

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5794752号
(P5794752)

(45) 発行日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(24) 登録日 平成27年8月21日(2015.8.21)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 G
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 Q
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 B

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-177393 (P2008-177393)	(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
(22) 出願日	平成20年7月7日(2008.7.7)	(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
(65) 公開番号	特開2009-45445 (P2009-45445A)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成21年3月5日(2009.3.5)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
審査請求日	平成23年7月7日(2011.7.7)	(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
審査番号	不服2013-19697 (P2013-19697/J1)	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
審査請求日	平成25年10月9日(2013.10.9)		
(31) 優先権主張番号	特願2007-192257 (P2007-192257)		
(32) 優先日	平成19年7月24日(2007.7.24)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置及び画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を発生するX線管と、
前記X線管から発生され被検体を透過したX線を検出するX線検出器と、
前記X線管と前記X線検出器とを前記被検体の周囲で連続回転させる回転機構部と、
前記X線検出器からの出力に基づいて前記被検体の同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の第1ボリュームのデータを再構成する再構成部と、
前記再構成された複数の第1ボリュームのデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一の第2ボリュームのデータを生成する画像処理部と、
を具備し、

前記画像処理部は、前記複数の第1ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第2ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する複数の第1ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応するデータを、前記第2ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデータに設定することにより、前記第2ボリュームのデータを生成するX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項2】

前記第2ボリュームのデータに基づいて断面画像のデータを生成する断面画像生成部と、
前記生成された断面画像から閾値処理により血管部分を抽出する血管抽出部と、

前記抽出された血管部分と血流動態を表すインデックスに関する機能画像とを重ね合わせて表示する表示部と、

をさらに具備する請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 3】

前記第 2 ボリュームのデータに含まれる血管部分と組織部分とに対して異なる色情報を割り付ける色情報割付部をさらに具備する請求項 2 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記時間範囲内に関する複数の第 1 ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のボクセルのボクセル値のうち、最大値、平均値、中央値、又は最小値を前記第 2 ボリュームのデータにおける前記同一位置に対応する位置のボクセルのボクセル値に設定することで、前記第 2 ボリュームのデータを生成する請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 5】

前記スキャン領域の前記被検体の体軸方向に関する長さは、8 cm 以上である、請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】

前記 X 線管と前記 X 線検出器と前記回転機構部とを制御して、前記被検体の前記同一スキャン領域を連続的にスキャンさせる制御部をさらに備える請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

20

【請求項 7】

前記画像処理部に対し、時間方向に関する投影処理と空間方向に関する投影処理とを選択的に実行させるための選択部をさらに具備する請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】

前記画像処理部に対し、時間方向に関する投影処理における時間範囲と空間方向に関する投影処理における空間範囲との少なくとも一方を指定する指定部をさらに具備する請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 9】

X 線を発生する X 線管と、
前記 X 線管から発生され被検体を透過した X 線を検出する X 線検出器と、
前記 X 線管と前記 X 線検出器とを前記被検体の周囲で連続回転させる回転機構部と、
前記 X 線検出器からの出力に基づいて前記被検体の同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の第 1 ボリュームのデータを再構成する再構成部と、
前記再構成された複数の第 1 ボリュームのデータを処理して単一の第 2 ボリュームのデータを生成する画像処理部と、

30

を具備し、

前記画像処理部は、前記複数の第 1 ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第 2 ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する複数の第 1 ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの中から選択されたデータを、前記第 2 ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデータに設定することにより、前記第 2 ボリュームのデータを生成する X 線コンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項 10】

被検体の同一スキャン領域に関し、スキャン時刻の異なる複数の第 1 ボリュームのデータを記憶する記憶部と、

前記複数の第 1 ボリュームのデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一の第 2 ボリュームのデータを生成する画像処理部と、

を具備し、

前記画像処理部は、前記複数の第 1 ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第 2 ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する

50

複数の第1ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応するデータを、前記第2ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデータに設定することにより、前記第2ボリュームのデータを生成する画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数のボリュームのデータを生成するX線コンピュータ断層撮影装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X線コンピュータ断層撮影装置において、同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数のボリュームのデータを生成するための4DC Tスキャンという技術がある。近年、この4DC Tスキャンにより、血管画像と血流に関する機能画像(perfusion)とを重ね合わせることが可能となってきた。この重ね合わせ処理は、画像診断上有用である。血管画像は、CTA(CTアンジオグラフィ)で最も良く血管像が描出されている時刻(例えば、TDCのピーク付近)に関する。機能画像は、複数のボリュームに基づいて計算される。より詳細には、機能画像は、組織(例えば、脳組織)の血流動態を表すインデックス(CBP、CBV、MTT等)をボクセルごとに計算し、計算したインデックスの値に応じた色情報をピクセルに割り付けることにより生成される(例えば特許文献1参照)。

【0003】

しかし血管画像を生成する際、処理対象となるボリュームによって血流動態が異なるため、ユーザは、全てのボリュームについて、血管画像生成のための最適な位置(又は範囲)を指定する必要がある。また、全てのボリュームのうちの所定の期間内に関するボリュームのデータに基づいて血管画像のデータを生成する場合、生成された血管画像には、その所定の期間内に造影剤が到達していない血管に関する情報は含まれない。そのため機能は回復していても血管が描出されないという現象が生じてしまう。

【0004】

また、スキャン時刻の異なる複数のボリュームに基づいてTDCベースの(例えばdeconvolution法などのアルゴリズムに基づく)機能解析を実行する場合、処理対象となるデータ量が多いため、処理時間が問題となる。

【特許文献1】特開2003-190148号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、複数のボリュームの診断効率を向上することが可能なX線コンピュータ断層撮影装置及び画像処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の局面に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、X線を発生するX線管と、前記X線管から発生され被検体を透過したX線を検出するX線検出器と、前記X線管と前記X線検出器とを前記被検体の周囲で連続回転させる回転機構部と、前記X線検出器からの出力に基づいて前記被検体の同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の第1ボリュームのデータを再構成する再構成部と、前記再構成された複数の第1ボリュームのデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一の第2ボリュームのデータを生成する画像処理部と、を具備し、前記画像処理部は、前記複数の第1ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第2ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する複数の第1ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応するデータを、前記第2ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデ

10

20

30

40

50

ータに設定することにより、前記第 2 ボリュームのデータを生成する。

【 0 0 0 7 】

本発明の第 2 の局面に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、X 線を発生する X 線管と、前記 X 線管から発生され被検体を透過した X 線を検出する X 線検出器と、前記 X 線管と前記 X 線検出器とを前記被検体の周囲で連続回転させる回転機構部と、前記 X 線検出器からの出力に基づいて前記被検体の同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の第 1 ボリュームのデータを再構成する再構成部と、前記再構成された複数の第 1 ボリュームのデータを処理して単一の第 2 ボリュームのデータを生成する画像処理部と、を具備し、前記画像処理部は、前記複数の第 1 ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第 2 ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する複数の第 1 ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの中から選択されたデータを、前記第 2 ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデータに設定することにより、前記第 2 ボリュームのデータを生成する。

10

【 0 0 0 9 】

本発明の第 3 の局面に係る画像処理装置は、被検体の同一スキャン領域に関し、スキャン時刻の異なる複数の第 1 ボリュームのデータを記憶する記憶部と、前記複数の第 1 ボリュームのデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一の第 2 ボリュームのデータを生成する画像処理部と、を具備し、前記画像処理部は、前記複数の第 1 ボリュームのデータの所定の領域に関する時間濃度曲線に基づいて決定される前記第 2 ボリュームのデータの生成対象の時間範囲内に関する複数の第 1 ボリュームにそれぞれ含まれる複数の同一位置のデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応するデータを、前記第 2 ボリュームに含まれる前記同一位置に対応する位置のデータに設定することにより、前記第 2 ボリュームのデータを生成する。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、複数のボリュームの診断効率が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照しながら本発明の第 1 及び第 2 実施形態を説明する。

【 0 0 1 3 】

30

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置(以下、X 線 CT 装置と呼ぶ) 1 の構成を示す図である。X 線 CT 装置 1 は、ガントリ 1 0 とコンピュータ装置 2 0 とから構成される。ガントリ 1 0 は、円環又は円板状の回転フレーム 1 1 を回転可能に支持する。回転フレーム 1 1 は、撮影領域中に天板 1 2 に載置された被検体 P を挟んで対向するように X 線管 1 3 と X 線検出器 1 4 とを有する。回転フレーム 1 1 は、一定の角速度で X 線管 1 3 と X 線検出器 1 4 とを連続回転させる。X 線管 1 3 は、高電圧発生装置 1 5 からの高電圧の印加及びフィラメント電流の供給を受けて X 線を発生する。典型的には、X 線管 1 3 は、大きなコーン角を有し、一般的には四角錐形状を有するコーンビーム X 線を発生する。X 線検出器 1 4 には、データ収集部(DAS; Data Acquisition System) 3 2 が接続される。X 線検出器 1 4 は、列方向とチャンネル方向との両方向に関して稠密に分布される複数の検出素子を有する。チャンネル方向に沿って 1 列に配列される複数の検出素子の列を検出素子列と呼ぶ。検出素子列は、列方向(被検体の体軸方向)に沿って複数配列される。検出素子列は、例えば、3 2 0 列配列される。

40

【 0 0 1 4 】

コンピュータ装置 2 0 は、画像処理装置 3 0 と、表示部 2 2 と、入力部 2 3 とから構成される。表示部 2 2 は、画像を表示する。入力部 2 3 は、ユーザからの指示をコンピュータ 2 0 に入力する。画像処理装置 3 0 は、制御部 3 1 を中枢として、データ収集部 3 2、前処理部 3 3、再構成部 3 4、画像処理部 3 5、記憶部 4 0 を有する。

【 0 0 1 5 】

50

データ収集部 3 2 は、X 線検出器 1 4 からチャンネルごとに読み出される電流信号を増幅し、デジタル信号に変換する。データ収集部 3 2 から出力されるデータは、入射 X 線の強度を反映しており生データと呼ばれる。

【 0 0 1 6 】

前処理部 3 3 は、データ収集部 3 2 から出力される生データに対して、対数変換処理や X 線検出器 1 4 の感度補正等の処理を行なう。前処理部 3 3 から出力されるデータは、投影データと呼ばれる。投影データは、記憶部 4 0 に記憶される。

【 0 0 1 7 】

再構成部 3 4 は、前処理部 3 3 又は記憶部 4 0 からの投影データに画像再構成処理を行い、被検体の特定の撮影部位に関するボリュームのデータを生成する。第 1 実施形態では、制御部 3 1 の制御により 4 D C T スキャン（同一スキャン領域を連続してスキャンする）が行なわれる。従って再構成部 3 4 は、スキャン時刻の異なる複数のボリューム（以下、時系列ボリュームと呼ぶ）のデータを生成する。なお、この複数の時系列ボリュームのボクセル値は、C T 値であるとする。なお、再構成部 3 4 は、画像のノイズ低減のためのフィルタ処理等も行なっても良い。再構成された複数の時系列ボリュームのデータは、スキャン時刻を示すコードに関連付けて記憶部 4 0 に記憶される。

【 0 0 1 8 】

画像処理部 3 5 は、時系列投影機能、空間投影機能、色情報割付機能、断面画像の生成機能、時間濃度曲線の作成機能、機能画像の生成機能、及び血管の抽出機能を有する。以下、個々の機能について説明する。

【 0 0 1 9 】

時系列投影機能において画像処理部 3 5 は、スキャン時刻の異なる複数の時系列ボリュームのデータの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一のボリュームのデータを生成する。例えば、画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームのデータから単一の最大値ボリュームのデータを生成する。より詳細には、画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームの同一位置にある複数のボクセル値を比較し、これら複数のボクセル値のうちの最大値を特定する。特定された最大値を最大値ボリュームの当該同一位置のボクセル値に設定する。この処理を各位置について行なうことにより、最大値ボリュームのデータを生成する。なお、ここでいう「位置」とは、時系列ボリューム及び最大値ボリュームの座標を意味する。

【 0 0 2 0 】

空間投影処理（レンダリング）機能において画像処理部 3 5 は、最大値ボリュームのデータ又は時系列ボリュームのデータの空間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する表示画像のデータを生成する。具体的には、画像処理部 3 5 は、最大値ボリュームのデータ又は時系列ボリュームのデータを所望の投影点から投影軌跡に沿って最大値投影、最小値投影、中央値、又は平均値投影し、最大値投影画像、最小値投影画像、中央値投影画像、又は平均値投影画像のデータを生成する。また、空間投影処理は、ボリューム全体について行なわなくともよい。すなわち、空間投影処理は、厚みつき最大値投影（スラブ M I P）、厚みつき平均値投影、厚みつき中央値投影、あるいは厚みつき最小値投影等であってもよい。空間投影処理により生成された各種画像は、表示部 2 2 に表示される。

【 0 0 2 1 】

色情報割付処理において画像処理部 3 5 は、最大値ボリュームのデータ又は断面画像のデータを構成するボクセル又はピクセルに色情報を割り付け、カラー画像のデータを生成する。色情報割付処理により生成されたカラー画像は、表示部 2 2 に表示される。

【 0 0 2 2 】

断面画像の生成処理において画像処理部 3 5 は、ボリュームのデータに関する任意の位置及び向き断面に関する断面画像データを生成する。

【 0 0 2 3 】

時間濃度曲線の作成処理において画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームのデータ

10

20

30

40

50

の特定領域に関する時間濃度曲線を作成する。

【 0 0 2 4 】

機能画像の生成機能において画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームのデータに基づいて、例えば、脳組織部分における血流動態を表した C B P (脳組織の毛細血管内の単位体積及び単位時間あたりの血流量 [ml / 100ml / min])、C B V (脳組織内の単位体積あたりの血流量 [ml / 100ml])、M T T (毛細血管の血液平均通過時間 [秒]) 等のインデックス値を 2 次元マップ又は 3 次元マップとした機能画像のデータを生成する。このインデックス値は、以下のように算出される。まず、画像処理部 3 5 は、画像の脳動脈部分に設定された関心領域内における造影剤の時間的な濃度変化と、画像の脳組織部分における造影剤の時間的な濃度変化とを算出する。画像処理部 3 5 は、算出した脳動脈部分の濃度変化と脳組織部分の濃度変化とを対応付ける伝達関数を算出する。そして画像処理部 3 5 は、算出した伝達関数から上記のインデックス値を算出する。詳細については、例えば特許文献 1 に記載されている。

10

【 0 0 2 5 】

血管抽出機能において画像処理部 3 5 は、最大値ボリュームのデータや表示画像のデータ等に閾値処理等をして血管部分のデータを抽出する。

【 0 0 2 6 】

上記構成を有する X 線 C T 装置 1 は、制御部 3 1 の制御により 4 D C T スキャン (同一スキャン領域を連続してスキャンする) を行う。以下、説明を具体的に行なうため、スキャン対象は、被検体の頭部であるとする。

20

【 0 0 2 7 】

血流動態を調べるために頭部をスキャンする場合、よく知られているように、眼窩と外耳孔とを結ぶ線、すなわち O M ライン (外眼角耳孔線 : OrbitoMeatal line) を位置決め の基準とする。典型的には、この O M ラインと頭頂とがスキャン領域に含まれるように位置決めされる。この O M ラインと頭頂との間の長さは、個人差はあるが大人の場合、概ね 1 2 ~ 1 4 c m 程度であり、小児の場合でも概ね 8 c m 以上である。一方、X 線検出器 1 4 は、3 2 0 列の検出素子列を備える。この X 線検出器 1 4 がカバー可能なスキャン領域のスライス方向に関する長さは、概ね 1 6 c m である。すなわち、この X 線検出器 1 4 を用いれば、天板 1 2 又はガントリ 1 0 を移動することなく、定位置で X 線管 1 4 と X 線検出器 1 6 とを回転させて 4 D C T スキャンするだけで、当該スキャン領域の全体を再構成するために必要な投影データを全て収集することが可能である。

30

【 0 0 2 8 】

このような 4 D C T スキャンにより生成された複数の投影データセットに基づいて再構成部 3 4 は、被検体の複数の時系列ボリュームのデータを生成する。4 D C T スキャン中、被検体は固定され、且つ、天板 1 2 とガントリ 1 0 との移動はない。従って、4 D C T スキャンにより生成される複数の時系列ボリュームは、互いに位置整合している。時系列ボリュームのデータは、それぞれの辺が L x M x N 個のボクセルからなる直方体であるとする。L、M、N の数は、幾つであっても構わない。

【 0 0 2 9 】

以下、画像処理部 3 5 による最大値ボリュームのデータの生成処理について詳細に説明する。4 D C T により、被検体の頭部に関する時間的に連続した複数の時系列ボリュームのデータ V D 1 ~ V D n が生成される。4 D C T スキャンは、造影剤注入直後あるいは注入直前から行われるとする。この時系列ボリュームのデータは、被検体中における造影剤の時間的な濃度変化を表した画像データである。なお、添え字 (1 ~ n) は、1 < n であり、生成された時刻 (順番) を示す。この添え字をボリューム番号と呼ぶことにする。ボリューム番号 1 は造影剤注入直後あるいは直前の時刻であり、ボリューム番号 n は頭部に流れた造影剤が十分に薄まる時刻である。また、座標 i における時系列ボリュームのデータ V D 1、V D 2、... V D n 各々のボクセルを、それぞれボクセル V X i 1、V X i 2、... V X i n と記載することにする。

40

【 0 0 3 0 】

50

図 2 は、最大値ボリュームのデータ生成処理の流れを示す図である。まず、入力部 2 3 等からの開始要求を受けて制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に最大値ボリュームのデータの生成処理を行なわせる。最大値ボリュームのデータの生成処理において、まず画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ を再構成部 3 4 又は記憶部 4 0 から読み込む。次に画像処理部 3 5 は、読み込んだ複数の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ の座標 i におけるボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ の $C T$ 値に基づいて所定の $C T$ 値を決定する (ステップ $S A 1$)。例えば、所定の $C T$ 値は、ボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ の $C T$ 値のうちの最大値 (最大 $C T$ 値) である。

【 0 0 3 1 】

ステップ $S A 1$ において決定された最大 $C T$ 値は、最大値ボリュームのデータにおける座標 i のボクセルの $C T$ 値として、例えば画像処理部 3 5 等のメモリに定義された計算上の 3 次元空間の座標 i に設定される (ステップ $S A 2$)。

【 0 0 3 2 】

図 3 A 及び図 3 B は、ステップ $S A 1$ 及び $S A 2$ の処理を具体的に説明するための図である。図 3 A は、座標 i (例えば $(x, y, z) = (0, 0, 0)$) におけるボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ を示す図である。図 3 A に示すように、これらボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ は、生成された時刻 (ボリューム番号) は異なるが、全て同じ座標 i におけるボクセルである。まず複数の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D m \sim V D n (1 < m < n)$ 各々の、座標 i (例えば $(x, y, z) = (0, 0, 0)$) におけるボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ の $C T$ 値が特定される。次に、特定された複数の $C T$ 値から最大 $C T$ 値が特定され、特定された最大 $C T$ 値は、最大値ボリュームのデータの座標 i における $C T$ 値に設定される。図 3 B に示す例では、時系列ボリュームのデータ $V D m$ のボクセル $V X i m$ の $C T$ 値 i_{max} が最大であり、この $C T$ 値 i_{max} が最大値ボリュームのデータの座標 i における $C T$ 値に設定される。

【 0 0 3 3 】

ステップ $S A 2$ の処理が終了すると、画像処理部 3 5 は、最大値ボリュームのデータの全ての座標 $(0, 0, 0) \sim (L, M, N)$ の全ての座標) について $C T$ 値が設定されたか否かを判定する (ステップ $S A 3$)。ステップ $S A 4$ において否と判定すると (ステップ $S A 3 : N O$)、画像処理部 3 5 は、座標 i を変更し (ステップ $S A 4$) する。そして画像処理部 3 5 は、変更後の座標について再びステップ $S A 1 \sim$ ステップ $S A 2$ の処理を行なう。全ての座標についてこれらの処理が行われると (ステップ $S A 3 : Y E S$)、最大値ボリュームのデータの全ての座標について $C T$ 値が設定されたことになる。即ち、最大値ボリュームのデータが生成される。最大値ボリュームのデータが生成されると最大値ボリュームのデータ生成処理は終了する。

【 0 0 3 4 】

上記の最大値ボリュームのデータの生成処理において画像処理部 3 5 は、複数の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ を処理して最大値ボリュームのデータを生成する。

【 0 0 3 5 】

最大値ボリュームのデータの生成処理は、図 4 に示すように、4 次元画像データ (複数の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$) を単一の 3 次元画像データ (最大値ボリュームのデータ) に変換する新たな方法であるといえる。より詳細には、この処理は、複数のボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ の同じ座標 i におけるボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ 各々の $C T$ 値のうちの最大 $C T$ 値 i_{max} を、最大値ボリュームのデータの座標 i におけるボクセル V の $C T$ 値とする方法である。このような考えから、最大値ボリュームのデータの生成処理は、時系列 $M I P$ 処理と言い換えることができる。

【 0 0 3 6 】

このように最大値ボリュームのデータは、4 $D C T$ によって生成された全ての時系列ボリュームのデータに基づくため、比較的早く造影剤が到達する血管に比して遅れて造影剤が到達する遅延血管に関する情報も含む。さらに、最大 $C T$ 値に基づいて生成されるので、最大値ボリュームのデータに描出されている血管部分は、時系列加算平均処理によるボリュームのデータに描出されている血管部分に比して、コントラストが良い。なお、時系

10

20

30

40

50

列加算処理とは、時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ の同じ座標 i におけるボクセル $V X i 1 \sim V X i n$ の $C T$ 値の加算平均を、最大値ボリュームのデータの座標 i におけるボクセルの $C T$ 値に設定する処理である。

【 0 0 3 7 】

なお、上記の説明では、時系列 $M I P$ 処理をボリュームデータの全座標について行なうとした、しかしながらこれに限定する必要はなく、血管部分や脳組織、ボリュームのデータの中心を含む概球形領域、あるいは立方体領域等の特定領域についてのみ行なうとしてもよい。

【 0 0 3 8 】

また、ステップ $S A 2$ にて所定の $C T$ 値は、複数のボクセルの $C T$ 値の最大値であるとしたが、最小値或いは平均値等であってもよい。また、所定の $C T$ 値として、例えば、腫瘍、石灰化等の病変部の $C T$ 値であってもよい。

10

【 0 0 3 9 】

次に第 1 実施形態の応用例を図 5 に示す処理の流れに従って説明する。まず、制御部 3 1 は、同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の時系列ボリュームのデータを再構成部 3 4 又は記憶部 4 0 から読み込む (ステップ $S B 1$)。次に制御部 3 1 は、最大値ボリュームのデータの生成処理の処理対象とする時系列ボリュームを指定するか否かを判断する (ステップ $S B 2$)。

【 0 0 4 0 】

入力部 2 3 等からの指定要求を受けると制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に時間濃度曲線の作成処理を行なわせる。時間濃度曲線の作成処理において画像処理部 3 5 は、既存の技術を用いて、複数の時系列ボリュームの特定領域 (例えば、動脈部分等) に関する時間濃度曲線 (Time Density Curve : $T D C$) を作成する (ステップ $S B 3$)。なお、時間濃度曲線とは、複数の時系列ボリュームの特定領域における $C T$ 値の経時的变化を表す曲線である。作成された時間濃度曲線は、制御部 3 1 により表示部 2 2 に表示される。時間濃度曲線が表示されると、制御部 3 1 は、ユーザにより入力部 2 3 を介して最大値ボリュームのデータの生成処理の対象とする時系列ボリュームの時間範囲 (期間) が指定されるのを待機する。ユーザは、時間濃度曲線を観察することにより動脈相及び静脈相を判別することができる。例えば動脈相に対応する時間範囲が指定されることにより、得られる最大値ボリュームのデータは、主に動脈部分を描出する。

20

30

【 0 0 4 1 】

ユーザにより入力部 2 3 を介して時系列ボリュームのデータの時間範囲が指定されることを契機として、制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に最大値ボリュームのデータの生成処理を行なわせる。画像処理部 3 5 は、ステップ $S B 3$ にて指定された、あるいは全ての時系列ボリュームデータに対して最大値ボリュームのデータの生成処理を行なうことにより、最大値ボリュームのデータを生成する (ステップ $S B 5$)。最大値ボリュームのデータの生成処理は、上記の方法と同様である。なお、処理対象とする時系列ボリュームのデータの時間範囲が指定された場合は、上記の時系列ボリュームのデータ $V D 1 \sim V D n$ を、指定された範囲内の時系列ボリュームのデータとすればよい。

【 0 0 4 2 】

40

最大値ボリュームのデータが生成されると、制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に最大値ボリュームのデータから所望断面の断面画像のデータを生成させる (ステップ $S B 6$)。断面画像のデータが生成されると制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に血管抽出処理を行なわせる。血管抽出処理において画像処理部 3 5 は、断面画像に対して血管部分と他の部分とを区別する $C T$ 値を閾値とした閾値処理をし、断面画像から血管部分を抽出する (ステップ $S B 7$)。血管部分が抽出されると、制御部 3 1 は、画像処理部 3 5 に色情報割り付け処理を行なわせる。色情報割り付け処理において画像処理部 3 5 は、血管部分に相当するピクセルに色情報を割り付ける (ステップ $S B 8$)。色情報としては、単一色の、例えば赤色等である。

【 0 0 4 3 】

50

また制御部 31 は、ステップ S B 6 ~ ステップ S B 8 とは別に、画像処理部 35 に機能画像生成処理を行なわせる。機能画像生成処理において画像処理部 35 は、既知の技術（例えば、特許文献 1 参照）を用いて、複数の時系列ボリュームのデータに基づいてステップ S B 7 の断面と同一断面の機能画像のデータを生成する（ステップ S B 9）。機能画像とは、複数の時系列ボリュームのデータに基づいて血流に関するインデックスの値をボクセル毎に計算し、計算されたインデックスの値に応じてボクセルに色情報を割り付けた画像である。例えば、血流に関するインデックスは、C B P [ml / 100ml / min]、C B V [ml / 100ml]、M T T [秒] 等が適当である。これらインデックスに関する機能画像の生成方法は、特許文献 1 に記載されている方法と同様なので、ここでは説明を省略する。

【 0 0 4 4 】

10

ステップ S B 8 及びステップ S B 9 が終了すると、制御部 31 は、表示部 22 に血管部分と機能画像とを重ねてカラー表示する（ステップ S B 10）。図 6 は、ステップ S B 10 で表示される画像の一例を示す図である。図 6 に示すように、この画像に描出されている脳組織部分は、インデックス値に応じて色分けされる。また、血管部分は、最大値ボリュームのデータに由来するため、血管部分のコントラストや血管の走行状態が良好に描出されている。

【 0 0 4 5 】

以上で図 5 に示した処理の流れが終了する。

【 0 0 4 6 】

なお、第 1 実施形態の別の応用例として、最大値ボリュームのデータに含まれる血管部分と脳組織部分とに色情報を割り付けてカラー表示してもよい。この場合、画像処理部 35 は、最大値ボリュームのデータに含まれる血管部分と脳組織部分とが区別されるように、色情報を最大値ボリュームのデータを構成するボクセルに割り付ける。具体的には脳組織部分は脳組織を走行する毛細血管部分であり、血管部分は脳動脈や脳静脈のような毛細血管以外の血管部分である。

20

【 0 0 4 7 】

図 7 を参照しながら別の応用例における色情報の割付処理を説明する。図 7 は、最大値ボリュームのデータのボクセルに割り付ける不透明度と C T 値との関係を示すオパシティーカーブ及びヒストグラムを示す図である。通常、脳組織の C T 値として考えられる C T 値の範囲は、とても狭く数十 H U である。脳組織の最大 C T 値よりも高い C T 値を有するボクセル（血管部分）には不透明度 “ 1 ” を、脳組織の C T 値の最小 C T 値よりも小さい C T 値を有するボクセル（水や脂肪部分（図示せず））には不透明度 “ 0 ” を割り付ける。そして脳組織部分のボクセルには、C T 値に応じて “ 0 ” から “ 1 ” へと直線的に変化するように不透明度を割り付ける。色情報は、ボクセルが有する不透明度に応じて割り付けられる。具体的には、血管部分には例えば赤色等の 1 色を、脳組織部分には不透明度に応じて段階的に赤色以外の 8 色程度を割り付ける。血管部分及び脳組織部分以外のボクセルには、色情報を割り付けない。

30

【 0 0 4 8 】

この様に色情報が割り付けられた最大値ボリュームのデータに基づく断面画像に描出される脳組織部分は、C T 値に応じて色分けされる。最大値ボリュームのデータにおける脳組織部分は、その座標の時系列の最大 C T 値を有している。従って、ユーザは、最大値ボリュームのデータに由来する断面画像を観察することで、脳組織の血流情報を色情報で判断することが可能となる。つまり、この断面画像は、血管の走行状態を示す血管画像及び脳組織の機能画像として活用できる。

40

【 0 0 4 9 】

上記構成により X 線 C T 装置 1 は、複数のボリュームのデータに基づいて単一のボリュームデータを生成する。ある局面において、ユーザは、生成された単一のボリュームのデータに基づく単一の画像のみを観察するだけで、複数のボリュームのデータに基づく複数の画像を観察したのと略同等な効果を得ることができる。かくして第 1 実施形態によれば、複数のボリュームのデータの診断効率を向上することが可能となる。

50

【 0 0 5 0 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。

【 0 0 5 1 】

また、表示部 2 2 は、画像処理部 3 5 に対し、時間方向に関する投影処理と空間方向に関する投影処理とを選択的に実行させる画面インターフェースを表示してもよい。この画面インターフェースは、ボリュームのリストの表示領域と、時系列投影処理ボタンと、空間投影処理ボタンとを有する。リスト表示領域には、処理対象の候補となる複数のボリュームが表示される。例えば、リスト表示領域には、最大値ボリュームに関する情報、複数の時系列ボリュームに関する情報が表示される。複数の時系列のボリュームに関する情報は、例えば、シリーズ毎あるいは検査毎に表示される。時系列投影処理ボタンは、処理対象のボリュームのデータに時系列投影処理を行なうためのボタンである。空間投影処理ボタンは、処理対象のボリュームのデータに空間投影処理を行なうためのボタンである。例えば、入力部 2 3 を介して、複数の時系列ボリュームが選択され、時系列投影処理ボタンが押されると、画像処理部 3 5 は、選択された複数の時系列ボリュームのデータを時系列投影処理する。

【 0 0 5 2 】

また、表示部 2 2 は、画像処理部 3 5 に対し、時間方向に関する投影処理の範囲と空間方向に関する投影処理の範囲との少なくとも一方を指定するための画面インターフェースを表示してもよい。図 8 は、この画面インターフェースの表示例を示す図である。図 8 に示すように画面インターフェースは、指定領域 R 1、指定領域 R 2、実行ボタン B B、及び表示領域 R 3 を有する。指定領域 R 1 は、時間方向に関する範囲を指定するための領域である。具体的には、指定領域 R 1 には、タイムチャート C H と 2 つのカーソル T C 1 と T C 2 とが表示される。タイムチャート C H は、スキャンシーケンスを管電流の時間変化として表している。2 つのカーソル T C 1 と T C 2 とは、タイムチャート C H 上で時間範囲を指定するためカーソルである。2 つのカーソル T C 1 と T C 2 とで挟まれる範囲 d T が、時間投影処理における時間範囲に設定される。指定領域 R 2 は、空間方向に関する範囲を指定するための領域である。具体的には、指定領域 R 2 には、断面画像 C I と 2 つのカーソル I C 1 と I C 2 とが表示される。断面画像 C I は、カーソル T C 1 と T C 2 とによって指定された時間範囲内に関する画像である。この断面画像 C I は、アキシャル断面、コロナル断面、サジタル断面、或いは任意の断面に関する画像である。2 つのカーソル I C 1 と I C 2 とは、断面画像 C I 上で空間範囲を指定するためのカーソルである。2 つのカーソル I C 1 と I C 2 とで挟まれる範囲 d S が、空間投影処理における空間範囲に設定される。入力部 2 3 を介して実行ボタン B B が押されることにより、画像処理部 3 5 は、指定された時間範囲及び空間範囲で投影処理を行なう。表示領域 R 3 には、指定された時間範囲及び空間範囲での投影処理により発生された画像が表示される。

【 0 0 5 3 】

また、X線 C T 装置 1 が 4 D C T スキャンするスキャン領域は、被検体の頭部であるとした。しかしながらこれに限定する必要はなく、頭部以外のあらゆる部位をスキャン領域としてもよい。しかし、X線検出器 1 4 が多列であるという特徴を活かすのであれば、スキャン領域は、被検体が天板 1 2 に載置された状態においてスライス方向に関する長さが 8 c m 以上である肝臓等の大きな臓器が好ましい。なぜなら、X線 C T 装置 1 は、上述のように、天板 1 2 又はガントリ 1 0 を移動することなしにこの大きな臓器の全体を 4 D C T スキャンすることが可能であるため、4 D C T スキャンにより生成される複数の時系列ボリュームのデータの位置合わせが不要だからである。

【 0 0 5 4 】

(第 2 実施形態)

図 9 は、本発明の第 2 実施形態に係る X 線 C T 装置 5 0 の構成を示す図である。なお以

10

20

30

40

50

下の説明において、第1実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行なう。

【0055】

図9に示すように、X線CT装置50は、ガントリ10とコンピュータ装置70とから構成される。コンピュータ装置70は、画像処理装置80と、表示部22と、入力部23とから構成される。画像処理装置80は、制御部31を中枢として、データ収集部32、前処理部33、再構成部34、画像処理部35、投影データ処理部36、及び記憶部40を有する。

【0056】

データ収集部32は、X線検出器14の各検出素子から読み出される電流信号を増幅し、デジタル信号に変換する。データ収集部32から出力されるデータは、入射X線の強度を反映しており生データと呼ばれる。

【0057】

前処理部33は、データ収集部32から出力される生データに対して、対数変換処理やX線検出器14の感度補正等の処理を行なう。前処理部33から出力されるデータは、投影データと呼ばれる。ここで、一つのボリュームのデータを再構成するために必要な投影データの集合を一単位として投影データセットと呼ぶことにする。また、第2実施形態においても、制御部31の制御により4DC Tスキャンが行なわれる。従って前処理部33は、同一スキャン領域に関しスキャン時刻の異なる複数の投影データセット(時系列投影データセット)を生成する。生成される複数の時系列投影データセットは、スキャン時刻を示すコードに関連付けて記憶部40に記憶される。時系列投影データセットとは、例えば、X線管13が回転角度0°に位置した時の時刻である。各投影データの位置は、ビュー数(X線管の回転角度:view)及び当該投影データに対応する検出素子の位置(チャンネル番号及び列番号)によって規定される。

【0058】

投影データ処理部36は、複数の投影データセットの時間方向における最大値、平均値、中央値、又は最小値に対応する単一の投影データセットを生成する。例えば、投影データ処理部36は、複数の投影データセットから単一の最大値投影データセットを生成する。具体的には、投影データ処理部36は、複数の投影データセット上の同一位置(ビュー、チャンネル数、列数)にある複数の投影データの値を比較し、これら複数の投影データの値のうちの最大値を特定する。特定された最大値を、投影データ処理部36は、最大値投影データセットの当該同一位置の投影データの値に設定する。この処理を各位置について行なうことにより、投影データ処理部36は、最大値投影データセットを生成する。生成された投影データセットは、記憶部40に記憶される。

【0059】

再構成部34は、投影データ処理部36又は記憶部40からの最大値投影データセットに再構成処理を行い最大値ボリュームのデータを、平均値投影データセットに再構成処理を行い平均値ボリュームのデータを、中央値投影データセットに再構成処理を行ない中央値ボリュームのデータを、又は最小値投影データセットに再構成処理を行い最小値ボリュームのデータを生成する。記憶部40は、生成されたボリュームのデータを記憶する。

【0060】

以下、投影データ処理部36による最大値投影データセットの生成処理について詳細に説明する。4DC Tにより、被検体の頭部に関する時間的に連続した複数の時系列投影データセットPS1~PSnが生成される。4DC Tスキャンは、造影剤注入直後あるいは注入直前から行われるとする。この添え字を投影データセット番号と呼ぶことにする。投影データセット番号(1~n)は、1<nであり、生成された時刻(順番)を示す。投影データセット番号1は、造影剤注入直後あるいは直前の時刻である。また、投影データセット番号nは、頭部に流れた造影剤が十分に薄まる時刻である。また、時系列投影データセットPS1、PS2、...PSn各々の位置(view,channel,row)における投影データを、それぞれ投影データPD1(view,channel,row)、PD2(view,channel,row)、...、PDn(vie

10

20

30

40

50

w, channel, row) と記載することにする。

【 0 0 6 1 】

上述のように、4 D C T スキャン中、被検体は固定され、且つ、天板 1 2 とガントリ 1 0 との移動はない。従って、同一位置における複数の時系列投影データセット P S 1、P S 2、... P S n の投影データ値は、互いにスキャン時刻の異なる同一軌跡の X 線パスに由来する。

【 0 0 6 2 】

図 1 0 は、最大値投影データセットの生成処理の流れを示す図である。まず、入力部 2 3 等からの開始要求を受けて制御部 3 1 は、投影データ処理部 3 6 に最大値投影データセットの生成処理を行なわせる。最大値投影データセットの生成処理において、まず投影データ処理部 3 6 は、複数の時系列投影データ P S 1 ~ P S n を記憶部 4 0 から読み込む。

【 0 0 6 3 】

次に投影データ処理部 3 6 は、読み込んだ複数の時系列投影データセット P S 1 ~ P S n の位置 (view, channel, row) = (i, j, k) における投影データ P D 1 (i, j, k) ~ P D n (i, j, k) の値に基づいて所定の投影データ値を決定する (ステップ S C 1)。例えば、所定の投影データ値は、投影データ P D 1 (i, j, k) ~ P D n (i, j, k) の値のうちの最大値 (最大投影データ値) である。

【 0 0 6 4 】

ステップ S C 1 において決定された最大投影データ値は、最大値投影データセットの位置 (i, j, k) における投影データ値に設定される (ステップ S C 2)。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 は、ステップ S C 1 及び S C 2 の処理を具体的に説明するための図である。図 1 1 は、列番号 row = k における時系列投影データセット (サイノグラム) P S 1 ~ P S n を示す図である。図 1 1 に示す時系列投影データセットは、一例として、フル再構成を用いる場合の投影データセットである。すなわち、一つの時系列投影データセットは、0 ° ~ 3 6 0 ° 分の投影データの集合により構成されている。まず、投影データ処理部 3 6 は、時系列投影データセット P S 1 ~ P S m ~ P S n (1 < m < n) 各々の、位置 (例えば (view, channel, row) = (i, j, k)) における投影データ P D 1 (i, j, k) ~ P D m (i, j, k) ~ P D n (i, j, k) の値が特定される。次に、特定された複数の投影データ値から最大投影データ値が特定され、特定された最大投影データ値は、最大値投影データセット M P S の位置 (i, j, k) における投影データ値に設定される。図 1 1 に示す例では、時系列投影データ P S 2 の位置 (i, j, k) の投影データ値が最大であり、この投影データ値が最大値投影データセットの位置 (i, j, k) における投影データ値に設定される。

【 0 0 6 6 】

ステップ S C 2 の処理が終了すると、投影データ処理部 3 6 は、最大値投影データセットの全ての位置について C T 値が設定されたか否かを判定する (ステップ S C 3)。ステップ S C 3 において否と判定すると (ステップ S C 3 : N O)、投影データ処理部 3 6 は、位置 (i, j, k) を変更する (ステップ S C 4)。そして投影データ処理部 3 6 は、変更後の位置について再びステップ S C 1 ~ ステップ S C 2 の処理を行なう。全ての位置についてこれらの処理が行われると (ステップ S C 3 : Y E S)、最大値投影データセットの全ての位置について投影データ値が設定されたことになる。即ち、最大値投影データセットが生成される。最大値投影データセットが生成されると最大値投影データセットの生成処理は終了する。

【 0 0 6 7 】

生成された最大値投影データセットは、再構成部 3 4 により、最大値ボリュームのデータに再構成される。再構成される最大値ボリュームのデータは、4 D C T によって生成された全ての時系列投影データセットに基づくため、比較的早く造影剤が到達する血管に比して遅れて造影剤が到達する遅延血管に関する情報も含む。

【 0 0 6 8 】

上記構成により X 線 C T 装置 5 0 は、複数の投影データセットに基づいて単一の投影デ

10

20

30

40

50

ータセットを生成する。そしてX線CT装置50は、生成された単一の投影データセットに基づいてボリュームのデータを生成する。ある局面において、ユーザは、生成されたボリュームのデータに基づく画像のみを観察するだけで、複数のボリュームのデータに基づく複数の画像を観察したのと略同等な効果を得ることができる。かくして第2実施形態によれば、複数のボリュームのデータの診断効率を向上することが可能となる。

【0069】

また、第1及び第2実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【0070】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0071】

20

【図1】本発明の第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置及び画像処理装置の構成を示す図。

【図2】図1の画像処理部による最大値ボリュームのデータの生成処理の流れを示す図。

【図3A】図2のステップSA1及びSA2の処理を説明するための図。

【図3B】図2のステップSA1及びSA2の処理を説明するための他の図。

【図4】図1の画像処理部による最大値ボリュームのデータの生成処理を説明するための図。

【図5】第1実施形態の最大値ボリュームのデータの応用例の流れを示す図。

【図6】図5のステップSB10にて表示される画像を示す図。

【図7】第1実施形態の最大値ボリュームのデータの他の応用例における色情報割付処理を示す図。

30

【図8】図1の画像処理部に対し、時間方向に関する投影処理の範囲と空間方向に関する投影処理の範囲とを指定するための画面インターフェースを示す図。

【図9】本発明の第2実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置及び画像処理装置の構成を示す図。

【図10】図9の投影データ処理部による最大値投影データセットの生成処理の流れを示す図。

【図11】図10のステップSC1及びステップSC2の処理を説明するための図。

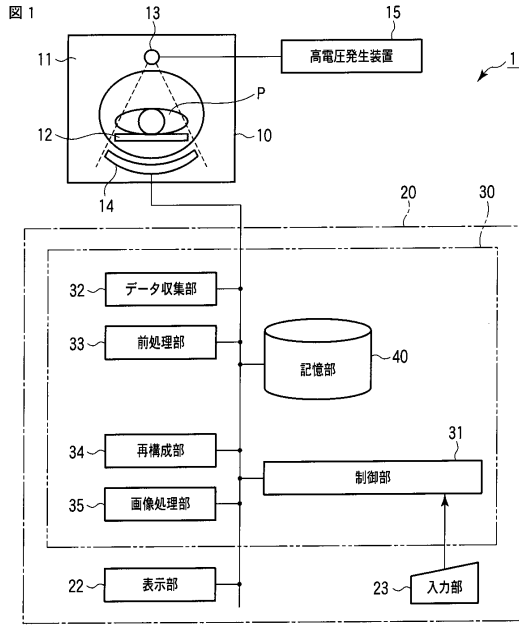
【符号の説明】

【0072】

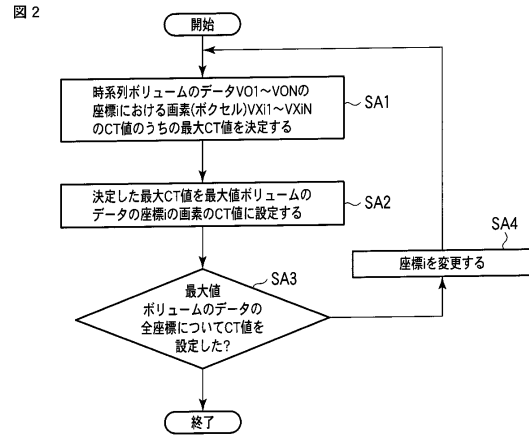
40

1...X線コンピュータ断層撮影装置、10...ガントリ、11...回転フレーム、12...天板、13...X線管、14...X線検出器、15...高電圧発生装置、20...コンピュータ装置、22...表示部、23...入力部、30...画像処理装置、31...制御部、32...データ収集部、33...前処理部、34...再構成部、35...画像処理部、40...記憶部。

【図1】

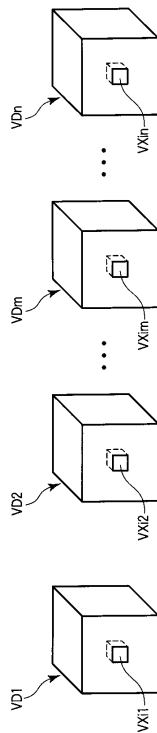


【図2】



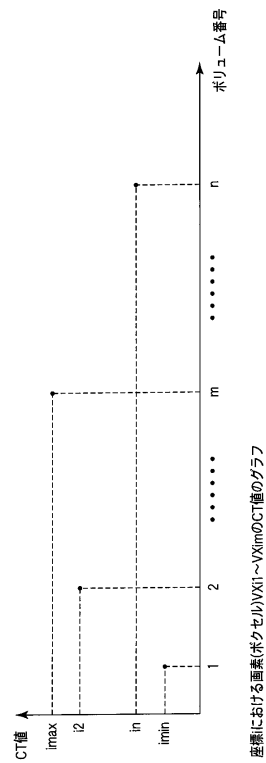
【図3A】

図3A



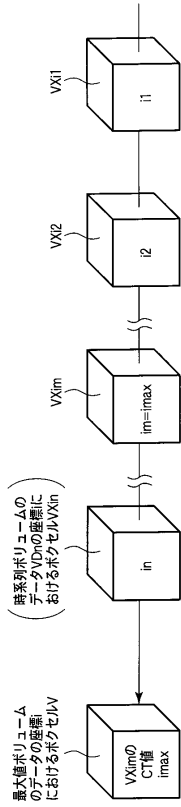
【図3B】

図3B



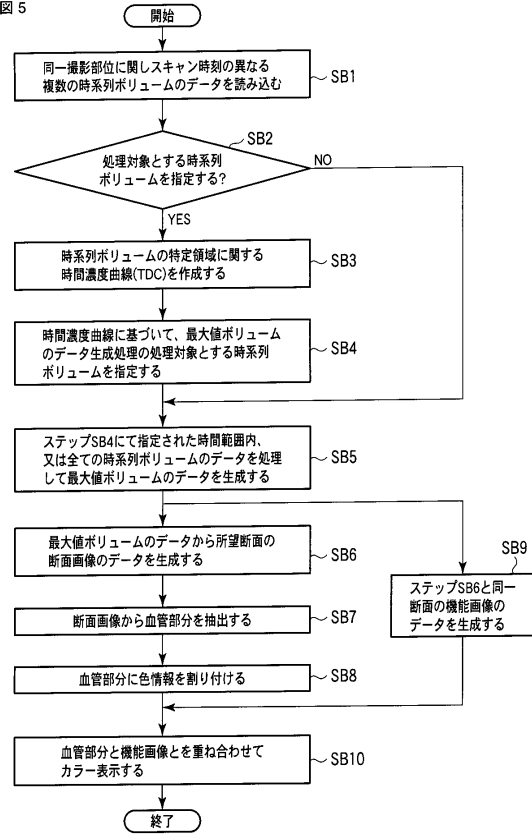
【 図 4 】

図 4



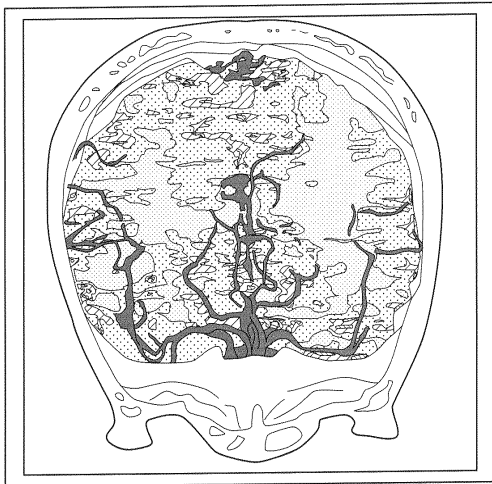
【 図 5 】

図 5



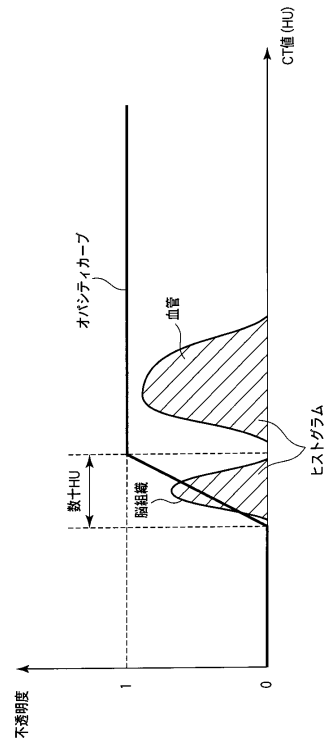
【 図 6 】

図 6

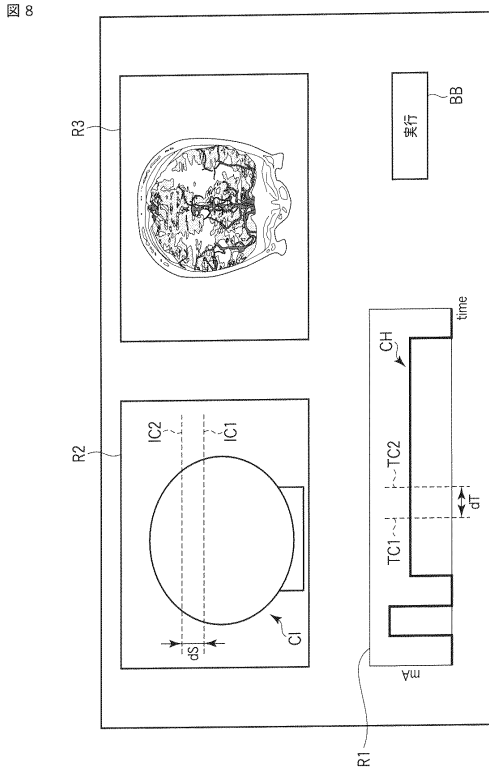


【 図 7 】

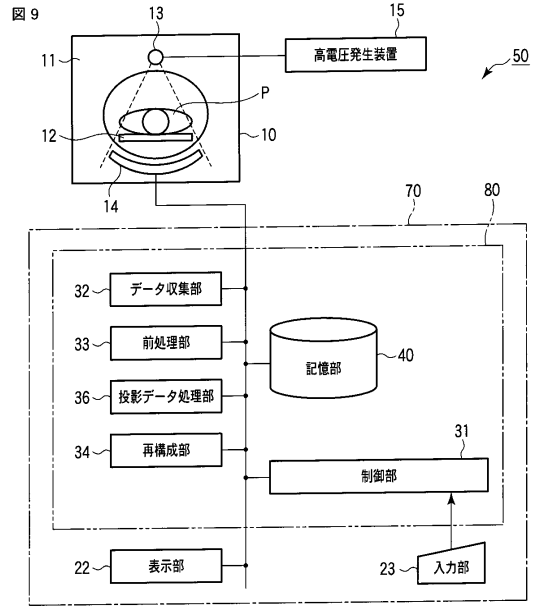
図 7



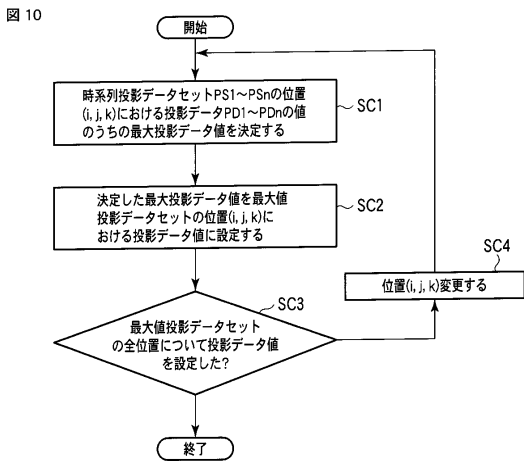
【 図 8 】



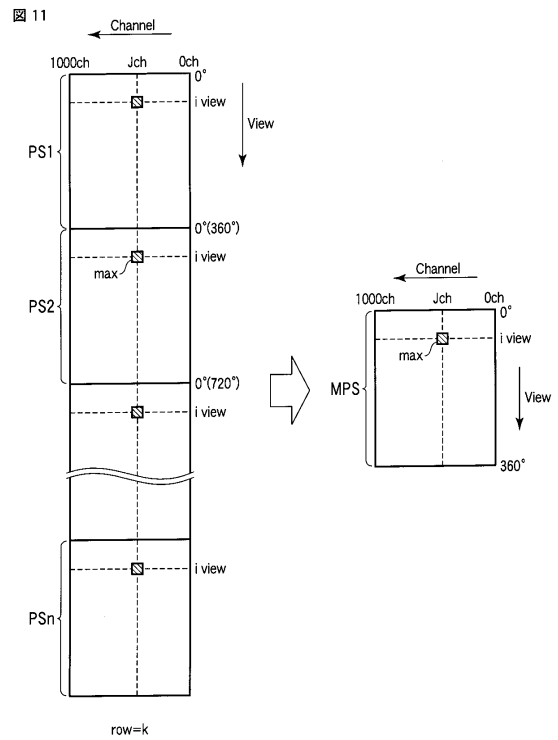
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(74)代理人 100153051

弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 塚越 伸介

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社内

(72)発明者 藤澤 恭子

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社内

合議体

審判長 尾崎 淳史

審判官 信田 昌男

審判官 平田 佳規

(56)参考文献 特開2007-151881(JP,A)

特開2007-34518(JP,A)

特開2006-239049(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B6/00-6/14