

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5523784号
(P5523784)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 5/00 G

請求項の数 3 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-226791 (P2009-226791)
 (22) 出願日 平成21年9月30日(2009.9.30)
 (65) 公開番号 特開2011-72534 (P2011-72534A)
 (43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)
 審査請求日 平成24年9月24日(2012.9.24)

(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 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 小林 秀明
 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内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置および医用画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

視点位置、視線方向および視野角度を含む設定情報を用いた透視投影法により3次元医用画像データから管腔の内壁が観察される投影画像を生成する投影画像生成手段と、

前記投影画像生成手段によって生成された前記投影画像にて、前記設定情報によって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する切断位置決定手段と、

前記切断位置決定手段によって決定された前記切断位置における前記3次元医用画像データの断面画像を生成する断面画像生成手段と、

前記投影画像と前記断面画像とを合成した合成画像であって、前記断面画像における前記管腔の空気領域のうちで、前記設定情報に基づいて決定される前記関心領域に含まれる空気領域に、前記投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記合成画像を、所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記視線方向に沿って前記視点位置を所定の間隔で移動させることにより、前記合成画像の生成および表示が順次行なわれる場合、

前記断面画像生成手段によって新たに生成された断面画像において前記関心領域が含まれる空気領域は、直前に決定された空気領域と前記所定の間隔とに基づいて決定されることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

10

20

3次元医用画像データを収集する画像データ収集手段と、

視点位置、視線方向および視野角度を含む設定情報を用いた透視投影法により前記画像データ収集手段によって収集された3次元医用画像データから管腔の内壁が観察される投影画像を生成する投影画像生成手段と、

前記投影画像生成手段によって生成された前記投影画像にて、前記設定情報によって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する切断位置決定手段と、

前記切断位置決定手段によって決定された前記切断位置における前記3次元医用画像データの断面画像を生成する断面画像生成手段と、

前記投影画像と前記断面画像とを合成した合成画像であって、前記断面画像における前記管腔の空気領域のうちで前記設定情報に基づいて決定される前記関心領域に含まれる空気領域に、前記投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記合成画像を、所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、画像処理装置および医用画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線CT装置（CT；Computed Tomography）、磁気共鳴イメージング（MRI：Magnetic Resonance Imaging）装置、超音波診断装置などの医用画像診断装置によって収集された3次元画像データの画像表示方法として、仮想内視鏡（VE：Virtual Endoscopy）表示法（以下、VE法と記す）が知られている。例えば、VE法は、スクリーニング検査を含む術前診断を行なうための大腸解析システムにおいて、大腸を撮影した3次元X線CT画像の表示法（CTC：CT Colonography）として広く用いられている。

【0003】

VE法は、3次元画像データに設定した視点を用いた透視投影法により投影画像を生成する方法である。具体的には、VE法においては、3次元画像データに含まれる器官内部に「視点位置」、「視線方向」および「視線方向を中心とする視野角度」からなるパラメータが設定される。そして、VE法においては、視点位置から視線方向および視野角度で定まる範囲に対して放射状に3次元画像データを透視投影することで、投影画像が生成される。

【0004】

VE法により生成される投影画像は、内視鏡により器官内部の表面（内壁）を観察した内視鏡画像と類似した画像となり、仮想内視鏡画像（VE画像）と称される。図10は、仮想内視鏡画像を説明するための図である。例えば、図10に示すような大腸のVE画像を参照することで、医師は、大腸内壁における大腸ポリープの有無や大腸ポリープの大きさなどを観察することができる。また、パラメータを任意に変更することで、医師は、従来、内視鏡では観察できなかった部位をVE画像により観察することができる。

【0005】

ところで、医師にとっては、観察対象となる領域の器官内（組織内）の情報も画像診断を行なううえで重要となる。例えば、大腸のVE画像により大腸内壁にて確認された大腸ポリープが、大腸の組織内にどの程度広がっているのかを観察することが、医師にとっては、画像診断を行なうために重要となる。

【0006】

このため、3次元画像データを所定の断面位置にて切断した断面画像をVE画像に合成した合成画像を表示する技術が知られている（例えば、特許文献1参照）。図11は、従来技術を説明するための図である。

【0007】

まず、図11に示すように、大腸の管腔内に設定された視点位置、視線方向（例えば、

10

20

30

40

50

管腔の芯線)および視野角度により、図10に示すようなV E画像が生成される。そして、予め設定されている所定の距離により、V E画像の切削および断面画像を生成するための断面位置が決定される。具体的には、図11に示すように、視点位置から視線方向に向かって所定の距離だけ進んだ位置にて、視線方向に直交する断面が切断位置として決定される。

【0008】

そして、図11に示すように、切断位置から視線位置側にある領域がV E画像から切削されることで合成用V E画像が生成され、大腸の3次元X線CT画像から切断位置におけるMPR (Multi Planar Reformat) 画像が生成される。そして、図11に示すように、合成用V E画像とMPR画像とを合成することで、合成画像が生成される。

10

【0009】

医師は、かかる技術により生成された合成画像を参照することで、観察対象領域の内壁表面だけでなく、観察対象領域の組織内のCT値も観察することができ、その結果、V E画像を用いた画像診断を効率的に行なうことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開平11-76228号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0011】

ところで、上述した従来の技術は、V E画像を用いた画像診断を必ずしも効率的に行なうことができない場合があった。図12は、従来技術の課題を説明するための図である。

【0012】

上述した従来の技術では、設定された視野角度の範囲内にあるV E画像から切削された合成用V E画像を用いて合成画像が生成される。したがって、視野角度によって定まる範囲に観察対象領域以外の管腔が含まれる場合、図12の(A)に示すように、合成画像には、観察対象領域とともに、観察対象領域以外の管腔(大腸内壁)も同時に描出される。このため、医師は、合成画像を参照しても、V E画像にて観察していた領域を容易に判別することができない。

30

【0013】

また、上述した従来の技術では、予め設定された所定の距離と視線方向とによって定まる切断位置を用いて合成用V E画像を生成している。このため、所定の距離と視線方向との設定によっては、切断位置が観察対象となる器官の外側に設定されたり、観察対象領域とは異なる管腔に設定されたりする場合がある。かかる場合、図12の(B)に示すように、合成画像には、観察対象領域以外の管腔(大腸内壁)のみ描出されてしまう。

【0014】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、仮想内視鏡画像を用いた画像診断を効率的に行なうことが可能となる画像処理装置および医用画像診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0015】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、視点位置、視線方向および視野角度を含む設定情報を用いた透視投影法により3次元医用画像データから管腔の内壁が観察される投影画像を生成する投影画像生成手段と、前記投影画像生成手段によって生成された前記投影画像にて、前記設定情報によって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する切断位置決定手段と、前記切断位置決定手段によって決定された前記切断位置における前記3次元医用画像データの断面画像を生成する断面画像生成手段と、前記投影画像と前記断面画像とを合成した合成画像であって、前記断面画像における前記管腔の空気領域のうちで、前記設定情報に基づいて決定される前記関心領域に含まれる空気領域に、

50

前記投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、前記合成画像を、所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明は、3次元医用画像データを収集する画像データ収集手段と、視点位置、視線方向および視野角度を含む設定情報を用いた透視投影法により前記画像データ収集手段によって収集された3次元医用画像データから管腔の内壁が観察される投影画像を生成する投影画像生成手段と、前記投影画像生成手段によって生成された前記投影画像にて、前記設定情報によって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する切断位置決定手段と、前記切断位置決定手段によって決定された前記切断位置における前記3次元医用画像データの断面画像を生成する断面画像生成手段と、前記投影画像と前記断面画像とを合成した合成画像であって、前記断面画像における前記管腔の空気領域のうちで前記設定情報に基づいて決定される前記関心領域に含まれる空気領域に、前記投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、前記合成画像を、所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、仮想内視鏡画像を用いた画像診断を効率的に行なうことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

20

【図1】図1は、実施例1における画像処理装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、VE画像生成部を説明するための図である。

【図3】図3は、切断位置決定部を説明するための図である。

【図4】図4は、合成用VE画像生成部を説明するための図である。

【図5】図5は、MPR画像生成部を説明するための図である。

【図6】図6は、実施例1における領域決定部を説明するための図である。

【図7】図7は、合成画像生成部を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例1における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図9】図9は、実施例2における領域決定部を説明するための図である。

30

【図10】図10は、仮想内視鏡画像を説明するための図である。

【図11】図11は、従来技術を説明するための図である。

【図12】図12は、従来技術の課題を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る画像処理装置および医用画像診断装置の実施例を詳細に説明する。なお、本実施例によって本発明が限定されるものではない。

【実施例1】

【 0 0 2 0 】

まず、実施例1における画像処理装置の構成について説明する。図1は、実施例1における画像処理装置の構成を示す図である。図1に示すように、実施例1における画像処理装置30は、医用画像データベース20と接続されており、医用画像データベース20は、医用画像診断装置10と接続されている。なお、医用画像データベース20は、実際には、複数の医用画像診断装置10と接続されている。

40

【 0 0 2 1 】

実施例1における医用画像診断装置10は、3次元の医用画像を生成することが可能な医用画像診断装置である。具体的には、医用画像診断装置10は、3次元X線CT画像を生成可能なX線CT装置、3次元MRI画像を生成可能なMRI装置、3次元超音波画像を生成可能な超音波診断装置などである。

【 0 0 2 2 】

50

医用画像データベース 20 は、医用画像診断装置 10 によって生成された各種 3 次元医用画像を格納するデータベースである。具体的には、医用画像データベース 20 は、各種医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースなどである。

【0023】

ここで、実施例 1 における画像処理装置 30 は、操作者である医師から指定された 3 次元医用画像を医用画像データベース 20 から取得し、取得した 3 次元医用画像を画像処理したうえで、医師に提示する。

【0024】

具体的には、実施例 1 における画像処理装置 30 は、医用画像データベース 20 から取得した 3 次元医用画像に基づいて、透視投影法により仮想内視鏡 (V E : Virtual Endoscopy) 画像を生成する。そして、実施例 1 における画像処理装置 30 は、生成した V E 画像と、V E 画像の生成元である 3 次元医用画像から生成した断面画像とを合成した合成画像の生成および表示を行なうことで、V E 画像を用いた画像診断を効率的に行なうことが可能となるように構成された装置である。

【0025】

以下、実施例 1 における画像処理装置 30 が行なう画像処理について、図 1 とともに、図 2 ~ 7 を用いて詳細に説明する。なお、図 2 は、V E 画像生成部を説明するための図であり、図 3 は、切断位置決定部を説明するための図であり、図 4 は、合成用 V E 画像生成部を説明するための図であり、図 5 は、M P R 画像生成部を説明するための図であり、図 6 は、実施例 1 における領域決定部を説明するための図であり、図 7 は、合成画像生成部を説明するための図である。

【0026】

図 1 に示すように、実施例 1 における画像処理装置 30 は、入力部 31 と、表示部 32 と、3 次元画像データ記憶部 33 と、V E 画像生成部 34 と、切断位置決定部 35 と、合成用 V E 画像生成部 36 と、M P R 画像生成部 37 と、領域決定部 38 と、合成画像生成部 39 と、表示制御部 310 とを有する。

【0027】

入力部 31 は、マウスやキーボードやマイクなどを有し、医用画像を読影する医師など操作者が画像処理装置 30 を操作するための各種設定情報を入力するために用いられる。なお、入力部 31 が受け付ける各種設定情報については、後に詳述する。

【0028】

表示部 32 は、モニタなどを有し、入力部 31 を介して操作者から各種設定情報を受け付けるための G U I (Graphical User Interface) や、後述する表示制御部 310 の制御の元、各種画像を表示したりする。

【0029】

3 次元画像データ記憶部 33 は、入力部 31 を介して操作者が指定することにより、画像処理装置 30 が医用画像データベース 20 から取得した 3 次元医用画像データを記憶する。なお、以下では、造影剤の投与および炭酸ガスの注入が行なわれている被検体の大腸を X 線 C T 装置によって撮影した 3 次元 X 線画像が、3 次元画像データ記憶部 33 に格納された場合について説明する。ただし、本発明は、被検体の大腸を撮影した 3 次元 M R I 画像や 3 次元超音波画像が 3 次元画像データ記憶部 33 に格納される場合であっても、適用可能である。また、本発明は、V E 画像を用いた画像診断を行なうことが可能な箇所であるならば、大腸以外の箇所が被検体の撮影部位である場合でも適用可能である。

【0030】

V E 画像生成部 34 は、透視投影法により 3 次元 X 線 C T 画像から仮想内視鏡 (V E : Virtual Endoscopy) 画像を生成する。まず、V E 画像生成部 34 は、3 次元 X 線 C T 画像において、例えば、閾値を用いた処理により、空気に相当する C T 値を有する領域 (空気領域) を抽出する。また、V E 画像生成部 34 は、空気領域において設定された視点位

10

20

30

40

50

置、視線方向および視野角度を含むパラメータを操作者から入力部 3 1 を介して受け付ける。なお、かかるパラメータを設定することで、V E 画像の有効視野 (F O V : Field Of View) が設定されることとなる。そして、V E 画像生成部 3 4 は、設定された視点位置から視線方向および視野角度で定まる範囲に対して放射状に 3 次元 X 線 C T 画像を透視投影することで V E 画像を生成する。

【 0 0 3 1 】

例えば、図 2 の (A) に示すような視点位置、視線方向および視野角度からなるパラメータが設定された場合、V E 画像生成部 3 4 は、設定された視点位置から大腸の管腔における芯線と同一方向において、大腸の内壁を観察した V E 画像を生成する。また、図 2 の (B) に示すようなパラメータが設定された場合、V E 画像生成部 3 4 は、設定された視点位置から通常の内視鏡では観察することが困難な視線方向における大腸の内壁を観察した V E 画像を生成する。

10

【 0 0 3 2 】

ここで、図 2 の (A) に示すような視点位置、視線方向および視野角度からなるパラメータが設定されているならば、操作者が観察したい関心領域は、芯線方向を中心とした大腸の内壁の周囲全体となる。また、図 2 の (B) に示すようなパラメータが設定されているならば、操作者が観察したい関心領域は、視点位置に対して芯線方向の下側に位置する大腸の内壁部分となる。

【 0 0 3 3 】

図 1 に戻って、切断位置決定部 3 5 は、V E 画像生成部 3 4 によって生成された V E 画像にて、上述したパラメータによって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する。具体的には、切断位置決定部 3 5 は、V E 画像と合成される M P R (Multi Planar Reformat) 画像を生成するための切断位置を決定する。ここで、初期設定として、例えば、操作者から入力部 3 1 を介して予め「所定の距離」が設定され、切断位置決定部 3 5 は、図 3 に示すように、視点位置から視点方向に沿って「所定の距離」だけ進んだ位置にて、視線方向に直交する断面 (以下、A と記載する) に、関心領域が含まれるか否かを判定する。

20

【 0 0 3 4 】

まず、切断位置決定部 3 5 は、V E 画像生成部 3 4 によって 3 次元 X 線 C T 画像にて抽出された空気領域を参照して、視点位置から視線方向の延長線上に位置する空気領域と非空気領域との境界面を算出する。ここで、図 3 に示すように、空気領域は、大腸の管腔に相当する領域であり、空気領域と非空気領域との境界面は、視点位置から視線方向に沿って観察した場合に最も近接した位置にある大腸の内壁が存在する面 (以下、A ' と記載する) となる。

30

【 0 0 3 5 】

ここで、切断位置決定部 3 5 は、視点位置から見て A の位置が A ' の位置より近い場合、A に関心領域が含まれているとして、初期設定により定まる A を切断位置として決定する (図 3 の (A) 参照) 。一方、切断位置決定部 3 5 は、視点位置から見て A ' の位置が A の位置より近い場合、A に関心領域が含まれておらず、A ' に関心領域が含まれていると判断して、A ' を切断位置として決定する (図 3 の (B) 参照) 。

【 0 0 3 6 】

40

図 1 に戻って、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、V E 画像生成部 3 4 によって生成された V E 画像から、切断位置決定部 3 5 によって決定された切断位置に対して視点位置側に位置する領域を切削することで合成用 V E 画像を生成する。例えば、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、図 2 の (A) に示すパラメータに基づいて V E 画像生成部 3 4 が生成した V E 画像から、切断位置決定部 3 5 が決定した切断位置「A」(図 3 の (A) 参照) に対して視点位置側に位置する領域を切削することで、図 4 に示すような合成用 V E 画像を生成する。また、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、図 2 の (B) に示すパラメータに基づいて V E 画像生成部 3 4 が生成した V E 画像からは、切断位置決定部 3 5 が決定した切断位置「A'」(図 3 の (B) 参照) に対して視点位置側に位置する領域を切削した合成用 V E 画像を生成する。

50

【 0 0 3 7 】

図 1 に戻って、M P R 画像生成部 3 7 は、切断位置決定部 3 5 によって決定された切断位置における 3 次元 X 線 C T 画像の M P R 画像を生成する。例えば、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、図 2 の (A) に示すパラメータに基づいて V E 画像生成部 3 4 が V E 画像を生成するために用いた 3 次元 X 線 C T 画像を処理対象とし、この 3 次元 X 線 C T 画像の切断位置「 A 」における M P R 画像を生成する (図 5 参照)。また、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、図 2 の (B) に示すパラメータに基づいて V E 画像生成部 3 4 が V E 画像を生成するために用いた 3 次元 X 線 C T 画像を処理対象とし、この 3 次元 X 線 C T 画像の切断位置「 A ' 」における M P R 画像を生成する (図 5 参照)。

【 0 0 3 8 】

10

図 1 に戻って、領域決定部 3 8 は、M P R 画像生成部 3 7 によって生成された M P R 画像において関心領域が含まれる空気領域を決定する。具体的には、領域決定部 3 8 は、図 6 の (A) に示すように、3 次元 X 線 C T 画像の視点位置を通り、視線方向上にある直線上において、視点位置から一番遠くに位置する空気領域の点「 P 」の位置を算出する。これにより、領域決定部 3 8 は、図 6 の (A) に示すように、視点位置と点「 P 」とを結んだ点列の位置情報 (以下、点列情報と記載する) を算出する。

【 0 0 3 9 】

そして、領域決定部 3 8 は、図 6 の (A) に示すように、算出した点列情報と切断位置決定部 3 5 が決定した切断位置との交点を決定する。そして、領域決定部 3 8 は、切断位置に含まれ、かつ、決定した交点と連結する空気領域を決定する。そして、領域決定部 3 8 は、図 6 の (B) に示すように、決定した領域を、M P R 画像の非表示領域であると決定する。すなわち、M P R 画像の非表示領域は、操作者が V E 画像にて観察したい領域となる。

20

【 0 0 4 0 】

図 1 に戻って、合成画像生成部 3 9 は、合成用 V E 画像生成部 3 6 が生成した合成用 V E 画像において「 M P R 画像の非表示領域」に該当する領域と、M P R 画像生成部 3 7 が生成した M P R 画像において「 M P R 画像の非表示領域」以外の領域に該当する領域とを合成した合成画像を生成する。例えば、合成画像生成部 3 9 は、図 2 の (A) に示すパラメータにより V E 画像が生成された場合、図 4 に示す合成用 V E 画像の「 M P R 画像の非表示領域」に該当する領域と、図 5 に示す M P R 画像において「 M P R 画像の非表示領域」以外の領域に該当する領域とを合成することで、図 7 に示すような合成画像を生成する。

30

【 0 0 4 1 】

図 1 に戻って、表示制御部 3 1 0 は、合成画像生成部 3 9 によって生成された前記合成画像を、表示部 3 2 のモニタにて表示するように制御する。例えば、合成画像生成部 3 9 は、図 7 に示す合成画像を表示部 3 2 のモニタにて表示するように制御する。これにより、読影者である医師は、関心領域の V E 画像のみが M P R 画像と合成された合成画像を参照することができる。

【 0 0 4 2 】

次に、図 8 を用いて、実施例 1 における画像処置装置 3 0 の処理について説明する。図 8 は、実施例 1 における画像処置装置の処理を説明するためのフローチャートである。

40

【 0 0 4 3 】

図 8 に示すように、実施例 1 における画像処置装置 3 0 は、医用画像データベース 2 0 から処理対象となる 3 次元 X 線 C T 画像が 3 次元画像データ記憶部 3 3 に格納されると (ステップ S 1 0 1 肯定)、操作者から各種パラメータが設定されたか否かを判定する (ステップ S 1 0 2)。ここで、操作者が設定する各種パラメータは、上述したように、視点位置、視線方向および視野角度からなる V E 画像生成用のパラメータと、初期の切断位置を設定するために用いられる「所定の距離」のことである。

【 0 0 4 4 】

そして、実施例 1 における画像処置装置 3 0 は、操作者から各種パラメータが設定され

50

ない場合（ステップS 1 0 2 否定）、各種パラメータが設定されるまで待機する。一方、操作者から各種パラメータが設定されると（ステップS 1 0 2 肯定）、V E 画像生成部 3 4 は、3 次元 X 線 C T 画像にて空気領域を抽出し、空気領域にて設定された視点位置から視線方向および視野角度で定まる範囲に対して放射状に 3 次元 X 線 C T 画像を透視投影することで V E 画像を生成する（ステップS 1 0 3）。

【 0 0 4 5 】

そして、切断位置決定部 3 5 は、3 次元 X 線 C T 画像において、設定されたパラメータに基づく切断位置を決定する（ステップS 1 0 4）。すなわち、切断位置決定部 3 5 は、3 次元 X 線 C T 画像において、視点位置から視点方向に沿って「所定の距離」だけ進んだ位置にて、視線方向に直交する断面を切断位置（A）として決定する。

10

【 0 0 4 6 】

そののち、切断位置決定部 3 5 は、ステップS 1 0 4 にて決定した切断位置に関心領域が含まれるか否かを判定する（ステップS 1 0 5）。具体的には、切断位置決定部 3 5 は、V E 画像生成部 3 4 によって 3 次元 X 線 C T 画像にて抽出された空気領域を参照して、視点位置から視線方向の延長線上に位置する大腸の内壁が存在する面（A'）を算出する。そして、切断位置決定部 3 5 は、視点位置から見て A の位置が A' の位置より近い場合、A に関心領域が含まれていると判断する。一方、切断位置決定部 3 5 は、視点位置から見て A' の位置が A の位置より近い場合、A に関心領域が含まれていないと判断する。

【 0 0 4 7 】

ここで、ステップS 1 0 4 にて決定した切断位置（A）に関心領域が含まれていると判定した場合（ステップS 1 0 5 肯定）、切断位置決定部 3 5 は、ステップS 1 0 4 で決定した切断位置を合成用 V E 画像生成部 3 6 および M P R 画像生成部 3 7 に通知する（ステップS 1 0 8）。

20

【 0 0 4 8 】

一方、ステップS 1 0 4 にて決定した切断位置（A）に関心領域が含まれていないと判定した場合（ステップS 1 0 5 否定）、切断位置決定部 3 5 は、新たな切断位置を決定する（ステップS 1 0 6）。すなわち、切断位置決定部 3 5 は、A' に関心領域が含まれていると判断して、A' を新たな切断位置として決定する。そして、切断位置決定部 3 5 は、ステップS 1 0 6 で決定した切断位置を合成用 V E 画像生成部 3 6 および M P R 画像生成部 3 7 に通知する（ステップS 1 0 7）。

30

【 0 0 4 9 】

そして、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、V E 画像生成部 3 4 によって生成された V E 画像から、切断位置決定部 3 5 から通知された切断位置を用いて合成用 V E 画像を生成する（ステップS 1 0 9）。すなわち、合成用 V E 画像生成部 3 6 は、V E 画像生成部 3 4 によって生成された V E 画像から、切断位置に対して視点位置側に位置する領域を切削することで合成用 V E 画像を生成する。

【 0 0 5 0 】

続いて、M P R 画像生成部 3 7 は、切断位置決定部 3 5 から通知された切断位置を用いて 3 次元 X 線 C T 画像から M P R 画像を生成する（ステップS 1 1 0）。すなわち、M P R 画像生成部 3 7 は、切断位置決定部 3 5 によって決定された切断位置における 3 次元 X 線 C T 画像の M P R 画像を生成する。

40

【 0 0 5 1 】

そして、領域決定部 3 8 は、M P R 画像生成部 3 7 によって生成された M P R 画像において関心領域が含まれる空気領域を決定することで、M P R 画像の非表示領域を決定する（ステップS 1 1 1、図 6 参照）。

【 0 0 5 2 】

そののち、合成画像生成部 3 9 は、合成用 V E 画像において「M P R 画像の非表示領域」に該当する領域と、M P R 画像において「M P R 画像の非表示領域」以外の領域に該当する領域とを合成した合成画像を生成する（ステップS 1 1 2）。

【 0 0 5 3 】

50

そして、表示制御部 310 は、合成画像生成部 39 によって生成された前記合成画像を、表示部 32 のモニタにて表示するように制御し（ステップ S113）、処理を終了する。

【0054】

上述してきたように、実施例 1 では、VE 画像生成部 34 は、3 次元画像データ記憶部 33 に格納された 3 次元 X 線 CT 画像を、設定された視点位置から視線方向および視野角度で定まる範囲に対して放射状に透視投影することで VE 画像を生成する。そして、切断位置決定部 35 は、VE 画像生成部 34 によって生成された VE 画像にて、視点位置、視線方向および視野角度によって定まる関心領域が含まれる切断位置を決定する。そして、合成用 VE 画像生成部 36 は、VE 画像生成部 34 によって生成された VE 画像から、切断位置決定部 35 によって決定された切断位置に対して視点位置側に位置する領域を切削することで合成用 VE 画像を生成し、MPR 画像生成部 37 は、切断位置決定部 35 によって決定された切断位置における 3 次元 X 線 CT 画像の MPR 画像を生成する。

10

【0055】

そして、領域決定部 38 は、MPR 画像生成部 37 によって生成された MPR 画像において関心領域が含まれる空気領域を決定する。合成画像生成部 39 は、合成用 VE 画像生成部 36 が生成した合成用 VE 画像において「MPR 画像の非表示領域」に該当する領域と、MPR 画像生成部 37 が生成した MPR 画像において「MPR 画像の非表示領域」以外の領域に該当する領域とを合成した合成画像を生成する。表示制御部 310 は、合成画像生成部 39 によって生成された前記合成画像を、表示部 32 のモニタにて表示するように制御する。

20

【0056】

したがって、実施例 1 によれば、VE 画像で観察したい関心領域のみが合成画像にて必ず表示されるので、VE 画像を用いた画像診断を効率的に行なうことが可能となる。特に、スクリーニング検査を含む術前診断における画像診断の効率を向上させることが可能になる。また、実施例 1 によれば、VE 画像の関心領域以外は、MPR 画像と合成された合成画像が表示されるので、関心領域（大腸の内壁）の組織内部の CT 値を確実に把握することができるので、VE 画像を用いた画像診断をより効率的に行なうことが可能となる。

【0057】

また、実施例 1 における合成画像の表示法は、X 線 CT 装置における CTC (CT Colonography) だけでなく、CTC と比較して、被検体に対する負担軽減や、X 線被曝が発生しないなどの利点を有する MRI 装置における MRC (MR Colonography) でも実行可能であり、MRC の普及を推進することが可能となる。

30

【実施例 2】

【0058】

実施例 2 では、視線方向に沿って視点位置を「所定の間隔」で移動させることにより、合成画像の生成および表示を順次行なう場合について、図 9 を用いて説明する。なお、図 9 は、実施例 2 における領域決定部を説明するための図である。

【0059】

実施例 2 における画像処理装置は、図 1 に示す画像処理装置 30 と同様の構成からなるが、領域決定部 38 の行なう処理内容が実施例 1 と異なる。以下、これを中心に説明する。

40

【0060】

実施例 2 における領域決定部 38 は、実施例 1 と同様に、MPR 画像において関心領域が含まれる空気領域を決定する。しかし、実施例 2 における領域決定部 38 は、実施例 1 とは異なり、直前に生成された MPR 画像において決定した関心領域が含まれる空気領域と、「所定の間隔」とを用いて、新たに生成された MPR 画像において関心領域が含まれる空気領域を決定する。

【0061】

例えば、図 9 の (A) に示すように、視線方向が大腸の芯線として設定されており、「

50

所定の間隔」として「移動間隔： d 」が設定されているとする。かかる場合、直前に合成画像の生成および表示処理を行なう際に用いられた視点位置（ i ）は、次の時点で、芯線方向に沿って「移動間隔： d 」進んだ視点位置（ $i + 1$ ）に移動することとなる。ここで、画像処理装置 30 は、視点位置（ $i + 1$ ）を用いて、実施例 1 と同様に、V E 画像の生成、切断位置の決定、合成用 V E 画像の生成、M P R 画像の生成を順次行なう。

【0062】

そして、領域決定部 38 は、図 9 の（B）に示すように、視点位置（ i ）の処理において決定した M P R 画像の非表示領域（ i ）を芯線方向に沿って「移動間隔： d 」だけ移動させた断面において、非表示領域（ i ）と同一の空気領域にある断面を、非表示領域（ $i + 1$ ）として決定する。これにより、画像処理装置 30 は、視点位置（ $i + 1$ ）における合成画像の生成および表示処理を行なう。

10

【0063】

なお、実施例 2 における画像処理装置 30 の処理では、図 8 におけるステップ S 102 にて設定されるパラメータに「移動間隔： d 」が追加される。また、実施例 2 における画像処理装置 30 は、最初の視点位置においては、図 8 におけるステップ S 103 ~ ステップ S 112 の処理を実施例 1 と同様に行なう。そして、実施例 2 における画像処理装置 30 は、第二の視点位置以降においては、図 8 におけるステップ S 103 ~ ステップ S 112 の処理のうちステップ S 111 の処理を上記にて説明した処理により行なう。

【0064】

上述してきたように、実施例 2 では、視点位置が移動されて合成画像が順次合成表示される場合、直前に決定された非表示領域を用いて新規の非表示領域を決定するので、合成画像を生成する際の処理負荷を軽減することが可能となる。

20

【0065】

なお、上記した実施例 1 および 2 では、画像処理装置 30 が医用画像診断装置 30 と独立に設置される場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、医用画像診断装置 10 に画像処理装置 30 が組み込まれる場合であってもよい。すなわち、3 次元 X 線 C T 画像を生成可能な X 線 C T 装置、3 次元 M R I 画像を生成可能な M R I 装置、3 次元超音波画像を生成可能な超音波診断装置などに画像処理装置 30 が組み込まれる場合であってもよい。

【産業上の利用可能性】

30

【0066】

以上のように、本発明に係る画像処理装置および医用画像診断装置は、仮想内視鏡表示を行なう場合に有用であり、特に、仮想内視鏡画像を用いた画像診断を効率的に行なうことに適する。

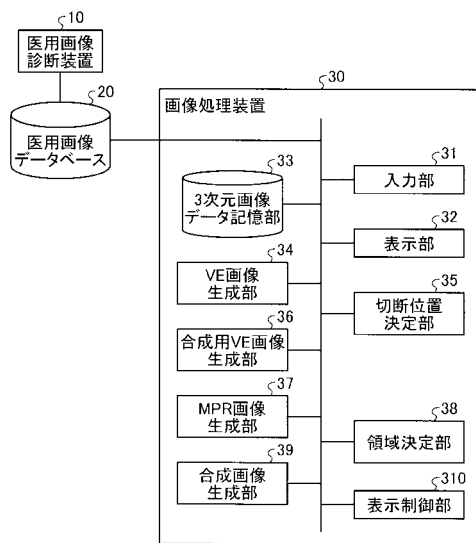
【符号の説明】

【0067】

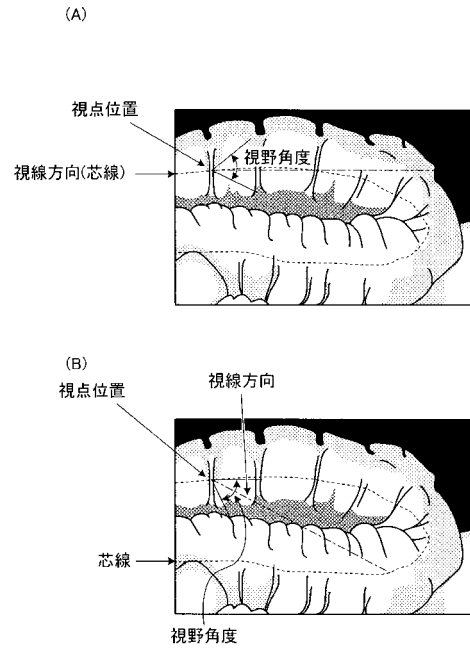
- 10 医用画像診断装置
- 20 医用画像データベース
- 30 画像処理装置
- 31 入力部
- 32 表示部
- 33 3 次元画像データ記憶部
- 34 V E 画像生成部
- 35 切断位置決定部
- 36 合成用 V E 画像生成部
- 37 M P R 画像生成部
- 38 領域決定部
- 39 合成画像生成部
- 310 表示制御部

40

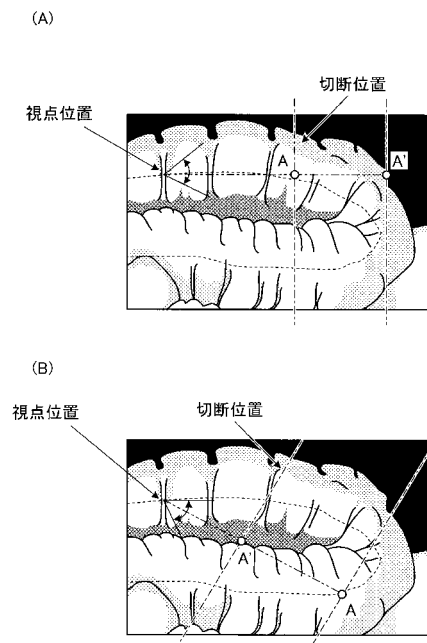
【図 1】



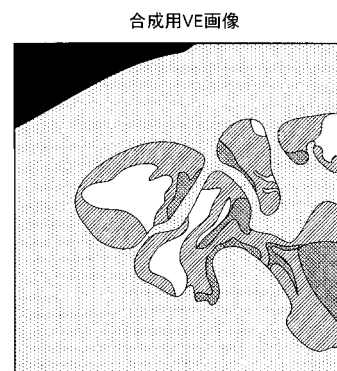
【図 2】



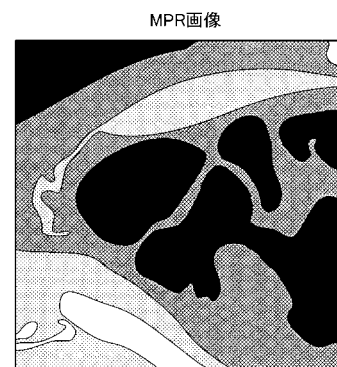
【図 3】



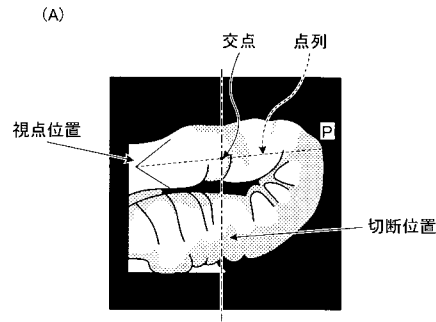
【図 4】



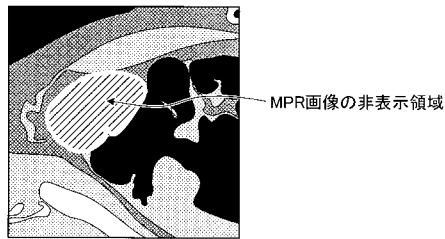
【図 5】



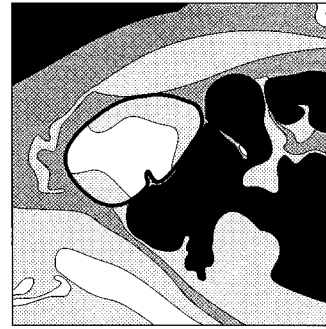
【図 6】



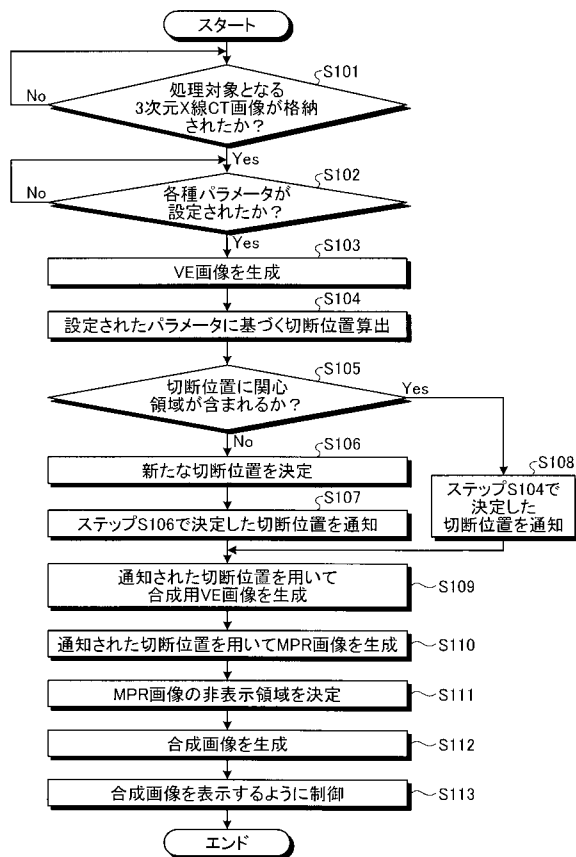
(B)



【図 7】

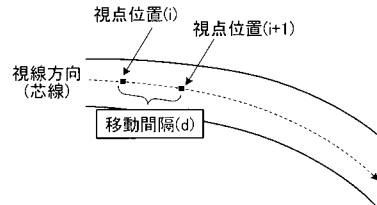


【図 8】

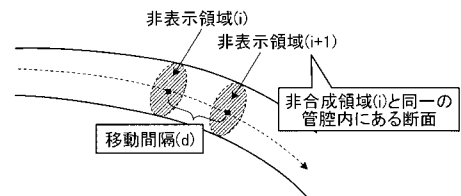


【図 9】

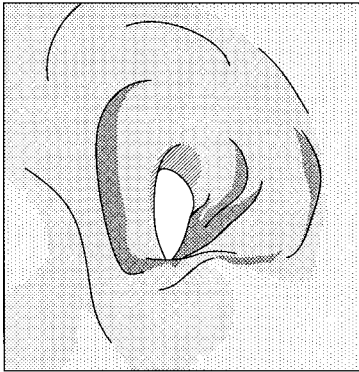
(A)



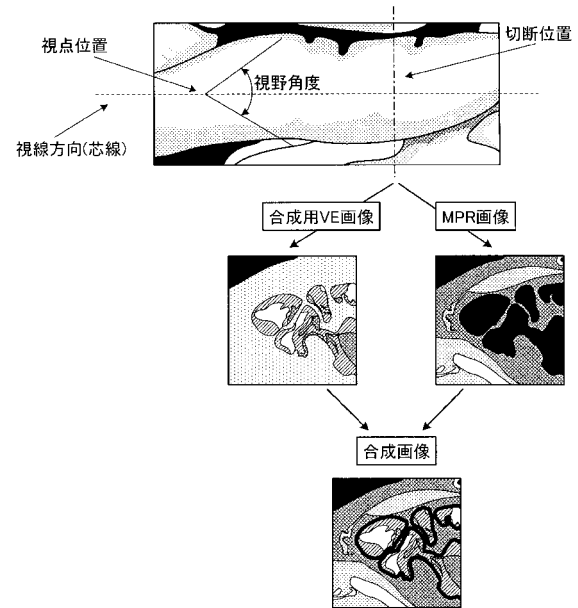
(B)



【図 10】

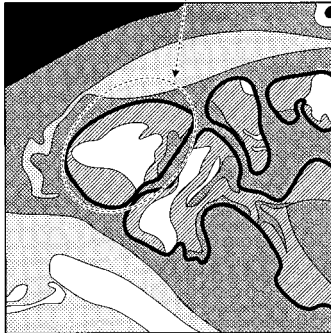


【図 11】

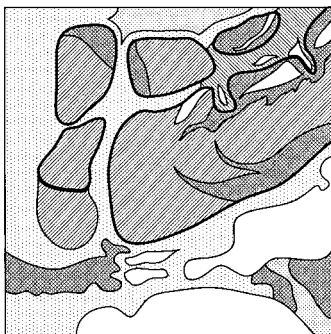


【図 12】

- (A) 観察対象領域以外の管腔が描出
観察対象領域



- (B) 観察対象領域以外の管腔のみ描出



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00

(56)参考文献 特開平 1 0 - 0 3 1 7 6 1 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 5 6 8 3 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 1 6 7 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 5 9 7 1 2 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 8 4 9 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B 5 / 0 5 5
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	图像处理设备和医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP5523784B2	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2009226791	申请日	2009-09-30
[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	小林秀明		
发明人	小林 秀明		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B5/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.Q A61B6/03.360.D A61B5/05.380 A61B5/00.G A61B8/00 A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/FF15 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FH07 4C096/AA20 4C096/DC23 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DE07 4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XD27 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XG14 4C117/XG39 4C117/XG59 4C117/XJ01 4C117/XJ34 4C117/XK13 4C117/XK15 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XL12 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JB40 4C601/JC15 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/LL14		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2011072534A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于虚拟内窥镜图像进行诊断，更有效。解决方案：3D图像数据存储器33存储3D X射线CT图像。VE图像生成器34生成由来自视点位置的3D X射线CT图像的透视投影产生的VE图像。图像切割位置决定部分35确定切割位置，使其覆盖关注区域。合成VE图像生成器36从VE图像生成合成VE图像，其中关于切割位置的视点位置侧被切断。MPR图像生成器37在切割位置处生成3D X射线CT图像的MPR图像。图像区域决定部38将包含关注区域的空气区域确定为MPR图像的非显示部分。合成图像生成部分39生成合成图像，其中在等效于非显示MPR图像区域部分的合成VE图像区域和等同于除MPR非显示区域部分之外的该区域的MPR图像区域之间进行合成。显示控制部分310在显示器32上显示合成图像

