

(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2009-89910

(P2009-89910A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(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 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	5 C 1 2 2
G 0 6 T 7/20 (2006.01)	G 0 6 T 7/20 B	5 L 0 9 6
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	
審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 25 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-263765 (P2007-263765)
 (22) 出願日 平成19年10月9日 (2007.10.9)

(71) 出願人 000005049
 シャープ株式会社
 大阪府大阪市阿倍野区長池町22番22号
 (74) 代理人 110000338
 特許業務法人原謙三国際特許事務所
 (72) 発明者 西村 晃一
 大阪府大阪市阿倍野区長池町22番22号
 シャープ株式会社内
 Fターム(参考) 4C038 CC03 CC09
 4C061 AA01 AA03 BB02 BB05 CC06
 DD10 JJ17 JJ19 LL02 LL08
 NN03 NN05 PP07 SS21 UU06
 UU08 VV01 WW06 WW10 WW14

最終頁に続く

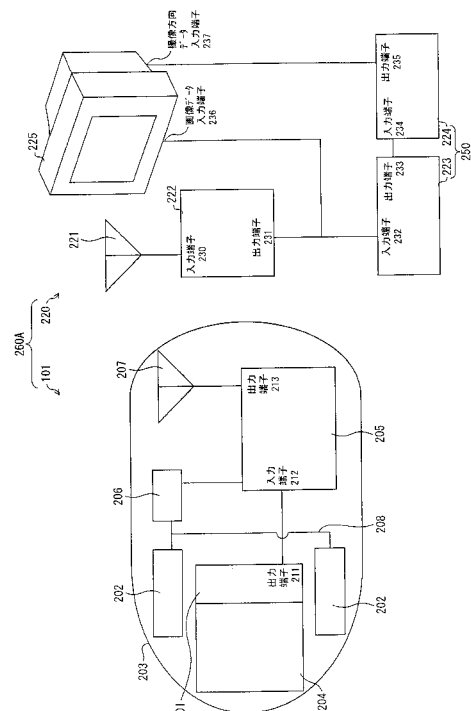
(54) 【発明の名称】 撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体

(57) 【要約】

【課題】カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか否かを検知し、カプセル内視鏡による画像の撮像方向を容易に判断することができる、撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供する。

【解決手段】本発明に係る撮像方向判別装置250は、生体内を撮像するカプセル内視鏡101の撮像方向を判別するために用いられ、カプセル内視鏡101から時系列に受信される、カプセル内視鏡101が撮像した画像の動きベクトルを計算する動きベクトル計算装置223と、動きベクトル計算装置223によって計算された動きベクトルを基に、カプセル内視鏡101の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する撮像方向検知装置224と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別するための撮像方向判別装置であって、

前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する動きベクトル計算装置と、

該動きベクトル計算装置によって計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する撮像方向検知装置と、を備えることを特徴とする撮像方向判別装置。

【請求項 2】

10

前記動きベクトル計算装置は、受信した画像を一定のブロックに分割し、該ブロックに対しブロックマッチング法により動きベクトルを計算することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 3】

前記撮像方向検知装置は、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルを基に、画像端部に向かう動きベクトルの本数が画像中心に向かう動きベクトルの本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、画像中心に向かう動きベクトルの本数が画像端部に向かう動きベクトルの本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

20

【請求項 4】

前記撮像方向検知装置は、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとのなす角が、鋭角となる本数が鈍角となる本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、鈍角となる本数が鋭角となる本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 5】

前記撮像方向検知装置は、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとのなす角の余弦を演算し、余弦の和が、正であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、負であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

30

【請求項 6】

前記撮像方向検知装置は、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとの内積を演算し、内積の和が、正であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、負であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 7】

40

前記カプセル内視鏡は、生体内部を撮像する少なくとも一つの撮像装置と、該撮像装置により撮像された画像を表わす画像データを前記撮像方向判別装置に送信する無線送信装置と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 8】

前記撮像装置は、前記カプセル内視鏡の長軸方向を撮像方向とすることを特徴する請求項 7 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 9】

前記撮像方向検知装置による検知結果を表示する表示装置をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 10】

50

前記表示装置は、前記カプセル内視鏡が撮像した画像をさらに表示することを特徴とする請求項 9 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 1 1】

前記表示装置は、前記撮像方向検知装置が、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると判断した場合に、該カプセル内視鏡が撮像した画像をそのまま表示し、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると判断した場合に、該カプセル内視鏡が撮像した画像を鏡像処理して表示することを特徴とする請求項 9 に記載の撮像方向判別装置。

【請求項 1 2】

生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別するための撮像方向判別方法であって、

前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する工程と、

前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する工程と、を備えることを特徴とする撮像方向判別方法。

【請求項 1 3】

生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別させるための撮像方向判別プログラムであって、

コンピュータに、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、

前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行させるための撮像方向判別プログラム。

【請求項 1 4】

生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別させるための撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体であって、

コンピュータに、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、

前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行させるための撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部の撮像対象の画像を取得し、表示するのに好適な撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年内視鏡の分野において、飲み込み型のカプセル内視鏡を利用した診断装置が提案され、実用化されている。カプセル内視鏡は、観察（検査）のために被験者の口から飲み込まれた後、自然排出するまでの間、生体内、例えば胃、小腸等の臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、移動に伴い生体内画像の撮像を行う機能を有する。このようなカプセル内視鏡として、イスラエルのギブニイメージング社の P i l l c a m ・ S B（登録商標）がある。

【0003】

診断装置は、生体内に飲み込まれるカプセル内視鏡、及び体外に配置される画像処理装置によって構成されている。

【0004】

10

20

30

40

50

カプセル内視鏡は、ＣＣＤ・ＣＭＯＳセンサなどの撮像装置と、ＬＥＤ等の照明装置と、無線送信装置と、送信アンテナと、各装置に電力を供給する電池等の電源装置と、を有する。撮像装置による撮像は２枚／秒もしくは１５枚／秒などのスピードにより行われ、撮像装置は動画像を撮像する。撮像装置により撮像された画像データは無線送信装置により変調され、送信アンテナから無線により体外へ送られる。撮像および無線送信は、電池残量がある間、一般的に８～１０時間程度連続して行われる。

【０００５】

図１４は一般的なカプセル内視鏡の外形図である。カプセル内視鏡１０１は、中央が円筒形、両端が半球状となっており、細長い形状を有している。図１５は、図１４の円筒形の先端部の断面図（ $a-a'$ 断面）である。断面中心部に撮像装置２０１が、撮像装置２０１の周辺に複数の照明装置２０２が配置されている。カプセル内視鏡１０１の撮像装置２０１、及び生体内に光を照射する照明装置２０２は以上のように配置されているため、カプセル内視鏡１０１の進行方向前方、もしくは後方を撮像することができる。なお、カプセル内視鏡１０１は、長軸方向のもう一方の端部にも撮像装置２０１と照明装置２０２を配置し、カプセル内視鏡１０１の進行方向、及び後方を同時に撮像することも可能である。

10

【０００６】

そして、生体外には、図示しないが、受信アンテナ、無線受信装置、表示装置を有する画像処理装置がある。画像処理装置は、受信アンテナがカプセル内視鏡１０１の内部の送信アンテナから送信された電波を受信し、無線受信装置において受信データを復調し、復調された画像データを表示装置に表示する役割を有する。

20

【０００７】

カプセル内視鏡により撮像された動画像を表示する従来の装置として、特許文献１、２に示す方法が知られている。

【０００８】

特許文献１は、生体内の複数の動画像を表示する装置であって、生体内の画像ストリームを効果的に表示するための方法およびシステムを開示している。より具体的に説明すると以下の通りである。画像ストリームから１つまたはいくつかの画像が欠如していることがあり得る。これは、例えばカプセルの角度、或いは動きによりある瞬間に作動していないおそれがあるか、または撮像器の誤作動に起因する。加えて、誤動作は、たとえば記録装置が画像の記録を行えないこと、または不明瞭な画像がデータの選別および選択中に除外されることに起因する。画像の欠損により、ある時間量にわたって記録による裏付けが得られない空きが生じるおそれがあり、結果的に得られる画像ストリームは、整合性、或いは一貫性のないものになる。そこで、特許文献１は、好ましくは２つ以上の撮像機を含むカプセルを用い、カプセル内部の撮像装置が画像ストリームを作成し、生体外のワークステーションが各撮像機から画像を受取り、画像ストリームとしてこれらの画像を表示する。各画像ストリームは、複数の画像ウィンドウを含み得るモニタ上に、各画像ストリームにつき１ウィンドウの割合で実質的に同時に画像を表示する。それにより、異なる撮像機からの画像ストリームを実質的に同時に観察することができるシステムを開示している。

30

40

【０００９】

特許文献２は、カプセル内視鏡等の被検体内導入装置によって時系列に撮像・取得された画像を動画として上映する際に、動画の進行方向を供覧者に判りやすくすることができる画像表示装置を提供している。より具体的に説明すると以下の通りである。ディスプレイ画面上での診断に際しては、膨大な枚数の画像を扱うため、多数枚の画像を時系列的に連続する動画として上映するようにしている。この場合、動画の上映方法として、操作者によるスクローリングホイール等のポインティングデバイス操作によって、時系列的に前進方向となる上映と、逆に、時系列的に後退方向となる上映とが設定自在とされている。これにより、体腔内を口腔側から肛門側に向かう順に動画を観察することもでき、逆に、再度注視したい部分などを肛門側から口腔側に戻る形で動画を観察することもできる。し

50

かし、操作者は、動画上映に関して自分が操作しているため、動画の時系列的な上映方向が前進方向であるか後退方向であるかは当然理解できるが、ディスプレイ画面を見ているだけの供覧者は、上映中の動画の上映方向が前進方向であるのか後退方向であるのかを理解できない場合もあり、不便であった。そこで、特許文献 2 は、動画の上映方法に係る設定状態を表示部上に動画と同時に表示させるようにし、供覧者は、動画と同時に表示されている上映方法の設定状態を見ることによりその設定状態を容易に確認することができるようになった。例えば、パラメータを動画の時系列的な上映方向を規定するパラメータとする場合、上映方向の設定状態を見ることによって、供覧者は、動画が前進しているのか後退しているのかを容易に確認することが可能な被検体内導入装置を開示している。

【0010】

10

以上のように、特許文献 1 は複数の動画像を表示する装置であり、特許文献 2 は、動画像が時系列的に順送りに表示されているか、後戻りに表示されているかの設定状態を動画像とあわせてディスプレイ画面に表示する装置である。

【特許文献 1】特開 2006 - 142017 (平成 18 年 6 月 8 日 (2006.6.8) 公開)

【特許文献 2】特開 2006 - 296882 (平成 18 年 11 月 2 日 (2006.11.2) 公開)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

20

しかしながら、上記従来の構成では、カプセル内視鏡が生体内の消化管、例えば腸において動作している場合などにおいて、カプセル内視鏡がどの方向を向いているのか分からないという問題があった。図 16 を用いて、以下説明する。

【0012】

図 16 は、カプセル内視鏡 101 の進行方向と撮像装置 201 の撮像方向の関係について示す図である。図 16 (a) は、カプセル内視鏡 101 の進行方向と撮像装置の撮像方向とが同一となる状態 (状態 301) を、図 16 (b) は、カプセル内視鏡 101 の進行方向と撮像装置の撮像方向が反対となる状態 (状態 302) を示す。状態 301 と状態 302 では、撮像された動画像中のある 1 フレーム (静止画像) は鏡像の関係 (上下・左右が対称となった状態) となり、撮像画像内に存在する物体、例えば、血管、ポリープ、びらん等の撮像画像中での互いの位置関係が変化する。

30

【0013】

医師など画像の観察者は、カプセル内視鏡 101 の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか否かを認識した上で画像を見る必要があり、これが負担となっていた。特に、動画像中のある 1 フレームを静止画像として取り出して観察する場合、単一の静止画像からカプセル内視鏡 101 の進行方向と画像の撮像方向とが同一か否かを認識するのが難しく、カプセル内視鏡による画像の撮像方向を判断するのが困難であった。

【0014】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか否かを検知し、カプセル内視鏡による画像の撮像方向を容易に判断することができる、撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明に係る撮像方向判別装置は、前記課題を解決するために、生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別するための撮像方向判別装置であって、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する動きベクトル計算装置と、該動きベクトル計算装置によって計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知

50

する撮像方向検知装置と、を備えることを特徴としている。

【0016】

前記の構成によれば、動きベクトル計算装置が撮像画像中の物体の動作方向を計算し、撮像方向検知装置がカプセル内視鏡の進行方向と撮像装置の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知する。このように、撮像方向判別装置によってカプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知することができるため、画像観察者は、カプセル内視鏡による画像の撮像方向を容易に認識することができる。

【0017】

本発明に係る撮像方向判別装置では、前記動きベクトル計算装置は、受信した画像を一定のブロックに分割し、該ブロックに対しブロックマッチング法により動きベクトルを計算することが好ましい。

10

【0018】

前記の構成によれば、動きベクトル計算装置は、画像中のブロックごとに動きベクトルを計算することができる。

【0019】

本発明に係る撮像方向判別装置では、前記撮像方向検知装置は、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルを基に、画像端部に向かう動きベクトルの本数が画像中心に向かう動きベクトルの本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、画像中心に向かう動きベクトルの本数が画像端部に向かう動きベクトルの本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することが好ましい。

20

【0020】

前記の構成によれば、画像端部に向かう動きベクトルの本数、及び画像中心に向かう動きベクトルの本数を比較することにより、撮像方向検知装置は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向の関係を正しく検知することができる。

【0021】

本発明に係る撮像方向判別装置では、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとのなす角が、鋭角となる本数が鈍角となる本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、鈍角となる本数が鋭角となる本数よりも多い場合に、前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することが好ましい。

30

【0022】

前記の構成によれば、位置ベクトルとのなす角が鋭角となる動きベクトルの本数が、位置ベクトルとのなす角が鈍角となる動きベクトルの本数より多いと、撮像画像中の物体は総じて画像端に向かっていると判断できる。逆に、位置ベクトルとのなす角が鈍角となる動きベクトルの本数が、位置ベクトルとのなす角が鋭角となる動きベクトルの本数より多いと、撮像画像中の物体は総じて画像中心に向かっていると判断できる。このように、動きベクトルと位置ベクトルとのなす角から撮像画像中の物体の移動方向を判別することができ、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向の関係を正しく検知することができる。

40

【0023】

本発明に係る撮像方向判別装置では、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとのなす角の余弦を演算し、余弦の和が、正であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、負であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することが好ましい。

【0024】

前記の構成によれば、撮像方向検知装置は、動きベクトルの向きを評価することによりカプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向との関係を検知することができる。つまり、

50

画像中心もしくはその画像端の方向を向いている動きベクトルの重み付けを大きくすることにより、撮像方向検知装置は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向との関係を検知することができる。

【0025】

本発明に係る撮像方向判別装置では、前記動きベクトル計算装置により計算された画像中の各ブロックの動きベクトルと画像中心から該動きベクトルの始点を結ぶ位置ベクトルとの内積を演算し、内積の和が、正であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であると検知し、負であれば前記カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対であると検知することが好ましい。

【0026】

前記の構成によれば、動きベクトルと位置ベクトルの内積は、両ベクトルの大きさと両ベクトルのなす角の余弦との積であるため、両ベクトルの大きさが大きい、即ち画像端に位置している動きベクトルの向き、及び大きく移動した動きベクトルの向きの重み付けを大きくすることにより、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向との関係を検知することができる。

【0027】

本発明に係る撮像方向判別装置では、カプセル内視鏡は、生体内部を撮像する少なくとも一つの撮像装置と、該撮像装置により撮像された画像を表わす画像データを前記撮像方向判別装置に送信する無線送信装置と、を有することが好ましい。

【0028】

前記の構成によれば、カプセル内視鏡が撮像装置と、該撮像装置により撮像された画像を体外に送信するための処理を行う無線送信装置と、を有しているため、該撮像装置が撮像した画像を前記無線送信装置からカプセル内視鏡の外部に送信することができ、その画像をもとに、前記撮像方向判別装置が、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知することができる。

【0029】

本発明に係る撮像方向判別装置では、カプセル内視鏡は、前記撮像装置がカプセル内視鏡の長軸方向を撮像方向とすることが好ましい。

【0030】

前記の構成によれば、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向との関係は、両方向が同一となるか、もしくは反対となるかに限定することができる。

【0031】

本発明に係る撮像方向判別装置では、表示装置は、撮像方向検知装置による検知結果を表示することが好ましい。

【0032】

前記の構成によれば、表示装置が撮像方向判別装置による検知結果を表示することにより、画像観察者が、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを容易に認識することができる。

【0033】

本発明に係る撮像方向判別装置では、表示装置は、カプセル内視鏡が撮像した画像をさらに表示することが好ましい。

【0034】

前記の構成によれば、画像観察者は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか否かを確認すると共に、さらに画像も観察することができる。これにより、画像観察者は、撮像画像中の物体の位置関係をより正確に把握することができる。

【0035】

本発明に係る撮像方向判別装置では、表示装置は、前記カプセル内視鏡の進行方向と撮像方向とが同一であると判断した場合に、該カプセル内視鏡が撮像した画像をそのまま表示し、該カプセル内視鏡の進行方向と撮像方向とが反対であると判断した場合に、該カプセル内視鏡が撮像した画像を鏡像処理して表示することが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

前記の構成によれば、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが反対のときに、動画像中の各フレーム（静止画像）に対し、X軸もしくはY軸に対し対称な画像を生成する鏡像処理を行ったうえで画面に表示するため、表示される画像は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるときと、上下・左右の位置関係が同一になる。また、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるときはそのまま表示するため、撮像画像中の物体の位置関係は、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とに係らず、常に同一となる。このようにして、画像観察者は、表示される画像の位置関係を気にすることなく観察することができる。

【 0 0 3 7 】

本発明に係る撮像方向判別方法は、生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別するための撮像方向判別方法であって、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する工程と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する工程と、を備える。

【 0 0 3 8 】

前記の構成によれば、本発明に係る撮像方向判別方法は、カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する工程と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する工程と、を備えており、それにより、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知することができる。

【 0 0 3 9 】

本発明に係る撮像方向判別プログラムは、生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別させるための撮像方向判別プログラムであって、コンピュータに、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行させる。

【 0 0 4 0 】

前記の構成によれば、本発明に係る撮像方向判別プログラムは、カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行させることができ、それらの手順を実行することにより、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知することができる。

【 0 0 4 1 】

本発明に係る撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、生体内を撮像するカプセル内視鏡の撮像方向を判別させるための撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体であって、コンピュータに、前記カプセル内視鏡から時系列に受信される、該カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行させるための撮像方向判別プログラムを記録している。

【 0 0 4 2 】

前記の構成によれば、本発明に係る撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、カプセル内視鏡が撮像した画像の動きベクトルを計算する手順と、前記計算された動きベクトルを基に、該カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同じであるか、反対であるかを検知する手順と、を実行するプログラムを記録しており、プログラムを実行することにより、カプセル内視鏡の進行方向と画像の撮像方向とが同一であるか、反対であるかを検知することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 3 】

本発明に係る撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体によって、カプセルの進行方向と撮像装置の撮像方向の関係を自動的に判別することができる。これにより、医師など撮像画像の観察者は、カプセル内視鏡による画像の撮像方向を容易に判断することができ、より診断の精度が増すという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0044】

(実施の形態1)

本実施の形態1について、図1～図9に基づいて説明すると以下の通りである。

【0045】

まずは、図1に基づいて、本実施の形態に係る撮像方向判別装置250を備える診断装置260Aの構成を説明する。

【0046】

図1は、診断装置260Aのブロック図である。診断装置260Aは、カプセル内視鏡101、及び画像処理装置220によって構成されている。

【0047】

カプセル内視鏡101は、外壁203によって形作られている。カプセル内視鏡101の内部は、レンズ204と、撮像装置201と、照明装置202と、無線送信装置205と、送信アンテナ207と、電池206と、電源線208と、によって構成されている。

【0048】

レンズ204は、照明装置202より照射され生体内の臓器にて反射した光を撮像装置201の表面に集める役割を果たしている。撮像装置201は、生体内の臓器の撮像を行うものであり、CCDやCMOSセンサが用いられる。照明装置202は、生体内に光を照射するものであり、LEDが用いられる。

【0049】

無線送信装置205は、撮像装置201により撮像された画像データを体外に送信するための処理を行うために用いられる。送信アンテナ207は、無線送信装置205により処理された画像データをカプセル内視鏡101の外部に送信するために用いられる。電池206は、カプセル内視鏡101の内部の各装置に電力を供給するものであり、酸化銀電池などの小型ボタン電池が用いられる。電源線208は、電池206から各装置に電力を供給するために用いられる。

【0050】

画像処理装置220は、受信アンテナ221と、無線受信装置222と、動きベクトル計算装置223と撮像方向検知装置224とによって構成された撮像方向判別装置250と、表示装置225と、によって構成されている。受信アンテナ221は、カプセル内視鏡101の送信アンテナ207が送信した電波を受信するために用いられる。無線受信装置222は、受信アンテナ221が受信した信号を復調する処理を行うために用いられる。動きベクトル計算装置223は、画像内に存在する物体のフレーム間の移動量を計算するために用いられる。撮像方向検知装置224は、動きベクトル計算装置223により計算された動きベクトルを基に、カプセル内視鏡101の撮像方向と移動方向が同一であるか、或いは反対であるかを検知するために用いられる。表示装置225は、カプセル内視鏡101により撮像された画像、および撮像方向検知装置224により検知されたカプセル内視鏡101の撮像方向と移動方向の関係に関する情報を表示する。表示装置225は、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、或いは有機ELなどが用いられる。なお、撮像方向検知装置224の詳細な構成は、その動作とともに後ほど詳細に説明する。

【0051】

上記構成において、診断装置260Aの動作を説明すると、以下の通りである。

【0052】

まずは、図1に基づいて説明すると、撮像装置201によって撮像された画像データは

10

20

30

40

50

出力端子 2 1 1 から出力され、入力端子 2 1 2 から無線送信装置 2 0 5 に入力される。無線送信装置 2 0 5 は、無線送信に適した形式に送信データを変調（例えば F M 変調）し、変調された画像データは出力端子 2 1 3 から送信アンテナ 2 0 7 に送られる。その後、送信アンテナ 2 0 7 から無線によりカプセル内視鏡 1 0 1 の外部に送られる。

【 0 0 5 3 】

送信アンテナ 2 0 7 から送信された画像データは、受信アンテナ 2 2 1 により受信され、入力端子 2 3 0 から無線受信装置 2 2 2 に入力される。無線受信装置 2 2 2 は、入力されたデータに対し、無線送信装置 2 0 5 で行われた変調処理に対応する復調処理を行う。復調処理が行われた受信データ、即ち撮像装置 2 0 1 で撮像された画像は、出力端子 2 3 1 から画像データ入力端子 2 3 6 を通して表示装置 2 2 5 に、および入力端子 2 3 2 を通して動きベクトル計算装置 2 2 3 に入力される。動きベクトル計算装置 2 2 3 は、画像中に存在する物体のフレーム間での移動量を計算する。計算された動きベクトルは出力端子 2 3 3 を通して撮像方向検知装置 2 2 4 の入力端子 2 3 4 に入力される。撮像方向検知装置 2 2 4 は、動きベクトルを基に、カプセル内視鏡 1 0 1 の撮像方向と進行方向が同一であるか、反対であるか、を検知する。検知結果は出力端子 2 3 5 から出力され、撮像方向データ入力端子 2 3 7 を通して表示装置 2 2 5 に入力される。表示装置 2 2 5 は、画像データ入力端子 2 3 6 から入力された画像、即ち撮像装置 2 0 1 により撮像された画像と、撮像方向データ入力端子 2 3 7 から入力されたカプセル内視鏡 1 0 1 の撮像方向と進行方向の関係を表すデータを併せて表示する。

【 0 0 5 4 】

ここで、図 2 を用いて、動きベクトル計算装置 2 2 3 の動作を説明する。

【 0 0 5 5 】

動きベクトルとは、動画像のあるフレーム中に存在する図形の位置と、それより後の時点における同一フレーム中の該図形の位置の変化を表したものである。図 2 を例にして説明する。図 2 は動きベクトルについて説明する図である。

【 0 0 5 6 】

図 2 左側は、撮像時刻 t が $t = t_0$ におけるフレームを、図 2 右側は、 $t = t_0 + \tau$ における同一フレームを表す。撮像時刻 $t = t_0$ のフレーム中の座標 (x_0, y_0) に存在していた図形が、撮像時刻 $t = t_0 + \tau$ のフレーム中の座標 (x_1, y_1) に移動したとする。このとき、 $t = t_0$ での座標 (x_0, y_0) における動きベクトルは $(x_1 - x_0, y_1 - y_0)$ となる。なお、本願明細書において画像の座標系を考えると、画像中心を原点とし、水平方向、垂直方向の直交する 2 軸による座標系を考える。水平方向の軸を X 軸、垂直方向の軸を Y 軸と記す。

【 0 0 5 7 】

この動きベクトルを計算する方法として、ブロックマッチング法が知られている。ブロックマッチング法では、フレームをある一定の大きさ、例えば 4×4 、 8×8 などの大きさブロックに分割し、ブロック毎に動きベクトルを計算する。これらの方法により、画像中の全ブロックに対して動きベクトルが計算され、計算された動きベクトルが撮像方向検知装置 2 2 4 に入力される。

【 0 0 5 8 】

次に、図 3・図 4 を用いて、撮像方向検知装置 2 2 4 の動作を説明する。

【 0 0 5 9 】

撮像方向検知装置 2 2 4 では、動きベクトル計算装置 2 2 3 において計算された画像の動きベクトルを基に、カプセル内視鏡 1 0 1 の撮像方向と進行方向が同一である（状態 3 0 1）か、反対であるか（状態 3 0 2）を検知する。

【 0 0 6 0 】

状態 3 0 1 における撮像画像データの変化を、図 3 を基に説明する。図 3 は、状態 3 0 1 における撮像画像の変化を説明した図である。

【 0 0 6 1 】

カプセル内視鏡 1 0 1 の前方に物体 6 0 1 が存在しているとする。カプセル内視鏡 1 0

10

20

30

40

50

1の撮像装置201は進行方向を撮像しており、撮像範囲は602で示される範囲である。物体601が撮像範囲602内に入ってきた当初は、物体601が撮像範囲602の中心付近に位置している(図3(a))。即ち、当初の撮像画像の中心付近には物体601が映っている。時間の経過に伴い、カプセル内視鏡101は腸内を進行していき(図3の左側が進行方向)、物体601とカプセル内視鏡101は互いに接近していく(図3(b))。接近に伴い、物体601は撮像範囲602の境界に近づいていく。即ち、物体601は時間の経過に伴い、撮像画像の端部に移動していく(図3(c))。

【0062】

次に、状態302における撮像画像データの変化を、図4を基に説明する。図4は、状態302における撮像画像の変化を説明した図である。

10

【0063】

カプセル内視鏡101の後方に物体601が存在しているとする。カプセル内視鏡101の撮像装置201は、進行方向とは反対方向を撮像しており、撮像範囲は602で示される範囲である。物体601が撮像範囲602内に入ってきた当初は、物体601はカプセル内視鏡101の近傍に位置しているので、物体601が撮像範囲602の境界付近に位置している(図4(a))。つまり、物体601は、撮像画像の画像端付近に映っている。時間の経過に伴い、カプセル内視鏡101は腸内を進行し、物体601とカプセル内視鏡101は互いに離れていく(図4(b))。離れるに従い、物体601は撮像範囲602の中心に近づいていく。即ち、物体601は、時間の経過に伴い撮像画像の中心に向け移動していく(図4(c))。

20

【0064】

以上より、状態301の場合、即ちカプセル内視鏡101の撮像方向と進行方向が同一の場合は、撮像画像中の物体は時間の経過に伴い画像端に向かって移動していく。つまり、画像の動きベクトルは画像の端を向いている。逆に、状態302の場合、即ちカプセル内視鏡101の撮像方向と進行方向が反対の場合は、撮像画像中の物体は時間の経過に伴い画像中心に向かって移動していく。つまり、画像の動きベクトルは画像の中心を向いている。

【0065】

次に、動きベクトルの向きを判定する方法を、図5・図6を基に説明する。

【0066】

画像中のあるブロックに対応する動きベクトル802、及び、画像中心(座標系原点)と動きベクトル802の始点を結んだ位置ベクトル801を考える。この二つのベクトルのなす角 θ が鋭角か鈍角かによって、ベクトルの向きを判定することができる。図5は、位置ベクトル801と動きベクトル802とのなす角 θ が鋭角となっている場合である。座標系原点を中心とする円803を考えると、二つのベクトルのなす角 θ が鋭角であれば、動きベクトル802は円803の内側から外側に向いている、即ち、動きベクトル802は画像端を向いていることを表す。図6は、ベクトルのなす角 θ が鈍角である場合である。このとき、動きベクトル802は円803の外側から内側に向いている、即ち、動きベクトル802は画像中心を向いている。

30

【0067】

1個のフレーム中に動きベクトル802は複数あるが、動きベクトル802とその動きベクトル802に対応する位置ベクトル801のなす角 θ が鋭角となっているベクトルの本数が鈍角となっている本数より多ければ、画像中の物体は画像端に移動していると判断することができる。また、動きベクトル802とその動きベクトル802に対応する位置ベクトル801のなす角 θ が鈍角となっているベクトルの本数が鋭角となっている本数より多ければ、画像中の物体は画像中心に移動していると判断できる。

40

【0068】

続いて、撮像方向検知装置224の構成と動作を、図7を基に説明する。

【0069】

撮像方向検知装置224は、位置ベクトル生成回路1001と、ベクトル内積演算回路

50

1002と、符号判定回路1003と、Notゲート1005と、カウンタ1004・1006と、比較器1007と、で構成されている。

【0070】

入力端子234には、動きベクトル計算装置223が出力する動きベクトル802の出力が入力される。以下、動きベクトル802の始点の座標を (x_s, y_s) 、終点の座標を (x_e, y_e) とする。位置ベクトル生成回路1001は、入力された動きベクトル802に対応する位置ベクトル801を生成する。つまり、位置ベクトル801は座標原点と動きベクトル802の始点とを結ぶベクトルであるので、位置ベクトル生成回路1001は、成分が (x_s, y_s) となるベクトルを出力する。

【0071】

ベクトル内積演算回路1002は、入力された2つのベクトルの内積を演算する。符号判定回路1003は、入力された値が正であればHレベルの信号を、負であればLレベルの信号を出力する。カウンタ1004・1006は、入力されたHレベルの信号の個数を数える。比較器1007は、 $(+ \text{入力端子の値}) - (- \text{入力端子の値})$ であればHレベルの信号を、 $(- \text{入力端子の値}) > (+ \text{入力端子の値})$ であればLレベルの信号を出力する。なお、撮像方向検知装置224の内部の各回路は、あるフレームの最初のブロックの動きベクトル802が入力された時にリセットされるものとする。

【0072】

ここで、動きベクトル m と位置ベクトル p の内積は以下の式で表される。

【0073】

$m \cdot p = |m| |p| \cos \theta$ (θ :ベクトル m とベクトル p のなす角)

$|m| \geq 0$ 、 $|p| \geq 0$ であるので、内積が正のときは $\cos \theta$ が正、即ち θ が鋭角であり、内積が負のときは $\cos \theta$ が負、即ち θ が鈍角である。

【0074】

そして、符号判定回路1003がHレベルを出力するときは、入力された動きベクトル802と位置ベクトル801とのなす角 θ は鋭角であり、Lレベルを出力するときは動きベクトル802と位置ベクトル801とのなす角 θ は鈍角である。

【0075】

カウンタ1004は、符号判定回路1003がHレベルを出した回数、つまり動きベクトル802と位置ベクトル801とのなす角 θ が鋭角である動きベクトル802の本数を数えている。より具体的には、あるフレームに属し画像端を向いている動きベクトル802の本数をカウントしている。カウンタ1006には符号判定回路1003の出力にNotゲート1005を通した信号が入力されており、あるフレームに属する動きベクトル802と位置ベクトル801とのなす角 θ が鈍角である動きベクトル802の本数、つまり画像中心を向いている動きベクトル802の本数を数えている。より具体的には、あるフレームに属し画像中心を向いている動きベクトル802の本数をカウントしている。

【0076】

比較器1007にはカウンタ1004とカウンタ1006の出力が入力される。画像中心に向かっていて動きベクトルの本数と、画像端に向かっていて動きベクトルの本数の大小を比較し、その結果を出力している。つまり、比較器1007は、撮像画像中の物体が画像中心・画像端のいずれに向かっていてを示す信号を出力しており、カプセル内視鏡101の撮像方向と進行方向が同一であるか、反対であるかを示す信号を出力している。比較器1007がHレベルを出力するときは、カウンタ1004の値がカウンタ1006の値より大きく、画像端を向いている動きベクトル802の本数が画像中心を向いている動きベクトル802の本数より多いことを示している。比較器1007がLレベルを出力するときは、カウンタ1006の値がカウンタ1004の値より大きく、画像中心を向いている動きベクトル802の本数が、画像端を向いている動きベクトル802の本数より多いことを示している。

【0077】

上記説明したように、撮像方向検知装置224がHレベルを出力しているときは、カプ

10

20

30

40

50

セル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向が同一である。撮像方向検知装置 224 が L レベルを出力しているときは、カプセル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向が反対である。このようにして、撮像方向検知装置 224 はカプセル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向の関係を検知している。

【0078】

次に、表示装置 225 の動作について、図 1 に基づいて説明する。

【0079】

撮像装置 201 により撮像された動画像が表示装置 225 の画像データ入力端子 236 から入力され、カプセル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向が同一であるか否かを示すデータが撮像方向データ入力端子 237 から入力される。撮像方向検知装置 224 が H レベルを出力しているときは、撮像方向と進行方向が同一であり、表示装置 225 は動画像と共に、“カプセル前方の画像”と表示する。撮像方向検知装置 224 が L レベルを出力しているときは、撮像方向と進行方向が反対なため、表示装置 225 は動画像と共に、“カプセル後方の画像”と表示する。画像観察者は、これらの表示によりカプセル内視鏡 101 の撮像方向を認識できる。なお、上記のような文字ではなく、例えば矢印などの図形を用いて撮像方向を表示してもよい。

【0080】

上記構成において、本実施の形態に係る撮像方向判別装置 250 を備える診断装置 260A の効果を説明すると、以下の通りである。

【0081】

撮像装置 201 が撮像した動画像の各フレームに対し、上記の方法（ブロックマッチング法）により動きベクトル 802 を計算する。撮像方向検知装置 224 は、画像端を向いている動きベクトルの本数と、画像中心を向いている動きベクトルの本数を比較する。これにより、カプセル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向が同一であるか否かを検知できる。表示装置 225 は、動画像と共に撮像方向検知装置 224 の検知結果を合わせて表示するため、画像観察者は、カプセル内視鏡 101 の撮像方向を認識することができる。

【0082】

なお、撮像方向検知装置 224 は、画像端を向いている動きベクトルの本数、画像中心を向いている動きベクトルの本数の大小を評価し、カプセル内視鏡 101 の撮像方向を検知するが、動きベクトル 802 の本数とは異なる値を用いることにより、撮像方向を検知することも可能である。以下、他の検知方法を説明する。

【0083】

動きベクトル 802 と位置ベクトル 801 とのなす角 θ が 180 度に近いほど動きベクトル 802 はより画像中心に、0 度に近いほど動きベクトル 802 はより画像端を向いている。画像中の動きベクトル 802 が総じてどちらを向いているかを判定する際に、画像中心、及び画像端を向いている動きベクトル 802 を重く評価すると、より精度よく判定できる。ここで、動きベクトル 802 と位置ベクトル 801 とのなす角 θ の余弦 $\cos \theta$ を考えると、 θ が 90 度に近いほど $\cos \theta$ の絶対値は小さくなり、0 度および 180 度に近いほど絶対値は大きくなる。よって、フレーム内の動きベクトル 802 に対し位置ベクトル 801 とのなす角 θ の余弦を求め、その和を評価することにより、より画像中心・画像端を向いている動きベクトル 802 の方向に重みをおいて評価することができる。

【0084】

上記のように、重みをつけて動きベクトル 802 を評価する撮像方向検知装置 224A の構成を図 8 に示す。なお、図 7 において用いたのと同じ構成要素には同一の符号を付しており、これらの詳細な説明は省略する。

【0085】

撮像方向検知装置 224A は、位置ベクトル生成回路 1001 と、ベクトル内積演算回路 1002 と、ベクトルの大きさ演算回路 1101・1102 と、除算器 1103・1104 と、加算器 1105 と、符号判定回路 1106 と、によって構成されている。

【0086】

除算器 1 1 0 3 ・ 1 1 0 4 は 2 つの入力を有し、(入力 1 の値) / (入力 2 の値) を出力する。加算器 1 1 0 5 は入力値の和を出力する。ベクトルの大きさ演算回路 1 1 0 1 ・ 1 1 0 2 は、ベクトルを入力とし、そのベクトルの大きさを出力する。入力されたベクトルの成分を (x、y) とすると、 $\sqrt{(x^2 + y^2)}$ を出力する。

【 0 0 8 7 】

除算器 1 1 0 3 は、ベクトル内積演算回路 1 0 0 2 の出力と、ベクトルの大きさ演算回路 1 1 0 1 の出力、即ち位置ベクトル p の大きさが入力されるため、除算器 1 1 0 3 は $m \cdot p / |p|$ を出力する。同様に、除算器 1 1 0 4 は、ベクトルの大きさ演算回路 1 1 0 2 から動きベクトル m の大きさが入力されているため、下記の式の値を出力する。

【 0 0 8 8 】

$$m \cdot p / (|m| |p|)$$

ベクトルの内積は、 $m \cdot p = |m| |p| \cos \theta$ で与えられるので、除算器 1 1 0 4 は動きベクトル 8 0 2 と位置ベクトル 8 0 1 とのなす角 θ の余弦 $\cos \theta$ を出力している。

【 0 0 8 9 】

加算器 1 1 0 5 は、自身の出力と除算器 1 1 0 4 の和を出力しており、フレーム内の動きベクトル 8 0 2 とその動きベクトル 8 0 2 に対応する位置ベクトル 8 0 1 のなす角 θ の余弦の和を出力している。加算器 1 1 0 5 の出力が符号判定回路 1 1 0 6 に入力されており、なす角 θ の余弦の和が正であれば符号判定回路 1 1 0 6 は H レベルを、負であれば L レベルを出力する。

【 0 0 9 0 】

以上より、撮像方向検知装置 2 2 4 A は、より画像中心・画像端を向いている動きベクトル 8 0 2 に重みを付けた上で、総じてフレーム内の動きベクトル 8 0 2 が画像中心を向いているか、画像端を向いているかを評価することができる。

【 0 0 9 1 】

さらに、他の撮像方向の評価手法を説明する。

【 0 0 9 2 】

カプセル内視鏡 1 0 1 の動きのぶれにより、撮像画像内の物体が移動することがある。ぶれにより物体が動く場合は物体の移動量は少ないため、動きベクトル 8 0 2 の大きさは小さくなる。よって、このようなぶれによる影響を除くために、移動量が大きい動きベクトル 8 0 2 ほど重みをつけて評価するとよい。また、画像中心に位置する物体は撮像装置 2 0 1 から遠方に存在している。焦点距離などの関係により撮像装置 2 0 1 の近傍に存在する物体のほうがより正確に撮像できる。よって、撮像装置 2 0 1 の近傍に位置する物体に係る動きベクトル 8 0 2 をより重みをつけて評価すると、よりよい精度で評価できる。撮像装置 2 0 1 の近傍に存在する物体は撮像画像の端に位置するため、位置ベクトル 8 0 1 が大きい動きベクトル 8 0 2 ほど重みをつけて評価するとよい。

【 0 0 9 3 】

図 9 は、上記のような重み付けをして動きベクトル 8 0 2 を評価する撮像方向検知装置 2 2 4 B の構成図である。撮像方向検知装置 2 2 4 B は、位置ベクトル生成回路 1 0 0 1 と、ベクトル内積演算回路 1 0 0 2 と、加算器 1 2 0 1 と、符号判定回路 1 2 0 2 と、によって構成されている。なお、図 7 ・ 図 8 において示したのと同じ構成要素には同一の符号を付しており、これらの詳細な説明は省略する。

【 0 0 9 4 】

加算器 1 2 0 1 は、ベクトル内積演算回路 1 0 0 2 と、自身の出力と、を入力としている。 $m \cdot p = |m| |p| \cos \theta$ であるから、撮像方向検知装置 2 2 4 A と同様に、動きベクトル 8 0 2 と位置ベクトル 8 0 1 とのなす角 θ の重み付けにより評価している。さらに、動きベクトル 8 0 2 と位置ベクトル 8 0 1 のベクトルの大きさ (|m|、|p|) を重み付けに加味して評価している。

【 0 0 9 5 】

このように、撮像方向検知装置 2 2 4 の代替として、2 2 4 A、或いは 2 2 4 B を用いることもできる。

10

20

30

40

50

(実施の形態 2)

図 10 は、本実施の形態に係る撮像方向判別装置 250 を備える診断装置 260 B のブロック図である。実施の形態 1 において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

【0096】

診断装置 260 B は、カプセル内視鏡 101 と、画像処理装置 220 A と、によって構成されている。画像処理装置 220 A は、受信アンテナ 221 と、無線受信装置 222 と、動きベクトル計算装置 223 と撮像方向検知装置 224 とによって構成された撮像方向判別装置 250 と、表示装置 225 A と、鏡像処理装置 226 と、MUX 227 と、によって構成されている。

10

【0097】

表示装置 225 A は、画像データ入力端子 236 を有し、ここから入力された画像データを画面に表示する。鏡像処理装置 226 は、入力端子 243 から入力された画像に対し鏡像処理を行う。なお、鏡像処理とは、動画像中の各フレーム（静止画像）に対し、X 軸もしくは Y 軸に対し対称な画像を生成する処理のことをいう。

【0098】

MUX 227 は、入力端子 239・240 と、制御端子 241 と、出力端子 242 と、を有している。制御端子 241 に H レベルが入力されると、入力端子 239 の信号が出力端子 242 から出力され、制御端子 241 に L レベルが入力されると、入力端子 240 の信号が出力端子 242 から出力される。

20

【0099】

撮像方向検知装置 224 が H レベルを出力しているとき、即ちカプセル内視鏡 101 の進行方向と撮像方向が同一であるとき、MUX 227 は入力端子 239 から入力されている信号、即ち撮像装置 201 が撮像した画像を出力する。表示装置 225 A は、撮像装置 201 が撮像した画像をそのまま表示する。一方、撮像方向検知装置 224 が L レベルを出力しているとき、即ちカプセル内視鏡 101 の進行方向と撮像方向が反対であるとき、MUX 227 は入力端子 240 から入力されている信号、即ち撮像装置 201 が撮像した画像に対し鏡像処理を行った画像を出力する。従って、表示装置 225 A は、撮像装置 201 が撮像した画像に対し鏡像処理を施した画像を表示する。

30

【0100】

カプセル内視鏡 101 の撮像方向と進行方向が同一であるときと反対方向であるときでは、撮像された画像は鏡像関係になる。そこで、進行方向と撮像方向が反対のときに鏡像処理を行うと、進行方向と撮像方向が同一のときに撮像した場合と、画像内に存在する物体の互いの上下・左右の位置関係が同一になる。このため、画像観察者はカプセル内視鏡の撮像方向を意識することなく観察できる。

(実施の形態 3)

図 11 は、実施の形態 3 に係るカプセル内視鏡 101 A の外形図である。

【0101】

カプセル内視鏡 101 とは異なり、カプセル内視鏡 101 A は 2 つの撮像装置 1502・1505 を搭載しており、それぞれカプセル内視鏡 101 A の前方・後方に位置している。なお、撮像装置 1502・1505 の撮像方向は互いに反対方向である。

40

【0102】

図 12 は、カプセル内視鏡 101 A のブロック図であり、図 13 は、実施の形態 3 に係る画像処理装置 220 B のブロック図である。

【0103】

図 12 が示すように、カプセル内視鏡 101 A は、外壁 203 と、第 1 の撮像装置 1502 と、撮像装置 1502 に対応するレンズ 1501 と、照明装置 1503 と、第 2 の撮像装置 1505 と、撮像装置 1505 に対応するレンズ 1504 と、照明装置 1506 と、バッファメモリ 1507 と、無線送信装置 205 と、電池 206 と、送信アンテナ 207 と、電源線 208 と、によって構成されている。撮像装置 1502・1505 の撮像速

50

度は同じである。バッファメモリ 1507 は入力端子 1512 を通して画像データを保存するためのメモリであり、出力端子 1513 を通してデータを出力する時には、入力された順番にデータを取り出す F I F O 構成となっている。他の構成要素は、図 1 に基づいて同じ構成要素について説明したのと同じの役割を有するため、これらの詳細な説明は省略する。

【0104】

図 13 が示すように、画像処理装置 220B は、受信アンテナ 221 と、無線受信装置 222 と、動きベクトル計算装置 223 と撮像方向検知装置 224 とによって構成された撮像方向判別装置 250 と、表示装置 225A と、鏡像処理装置 226 と、データ分配装置 1601 と、スイッチ 1602 と、画像合成装置 1603 と、によって構成されている。

10

【0105】

データ分配装置 1601 は、動画像データを入力とし、入力端子 1610 と、出力 1 端子 1611 と、出力 2 端子 1612 と、を有する。入力端子 1610 から入力された動画像のフレームを認識し、フレームを出力 1 端子 1611 と出力 2 端子 1612 とに交互に出力する。つまり、あるフレームデータが出力 1 端子 1611 から出力されると、次のフレームデータは出力 2 端子 1612 から出力され、さらに次のフレームデータは出力 1 端子 1611 から出力される。

【0106】

スイッチ 1602 は、入力 1 端子 1613 と、入力 2 端子 1614 と、出力 1 端子 1615 と、出力 2 端子 1616 と、制御端子 1617 と、を有する。制御端子 1617 に H レベルが入力されると、入力 1 端子 1613 のデータが出力 1 端子 1615 に、入力 2 端子 1614 のデータが出力 2 端子 1616 に出力される。制御端子 1617 に L レベルが入力されると、入力 1 端子 1613 のデータが出力 2 端子 1616 に、入力 2 端子 1614 のデータが出力 1 端子 1615 に出力される。

20

【0107】

画像合成装置 1603 は、入力 1 端子 1618 と、入力 2 端子 1619 と、出力端子 1620 と、を有する。動画像は入力 1 端子 1618 と入力 2 端子 1619 から入力される。画像合成装置 1603 は、入力された 2 つの画像を並べて表示する画像を作成し、出力する。

30

【0108】

なお、前述の構成要素には同一の符号を付しており、これらの詳細な説明は省略する。

【0109】

図 12 が示すように、カプセル内視鏡 101A の撮像装置 1502・1505 はそれぞれ生体内の撮像を行う。撮像した画像は、出力端子 1510・1511 を通してバッファメモリ 1507 に保存される。撮像装置 1502・1505 の撮像レートは同一であるので、バッファメモリ 1507 には、撮像装置 1502・1505 のフレームが交互に入力される。バッファメモリ 1507 は入力されたフレームを順番に出力端子 1513 から出力する。このとき出力される動画像は、撮像装置 1502・1505 が撮像したフレームが交互に組み合わさった動画像となる。つまり、撮像装置 1502 の n 番目のフレームの次フレームは、撮像装置 1505 の n 番目のフレーム、さらに撮像装置 1502 の n + 1 番目のフレームの次のフレームは、撮像装置 1505 の n + 1 番目のフレーム、という順序で構成されている動画像となる。この動画像が、入力端子 212 を通して無線送信装置 205 に入力され、送信アンテナ 207 からカプセル内視鏡 101A の外部に無線で送信される。

40

【0110】

画像処理装置 220B は、受信アンテナ 221 によりカプセル内視鏡 101A から送信された電波を受信する。受信した電波は入力端子 230 から無線受信装置 222 に入力され復調される。復調された信号は入力端子 1610 からデータ分配装置 1601 に入力される。データ分配装置 1601 に入力されるのは、撮像装置 1502・1505 が撮像し

50

たフレームが交互に組み合わさった動画像である。データ分配装置 1 6 0 1 は、入力された動画像のフレームを認識し、フレームを 2 つの出力端子に交互に出力する。よって、出力 1 端子 1 6 1 1 からは撮像装置 1 5 0 2、もしくは 1 5 0 5 のどちらか一方で撮像された動画像が出力され、出力 2 端子 1 6 1 2 からは他方の撮像装置で撮像された動画像が出力される。即ち、出力 1 端子 1 6 1 1 が撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像を出力した場合、出力 2 端子 1 6 1 2 は撮像装置 1 5 0 5 によって撮像された動画像を出力する。逆に、出力 1 端子 1 6 1 1 が撮像装置 1 5 0 5 によって撮像された動画像を出力した場合、出力 2 端子 1 6 1 2 は撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像を出力する。

【0 1 1 1】

以下、撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像が出力 1 端子 1 6 1 1 から出力される場合を仮定的に説明していく。

10

【0 1 1 2】

撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像はスイッチ 1 6 0 2 の入力 1 端子 1 6 1 3 より入力される。撮像装置 1 5 0 5 によって撮像された動画像はスイッチ 1 6 0 2 の入力 2 端子 1 6 1 4 より入力され、同時に動きベクトル計算装置 2 2 3 の入力端子 2 3 2 に入力される。撮像方向検知装置 2 2 4 は、撮像装置 1 5 0 5 の撮像方向がカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と同一であるか反対であるかを検知し、結果を出力端子 2 3 5 から出力する。撮像装置 1 5 0 5 の撮像方向がカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と同一であるとき、出力端子 2 3 5 は H レベルを出力する。撮像装置 1 5 0 5 の撮像方向がカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対であるとき、出力端子 2 3 5 は L レベルを出力する。

20

【0 1 1 3】

撮像方向検知装置 2 2 4 の出力端子 2 3 5 は、スイッチ 1 6 0 2 の制御端子 1 6 1 7 と接続されている。よって、出力端子 2 3 5 が H レベルを出力したとき、即ち撮像装置 1 5 0 5 の撮像方向が進行方向と同一であるとき、出力 1 端子 1 6 1 5 には撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像が出力され、出力 2 端子 1 6 1 6 には撮像装置 1 5 0 5 によって撮像された動画像が出力される。また、出力端子 2 3 5 が L レベルを出力したとき、即ち撮像装置 1 5 0 5 の撮像方向が進行方向と反対であるとき、出力 1 端子 1 6 1 5 には撮像装置 1 5 0 5 によって撮像された動画像が出力され、出力 2 端子 1 6 1 6 には撮像装置 1 5 0 2 によって撮像された動画像が出力される。即ち、出力 1 端子 1 6 1 5 には、撮像方向がカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対である動画像が出力され、出力 2 端子 1 6 1 6 には撮像方向がカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と同一である動画像が出力される。

30

【0 1 1 4】

出力 1 端子 1 6 1 5 は、鏡像処理装置 2 2 6 の入力端子 2 4 3 と接続されている。よって、鏡像処理装置 2 2 6 にはカプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対方向を撮像した動画像が入力される。

【0 1 1 5】

画像合成装置 1 6 0 3 の入力 1 端子 1 6 1 8 には、鏡像処理装置 2 2 6 の出力端子 2 4 4 が接続されており、入力 2 端子 1 6 1 9 には、スイッチ 1 6 0 2 の出力 2 端子 1 6 1 6 が接続されている。よって、カプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対方向を撮像した動画像に鏡像処理をした動画像と、カプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向を撮像した動画像が入力される。

40

【0 1 1 6】

これら 2 映像を表示した動画像が画像合成装置 1 6 0 3 から出力される。つまり、表示装置 2 2 5 A は、カプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対方向を撮像した動画像に鏡像処理をした動画像と、カプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向を撮像した動画像を併せて表示する。

【0 1 1 7】

以上より、カプセル内視鏡 1 0 1 A の進行方向と反対方向を撮像した動画像を常に鏡像処理した後に表示するため、画像観察者は、カプセル内視鏡 1 0 1 A の撮像方向を意識す

50

ることなく観察できる。

【0118】

なお、上記実施形態の撮像方向判別装置の各部や各処理ステップは、CPUなどの演算手段が、ROM (Read Only Memory) やRAMなどの記憶手段に記憶されたプログラムを実行し、キーボードなどの入力手段、ディスプレイなどの出力手段、あるいは、インターフェース回路などの通信手段を制御することにより実現することができる。したがって、これらの手段を有するコンピュータが、上記プログラムを記録した記録媒体を読み取り、当該プログラムを実行するだけで、本実施形態の撮像方向判別装置の各種機能および各種処理を実現することができる。また、上記プログラムをリムーバブルな記録媒体に記録することにより、任意のコンピュータ上で上記の各種機能および各種処理を実現することができる。 10

【0119】

この記録媒体としては、マイクロコンピュータで処理を行うために図示しないメモリ、例えばROMのようなものがプログラムメディアであっても良いし、また、図示していないが外部記憶装置としてプログラム読取り装置が設けられ、そこに記録媒体を挿入することにより読取り可能なプログラムメディアであっても良い。

【0120】

また、何れの場合でも、格納されているプログラムは、マイクロプロセッサがアクセスして実行される構成であることが好ましい。さらに、プログラムを読み出し、読み出されたプログラムは、マイクロコンピュータのプログラム記憶エリアにダウンロードされて、そのプログラムが実行される方式であることが好ましい。なお、このダウンロード用のプログラムは予め本体装置に格納されているものとする。 20

【0121】

また、上記プログラムメディアとしては、本体と分離可能に構成される記録媒体であり、磁気テープやカセットテープ等のテープ系、フレキシブルディスクやハードディスク等の磁気ディスクやCD/MO/MD/DVD等のディスクのディスク系、ICカード(メモリカードを含む)等のカード系、あるいはマスクROM、EPROM (Erasable Programmable Read Only Memory)、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory)、フラッシュROM等による半導体メモリを含めた固定的にプログラムを担持する記録媒体等がある。 30

【0122】

また、インターネットを含む通信ネットワークを接続可能なシステム構成であれば、通信ネットワークからプログラムをダウンロードするように流動的にプログラムを担持する記録媒体であることが好ましい。

【0123】

さらに、このように通信ネットワークからプログラムをダウンロードする場合には、そのダウンロード用のプログラムは予め本体装置に格納しておくか、あるいは別な記録媒体からインストールされるものであることが好ましい。

【0124】

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。 40

【産業上の利用可能性】

【0125】

本発明は、被検体内部の撮像対象の画像を取得し、表示するのに好適な撮像方向判別装置、撮像方向判別方法、撮像方向判別プログラム、及び撮像方向判別プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体に適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0126】

【図1】本実施の形態に係る撮像方向判別装置を備える診断装置のブロック図である。 50

【図 2】動きベクトルについて説明する図である。

【図 3】カプセル内視鏡の撮像方向と進行方向が同一の状態における撮像画像の変化を説明した図であり、(a)は、物体が撮像範囲の中心付近に位置している状態を示す図であり、(b)は、物体とカプセル内視鏡が互いに接近していく状態を示す図であり、(c)は、物体が撮像画像の端部に移動していく状態を示す図である。

【図 4】カプセル内視鏡の撮像方向と進行方向が反対の状態における撮像画像の変化を説明した図であり、(a)は、物体が撮像範囲の境界付近に位置している状態を示す図であり、(b)は、物体とカプセル内視鏡が互いに離れていく状態を示す図であり、(c)は、物体が撮像画像の中心に向けて移動していく状態を示す図である。

【図 5】動きベクトルと位置ベクトルとのなす角が鋭角の場合の図である。

10

【図 6】動きベクトルと位置ベクトルとのなす角が鈍角の場合の図である。

【図 7】撮像方向検知装置の構成図である。

【図 8】撮像方向検知装置の他の構成図である。

【図 9】撮像方向検知装置の他の構成図である。

【図 10】本実施の形態に係る撮像方向判別装置を備える他の診断装置のブロック図である。

【図 11】本実施の形態に係るカプセル内視鏡の外形図である。

【図 12】本実施の形態に係るカプセル内視鏡のブロック図である。

【図 13】本実施の形態に係る撮像方向判別装置を備える画像処理装置のブロック図である。

20

【図 14】一般的なカプセル内視鏡の外形図である。

【図 15】一般的なカプセル内視鏡の断面図である。

【図 16】カプセル内視鏡の進行方向と撮像装置の撮像方向との関係を示した図であり、(a)は、カプセル内視鏡の進行方向と撮像装置の撮像方向とが同一である状態を、(b)は、カプセル内視鏡の進行方向と撮像装置の撮像方向が反対である状態を示す図である。

【符号の説明】

【0127】

101、101A カプセル内視鏡

201、1502、1505 撮像装置

30

202、1503、1506 照明装置

203 外壁

204、1501、1504 レンズ

205 無線送信装置

206 電池

207 送信アンテナ

208 電源線

211、213、231、233、235、242、244、1510、1511、1

513、1620 出力端子

212、230、232、234、243、1512、1610 入力端子

40

220、220A、220B 画像処理装置

221 受信アンテナ

222 無線受信装置

223 動きベクトル計算装置

224 撮像方向検知装置

224A、224B 撮像方向検知装置

225、225A 表示装置

226 鏡像処理装置

227 MUX

236 画像データ入力端子

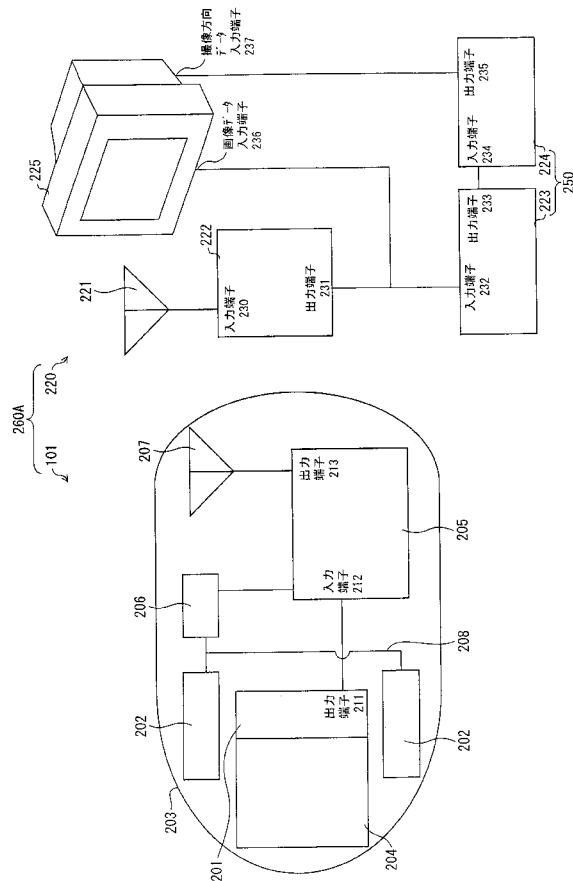
50

2 3 7 撮像方向データ入力端子
2 3 9、1 6 1 3、1 6 1 8 入力 1 端子
2 4 0、1 6 1 4、1 6 1 9 入力 2 端子
2 4 1、1 6 1 7 制御端子
2 5 0 撮像方向判別装置
2 6 0 A、2 6 0 B 診断装置
6 0 1 物体
6 0 2 撮像範囲
8 0 1 位置ベクトル
8 0 2 動きベクトル
8 0 3 円
1 0 0 1 位置ベクトル生成回路
1 0 0 2 ベクトル内積演算回路
1 0 0 3、1 1 0 6、1 2 0 2 符号判定回路
1 0 0 4、1 0 0 6 カウンタ
1 0 0 5 N o t ゲート
1 0 0 7 比較器
1 1 0 1、1 1 0 2 ベクトルの大きさ演算回路
1 1 0 3、1 1 0 4 除算器
1 1 0 5、1 2 0 1 加算器
1 5 0 7 バッファメモリ
1 6 0 1 データ分配装置
1 6 0 2 スイッチ
1 6 0 3 画像合成装置
1 6 1 1、1 6 1 5 出力 1 端子
1 6 1 2、1 6 1 6 出力 2 端子
m 動きベクトル
p 位置ベクトル
t 撮像時刻

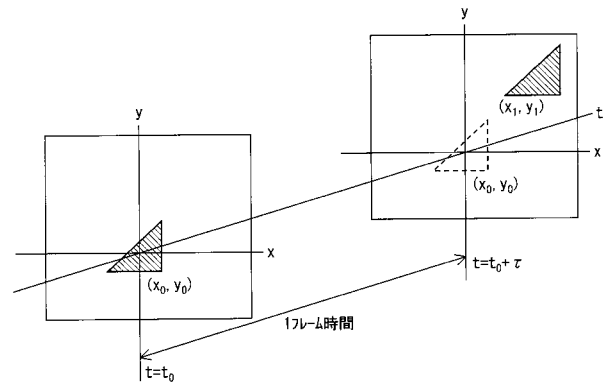
10

20

【図 1】

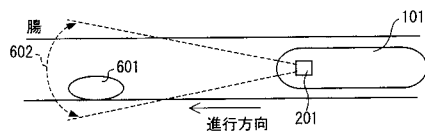


【図 2】

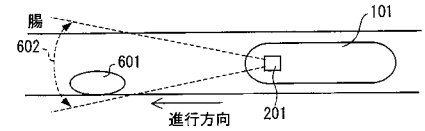


【図 3】

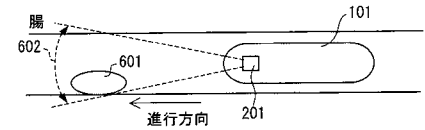
(a)



(b)



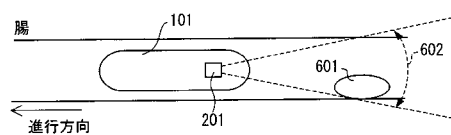
(c)



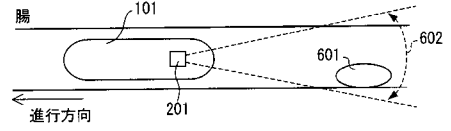
時間 ↓

【図 4】

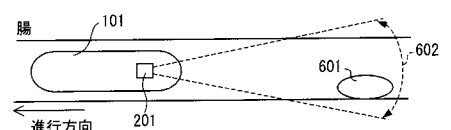
(a)



(b)

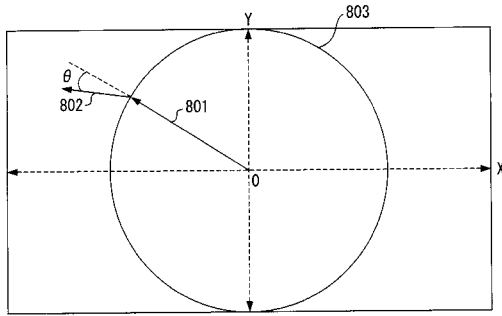


(c)

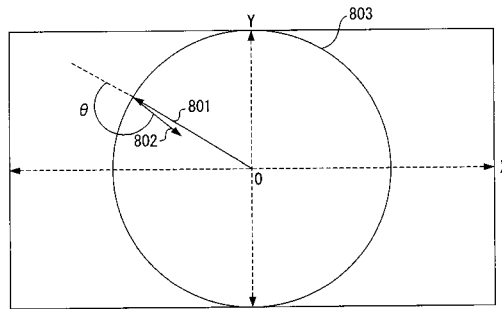


時間 ↓

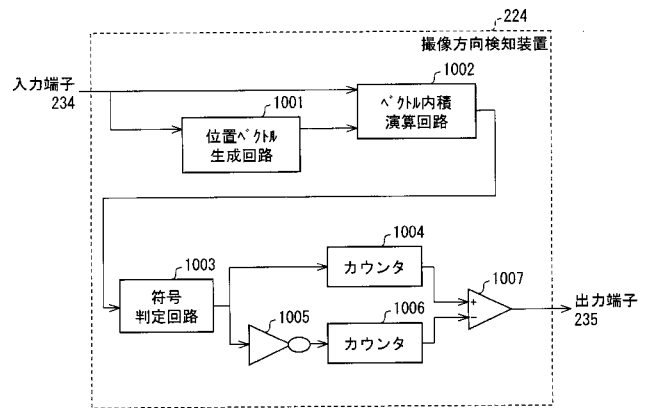
【図 5】



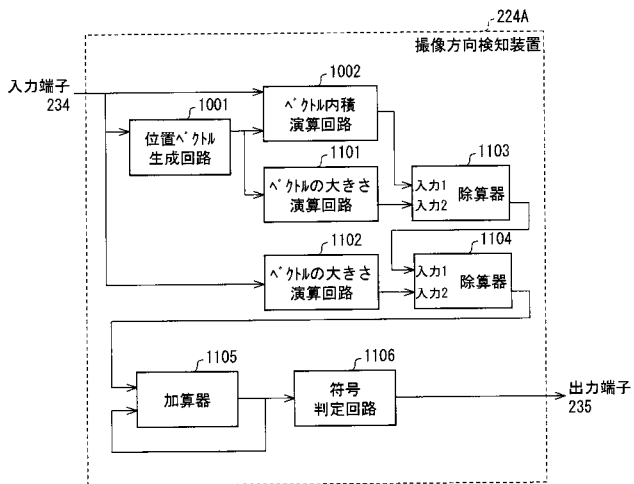
【図 6】



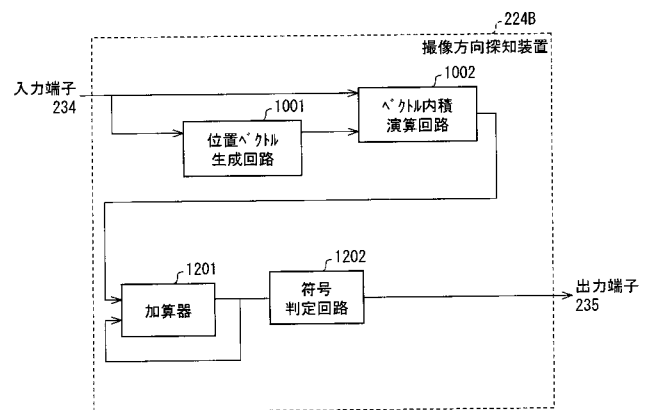
【図 7】



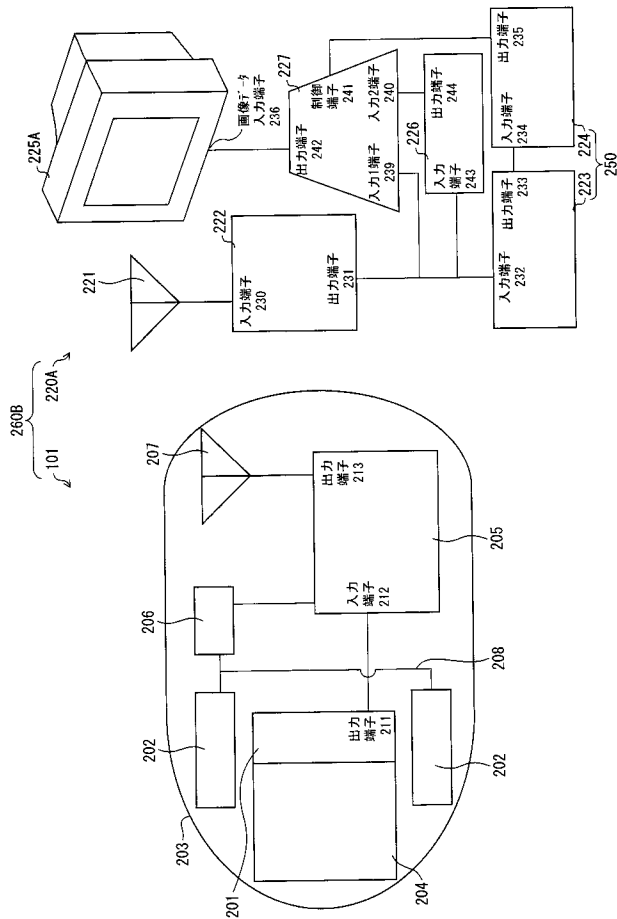
【図 8】



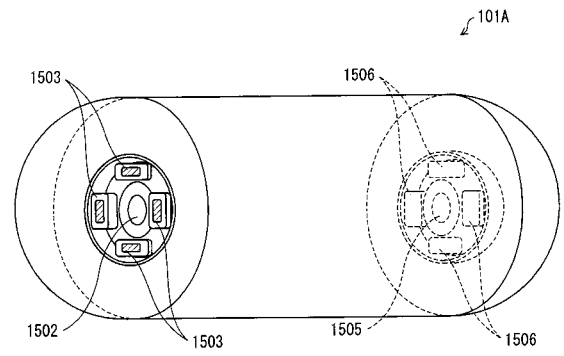
【図 9】



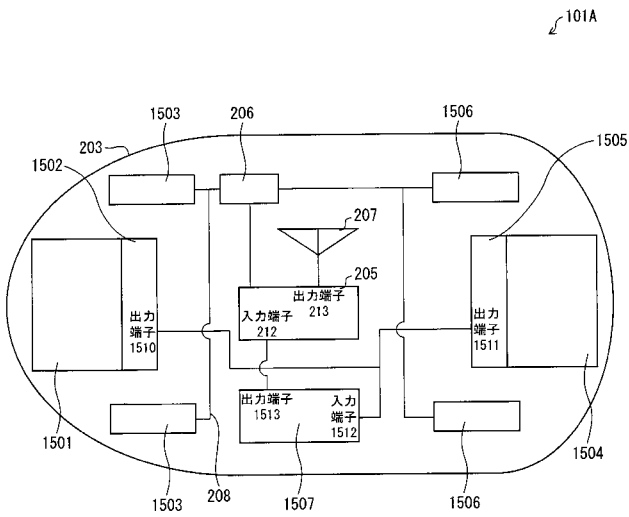
【図 10】



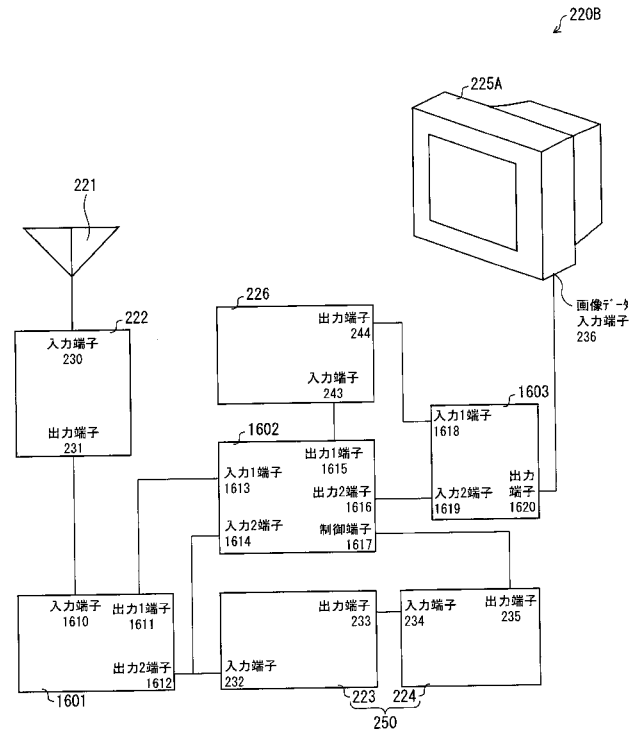
【図 11】



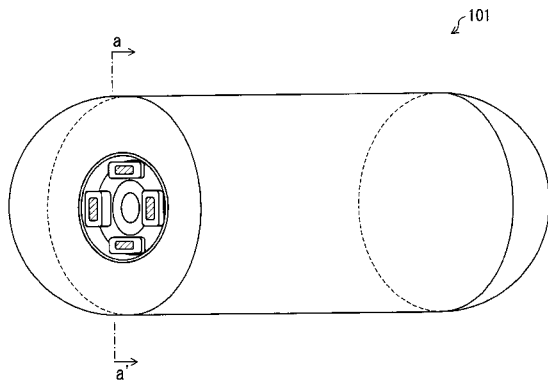
【図 12】



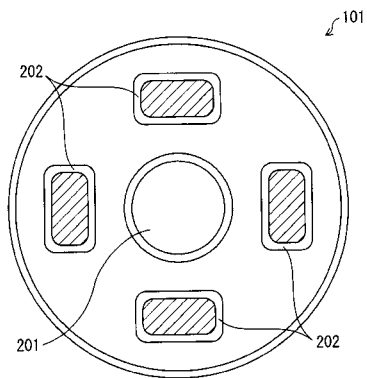
【図 13】



【図 14】

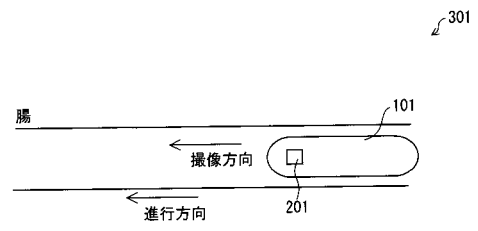


【図 15】

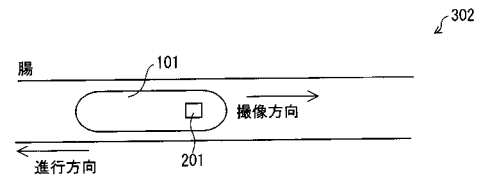


【図 16】

(a)



(b)



フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
H 0 4 N 5/232 (2006.01) H 0 4 N 5/232 Z

F ターム (参考) 5C122 DA26 EA42 FH12 FK23 GC06 GC13 GC22 GC40 HA13 HA63
HA88 HB10
5L096 BA06 CA04 FA67 HA04

专利名称(译)	图像捕获方向判别装置，图像捕获方向判别方法，图像捕获方向判别程序和记录图像捕获方向判别程序的计算机可读记录介质		
公开(公告)号	JP2009089910A	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2007263765	申请日	2007-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	夏普株式会社		
申请(专利权)人(译)	夏普公司		
[标]发明人	西村晃一		
发明人	西村 晃一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 G06T7/20 H04N5/225 H04N5/232		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/07 G06T7/20.B H04N5/225.C H04N5/232.Z A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/223 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232 H04N5/232.290 H04N5/232.300 H04N5/232.930		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/PP07 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/VV01 4C061/WW06 4C061/WW10 4C061/WW14 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FH12 5C122/FK23 5C122/GC06 5C122/GC13 5C122/GC22 5C122/GC40 5C122/HA13 5C122/HA63 5C122/HA88 5C122/HB10 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/FA67 5L096/HA04 4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/PP07 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/VV01 4C161/WW06 4C161/WW10 4C161/WW14		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种拍摄方向识别装置，拍摄方向识别方法和拍摄方向识别程序，通过该程序可以通过感测胶囊的前进方向来容易地区分胶囊内窥镜的图像的拍摄方向。内窥镜和图像的拍摄方向相同或不同，并提供记录拍摄方向判别程序的计算机可读记录介质。 ŽSOLUTION：该拍摄方向判别装置250包括运动矢量计算装置223和拍摄方向感测装置224.在这种情况下，运动矢量计算装置223用于识别拍摄内部的胶囊内窥镜101的拍摄方向。通过时间序列计算从胶囊内窥镜101接收的胶囊内窥镜101拍摄的图像的运动矢量。拍摄方向感测设备224感测胶囊内窥镜101的前进方向和图像的拍摄方向是否与由运动矢量计算设备223计算的运动矢量相同或相反。

