

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4377646号
(P4377646)

(45) 発行日 平成21年12月2日 (2009. 12. 2)

(24) 登録日 平成21年9月18日 (2009. 9. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

G O 1 R 33/32 (2006. 01)

G O 6 T 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 O G

A 6 1 B 6/03 3 6 O Q

A 6 1 B 5/05 3 8 O

A 6 1 B 8/00

G O 1 N 24/02 5 2 O Y

請求項の数 10 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-349431 (P2003-349431)
 (22) 出願日 平成15年10月8日 (2003. 10. 8)
 (65) 公開番号 特開2005-110973 (P2005-110973A)
 (43) 公開日 平成17年4月28日 (2005. 4. 28)
 審査請求日 平成18年10月10日 (2006. 10. 10)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (72) 発明者 中野 史樹
 栃木県大田原市下石上1385番地
 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 今浦 陽恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置、画像表示装置及び3次元画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して時系列的に得られた3次元画像データに対してフリスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記3次元画像データに基づいてフリスルー画像データの生成と表示を行なう画像診断装置において、
 時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の3次元画像データに基づいて画像間ズレを検出する検出手段と、
 この検出手段によって検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、
 前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成手段と、
 前記次時相のフリスルー画像データを表示する表示手段を備え、
 前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記検出手段による画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記フリスルー画像データ生成手段による前記次時相のフリスルー画像データの生成と、前記表示手段による前記次時相のフリスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴とする画像診断装置。

【請求項2】

被検体に対して時系列的に得られた3次元画像データに対してフリスルー表示用の視

点及び視線方向を設定し、設定された前記視点及び視線方向と前記３次元画像データに基づいてフライスルー画像データの生成と表示を行なう画像診断装置において、時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の３次元画像データと前記基準時相における視点及び視線方向に基づいて基準時相のフライスルー画像データ及び次時相のフライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成手段と、前記基準時相のフライスルー画像データと前記次時相のフライスルー画像データの画像間ズレを検出する検出手段と、この検出手段によって検出された画像間ズレに基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、前記基準時相のフライスルー画像データあるいは前記次時相のフライスルー画像データの少なくとも何れかを表示する表示手段を備え、前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記フライスルー画像データ生成手段による基準時相及びこの基準時相に後続する次時相のフライスルー画像データの生成と、前記検出手段による前記基準時相及び前記次時相のフライスルー画像データにおける画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記表示手段によるフライスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴とする画像診断装置。

10

【請求項３】

前記３次元画像データは、Ｘ線ＣＴ画像データ、ＭＲＩ画像データ、超音波画像データの何れかに基づいて生成されていることを特徴とする請求項１又は請求項２に記載した画像診断装置。

20

【請求項４】

前記フライスルー画像データ生成手段は、Ｘ線ＣＴ画像データ、ＭＲＩ画像データ、超音波画像データの何れかに対してボリュームレンダリング処理又はサーフェイスレンダリング処理の何れかの画像処理を行なった３次元画像データに対してフライスルー画像データを生成することを特徴とする請求項１乃至請求項３の何れか１項に記載した画像診断装置。

【請求項５】

前記検出手段は、前記基準時相のフライスルー画像データと前記次時相のフライスルー画像データの相互相関処理によって画像間ズレの検出を行なうことを特徴とする請求項１又は請求項２に記載した画像診断装置。

30

【請求項６】

前記表示手段は、前記フライスルー画像データ生成手段が生成するフライスルー画像データを用いて動画像表示することを特徴とする請求項１又は請求項２に記載した画像診断装置。

【請求項７】

被検体に対して画像診断装置が生成した時系列的な３次元画像データに対してフライスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記３次元画像データに基づいてフライスルー画像データの生成と表示を行なう画像表示装置において、

40

時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の３次元画像データに基づいて画像間ズレを検出する検出手段と、

この検出手段によって検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、

前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成手段と、

前記次時相のフライスルー画像データを表示する表示手段を備え、

前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記検出手段による画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記フライスルー

50

画像データ生成手段による前記次時相のフライスルー画像データの生成と、前記表示手段によるフライスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴とする画像表示装置。

【請求項 8】

被検体に対して画像診断装置が生成した時系列的な 3 次元画像データに対してフライスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定された前記視点及び視線方向と前記 3 次元画像データに基づいてフライスルー画像データの生成と表示を行なう画像表示装置において、

時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の 3 次元画像データと前記基準時相における視点及び視線方向に基づいて基準時相のフライスルー画像データ及び次時相のフライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成手段と、前記基準時相のフライスルー画像データと前記次時相のフライスルー画像データの画像間ズレを検出する検出手段と、

この検出手段によって検出された画像間ズレに基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、

前記基準時相のフライスルー画像データあるいは前記次時相のフライスルー画像データの少なくとも何れかを表示する表示手段を備え、

前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記フライスルー画像データ生成手段による基準時相及びこの基準時相に後続する次時相のフライスルー画像データの生成と、前記検出手段による前記基準時相及び前記次時相のフライスルー画像データにおける画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記表示手段によるフライスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴とする画像表示装置。

【請求項 9】

被検体に対して時系列的に得られた 3 次元画像データに対してフライスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記 3 次元画像データに基づいてフライスルー画像データの生成と表示を行なう 3 次元画像表示方法であって、

(a) 時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の 3 次元画像データに基づいて画像間ズレを検出するステップと、

(b) 検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定するステップと、

(c) 前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフライスルー画像データを生成するステップと、

(d) 前記次時相のフライスルー画像データを表示するステップと、

(e) 前記次時相を新たな基準時相に設定し、ステップ (a) 乃至ステップ (d) を繰り返して実行するステップを

有することを特徴とする 3 次元画像表示方法。

【請求項 10】

被検体に対して時系列的に得られた 3 次元画像データに対してフライスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定された前記視点及び視線方向と前記 3 次元画像データに基づいてフライスルー画像データの生成と表示を行なう 3 次元画像表示方法であって、

(a) 時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の 3 次元画像データと前記基準時相における視点及び視線方向に基づいて基準時相のフライスルー画像データ及び次時相のフライスルー画像データを生成するステップと、

(b) 前記基準時相のフライスルー画像データと前記次時相のフライスルー画像データの画像間ズレを検出するステップと、

(c) 前記画像間ズレに基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定するステップと、

(d) 前記基準時相のフライスルー画像データあるいは前記次時相のフライスルー画像データの少なくとも何れかを表示するステップと、

(e) 前記次時相を新たな基準時相に設定し、ステップ (a) 乃至ステップ (d) を繰り返して実行するステップを

有することを特徴とする 3 次元画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、画像診断装置、画像表示装置及び 3 次元画像表示方法に係り、特に仮想内視鏡的画像データによる動画像表示が可能な画像診断装置、画像表示装置及び 3 次元画像表示方法に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

医用画像診断技術は、1970年代のコンピュータ技術の発展に伴って実用化された X 線 CT 装置や MRI 装置などによって急速な進歩を遂げ、今日の医療において必要不可欠なものとなっている。特に近年の X 線 CT 装置や MRI 装置では生体情報の検出装置や演算処理装置の高速化、高性能化に伴い、画像データのリアルタイム表示が可能となり、更に、3 次元画像データの生成と表示も容易に行なわれるようになった。

【 0 0 0 3 】

例えば、X 線 CT 装置においては、X 線を照射する X 線管と照射された X 線を検出する X 線検出器を被検体の周囲に対向して配置し、更に、この被検体を前記 X 線管及び X 線検出器に対して体軸方向（スライス方向）に相対移動することによって、被検体の複数スライス断面における X 線投影データを収集し、これらの X 線投影データに基づいて 3 次元画像データ（ボリュームデータ）の生成を行なっている。

【 0 0 0 4 】

又、被検体を体軸方向に連続移動しながら X 線投影データの収集を行なう、所謂ヘリカル走査方式を用いることによって 3 次元画像データの生成に要する時間は更に短縮されつつある。

【 0 0 0 5 】

一方、上述の方法によって得られた 3 次元画像データの例えば管腔臓器内に観察者の視点を仮想的に設定し、この視点から観察される臓器表面を 3 次元画像データとして生成して表示する仮想内視鏡モード（以下、フライスルー表示法）が既に実用化されている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 0 0 0 6 】

このフライスルー表示法の開発により、内視鏡的な画像を体外から収集された 3 次元画像データに基づいて生成することが可能となったため、被検体に対する侵襲度が大幅に低減され、更に、任意の部位に対する視点設定を容易に行なうことができるため、高精度の検査を安全且つ効率的に行なうことが可能となった。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 5 1 2 0 7 号公報（第 4 - 5 頁、第 1 - 2 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

従来のフライスルー表示法は、1つの時相において収集された 3 次元画像データに基づいて行なわれていたため、この表示法を適用して動画像を表示することは困難であった。フライスルー表示法による動画像表示を困難にしてきた第 1 の理由は、3 次元画像データの生成における時間的制約、即ち、3 次元画像データの実時間生成が困難であったことである。

【 0 0 0 8 】

又、第 2 の理由は、3 次元画像データにおける管腔臓器内の所望の位置に予め設定された視点の位置は、被検体の呼吸性移動や拍動性移動、更には体動に伴う管腔臓器の移動によって相対的に移動し、最悪の場合には管腔構造の外部に移動してしまう場合がある。このため、移動や体動の激しい管腔臓器に対して安定したフライスルー表示を行なうことは

10

20

30

40

50

困難であった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされるものであり、その目的は、被検体に対して時系列的に得られた３次元画像データに基づいてフリスルー表示を行なう際、フリスルー用画像データによる安定した動画像表示を可能とする画像診断装置、画像表示装置及び３次元画像表示方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するために、請求項１に係る本発明の画像診断装置は、被検体に対して時系列的に得られた３次元画像データに対してフリスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記３次元画像データに基づいてフリスルー画像データの生成と表示を行なう画像診断装置において、時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の３次元画像データに基づいて画像間ズレを検出する検出手段と、この検出手段によって検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、

前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成手段と、前記次時相のフリスルー画像データを表示する表示手段を備え、前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記検出手段による画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記フリスルー画像データ生成手段による前記次時相のフリスルー画像データの生成と、前記表示手段による前記次時相のフリスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴としている。

【 0 0 1 1 】

又、請求項７に係る本発明の画像表示装置は、被検体に対して画像診断装置が生成した時系列的な３次元画像データに対してフリスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記３次元画像データに基づいてフリスルー画像データの生成と表示を行なう画像表示装置において、時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の３次元画像データに基づいて画像間ズレを検出する検出手段と、この検出手段によって検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成手段と、前記次時相のフリスルー画像データを表示する表示手段を備え、前記次時相を新たな基準時相に設定し、前記検出手段による画像間ズレの検出と、前記視点・視線方向設定手段による前記次時相の視点及び視線方向の設定と、前記フリスルー画像データ生成手段による前記次時相のフリスルー画像データの生成と、前記表示手段によるフリスルー画像データの表示を繰り返して実行することを特徴としている。

【 0 0 1 2 】

一方、請求項９に係る本発明の３次元画像表示方法は、被検体に対して時系列的に得られた３次元画像データに対してフリスルー表示用の視点及び視線方向を設定し、設定した前記視点及び視線方向と前記３次元画像データに基づいてフリスルー画像データの生成と表示を行なう３次元画像表示方法であって、（ａ）時系列的に得られた基準時相及びこの基準時相に後続した次時相の３次元画像データに基づいて画像間ズレを検出するステップと、（ｂ）検出された画像間ズレと予め設定された基準時相における視点及び視線方向に基づいて前記次時相における視点及び視線方向を設定するステップと、（ｃ）前記次時相における視点及び視線方向に基づいて次時相のフリスルー画像データを生成するステップと、（ｄ）前記次時相のフリスルー画像データを表示するステップと、（ｅ）前記次時相を新たな基準時相に設定し、ステップ（ａ）乃至ステップ（ｄ）を繰り返して実行するステップを有することを特徴としている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、被検体に対して時系列的に得られた３次元画像データを用いて行なわれるフリスルー表示において、正確かつ安定したフリスルー表示用画像データによる動画像表示が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例１】

【0015】

10

以下に述べる本発明の第１の実施例では、Ｘ線検出素子が２次元配列されているＸ線検出器を有したマルチスライス方式のＸ線ＣＴ装置を用い、被検体の複数のスライス面に対するＸ線投影データ（以下、投影データと呼ぶ。）を連続して収集する。そして、得られた投影データに対して３次元画像データを生成し、更に、時間的に連続して得られる３次元画像データの管腔臓器内に設定された視点及び視線方向に基づいて前記３次元画像データから管腔臓器のフリスルー表示用画像データ（以下、フリスルー画像データと呼ぶ。）の生成と表示を行なう。

【0016】

尚、本実施例における画像診断装置として、Ｘ線ＣＴ装置を例に説明するが、本発明はＸ線ＣＴ装置に限定されるものではなく、例えば、ＭＲＩ装置や超音波診断装置のような他の画像診断装置であってもよい。

20

【0017】

（画像診断装置の構成）

以下、本発明の第１の実施例における画像診断装置の構成につき図１を用いて説明する。

【0018】

図１は、本実施例における画像診断装置の全体構成を示すブロック図であり、Ｘ線ＣＴ装置を具体例とした画像診断装置１００は、被検体３０を載置して被検体３０の周囲で回転動作する架台回転部２の開口部に挿入する寝台１と、寝台１及び架台回転部２の移動や回転を実行させる寝台・架台機構部３を備え、更に、寝台・架台機構部３を制御する機構制御部４と、被検体３０に対してＸ線を照射するＸ線発生部５と、被検体３０を透過したＸ線データを収集する投影データ収集部６を備えている。

30

【0019】

又、画像診断装置１００は、投影データ収集部６で収集された投影データを再構成して３次元画像データを生成する３次元画像データ生成部７と、前記３次元画像データからフリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成部８と、生成された画像データを表示する表示部９と、各種条件の設定や各種コマンドを入力する入力部１０と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部１１を備えている。

【0020】

そして、寝台１は、寝台・架台機構部３の駆動により、その長手方向にスライド可能な天板を有し、通常、被検体３０は、その体軸方向がこの天板の長手方向にほぼ一致するように載置される。又、機構制御部４は、システム制御部１１からの制御信号により、寝台１の天板の長手方向への移動や架台回転部２の回転速度などを制御する。

40

【0021】

一方、Ｘ線発生部５は、被検体３０に対しＸ線を照射するＸ線管１３と、このＸ線管１３の陽極と陰極の間に印加する高電圧を発生する高電圧発生器１２と、Ｘ線管１３から照射されるＸ線をコリメートするＸ線絞り器１４と、架台回転部２に据付けられたＸ線管１３に電力を供給するためのスリップリング１５を備えている。

【0022】

Ｘ線管１３は、Ｘ線を発生する真空管であり、高電圧発生器１２から供給される高電圧

50

により電子を加速させ、タングステンターゲットに衝突させてX線を発生させる。又、X線絞り器14は、X線管13と被検体30の間に位置し、X線管13から放射されるX線ビームを所定の受像サイズに絞り込む機能を有している。例えば、X線管13から放射されるX線ビームを有効視野領域(FOV)に基づいてコーンビーム(四角錐)状、又はファンビーム状のX線ビームに成形する。

【0023】

一方、投影データ収集部6は、被検体30を透過したX線を検出するX線検出器16と、このX線検出器16からの信号を所定のチャンネル数に束ねるスイッチ群17と、スイッチ群17からの出力信号をA/D変換するデータ収集回路(以下、DAS(data acquisition system)と呼ぶ。)18と、DAS18の出力を非接触で3次元画像データ生成部7に供給するデータ伝送回路19を備えている。

10

【0024】

そして、X線管13、X線絞り器14、スリップリング15及び投影データ収集部6は、架台固定部に対して回転可能な架台回転部2に設けられ、機構制御部4の駆動制御信号により、被検体30の体軸にほぼ平行な回転中心軸(Z軸)の周りで1回転/秒乃至2回転/秒の高速回転が行なわれる。

【0025】

次に、投影データ収集部6におけるX線検出器16では、シンチレータとフォトダイオードを有したX線検出素子が2次元配列されている。マルチスライス方式のX線検出器16は、被検体30の体軸方向であるスライス方向(Z方向)に対して、例えば80素子、又、前記スライス方向に直交するチャンネル方向(X方向)に対して24素子のX線検出素子が配置されている。但し、チャンネル方向に配列されたX線検出素子は、実際には、X線管13の焦点を中心とした円弧に沿って架台回転部2に装着されている。

20

【0026】

投影データ収集部6のスイッチ群17は、X線検出器16にて検出される信号をDAS18へ転送する際、スライス方向におけるX線検出素子からの受信信号を所定チャンネル数に「データ束ね」してDAS18に供給する。即ち、後述するスライス方向のスライス間隔は、この「データ束ね」によって決定される。

【0027】

DAS18は、複数チャンネルの受信部を有し、この受信部は、X線検出器16からの電流信号を電圧に変換し、更に、図示しないA/D変換器によってデジタル信号に変換して投影データを生成する。

30

【0028】

データ伝送回路19は、DAS18から出力された投影データを、例えば、光通信手段により後述する3次元画像データ生成部7の投影データ記憶回路20に保存する。尚、このデータ伝送方法は、回転体と固定体の間の信号伝送が可能であれば他の方法に替えることが可能であり、例えば、既に述べたスリップリングを使用してもよい。但し、X線検出器16では、1回転(約1秒)の間に2次元投影データの検出が行われており、このような膨大な投影データの伝送を実現するために、DAS18及びデータ伝送回路19には高速処理機能が要求される。

40

【0029】

次に、3次元画像データ生成部7は、投影データ記憶回路20と、再構成演算回路21を備えている。投影データ記憶回路20は、X線検出器16にて検出されデータ伝送回路19を介して送られてくる投影データを保存する記憶回路であり、被検体30の複数のスライス面に対して収集された投影データが保存される。又、再構成演算回路21は、投影データ記憶回路20に保存されている投影データを読み出しスライス方向においてデータ補間処理を行なった後、再構成処理を施してスライス方向において複数枚のアキシャル画像データ、あるいは3次元画像データを生成する。更に、再構成演算回路21は、再構成された3次元画像データに対して臓器の表面や境界面を強調表示するためのボリュームレンダリング処理を行なう。尚、以下では上記処理後の画像データを3次元画像データと呼

50

ぶ。

【 0 0 3 0 】

一方、フライスルー画像データ生成部 8 は、M P R 画像データ生成回路 2 5 と、視点、視線方向設定回路 2 3 と、フライスルー処理回路 2 4 と、画像データ記憶回路 2 2 を備えている。

【 0 0 3 1 】

M P R 画像データ生成回路 2 5 は、3 次元画像データ生成部 7 において生成された 3 次元画像データを用い、所定方向に設定された複数の画像断面における M P R (Multi-Planar-Reconstruction) 画像データを生成する。例えば、被検体 3 0 の体軸方向 (Z 方向) に垂直な X - Y 平面と、この X - Y 平面に対して直交する X - Z 平面及び Y - Z 平面における M P R 画像データを生成する。

10

【 0 0 3 2 】

次に、視点、視線方向設定回路 2 3 は、演算回路と記憶回路を備え、表示部 9 に表示された複数の M P R 画像データにおいて初期設定されたフライスルー表示のための視点及び視線方向に関する情報を前記記憶回路に一旦記憶し、次いで、設定された前記視点及び視線方向の初期設定情報に基づいて得られた隣接時相間のフライスルー画像データにおける画像間ズレを検出することによって視点及び視線方向の更新を行なう。

【 0 0 3 3 】

又、フライスルー処理回路 2 4 は、画像データ記憶回路 2 2 に保存されている所定時相の 3 次元画像データと、この 3 次元画像データを用いて算出され視点、視線方向設定回路 2 3 の記憶回路に保存されているフライスルー表示用の視点及び視線方向の情報を時相単位で読み出し、フライスルー画像データを生成する。

20

【 0 0 3 4 】

そして、画像データ記憶回路 2 2 は、3 次元画像データ生成部 7 の再構成演算回路 2 1 によって生成された 3 次元画像データや M P R 画像データ生成回路 2 5 によって生成された M P R 画像データ、更にはフライスルー処理回路 2 4 によって生成されたフライスルー画像データを夫々の記憶領域に保存する。

【 0 0 3 5 】

表示部 9 は、表示データ生成回路 2 6 と、変換回路 2 7 と、モニタ 2 8 を備えている。表示データ生成回路 2 6 は、画像データ記憶回路 2 2 に保存されている M P R 画像データやフライスルー画像データと、これらの画像データに関する付帯情報を重畳して表示用データを生成する。そして、この表示用データは、変換回路 2 7 にて D / A 変換とテレビフォーマット変換がなされた後、モニタ 2 8 に表示される。尚、表示部 9 のモニタ 2 8 と入力部 1 0 を用いることによって、操作者は装置との対話が可能になっている。

30

【 0 0 3 6 】

一方、入力部 1 0 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、操作者は、投影データの収集に先立ち、入力部 1 0 を介して投影データ収集条件、再構成条件、画像表示条件などの種々の設定を行なう。

【 0 0 3 7 】

投影データ収集条件には、撮影部位、スキャン方式、スライス間隔、スライス数、管電圧 / 管電流、撮影領域サイズ、スキャン間隔、ビュー間隔、撮影時間 (T x) などがある。尚、スキャン間隔は、所定のスライス位置で撮影される複数枚の画像データの撮影時間間隔であり、又、ビュー間隔は、X 線管 1 3 及び X 線検出器 1 6 の回転方向におけるデータ収集間隔である。

40

【 0 0 3 8 】

一方、再構成条件には、再構成方式、再構成領域サイズ、再構成マトリクスサイズ、スライス方向における画像データ間隔や画像データ枚数などがある。又、画像表示条件として、M P R 画像データやフライスルー画像データの表示方法、更には、これらの画像データの表示に必要な画像処理法がある。

50

【 0 0 3 9 】

更に、表示部 9 に表示された M P R 画像におけるフライスルー表示用の視点及び視線方向の設定、更には、各種のコマンド信号の入力も、入力部 1 0 の入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 4 0 】

システム制御部 1 1 は、図示しない C P U と記憶回路を備えており、入力部 1 0 から送られてくる各種設定条件や、各種コマンド信号を内部の記憶回路に一旦保存する。そして、入力部 1 0 からの指示に従って、機構制御部 4、X 線発生部 5、投影データ収集部 6、3 次元画像データ生成部 7、フライスルー画像データ生成部 8 及び表示部 9 などの各ユニットを統括的に制御する。

10

【 0 0 4 1 】

(フライスルー画像データの生成手順)

次に、本発明の第 1 の実施例におけるフライスルー画像データの生成手順につき図 1 ~ 図 7 を用いて説明する。尚、図 2 は本実施例におけるフライスルー画像データの生成手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 2 】

装置の操作者は、投影データの収集に先立って、上述の投影データ収集条件、再構成条件、画像表示条件等を入力部 1 0 において設定し、システム制御部 1 1 は、設定されたこれらの条件を図示しない記憶回路に保存する。

【 0 0 4 3 】

20

図 3 に、本実施例における投影データの収集方法を示す。この実施例では、既に述べたようにスライス方向（体軸方向）における X 線検出素子数が 8 0 の X 線検出器 1 6 を用い、寝台 1 をスライス方向に固定した状態で 8 0 スライス面における投影データを収集する。例えば、スライス方向の配列間隔が 1 m m の X 線検出素子を有した X 線検出器 1 6 を被検体 3 0 の周囲で回転させながら、X 線管 1 3 が照射する X 線を検出することによって、スライス間隔 Z が 1 m m のスライス位置 Z 1 乃至 Z 8 0 における投影データを収集する。

【 0 0 4 4 】

上記諸条件の設定が終了したならば、寝台 1 の天板上に被検体 3 0 を載せ、この被検体 3 0 の検査部位に架台回転部 2 のスライス位置 Z = Z 1 乃至 Z 8 0 が対応するように、被検体 3 0 をスライス方向の所望の位置に移動する（図 2 のステップ S 1 ）。

30

【 0 0 4 5 】

次いで、操作者は、入力部 1 0 において投影データの収集と 3 次元画像データの生成を行なうためのコマンド信号を入力する。このコマンド信号を入力部 1 0 から受信したシステム制御部 1 1 は、機構制御部 4 を介して寝台・架台機構部 3 に制御信号を供給し、X 線管 1 3 と X 線検出器 1 6 が対向して取り付けられた架台回転部 2 を被検体 3 0 の周囲で 1 回転 / 秒 ~ 2 回転 / 秒の速度で回転させた状態で、X 線の照射と検出を繰り返して投影データの収集を行なう。

【 0 0 4 6 】

被検体 3 0 への X 線照射に際して、高電圧発生器 1 2 は、システム制御部 1 1 の図示しない記憶回路に保存されている管電圧、及び管電流の設定条件に従って、X 線照射に必要な電力（管電圧と管電流）を X 線管 1 3 に供給する。X 線管 1 3 は、この電力の供給を受け、被検体 3 0 に向けてファンビーム X 線を照射する。

40

【 0 0 4 7 】

X 線管 1 3 から照射され被検体 3 0 を透過した X 線は、投影データ収集部 6 の X 線検出器 1 6 によって検出される。即ち、被検体 3 0 を透過した X 線は、スライス方向の素子数が 8 0、チャンネル方向の素子数が 2 4 の X 線検出器 1 6 において透過線量に比例した電荷（電流）に変換される。更に、この電流は、D A S 1 8 に供給されて電圧に変換された後 A / D 変換され、例えば 8 0 スライス分の投影データが生成される。

【 0 0 4 8 】

50

この投影データは、架台回転部 2 に装着されたデータ伝送回路 19 の送信部に送られて光信号に変換され、空中を介して架台固定部に取りつけられたデータ伝送回路 19 の受信部にて受信される。そして、受信して得られた投影データは、3 次元画像データ生成部 7 の投影データ記憶回路 20 に保存される。

【0049】

被検体 30 に対する X 線の照射と X 線透過データの検出は、X 線管 13 及び X 線検出器 16 を被検体 30 の周囲で回転させながら行なわれ、例えば 1000 回 / 回転の頻度で被検体 30 に X 線が照射される場合には、80 のスライスに対して 80000 / 秒 ~ 160000 / 秒の投影データが収集される。そして、各スライス位置 ($Z = Z1$ 乃至 $Z80$) において収集された投影データは投影データ記憶回路 20 に保存され、検査領域における投影データの収集と保存を終了する (図 2 のステップ S2)。

10

【0050】

次に、3 次元画像データ生成部 7 の再構成演算回路 21 は、投影データ記憶回路 20 に保存されている投影データを、例えば 180 度 + ファンビーム角度の範囲で読み出し、必要に応じてスライス方向の補間処理を行なった後、再構成処理を行なって 3 次元画像データを生成する。

【0051】

更に、再構成演算回路 21 は、システム制御部 11 より供給される画像処理法の設定データに基づいて、前記 3 次元画像データに対してボリュームレンダリング処理を施し、体表面や臓器境界面等の輪郭強調を可能とした 3 次元画像データを生成する。そして、画像処理後の 3 次元画像データを画像データ記憶回路 22 の 3 次元画像データ記憶領域に保存する。(図 2 のステップ S3)。

20

【0052】

次に、操作者は、MPR 画像データ及びフライスルー画像データの表示コマンドを入力部 10 より入力する。図 4 は、初期設定された画像表示条件に従って表示部 9 のモニタ 28 に表示される管腔臓器 64 の MPR 画像断面を示す。即ち、互いに直交する X - Z 平面上の MPR 画像 A61、Y - Z 平面上の MPR 画像 B62、及び X - Y 平面上の MPR 画像 C63 がモニタ 28 に表示される。

【0053】

図 5 は、モニタ 28 に表示される MPR 画像 A61 乃至 MPR 画像 C63 と、これらの MPR 画像上で設定される視点 65a 乃至 65c 及び視線方向 66a 乃至 66c に基づいて得られるフライスルー画像 67 を示す。

30

【0054】

即ち、モニタ 28 の右側には上部より、MPR 画像 A61、MPR 画像 B62 及び MPR 画像 C63 の初期画像が表示され、夫々の画像上には互いに関連付けられた視点 65a 乃至 65c 及び視線方向 66a 乃至 66c の初期状態が表示されている。尚、上記初期状態は、システム制御部 11 の記憶回路に予め保存されている画像表示条件に基づいて設定される。

【0055】

一方、モニタ 28 の左側には、前記 MPR 画像 A61 乃至 MPR 画像 C63 に設定されている視点 65a 乃至 65c 及び視線方向 66a 乃至 66c の初期状態に基づいて前記 3 次元画像データから生成されたフライスルー画像 67 が表示される。

40

【0056】

尚、上述の視点 65 はフライスルー画像を得る際の仮想的な視点の位置であり、又、視線方向 65 の矢印は、前記視点 65 とフライスルー画像の中央部 (以下、注目点と呼ぶ) 68 を結ぶ方向ベクトルである。

【0057】

そして、例えば、MPR 画像 A61 の視点 65a を入力部 10 の入力デバイスを用いて任意の方向にドラッグすることによって、視点 65a の新たな X 座標における Y - Z 平面上の MPR 画像 B62 が、又、視点 65a の新たな Z 座標における X - Y 平面上的 MPR

50

画像 C 6 3 が夫々表示される。

【 0 0 5 8 】

同様にして、M P R 画像 B 6 2 の視点 6 5 b を任意の方向にドラッグすることによって、視点 6 5 b の新たな Y 座標及び Z 座標における M P R 画像 B 6 2 と M P R 画像 C 6 3 が、又、M P R 画像 C 6 3 の視点 6 5 c を任意の方向にドラッグすることによって、視点 6 5 a の新たな X 座標及び Y 座標における M P R 画像 B 6 2 と M P R 画像 A 6 1 が夫々表示される（図 2 のステップ S 4 ）。

【 0 0 5 9 】

そして、新たに設定された視点 6 5 の位置と視線方向 6 6 の方向に基づいて生成されたフライスルー画像 6 7 が表示される。

10

【 0 0 6 0 】

操作者は、上述の 3 枚の M P R 画像 A 6 1 乃至 M P R 画像 C 6 3 とフライスルー画像 6 7 が表示される表示部 9 のモニタ 2 8 を観察しながら、M P R 画像 A 6 1 乃至 M P R 画像 C 6 3 における視点 6 5 a 乃至 6 5 c をドラッグすることによって所望の M P R 画像断面、即ち、管腔臓器 6 4 の縦断面あるいは横断面が表示されている M P R 画像 A 6 1 乃至 M P R 画像 C 6 3 の断面を設定し、更に、この M P R 画像 A 6 1 乃至 M P R 画像 C 6 3 の夫々に表示されている管腔臓器 6 4 の管腔内において視線方向 6 6 a 乃至 6 6 c を設定する。

【 0 0 6 1 】

そして、設定された視点 6 5 a 乃至 6 5 c と視線方向 6 6 a 乃至 6 6 c に基づいて生成されたフライスルー画像データによって、上述の視点 6 5 a 乃至 6 5 c と視線方向 6 6 a 乃至 6 6 c が最適設定されていることを確認したならば、前記フライスルー画像データを初期時相 T 0 のフライスルー画像データとして画像データ記憶回路 2 2 のフライスルー画像データ記憶領域に、又、このときの視点 6 5 と視線方向 6 6 をシステム制御部 1 1 の記憶回路に保存する（図 2 のステップ S 5 ）。

20

【 0 0 6 2 】

次に操作者は、フライスルー画像のリアルタイム表示を目的としたフライスルー画像データの生成開始コマンドを入力部 1 0 より入力する。即ち、基準時相 T 1 において上述と同様な手順によって被検体 3 0 のスライス位置 $Z = Z 1$ 乃至 $Z 8 0$ の投影データの収集と 3 次元画像データの生成を行なう（図 2 のステップ S 6 及びステップ S 7 ）。更に、初期時相 T 0 において設定された視点 6 5 及び視線方向 6 6 の情報と基準時相 T 1 において得られた上記 3 次元画像データとから基準時相 T 1 の第 1 のフライスルー画像データを生成し、画像データ記憶回路 2 2 のフライスルー画像データ記憶領域に保存する（図 2 のステップ S 8 ）。

30

【 0 0 6 3 】

一方、フライスルー処理回路 2 4 は、画像データ記憶回路 2 2 に保存された基準時相 T 1 の第 1 のフライスルー画像データ及び初期時相 T 0 のフライスルー画像データを夫々読み出し、後述の方法により視点 6 5 及び視線方向 6 6 を更新する。

【 0 0 6 4 】

まず、視点 6 5 の更新について図 6 及び図 7 を用いて説明する。図 6 は、初期時相 T 0 及び基準時相 T 1 の 3 次元画像データに基づいて得られた視点 6 5 の周辺の管腔臓器像（以下、周辺フライスルー画像データと呼ぶ。）7 1 A 及び 7 1 B を示しており、この方法では、視点、視線方向設定回路 2 3 は、システム制御部 1 1 に記憶されている初期時相 T 0 における視点 6 5 及び視線方向 6 6 の情報を読み出し、この視点 6 5 を含み視線方向 6 6 に垂直な断面あるいはその近傍における初期時相 T 0 の周辺フライスルー画像データ 7 1 A を初期時相 T 0 の 3 次元画像データから生成する。但し、上述の周辺フライスルー画像データは、3 次元画像データから生成される 2 次元画像データであってもよい。

40

【 0 0 6 5 】

同様にして、基準時相 T 1 の周辺フライスルー画像データ 7 1 B を基準時相 T 1 の 3 次元画像データから生成する。そして、周辺フライスルー画像データ 7 1 A に対する周辺フ

50

ライスルー画像データ 71B のズレ量を算出し、このズレ量に基づいて初期時相 T0 における視点 65 の位置を更新して基準時相 T1 における視点 65 を設定する。

【0066】

尚、説明を容易にするために、図 6 に示した座標軸 Xa - Ya は、初期時相 T0 の視点 65 と視線方向 66 によって決定された前記断面内に、又、その原点は初期時相 T0 の視点 65 に設定されている。

【0067】

図 7 は、上述の周辺フライスルー画像データ 71B（以下、画像データ B）の周辺フライスルー画像データ 71A（以下、画像データ A）に対する画像間ズレの算出方法の 1 例を示すものであり、画像データ A と画像データ B を画像面方向において相対的に順次シフトさせながら相互相関係数 AB を求めることによって画像間ズレの算出を行なう。画像データ A の画素（p、q）における信号強度を A（p、q）、同様にして画像データ B の画素（p、q）における信号強度を B（p、q）とすれば、以下に示す（1）式によって求まる相互相関関数 AB（k、s）から画像データ A 及び画像データ B の画像面方向におけるズレを検出することが可能である。即ち

【数 1】

$$\gamma_{AB}(k, s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})(B(p+k, q+s) - \bar{B})$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q A(p, q) \quad \bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q B(p+k, q+s)$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (B(p, q) - \bar{B})^2$$

$$N = PQ \quad (1)$$

上式（1）の計算の結果、k = k1、s = s1 において $\gamma_{AB}(k, s)$ が最大値をもつ場合には、画像データ B は画像データ A に対して p 方向（図 6 の Xa 方向）に k1、q 方向（図 6 の Ya 方向）に s1 だけズレていることを示す。但し、図 7 のグラフでは k をパラメータにした場合のみを示しているが、s をパラメータにした場合についても同様に求めることができる。

【0068】

次に、基準時相 T1 における視線方向の設定について述べる。先ず、上述と同様の方法によって、初期時相 T0 のフライスルー画像データと基準時相 T1 の第 1 のフライスルー画像データとの相互相関処理によって画像間ズレを算出し、このズレの量から基準時相 T1 における注目点 68 の位置を求める。次いで、既に求められた基準時相 T1 における視点 65 と基準時相 T1 の注目点 68 を結ぶことによって基準時相 T1 における視線方向 66 が設定される。

【0069】

上述の手順によって初期時相 T0 において設定された視点及び視線方向の情報と基準時相 T1 において得られた 3 次元画像データを用いて基準時相 T1 の第 1 のフライスルー画像データを生成し、次いで、初期時相 T0 のフライスルー画像データに対する基準時相 T1 の第 1 のフライスルー画像データのズレ量を算出することによって基準時相 T1 における視点及び視線方向を設定（更新）する（図 2 のステップ S9）。

【0070】

次いで、フライスルー処理回路 24 は、更新された基準時相 T1 の視点及び視線方向と

10

20

30

40

50

基準時相 T_1 の 3 次元画像データを用いて基準時相 T_1 の第 2 のフライスルー画像データを生成する。そして、生成した基準時相 T_1 の第 2 のフライスルー画像データを画像データ記憶回路 22 のフライスルー画像データ記憶領域に保存し、表示部 9 の表示データ生成回路 26 は、画像データ記憶回路 22 に保存された基準時相 T_1 の第 2 のフライスルー画像データを読み出し、所定の表示フォーマットに従ってフライスルー画像の表示用画像データを生成する。そして、この表示用画像データを、変換回路 27 を介して表示部 9 のモニタ 28 に表示する。(図 2 のステップ S10)。

【0071】

以下同様にして、時間間隔 T で設定された次時相 T_2 ($T_1 + T$) 以降においても上述の手順、即ち図 4 のステップ S6 乃至ステップ S10 の手順が繰り返される。

10

【0072】

例えば、次時相 T_2 においては、基準時相 T_1 で更新された視点及び視線方向の情報と次時相 T_2 において得られた 3 次元画像データを用いて次時相 T_2 の第 1 のフライスルー画像データを生成し、次いで、基準時相 T_1 のフライスルー画像データに対する次時相 T_2 の第 1 のフライスルー画像データのズレ量を算出することによって次時相 T_2 における視点及び視線方向を設定する。次いで、設定された次時相 T_2 の視点及び視線方向と次時相 T_2 の 3 次元画像データを用いて次時相 T_2 の第 2 のフライスルー画像データを生成する。

【0073】

次いで、次時相を新たに基準時相に設定して上述の手順を繰り返すことによりフライスルー画像データの生成と表示を行ない、予め設定した時相(撮影時間) T_x に至ったならば(図 2 のステップ S11)システム制御部 11 から供給される制御信号に従って 3 次元画像データの生成及びフライスルー画像データの生成と表示を終了する(図 2 のステップ S12)。

20

【0074】

尚、フライスルー画像データのリアルタイム表示中に視点や視線方向のマニュアル再設定が必要になった場合には、操作者は、入力部 10 よりマニュアル設定コマンドを入力することによって、画像診断装置 100 の動作は図 2 のステップ S5 に戻り、操作者は、図 5 において述べた方法によって視点や視線方向を再度設定することが可能となる。

【0075】

30

(変形例)

次に、本実施例の変形例について図 8 を用いて説明する。上述の第 1 の実施例においては、隣接した時相における視点の移動検出はフライスルー画像の相互相関処理によって行なったが、この変形例では双方向ベクトルを用いた方法について述べる。

【0076】

例えば、図 8 に示すように、初期時相 T_0 において初期設定された視点 a_1 より初期時相 T_0 の 3 次元画像データにおける管腔臓器表面 d_1 に対して複数の双方向ベクトル c_1 、 c_2 、及び c_3 を形成し、夫々の双方向ベクトルにおいて視点 a_1 から管腔臓器表面 d_1 までの距離(例えば、双方向ベクトル c_1 に対しては e_1 及び e_2)を計測する。

40

【0077】

次に、基準時相 T_1 で得られた 3 次元画像データにおいて、前記視点 a_1 より同じ方向に双方向ベクトル c_2 、 c_3 、及び c_4 を形成する。そして、夫々の双方向ベクトル上において視点候補点 b_1 、 b_2 、及び b_3 を設定する。この場合、例えば双方向ベクトル c_2 の視点候補点 b_1 は、視点候補点 b_1 から管腔臓器表面 d_2 までの距離 e_3 及び e_4 が $e_3 / e_4 = e_1 / e_2$ になるように設定され、視点候補点 b_2 及び b_3 も同様の方法によって設定される。次いで、設定された視点候補点 b_1 、 b_2 、及び b_3 の座標の平均値を求めることによって基準時相 T_1 における視点 a_2 を設定する。以下、次時相 T_2 以降における視点の設定においても、前時相の視点の位置を基準に上述と同様の手順を繰り返すことによって設定する。

50

【 0 0 7 8 】

尚、上述の変形例における双方向ベクトルの数は3つに限定されない。又、視点a1を基準に形成される双方向ベクトルは、3次元的に形成してもよいが、所定の平面内において形成してもよく、特に、後者の場合における平面は前時相において設定された視線方向に対して垂直な平面が好適である。

【 0 0 7 9 】

以上述べた第1の実施例及びその変形例によれば、時系列的に生成された管腔臓器内のフライスルー画像データを用いて動画像表示を行なう際、視点位置を常に管腔臓器内の好適な位置に自動設定できるため、安定したフライスルー画像データの動画像表示を行なうことができる。

10

【 0 0 8 0 】

更に、本実施例では被検体に対する3次元画像データの生成とフライスルー画像データの生成を平行して行なうことができるため、フライスルー画像データのリアルタイム表示が可能となる。

【 0 0 8 1 】

尚、フライスルー画像データの生成手順を示した図2のフローチャートでは、ステップS9の視点及び視線方向の設定後、設定された視点及び視線方向に基づいてフライスルー画像データの生成と表示(ステップS10)を行ったが、隣接した時相間における視点や視線方向のズレが微小である場合には図9のフローチャートに示すように、前記ステップS10にて得られたフライスルー画像データの表示に代わってステップS8において得ら

20

【 0 0 8 2 】

一方、上述の実施例では、3次元画像データの生成とフライスルー画像データの生成及び表示を並行して行なう、所謂フライスルー画像データのリアルタイム表示について述べたが、例えば、画像データ記憶回路22に一旦保存された複数時相の3次元画像データを用いて生成したフライスルー画像データを時系列的に表示してもよい。

【 0 0 8 3 】

更に、本実施例におけるMPR画像データは3次元画像データから生成される場合について述べたが、投影データのように再構成前のデータから直接生成してもよい。又、3次元画像データに対する画像処理法としてサーフェスレンダリング法など他の画像処理法

30

【 実施例 2 】

【 0 0 8 4 】

次に、本発明の第2の実施例につき図10及び図11を用いて説明する。この実施例の第1の実施例との差異は、フライスルー画像データを生成する画像表示装置が画像診断装置に対して独立に設けられていることにある。

【 0 0 8 5 】

(画像表示装置の構成)

本実施例における画像表示装置の構成につき図10を用いて説明する。尚、図10に示した画像表示装置のブロック図において、第1の実施例と同様な機能を有するユニットは、同一番号で示し、その詳細な説明を省略する。

40

【 0 0 8 6 】

図10に示した画像表示装置150は、別途設置された画像診断装置50から供給される被検体30の3次元画像データからフライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成部8と、生成されたフライスルー画像データ等を表示する表示部9と、各種条件の設定や各種コマンドを入力する入力部41と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部42を備えている。

【 0 0 8 7 】

そして、フライスルー画像データ生成部8は、画像診断装置50から供給される3次元画像データを用い、所定方向に設定された複数の画像断面におけるMPR画像データを

50

生成するM P R画像データ生成回路25と、これらのM P R画像データにおいて視点及び視線方向を初期設定すると共に、各時相における視点及び視線方向の情報と3次元画像データに基づいて生成されるフライスルー画像データの時相間移動量を検出することによって視点及び視線方向を更新する視点、視線方向設定回路23を備えている。

【0088】

更に、フライスルー画像データ生成部8は、各時相において設定された視点及び視線方向と各時相の3次元画像データに基づいてフライスルー画像データを生成するフライスルー処理回路24と、画像診断装置50より供給された3次元画像データ、M P R画像データ生成回路25によって生成されたM P R画像データ、更には、フライスルー処理回路24によって生成されたフライスルー画像データを保存する画像データ記憶回路22を備えている。

10

【0089】

表示部9は、画像データ記憶回路22に保存されているM P R画像データやフライスルー画像データとこれらの画像データに関する付帯情報を重畳して表示する。

【0090】

一方、入力部41は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備え、表示部9に表示されたM P R画像におけるフライスルー表示用の視点及び視線方向の設定、更には、各種のコマンド信号の入力等を行なう。

【0091】

システム制御部42は、図示しないC P Uと記憶回路を備えており、入力部41から送られてくる各種設定条件や、各種コマンド信号を内部の記憶回路に一旦保存する。そして、この入力部41からの指示に従って、上記各ユニットを統括的に制御する。

20

【0092】

(フライスルー画像データの生成手順)

次に、本発明の第2の実施例におけるフライスルー画像データの生成手順につき図10及び図11を用いて説明する。尚、図11は本実施例におけるフライスルー画像データの生成手順を示すフローチャートであり、図2に示した第1の実施例と同一のステップは同一符号で示す。

【0093】

操作者は、M P R画像の表示コマンドを入力部41より入力する。システム制御部42を介して前記コマンド信号を受信したM P R画像データ生成回路25は、予め画像診断装置50より供給されフライスルー画像データ生成部8の画像データ記憶回路22に保存されている時系列3次元画像データの中から初期時相T0の3次元画像データを読み出す。そして、前記3次元画像データから所定断面におけるM P R画像データを生成し、更に、このM P R画像データとフライスルー表示用の視点及び視線方向の初期状態を表示部9のモニタ28に重畳表示する(図11のステップS4)。

30

【0094】

そして、M P R画像上に表示された視点を入力部41の入力デバイスを用いて任意の方向にドラッグすることによってM P R画像断面を更新し、更に、更新されたM P R画像上に設定された視点の位置と視線方向の方向に基づいて生成されたフライスルー画像データをモニタ28に表示する。

40

【0095】

次いで、設定された視点と視線方向に基づいて生成されたフライスルー画像によって、上述の視点と視線方向が最適設定されていることを確認したならば、前記フライスルー画像データを画像データ記憶回路22に、又、このときの視点と視線方向の情報をシステム制御部42の記憶回路に保存する(図11のステップS5)。

【0096】

次に、操作者は、フライスルー画像データの動画像表示を目的としたフライスルー画像データ生成開始コマンドを入力部41より入力する。但し、以下の動画像表示を目的としたフライスルー画像データの生成と表示の手順は、第1の実施例と同様であるため説

50

明を省略する。

【 0 0 9 7 】

以上述べた第 2 の実施例によれば、第 1 の実施例と同様にして被検体の複数時相における 3 次元画像データを用い、安定したフライスルー画像データのリアルタイム表示あるいは動画像表示を行なうことが可能となる。

【 0 0 9 8 】

更に、本実施例における画像表示装置は、種類の異なる画像診断装置との接続が可能のため、所望の画像診断装置によって得られた 3 次元画像データに基づいたフライスルー画像データの生成と表示を容易に行なうことができる。

【 0 0 9 9 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、上記の実施例に限定されるものではなく、変形して実施してもよい。例えば、M P R 画像断面は、図 5 に示すような互いに直交する 3 断面に限定されるものではなく任意に設定してもよい。又、この M P R 画像上におけるフライスルー表示の視点及び視線方向のマニュアル設定が終了したならばフライスルー画像データのみを表示部に表示してもよい。

【 0 1 0 0 】

一方、フライスルー画像データの表示終了タイミングは、予め設定された撮影時間 (T x) に従ってもよいが、操作者が入力部において入力する撮影終了コマンドに基づいて行なわれてもよい。

【 0 1 0 1 】

又、上述の実施例における視点及び視線方向の設定は 3 次元画像データから得られるフライスルー画像データに基づいて行なったが、3 次元画像データあるいはこの 3 次元画像データから生成された 2 次元画像データを用いておこなってもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 2 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例に係る画像診断装置全体の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施例におけるフライスルー画像データの生成手順を示すフローチャート。

【 図 3 】 同実施例における投影データの収集方法を示す図。

【 図 4 】 同実施例の管腔臓器に対して設定される M P R 画像断面の 1 例を示す図。

【 図 5 】 同実施例の M P R 画像に設定される視点及び視線方向とフライスルー画像の関係を示す図。

【 図 6 】 同実施例の初期時相 T 0 及び基準時相 T 1 における視点と、その周囲における管腔臓器壁を示す図。

【 図 7 】 同実施例の異なる時相の画像における視点移動量の算出方法を示す図。

【 図 8 】 同実施例の変形例における視点移動量の算出方法を示す図。

【 図 9 】 本発明の第 1 の実施例におけるフライスルー画像データの他の生成手順を示すフローチャート。

【 図 1 0 】 本発明の第 2 の実施例に係る画像表示装置の構成を示すブロック図。

【 図 1 1 】 同実施例におけるフライスルー画像データの生成手順を示すフローチャート。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 3 】

- 1 ... 寝台
- 2 ... 架台回転部
- 3 ... 寝台・架台機構部
- 4 ... 機構制御部
- 5 ... X 線発生部
- 6 ... 投影データ収集部
- 7 ... 3 次元画像データ生成部
- 8 ... フライスルー画像データ生成部
- 9 ... 表示部

10

20

30

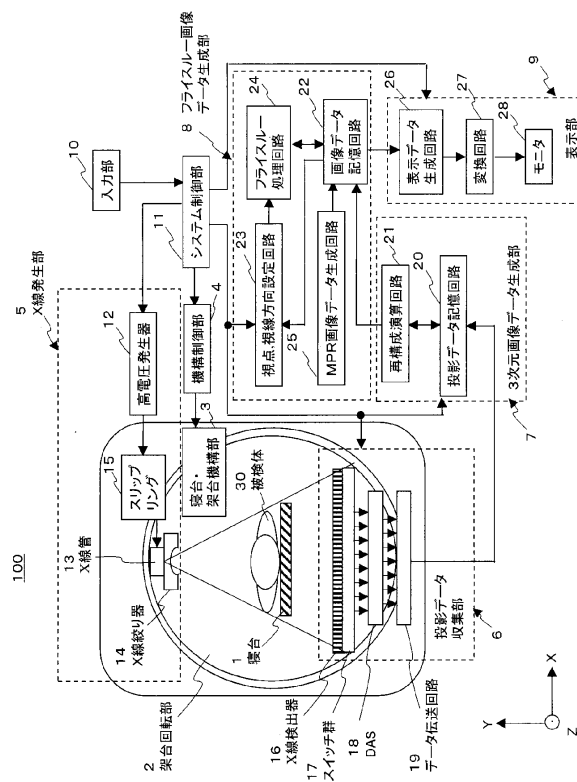
40

50

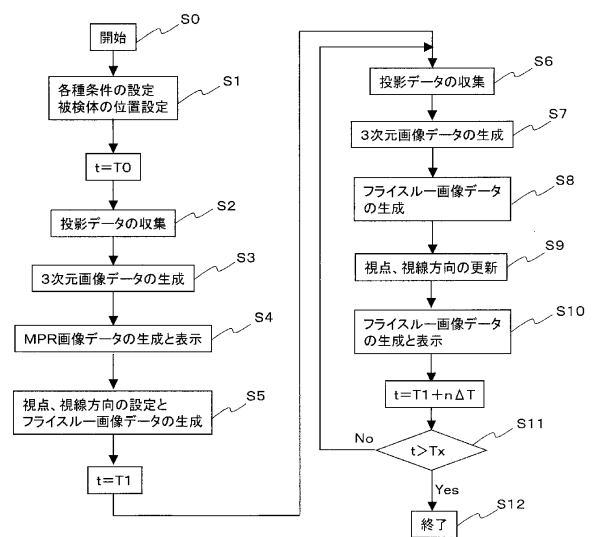
- 1 0 ... 入力部
- 1 1 ... システム制御部
- 1 2 ... 高電圧発生器
- 1 3 ... X線管
- 1 4 ... X線絞り器
- 1 5 ... スリッピング
- 1 6 ... X線検出器
- 1 7 ... スイッチ群
- 1 8 ... D A S
- 1 9 ... データ伝送回路
- 2 0 ... 投影データ記憶回路
- 2 1 ... 再構成演算回路
- 2 2 ... 画像データ記憶回路
- 2 3 ... 視点、視線方向設定回路
- 2 4 ... フライスルー処理回路
- 2 5 ... M P R 画像データ生成回路
- 2 6 ... 表示データ生成回路
- 2 7 ... 変換回路
- 2 8 ... モニタ

10

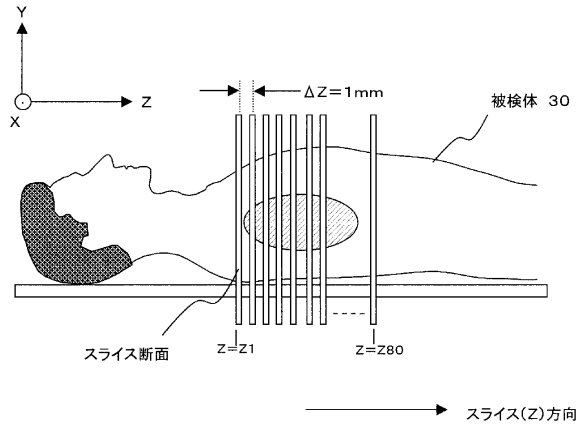
【図 1】



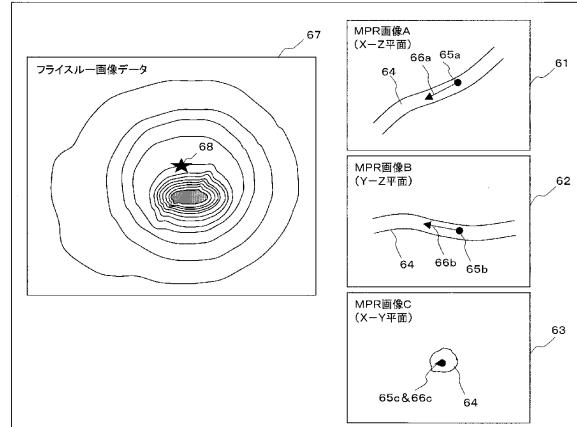
【図 2】



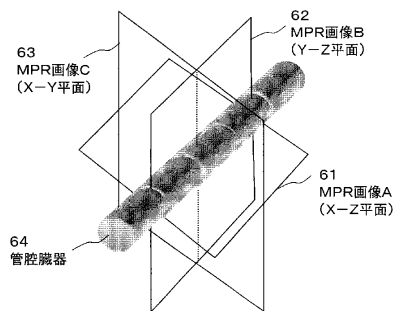
【図 3】



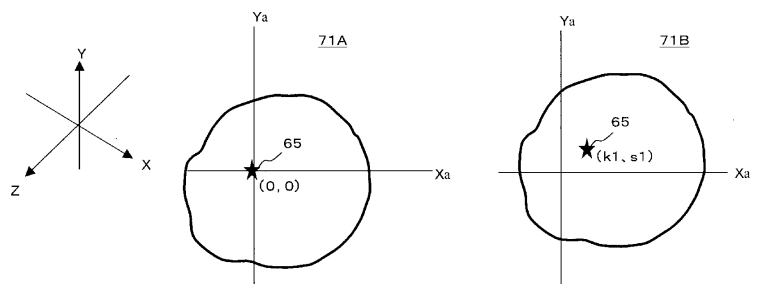
【図 5】



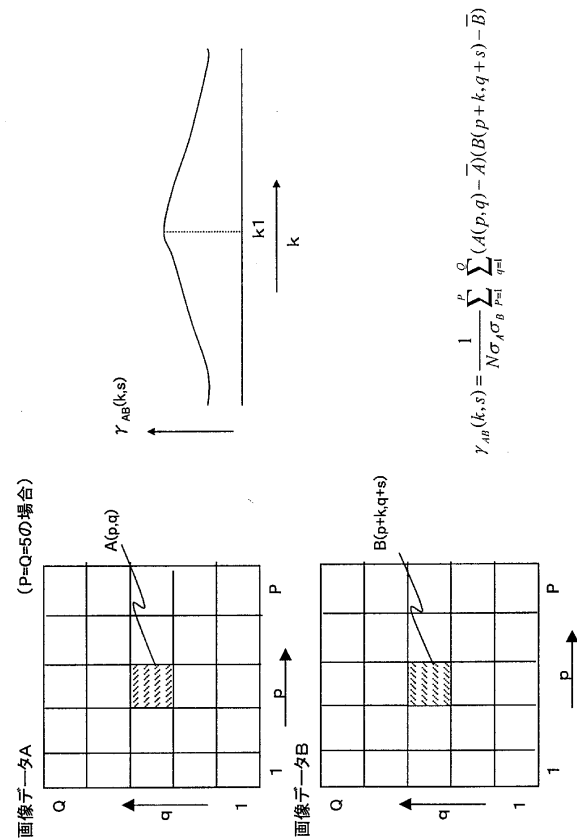
【図 4】



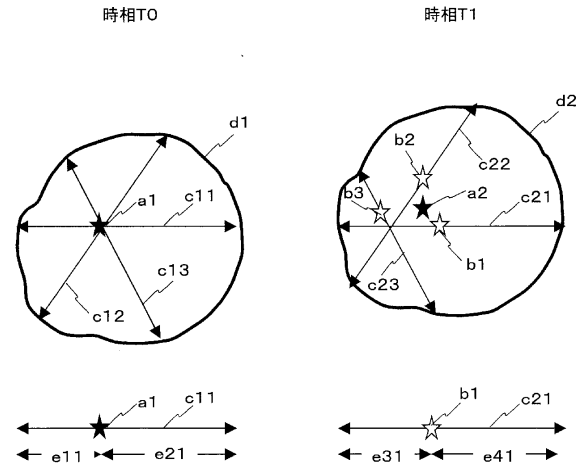
【図 6】



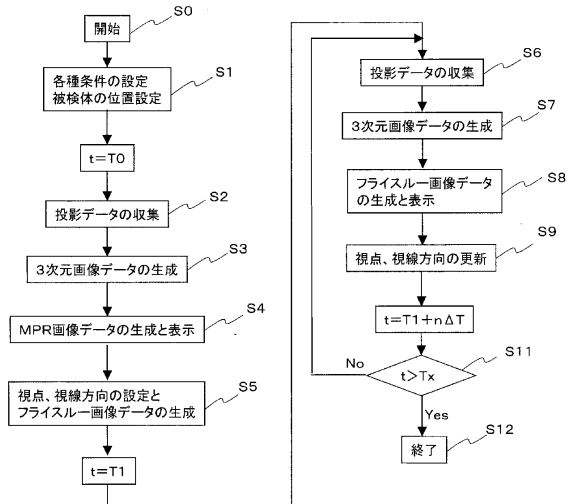
【図 7】



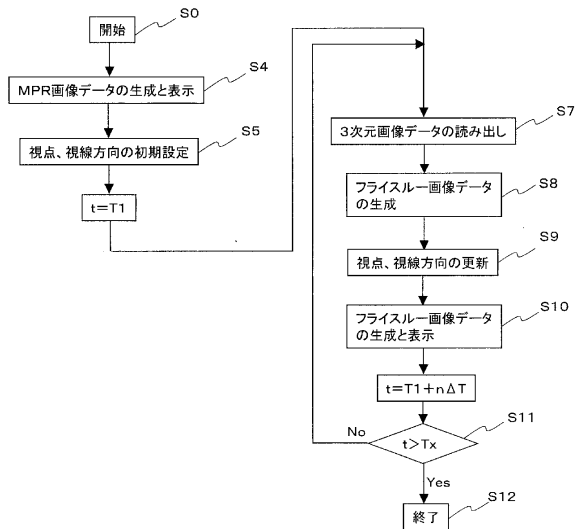
【図 8】



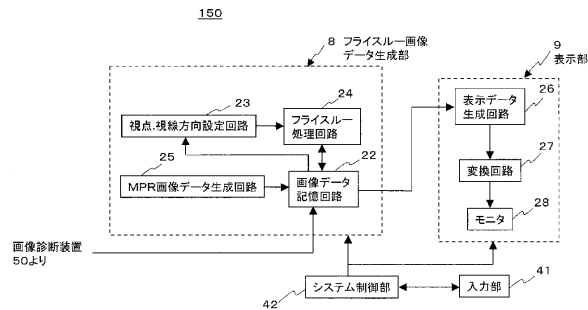
【図 9】



【図 11】



【図 10】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
G 0 6 T	15/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00 2 9 0 B
			G 0 6 T	15/00 2 0 0

(56)参考文献 特開平 1 1 - 3 1 3 8 1 6 (J P , A)
 特開 2 0 0 0 - 5 1 2 0 7 (J P , A)
 特開 2 0 0 1 - 7 0 2 4 8 (J P , A)
 特表 2 0 0 4 - 5 1 0 5 1 5 (J P , A)
 特表 2 0 0 5 - 5 1 4 0 8 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	6 / 0 3
A 6 1 B	5 / 0 5 5
A 6 1 B	8 / 0 0
G 0 1 R	3 3 / 3 2
G 0 6 T	1 / 0 0
G 0 6 T	1 5 / 0 0

专利名称(译)	图像诊断装置，图像显示装置		
公开(公告)号	JP4377646B2	公开(公告)日	2009-12-02
申请号	JP2003349431	申请日	2003-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	中野史樹		
发明人	中野 史樹		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B8/00 G01R33/32 G06T1/00 G06T15/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.Q A61B5/05.380 A61B8/00 G01N24/02.520.Y G06T1/00.290.B G06T15/00.200 A61B5/055.380 G01N24/00.520.Y G01R33/32 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/DA02 4C093/FF21 4C093/FF33 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF45 4C093/FF46 4C093/FG05 4C093/FG13 4C093/FG16 4C096/AB27 4C096/AB38 4C096/AB44 4C096/AD14 4C096/DC35 4C096/DC36 4C096/DC38 4C096/DD20 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC31 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA29 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE03 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC32 5B080/AA17 5B080/FA15 5B080/GA00		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2005110973A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像诊断装置，图像显示装置和三维图像显示方法，其能够在执行飞越显示时通过用于飞越的图像数据稳定地运动图像显示。为被测者身体按时间顺序获得的三维图像数据。ŽSOLUTION：通过使用初始设置的虚拟内窥镜模式（飞越显示）和3D图像的视点/视线方向的信息，从初始时间相位T0的3D图像数据生成的MPR图像数据中生成相应的飞越图像数据的初始时间相位T0和时间相位T1的数据，并且通过计算图像数据中的图像之间的偏差来自动设置时间相位T1处的视点/视线方向。。然后，从时间相位T1的视点/视线方向和参考时间相位T1的3D图像数据生成时间相位T1的飞越图像数据。在时间阶段T2及之后，时间相位Tn的视点/视线方向根据时间相位Tn和时间相位Tn-1的3D图像数据和视点/线的设置来设置。- 时间相位Tn-1的视线方向，并且基于时间相位Tn的3D图像数据和视点/视线方向生成时间相位Tn的飞越图像数据。时间阶段Tn。Ž

$$\gamma_{AB}(k,s) = \frac{1}{N_A N_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p,q) - A(B(p+k,q+s) - B))$$