

(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2006-230906
(P2006-230906A)

(43) 公開日 平成18年9月7日(2006.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	4 C O 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 O B	4 C O 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C O 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	
	A 6 1 B 5/05 3 9 O	
審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 14 頁)		

(21) 出願番号	特願2005-53478 (P2005-53478)	(71) 出願人	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17年2月28日 (2005.2.28)	(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	110000235 特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者	藤本 克彦 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	石橋 義治 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
		最終頁に続く	

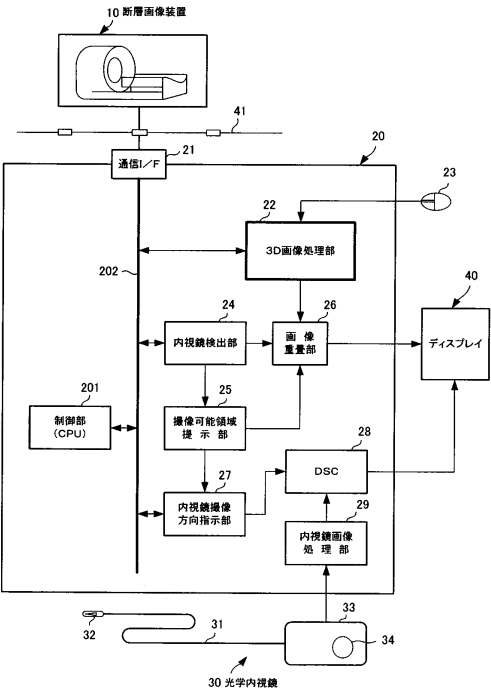
(54) 【発明の名称】 医用診断システム、医用診断装置及び内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像処理により得られた患部位置と、内視鏡の先端位置及び撮像方向との関係を3次的に把握し、内視鏡での患部撮像を的確に行うことができる使用診断システムを提供する。

【解決手段】 断層画像装置10と内視鏡30を利用した医用システムであり、内視鏡には体腔内での位置及び進行方向を検出可能なマーカー32を設け、マーカーを断層画像装置によって撮像可能にし、断層画像装置からの画像を3次元画像処理して表示するとともに、体腔内の前記マーカー情報をもとに内視鏡先端部を患部方向に導くための指標画像を生成し、内視鏡で撮像した画像に指標画像を合成して表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

断層画像装置と内視鏡とを利用した医用診断システムであって、
体腔内の撮像に使用され、先端部に体腔内での位置及び進行方向を検出可能なマーカーを有し、前記マーカーを前記断層画像装置によって撮像可能な内視鏡と、
前記断層画像装置からの画像を基に 3 次元画像を取得する 3 次元画像処理部と、
前記 3 次元画像に表示された患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカー情報をもとに、前記内視鏡先端部を前記患部方向に導くための指示信号を生成する内視鏡撮像方向指示部と、
前記内視鏡で撮像した体腔内画像を処理する内視鏡画像処理部と、
前記内視鏡撮像方向指示部からの前記指示信号に基づく指標画像を、前記内視鏡画像処理部からの体腔内画像に合成して出力する画像合成部と、
前記 3 次元画像処理部からの 3 次元画像又は前記画像合成部からの出力画像を表示可能なディスプレイ部と、を具備したことを特徴とする医用診断システム。

10

【請求項 2】

前記内視鏡は、体腔内にある前記先端部の位置及び向きを体腔外から操作可能な光学内視鏡であることを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

【請求項 3】

前記マーカー情報をもとに、術者は、前記内視鏡の先端部の位置と進行方向を判別し、前記内視鏡の先端部が被検体の患部を中心にして所定範囲内にあるときに前記内視鏡による撮像頻度を高めて手技のサポートを可能にしたことを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

20

【請求項 4】

前記断層画像装置は X 線によるボリューム撮像が可能な装置であり、前記内視鏡のマーカーは X 線不透過物質で成ることを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

【請求項 5】

前記断層画像装置はボリューム撮像が可能な MRI 装置であり、前記内視鏡のマーカーは MRI により撮像可能な物質で成ることを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

【請求項 6】

前記マーカーは、前記断層画像装置によって撮像されることにより前記内視鏡の先端部の位置及び進行方向を示すベクトル情報を取得可能であることを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

30

【請求項 7】

上記 3 次元画像はレンダリング処理により表面抽出された管腔臓器内部の仮想内視鏡画像であることを特徴とする請求項 1 記載の医用診断システム。

【請求項 8】

断層画像装置とカプセル型内視鏡とを利用した医用診断システムであって、
体腔内の撮像に使用され、先端部側に撮像素子を内蔵し体腔外からの指示に応答して体腔内の撮像を行うとともに、前記先端部の向きを検出可能なマーカーを有し、前記マーカーを前記断層画像装置によって撮像可能なカプセル型内視鏡と、
前記断層画像装置からの画像を基に 3 次元画像を取得する 3 次元画像処理部と、
前記 3 次元画像中の患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカー情報をもとに、前記カプセル型内視鏡と前記患部の相対位置及びカプセル型内視鏡の向きを示す指標画像を出力する画像合成部と、
前記画像合成部からの出力画像を表示可能なディスプレイ部と、を具備したことを特徴とする医用診断システム。

40

【請求項 9】

前記ディスプレイに前記指標画像を表示することで、術者は、前記カプセル型内視鏡の進行方向に対する先端部の向きを判別し、前記患部付近での体腔内の撮像頻度を前記患部

50

通過前と通過後で変更して手技のサポートを可能にしたことを特徴とする請求項 8 記載の医用診断システム。

【請求項 10】

前記カプセル型内視鏡は、前記撮像素子で撮像した画像を体外ユニットに伝送する通信手段を有することを特徴とする請求項 8 記載の医用診断システム。

【請求項 11】

前記断層画像装置は X 線によるボリューム撮像が可能な装置であり、前記マーカ－は X 線不透過物質で成ることを特徴とする請求項 8 記載の医用診断システム。

【請求項 12】

前記断層画像装置はボリューム撮像が可能な MRI 装置であり、前記マーカ－は MRI により撮像可能な物質で成ることを特徴とする請求項 8 記載の医用診断システム。 10

【請求項 13】

体腔内の撮像に使用され、先端部に体腔内での位置及び進行方向を検出可能なマーカ－を有する内視鏡を利用した医用診断装置であって、

被検体及び被検体の体腔内に含まれた前記内視鏡のマーカ－を撮像可能な断層画像装置と、前記断層画像装置からの画像及び前記内視鏡で撮像した画像を処理してディスプレイ部に表示する画像表示処理部とから成り、前記画像表示処理部は、

前記断層画像装置からの画像を基に 3 次元画像を取得する 3 次元画像処理部と、

前記 3 次元画像中の患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカ－情報をもとに、前記内視鏡先端部を前記患部方向に導くための指示信号を生成する内視鏡撮像方向指示部と、 20

前記内視鏡で撮像した体腔内画像を処理する内視鏡画像処理部と、

前記内視鏡撮像方向指示部からの前記指示信号に基づく指標画像を、前記内視鏡画像処理部からの体腔内画像に合成し、前記ディスプレイ部に出力する画像合成部と、を具備したことを特徴とする医用診断装置。

【請求項 14】

前記画像表示処理部は、さらに前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカ－情報をもとに、前記内視鏡の先端部を検出し、体腔内における内視鏡の撮像可能領域を示す情報を提示し、前記 3 次元画像に重ねて表示するための撮像可能領域提示部を具備したことを特徴とする請求項 13 記載の医用診断装置。 30

【請求項 15】

上記 3 次元画像はレンダリング処理により表面抽出された管腔臓器内部の仮想内視鏡画像であることを特徴とする請求項 13 記載の医用診断装置。

【請求項 16】

体腔内の撮像に使用され、先端部側に撮像素子を内蔵し体腔外からの指示に応答して体腔内の撮像を行うとともに、前記先端部の向きを検出可能なマーカ－を有するカプセル型内視鏡を利用した医用診断装置であって、

被検体及び被検体の体腔内に含まれた前記カプセル型内視鏡のマーカ－を撮像可能な断層画像装置と、前記断層画像装置からの画像及び前記カプセル型内視鏡で撮像した画像を処理してディスプレイ部に表示する画像表示処理部とから成り、前記画像表示処理部は、 40

前記断層画像装置からの画像を基に 3 次元画像を取得する 3 次元画像処理部と、

前記 3 次元画像中の患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカ－情報をもとに、前記カプセル型内視鏡と前記患部の相対位置及びカプセル内視鏡の向きを示す指標情報を前記ディスプレイ部に出力する画像合成部と、を具備したことを特徴とする医用診断装置。

【請求項 17】

前記カプセル型内視鏡は、体外ユニットとの間で通信可能であって、該カプセル型内視鏡が患部位置に対して予め設定した距離範囲内にあるときに、前記体外ユニットに対して撮像した画像を送信するようにしたことを特徴とする請求項 16 記載の医用診断装置。

【請求項 18】

体腔内の撮像に使用され、先端部に体腔内での位置及び進行方向を検出可能なマーカを有し、被検体の体腔内に含まれた前記マーカを断層画像装置で撮像可能にしたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 19】

前記マーカを前記断層画像装置で撮像することで、術者は、前記先端部の位置と進行方向を判別し、前記内視鏡の先端部が被検体の患部を中心にして所定範囲内にあるときに前記内視鏡による撮像頻度を高めて手技のサポートを可能にしたことを特徴とする請求項 18 記載の内視鏡。

【請求項 20】

体腔内の撮像に使用され、カプセルユニット先端部側に撮像素子を内蔵し、体外ユニットからの指示に应答して体腔内の撮像を行うとともに、前記先端部の向きを検出可能なマーカを有し、被検体の体腔内に含まれた前記マーカを断層画像装置で撮像可能にしたことを特徴とする内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡、及びその内視鏡を用いて診断を行なう際に、X線CT装置、MRI装置等の各種モダリティで取得した3次元画像をガイドとして、内視鏡での診断・手技をサポートする医用診断システム、医用診断装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、X線CT装置やMRI装置等の高精細画像診断技術の進歩により3次元計測を可能にした各種モダリティが普及し、様々な分野で3次元画像を利用した技術が使用されるようになっている。特に3次元計測で得たデータから再構成した画像はボリューム画像と言われ、ボリュームレンダリング等の画像処理により、医用画像を医師（術者）に対してより分かりやすく提示できるため、医用診断に大きく寄与している。

【0003】

その1つの応用例が仮想内視鏡（Virtual Colonography）であり、内視鏡と同じ視線で管腔表示を行うことで自由な方向で観察できる利点があり、従来の光学内視鏡に抛らず腸壁内腔・表面の形態的異常を検査できることから、初期スクリーニングの手段として利用されている。

30

【0004】

しかしながら、仮想内視鏡はあくまでも、非侵襲的に腸壁表面のポリープ等の形態的な異常を検索できるレベルであり、最終的には光学内視鏡的を用いてポリープのサイズ・色・形等を把握し、場合によっては組織を採取することで、そのポリープの悪性度を評価する必要がある。

【0005】

但し、光学内視鏡は大腸鏡・胃カメラなど上部、下部消化管に直接アクセスできる範囲に限定され、上部消化管では診断範囲がせいぜい十二指腸からその先の小腸の入り口付近までであり、しかも、光学内視鏡の使用は患者に対して物理的な苦痛を伴う検査のため、その検査をもっと簡便に行なう手法も検討が進められている。

40

【0006】

その簡便な内視鏡検査の方法として注目を浴びているのがカプセル型の内視鏡（以下、カプセル内視鏡と称す）である。カプセル内視鏡は、薬のカプセル程度のサイズの中に光学撮像系及び通信系統を有し、バッテリー駆動もしくは外部からの電源供給によって、薬を飲む感覚で胃から小腸、大腸を経て排泄されるまでの間の画像を取得する手段である。しかしながら、カプセル内視鏡は、基本的には消化管の蠕動運動により下部に押し流されるままに映像を撮像するため、撮像可能な方向はその時に向いた方向任せであり、全てを漏れなくスクリーニングする手段とは言い難い。また、撮像したい部分以外も多く撮像されるため、画像の観察に無駄な時間を浪費することがあった。

50

【 0 0 0 7 】

このため、最近では、カプセル内にプリズム等を配して光学的に観察方向を振れる技術も開発されているが、自在に観察できるレベルまでには達しておらず、カプセル内視鏡は、ごく初期段階のスクリーニングの一手法として利用されているのが現状である。又、光学内視鏡やカプセル内視鏡による撮像では、内視鏡先端部の位置はある程度把握できても、先端部がどの方向を向いているかを把握することが難しいため、最も重要な部分を撮像し損なうという不都合もある。

【 0 0 0 8 】

特許文献 1 では、カプセル内視鏡と対外ユニットを使用した医療装置について記載されており、患者が飲み込んだカプセル内視鏡の位置を対外ユニットに設けた複数のアンテナ

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 4 1 7 0 9 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

内視鏡を利用した診断では、不要な画像が多く撮像され、内視鏡の先端位置や方向が不確定であるため、患部領域を撮像しても十分な画像情報が得られないという欠点があった。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、3次元(3D)画像処理装置と内視鏡とを利用し、患部位置と内視鏡の先端位置・撮像方向を3次元的に把握し、患部撮像情報を的確に術者に提供するとともに、不要な撮像を低減する医用診断システム及び医用診断装置を提供することを目的とする。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明の請求項1記載の医用診断システムは、断層画像装置と内視鏡とを利用したものであって、体腔内の撮像に使用され、先端部に体腔内での位置及び進行方向を検出可能なマーカーを有し、前記マーカーを前記断層画像装置によって撮像可能な内視鏡と；前記断層画像装置からの画像を基に3次元画像を取得する3次元画像処理部と；前記3次元画像に表示された患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカー情報をもとに、前記内視鏡先端部を前記患部方向に導くための指示信号を生成する内視鏡撮像方向指示部と；前記内視鏡で撮像した体腔内画像を処理する内視鏡画像処理部と；前記内視鏡撮像方向指示部からの前記指示信号に基づく指標画像を、前記内視鏡画像処理部からの体腔内画像に合成して出力する画像合成部と；前記3次元画像処理部からの3次元画像又は前記画像合成部からの出力画像を表示可能なディスプレイ部と；を具備したことを特徴とする。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明の請求項7記載の医用診断システムは、断層画像装置とカプセル型内視鏡とを利用したものであって、体腔内の撮像に使用され、先端部側に撮像素子を内蔵し体腔外からの指示に应答して体腔内の撮像を行うとともに、前記先端部の向きを検出可能なマーカーを有し、前記マーカーを前記断層画像装置によって撮像可能なカプセル型内視鏡と；前記断層画像装置からの画像を基に3次元画像を取得する3次元画像処理部と；前記3次元画像中の患部の位置を示す情報と、前記断層画像装置によって撮像した体腔内の前記マーカー情報をもとに、前記カプセル型内視鏡と前記患部の相対位置及びカプセル型内視鏡の向きを示す指標画像を出力する画像合成部と；前記画像合成部からの出力画像を表示可能なディスプレイ部と；を具備したことを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、3次元画像処理装置により得られた患部位置と、内視鏡の先端位置及び撮像方向との関係を3次元的に把握し、内視鏡での患部撮像情報を的確に術者に提供す

50

ることができ、不要な撮像を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、この発明の一実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【実施例1】

【0015】

図1は本発明の医用診断システムの全体構成を示すブロック図、図2は本発明の医用診断システムで使用する光学内視鏡の一例を示す図である。

【0016】

本発明の医用診断システムは、断層画像装置10と、画像表示処理部20、内視鏡30、及びディスプレイ装置40にて構成されている。断層画像装置10は、例えばX線CT装置やMRI装置等の医用モダリティであり、3Dポリウム画像をイーサネット（登録商標）等のLAN伝送路41に出力する。

【0017】

断層画像装置10にて撮像された被検体の3次元計測データ（3Dポリウム画像）は、LAN伝送路41及び通信I/F21（インターフェース）を介して画像表示処理部20に取り込まれ、3D画像処理部22に供給される。3D画像処理部22は、3Dポリウム画像を再構成し、ポリウムレンダリング処理して仮想内視鏡表示処理を行ない、3次元画像を得るものである。又、3D画像処理部22は、マウス等の入力デバイス23により、腫瘍等の関心領域の抽出部位（以下、患部と称す）の指定を行い、その領域の色等を変えて表示する役割も備えている。

【0018】

また、内視鏡30は、ファイバースコープ31を用いた光学内視鏡を例示している。この光学内視鏡30は、ファイバースコープ31の先端に、位置及び方向を検出するためのマーカー32が設けられ、本体部33と、ファイバースコープ31のアングルや撮像を調整する操作部34を有している。尚、マーカー32の具体例については図2にて後述する。

【0019】

使用する断層画像装置10がX線CT装置である場合、前記マーカー32は、X線にて検出可能なもので構成され、例えば管腔臓器内にファイバースコープ31が挿入されたとき、断層画像装置10で撮像を行なうことにより患部を含む生体内の画像情報と、ファイバースコープ31の先端位置とその方向を示す画像情報を同時に取得することが可能となる。

【0020】

断層画像装置10で得られた上記位置・方向を示す情報は、画像表示処理部20の内視鏡検出部24に送られ、3D画像空間内でのファイバースコープ31の先端位置と方向が検出される。内視鏡検出部24で検出された位置・方向情報は、撮像可能領域提示部25に供給され、撮像可能領域提示部25は、前記内視鏡検出部24にて得られた内視鏡の先端位置・方向を示す画像情報を基に、ファイバースコープ31の進行方向を判断し、撮像可能な方向と範囲を示す情報を出力する。

【0021】

前記3D画像処理部22からの3D画像と、内視鏡検出部24で検出された位置・方向情報、及び撮像可能領域提示部25からの撮像可能方向・範囲を示す情報は、画像重畳部26により重畳され、前記ディスプレイ装置40に供給される。これによりディスプレイ装置40では、3D画像と、ファイバースコープ31の先端部、及び内視鏡により撮像可能な方向と範囲を示す画像を重畳させて術者に提示することができる。術者は3D画像の中で腫瘍等の臨床ターゲットと内視鏡撮像可能方向及び範囲を把握することができ、どの方向に内視鏡先端が向いているかをナビゲーション可能となる。

【0022】

さらに、撮像可能領域提示部25からの撮像可能方向・範囲を示す情報は、内視鏡撮像

方向指示部 27 に供給され、ファイバースコープ 31 の先端をどの方向に向けて撮像すればよいかの指示信号を生成し、DSC (デジタルスキャンコンバータ) 28 に供給する。

【0023】

一方、光学内視鏡 30 によって撮像された管腔内の画像データは、内視鏡画像処理部 29 に送られ、光学内視鏡 30 で撮像した画像と、前記内視鏡撮像方向指示部 27 からの指示信号に基づいて作成された指標画像が前記 DSC 28 にて合成され、ディスプレイ装置 40 に供給される。つまり、DSC 28 は、前記内視鏡画像処理部からの体腔内画像に前記指標画像を合成してディスプレイ装置 40 に出力する画像合成部を構成し、この指標画像によってファイバースコープ 31 の先端が進むべき方向を指示することができる。

【0024】

又、画像表示処理部 20 の各種動作は制御部 (CPU) 201 によってコントロールされている。尚、202 は画像表示処理部 20 内のバスラインを示している。

【0025】

図 2 は、光学内視鏡 30 の先端部の構成を示す説明図である。図 2 (a) は、ファイバースコープ 31 の先端部を示す断面図であり、(b) は先端部側を概略的に示す正面図であり、(c) は先端部の平面図である。ファイバースコープ 31 は、円筒状のチューブ 35 と、その先端に設けられた対物レンズ 36 とリレーレンズ 37、及び CCD 又は CMOS 等にて成る撮像素子 38 を有し、レンズ 36, 37 によって結像した画像を撮像素子 38 で撮像し、本体部 33 に伝送するとともに、照明用の光源 39 が先端側に設けられている。

【0026】

そして、ファイバースコープ 31 の先端部に 1 つ、後方に 2 つ、計 3 つのマーカ 321, 322, 323 が埋め込まれている。これら 3 つのマーカ 321, 322, 323 は、図 2 (c) から分かるように、それらを線で結ぶと尖った三角形を成し、矢印を模擬したものとなる。したがって断層画像装置 10 によって、マーカ 321, 322, 323 を撮像することにより、ファイバースコープ 31 の先端部がどの方向を向いているかが判別可能となり、先端部の位置及び進行方向を示すベクトル情報を取得可能となる。

【0027】

又、これらマーカ 321, 322, 323 は、図 2 (b) から分かるように、ファイバースコープ 31 の先端部から見ても尖った三角形を成し、矢印を模擬したものとなる。したがってファイバースコープ 31 の先端部の回転方向の向きも分かる。尚、先端部のマーカ 321 は、撮像素子 38 による撮像の視界を妨げない位置に設けている。

【0028】

前記マーカ 321, 322, 323 は、断層画像装置 10 が X 線 CT 装置である場合、X 線不透過性の材質にする必要があり、かつファイバースコープ 31 の先端部と区別可能な材質であり、当然、生体に影響を及ぼさない材質 (例えば金等) を選ぶ必要がある。また、断層画像装置 10 が MRI 装置である場合、MRI で撮像可能な材質を選ぶ必要がある。

【0029】

図 3 は、本発明の医用診断システムの動作を説明するタイミングチャートであり、図 4 は、医用診断システムによる画像表示例を示す。

【0030】

断層画像装置 10 が X 線 CT 装置である場合、先ず患部ターゲットの概略位置を確認するために、図 3 (a) で示すように CT ガントリを回転させ、(b) のパルス期間 b1 に X 線を照射して CT 撮影を行う。次に (c) のタイミング c1 では、3D 画像処理部 22 によりボリュームレンダリング等の画像処理を行い、仮想内視鏡 (VC) 画像を再構成して患部位置を概略的に確認し、内視鏡の挿入計画を立ててどの程度挿入すればよいかを確認する。(d) のタイミング d1 では、実際に内視鏡を体腔内に挿入してファイバースコープ 31 を移動させて、(e) で内視鏡の画像を随時確認する。

【0031】

10

20

30

40

50

この段階で患部が見つからない場合は、再度 (b) のパルス期間 b 2 にて X 線を照射して CT 撮影を行い、以下 c 2 , d 2 のタイミングで仮想内視鏡画像の再構成・確認と、内視鏡の挿入・移動を行い、(e) で内視鏡の画像を確認する。こうして、患部の実画像が確認できた時点で撮像を終了する。尚、図 3 (b) の b 1 , b 2 のように所定期間だけ X 線を照射するのは患者の被爆を避けるためである。

【0032】

図 4 は、本発明の医用診断システムの動作を、ディスプレイ装置 40 に表示される画像を例示して説明するものであり、図 4 (a) , (b) の左側の映像は仮想内視鏡画像により再構成した 3D 画像を示し、右側の映像は光学内視鏡 30 によって撮像された実画像をそれぞれ示している。

10

【0033】

断層画像装置 10 にて撮像された 3D ボリューム画像は、3D 画像処理部 22 に取り込まれ、仮想内視鏡表示処理が行われ、図 4 (a) の左側に示すように 3 次元画像を表示する。このとき被検体の患部については入力デバイス 23 により、その領域の色を変えて表示する。また、管腔臓器内に挿入された光学内視鏡 30 のファイバースコープ 31 先端部が内視鏡検出部 24 によって検出され、その映像も重畳して表示されるため、患部と内視鏡先端部の位置関係が分かる。

【0034】

また、内視鏡検出部 24 は、内視鏡 30 のマーカー 321 , 322 , 323 を読み取ることによって、ファイバースコープ 31 の先端位置と方向を検出し、位置・方向情報を撮像可能領域提示部 25 に供給する。撮像可能領域提示部 25 は、この位置・方向情報を基に撮像可能な方向と範囲を示す情報を出力し、画像重畳部 26 により重畳され、前記ディスプレイ装置 40 に出力される。

20

【0035】

図 4 (b) の左側の映像は、ファイバースコープの挿入方向側から見た管腔内の仮想内視鏡像を示すもので、前記撮像可能方向・範囲を示す情報が例えば矢印 A として表示された例を示している。これにより、ファイバースコープ 31 がどの方向に進もうとしているかがわかる。

【0036】

一方、前記撮像可能領域提示部 25 からの撮像可能方向・範囲を示す情報は、内視鏡撮像方向指示部 27 に供給され、ここでファイバースコープ 31 の先端をどの方向に向ければよいかを指示する指示信号が生成され、DSC 28 に供給される。これにより、図 4 (a) の右側の映像には、内視鏡 30 で撮像した実画像と、矢印 B で示す指標画像が表示されることになり、実画像内には無い患部の方向を示すことができ、ファイバースコープ 31 の先端部の移動方向のナビゲーションが可能となる。

30

【0037】

上記ナビゲーションにしたがってファイバースコープ 31 を挿入していくと、図 4 (b) の右側の映像で示すように、指標画像 B は、患部が例えば腸のヒダに隠れているような場合であっても、その場所を指示するため、操作者は指標画像 B にしたがってファイバースコープ 31 の移動方向をコントロールすることで的確に患部を見つけることができる。

40

【0038】

又、ファイバースコープ 31 の先端位置と方向を検出できるため、患部を中心にしてその前後領域の所定範囲内にファイバースコープ 31 の先端部が達したときに、術者は操作部 34 を操作して先端部の姿勢を制御し、多方向の画像を撮影するようにコントロールできる。これにより、ファイバースコープ 31 の先端部が患部を中心にして所定範囲内にあるときに撮像頻度を高めてことができ、手技をより一層サポートすることができる。

【0039】

尚、マーカーは上記した 3 点マーカーの例に抛らず、方向が判別できる形状であれば良く、矢印等のマーカーを設けても良い。さらに、光学内視鏡の先端部が軟性鏡の場合には、軟性部に沿う形でシェイプセンサー等を配することで、内視鏡先端の位置・方向を把握

50

するようにしても良い。

【実施例 2】

【0040】

図 5 は本発明の別の実施形態による医用診断システムを示すもので、図 1 と異なる点は、光学内視鏡 30 に代えて、カプセル内視鏡 50 を用いた点にあり、図 1 における内視鏡撮像方向指示部 27 は削除している。又、内視鏡画像処理部 29 の出力は DSC 28 を介してディスプレイ装置 40 に供給され、カプセル内視鏡 50 からの撮像画像も観ることができるようにしている。

【0041】

図 6 はカプセル内視鏡 50 の構成を示したものである。カプセル内視鏡 50 は、カプセルユニット 60 と体外ユニット 70 にて構成され、カプセルユニット 60 からの画像情報が体外ユニット 70 に通信手段によって伝送可能になっている。 10

【0042】

カプセルユニット 60 は、カプセル容器 61 を有し、その中にレンズ 62、撮像素子 63、バッテリー 64、照明装置 65、通信部 66、通信用アンテナ 67 を内蔵し、かつ制御部 68 (CPU) を備えている。制御部 68 は、バッテリー 64 により駆動され、撮像素子 63、照明装置 65、通信部 66 の動作を制御する。

【0043】

また、カプセル容器 61 の先端部 (レンズ 62 側) と後端部にはマーカー 691, 692, 693 が埋め込まれている。これら 3 つのマーカー 691, 692, 693 は、それらを線で結ぶと尖った三角形を成し、矢印を模擬したものとなる。したがって前記断層画像装置 10 によって、マーカー 691, 692, 693 を識別することにより、カプセルユニット 60 の先端部がどの方向を向いているか、どの位置にあるかが判別可能となる。 20

【0044】

前記マーカー 691, 692, 693 は、断層画像装置 10 が X 線 CT 装置である場合、X 線不透過性の材質にする必要がある。また、断層画像装置 10 が MRI 装置である場合、MRI 装置で撮像可能な材質にする必要がある。この場合も、前記マーカー 691, 692, 693 は、カプセル容器 61 と区別可能な材質であり、当然、生体に影響を及ぼさない材質を選ぶ必要があり、マーカー 691 は撮像素子 63 による撮像の視界を妨げない位置に設ける必要がある。 30

【0045】

尚、図 6 の例では画像撮像方向先端部に 1 個、後端部に 2 個のマーカーを配し、その画像を取得することで、カプセル内視鏡先端の位置と向き (ベクトル方向) を把握することが可能であるが、マーカーはこの例に限らず、前後が判別できる矢印等の形状のものでも良い。

【0046】

一方、体外ユニット 70 は、通信用アンテナ 71、通信部 72、復調部 73、画像メモリ 74、データ処理部 75、制御部 (CPU) 76 及び操作部 77 を有し、データ処理部 75 で処理した画像データを前記内視鏡画像処理部 29 (図 5) に出力するようにしている。 40

【0047】

カプセルユニット 60 は、被検体の口部から体腔内に入り、胃から小腸、大腸を経て排泄されるまでの間に患部付近の画像を取得するもので、バッテリー 64 によって動作し、照明装置によって体腔内を照明し、レンズ 62 を介して撮像素子 63 で体腔内を撮像し、撮像した画像データは通信部 66 を介してアンテナ 67 から体外ユニット 70 に無線送信される。

【0048】

体外ユニット 70 では、カプセルユニット 60 から送信された画像データを、通信用アンテナ 71 を介して通信部 72 で受信し、復調器 73 で復調して画像データを得、画像メ 50

メモリ 74 に圧縮して記憶する。画像メモリ 74 に記憶された画像データはデータ処理部 75 で表示用の画像データに変換して内視鏡画像処理部 29 に出力する。

【0049】

また、制御部 76 は操作部 77 からの術者の操作に応答して通信部 72 を制御し、撮像のタイミングになったときにシャッター指示の信号をカプセルユニット 60 に送信し、通信部 66 及び制御部 68 を介して撮像素子 63 を制御し、シャッターコントロールを行う。

【0050】

カプセル内視鏡 50 を使用した場合、その動作タイミングは図 3 の (a), (b), (f), (g) で示され、図 3 (a) で示すように CT ガントリを回転させ、(b) のパルス期間 b1 に X 線を照射して CT 撮影を行い、次に (f) のタイミング f1 で示す期間に、カプセルユニット 60 の位置と向きを確認を行う。

10

【0051】

図 3 (g) で示すように、撮像範囲内にカプセルユニット 60 が到達していない場合は撮像せず、再度 (b) のパルス期間 b2 にて X 線を照射して CT 撮影を行い、以下 (f) の対応するタイミングで仮想内視鏡画像の再構成とカプセルユニット 60 の位置と方向を確認し、(g) の g1 で示すタイミングで患部付近に到達したときに撮像する。

【0052】

即ち、3D 画像処理部 22 により、ポリウムレンダリング等の画像処理を行い、仮想内視鏡 (VC) 画像を再構成して患部位置を概略的に表示し、かつ内視鏡検出部 24 は、カプセルユニット 60 のマーカー 691, 692, 693 を読み取ることで、カプセルユニット 60 の位置と、その先端部がどの方向を向いているかを検出し、その検出結果によって撮像可能領域提示部 25 は、その位置・方向情報を基に撮像可能な方向を示す情報を生成し、画像重畳部 26 に出力する。つまり、画像重畳部 26 は、前記カプセル型内視鏡と前記患部の相対位置及びカプセル内視鏡の向きを示す指標画像を出力する画像合成部を構成する。

20

【0053】

したがって、画像重畳部 26 からの画像情報をディスプレイ装置 40 にて表示することにより、例えば図 7 (a) 又は (b) の画面で示すように、カプセルユニット 60 と患部の相対位置及びカプセル内視鏡の向きを示す指標画像 B を表示することができ、カプセルユニット 60 の位置とその先端部の向きをナビゲーションすることが可能となる。

30

【0054】

図 7 (a) で示すように、指標画像 B が進行方向に向いている場合、術者は、患部に到達する少し前から撮像を開始して患部に到達するまでの撮像回数を多くし、患部を通過した後の撮像回数は少なくすれば良い。又、図 7 (b) で示すように、指標画像 B が進行方向と逆側に向いている場合は、患部に近づいた地点から撮像を開始するとともに、患部を通過した後からの撮像回数を多くすれば良い。

【0055】

このように、カプセルユニット 60 を使用した場合であっても、その位置と向き確認可能とすることにより、患部領域において撮像の頻度を増加することができ、不要な画像収集を抑えることができる。しかも患部を的確に捉えることにも寄与することができる。

40

【0056】

尚、以上の説明に限定されることなく、種々の変形が可能である。例えばマーカーを設ける方法以外に、複数のアンテナを用いて電磁波によりカプセル内視鏡先端の位置及び方向を取得することも可能である。例えば、カプセルユニット 60 の前後部にそれぞれ個別のアンテナを配置し、それぞれのアンテナから異なる周波数の電磁波を発生して発生源を知らせるようにし、MRI 装置で検出するようにしても良い。

【0057】

このように本発明では、3次元画像処理により得られた患部位置と、内視鏡の先端位置及び撮像方向との関係を3次元的に把握し、内視鏡での患部撮像情報を的確に術者に提供

50

することができる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明の医用診断システムの一実施形態の構成を示すブロック図。

【図2】同実施形態にて使用する光学内視鏡の要部を説明する断面図、正面図、及び平面図。

【図3】同実施形態における動作を説明するタイミングチャート。

【図4】同実施形態における動作を説明する表示画像例を示す図。

【図5】本発明の医用診断システムの別の実施形態の構成を示すブロック図。

【図6】別の実施形態に使用するカプセル内視鏡の構成を示すブロック図。

10

【図7】別の実施形態における動作を説明する表示画像例を示す図。

【符号の説明】

【0059】

10 ... 断層画像装置

20 ... 画像表示処理部

21 ... 通信 I / F

22 ... 3D 画像処理部

24 ... 内視鏡検出部

25 ... 撮像可能領域提示部

26 ... 画像重畳部

20

27 ... 内視鏡撮像方向指示部

28 ... DSC (デジタルスキャンコンバータ)

29 ... 内視鏡画像処理部

201 ... 制御部

30 ... 光学内視鏡

31 ... ファイバースコープ

32 , 321 , 322 , 323 ... マーカー

34 ... 操作部

38 ... 撮像素子

40 ... ディスプレイ装置

30

50 ... カプセル内視鏡

60 ... カプセルユニット

61 ... カプセル容器

63 ... 撮像素子

66 ... 通信部

68 ... 制御部

691 , 692 , 693 ... マーカー

70 ... 体外ユニット

72 ... 通信部

73 ... 復調部

40

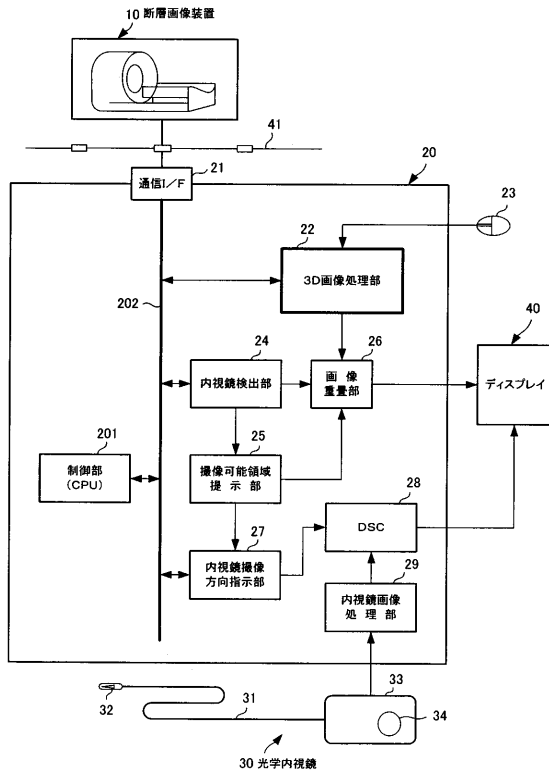
74 ... 画像メモリ

75 ... データ処理部

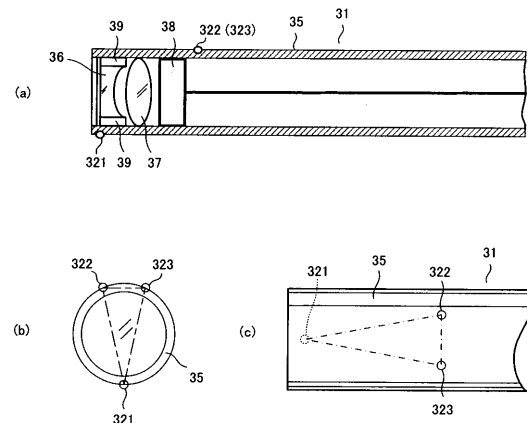
76 ... 制御部

77 ... 操作部

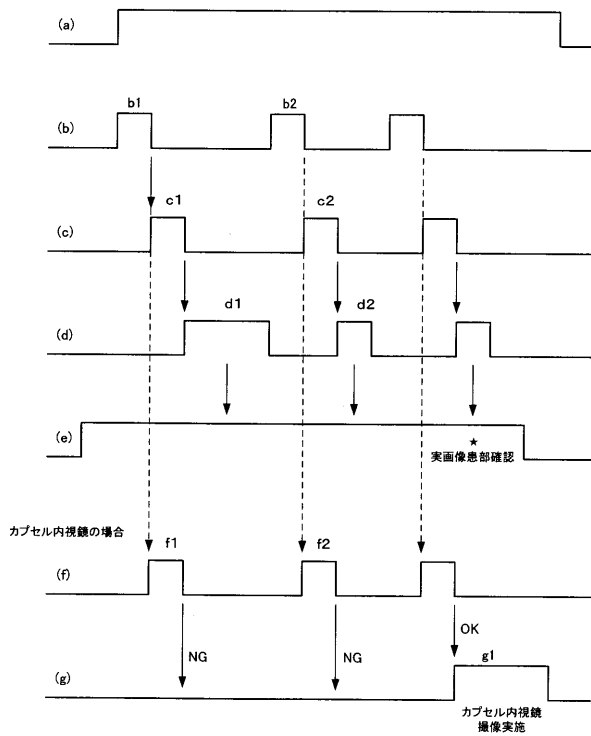
【図 1】



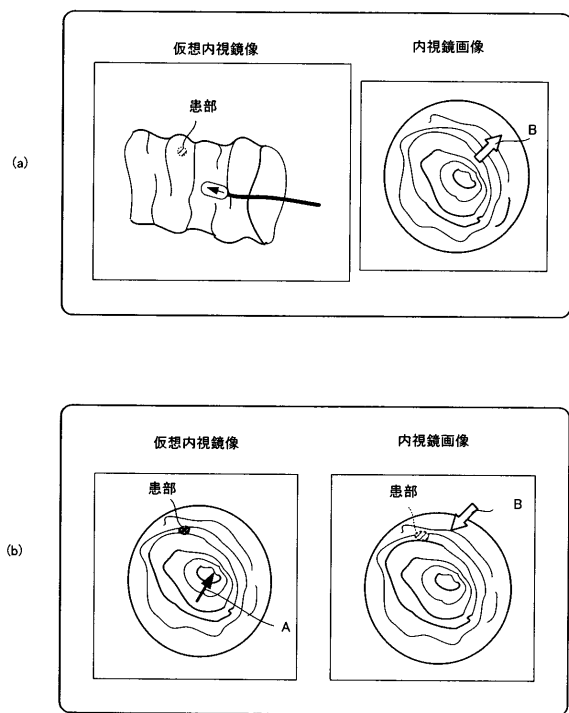
【図 2】



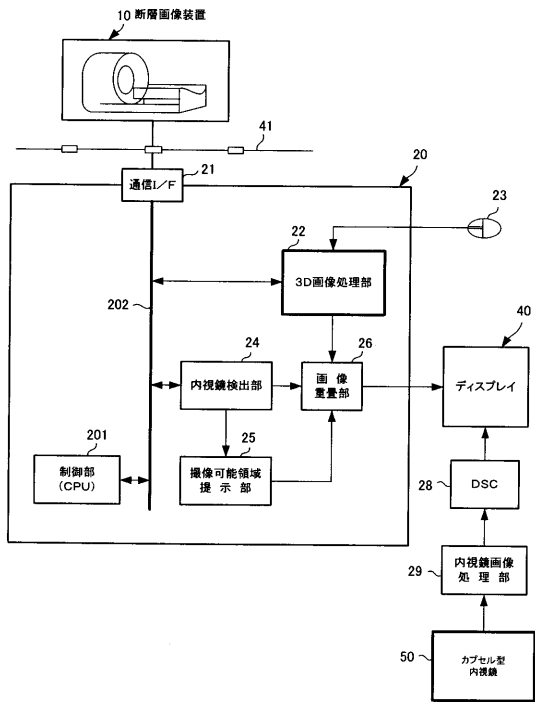
【図 3】



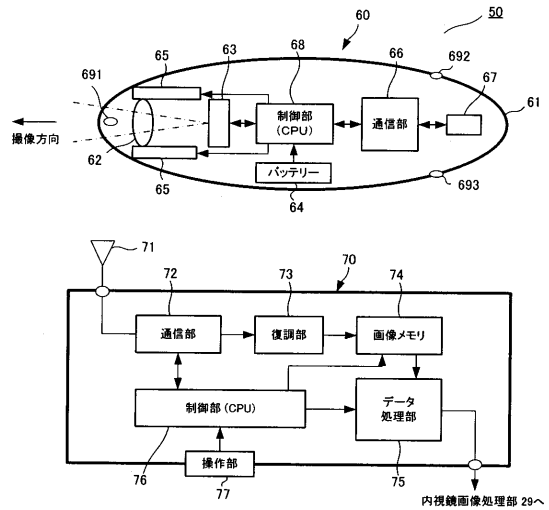
【図 4】



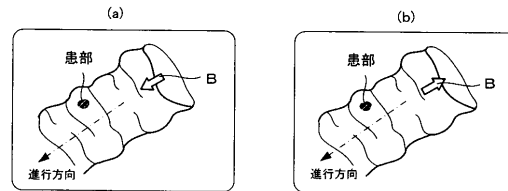
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 原頭 基司

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 大湯 重治

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA03 AA05 BB02 CC06 DD03 DD10 FF21 HH51 HH60

JJ17 JJ19 LL02 NN03 NN05 WW04 WW13

4C093 AA22 CA37 DA01 FF35 FF37 FF43

4C096 AA18 AB41 AD14 DC33 DC38

[illegible]