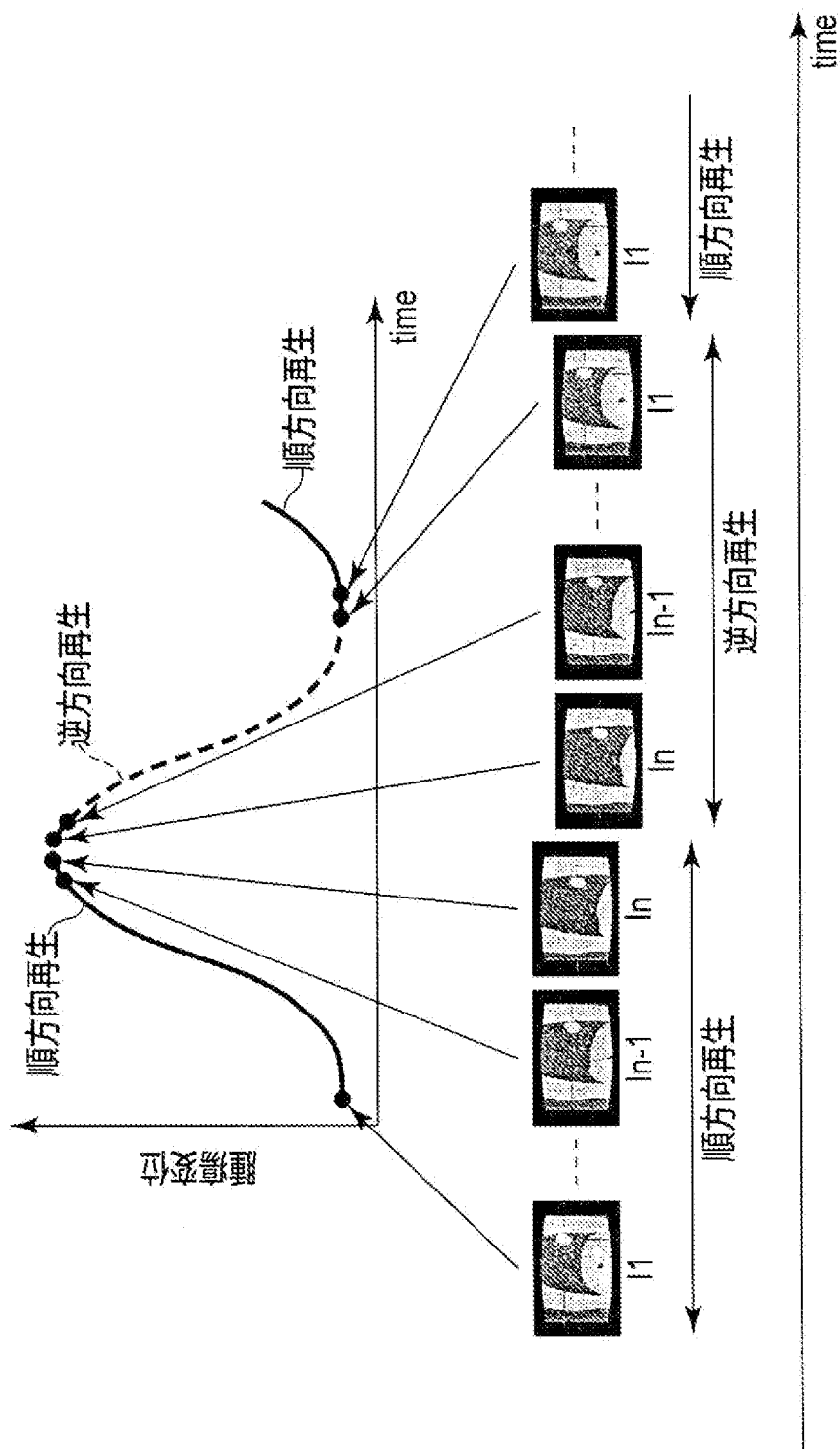
一連のボリュームデータファイル



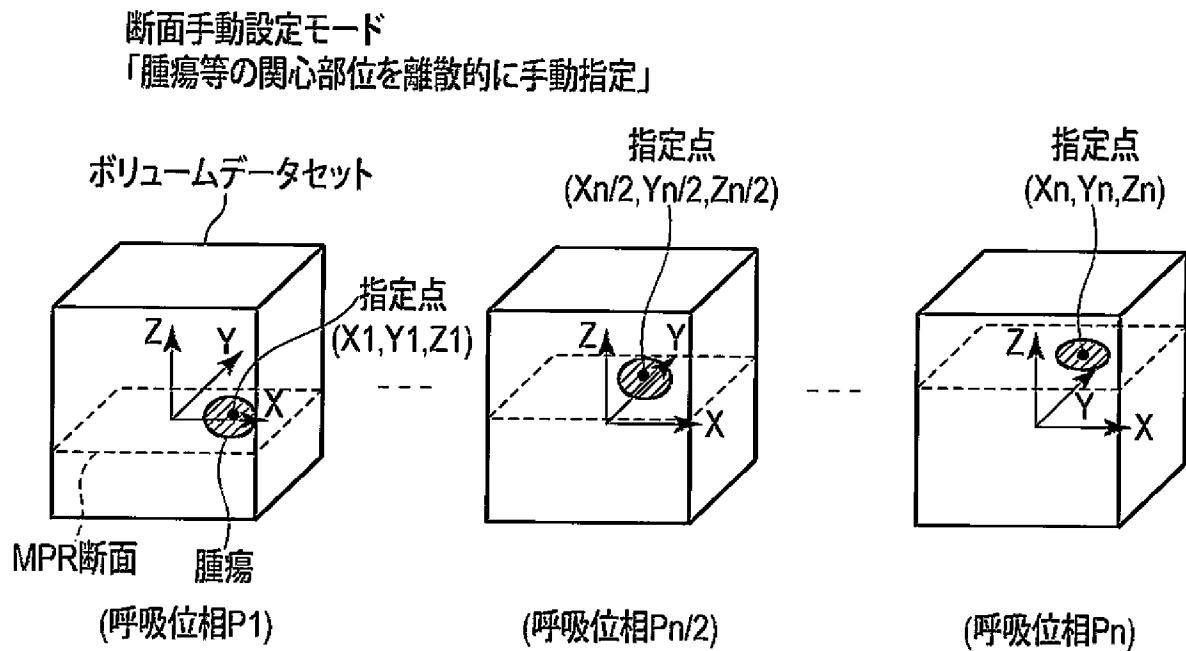
[図3]



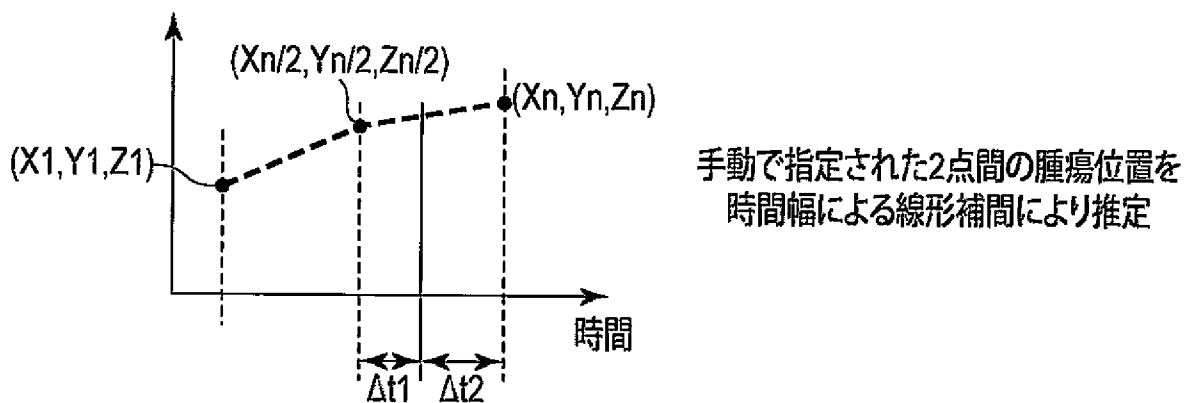
[図4]



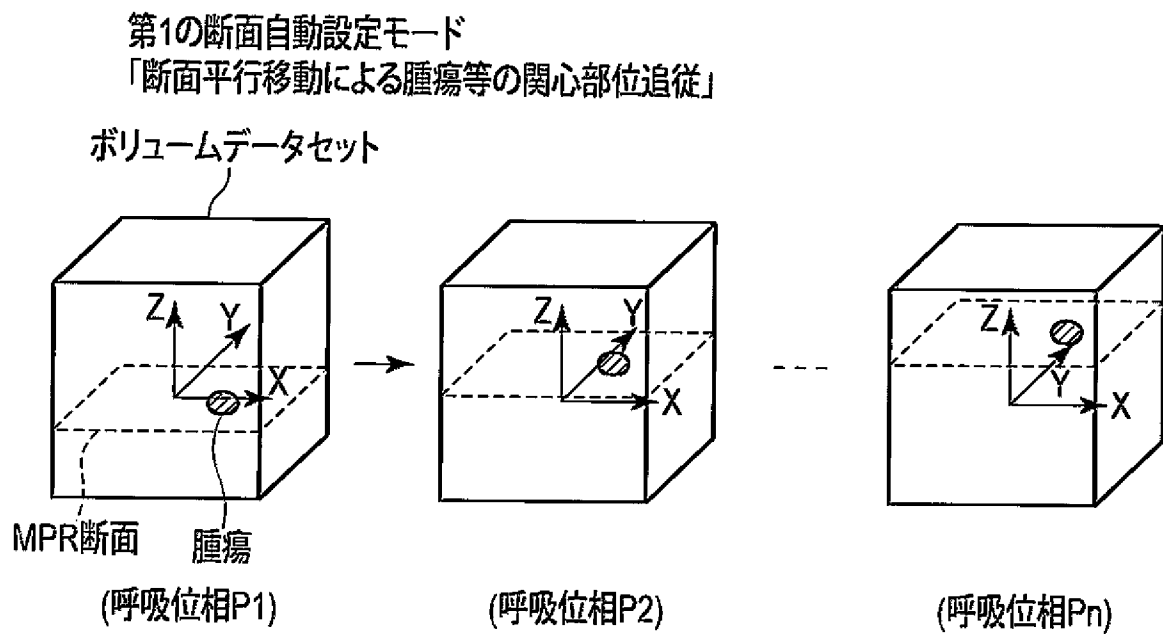
[図5]



[図6]



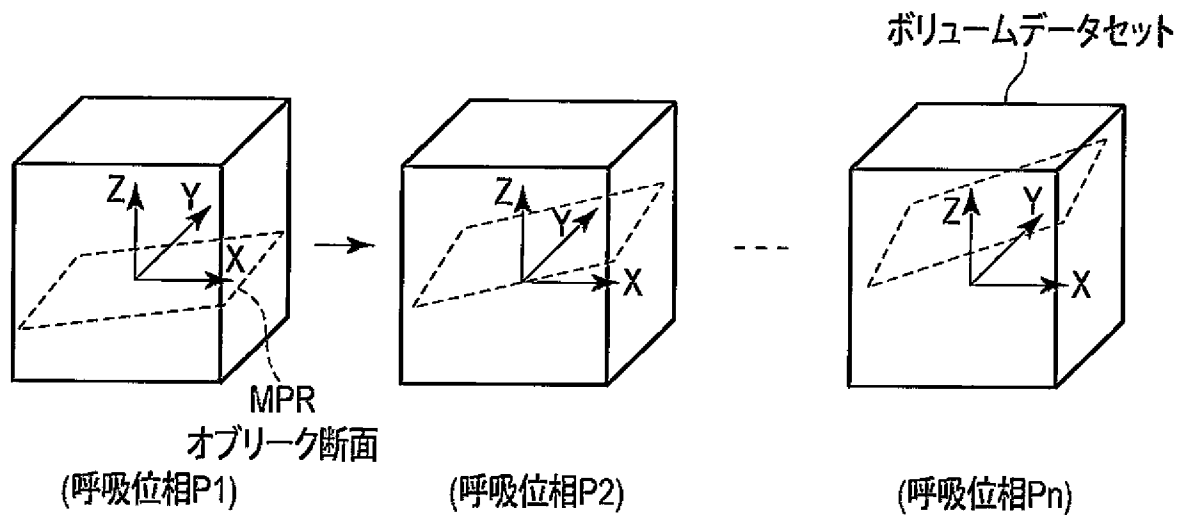
[図7]



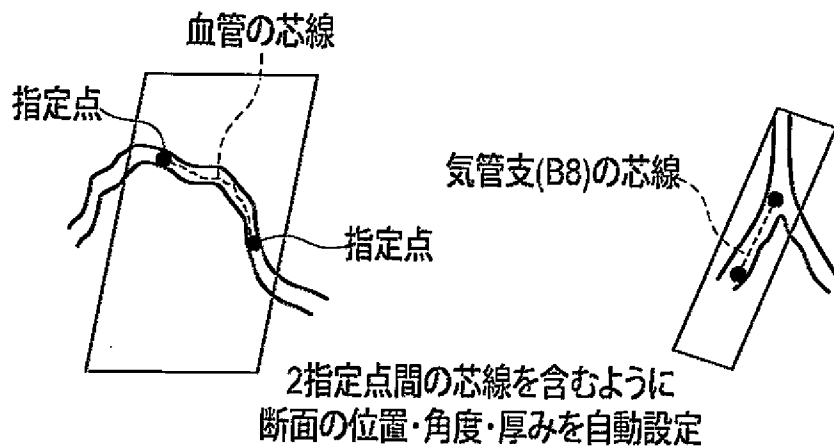
[図8]

第2の断面自動設定モード

「断面平行移動・回転による気管支・血管等の管状関心部位追従」



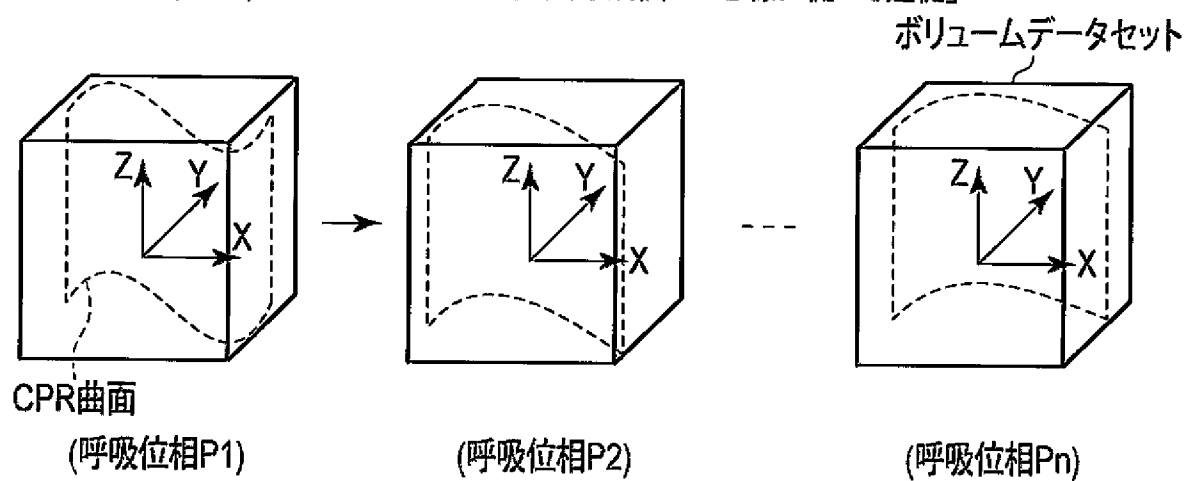
[図9]



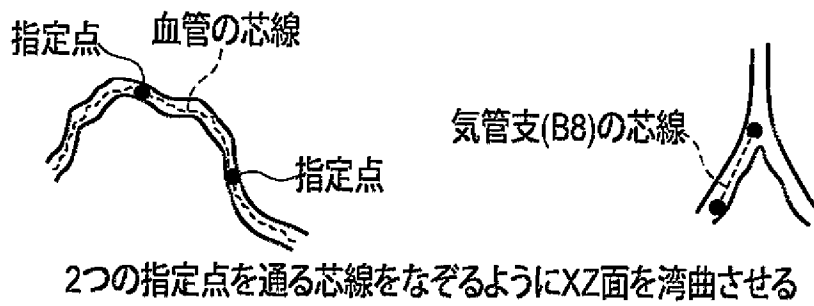
[図10]

第3の断面自動設定モード

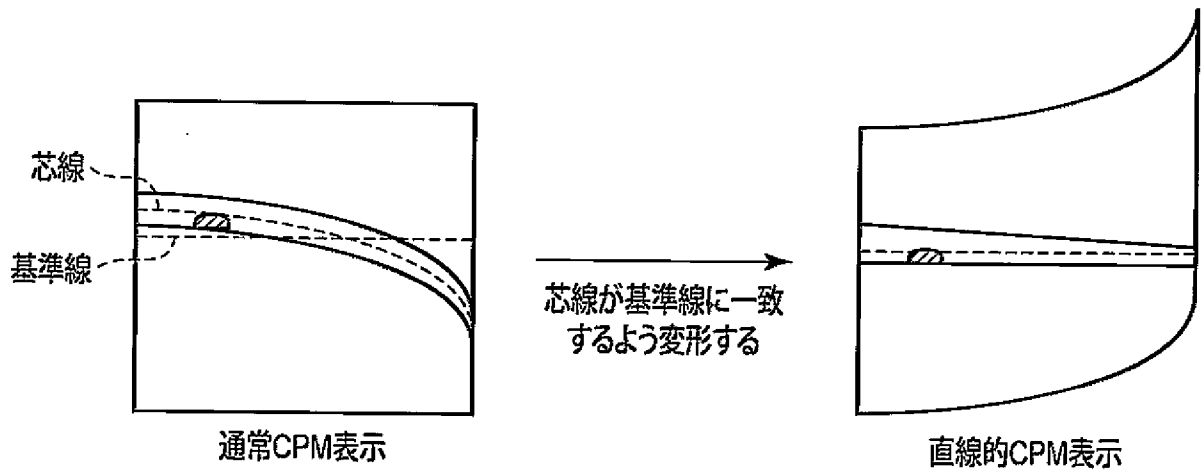
「曲面(CPM)を気管支・血管等の管状関心部位の芯線に従って追従」



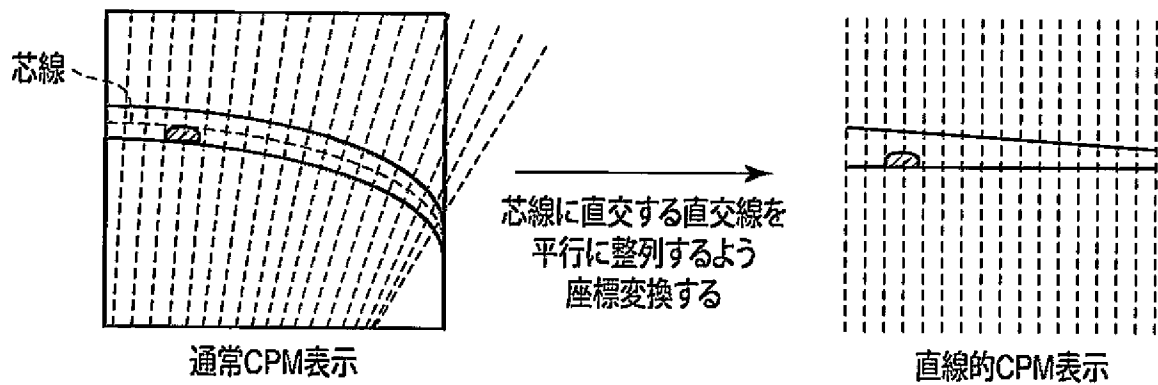
[図11]



[図12]



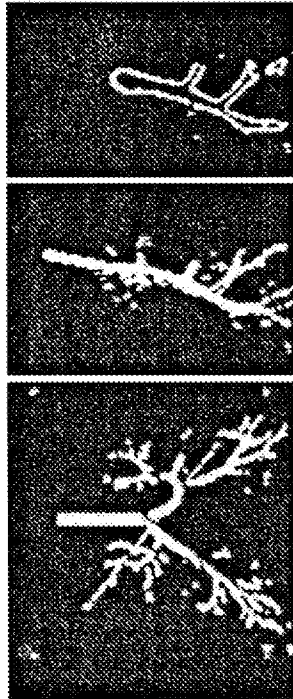
[図13]



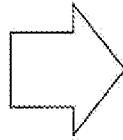
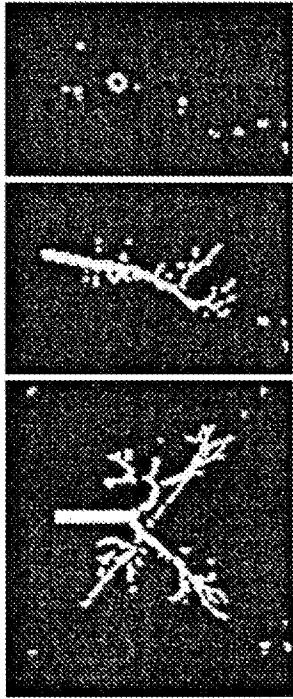
[図14]

■従来法

吸気(B8ターゲット)

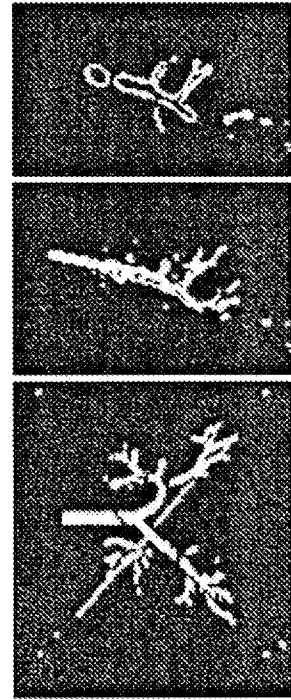


呼気(位置がずれるためB8は見えず)

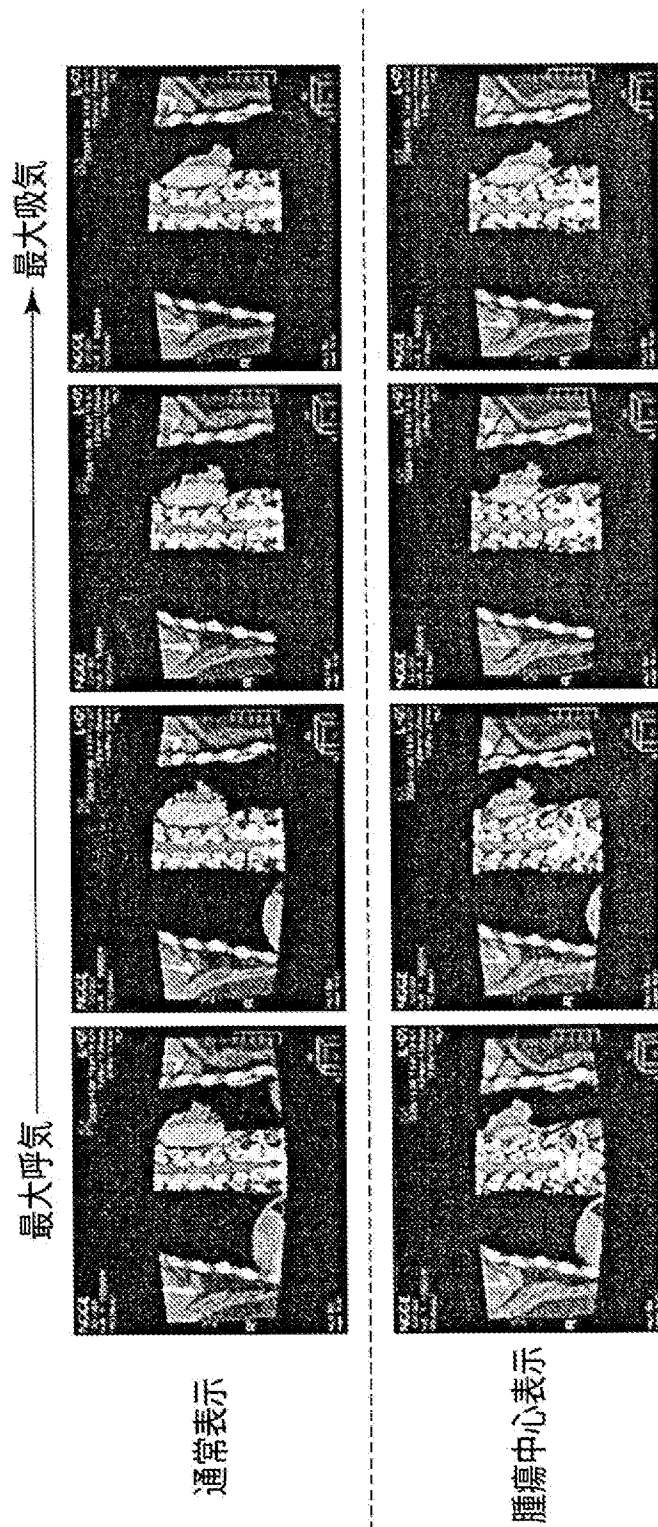


■本実施形態による表示法

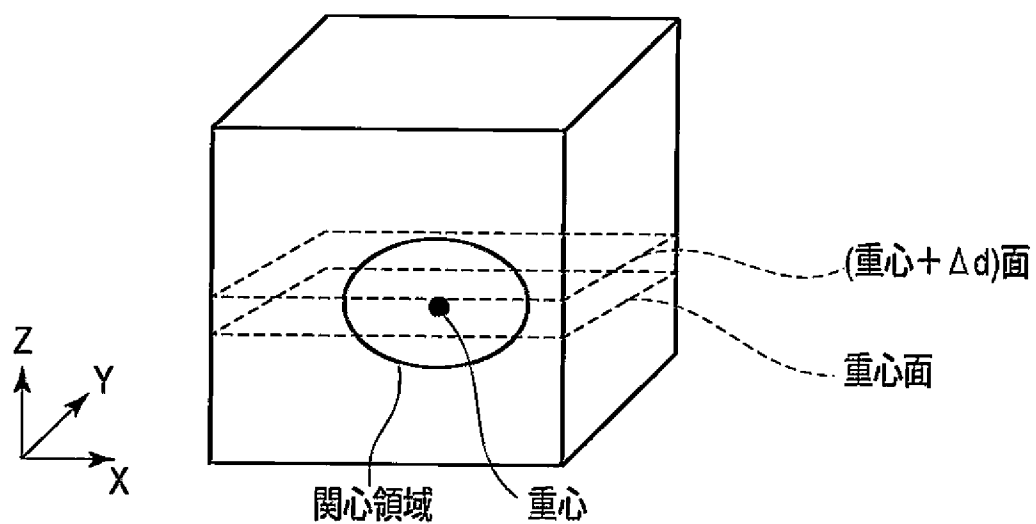
呼気で断面調整後(B8が観察可)



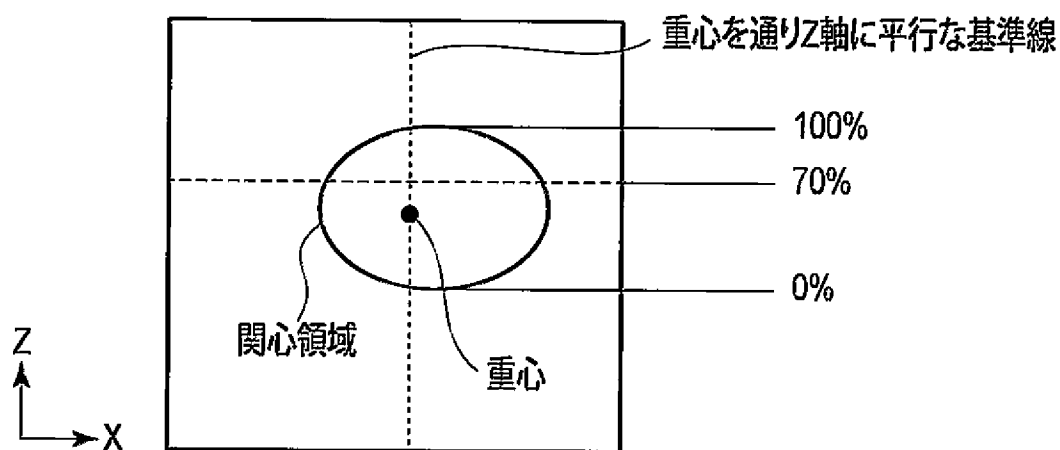
[図15]



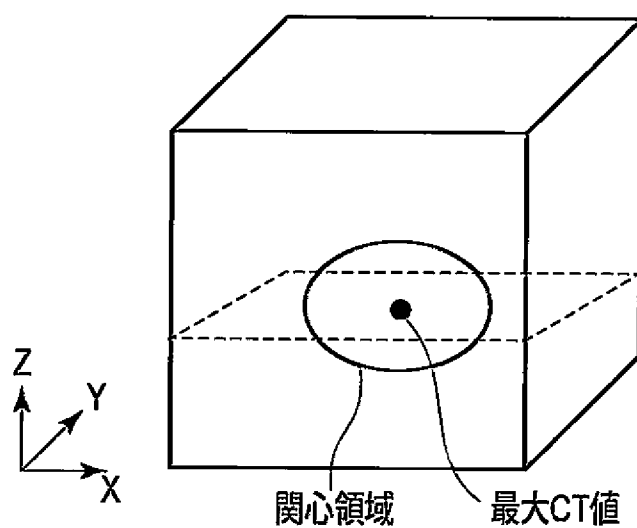
[図16]



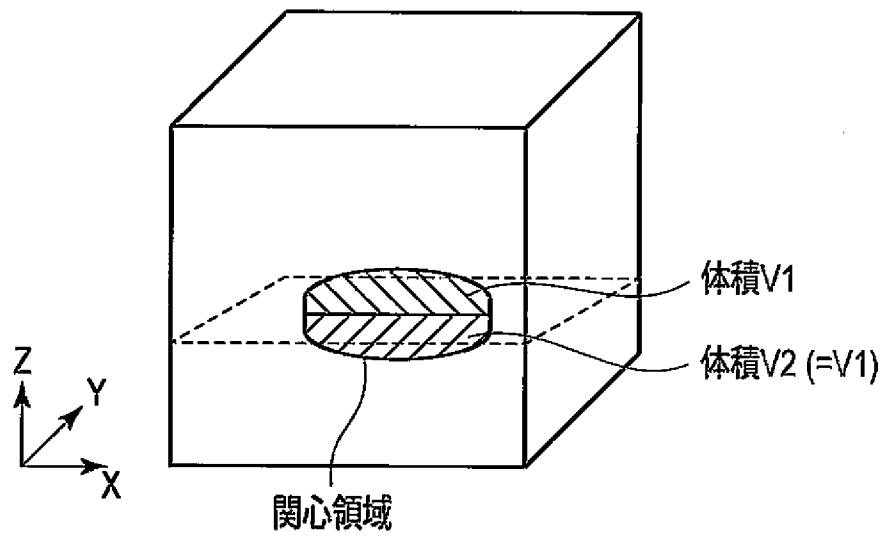
[図17]



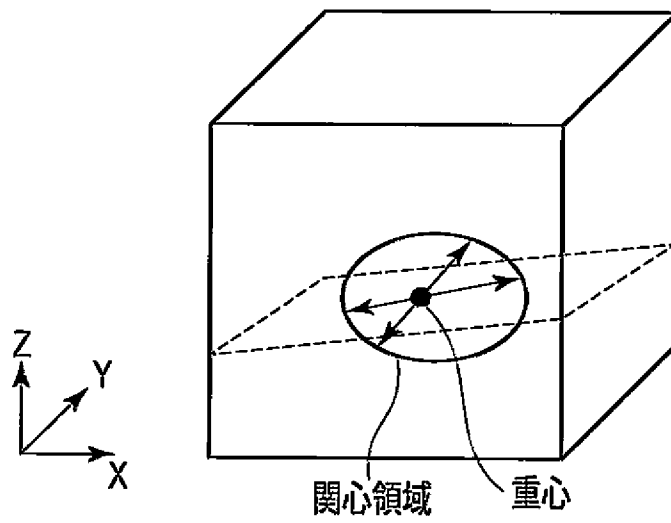
[図18]



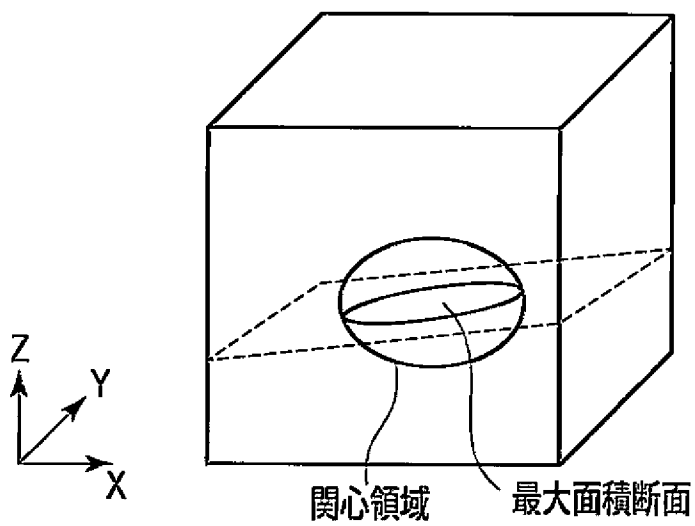
[図19]



[図20]



[図21]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073556

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03, A61B5/055, A61B8/08

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 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2007-282945 A (Toshiba Corp.), 01 November 2007 (01.11.2007), paragraphs [0005], [0011] to [0018] (Family: none)	1, 2, 8, 14, 19 6, 15-18 3-5, 7, 9
X Y A	JP 2009-153 A (Fujifilm Corp.), 08 January 2009 (08.01.2009), paragraphs [0020] to [0023], [0052] to [0056], [0063] & US 2009/0003676 A1	1-5, 7, 12, 19 6, 11, 16-18 8-10, 13-15
X Y A	JP 2006-68350 A (Toshiba Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraphs [0017] to [0020], [0025] to [0031] (Family: none)	1-2, 9, 10, 13, 19 16-18 3-8, 11-12, 14-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent 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 when the document is taken alone

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 December, 2011 (28.12.11)Date of mailing of the international search report
17 January, 2012 (17.01.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073556

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2009-207541 A (Toshiba Corp.), 17 September 2009 (17.09.2009), claim 2; paragraphs [0013], [0021] to [0025] (Family: none)	6, 11 1-5, 7-10, 12-19
Y A	JP 11-328433 A (Mitsubishi Electric Corp.), 30 November 1999 (30.11.1999), paragraphs [0004] to [0006], [0054] to [0058] & US 5970504 A & US 6144972 A & EP 788063 A3 & EP 788063 A2 & DE 69635268 D & DE 69635268 T & CN 1163440 A	15 1-14, 16-19
Y A	JP 2000-201921 A (Toshiba Corp.), 25 July 2000 (25.07.2000), paragraphs [0001] to [0002] (Family: none)	16 1-15, 17-19
Y A	JP 2007-260391 A (Toshiba Corp.), 11 October 2007 (11.10.2007), paragraph [0028]; fig. 9 & US 2007/0248319 A1	17 1-16, 18-19
Y A	JP 2005-204959 A (Canon Inc.), 04 August 2005 (04.08.2005), paragraph [0012] (Family: none)	18 1-17, 19
A	WO 2009/096290 A1 (Hitachi Medical Corp.), 06 August 2009 (06.08.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-19
P, X	JP 2011-120825 A (Fujifilm Corp.), 23 June 2011 (23.06.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1, 3, 12, 19

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, A61B8/08(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（I P C））

Int.Cl. A61B6/03, A61B5/055, A61B8/08

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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 請求項の番号
X Y A	JP 2007-282945 A（株式会社東芝）2007. 11. 01, 段落【0005】、【0011】～【0018】（ファミリーなし）	1, 2, 8, 14, 19 6, 15-18 3-5, 7, 9
X Y A	JP 2009-153 A（富士フイルム株式会社）2009. 01. 08, 段落【0020】～【0023】、【0052】～【0056】、 【0063】 & US 2009/0003676 A1	1-5, 7, 12, 19 6, 11, 16-18 8-10, 13-15

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ 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

の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

2 8 . 1 2 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

1 7 . 0 1 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

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）

松谷 洋平

2 Q

4 8 4 3

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 請求項の番号
X Y A	JP 2006-68350 A (株式会社東芝) 2006. 03. 16, 段落【0017】～【0020】、【0025】～【0031】 (ファミリーなし)	1-2, 9, 10, 13, 19 16-18 3-8, 11-12, 14-15
Y A	JP 2009-207541 A (株式会社東芝) 2009. 09. 17, 【請求項2】、段落【0013】、【0021】～【0025】 (ファミリーなし)	6, 11 1-5, 7-10, 12-19
Y A	JP 11-328433 A (三菱電機株式会社) 1999. 11. 30, 段落【0004】～【0006】、【0054】～【0058】 & US 5970504 A & US 6144972 A & EP 788063 A3 & EP 788063 A2 & DE 69635268 D & DE 69635268 T & CN 1163440 A	15 1-14, 16-19
Y A	JP 2000-201921 A (株式会社東芝) 2000. 07. 25, 段落【0001】～【0002】 (ファミリーなし)	16 1-15, 17-19
Y A	JP 2007-260391 A (株式会社東芝) 2007. 10. 11, 段落【0028】、【図9】 & US 2007/0248319 A1	17 1-16, 18-19
Y A	JP 2005-204959 A (キヤノン株式会社) 2005. 08. 04, 段落【0012】 (ファミリーなし)	18 1-17, 19
A	WO 2009/096290 A1 (株式会社 日立メディコ) 2009. 08. 06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19
P, X	JP 2011-120825 A (富士フイルム株式会社) 2011. 06. 23, 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 3, 12, 19