

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-172692

(P2011-172692A)

(43) 公開日 平成23年9月8日(2011.9.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 B	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-38188 (P2010-38188)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年2月24日 (2010.2.24)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	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	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	板田 吉勝
			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
		(72) 発明者	山形 仁
			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

最終頁に続く

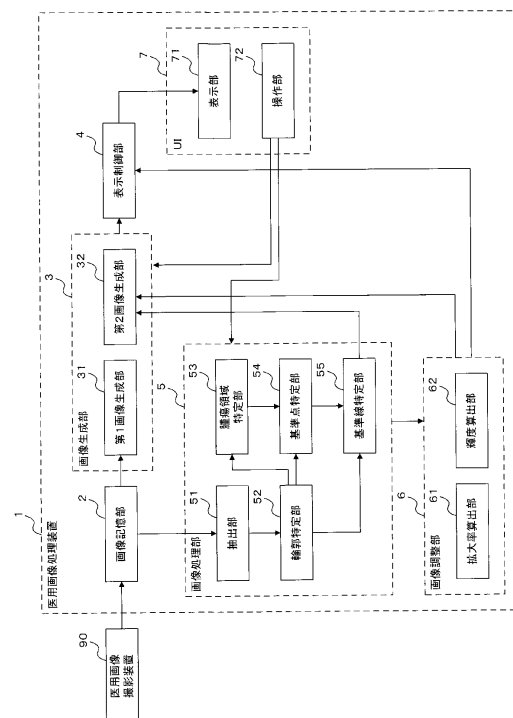
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】病変部の診断に用いられる画像を簡便に生成することが可能な医用画像処理装置を提供する。

【解決手段】第1画像生成部31は、ボリュームデータに基づいて大腸を表す仮想内視鏡画像又は展開画像などの第1の画像を生成する。表示制御部4は、第1の画像を表示部71に表示させる。画像処理部5は、第1の画像上で操作者による指定を受けて、指定された箇所を含む腫瘍領域をボリュームデータに基づいて求め、腫瘍領域の形状に基づいて腫瘍領域と交差する基準線を求める。第2画像生成部32は、基準線を用いてボリュームデータから腫瘍領域を表す仮想内視鏡画像又はMPR画像などの第2の画像を生成する。表示制御部4は、第2の画像を表示部71に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用画像撮影装置によって取得されたボリュームデータを受けて、前記ボリュームデータに基づいて管状組織を表す第 1 の画像データを生成する第 1 の画像生成手段と、

前記第 1 の画像データに基づく第 1 の画像を表示手段に表示させる第 1 の表示制御手段と、

前記第 1 の画像上で操作者による指定を受けて、前記指定された箇所を含む病変部を前記ボリュームデータに基づいて求め、前記求められた前記病変部の形状に基づいて前記病変部と交差する基準線を求める画像処理手段と、

前記基準線を用いて前記ボリュームデータから前記病変部を表す第 2 の画像データを生成する第 2 の画像生成手段と、

前記第 2 の画像データに基づく第 2 の画像を前記表示手段に表示させる第 2 の表示制御手段と、

を有することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 2 の画像生成手段は、前記基準線の周りの位置に視点を設定し、前記視点から前記基準線に向けた方向を視線方向として、前記ボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを前記第 2 の画像データとして生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 2 の画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の内壁を求め、前記内壁に囲まれた領域内の位置であって前記基準線の周りの位置に前記視点を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 2 の画像生成手段は、前記基準線を含む平面における M P R 画像データを前記第 2 の画像データとして生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記基準線が前記病変部と交差する部分の長さを求め、前記長さに基づいて拡大率を求める画像調整手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記 M P R 画像データに基づく M P R 画像を前記拡大率に従って拡大して前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記病変部の周辺の領域に含まれる画素の画素値の最大値と最小値とを求め、前記最大値と前記最小値とに基づいて各画素に対する輝度値を求める画像調整手段を更に有し、

前記第 2 の画像生成手段は、前記各画素に対する前記輝度値に従って前記 M P R 画像データを生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の心線を求め、前記病変部の輪郭から前記心線までの距離が最短となる前記輪郭上の基準点を求め、前記基準点と前記心線とを結ぶ線を前記基準線として求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像処理手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の心線を求め、前記病変部の重心を求め、前記重心と前記心線とを結ぶ線を前記基準線として求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像処理手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の内壁を求め、前記病変部の重心を求め、前記病変部が存在する箇所における前記内壁に直交して前記重心を通る線を前記基準線として求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに

10

20

30

40

50

記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記画像処理手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の心線を求め、前記病変部に外接する領域の中心点を求め、前記中心点と前記心線とを結ぶ線を前記基準線として求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像処理手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記管状組織の内壁を求め、前記病変部に外接する領域の中心点を求め、前記病変部が存在する箇所における前記内壁に直交して前記中心点を通る線を前記基準線として求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

コンピュータに、

医用画像撮影装置によって取得されたボリュームデータを受けて、前記ボリュームデータに基づいて管状組織を表す第 1 の画像データを生成する第 1 の画像生成機能と、

前記第 1 の画像データに基づく第 1 の画像を表示装置に表示させる第 1 の表示制御機能と、

前記第 1 の画像上で操作者による指定を受けて、前記指定された箇所を含む病変部を前記ボリュームデータに基づいて求め、前記求められた前記病変部の形状に基づいて前記病変部と交差する基準線を求める画像処理機能と、

前記基準線を用いて前記ボリュームデータから前記病変部を表す第 2 の画像データを生成する第 2 の画像生成機能と、

前記第 2 の画像データに基づく第 2 の画像を前記表示装置に表示させる第 2 の表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、管状組織に存在する病変部を表す医用画像データを生成する医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT 装置や MRI 装置などの医用画像診断装置を用いて被検体を撮影し、その撮影で得られた医用画像データを用いた診断が行われている。例えば大腸がんのスクリーニングに、CTC (CT Colonography) が行われている。

【0003】

大腸などの管状組織を観察するための技術として、フライスルーと称される技術が知られている。フライスルーは、大腸などの管状組織の内部の表面を内視鏡と同じ視線で観察するための技術である。例えば医用画像診断装置によって取得された医用画像データを用いて、管状組織の内部の表面を 3 次元的に表す仮想的な内視鏡画像データ（以下、「仮想内視鏡画 (virtual endoscopy) 像データ」と称する場合がある）を生成することができる。フライスルーを用いた例として、観察対象領域の表面の凹凸を求めることで病変部候補を検出し、病変部候補の位置を識別可能にした画像を表示することが行われている（例えば特許文献 1）。

【0004】

また、管状組織が切り開かれた状態を表す画像データを生成することが行われている。すなわち、管状組織の内部の表面が展開されて、内部の表面を表す展開画像データを生成することが行われている。

【0005】

CTC による大腸がんのスクリーニングは、例えば、データの選択、大腸を 3 次元的に

10

20

30

40

50

表す画像データの再構成、大腸の内壁を展開した展開画像による診断、仮想内視鏡画像（VE）による腫瘍の存在の確認、というステップで行われる。また、腫瘍の浸潤の程度を確認するために、仮想内視鏡画像とMPR画像とを表示することが行われている。MPR画像は、MPR（Multi Planar Reconstruction）処理によって生成される、任意の断面における画像である。また、腫瘍候補を自動的に検出するCAD（Computer Aided Diagnosis：コンピュータ支援診断）が開発されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

【特許文献1】特開2007-14483号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来のCTCによる大腸がんのスクリーニングにおいては、検出結果が偽陽性となる場合が多い。仮想内視鏡画像とMPR画像とを表示したり、腫瘍の近くを仮想内視鏡画像によって表示したりすることで、腫瘍の形状を詳細に観察したり、腫瘍の浸潤の程度を観察したりしているが、従来においては、これらの画像を表示するための調整に手間がかかっていた。そのため、大腸がんのスクリーニングを効率的に行うことができなかった。

【0008】

20

この発明は上記の問題を解決するものであり、病変部の診断に用いられる画像を簡便に生成することが可能な医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラム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】

【0009】

請求項1に記載の発明は、医用画像撮影装置によって取得されたボリュームデータを受けて、前記ボリュームデータに基づいて管状組織を表す第1の画像データを生成する第1の画像生成手段と、前記第1の画像データに基づく第1の画像を表示手段に表示させる第1の表示制御手段と、前記第1の画像上で操作者による指定を受けて、前記指定された箇所を含む病変部を前記ボリュームデータに基づいて求め、前記求められた前記病変部の形状に基づいて前記病変部と交差する基準線を求める画像処理手段と、前記基準線を用いて前記ボリュームデータから前記病変部を表す第2の画像データを生成する第2の画像生成手段と、前記第2の画像データに基づく第2の画像を前記表示手段に表示させる第2の表示制御手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

30

また、請求項12に記載の発明は、コンピュータに、医用画像撮影装置によって取得されたボリュームデータを受けて、前記ボリュームデータに基づいて管状組織を表す第1の画像データを生成する第1の画像生成機能と、前記第1の画像データに基づく第1の画像を表示装置に表示させる第1の表示制御機能と、前記第1の画像上で操作者による指定を受けて、前記指定された箇所を含む病変部を前記ボリュームデータに基づいて求め、前記求められた前記病変部の形状に基づいて前記病変部と交差する基準線を求める画像処理機能と、前記基準線を用いて前記ボリュームデータから前記病変部を表す第2の画像データを生成する第2の画像生成機能と、前記第2の画像データに基づく第2の画像を前記表示装置に表示させる第2の表示制御機能と、を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラムである。

40

【発明の効果】

【0010】

この発明によると、操作者によって指定された箇所を含む病変部の形状に基づいて、病変部と交差する基準線を求め、その基準線を用いて病変部を表す画像データを生成することで、病変部の観察に適した画像データを簡便に生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

50

【0011】

【図1】この発明の実施形態に係る医用画像処理装置を示すブロック図である。

【図2】展開画像、仮想内視鏡画像、及びMPR画像を示す図である。

【図3】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【図4】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【図5】図5（a）は大腸の内壁の輪郭を示す図であり、図5（b）は輝度変換グラフを示す図である。

【図6】仮想内視鏡画像とMPR画像とを示す図である。

【図7】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【図8】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【図9】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【図10】大腸の内壁の輪郭を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

図1を参照して、この発明の実施形態に係る医用画像処理装置について説明する。この実施形態に係る医用画像処理装置1には例えば医用画像撮影装置90が接続されている。医用画像処理装置1はワークステーションに搭載されていても良いし、X線CT装置やMRI装置などの医用画像撮影装置に組み込まれていても良い。

【0013】

（医用画像撮影装置90）

医用画像撮影装置90には、X線CT装置やMRI装置などの撮影装置が用いられる。医用画像撮影装置90は、被検体を撮影することで被検体を表す医用画像データを生成する。例えば医用画像撮影装置90は、3次元の撮影領域を撮影することで3次元の撮影領域を表すボリュームデータを生成する。大腸や血管などの管状組織を撮影の対象とした場合、医用画像撮影装置90は、管状組織を撮影することで管状組織を表すボリュームデータを生成する。

【0014】

医用画像撮影装置90としてX線CT装置を用いた場合、X線CT装置は、3次元の撮影領域を撮影することで、断面位置がそれぞれ異なる複数の断面におけるCT画像データを生成し、3次元の撮影領域を表すボリュームデータを生成する。管状組織の1例として大腸を撮影対象とした場合、X線CT装置は、大腸が含まれる3次元の撮影領域を撮影することでボリュームデータを生成する。医用画像撮影装置90はボリュームデータを医用画像処理装置1に出力する。以下では、大腸を管状組織の1例とし、腫瘍を病変部の1例とした場合について説明する。

【0015】

（医用画像処理装置1）

医用画像処理装置1は、画像記憶部2と、画像生成部3と、表示制御部4と、画像処理部5と、画像調整部6と、ユーザインターフェース（UI）7とを備えている。

【0016】

（画像記憶部2）

画像記憶部2は、医用画像撮影装置90によって生成された医用画像データを記憶する。ボリュームデータが医用画像撮影装置90によって生成された場合、ボリュームデータが画像記憶部2に記憶される。なお、医用画像撮影装置90がボリュームデータを生成せずに、医用画像処理装置1がボリュームデータを生成しても良い。この場合、医用画像処理装置1は、医用画像撮影装置90によって生成された複数の医用画像データ（例えばCT画像データ）を受けて、複数の医用画像データに基づいてボリュームデータを生成する。画像記憶部2は、医用画像処理装置1によって生成されたボリュームデータを記憶する。

【0017】

（画像生成部3）

10

20

30

40

50

画像生成部 3 は、第 1 画像生成部 3 1 と第 2 画像生成部 3 2 とを備えている。

【0018】

第 1 画像生成部 3 1 は画像記憶部 2 からボリュームデータを読み込み、ボリュームデータに基づいて 3 次元画像データなどの第 1 の画像データを生成する。例えば第 1 画像生成部 3 1 は、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、管状組織の内部の表面を 3 次元的に表す仮想内視鏡 (Virtual Endoscopy) 画像データを生成する。1 例として第 1 画像生成部 3 1 は、大腸の内壁 (腸壁) を 3 次元的に表す仮想内視鏡画像データを生成する。例えば操作者が操作部 7 2 を用いて視点の位置と視線方向とを指定すると、視点の位置を示す視点位置情報と視線方向を示す視線方向情報とが、ユーザインターフェース (UI) 7 から第 1 画像生成部 3 1 に出力される。第 1 画像生成部 3 1 は、その視点の位置から視線方向に向けてボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、仮想内視鏡画像データを生成する。第 1 画像生成部 3 1 は仮想内視鏡画像データを表示制御部 4 に出力する。

10

【0019】

また第 1 画像生成部 3 1 は、ボリュームデータに表された管状組織の内部を平面状に展開して、内部の表面を平面的に表す展開画像データを生成しても良い。この場合、第 1 画像生成部 3 1 は展開画像データを表示制御部 4 に出力する。

【0020】

また第 1 画像生成部 3 1 は、ボリュームデータに MPR (Multi Planar Reconstruction) 処理を施すことで、任意の断面における MPR 画像データを生成しても良い。例えば操作者が操作部 7 2 を用いて断面の位置を指定すると、断面の位置を示す位置情報が、ユーザインターフェース (UI) 7 から第 1 画像生成部 3 1 に出力される。第 1 画像生成部 3 1 は、指定された断面における MPR 画像データを生成する。第 1 画像生成部 3 1 は MPR 画像データを表示制御部 4 に出力する。

20

【0021】

第 1 画像生成部 3 1 は、仮想内視鏡画像データ、展開画像データ、及び MPR 画像データのうちのいずれの画像データを生成しても良い。例えば画像データの種別を操作者が操作部 7 2 によって指定すると、第 1 画像生成部 3 1 は、操作者によって指定された種類の画像データを生成する。

【0022】

なお、第 1 画像生成部 3 1 が、この発明の「第 1 の画像生成手段」の 1 例に相当する。また、第 1 画像生成部 3 1 によって生成された第 1 の画像データが、この発明の「第 1 の画像データ」の 1 例に相当する。

30

【0023】

第 2 画像生成部 3 2 は画像記憶部 2 からボリュームデータを読み込み、後述する画像処理部 5 によって求められた基準線を用いて、ボリュームデータに基づいて病変部を表す第 2 の画像データを生成する。第 2 画像生成部 3 2 は、病変部を表す第 2 の画像データを表示制御部 4 に出力する。例えば第 2 画像生成部 3 2 は、基準線の周りに視点を設定して仮想内視鏡画像データを生成する。また第 2 画像生成部 3 2 は、基準線を含む断面における MPR 画像データを生成しても良い。第 2 画像生成部 3 2 による処理の詳細な内容については後述する。なお、第 2 画像生成部 3 2 が、この発明の「第 2 の画像生成手段」の 1 例に相当する。また、第 2 画像生成部 3 2 によって生成された第 2 の画像データが、この発明の「第 2 の画像データ」の 1 例に相当する。

40

【0024】

(表示制御部 4)

表示制御部 4 は、仮想内視鏡画像データや展開画像データなどの第 1 の画像データを第 1 画像生成部 3 1 から受けて、第 1 の画像データに基づく第 1 の画像を表示部 7 1 に表示させる。また表示制御部 4 は、仮想内視鏡画像データや MPR 画像データなどの第 2 の画像データを第 2 画像生成部 3 2 から受けて、第 2 の画像データに基づく第 2 の画像を表示部 7 1 に表示させる。なお、表示制御部 4 が、この発明の「第 1 の表示制御手段」及び「

50

第 2 の表示制御手段」の 1 例に相当する。

【0025】

第 1 の画像の 1 例を図 2 に示す。図 2 (a) に示す展開画像 100 は、平面状に展開された大腸の内壁 (腸壁) を表している。また表示制御部 4 は、図 2 (b) に示すように、仮想内視鏡画像 110 と MPR 画像 120 とを重ねて表示部 71 に表示させても良い。仮想内視鏡画像 110 は大腸の内壁を立体的に表している。MPR 画像 120 は大腸の周囲の領域を表している。

【0026】

操作者は、詳細な画像を生成する箇所を第 1 の画像上で指定する。例えば大腸の内壁に存在する腫瘍領域の詳細な画像を生成する場合、操作者は、第 1 の画像に表された腫瘍領域の位置を操作部 72 によって指定する。例えば図 2 (a) に示す展開画像 100 が表示部 71 に表示されている場合、操作者は、展開画像 100 に表されている腫瘍領域の位置を操作部 72 によって指定する。また図 2 (b) に示す仮想内視鏡画像 110 が表示部 71 に表示されている場合、操作者は、仮想内視鏡画像 110 に表されている腫瘍領域の位置を操作部 72 によって指定する。図 2 (a)、(b) において、指定点 P が操作者によって指定された箇所である。詳細な画像を生成する箇所が操作者によって指定されると、指定点 P の位置を示す位置情報 (座標情報) が、ユーザインターフェース (UI) 7 から画像処理部 5 に出力される。

【0027】

(画像処理部 5)

画像処理部 5 は、抽出部 51 と、輪郭特定部 52 と、腫瘍領域特定部 53 と、基準点特定部 54 と、基準線特定部 55 とを備えている。画像処理部 5 はボリュームデータを画像記憶部 2 から読み込み、ボリュームデータから腫瘍領域を求めて、詳細な画像を生成するための、腫瘍領域と交差する基準線を求める。以下、図 3 を参照して、画像処理部 5 による処理の内容について説明する。

【0028】

(抽出部 51)

抽出部 51 は、ボリュームデータを画像記憶部 2 から読み込み、そのボリュームデータから大腸を表すボリュームデータを抽出する。この抽出には公知の技術を用いることができる。例えば抽出部 51 は、画素値に基づいて大腸を表すボリュームデータを抽出する。

【0029】

(輪郭特定部 52)

輪郭特定部 52 は、大腸を表すボリュームデータに基づいて、3 次元空間における大腸の内壁の輪郭を求める。輪郭を求める方法には公知の技術を用いることができる。例えば輪郭特定部 52 は、画素値に基づいて大腸の内壁の輪郭を求める。また輪郭特定部 52 は、3 次元空間における大腸の心線の位置を求める。例えば輪郭特定部 52 は、大腸の長手方向に沿って大腸の中心を通る線を心線として求める。

【0030】

(腫瘍領域特定部 53)

腫瘍領域特定部 53 は、操作者によって指定された指定点 P の位置情報を受け、大腸の内壁の輪郭に基づいて指定点 P を含む腫瘍領域を求める。腫瘍領域特定部 53 は、大腸の内壁の輪郭から大腸の内側に突出している領域を求め、その領域のうち指定点 P を含む領域を観察対象の腫瘍領域として求める。例えば腫瘍領域特定部 53 は、内壁の輪郭の曲率を求めて、大腸の内側に突出している領域を曲率に基づいて求める。なお、腫瘍領域特定部 53 は、大腸の外側の突出している領域を輪郭の曲率に基づいて求めても良い。

【0031】

図 3 に腫瘍領域の 1 例を示す。図 3 は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。図 3 (a) には、大腸の内壁の輪郭 200 が示されている。輪郭 200 は、輪郭特定部 52 によって求められた輪郭である。点 O は、大腸の心線に直交する断面における心線上の点である。腫瘍領域特定部 53 は、内壁の輪郭 200 の曲率を求めて、大腸

10

20

30

40

50

の内側に突出している領域を曲率に基づいて求める。そして腫瘍領域特定部 53 は、指定点 P を含む領域を観察対象の腫瘍領域 S として求める。

【0032】

また腫瘍領域 S が存在している箇所は、輪郭 200 が大腸の内側に突出しているため、その箇所においては大腸の内壁の輪郭が検出されていない。輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S が存在している箇所について、大腸の内壁の輪郭 210 を推定して求める。例えば輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S を除く輪郭 200 から心線上の点 O までの距離に基づいて、腫瘍領域 S が存在している箇所における内壁の輪郭 210 を推定する。例えば輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S を除く輪郭 200 上の複数の点から点 O までの距離を各点について求め、各点の距離の平均値を求める。輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S が存在している箇所の内壁の輪郭については、点 O から内壁の輪郭までの距離を上記の平均値として輪郭 210 を推定して求める。または、輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S を除く輪郭 200 の曲率を求め、その曲率に基づいて、腫瘍領域 S が存在する箇所における内壁の輪郭 210 を推定して求めても良い。図 3 (a)、(b) において、推定された輪郭 210 (破線で示す輪郭) と輪郭 200 (実線で示す輪郭) とによって囲まれた領域 (斜線で示す領域) が、腫瘍領域 S に該当する。

10

【0033】

(基準点特定部 54)

基準点特定部 54 は、指定点 P から心線に垂直に延ばした直線を求め、その直線と内壁の輪郭 200 とが交差する交点 A を求める。図 3 (a) に示す例では、基準点特定部 54 は、指定点 P と心線上の点 O とを直線で結び、その直線と内壁の輪郭 200 とが交差する交点 A を求める。次に、基準点特定部 54 は、交点 A から輪郭 200 上を辿って、輪郭 200 上の点と点 O との間の距離を求め、その距離が最短の距離 L_{min} となる基準点 B を求める。

20

【0034】

(基準線特定部 55)

基準線特定部 55 は、基準点 B から大腸の心線に垂直に延ばした直線を基準線 CL として求める。図 3 (b) に示す例では、基準線特定部 55 は、心線上の点 O と基準点 B とを通る直線を基準線 CL として求める。これにより、腫瘍領域 S のほぼ中心部分を通過する基準線 CL を求めることができる。

30

【0035】

画像処理部 5 は、基準線 CL の位置を示す位置情報 (座標情報) を第 2 画像生成部 32 に出力する。また画像処理部 5 は、輪郭 200 の位置を示す位置情報 (座標情報) と、推定された輪郭 210 の位置を示す位置情報と、腫瘍領域 S の位置を示す位置情報と、基準線 CL の位置を示す位置情報とを画像調整部 6 に出力する。

【0036】

なお、画像処理部 5 が、この発明の「画像処理手段」の 1 例に相当する。また、基準線 CL が、この発明の「基準線」の 1 例に相当する。

【0037】

(画像調整部 6)

画像調整部 6 は、拡大率算出部 61 と輝度算出部 62 とを備えている。

40

【0038】

(拡大率算出部 61)

拡大率算出部 61 は、表示部 71 に表示される MPR 画像の拡大率を求める。図 4 を参照して、拡大率の求め方について説明する。図 4 は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。拡大率算出部 61 は、推定された輪郭 210 と基準線 CL とが交差する点 C を求める。そして拡大率算出部 61 は、基準点 B と点 C との間の線分の長さ T を求める。このようにして、拡大率算出部 61 は、基準線 CL と腫瘍領域 S とが交差する部分の長さ T を求める。

【0039】

50

そして拡大率算出部 6 1 は、長さ T を用いて、表示部 7 1 に表示される M P R 画像の拡大率を求める。具体的には、拡大率算出部 6 1 は、腫瘍領域 S の長さ T が、表示フレーム F の一辺の長さ H の 5 0 % の長さとなるように、M P R 画像の拡大率を求める。表示フレーム F は、表示部 7 1 の画面に割り当てられる矩形状の表示領域である。表示フレーム F の一辺の長さ H は、図示しない記憶部に予め記憶されている。また、表示フレーム F の一辺の長さ H に対する倍率は、図示しない記憶部に予め記憶されている。操作者が操作部 7 2 を用いて、表示フレーム F の一辺の長さ H を任意に変更できるようにしても良い。また、操作者が操作部 7 2 を用いて、表示フレーム F の一辺の長さ H に対する倍率を任意に変更できるようにしても良い。

【0040】

また拡大率算出部 6 1 は、基準線 C L と腫瘍領域 S とが交差する部分が、表示フレーム F のほぼ中央に位置するように、腫瘍領域 S の位置に対する表示フレーム F の位置を決定する。

【0041】

以上のように、拡大率算出部 6 1 は、腫瘍領域 S の長さ T が、表示フレーム F の一辺の長さ H の 5 0 % の長さとなるように M P R 画像の拡大率を決定し、腫瘍領域 S において長さ T を有する部分が、表示フレーム F のほぼ中央に位置するように表示フレーム F の位置を決定する。

【0042】

拡大率算出部 6 1 は、M P R 画像の拡大率と表示フレーム F の位置を示す位置情報とを含むフレーム情報を生成して、フレーム情報を表示制御部 4 に出力する。

【0043】

(輝度算出部 6 2)

輝度算出部 6 2 は、表示部 7 1 に表示される M P R 画像の輝度値を求める。例えば輝度算出部 6 2 は、腫瘍領域 S の周辺に含まれる画素の画素値の最大値と最小値とを求め、最大値と最小値とに基づいて、各画素に対する輝度値を求める。図 5 を参照して、輝度値の求め方について説明する。図 5 (a) は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。図 5 (b) は、輝度変換グラフを示す図である。図 5 (b) において、横軸は C T 値 (画素値) を示し、縦軸は輝度値を示している。

【0044】

輝度算出部 6 2 は、大腸の内壁の輪郭 2 0 0 から外側に向けて一定距離 W (例えば 2 m m) 離れた位置 2 5 0 を求める。輝度算出部 6 2 は、輪郭 2 0 0 と位置 2 5 0 との間の領域 K (斜線で示す領域) に含まれる画素の画素値の最大値と最小値とを求める。

【0045】

そして輝度算出部 6 2 は、画素値の最大値と最小値とを用いて、輝度変換グラフの W W (W i n d o w W i d t h) と W L (W i n d o w L e v e l) とを調整する。初期設定された輝度変換グラフは、図示しない記憶部に予め記憶されている。輝度算出部 6 2 は、画素値の最大値を輝度変換グラフの C T 値 (M a x) に割り当て、画素値の最小値を輝度変換グラフの C T 値 (M i n) に割り当てる。これにより、ウィンドウ幅 W W (W i n d o w W i d t h) と、ウィンドウレベル W L (W i n d o w L e v e l) とが新たに設定される。輝度算出部 6 2 は、変更後の輝度変換グラフを示す情報を第 2 画像生成部 3 2 に出力する。

【0046】

なお、画像調整部 6 が、この発明の「画像調整手段」の 1 例に相当する。

【0047】

(仮想内視鏡画像データの生成)

第 2 画像生成部 3 2 は、基準線 C L の位置情報を基準線特定部 5 5 から受ける。第 2 画像生成部 3 2 は画像記憶部 2 からボリュームデータを読み込み、基準線 C L を用いて、ボリュームデータに基づいて腫瘍領域を表す第 2 の画像データを生成する。例えば第 2 画像生成部 3 2 は、基準線 C L の周りに視点を設定し、視点から、基準線 C L が腫瘍領域 S と

10

20

30

40

50

交差する部分（長さTを有する部分）に向けた方向を視線方向として、ボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを第2の画像データとして生成する。例えば第2画像生成部32は、基準線CLが腫瘍領域Sと交差する部分（長さTを有する部分）の中点を求め、視点から中点に向けた方向を視線方向として、仮想内視鏡画像データを生成する。また第2画像生成部32は、大腸の内壁の輪郭200に囲まれた領域内の位置であって、基準線CLの周りの位置に視点を設定する。すなわち第2画像生成部32は、輪郭200の内側の領域に視点を設定する。これにより、大腸の内部に視点が設定されることになる。第2画像生成部32は、基準線CLの周りで視点を所定角度ずつ回転させて、所定角度ごとに仮想内視鏡画像データを生成する。これにより、第2画像生成部32は、基準線CLを回転軸として1回転分の仮想内視鏡画像データを生成する。

10

【0048】

また、操作者は操作部72を用いて、基準線CLの周りに設定される視点の位置を指定しても良い。すなわち、基準線CLを回転軸とした場合に、操作者は操作部72を用いて、その回転軸の周りに設定される視点の角度を指定しても良い。また、操作者は操作部72を用いて、視点から、基準線CLが腫瘍領域Sと交差する部分に向かう視線方向の角度を指定しても良い。操作部72によって視点の位置と視線方向とが指定されると、視点の位置を示す視点位置情報と視線方向を示す視線方向情報とが、ユーザインターフェース（UI）7から第2画像生成部32に出力される。第2画像生成部32は、指定された視点と視線方向とに従って、仮想内視鏡画像データを生成する。このように操作者が操作部72を用いて、基準線CLの周りに設定される視点の位置や視線方向を変えることで、腫瘍領域Sを異なる角度から観察することが可能となる。

20

【0049】

図6（a）を参照して、第2画像生成部32によって生成される仮想内視鏡画像データについて説明する。図6（a）は、仮想内視鏡画像を示す図である。第2画像生成部32は、仮想内視鏡画像130に表された腫瘍領域140と交差する基準線CLを回転軸として、基準線CLの周りに視点を設定する。図6（a）において、基準線CLは紙面に直交する方向に延びて、腫瘍領域140と交差している。第2画像生成部32は、X方向を回転方向として、基準線CLの周りで視点を所定角度ずつ回転させて、所定角度ごとに仮想内視鏡画像データを生成する。

【0050】

第2画像生成部32は仮想内視鏡画像データを表示制御部4に出力する。表示制御部4は仮想内視鏡画像データを第2画像生成部32から受けて、仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像を表示部71に表示させる。例えば、基準線CLを回転軸として1回転分の仮想内視鏡画像データが生成されている場合、表示制御部4は、各角度における仮想内視鏡画像を順番に表示部71に表示させる。また、基準線CLを回転軸として画像めくりを行っても良い。この場合、操作者が操作部72を用いて指示を与えるたびに、表示制御部4は、基準線CLを回転軸として視点の角度を変えた仮想内視鏡画像を表示部71に表示させる。

30

【0051】

（MPR画像データの生成）

第2画像生成部32は、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成しても良い。また、第2画像生成部32は、輝度変換グラフを示す情報を輝度算出部62から受ける。そして第2画像生成部32は、輝度変換グラフに従って画素値を輝度値に変換して、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成する。また、操作者は操作部72を用いて、基準線CLを含む断面の位置を指定することができる。すなわち、操作者は操作部72を用いて、基準線CLを回転軸とする断面の角度を指定することができる。操作者によって断面の角度が指定されると、断面の角度を示す位置情報（座標情報）が、ユーザインターフェース（UI）7から第2画像生成部32に出力される。第2画像生成部32は操作者によって指定された角度に従って、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成する。第2画像生成部32は、MPR画像データを表示制御部4に出力す

40

50

る。

【0052】

図6(b)を参照して、第2画像生成部32によって生成されるMPR画像データについて説明する。図6(b)は、MPR画像を示す図である。MPR画像150に腫瘍領域160が表されている。第2画像生成部32は、腫瘍領域160と交差する基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成する。

【0053】

第2画像生成部32はMPR画像データを表示制御部4に出力する。表示制御部4は、フレーム情報を拡大率算出部61から受けて、フレーム情報が示す位置情報に従って、腫瘍領域Sにおいて長さTを有する部分が、表示フレームFのほぼ中央に位置するようにMPR画像の位置を調整する。また表示制御部4は、フレーム情報が示す拡大率に従って、MPR画像を拡大して表示部71に表示させる。また、基準線CLを回転軸として画像めくりを行っても良い。この場合、操作者が操作部72を用いて指示を与えるたびに、表示制御部4は、基準線CLを回転軸として断面の角度を変えたMPR画像を表示部71に表示させる。なお、Zoom、Pan、又は輝度変換などの一般的な画像処理をMPR画像に施して表示しても良い。

【0054】

第2画像生成部32は、仮想内視鏡画像データのみを生成しても良いし、MPR画像データのみを生成しても良い。また第2画像生成部32は、仮想内視鏡画像データとMPR画像データの両方の画像データを生成しても良い。操作者は操作部72を用いて、第2画像生成部32によって生成される画像を指定することができる。第2画像生成部32は、操作者によって指定された第2の画像データを生成する。

【0055】

仮想内視鏡画像データとMPR画像データとを生成する場合について説明する。例えば基準線CLを回転軸とした場合に、操作者は操作部72を用いて、その回転軸(基準線CL)の周りに設定される視点の角度を指定する。第2画像生成部32は、指定された視点から、基準線CLが腫瘍領域Sと交差する部分(長さTを有する部分)に向けた方向を視線方向として、仮想内視鏡画像データを生成する。また、第2画像生成部32は、回転軸(基準線CL)の周りに設定された視点の角度を、回転軸に対する断面の角度とし、その角度に従って、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成する。表示制御部4は、仮想内視鏡画像とMPR画像とを並べて表示部71に表示させる。また、操作者が操作部72を用いて視点の位置を変えると、第2画像生成部32は、視点の位置を変えて仮想内視鏡画像データとMPR画像データとを生成する。

【0056】

(ユーザインターフェース(UI)7)

ユーザインターフェース(UI)7は、表示部71と操作部72とを備えている。表示部71は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。操作部72は、キーボードやマウスなどの入力装置で構成されている。

【0057】

画像生成部3、表示制御部4、画像処理部5、及び画像調整部6はそれぞれ、CPU、GPU、又はASICなどの図示しない処理装置と、ROM、RAM、又はHDDなどの図示しない記憶装置とによって構成されていても良い。記憶装置には、画像生成部3の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。画像生成プログラムには、第1画像生成部31の機能を実行するための第1画像生成プログラムと、第2画像生成部32の機能を実行するための第2画像生成プログラムとが含まれている。また記憶装置には、表示制御部4の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。また記憶装置には、画像処理部5の機能を実行するための画像処理プログラムが記憶されている。画像処理プログラムには、抽出部51の機能を実行するための抽出プログラムと、輪郭特定部52の機能を実行するための輪郭特定プログラムと、腫瘍領域特定部53の機能を実行するための腫瘍領域特定プログラムと、基準点特定部54の機能を実行するための基準

点特定プログラムと、基準線特定部 55 の機能を実行するための基準線特定プログラムとが含まれている。また記憶装置には、画像調整部 6 の機能を実行するための画像調整プログラムが記憶されている。画像調整プログラムには、拡大率算出部 61 の機能を実行するための拡大率算出プログラムと、輝度算出部 62 の機能を実行するための輝度算出プログラムとが含まれている。そして CPU などの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することで各部の機能を実行する。なお、画像生成プログラムと、表示制御プログラムと、画像処理プログラムとによって、この発明の「医用画像処理プログラム」の 1 例を構成する。

【0058】

以上の構成を有する医用画像処理装置 1 によると、操作者が指定した腫瘍のほぼ中心部分を通過する基準線 CL を求めることができる。そして、この基準線 CL を用いることで、腫瘍の観察に適した仮想内視鏡画像データ又は MPR 画像データを生成することができる。すなわち、基準線 CL は腫瘍のほぼ中心部分を通過するため、基準線 CL の周りに視点を設定して仮想内視鏡画像を生成することで、腫瘍の形態を詳細に観察することが可能となる。また、基準線 CL を含む断面における MPR 画像を生成することで、腫瘍の形態や腫瘍の浸潤の程度を詳細に観察することが可能となる。

【0059】

MPR 画像については、拡大率や輝度が自動的に調整されているため、腫瘍の形態や腫瘍の浸潤の程度をより詳細に観察することが可能となる。すなわち、腫瘍を中心として MPR 画像の拡大率が決定されているため、腫瘍の形態が観察しやすい MPR 画像を生成して表示することが可能となる。そのことにより、腫瘍の形態や腫瘍の浸潤の程度をより詳細に観察することが可能となる。また、腫瘍の周辺領域の画素値に基づいて MPR 画像の輝度が調整されているため、腫瘍の浸潤の程度が観察しやすい MPR 画像を生成して表示することが可能となる。

【0060】

また、操作者は操作部 72 を用いて、仮想内視鏡画像や展開画像上で腫瘍を指定するだけで、腫瘍の詳細な観察に適した仮想内視鏡画像や MPR 画像を生成することが可能となる。このような簡単な操作によって、腫瘍の詳細な観察に適した画像を生成することができるため、医用画像処理装置の操作性を向上させることが可能となる。

【0061】

また、仮想内視鏡画像と MPR 画像とを並べて表示することで、異なる種類の画像によって腫瘍を観察することができ、腫瘍の浸潤の程度や腫瘍の形態をより詳細に観察することが可能となる。

【0062】

(変形例 1)

図 7 を参照して、変形例 1 について説明する。図 7 は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。変形例 1 では、画像処理部 5 の処理が上述した実施形態に係る処理と異なるため、画像処理部 5 の処理を中心に説明する。

【0063】

抽出部 51 による処理、輪郭特定部 52 による処理、及び腫瘍領域特定部 53 による処理は、上述した実施形態に係る処理と同じである。すなわち、抽出部 51 は、ポリウムデータから大腸を表すポリウムデータを抽出する。輪郭特定部 52 は、大腸を表すポリウムデータに基づいて、大腸の内壁の輪郭 200 と大腸の心線の位置とを求める。腫瘍領域特定部 53 は、操作者によって指定された指定点 P の位置情報を受け、大腸の内壁の輪郭 200 に基づいて指定点 P を含む腫瘍領域 S を求める。さらに、輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S が存在している箇所について、大腸の内壁の輪郭 210 を推定して求める。図 7 において、推定された輪郭 210 (破線で示す輪郭) と輪郭 200 (実線で示す輪郭) とによって囲まれた領域 (斜線で示す領域) が、腫瘍領域 S に該当する。

【0064】

そして基準点特定部 54 は、腫瘍領域 S の重心 G を基準点として求める。腫瘍領域 S の

重心 $G(i, j, k)$ は以下の式で求められる。

$$G(i, j, k) = (1/W) \cdot \sum \sum \sum g(i, j, k) \cdot [I, J, K]$$

$g(i, j, k)$ は、腫瘍領域 S 内の画素の画素値である。

I, J, K は 3 次元空間における座標である。

W は、腫瘍領域 S における全画素の画素値の総和である。

【0065】

基準線特定部 55 は、重心 G から大腸の心線に垂直に延ばした直線を基準線 CL として求める。図 7 に示す例では、基準線特定部 55 は、心線上の点 O と重心 G とを通る直線を基準線 CL として求める。これにより、腫瘍領域 S のほぼ中心部分を通過する基準線 CL を求めることができる。

10

【0066】

画像調整部 6、画像生成部 3、及び表示制御部 4 は、上述した実施形態と同じ処理を行う。

【0067】

以上のように腫瘍領域 S の重心 G を求めて、その重心 G を用いて基準線 CL を求めた場合であっても、上述した実施形態と同じ作用及び効果を奏することができる。すなわち、基準線 CL は腫瘍領域 S のほぼ中心部分を通過するため、基準線 CL の周りに視点を設定して仮想内視鏡画像を生成することで、腫瘍領域 S の形態を詳細に観察することが可能となる。また、基準線 CL を含む断面における MPR 画像を生成することで、腫瘍の浸潤の程度を詳細に観察することが可能となる。また、操作者は操作部 72 を用いて腫瘍領域を指定するだけで、腫瘍領域の観察に適した仮想内視鏡画像や MPR 画像を生成することができるため、医用画像処理装置の操作性を向上させることができる。

20

【0068】

(変形例 2)

図 8 を参照して、変形例 2 について説明する。図 8 は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。変形例 2 では、画像処理部 5 の処理が上述した実施形態に係る処理と異なるため、画像処理部 5 の処理を中心に説明する。

【0069】

抽出部 51 は、上述した実施形態と同様に、ボリュームデータから大腸を表すボリュームデータを抽出する。

30

【0070】

輪郭特定部 52 は、大腸を表すボリュームデータに基づいて、大腸の内壁の輪郭 200 と外壁の輪郭 260 と大腸の心線の位置とを求める。例えば輪郭特定部 52 は、画素値に基づいて内壁の輪郭 200 と外壁の輪郭 260 とを求める。

【0071】

腫瘍領域特定部 53 は、内壁の輪郭 200 と外壁の輪郭 260 との間の距離（壁厚）を求める。例えば腫瘍領域特定部 53 は、内壁の輪郭 200 上のある位置において輪郭 200 と直交する直線を求め、その直線が外壁の輪郭 260 と交差する位置を求め、内壁の輪郭 200 上の位置と外壁の輪郭 260 上の位置との間の距離を壁厚として求める。腫瘍領域特定部 53 は、内壁の輪郭 200 上の位置を所定の間隔で変えて、各位置に対応する壁厚を求める。そして腫瘍領域特定部 53 は、各位置における壁厚に基づいて、操作者によって指定された指定点 P を含む腫瘍領域 S を求める。例えば腫瘍領域特定部 53 は、壁厚が予め設定された閾値以上となる箇所を、腫瘍領域 S として求める。壁厚が閾値以上となる箇所は、内壁から内側の領域に突出していると推定される。従って、腫瘍領域特定部 53 は、壁厚が閾値以上となる箇所を腫瘍領域 S として求める。なお、壁厚の閾値は、図示しない記憶部に予め記憶されている。

40

【0072】

また、輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S が存在している箇所について、大腸の内壁の輪郭 210 を推定して求める。例えば輪郭特定部 52 は、腫瘍領域 S を除く箇所における壁厚に基づいて、腫瘍領域 S が存在している箇所における内壁の輪郭 210 を推定する。例え

50

ば輪郭特定部 5 2 は、腫瘍領域 S を除く箇所における壁厚の平均値を求める。輪郭特定部 5 2 は、腫瘍領域 S が存在している箇所の内壁の輪郭については、外壁の輪郭 2 6 0 から内壁の輪郭までの距離を上記の平均値として輪郭 2 1 0 を推定して求める。図 8 において、推定された輪郭 2 1 0（破線で示す輪郭）と輪郭 2 0 0（実線で示す輪郭）とによって囲まれた領域（斜線で示す領域）が、腫瘍領域 S に該当する。

【0073】

そして基準点特定部 5 4 は、腫瘍領域 S の重心 G を基準点として求める。腫瘍領域 S の重心 G (i , j , k) は、変形例 1 と同じ方法で求めることができる。

【0074】

基準線特定部 5 5 は、重心 G から推定された内壁の輪郭 2 1 0 に垂直に延ばした直線を基準線 C L として求める。図 8 に示す例では、基準線特定部 5 5 は、腫瘍領域 S に含まれる重心 G から、腫瘍領域 S が存在する箇所における内壁の輪郭 2 1 0（推定された輪郭）に対して垂直に延ばした直線を基準線 C L として求める。これにより、腫瘍領域 S のほぼ中心部分を通過する基準線 C L を求めることができる。

【0075】

画像調整部 6、画像生成部 3、及び表示制御部 4 は、上述した実施形態と同じ処理を行う。

【0076】

以上のように大腸の壁厚に基づいて腫瘍領域 S を求め、その腫瘍領域 S の重心 G と推定された内壁の輪郭 2 1 0 とに基づいて基準線 C L を求めた場合であっても、上述した実施形態と同じ作用及び効果を奏することができる。

【0077】

（変形例 3）

図 9 を参照して、変形例 3 について説明する。図 9 は、指定点 P を通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。変形例 3 では、画像処理部 5 の処理が上述した実施形態に係る処理とは異なるため、画像処理部 5 の処理を中心に説明する。

【0078】

抽出部 5 1 による処理、輪郭特定部 5 2 による処理、及び腫瘍領域特定部 5 3 による処理は、上述した実施形態に係る処理と同じである。すなわち、抽出部 5 1 は、ポリウムデータから大腸を表すポリウムデータを抽出する。輪郭特定部 5 2 は、大腸を表すポリウムデータに基づいて、大腸の内壁の輪郭 2 0 0 と大腸の心線の位置とを求める。腫瘍領域特定部 5 3 は、操作者によって指定された指定点 P の位置情報を受け、大腸の内壁の輪郭 2 0 0 に基づいて指定点 P を含む腫瘍領域 S を求める。さらに、輪郭特定部 5 2 は、腫瘍領域 S が存在している箇所について、大腸の内壁の輪郭 2 1 0 を推定して求める。図 9 において、推定された輪郭 2 1 0（破線で示す輪郭）と輪郭 2 0 0（実線で示す輪郭）とによって囲まれた領域（斜線で示す領域）が、腫瘍領域 S に該当する。

【0079】

そして基準点特定部 5 4 は、腫瘍領域 S を包含する領域を求め、その領域の重心を基準点として求める。例えば図 9 に示すように、基準点特定部 5 4 は、腫瘍領域 S に外接する直方体 3 0 0 を求め、直方体 3 0 0 の重心 G を基準点として求める。

【0080】

基準線特定部 5 5 は、重心 G から大腸の心線に垂直に延ばした直線を基準線 C L として求める。図 9 に示す例では、基準線特定部 5 5 は、心線上の点 O と重心 G とを通る直線を基準線 C L として求める。これにより、腫瘍領域 S のほぼ中心部を通過する基準線 C L を求めることができる。

【0081】

画像調整部 6、画像生成部 3、及び表示制御部 4 は、上述した実施形態と同じ処理を行う。

【0082】

以上のように腫瘍領域 S を包含する領域の重心 G を求めて、その重心 G を用いて基準線

10

20

30

40

50

C Lを求めた場合であっても、上述した実施形態と同じ作用及び効果を奏することができる。

【0083】

(変形例4)

図10を参照して、変形例4について説明する。図10は、指定点Pを通り大腸の心線に直交する断面を示す図である。変形例4では、画像処理部5の処理が上述した実施形態に係る処理と異なるため、画像処理部5の処理を中心に説明する。

【0084】

抽出部51は、上述した実施形態と同様に、ボリュームデータから大腸を表すボリュームデータを抽出する。

【0085】

輪郭特定部52は、変形例2に係る処理と同様に、大腸を表すボリュームデータに基づいて、大腸の内壁の輪郭200と外壁の輪郭260と大腸の芯線の位置とを求める。

【0086】

腫瘍領域特定部53は、変形例2に係る処理と同様に、内壁の輪郭200と外壁の輪郭260との間の距離(壁厚)を求める。腫瘍領域特定部53は、内壁の輪郭200上の位置を所定の間隔で変えて、各位置に対応する壁厚を求める。そして腫瘍領域特定部53は、各位置における壁厚に基づいて、操作者によって指定された指定点Pを含む腫瘍領域Sを求める。例えば腫瘍領域特定部53は、壁厚が予め設定された閾値以上となる箇所を、腫瘍領域Sとして求める。

【0087】

また、輪郭特定部52は、変形例2に係る処理と同様に、腫瘍領域Sが存在している箇所について、大腸の内壁の輪郭210を推定して求める。例えば輪郭特定部52は、腫瘍領域Sを除く箇所における壁厚の平均値を求める。そして輪郭特定部52は、腫瘍領域Sが存在している箇所の内壁の輪郭については、外壁の輪郭260から内壁の輪郭までの距離を上記の平均値として輪郭210を推定して求める。図10において、推定された輪郭210(破線で示す輪郭)と輪郭200(実線で示す輪郭)とによって囲まれた領域(斜線で示す領域)が、腫瘍領域Sに該当する。

【0088】

そして基準点特定部54は、変形例3に係る処理と同様に、腫瘍領域Sを包含する領域を求め、その領域の重心を基準点として求める。例えば図10に示すように、基準点特定部54は、腫瘍領域Sに外接する直方体300を求め、直方体300の重心Gを基準点として求める。

【0089】

基準線特定部55は、変形例2に係る処理と同様に、重心Gから推定された内壁の輪郭210に垂直に延ばした直線を基準線C Lとして求める。図10に示す例では、基準線特定部55は、腫瘍領域Sに含まれる重心Gから、腫瘍領域Sが存在する箇所における内壁の輪郭210(推定された輪郭)に対して垂直に延ばした直線を基準線C Lとして求める。これにより、腫瘍領域Sのほぼ中心部分を通過する基準線C Lを求めることができる。

【0090】

画像調整部6、画像生成部3、及び表示制御部4は、上述した実施形態と同じ処理を行う。

【0091】

以上のように大腸の壁厚に基づいて腫瘍領域Sを求め、その腫瘍領域Sを包含する領域の重心Gを用いて基準線C Lを求めた場合であっても、上述した実施形態と同じ作用及び効果を奏することができる。

【0092】

(動作)

この実施形態に係る医用画像処理装置1による一連の動作について説明する。1例として、医用画像撮影装置90が大腸を撮影することで、ボリュームデータを生成する場合に

10

20

30

40

50

ついて説明する。

【0093】

(ステップS01)

まず医用画像処理装置1は、被検体に関するボリュームデータを医用画像撮影装置90から受ける。画像記憶部2は、そのボリュームデータを記憶する。

【0094】

(ステップS02)

第1画像生成部31は画像記憶部2からボリュームデータを読み込み、ボリュームデータに基づいて第1の画像データを生成する。例えば第1画像生成部31は、大腸の内壁(腸壁)を表す仮想内視鏡画像データをボリュームデータに基づいて生成する。視点の位置及び視線方向は、操作者が操作部72を用いて指定する。また第1画像生成部31は、大腸の内壁を平面的に表す展開画像データを生成しても良い。また第1画像生成部31は、操作者によって指定された断面におけるMPR画像データを生成しても良い。

【0095】

(ステップS03)

表示制御部4は、仮想内視鏡画像データや展開画像データなどの第1の画像データを第1画像生成部31から受けて、第1の画像を表示部71に表示させる。例えば図2(a)に示すように、表示制御部4は展開画像100を表示部71に表示させる。また図2(b)に示すように、表示制御部4は仮想内視鏡画像110とMPR画像120とを重ねて表示部71に表示させても良い。

【0096】

(ステップS04)

操作者は、第1の画像に表された腫瘍領域の位置を操作部72によって指定する。例えば操作者は、展開画像100に表されている腫瘍領域の位置を操作部72によって指定する。また操作者は、仮想内視鏡画像110に表されている腫瘍領域の位置を操作部72によって指定しても良い。図2(a)、(b)において、指定点Pが操作者によって指定された箇所である。指定点Pの位置を示す位置情報が、ユーザインターフェース(UI)7から画像処理部5に出力される。

【0097】

(ステップS05)

画像処理部5は、ボリュームデータを画像記憶部2から読み込み、そのボリュームデータから大腸を表すボリュームデータを抽出する。

【0098】

(ステップS06)

画像処理部5は、大腸のボリュームデータから腫瘍領域Sを求め、腫瘍領域Sと交差する基準線CLを求める。腫瘍領域S、基準点、及び基準線CLは、上述した実施形態に係る処理で求めても良いし、変形例1から変形例4のいずれかに係る処理によって求めても良い。

【0099】

(ステップS07)

拡大率算出部61は、表示部71に表示されるMPR画像の拡大率を求める。例えば図4に示すように、拡大率算出部61は、基準線CLと腫瘍領域Sとが交差する部分の長さTを求める。そして、拡大率算出部61は、腫瘍領域Sの長さTが、表示フレームFの一辺の長さHの50%の長さとなるように、MPR画像の拡大率を求める。また拡大率算出部61は、基準線CLと腫瘍領域Sとが交差する部分が、表示フレームFのほぼ中央に位置するように、腫瘍領域Sの位置に対する表示フレームFの位置を決定する。

【0100】

(ステップS08)

輝度算出部62は、表示部71に表示されるMPR画像の輝度値を求める。例えば輝度算出部62は、腫瘍領域Sの周辺に含まれる画素の画素値の最大値と最小値とを求め、最

10

20

30

40

50

大値と最小値とを用いて、輝度変化グラフのWWとWLとを調整する。なお、ステップS07の処理とステップS08の処理とは、処理の順場が逆であっても良いし、並行して行っても良い。

【0101】

(ステップS09)

第2画像生成部32は、基準線CLを用いて、ボリュームデータに基づいて腫瘍領域Sを表す第2の画像データを生成する。例えば第2画像生成部32は、基準線CLの周りに視点を設定し、視点から、基準線CLが腫瘍領域Sと交差する部分(長さTを有する部分)に向けた方向を視線方向として、ボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを生成する。また第2画像生成部32は、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成しても良い。第2画像生成部32は、輝度算出部62によって調整された輝度変換グラフに従って画素値を輝度値に変換して、基準線CLを含む断面におけるMPR画像データを生成する。

10

【0102】

(ステップS10)

表示制御部4は、第2画像データに基づく第2画像を表示部71に表示させる。表示制御部4は、例えば仮想内視鏡画像データを第2画像生成部32から受けて、仮想内視鏡画像を表示部71に表示させる。また表示制御部4は、MPR画像データを第2画像生成部32から受けて、腫瘍領域Sにおいて長さTを有する部分が、表示フレームFのほぼ中央に位置するようにMPR画像の位置を調整する。そして表示制御部4は、拡大率算出部61によって求められた拡大率に従って、MPR画像を拡大して表示部71に表示させる。

20

【0103】

なお、第2画像生成部32は、仮想内視鏡画像データ及びMPR画像データのうちのいずれの画像データを生成しても良いし、両方の画像データを生成しても良い。

【0104】

以上のように医用画像処理装置1によると、操作者が指定した腫瘍のほぼ中心部分を通過する基準線CLを求めることができる。この基準線CLを用いて仮想内視鏡画像データやMPR画像データを生成することで、腫瘍の形態を詳細に観察することが可能となり、また、腫瘍の浸潤の程度を詳細に観察することが可能となる。また、操作者は観察対象の腫瘍を指定するだけで、腫瘍の詳細な観察に適した画像を生成することが可能となる。そのため、医用画像処理装置の操作性を向上させることが可能となる。

30

【符号の説明】

【0105】

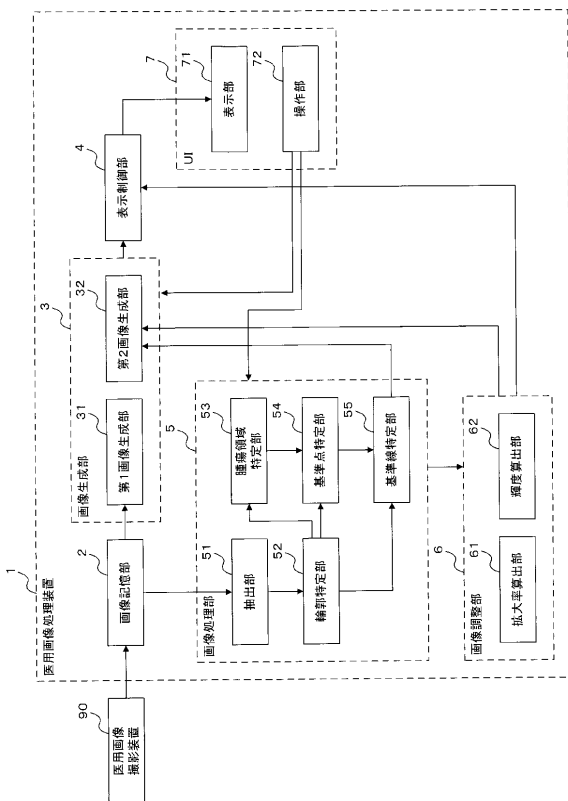
- 1 医用画像処理装置
- 2 画像記憶部
- 3 画像生成部
- 4 表示制御部
- 5 画像処理部
- 6 画像調整部
- 7 ユーザーインターフェース(UI)
- 31 第1画像生成部
- 32 第2画像生成部
- 51 抽出部
- 52 輪郭特定部
- 53 腫瘍領域特定部
- 54 基準点特定部
- 55 基準線特定部
- 61 拡大率算出部
- 62 輝度算出部
- 71 表示部

40

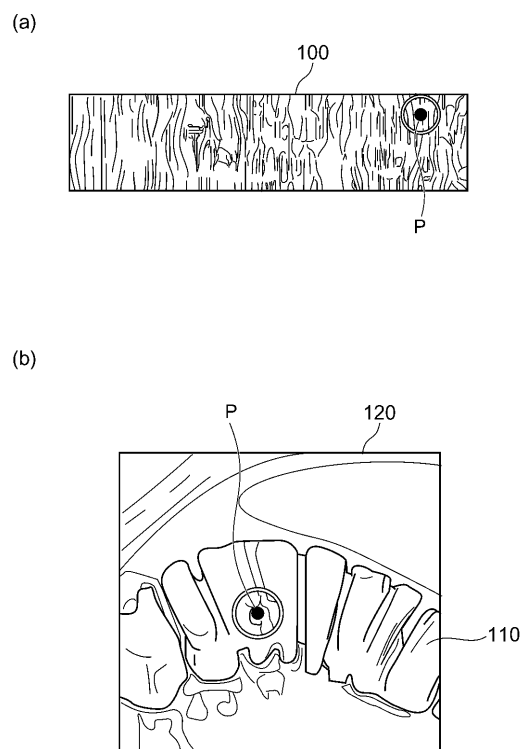
50

7 2 操作部

【図 1】

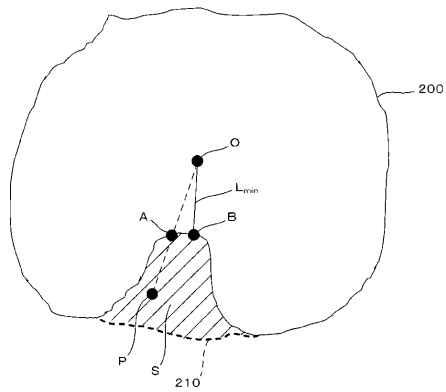


【図 2】

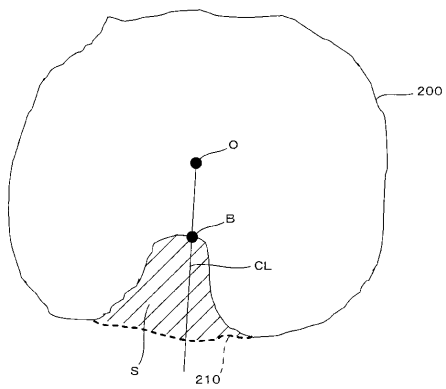


【図 3】

(a)

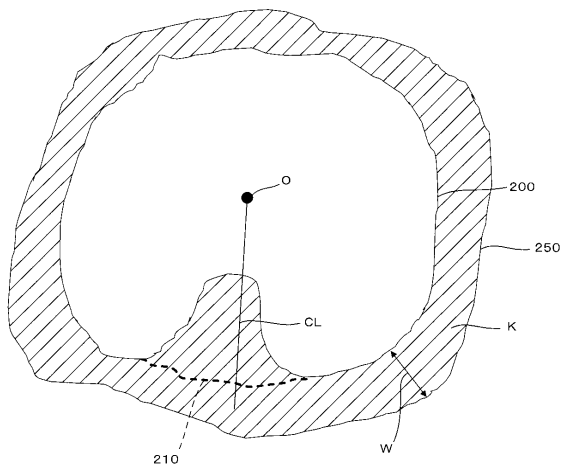


(b)

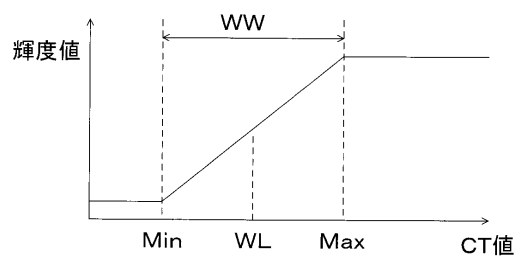


【図 5】

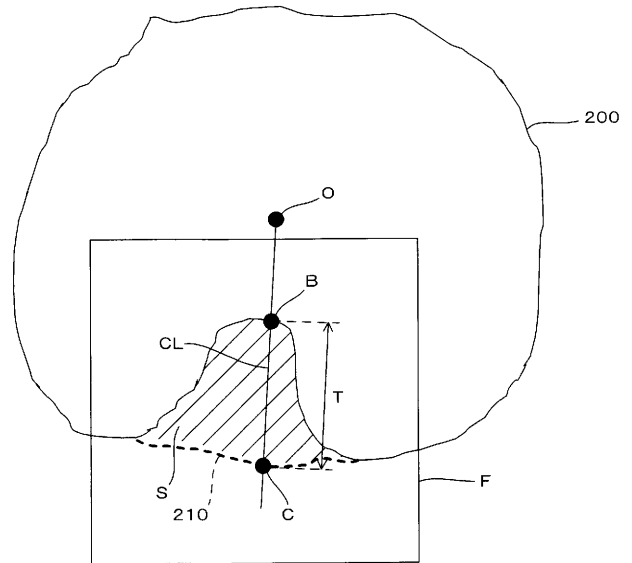
(a)



(b)

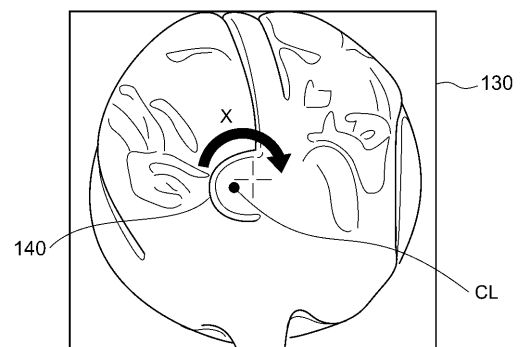


【図 4】

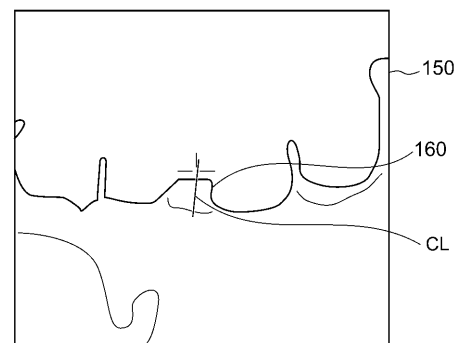


【図 6】

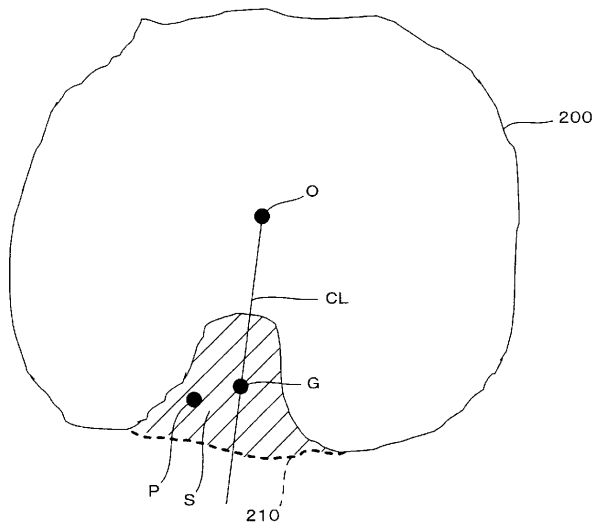
(a)



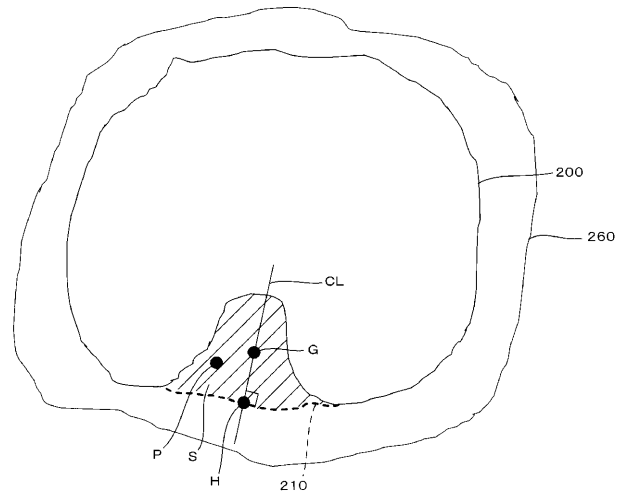
(b)



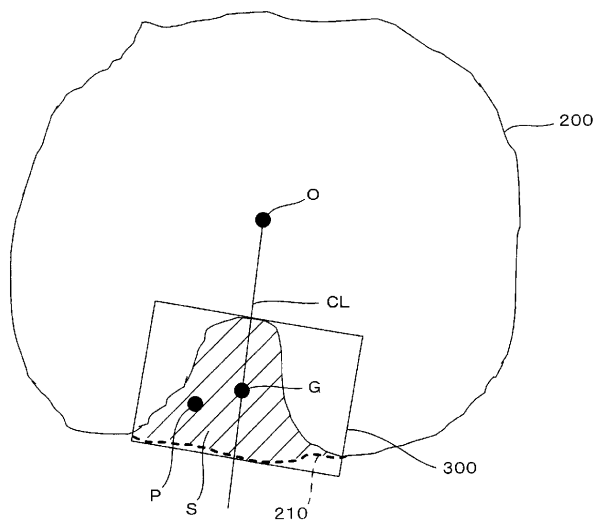
【図 7】



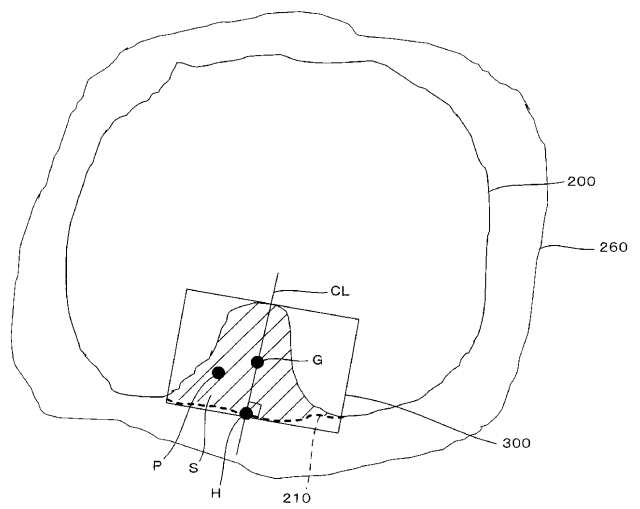
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 CA21 DA01 FD09 FD11 FF16 FF17 FF20
FF22 FF30 FF35 FF42 FF46 FF47 FG05 FG13
4C096 AB36 AB39 AC05 BA18 DC16 DC19 DC23 DC30 DC35 DC36
DC37

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011172692A	公开(公告)日	2011-09-08
申请号	JP2010038188	申请日	2010-02-24
[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		
[标]发明人	板田吉勝 山形仁		
发明人	板田 吉勝 山形 仁		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.B A61B5/05.380 A61B5/055.380 G06T1/00.290.B G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/CA21 4C093/DA01 4C093/FD09 4C093/FD11 4C093/FF16 4C093/FF17 4C093/FF20 4C093/FF22 4C093/FF30 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FF47 4C093/FG05 4C093/FG13 4C096/AB36 4C096/AB39 4C096/AC05 4C096/BA18 4C096/DC16 4C096/DC19 4C096/DC23 4C096/DC30 4C096/DC35 4C096/DC36 4C096/DC37 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA24 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE11 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC02 5B057/DC03 5B057/DC06 5B057/DC09 5B057/DC16 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA24 5L096/DA04 5L096/FA06 5L096/FA60 5L096/FA62 5L096/FA64		
其他公开文献	JP5624336B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够容易地生成用于诊断病变的图像的医学图像处理装置。解决方案：第一图像生成部分31基于体数据生成诸如虚拟内窥镜图像的第一图像或指示大肠的扩展图像，并且显示控制部分4使显示部分71显示第一图像。图像处理部分5接收操作者对第一图像的指定，基于体数据获得包括指定部分的肿瘤区域，并基于肿瘤区域的形状获得穿过肿瘤区域的参考线。第二图像生成部32使用参考线从体数据生成诸如虚拟内窥镜图像的第二图像或指示肿瘤区域的MPR图像。显示控制部分4使显示部分71显示第二图像。

