

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109973号
(P6109973)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 M
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 Z

請求項の数 6 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-1104 (P2016-1104) (22) 出願日 平成28年1月6日(2016.1.6) (62) 分割の表示 特願2013-117032 (P2013-117032) の分割 原出願日 平成19年2月27日(2007.2.27) (65) 公開番号 特開2016-41387 (P2016-41387A) (43) 公開日 平成28年3月31日(2016.3.31) 審査請求日 平成28年1月6日(2016.1.6) (31) 優先権主張番号 特願2006-50825 (P2006-50825) (32) 優先日 平成18年2月27日(2006.2.27) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(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 110001380 特許業務法人東京国際特許事務所 (72) 発明者 足立 確 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 (72) 発明者 齊藤 聡 東京都稲城市大丸294-11 和輝工業 株式会社内 審査官 原 俊文</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

C T画像を画像再構成するX線CT装置において、

投影データが十分である画質非劣化領域と比較し、X線のコーン角に因り投影データが不足する画質劣化領域の位置に関する情報を演算する領域演算部と、

投影データに基づいて複数のスライス位置にそれぞれ対応する複数のC T画像を生成する画像再構成部と、

前記複数のC T画像を基に、前記複数のC T画像とは異なるM P R断面のM P R画像を生成する断面変換部と、

前記情報に基づいて前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域の範囲を求め、前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域とを識別可能なように前記M P R画像を表示させる表示処理部と、

を有することを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記表示処理部は、前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域とで画像処理の特性を変えるものであり、階調変換特性及び色調特性のうち少なくとも一方を変えることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記表示処理部は、前記M P R画像のデータから、前記画質劣化領域に該当するデータを除去する画像処理を行なうことを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

10

20

【請求項 4】

前記表示処理部は、前記 M P R 画像上に、前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域との境界線を表示させる画像処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 5】

前記画質劣化領域以外の領域の大きさを入力可能な入力装置を有し、
前記表示処理部は、前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域とを前記画質劣化領域以外の領域の大きさの情報に基づいて求めることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 6】

前記表示処理部は、前記 M P R 画像の前記画質劣化領域部分に対して、非表示にする、色を変える、及び、コントラストを低下させる画像処理のうち少なくとも 1 つの画像処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体軸方向に多列の X 線検出器を有する X 線 C T 装置に係り、特に、体軸方向のコーン角を忠実に再現できるアルゴリズムを用いて画像を再構成したり、再構成できる範囲を明示したりする X 線 C T 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

公知の X 線 C T (C o m p u t e r i z e d T o m o g r a p h y) 装置は、患者等の被検体を間にして、X 線管と多チャンネルの X 線検出素子を複数の列状に備える X 線検出器とを対向配置し、これらを、被検体の周りに 360° に亘って回転させながら、X 線管から X 線ビームを患者の所定部位に照射する。そして、所定部位を透過した X 線量を X 線検出器により投影データとして計測し、このデータを基にコンピュータを用いて画像再構成処理することによって、所定部位の C T 画像を取得する。

【0003】

俗称として“マルチ”と呼ばれる公知の多列型 X 線 C T 装置には、2 列から 64 列までが現在、世の中に存在している。多列型 X 線 C T 装置の従来技術として、次のようなものがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 305527 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

X 線検出素子の体軸方向の長さ、X 線管と被検体の距離、F O V (f i e l d o f v i e w) 及びコーン角にも因るが、列数が 64 列以上の X 線検出器を用いた場合、C T 画像上には X 線のコーン角による投影データの相対的な不足から生じる画質劣化領域と、投影データが相対的に十分な画質非劣化領域とが生じることが想定される。しかし、従来の 2 列から 64 列までの X 線検出器では、C T 画像上で画質劣化領域及び画質非劣化領域の表示を区別する必要は殆どなかった。

【0006】

また、現状の 64 列の X 線検出器よりもスライス方向の長さが大きな X 線検出器を使用して収集した C T 画像上の画質劣化領域をマスクしようとした場合、オペレータは C T 検査時にマスクがかかる範囲を判別できず、必要としているスキャン範囲が目的の被検体を捕らえているのか否かをスキャン前に判別することができない。

【0007】

10

20

30

40

50

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、投影データが相対的に十分である画質非劣化領域の表示形式を適切に変更処理した表示画像を生成することで、検査及び読影を良好に行なうことができる画像を提供できるX線CT装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る画像表示装置は、上述した課題を解決するために、請求項1に記載したように、CT画像を画像再構成するX線CT装置において、投影データが十分である画質非劣化領域と比較し、X線のコーン角に因り投影データが不足する画質劣化領域の位置に関する情報を演算する領域演算部と、投影データに基づいて複数のスライス位置にそれぞれ対応する複数のCT画像を生成する画像再構成部と、前記複数のCT画像を基に、前記複数のCT画像とは異なるMPR断面のMPR画像を生成する断面変換部と、前記情報に基づいて前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域の範囲を求め、前記画質劣化領域と前記画質劣化領域以外の領域とを識別可能なように前記MPR画像を表示させる表示処理部と、を有する。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明に係るX線CT装置によると、投影データが相対的に十分である画質非劣化領域の表示形式を適切に変更処理した表示画像を生成することで、検査及び読影を良好に行なうことができる画像を提供できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係るX線CT装置の実施の形態を示すブロック図。

【図2】操作コンソールの機能ブロック図。

【図3】患者の所要部位の撮像空間を示すサジタル断面図。

【図4】M_FOVの生成方法を説明する図。

【図5】は、CT断面（アキシャル断面）における撮像空間外領域マップ及び画質劣化領域マップの一例を示す図。

【図6】CT画像を含む表示画像の一例を示す模式図。

【図7】CT画像を含む表示画像の一例を示す模式図。

30

【図8】CT画像を含む表示画像の一例を示す模式図。

【図9】撮像空間外領域マップ及び画質劣化領域マップの一例を示す図。

【図10】MPR像を含む表示画像の一例を示す図。

【図11】MPR像を含む表示画像の一例を示す図。

【図12】スキャノ像を含む表示画像の一例を示す概要図。

【図13】画像表示装置の実施の形態を示すブロック図。

【図14】画像表示装置の機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明に係るX線CT (Computed Tomography) 装置の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

40

【0012】

なお、X線CT装置には、X線管とX線検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転/回転 (ROTATE/ROTATE) タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定/回転 (STATIONARY/ROTATE) タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本実施の形態を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転/回転タイプとして説明する。また、1スライスのCT画像データを再構成するには、被検体の周囲1周、約360°分の投影データが、またハーフスキャン法でも180°+ビュー角分の投影データが必要とされる。いずれの再構成方式にも本実施の形態を適用可能である。また、入射X線を電荷に変換する

50

メカニズムは、シンチレータ等の蛍光体でX線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、X線による半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。X線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよい。また、近年では、X線管とX線検出器との複数のペアを回転フレームに搭載したいわゆる多管球型のX線CT装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本実施の形態では、従来からの一管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であっても、多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であってもいずれにも適用可能である。ここでは、一管球型として説明する。

【0013】

図1は、本発明に係るX線CT装置の実施の形態を示すブロック図である。

10

【0014】

図1は、X線ビームを照射するX線源と体軸方向に多列の検出素子を具備するX線検出器とを回転軸を中心に回転させながら投影データを収集し、X線ビームのコーン角を考慮した逆投影処理を行なってスライス毎にCT画像を画像再構成するX線CT装置10を示す。このX線CT装置10には、被検体M（患者M1やシリンダM2等）をX線でスキャンするための架台（ガントリ）11と、その架台11の空洞部内を、載置した被検体Mを体軸方向（z軸方向）に搬送するためのテーブル12と、架台11の動作を制御すると共に架台11から送られたデータに基づいてCT画像（アキシャル像）等を再構成し、出力（表示）する操作コンソール13とが備えられる。

【0015】

20

架台11は、チルト方向（図示しない）に動作することができ、その架台11には、回転部15及び固定部を有する。架台11の回転部15には、X線管21、コリメータ22、開口制御モータ23、X線検出器24及びデータ収集部（DAS：data Acquisition System）25が設けられる。X線管21及びコリメータ22とX線検出器24とは互いに架台11空洞部を挟んで、すなわち、被検体Mを挟んで対向する位置に設けられる。回転部15は、その位置関係を維持した状態で空洞部の周りを回転するように構成されている。

【0016】

また、固定部には、メインコントローラ31、IF（Interface）32a, 32b、X線管コントローラ33、開口制御モータドライバ34、回転モータ35、回転モータドライバ36、テーブルモータ37及びテーブルモータドライバ38が設けられる。

30

【0017】

X線発生源であるX線管21は、X線管コントローラ33によって駆動が制御され、X線管21の管球（図示しない）からX線検出器に向かってX線を照射する。

【0018】

コリメータ22は、開口制御モータドライバ34によって駆動が制御され、X線管21から照射したX線の照射範囲を制限するための開口を有する。

【0019】

X線検出器24は、コリメータ22および空洞部を経由してきたX線管21からのX線を検出するz軸方向に多列の検出素子（複数の構成（列数及びチャンネル数等）の異なる検出素子でもよい。）を具備する。X線検出器24のスライス方向には、X線検出素子が64列以上、例えば256列並設されている。

40

【0020】

データ収集部25は、X線検出器24の各検出チャンネルの出力に基づき投影データとして収集する。

【0021】

メインコントローラ31は、IF32aを介して操作コンソール13から受信した各種コマンドの解析を行ない、それに基づいてX線管コントローラ33、開口制御モータドライバ34、回転モータドライバ36、テーブルモータドライバ38及びデータ収集部25に対して各種制御信号を出力する。

50

【0022】

X線管コントローラ33は、X線管21に駆動信号を送信する。その制御信号によってX線管21は、X線を発生する。

【0023】

開口制御モータドライバ34は、開口制御モータ23に駆動信号を送信する。その制御信号によって開口制御モータ23は、コリメータ22の開口幅を調整する。

【0024】

回転モータドライバ36は、回転モータ35に駆動信号を送信する。その駆動信号によって回転モータ35は、回転部15がその位置関係を維持した状態で空洞部の周りを回転するように回転部15を回転させる。

10

【0025】

テーブルモータドライバ38は、テーブルモータ37に駆動信号を送信する。その駆動信号によってテーブルモータ37は、テーブル12をz軸方向に搬送する。

【0026】

また、データ収集部25で収集されたデータは、IF32bを介して操作コンソール13に送出される。

【0027】

操作コンソール13は、コンピュータをベースとして構成されている、いわゆるワークステーションであり、病院基幹のLAN(Local Area Network)等のネットワークNと相互通信可能である。操作コンソール13は、大きくは、CPU(Central Processing Unit)41、メモリ42、HD(Hard Disc)44、IF45a, 45b, 45c、入力装置46及び表示装置47等の基本的なハードウェアから構成される。CPU41は、共通信号伝送路としてのバスB1を介して、操作コンソール13を構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている。なお、操作コンソール13は、記録媒体ドライブ48を具備する場合もある。

20

【0028】

CPU41は、オペレータによって入力装置46が操作等されることにより指令が入力されると、メモリ42に記憶しているプログラムを実行する。又は、CPU41は、HD44に記憶しているプログラム、ネットワークNから転送されIF45cで受信されてHD44にインストールされたプログラム、又は記録媒体ドライブ48に装着された記録媒体から読み出されてHD44にインストールされたプログラムを、メモリ42にロードして実行する。

30

【0029】

メモリ42は、ROM(Read Only Memory)及びRAM(Random Access Memory)等の要素を兼ね備え、IPL(Initial Program Loading)、BIOS(Basic Input/Output System)及びデータを記憶したり、CPU41のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする記憶装置である。

【0030】

HD44は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。HD44は、操作コンソール13にインストールされたプログラム(アプリケーションプログラムの他、OS(Operating System)等も含まれる)や、データを記憶する記憶装置である。また、OSに、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力装置46によって行なうことができるGUI(Graphical User Interface)を提供させることもできる。

40

【0031】

IF45a, 45b, 45cは、各規格に応じた通信制御を行なう。IF45a, 45bは架台11と通信を行なうものであり、架台11のIF32a, 32bにそれぞれ接続される。また、IF45cは、電話回線を通じてネットワークNに接続することができる機能を有しており、これにより、操作コンソール13は、IF45cからネットワークN

50

網に接続することができる。

【0032】

入力装置46としては、オペレータによって操作が可能なキーボード及びマウス等が挙げられ、操作に従った入力信号がCPU41に送られる。入力装置46を介してユーザは、スライス方向におけるX線曝射領域の幅(後述する)を操作コンソール13に入力することができる。また、入力装置46を介してユーザは、CT画像を得るためのスキャン範囲(後述する)を設定入力することができる。

【0033】

表示装置47としては、モニタ等が挙げられる。表示しようとするイメージデータを展開するVRAM(Video Random Access Memory、図示しない)等のメモリにイメージデータ等を展開することで、画像を表示装置47に表示する。

10

【0034】

記録媒体ドライブ48は、記録媒体の着脱が可能となっており、記録媒体に記録されたデータ(プログラムを含む)を読み出して、バス上に出力し、また、バスを介して供給されるデータを記録媒体に書き込む。このような記録媒体は、いわゆるパッケージソフトウェアとして提供することができる。

【0035】

図2は、操作コンソール13の機能ブロック図である。

【0036】

図1に示した操作コンソール13のCPU41がプログラムを実行することによって、操作コンソール13は、領域演算部55、CTスキャン実行部56、投影データ記録部57及び画像処理部58として機能する。なお、各部55乃至58はプログラムを実行することによって機能する場合を説明するがその場合に限定されるものではない。各部55乃至58の一部又は全部は、操作コンソール13にハードウェアとして有するものであってもよい。

20

【0037】

領域演算部55は、コーン角の影響により投影データの相対的な不足やノイズ及び画像ひずみ等から投影データの収集範囲の端付近に生じる画質劣化領域(低画質領域)の位置に関する情報を、スライス位置に基づいて演算する。具体的には、領域演算部55は、撮像空間の径の外側領域と、コーン角の影響による投影データの収集範囲の端付近に生じる画質劣化領域の位置に関する情報と、画質劣化領域以外の領域であって投影データが相対的に十分な画質非劣化領域(画質正常領域)の位置に関する情報とを、スライス方向の位置情報に基づいてそれぞれ演算する。領域演算部55は、画質非劣化領域生成部61、撮像空間外領域マップ生成部62及び画質劣化領域マップ生成部63を有する。

30

【0038】

ここで、撮像空間(FOV:Field Of View)とz軸方向の距離(後述するVDS)とによって形成される領域に対して各投影角度(ビュー角度)にてX線照射を行なう場合、ある投影角度の投影データとその対向する(180度前後の差異がある)投影角度の投影データとの両方が存在する場合がある。その場合、ある投影角度の投影データのデータ領域とその対向する投影角度のデータ領域とを比較して、重ならないデータ領域の一部を再構成した領域を画質劣化領域と定義する。

40

【0039】

画質非劣化領域生成部61は、撮像空間の径と、X線検出器24の体軸方向の幅と、X線源及びX線検出器24の距離と、最端スライス断面における画質非劣化領域の径とを基に、回転部15の回転軸を中心とする各スライス断面上に生じる画質非劣化領域を生成する機能を有する。

【0040】

図3は、患者M1の所要部位の撮像空間を示すサジタル断面図である。

【0041】

図3に示す撮像空間のx軸方向は基準物質を充填した円筒形の模型、例えば水ファント

50

ム、の数及び配置等によって決まり、z軸方向に軸心をもつ円筒形の撮像空間の径(Calibration_Field_Of_View: Calib_FOV)を表し、また、z軸方向はX線検出器24のz軸方向におけるX線曝射領域の幅(Detector_Size: DS)ないし再構成が可能なスライス位置の範囲(再構成FOV)を表す。Calib_FOVは、z軸方向を軸心としたシリンダの径によって決まるので、z軸方向の変化によっては変化せずに一定である。

【0042】

画質非劣化領域生成部61は、サジタル断面系において、Calib_FOVと、DSと、X線源及びX線検出器24の距離(Focus_Center_Distance: FCD)と、回転部15の回転軸を中心としX線検出器24のz軸方向の最端スライス断面(再構成FOVの最端部)における画質非劣化領域の直径であるMinimum_Mask_FOV(MM_FOV)とを基に、回転部15の回転軸を中心とした再構成FOV内の各スライス断面上に生じる画質非劣化領域の大きさ(直径)(Mask_FOV: M_FOV)を生成する。なお、MM_FOVは、オペレータによって入力装置46を用いて適宜入力されるものであってもよいし、予め設定したものであってもよい。また、MM_FOVとして予め設定したものをを用いる場合、検査部位毎や、オペレータ毎に設定されるものであってもよい。

10

【0043】

図4は、M_FOVの生成方法を説明する図である。なお、図4では、撮像空間の重心位置を基点としたxz座標系(サジタル断面系)における第1象限のみを平面的に示すものとする。よって、図4では、Calib_FOVは半径としての1/2_Calib_FOVと、DSは1/2_DSと、MM_FOVは半径としての1/2_MM_FOVと表される。また、図4において、回転部15の回転軸を中心とする各スライス断面上に画質非劣化領域として生じるサジタル断面上の部分に、便宜上、ハッチングを施している。

20

【0044】

例えば、図1に示した入力装置46を用いてオペレータが操作コンソール13にMM_FOVを入力することによって、そのMM_FOVと、FCDと、DSとから、X線検出器24におけるz軸方向の仮想の幅(Virtual_Detector_Size: VDS)が、次の式(1)によって演算される。なお、図4では、VDSは1/2_VDSと表される。

30

【0045】

【数1】

$$VDS = \frac{2 \times FCD \times DS}{FCD - MM_FOV} \quad \dots (1)$$

【0046】

また、所要のスライス位置におけるz軸方向の座標(Dist)は、X線検出器24のz軸方向の中心に具備される検出素子の列数(Sseg)と所要のスライス位置における検出素子の列数(seg)との差の絶対値と、検出素子の大きさ(SegSize)とから、次の式(2)によって演算される。

40

【0047】

【数2】

$$Dist = abs(Cseg - seg) \times SegSize \quad \dots (2)$$

【0048】

よって、所要のスライス位置における暫定のM_FOV(tmp_M_FOV)が、次の式(3)によって演算される。すなわち、tmp_M_FOVは、スライス位置によって変化することになる。

【0049】

【数3】

$$tmpM_FOV = \left(1 - \frac{Dist}{VDS}\right) \times 2 \times FCD \quad \dots (3)$$

【0050】

また、各スライス位置において、Calib_FOV及びtmpM_FOVを基に、次の式(4)によって小さい方をM_FOVとして取得する。

【0051】

【数4】

$$M_FOV = \min(tmpM_FOV, Calib_FOV) \quad \dots (4)$$

10

【0052】

例えば、図4中のスライス位置S1の場合のM_FOVは、次の式(5)のようになる。

【0053】

【数5】

$$M_FOV = Calib_FOV \quad \dots (5)$$

【0054】

また、スライス位置S2の場合のM_FOVは、次の式(6)のようになる。

20

【0055】

【数6】

$$M_FOV = tmpM_FOV \quad \dots (6)$$

【0056】

図2に示した撮像空間外領域マップ生成部62は、Calib_FOVと、再構成FOVとを基に、一般的な手法にて、再構成中心を中心とした各スライス断面上における撮像空間の径の外側領域である撮像空間外領域マップを生成する機能を有する。

【0057】

画質劣化領域マップ生成部63は、Calib_FOVと、再構成FOVと、画質非劣化領域生成部61で生成したM_FOVとを基に、再構成中心を中心とした各スライス断面上に生じる画質劣化領域の画質劣化領域マップを生成する機能を有する。なお、図4に示すように、再構成FOV内のスライス位置によっては、画質劣化領域の径(割合)が変化する。

30

【0058】

図5は、CT断面(アキシャル断面)における撮像空間外領域マップ及び画質劣化領域マップの一例を示す図である。

【0059】

図5は、図4に示したスライス位置S2のスライス断面であって、図1に示した回転部15の回転軸を再構成中心とした場合の撮像空間外領域マップT1及び画質劣化領域マップT2を示す。画質劣化領域マップT2は、円形の内枠(図中の破線)と外枠(図中の実線)とに挟まれたドーナツ状のマップとなる。

40

【0060】

なお、架台11のチルト角が0°の場合は図5に示すように画質劣化領域マップT2の内枠及び外枠(撮像空間外領域マップT1の内枠)は円形になるが、架台11のチルト角が0°以外の場合は、楕円形となる。また、図5は、回転部15の回転軸を再構成中心とした場合の各マップを示しているがその場合に限定されるものではなく、回転部15の回転軸と再構成中心とが異なる場合であってもよい。その場合、画質劣化領域マップT2の内枠及び外枠には一部欠けが発生する場合がある。

【0061】

50

なお、図4に示したスライス位置S1のスライス断面であって、図1に示した回転部15の回転軸を再構成中心とした場合、画質劣化領域マップT2は生成されない。

【0062】

図2に示したCTスキャン実行部56は、架台11の回転部15を回転させ、CTスキャンを実行して投影データを収集する機能を有する。CTスキャンでは、まず、被検体Mを回転部15の空洞部に位置させた状態でz軸方向の位置を固定し、X線管21からのX線ビームを被検体に照射し(X線の投影)、その透過X線をX線検出部24で検出する。そして、この透過X線の検出を、X線管21とX線検出部24を被検体Mの周囲を回転させながら(すなわち、投影角度を変化させながら)複数N(例えば、N=1,000)のビュー方向で、360度分行なう。検出された各透過X線は、データ収集部25でデジタル値に変換されて投影データとしてIF32bを介して操作コンソール13に転送される。これら一連の工程を1つの単位として1スキャンとよぶ。

10

【0063】

投影データ記録部57は、架台11から転送されてくる投影データをHD44等の記憶装置に記録する機能を有する。

【0064】

画像処理部58はCT画像を再構成し、画質劣化領域と画質非劣化領域とを識別できるようにCT画像に対して画像処理(表示処理を含む)を行ない、画像処理後の画像を表示装置47に表示させる機能を有する。画像処理部58は、画質劣化領域と画質非劣化領域とが識別可能となるように画像処理の特性を変えるものであり、CT画像上の階調変換特性及び色調特性のうち少なくとも一方を変える画像処理を行なう。又は、画像処理部58は、画質劣化領域と画質非劣化領域とが識別可能となるように、CT画像のデータから画質劣化領域に該当するデータを除去するようにCT画像の画像処理を行なってもよい。又は、画像処理部58は、画質劣化領域と画質非劣化領域とが識別可能となるように、CT画像の画質劣化領域部分に対して、非表示にする、色を変える、及び、コントラストを低下させる表示処理のうち少なくとも1つの表示処理を行なってもよい。又は、画質劣化領域と画質非劣化領域とが識別可能となるように、画質劣化領域の内枠(画質劣化領域と画質非劣化領域との境界)に境界線を表示させる表示処理を行なってもよい。具体的には、画像処理部58は、画像再構成部66及び表示処理部67を有する。

20

【0065】

画像再構成部66は、CTスキャン実行部56で収集して投影データ記録部57で記録した投影データ、又は、HD44等の記憶装置に予め記憶された投影データを基に、各スライス断面上のCalib_FOV内側(画質劣化領域及び画質非劣化領域)を逆投影(バックプロジェクション)してCT画像(再構成画像)を生成する機能を有する。コンベンショナルスキャン、ダイナミックスキャン及びリアルタイムスキャン等に利用される画像再構成では、z軸方向のコーン角を忠実に再現できるアルゴリズムを用いて再構成を実施する。

30

【0066】

表示処理部67は、表示画像を表示装置47に表示させる。具体的には、表示処理部67は、撮像空間外領域マップ処理部68及び画質劣化領域マップ処理部69を有する。

40

【0067】

撮像空間外領域マップ処理部68は、スライス毎に、撮像空間外領域マップ生成部62で生成した撮像空間外領域マップと画像再構成部66で再構成したCT画像とを再構成中心を基準として合わせ、撮像空間外領域マップ内に該当するピクセル(画素)のピクセル値(画素値)を、画像を視認不可能とするマスク値(例えば、“-2048”)に置換する。

【0068】

画質劣化領域マップ処理部69は、スライス毎に、画質劣化領域マップ生成部63で生成した画質劣化領域マップと画像再構成部66で再構成したCT画像とを再構成中心を基準として合わせ、画質劣化領域マップ内の表示形式を変換する。画質劣化領域マップ処理

50

部 6 9 には、マスク値置換部 6 9 a、可変マスク値加算部 6 9 b 及び縁取線配置部 6 9 c のうち少なくとも 1 つが設けられる。

【 0 0 6 9 】

マスク値置換部 6 9 a は、画質劣化領域マップ内に該当するピクセルのピクセル値を、画像を視認不可能とするマスク値に置換する。

【 0 0 7 0 】

可変マスク値加算部 6 9 b は、画質劣化領域マップ内のマスクの透明度を可変とするために、画質劣化領域マップ内に該当するピクセルのピクセル値に、可変マスク値を加算する処理を行なう。

【 0 0 7 1 】

縁取線配置部 6 9 c は、画質劣化領域マップの枠に縁取り線を配置する処理を行なう。

【 0 0 7 2 】

なお、再構成マトリクス（ボリュームを含む）の画素の大きさによっては、画質劣化領域マップ内の画質劣化領域に該当するピクセルと、画質劣化領域マップ内及び撮像空間外領域マップ内ではない画質非劣化領域に該当するピクセルとの境界付近に、画像劣化領域と画像非劣化領域との両方を含む画素が存在する場合がある。その場合、画像劣化領域と画像非劣化領域との両方を含む画素に対して、画像劣化領域又は画像非劣化領域としての処理を行なってもよいし、グラデーション処理等のように画像劣化領域及び画像非劣化領域とは異なる処理を行なってもよい。

【 0 0 7 3 】

図 6、図 7 及び図 8 は、C T 画像を含む表示画像の一例を示す模式図である。

【 0 0 7 4 】

図 6、図 7 及び図 8 に示す表示画像は、図 4 に示したスライス位置 S 2 のスライス断面であって、図 1 に示した回転部 1 5 の回転軸を再構成中心とした場合の C T 画像を含む表示画像である。図 6 は、画質劣化領域マップ処理部 6 9 のマスク値置換部 6 9 a を機能させ、画質劣化領域マップ T 2 内のピクセルのピクセル値をマスク値で置換した表示画像を示す。図 7 は、画質劣化領域マップ処理部 6 9 の可変マスク値加算部 6 9 b を機能させ、画質劣化領域マップ T 2 内のピクセルのピクセル値に可変マスク値を加算した表示画像を示す。なお、ピクセル値に可変マスク値を加算した部分に、便宜上、ハッチングを施している。また、図 8 は、画質劣化領域マップ処理部 6 9 の縁取線配置部 6 9 c を機能させ、画質劣化領域マップ T 2 の内枠に縁取り線（図中の円形の実線）を配置した表示画像を示す。なお、回転部 1 5 の回転軸と再構成中心とが異なる場合、表示画像に一部欠けが発生する場合がある。

【 0 0 7 5 】

本実施の形態において、検査に適さない画質劣化領域と検査に適した画質非劣化領域とを区別するために画質劣化領域マップ処理部 6 9 のマスク値置換部 6 9 a を機能させれば、撮像空間外領域マップ T 1 と同様に、画質劣化領域マップ T 2 のピクセル値をマスク値に置換して、画質非劣化領域にかかる C T 画像のみからなる表示画像を表示することができる（図 6）。

【 0 0 7 6 】

しかし、画質劣化領域マップ T 2 をマスク値に置換すると、画質非劣化領域内の像が患者 M 1 のどの部分（部位）のものなのか、すなわち、全体に対する位置関係が判別できない場合がある。よって、本実施の形態では、画質劣化領域マップ処理部 6 9 の可変マスク値加算部 6 9 b を機能させ、画質劣化領域マップ T 2 に施すマスクの透明度を、画質非劣化領域内の像の全体に対する位置関係が判別できる程度に変化させ、画質非劣化領域及び画質劣化領域にかかる C T 画像からなる表示画像を表示することができる（図 7）。よって、画質劣化領域マップ T 2 内の像が低画質であることを示すと共に、画質劣化領域マップ T 2 内のマスク下の像が視認できる。なお、画質劣化領域マップ T 2 に施すマスクの透明度は、オペレータが設定できるようにする。

【 0 0 7 7 】

また、画質劣化領域マップ処理部 6 9 の縁取線配置部 6 9 c を機能させることによって、表示画像を表示することができ(図 8)、可変マスク値加算部 6 9 b と同様の効果が得られる。なお、縁取り線は、例えば、実線、破線及び太線(ただし、外側に膨らむこと)等からオペレータが自由に選択でき、また、縁取り線の色もオペレータが自由に選択できる。

【 0 0 7 8 】

さらに、図 2 に示した操作コンソール 1 3 を、位置決め用の画像(スキャノ像)を生成するスキャノ撮影実行部 7 1 及びスキャノ像生成部 7 2 として機能させてもよい。

【 0 0 7 9 】

操作コンソール 1 3 を、スキャノ撮影実行部 7 1 及びスキャノ像生成部 7 2 として機能させる場合、撮像空間外領域マップ生成部 6 2 は、撮像空間の径(C a l i b _ F O V)と、X線検出器 2 4 の体軸方向の幅(D S)とを基に、回転部 1 5 の回転軸を中心とした各スライス断面上における撮像空間の径の外側領域から、サジタル断面に生じる撮像空間の径の外側領域の撮像空間外領域マップを生成する機能を有する。画質劣化領域マップ生成部 6 3 は、撮像空間の径と、X線検出器 2 4 の体軸方向の幅と、画質非劣化領域生成部 6 1 で生成した画質非劣化領域とを基に、回転部 1 5 の回転軸を中心とした各スライス断面上に生じる画質劣化領域から、サジタル断面に生じる画質劣化領域の画質劣化領域マップを生成する機能を有する。

【 0 0 8 0 】

図 9 は、撮像空間外領域マップ及び画質劣化領域マップの一例を示す図である。

【 0 0 8 1 】

図 9 は、図 1 に示した回転部 1 5 の回転軸を中心とした各スライス断面上の撮像空間外領域から生成され、サジタル断面に発生する撮像空間外領域マップ T 1 と、同じく画質劣化領域から生成され、サジタル断面に発生する画質劣化領域マップ T 2 とを示す。又は、図 9 は、スキャノ像上の撮像空間外領域から生成され、スキャノ像に発生する撮像空間外領域マップ T 1 と、同じく画質劣化領域から生成され、スキャノ像に発生する画質劣化領域マップ T 2 とを示す。

【 0 0 8 2 】

また、スキャノ像上に撮像空間外領域マップ T 1 と画質劣化領域マップ T 2 とが適用される場合、スキャノ像と共に、スキャン範囲を表すマーク(図 9 中の破線)を重畳した画像を表示してもよい。スキャノ像上に、画質劣化領域マップ T 2 を、スキャン範囲と共に明示することで、スキャン範囲と画像化(画質が保たれたデータの画像化)できる範囲とが異なることを明示することができる。なお、画像処理部 6 7 は、スキャノ像の画質劣化領域部分に対して、非表示にする、色を変える、及び、コントラストを低下させる画像処理のうち少なくとも 1 つの画像処理を行なってもよい。

【 0 0 8 3 】

スキャノ撮影実行部 7 1 は、スキャノ撮影を実行する機能を有する。スキャノ撮影では、メインコントローラ 3 1 の制御の下で、回転部 1 5 の回転が停止された状態で X 線照射及びデータ収集が実施される。このスキャノ撮影で収集された投影データは、操作コンソール 1 3 に送られる。

【 0 0 8 4 】

スキャノ像生成部 7 2 は、操作コンソール 1 3 に送られた投影データを、操作コンソール 1 3 の H D 4 4 等の記憶装置を介して収集位置に応じて配列してスキャノ像を生成する機能を有する。

【 0 0 8 5 】

さらに、操作コンソール 1 3 を、断面変換部 8 1 として機能させてもよい。

【 0 0 8 6 】

操作コンソール 1 3 を断面変換部 8 1 として機能させる場合、撮像空間外領域マップ生成部 6 2 は、撮像空間の径(C a l i b _ F O V)と、X線検出器 2 4 の体軸方向の幅(D S)とを基に、再構成中心を中心とした各スライス断面上における撮像空間の径の外側

10

20

30

40

50

領域から、MPR (Multi Planar Reconstruction) 断面に生じる撮像空間の径の外側領域の撮像空間外領域マップを生成する機能を有する。画質劣化領域マップ生成部 63 は、撮像空間の径と、X線検出器 24 の体軸方向の幅と、画質非劣化領域生成部 61 で生成した画質非劣化領域とを基に、再構成中心を中心とした各スライス断面上に生じる画質劣化領域から、MPR 断面に生じる画質劣化領域の画質劣化領域マップを生成する。

【0087】

断面変換部 81 は、画像再構成部 66 で再構成した複数枚のCT画像を基に、そのCT画像とは異なるMPR断面の画像(コロナル像、サジタル像及びオブリーク像等)を再構成し、MPR像を生成する機能を有する。

10

【0088】

図10及び図11は、MPR像(サジタル像)を含む表示画像の一例を示す図である。

【0089】

図10及び図11は、水を収容したシリンダM2をスキャンして、サジタル面で断面変換したMPR像を示す。図10は、画質劣化領域マップ処理部69のマスク値置換部69aを機能させ、ピクセル値をマスク値に置換した画質劣化領域マップT2を合わせたMPR像を示す。一方、図11は、画質劣化領域マップ処理部69の縁取線配置部69cを機能させ、画質劣化領域T2の内枠に縁取線を配置したMPR像を示す。ここで、図10及び図11は、回転部15の回転軸を再構成中心とした場合の表示画像を示しているがその場合に限定されるものではなく、回転部15の回転軸と再構成中心とが異なる場合であってもよい。

20

【0090】

図12は、スキャノ像を含む表示画像の一例を示す概要図である。

【0091】

図12は、画質劣化領域マップ処理部69の縁取線配置部69cを機能させ、画質劣化領域T2の内枠に、スキャン領域又は撮像領域を示す縁取線を配置したスキャノ像を示す。なお、スキャノ像を表示する場合、画質劣化領域の表示又は非表示が選択される。

【0092】

なお、本実施の形態の技術は、複数のスライス位置毎の複数のCT画像を基に生成する3次元画像の画像処理にも応用できる。画像処理部58は、複数のスライス位置毎に画質劣化領域と画質非劣化領域の範囲を求めて、画質劣化領域と画質非劣化領域とを識別できるように、複数のスライス位置のCT画像を基に取得した3次元画像に対して画像処理を行なう。

30

【0093】

本実施の形態のX線CT装置10によると、投影データが相対的に十分である画質非劣化領域の表示形式を適切に変更処理した表示画像を生成することで、検査及び読影を良好に行なうことができる画像を提供できる。

【0094】

図13は、本発明に係る画像表示装置の実施の形態を示すブロック図である。

【0095】

図13は、X線ビームを照射するX線源とスライス方向に沿って多列の検出素子を具備するX線検出器とを回転軸を中心に回転させながら投影データを収集し、X線ビームのコーン角を考慮した逆投影処理を行なってCT画像を画像再構成する一般的なX線CT装置88と、ネットワークNを介してX線CT装置88と通信可能に接続される画像表示装置(ビューア)89とを示している。

40

【0096】

画像表示装置89は、大きくは、CPU91、メモリ92、HD94、IF95、入力装置96及び表示装置97等の基本的なハードウェアから構成される。CPU41は、共通信号伝送路としてのバスB2を介して、画像表示装置89を構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている。なお、画像表示装置89は、記録媒体ドライブ98を具備

50

する場合もある。また、画像表示装置 89 はネットワーク N を介して X 線 CT 装置 88 から CT 画像を取得する場合に限定されず、例えば、X 線 CT 装置 88 で生成した CT 画像を記録媒体に記録し、その記録媒体を画像表示装置 89 の記録媒体ドライブ 98 で読み出すことによって X 線 CT 装置 89 から CT 画像を取得する場合であってもよい。

【0097】

ここで、CPU 91、メモリ 92、HD 94、IF 95、入力装置 96、表示装置 97 及び記録媒体ドライブ 98 は、図 1 に示した CPU 41、メモリ 42、HD 44、IF 45、入力装置 46、表示装置 47 及び記録媒体ドライブ 48 と同等の機能をそれぞれ有するものとして、説明を省略する。

【0098】

図 14 は、画像表示装置 89 の機能ブロック図である。

【0099】

図 13 に示した画像表示装置 89 の CPU 91 がプログラムを実行することによって画像表示装置 89 は、領域演算部 55 及び表示処理部 67 として機能する。なお、各部 55 及び 67 はプログラムを実行することによって機能する場合を説明するがその場合に限定されるものではなく、画像表示装置 89 にハードウェアとして有するものであってもよい。

【0100】

領域演算部 55 は、図 2 で説明したように、画質非劣化生成部 61、撮像空間外領域マップ生成部 62 及び画質劣化領域マップ生成部 63 を有する。

【0101】

また、表示処理部 67 は、図 2 で説明したように、撮像空間外領域マップ処理部 68 及び画質劣化領域マップ処理部 69 を有する。

【0102】

画像表示装置 89 の表示処理部 67 が、領域演算部 55 で演算した画質劣化領域の位置に関する情報に基づいて、画質劣化領域と画質劣化領域以外の領域とを識別可能な形態で CT 画像を表示装置 97 に表示させることで、医師等の読影者は、表示装置 97 上の表示画像を見ながら読影を行なう。よって、読影者は、表示画像によって正確で精度の良い読影を行なえる。

【0103】

本実施の形態の画像表示装置 89 によると、投影データが相対的に十分である画質非劣化領域の表示形式を適切に変更処理した表示画像を生成することで、検査及び読影を良好に行なうことができる画像を提供できる。

【符号の説明】

【0104】

- 10 X 線 CT 装置
- 13 操作コンソール
- 24 X 線検出器
- 46 入力装置
- 47 表示装置
- 55 領域演算部
- 56 CT スキャン実行部
- 57 投影データ記録部
- 58 画像処理部
- 61 画質非劣化領域生成部
- 62 撮像空間外領域マップ生成部
- 63 画質劣化領域マップ生成部
- 66 画像再構成部
- 67 表示処理部
- 68 撮像空間外領域マップ処理部

10

20

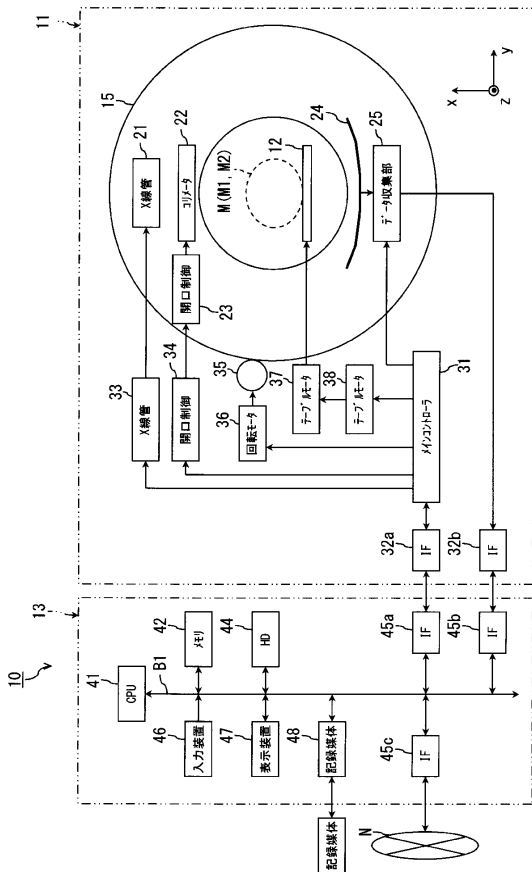
30

40

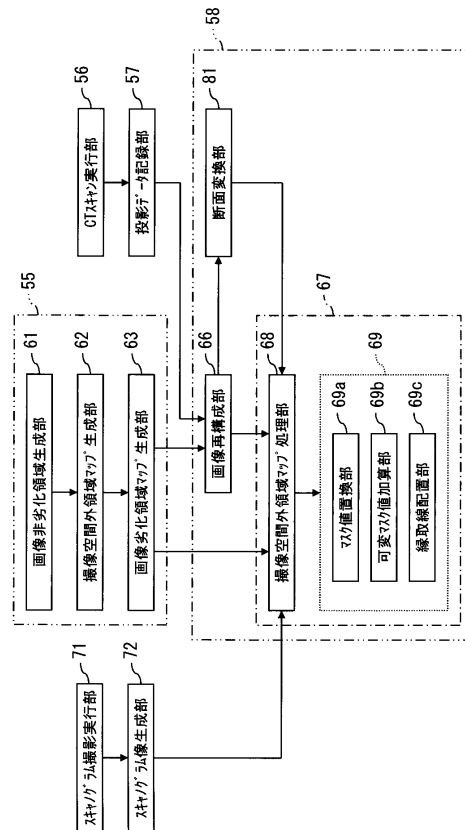
50

- 6 9 画質劣化領域マップ処理部
- 6 9 a マスク値置換部
- 6 9 b 可変マスク値加算部
- 6 9 c 縁取線配置部
- 7 1 スキャノ撮影実行部
- 7 2 スキャノ像生成部
- 8 1 断面変換部
- 8 9 画像表示装置

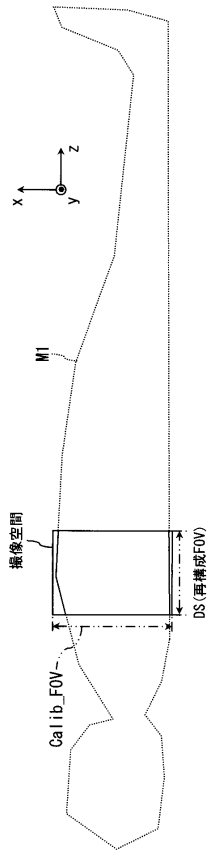
【図 1】



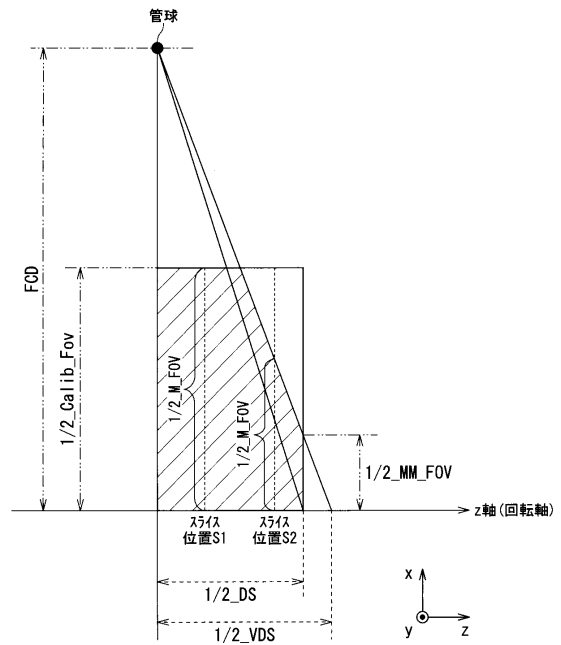
【図 2】



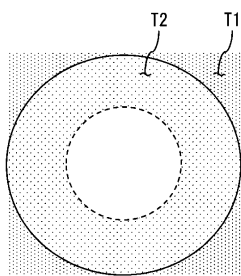
【 図 3 】



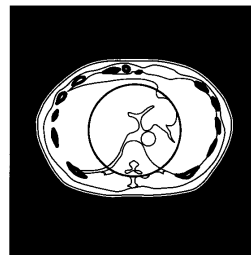
【 図 4 】



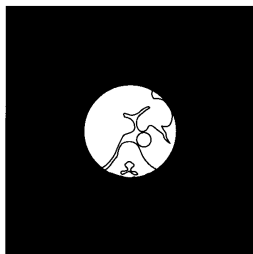
【 図 5 】



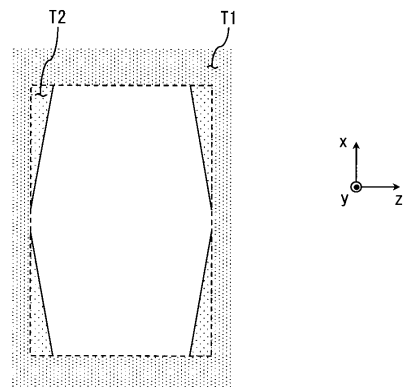
【 図 8 】



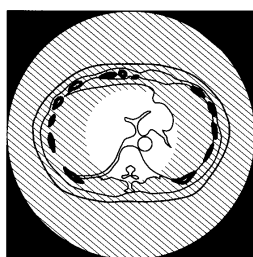
【 図 6 】



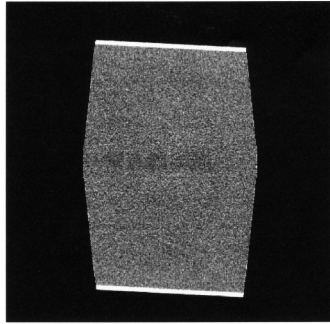
【 図 9 】



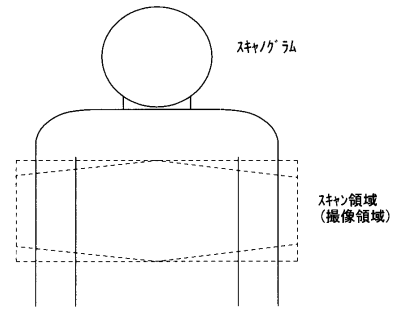
【 図 7 】



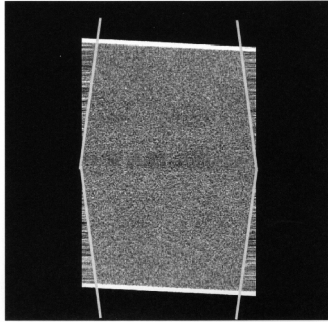
【図10】



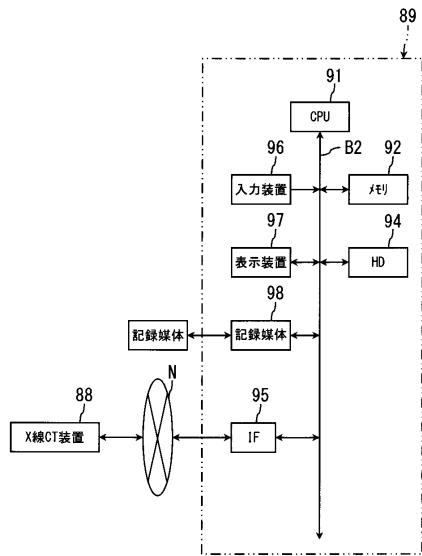
【図12】



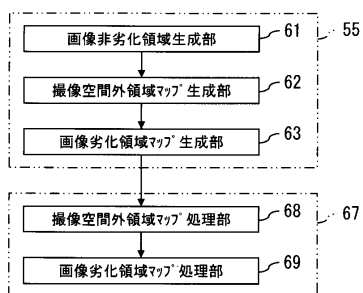
【図11】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-121853(JP,A)
特開平09-019425(JP,A)
特開平11-009582(JP,A)
特開2002-360562(JP,A)
国際公開第2005/077278(WO,A1)
国際公開第2005/078661(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03