

(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.CI.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00</b> (2006.01)	A 61 B 1/00	300D 4C061
<b>A61B 1/04</b> (2006.01)	A 61 B 1/00	320B 4C093
<b>A61B 6/03</b> (2006.01)	A 61 B 1/04	370 4C096
<b>A61B 5/055</b> (2006.01)	A 61 B 6/03	377
	A 61 B 5/05	390

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
(22) 出願日	平成17年2月28日 (2005.2.28)		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	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本社内
		(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本社内

最終頁に続く

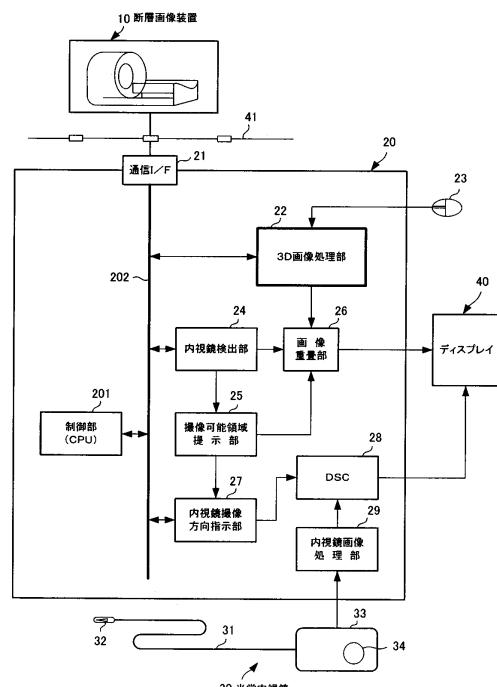
(54) 【発明の名称】 医用診断システム、医用診断装置及び内視鏡

## (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次元的に把握し、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。

**【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。

**【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。

**【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。

**【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

10

20

30

40

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、前記マーカーは 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 8 記載の医用診断システム。

【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ー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ー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、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ー情報をもとに、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。

【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ー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ー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、

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】

10

20

30

40

50

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、被検体の体腔内に含まれた前記マーカーを断層画像装置で撮像可能にしたことの特徴とする内視鏡。

【請求項 19】

前記マーカー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、被検体の体腔内に含まれた前記マーカーを断層画像装置で撮像可能にしたことの特徴とする内視鏡。

【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】

【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拠らず腸壁内腔・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。

【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。

【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。

10

20

30

40

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アレイを用いて検出し、患部付近に達したところで撮像動作を行わせるようにしている。

10

【特許文献 1】特開 2004-41709 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、内視鏡の先頭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。

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ボリュー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ボリューム画像)は、LAN伝送路41及び通信IF21(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ボリューム画像を再構成し、ボリュー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かっ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

10

20

30

40

50

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 つのマーカー 321, 322, 323 が埋め込まれている。これら 3 つのマーカー 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状を成し、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、マーカー 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べくトル情報を取り得可能となる。

【0027】

又、これらマーカー 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状を成し、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、先端部のマーカー 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】

前記マーカー 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。

【 0 0 3 2 】

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4 0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3 0によって撮像された実画像をそれぞれ示している。

10

【 0 0 3 3 】

断層画像装置1 0にて撮像された3Dボリューム画像は、3D画像処理部2 2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2 3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3 0のファイバースコープ3 1先端部が内視鏡検出部2 4によって検出され、その映像も重畠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。

【 0 0 3 4 】

また、内視鏡検出部2 4は、内視鏡3 0のマーカー3 2 1 , 3 2 2 , 3 2 3を読み取ることで、ファイバースコープ3 1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2 5に供給する。撮像可能領域提示部2 5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、画像重畠部2 6により重畠され、前記ディスプレイ装置4 0に出力される。

20

【 0 0 3 5 】

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3 1がどの方向に進もうとしているかがわかる。

【 0 0 3 6 】

一方、前記撮像可能領域提示部2 5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2 7に供給され、ここでファイバースコープ3 1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、DSC2 8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3 0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3 1の先端部の移動方向のナビゲーションが可能となる。

30

【 0 0 3 7 】

上記ナビゲーションにしたがってファイバースコープ3 1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3 1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

【 0 0 3 8 】

又、ファイバースコープ3 1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3 1の先端部が達したときに、術者は操作部3 4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3 1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ることができ、手技をより一層サポートすることができる。

【 0 0 3 9 】

尚、マーカーは上記した3点マーカーの例に拠らず、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DSC28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。

【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状を成し、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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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),(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の位置と向きの確認を行う。

【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、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、画像重畠部26に出力する。つまり、画像重畠部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。

【0053】

したがって、画像重畠部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。

【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。

【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

10

20

30

40

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。

10

【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。

【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 ... 画像重畠部

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

30 ... 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

30

40 ... ディスプレイ装置

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

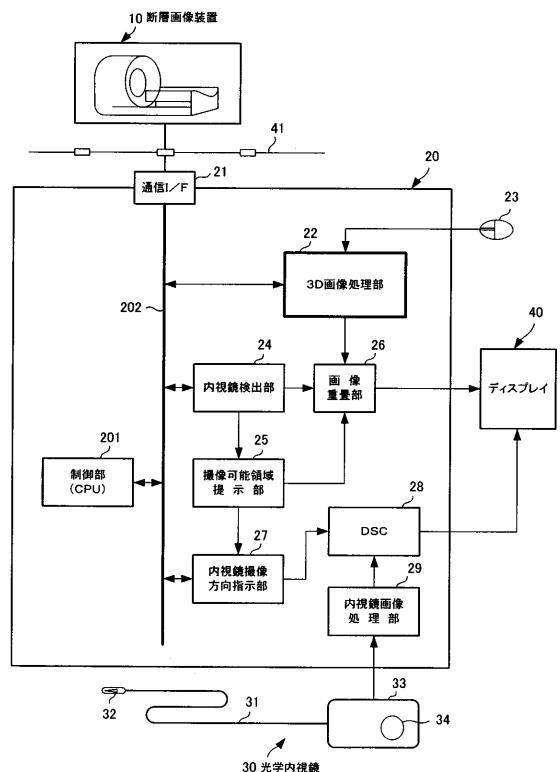
74 ... 画像メモリ

75 ... データ処理部

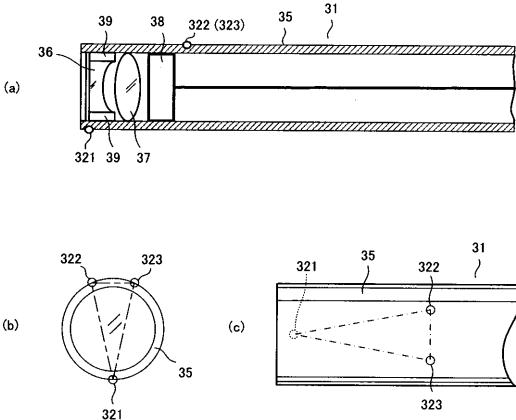
76 ... 制御部

77 ... 操作部

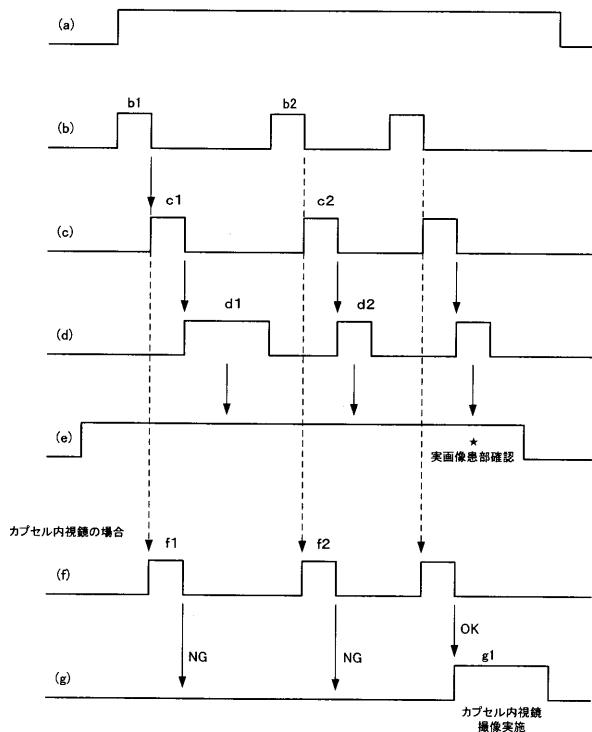
【 図 1 】



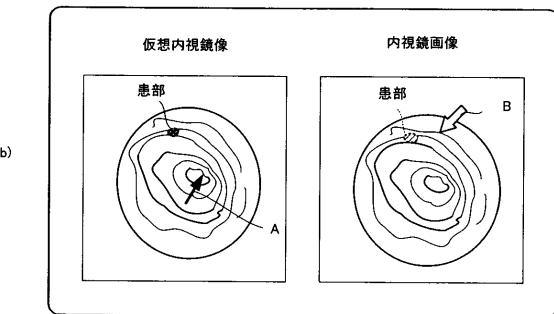
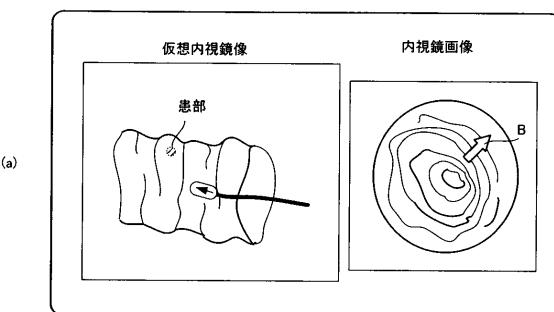
【 図 2 】



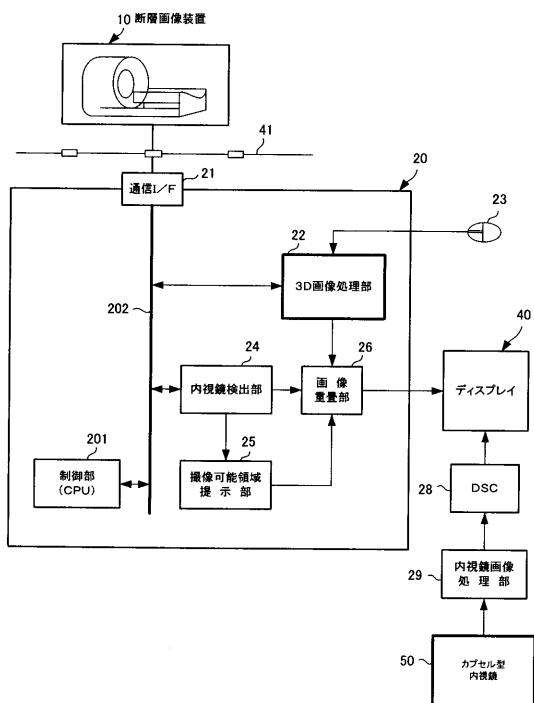
【図3】



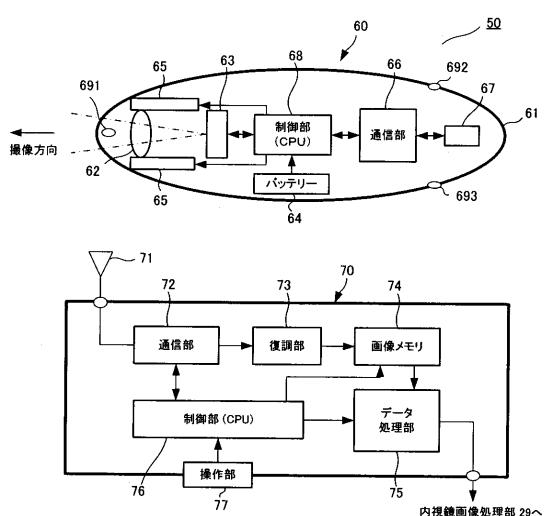
〔 四 4 〕



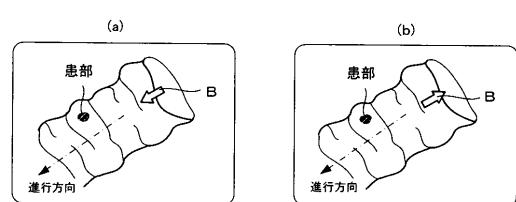
【図5】



【 図 6 】



【 四 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 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 大湯 重治

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

专利名称(译)	医疗诊断系统，医疗诊断设备和内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006230906A</a>	公开(公告)日	2006-09-07
申请号	JP2005053478	申请日	2005-02-28
[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	藤本克彦 石橋義治 原頭基司 大湯重治		
发明人	藤本 克彦 石橋 義治 原頭 基司 大湯 重治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B6/03.377 A61B5/05.390 A61B1/00.C A61B1/00.V A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.620 A61B1/045.622 A61B1/045.623 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/AA05 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/DD10 4C061/FF21 4C061/HH51 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/WW04 4C061/WW13 4C093/AA22 4C093/CA37 4C093/DA01 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF43 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/DC33 4C096/DC38 4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/AA05 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF21 4C161/HH51 4C161/HH60 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/TT15 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/WW19		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了三维地掌握通过三维图像处理获得的患部的位置，内窥镜的尖端位置和成像方向之间的关系，并利用内窥镜准确地使用患部的图像。提供诊断系统。使用断层图像摄影装置和内窥镜的医疗系统，其中，内窥镜设置有能够检测体腔中的位置和行进方向的标记，并且该标记由断层图像摄影装置成像。通过三维图像处理启用并显示来自断层图像设备的图像，并基于体腔中的标记信息生成用于引导内窥镜远端朝向患部的索引图像，索引图像与镜子捕获的图像合并并显示。[选型图]图1

