

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4512834号

(P4512834)

(45) 発行日 平成22年7月28日 (2010. 7. 28)

(24) 登録日 平成22年5月21日 (2010. 5. 21)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-509145 (P2007-509145)	(73) 特許権者	504176911
(86) (22) 出願日	平成17年12月19日 (2005. 12. 19)		国立大学法人大阪大学
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/023272		大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号
(87) 国際公開番号	W02006/100808	(74) 代理人	100109210
(87) 国際公開日	平成18年9月28日 (2006. 9. 28)		弁理士 新居 広守
審査請求日	平成19年5月8日 (2007. 5. 8)	(72) 発明者	八木 康史
(31) 優先権主張番号	特願2005-82735 (P2005-82735)		日本国大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立
(32) 優先日	平成17年3月22日 (2005. 3. 22)		大学法人大阪大学内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	越後 富夫
			日本国大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立
			大学法人大阪大学内
		(72) 発明者	佐川 立昌
			日本国大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立
			大学法人大阪大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡画像表示制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

消化器管内を移動するカプセル内視鏡で撮像された複数の画像より構成される画像列の表示を制御するカプセル内視鏡画像表示制御装置であって、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出する画像間類似度算出手段と、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出する移動量算出手段と、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像の映像状態を、少なくとも (a) 前記カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、(b) 消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および (c) 前記カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類する映像状態分類手段と、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する描画間隔決定手段と、

決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させる表示制御手段とを備え、

前記画像間類似度算出手段は、

画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で画像の全

10

20

領域同士の類似度である全体画像類似度を算出する全体画像類似度算出部と、

画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間でブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出する部分画像類似度算出部とを有し、

前記描画間隔決定手段は、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

ことを特徴とするカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項 2】

前記部分画像類似度算出部は、画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間で各画素値の差の絶対値の和であるヒストグラム間距離を算出し、当該ヒストグラム間距離に基づいてブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出し、

前記映像状態分類手段は、前記画像列に含まれる各画像について、以下の条件 (i) または条件 (i i) を満たす場合には、当該画像を「静止状態」に分類する

(i) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値よりも大きく、かつ当該画像に含まれる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最大値が第 2 の閾値以下である

(i i) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値よりも大きく、当該画像に含まれる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最大値が第 2 の閾値よりも大きく、かつ当該画像に含まれる前記特徴領域の移動量の最大値である最大移動量が第 3 の閾値以下である

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項 3】

前記部分画像類似度算出部は、画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間で各画素値の差の絶対値の和であるヒストグラム間距離を算出し、当該ヒストグラム間距離に基づいてブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出し、

前記映像状態分類手段は、前記画像列に含まれる各画像について、以下の条件 (i i i) または (i v) を満たす場合には、当該画像を「消化器管変形状態」に分類する

(i i i) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値よりも大きく、当該画像に含まれる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最大値が第 2 の閾値よりも大きく、かつ当該画像に含まれる前記特徴領域の移動量の最大値である最大移動量が第 3 の閾値よりも大きい

(i v) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値以下であり、当該画像に含まれる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最小値が第 4 の閾値未満であり、かつ当該画像に含まれる前記特徴領域の移動量の最大値である最大移動量が第 5 の閾値未満である

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項 4】

前記部分画像類似度算出部は、画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間で各画素値の差の絶対値の和であるヒストグラム間距離を算出し、当該ヒストグラム間距離に基づいてブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出し、

前記映像状態分類手段は、前記画像列に含まれる各画像について、以下の条件 (v) または (v i) を満たす場合には、当該画像を「カプセル移動状態」に分類する

(v) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値以下であり、かつ当該画像に含まれる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最小値が第 4 の閾値以上である

(v i) 当該画像に対する前記全体画像類似度が第 1 の閾値以下であり、当該画像に含ま

10

20

30

40

50

れる複数のブロックに対応する複数のヒストグラム間距離の最小値が第4の閾値未満であり、かつ当該画像に含まれる前記特徴領域の移動量の最大値である最大移動量が第5の以上である

ことを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項5】

前記移動量算出手段は、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像中に含まれるエッジの方向成分とエッジ強度とを算出するエッジ算出部と、

前記各画像について、前記エッジの方向成分およびエッジ強度に基づいて、特徴領域を抽出する特徴領域抽出部と、

前記特徴領域に対応する領域を前記各画像と時間的に連続する画像から抽出し、前記特徴領域の移動量を算出する特徴領域移動量算出部と、

前記特徴領域の移動量の最大値である最大移動量を算出する最大移動量算出部とを有し、

前記描画間隔決定手段は、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度および前記最大移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

ことを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項6】

前記カプセル内視鏡画像表示制御装置は、さらに、前記画像列に含まれる各画像から所定の特徴量を抽出する注視特徴量抽出手段を備え、

前記描画間隔決定手段は、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度、前記移動量および前記所定の特徴量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

ことを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項7】

前記所定の特徴量は、前記画像の全領域に占める赤色領域の割合である

ことを特徴とする請求項6に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項8】

前記描画間隔決定手段は、さらに、画面上に表示させる画像列を監視し、内視鏡検査を行なうユーザの熟練度に基づいて、前記描画間隔を決定する

ことを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項9】

前記描画間隔決定手段は、さらに、求められた前記画像列にそれぞれ対応する複数の描画間隔を平滑化する

ことを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡画像表示制御装置。

【請求項10】

消化器管内を移動するカプセル内視鏡で撮像された複数の画像より構成される画像列の表示を制御するカプセル内視鏡画像表示制御方法であって、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像の映像状態を、少なくとも（a）前記カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、（b）消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および（c）前記カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記類似度お

10

20

30

40

50

よび前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定するステップと、

決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させるステップとを含み、

前記類似度を算出するステップは、

画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で画像の全領域同士の類似度である全体画像類似度を算出するステップと、

画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間でブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出するステップとを含み、

10

前記描画間隔を決定するステップでは、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

ことを特徴とするカプセル内視鏡画像表示制御方法。

【請求項 1 1】

消化器管内を移動するカプセル内視鏡で撮像された複数の画像より構成される画像列の表示を制御するプログラムであって、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出するステップと、

20

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像の映像状態を、少なくとも（a）前記カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、（b）消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および（c）前記カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定するステップと、

決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させるステップとをコンピュータに実行させ、

30

前記類似度を算出するステップは、

画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で画像の全領域同士の類似度である全体画像類似度を算出するステップと、

画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間でブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出するステップとを含み、

前記描画間隔を決定するステップでは、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

40

ことを特徴とするプログラム。

【請求項 1 2】

消化器管内を移動するカプセル内視鏡で撮像された複数の画像より構成される画像列の表示を制御するプログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体であって、

前記プログラムは、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度および前記移動量

50

に基づいて、当該画像の映像状態を、少なくとも（a）前記カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、（b）消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および（c）前記カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類するステップと、

前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定するステップと、

決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させるステップとをコンピュータに実行させ、

前記類似度を算出するステップは、

画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で画像の全領域同士の類似度である全体画像類似度を算出するステップと、

画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間でブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出するステップとを含み、

前記描画間隔を決定するステップでは、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記全体画像類似度、前記部分画像類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する

ことを特徴とするコンピュータ読取可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像表示制御装置に関し、特に、カプセル内視鏡で撮像された画像列の表示制御を行なうカプセル内視鏡画像表示制御装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療の分野において、消化器官を画像検査するためにカプセル内視鏡（例えば、非特許文献1参照）が使用され始めている。カプセル内視鏡が有効なのは、従来のプローブ型内視鏡では映像の取得が困難であった小腸における検査であると現状では考えられている。

【0003】

しかしながら、カプセル内視鏡が伸ばすと約5～6mの小腸を通過するためには約8時間程度を要する。よって、カプセル内視鏡が取得する8時間の映像全てが検査対象になり、検査する医師の負担となっている。このため、現状では、検査医師は映像を観察しながら手動で高速・低速再生のための操作を行ない、予測できない急な変動、すなわち病巣の出現を見落とすことの無いように映像を凝視している。そこで、検査医師の負担を軽減し、見落とすをなくすための集中力を維持可能にする短時間映像表示が求められている。

【0004】

このように、現状のプローブ型内視鏡がプローブを挿入して消化器官を観察するのに対し、カプセル内視鏡は食物の通過と同じように、消化器官の蠕動運動を利用して被験者が飲むカプセルを進ませ、バッテリーの続く限り映像を撮影し続ける。カプセルの動きは食物と同じく、被験者の体調に応じて進行するため被験者にとっては負担のない検査となるが、撮影が長時間におよぶため、検査医師は長時間映像を検査しなければならない。しかし実際には、カプセルの動きが遅いため、非常に類似した画像が長く連続することが多い。

【0005】

そのような画像列の表示において通常の方法より早くフレームを送っても検査に支障はなく、現状でも検査医師はインタラクティブな操作で早送りを実現している。現状の操作は一定速度のフレームレートに対し、医師が判断して早送りしているため、急なカプセルの動きまたは小腸の動きが生じたとき、医師が病巣を見落とすことが無いように早送りには

10

20

30

40

50

限界があり、限界を超えたときには巻き戻して速度を緩め検査しなおす煩雑さがある。また、早送り時に部分領域の大きな変化を見逃さないように、医師に過度な集中度を要求するため、医師の大きな負担となっている。そのため、検査初心者では8時間映像の検査に3時間程度を要し、熟練者でも1時間程度の検査を必要とし、短時間で検査が可能な支援技術が望まれている。

【0006】

一方、映像処理において、その状態を自動検出することは可能である。その技術は映像におけるカット点検出の手法として用いられている。従来のカット点検出では、隣接画像間における小ブロックの輝度値の差の自乗和（例えば、非特許文献2参照）や、ブロックのヒストグラムの類似度（例えば、非特許文献3参照）などから、画像全体でいくつのブロックが類似していたかを判定し、ショットの切れ目を検出している。しかしながら、この手法はカットの有無を判定するのが目的であり、連続する隣接画像間の類似度を数値化して表示速度を変更するものではない。また、MPEG（Moving Picture Experts Group）の動き補償情報からフレーム間速度を変更する方法（例えば、特許文献1参照）も提案されているが、この方法では、音声と映像とを同期させながら映像音響コンテンツをユーザに視認できるように再生させることを目的としている。このため、医師が病巣を見落とさないようにするための短時間映像表示に適用させることが困難である。

【非特許文献1】“M2Aカプセル内視鏡検査ギブン診断システム（M2A（R）Capsule Endoscopy Given（R）Diagnostic System）”、[online]、ギブンイメージング社（Given Imaging Ltd.）、[2005年3月9日検索]、インターネット<URL: http://www.givenimaging.com/NR/rdonlyres/76C20644-4B5B-4964-811A-071E8133F83A/0/GI_Marketing_Brochure_2003.pdf>

【非特許文献2】B. Shahraray, "Scene change detection and content-based sampling of video sequences," Proc. IS&T/SPIE 2419, pp. 2-13, 1995.

【非特許文献3】D. Swanberg, C. -F. Shu, R. Jain, "Knowledge guided parsing in video databases," Proc. SPIE Conf. 1908, 1993, pp. 13-24.

【特許文献1】特開平10-243351号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上述の課題を解決するためになされたものであり、医師に過度な負担をかけることなく、かつ医師による病巣の見落としを防止するカプセル内視鏡画像表示制御装置等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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明に係るカプセル内視鏡画像表示制御装置は、消化器管内を移動するカプセル内視鏡で撮像された複数の画像より構成される画像列の表示を制御するカプセル内視鏡画像表示制御装置であって、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出する画像間類似度算出手段と、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出する移動量算出手段と、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像の映像状態を、（a）前記カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、（b）消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および（c）前記カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状

態」のいずれかに分類する映像状態分類手段と、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記映像状態、前記類似度および前記移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する描画間隔決定手段と、決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

このように、本カプセル内視鏡画像表示制御装置は、画像に対する映像状態、画像間の類似度および移動量に基づいて、描画間隔を決定している。このため、例えば、類似度が大きく、かつ移動量が大きような場合には、消化器管内に移動する部分領域の存在が考えられ、そこに存在するかもしれない病巣の存在を見落とさないことが必要である。このような場合には、描画間隔を大きくすることにより、検査医師が病巣を見落とさないような画像列の表示が可能となる。また、類似度および移動量がともに小さいような場合には、画像間の変化が小さいため描画間隔を小さくすることにより、画像列の高速再生を行うことができる。このため、検査医師は、短時間でかつ病巣を見落とすことなく内視鏡検査を行なうことができる。

10

【0010】

また、映像状態を予め分類しておくことにより、映像状態に応じた描画間隔を適切に決定することができる。例えば、映像状態が「静止状態」と分類された場合には、描画間隔を短くして、画像列を高速表示させるようにすることができる。

【0011】

また、上述のカプセル内視鏡画像表示制御装置は、さらに、前記画像列に含まれる各画像から所定の特徴量を抽出する注視特徴量抽出手段を備え、前記描画間隔決定手段は、前記画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する前記類似度、前記移動量および前記所定の特徴量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定することを特徴としてもよい。例えば、前記所定の特徴量は、前記画像の全領域に占める赤色領域の割合である。

20

【0012】

消化器管内で出血が起こっている場合などは、病巣が存在する可能性が高い。このため、このような場合には、描画間隔を長くすることにより、検査医師が病巣を見落とさないような画像列の表示が可能となる。

30

【0013】

また、前記描画間隔決定手段は、さらに、画面上に表示させる画像列を監視し、内視鏡検査を行なうユーザの熟練度に基づいて、前記描画間隔を決定することを特徴としてもよい。

【0014】

検査医師の熟練度を加味して描画間隔を決定することにより、熟練した検査医師の場合には、短い時間で内視鏡検査を行なうようにすることができる。

【0015】

また、前記描画間隔決定手段は、さらに、求められた前記画像列にそれぞれ対応する複数の描画間隔を平滑化するようにしてもよい。

40

【0016】

時系列に並べられた複数の描画間隔にガウスフィルターなどの平滑化フィルターを用いて平滑化を施すことにより、描画間隔の変化を鈍らせることができる。このため、止まっている画像中の領域が急に移動したような場合であっても、検査医師の眼を画像変化に追従させることができる。

【0017】

なお、本発明は、このような特徴的な手段を備えるカプセル内視鏡画像表示制御装置として実現することができるだけでなく、カプセル内視鏡画像表示制御装置に含まれる特徴的な手段をステップとする画像処理方法として実現したり、画像処理方法に含まれる特徴的なステップをコンピュータに実行させるプログラムとして実現したりすることもできる

50

。そして、そのようなプログラムは、CD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory) 等の記録媒体やインターネット等の通信ネットワークを介して流通させることができるのは言うまでもない。

【発明の効果】

【0018】

本発明によると、医師に過度な負担をかけることなく、かつ医師による病巣の見落としを防止するカプセル内視鏡画像表示制御装置等を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】図1は、内視鏡システムの構成を示す外観図である。

10

【図2】図2は、小腸内をカプセル内視鏡が移動する様子を示した図である。

【図3】図3は、カプセル内視鏡画像表示制御装置の構成を示すブロック図である。

【図4】図4は、映像表示システムが実行する映像表示処理を示したフローチャートである。

【図5】図5は、部分画像類似度算出処理（図4のS1）の詳細なフローチャートである。

【図6】図6は、最大移動量算出処理（図4のS3）の詳細なフローチャートである。

【図7】図7は、映像状態分類処理（図4のS4）の詳細なフローチャートである。

【符号の説明】

【0020】

20

10 カプセル内視鏡

12 照明

14 撮像部

16 レシーバー

20 映像表示システム

22 アンテナ

24 ディスプレイ

26 カプセル内視鏡画像表示制御装置

32 画像受信部

34 画像蓄積部

30

35 全体画像類似度算出部

36 画像類似度算出部

37 部分画像類似度算出部

38 最大移動量算出部

39 エッジ算出部

40 注視特徴量算出部

41 映像状態分類部

42 描画間隔決定部

43 特徴領域抽出部

44 表示制御部

40

45 特徴領域移動量算出部

47 移動量算出部

100 内視鏡システム

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態に係る内視鏡システムについて図面を参照しながら説明する。

【0022】

図1は、内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【0023】

50

内視鏡システム１００は、カプセル内視鏡１０と、カプセル内視鏡１０で撮像された映像を表示する映像表示システム２０とを備えている。

【００２４】

カプセル内視鏡１０は、消化器内の映像を撮像するための装置であり、前方および側方の対象物を撮像する撮像部１４と、照明１２と、レシーバー１６とを備えている。撮像部１４で撮像された映像（画像列）は、外部に設けられた映像表示システム２０に配信され、映像表示システム２０において画像処理および映像表示が行なわれる。例えば、カプセル内視鏡１０としては、上述の非特許文献１に示したカプセル内視鏡などが用いられる。このカプセル内視鏡１０では、消費電力の少ないＣＭＯＳなどが撮像部１４に用いられ、１秒間に２フレームの画像を撮像する。このため、約８時間の間に、合計約６万枚の画像を撮像することができる。

10

【００２５】

映像表示システム２０は、アンテナ２２と、カプセル内視鏡画像表示制御装置２６と、ディスプレイ２４とを備えている。アンテナ２２は、カプセル内視鏡１０より配信される映像を受信する。カプセル内視鏡画像表示制御装置２６は、アンテナ２２で受信された映像に基づいて、当該映像の描画間隔を決定し、決定された描画間隔で当該映像をディスプレイ２４に表示させる装置である。

【００２６】

図２は、小腸内をカプセル内視鏡１０が移動する様子を示した図である。カプセル内視鏡１０は、図中矢印で示すように、小腸６０の分節運動および蠕動運動に従い、小腸６０内を口腔側から肛門側へ進行する。分節運動とは、小腸６０内に隣接する輪走筋が同時に間欠的に収縮することによって発生する運動のことである。また、蠕動運動とは、輪走筋と縦走筋の組合せによって生じる運動で、食物を前方に送るための運動のことである。

20

【００２７】

図３は、カプセル内視鏡画像表示制御装置２６の構成を示すブロック図である。

【００２８】

カプセル内視鏡画像表示制御装置２６は、画像受信部３２と、画像蓄積部３４と、画像類似度算出部３６と、移動量算出部４７と、注視特徴量算出部４０と、映像状態分類部４１と、描画間隔決定部４２と、表示制御部４４とを備えている。

【００２９】

画像受信部３２は、アンテナ２２を介して受信したカプセル内視鏡１０より送信される画像列を画像蓄積部３４に蓄積する処理部である。画像蓄積部３４は、カプセル内視鏡１０で撮像された画像列を蓄積する記憶装置である。

30

【００３０】

画像類似度算出部３６は、画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で類似度を算出する画像間類似度算出手段の一例であり、全体画像類似度算出部３５と、部分画像類似度算出部３７とを備えている。

【００３１】

部分画像類似度算出部３７は、時間的に連続する画像間において、画像同士が部分的にどのくらい類似するかを示す部分画像類似度を算出する処理部である。すなわち、後述するように、部分画像類似度算出部３７は、画像列に含まれる各画像について、当該画像を複数のブロックに分割した場合の各ブロックについて、当該画像と時間的に連続する画像の対応するブロックとの間でブロック同士の類似度である部分画像類似度を算出する。

40

【００３２】

全体画像類似度算出部３５は、画像列に含まれる各画像について、当該画像と時間的に連続する画像との間で画像の全領域同士の類似度である全体画像類似度を算出する処理部であり、部分画像類似度算出部３７で算出された部分画像類似度に基づいて、時間的に連続する画像間において、画像同士が全体的にどれくらい類似するかを示す全体画像類似度を算出する。

【００３３】

50

移動量算出部 47 は、画像列に含まれる各画像について、当該画像に含まれる特徴領域の移動量を算出する移動量算出手段の一例であり、エッジ算出部 39 と、特徴領域抽出部 43 と、特徴領域移動量算出部 45 と、最大移動量算出部 38 とを備えている。

【0034】

エッジ算出部 39 は、画像列に含まれる各画像について、当該画像中に含まれるエッジの方向成分とエッジ強度とを算出する処理部である。

【0035】

特徴領域抽出部 43 は、各画像について、エッジの方向成分およびエッジ強度に基づいて、特徴領域を抽出する処理部である。

【0036】

特徴領域移動量算出部 45 は、特徴領域に対応する領域を各画像と時間的に連続する画像から抽出し、特徴領域の移動量を算出する処理部である。

【0037】

最大移動量算出部 38 は、時間的に連続する画像間において、特徴のある領域の移動量のうちの最大値（以下、「最大移動量」という。）、すなわち特徴領域移動量算出部 45 で算出された特徴領域の移動量のうちの最大値である最大移動量を算出する処理部である。

【0038】

注視特徴量算出部 40 は、画像列に含まれる各画像から所定の特徴量を抽出する注視特徴量抽出手段の一例であり、医師が着目する特徴（例えば、病巣や出血）などを特徴量（以下「注視特徴量」という。）としてとらえ、その値を算出する処理部である。

【0039】

映像状態分類部 41 は、画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する類似度および移動量に基づいて、当該画像の映像状態を、（a）カプセル内視鏡が静止していることを示す「静止状態」、（b）消化器管が変形していることを示す「消化器管変形状態」および（c）カプセル内視鏡が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類する映像状態分類手段の一例である。具体的には、映像状態分類部 41 は、全体画像類似度、部分画像類似度および最大移動量に基づいて、着目する画像を複数の映像状態のいずれかに分類する処理部である。

【0040】

描画間隔決定部 42 は、画像列に含まれる各画像について、当該画像に対する映像状態、類似度および移動量に基づいて、当該画像と当該画像と時間的に連続する画像との間の描画間隔を決定する描画間隔決定手段の一例であり、具体的には、描画間隔決定部 42 は、画像の映像状態、全体画像類似度、最大移動量および注視特徴量に基づいて、着目している画像の描画間隔を決定する処理部である。

【0041】

表示制御部 44 は、決定された描画間隔で前記画像列に含まれる各画像を順次画面上に表示させる表示制御手段の一例であり、決定された描画間隔に基づいて、画像蓄積部 34 に蓄積された画像列をディスプレイ 24 に表示させるための制御を行なう処理部である。

【0042】

なお、カプセル内視鏡画像表示制御装置 26 は、パーソナルコンピュータ等により実現され、カプセル内視鏡画像表示制御装置 26 を構成する各処理部は、CPU（Central Processing Unit）上で実行されるプログラムとして実現され、画像蓄積部 34 は、ハードディスク等の記憶装置により実現される。

【0043】

図 4 は、映像表示システム 20 が実行する映像表示処理を示したフローチャートである。ここでは、カプセル内視鏡 10 で約 8 時間にわたって撮像された N 枚（N は自然数）の小腸内の画像が画像蓄積部 34 にすでに蓄積されているものとする。

【0044】

カプセル内視鏡画像表示制御装置 26 の各部は、N フレームの画像の各々について、以

10

20

30

40

50

下の処理を行なう（ループA）。まず、部分画像類似度算出部37は、着目しているnフレーム目の画像について、部分画像類似度を算出する（S1）。本実施の形態における部分画像類似度とは、1枚の画像を縦に8分割および横に8分割し、64のブロックに分割した場合に、nフレーム目の画像と（n+1）フレーム目の画像との間での各ブロック間の類似度を示す。すなわち、ブロック番号をiとした場合には、部分画像類似度sim(i)（i=1～64）として64の値が求められることになる。部分画像類似度sim(i)は、両ブロックが類似しているほど1に小さな値を示すものとする。

【0045】

図5は、部分画像類似度算出処理（S1）の詳細なフローチャートである。部分画像類似度算出処理（S1）では、画像の色情報を用いて類似度の算出を行なう。なお、1フレームの画像は、R（Red）、G（Green）およびB（Blue）の3枚の画像からなる。色評価には、複数の色空間（YIQ, HSV, L*a*b*等）が知られているが、ここでは、処理の簡単化のためにRGB空間を用いるものとする。

10

【0046】

部分画像類似度算出部37は、着目しているnフレーム目の画像に含まれる64個のブロックのうち、各ブロックについて以下の処理を繰り返す（ループB）。すなわち、部分画像類似度算出部37は、着目しているi番目のブロックについて、次式（1）に基づいて、ヒストグラム間距離dissim_reg(i)を算出する（S11）。

【0047】

【数1】

20

$$dissim_reg(i) = \sum_{k=1}^{16} \left(\left| H_{R,k}^{(n)} - H_{R,k}^{(n+1)} \right| + \left| H_{G,k}^{(n)} - H_{G,k}^{(n+1)} \right| + \left| H_{B,k}^{(n)} - H_{B,k}^{(n+1)} \right| \right) \quad \cdots (1)$$

なお、各ブロックは、R、GおよびBの色プレーンごとに画素値が16段階のヒストグラムで表されており、例えば、 $H_{R,k}^{(n)}$ は、nフレームのi番目のブロックにおけるRプレーンのヒストグラムのk段目の値を示している。ここでは、ヒストグラムを16段階としているため、例えば、画素値が256階調の場合には、ヒストグラムの各段は、16（=256/16）階調の画素値に対応することになる。

【0048】

部分画像類似度算出部37は、i番目のブロックにおけるヒストグラム間距離dissim_reg(i)が所定の閾値Thresh_Block1未満か否かを判断する（S12）。判断の結果、ヒストグラム間距離dissim_reg(i)が閾値Thresh_Block1未満の場合には（S12でYES）、部分画像類似度sim(i)に1を代入する（S13）。ヒストグラム間距離dissim_reg(i)が閾値Thresh_Block1以上の場合には（S12でNO）、部分画像類似度sim(i)に0を代入する（S14）。

30

【0049】

以上の処理を上述したように、部分画像類似度算出部37は、着目しているnフレーム目の画像に含まれる64個のブロックの全てについて行なう（ループB）。

【0050】

40

再度図4を参照して、全体画像類似度算出部35は、部分画像類似度算出処理（図4のS1、図5）で求められた64個の部分画像類似度sim(i)（i=1～64）に基づいて、nフレーム目の画像と（n+1）フレーム目の画像との間の全体画像類似度similarity(n)を算出する（S2）。全体画像類似度算出部35は、次式（2）に従いnフレーム目とn+1フレーム目の画像間の全体画像類似度Similarity(n)を算出する。

【0051】

【数 2】

$$Similarity(n) = \sum_{i=1}^{64} sim(i) / 64 \quad \dots (2)$$

すなわち、全体画像類似度 $Similarity(n)$ は 0～1 までの間の数値を取り、1 に近いほど n フレーム目の画像と $(n+1)$ フレーム目の画像とが類似していることを示し、0 に近いほど類似していないことを示す。

【0052】

次に、移動量算出部 47 は、 n フレーム目における最大移動量 $motion(n)$ を算出する (S3)。最大移動量 $motion(n)$ の算出方法については、後に詳述するが、最大移動量 $motion(n)$ は、0～1 までの間の値を取り、1 に近いほど、動きの大きい特徴領域が画像内にあることを示す。

10

【0053】

図 6 は、最大移動量算出処理 (図 4 の S3) の詳細なフローチャートである。

【0054】

エッジ算出部 39 は、着目している n フレーム目の画像 1 に対して、 x 方向の微分フィルターと y 方向の微分フィルターとを施すことにより、それぞれ x 方向の微分値 $I_x(x, y)$ と y 方向の微分値 $I_y(x, y)$ とを求め、 x 方向の空間微分画像 I_x と y 方向の空間微分画像 I_y とを作成する (S31)。微分フィルターとしては、Sobel フィルターや Roberts フィルターなどの一般的な空間微分フィルターを用いることができる。

20

【0055】

次に、特徴領域抽出部 43 は、 n フレーム目の画像 I に含まれる各ブロックについて以下の処理を繰り返す (ループ C)。なお、ブロックの大きさは、例えば 16×16 画素であるものとする。ただし、これは例示に過ぎずそれ以外の大きさであってもよい。

【0056】

まず、特徴領域抽出部 43 は、次式 (3) に従い、着目している n フレーム目の画像 I 上の各画素 (x, y) について、微分値の自乗和 $S(x, y)^2$ を求める (S32)。

【0057】

$$S(x, y)^2 = I_x(x, y)^2 + I_y(x, y)^2 \quad \dots (3)$$

30

また、特徴領域抽出部 43 は、微分値 $I_x(x, y)$ および $I_y(x, y)$ から、次式 (4) に従い、各画素 (x, y) の方向 $\alpha(x, y)$ を算出する (S33)。

【0058】

【数 3】

$$\alpha(x, y) = \tan^{-1} \frac{I_y(x, y)}{I_x(x, y)} \quad \dots (4)$$

次に、特徴領域抽出部 43 は、6 個の方向セル $C(i)$ ($i = 0 \sim 5$) に、次式 (5) で示される値を加算する (S34)。

40

【0059】

【数 4】

$$S(x, y)^2 \cos^2(\alpha(x, y) - i * \pi / 6) \quad \dots (5)$$

ここで、各方向セル $C(i)$ ($i = 0 \sim 5$) は、0 (rad) (0°) から π (rad) (180°) を 6 分割したものに对应し、例えば、 $C(0)$ に値を加算された値は、 0° から 30° の間に存在する方向成分の強度 (方向成分の信頼度) を示している。

【0060】

次に、特徴領域抽出部 43 は、6 つの方向セルのうちの最小値が所定の閾値 $Thres$

50

h _ B l o c k 2 よりも大きいかな否かを調べる (S 3 5) 。方向セルのうちの最小値が所定の閾値 T h r e s h _ B l o c k 2 よりも大きいということは、ブロック内に複数の方向のエッジ成分を有し、そのブロックがテクスチャのような特徴的なパターンを有するブロックであることを示している。したがって、上記条件を満たす場合には (S 3 5 で Y E S) 、特徴領域抽出部 4 3 は、そのブロックを追跡可能ブロックと判断する (S 3 6) 。一方、上記条件を満たさない場合には、ブロック内のパターンが特徴的なパターンではないと判断し、特徴領域抽出部 4 3 は、そのブロックを追跡可能ブロックとは判断しない (S 3 7) 。

【 0 0 6 1 】

次に、特徴領域移動量算出部 4 5 は、追跡可能ブロックと判断された各ブロックについて、以下に説明する移動量算出処理 (S 3 8) を繰り返す。特徴領域移動量算出部 4 5 は、n フレーム目の画像から得られた追跡可能ブロックに対応する位置を (n + 1) フレーム目の画像中から探索する (S 3 8) 。すなわち、特徴領域移動量算出部 4 5 は、n フレーム目の画像 $I^{(n)}$ における追跡可能ブロックの位置 (x , y) の近傍の探索領域で、次式 (6) の値を求め、その値が最小となる位置 (x + a , y + b) を求める。

【 0 0 6 2 】

【数 5】

$$\sum_{a,b} (I^{(n)}(x,y) - I^{(n+1)}(x+a, y+b))^2 \quad \dots (6)$$

ここで、 $I^{(n)}(x, y)$ は n フレーム目の画像の座標 (x , y) における画素値を示す。

【 0 0 6 3 】

したがって、式 (6) の値が最小となる位置 (x + a , y + b) より i 番目の追跡可能ブロックの移動量 B l o c k M o t i o n (i) は、次式 (7) に従い求められる。

【 0 0 6 4 】

【数 6】

$$BlockMotion(i) = \sqrt{a^2 + b^2} \quad \dots (7)$$

次に、最大移動量算出部 3 8 は、次式 (8) に従い、求められた全ての追跡可能ブロックの移動量の最大値を正規化し、n フレーム目の画像の最大移動量 m o t i o n (n) を算出する (S 3 9) 。

【 0 0 6 5 】

【数 7】

$$motion(n) = \max_i \{ BlockMotion(i) \} / MaxSearch \quad \dots (8)$$

ここで、M a x S e a r c h は、追跡可能ブロックを探索領域内で探索した場合に、とり得る最大移動量である。

【 0 0 6 6 】

再度図 4 を参照して、映像状態分類部 4 1 は、n フレーム目における、ヒストグラム間距離 d i s s i m _ r e g (i) 、全体画像類似度 S i m i l a r i t y (n) および最大移動量 m o t i o n (n) に基づいて、n フレーム目の画像がどのような状態にあるかを調べ、映像状態の分類を行なう (S 4) 。映像状態の分類処理については後述するが、映像状態分類部 4 1 は、n フレーム目の画像を、カプセル内視鏡 1 0 が静止していることを示す「静止状態」、画像中で微小な領域が変形していることを示す「微小領域変形状態」、小腸が変形していることを示す「小腸変形状態」およびカプセル内視鏡 1 0 が移動していることを示す「カプセル移動状態」のいずれかに分類する。

【 0 0 6 7 】

図7は、映像状態分類処理（図4のS4）の詳細なフローチャートである。

【0068】

映像状態分類部41は、nフレーム目における全体画像類似度 $Similarity(n)$ が閾値 $Thresh1$ よりも大きいかなんかを判断する（S41）。全体画像類似度 $Similarity(n)$ が閾値 $Thresh1$ よりも大きい場合には（S41でYES）、映像状態分類部41は、部分画像類似度算出部37で求められたヒストグラム間距離 $dissim_reg(i)$ の最大値 $\max\{dissim_reg(i)\}$ が閾値 $Thresh2$ 以下かなんかを調べる（S42）。

【0069】

S41の条件およびS42の条件を両方とも満たす場合には（S41でYES、S42でYES）、連続するフレーム間全体として見た場合にも画像が類似するし、ブロックごとに見た場合であっても類似するブロックがないことを示している。したがって、このような場合には、映像状態分類部41は、最大移動量 $motion(n)$ に強制的に0を設定するとともに（S43）、当該フレームを「静止状態」に分類する。

【0070】

ヒストグラム間距離 $dissim_reg(i)$ の最大値 $\max\{dissim_reg(i)\}$ が閾値 $Thresh2$ よりも大きい場合には（S42でNO）、映像状態分類部41は、最大移動量 $motion(n)$ が閾値 $Thresh3$ 以下かなんかを調べる（S45）。S45の条件を満たす場合には（S45でYES）、ブロック単位で見た場合に、フレーム間で違いはあるものの（S42でNO）、最大移動量 $motion(n)$ が小さいため（S45でYES）、映像状態分類部41は、当該フレームを「静止状態」に分類する（S44）。

【0071】

S45の条件を満たさない場合には（S45でNO）、画像全体として見た場合には連続するフレームの画像同士は類似しているが（S41でYES）、ブロック単位で見た場合にフレーム間で違いがあり（S42でNO）、かつ最大移動量 $motion(n)$ が大きな値を示すため、映像状態分類部41は、画像内で病巣などの微小な領域が大きく動いたと判断し、当該フレームを「微小領域変形状態」に分類する（S46）。

【0072】

nフレーム目における全体画像類似度 $Similarity(n)$ が閾値 $Thresh1$ 以下の場合には（S41でNO）、映像状態分類部41は、ヒストグラム間距離 $dissim_reg(i)$ の最小値 $\min\{dissim_reg(i)\}$ が所定の閾値 $Thresh4$ 以上であるかなんかを判断する（S47）。

【0073】

S47の条件を満たす場合には（S47でYES）、連続するフレーム間の全体の画像同士が非類似であり（S41でNO）、かつ画像内のどのブロックをとっても移動量が大いことを示している（S47でYES）。このため、映像状態分類部41は、最大移動量 $motion(n)$ に強制的に1を設定するとともに（S50）、当該フレームを「カプセル移動状態」に分類する（S51）。

【0074】

S47の条件を満たさない場合には（S47でNO）、映像状態分類部41は、最大移動量 $motion(n)$ が閾値 $Thresh5$ 以上かなんかを調べる（S48）。S48の条件を満たす場合には（S48でYES）、映像状態分類部41は、当該フレームを「カプセル移動状態」に分類する（S51）。

【0075】

S48の条件を満たさない場合には（S48でNO）、映像状態分類部41は、当該フレームを「小腸変形状態」に分類する（S49）。

【0076】

以上の映像状態分類処理において、S41の条件を満たす場合には（S41でYES、S42～S46）、画像間での全体的な変化が小さいことになる。そのため、当該画像間

10

20

30

40

50

で求められた最大移動量 $motion(n)$ は、信頼性が高いことになる。一方、S41の条件を満たさない場合には（S41でNO、S47～S51）、画像間での全体的な変化が激しいことになる。そのため、当該画像間で求められた最大移動量 $motion(n)$ は、信頼性が低いことになる。このため、「微小領域変形状態」は、最大移動量 $motion(n)$ の信頼性が高い場合の小腸の変形と考えることもでき、「小腸変形状態」は、最大移動量 $motion(n)$ の信頼性が低い場合の小腸の変形と考えることもできる。このため、請求の範囲においては「微小領域変形状態」および「小腸変形状態」をまとめて「消化器管変形状態」と表現している。

【0077】

また、上述の映像状態分類処理において「静止状態」に分類されたとしても、必ずしもカプセル内視鏡10が静止しているとは限らない。すなわち、カプセル内視鏡10は移動しているものの、見かけ上静止しているように見える場合も静止状態に分類される。

【0078】

再度図4を参照して、注視特徴量算出部40は、 n フレームの画像における注視特徴量 $Abn^{(n)}$ を算出する（S5）。本実施の形態では、小腸内で出血している場合をとらえるため、赤い色成分を持つ領域が所定の閾値ある場合には、 $Abn^{(n)}$ を1とし、ない場合には $Abn^{(n)}$ を0とする。なお、赤い色成分を有するか否かの判断は、例えば、Rプレーンの画素値が所定の閾値以上であり、GプレーンおよびBプレーンの画素値が所定の閾値以下である場合に赤い成分を有すると判断する。ただし、それ以外の判断方法であってもよい。また、注視特徴量は上述した出血状態の有無を示す特徴量でなくともよく、病巣の有無を示す特徴量のようなものであってもよい。

【0079】

次に、描画間隔決定部42は、映像状態の分類結果に従い、 n フレーム目の画像と $(n+1)$ フレーム目の画像との間の描画間隔 $TimeDuration(n)$ を求める（S6）。描画間隔を変更することにより、映像の再生速度を変更することができる。描画間隔はシステムに依存し、上限が決まっている。映像状態が「静止状態」にあるときは、システムの最高性能となる描画速度に設定するため、描画間隔決定部42は、システム依存の定数 $const(System)$ を用いて描画間隔 $TimeDuration(n)$ を次式（9）に基づいて算出する。

【0080】

映像状態が「カプセル移動状態」の場合には、描画間隔を最も長くする必要があり、検査医師の熟練度 $skill(human)$ に依存する。そこで、描画間隔決定部42は、次式（10）を用いて描画間隔 $TimeDuration(n)$ を算出する。

【0081】

映像状態が「微小領域変形状態」または「小腸変形状態」の場合には、画像間もしくはブロック間の類似度、またはブロック間の移動量が適度に存在する。このため、それぞれの合成により描画間隔を決定する。この場合にも検査医師の熟練度 $skill(human)$ に基づいて変化を与え、描画間隔決定部42は、次式（11）を用いて描画間隔 $TimeDuration(n)$ を算出する。

【0082】

【数8】

$$TimeDuration(n) = A_1 * \{1 - Similarity(n)\} + A_2 * motion(n) + const(System) \quad \dots (9)$$

$$TimeDuration(n) = D_1 * \{1 - Similarity(n)\} + D_2 * motion(n) + skill(human) + const(System) \quad \dots (10)$$

$$TimeDuration(n) = [B * \{1 - Similarity(n)\} + (1 - B) * motion(n)] * skill(human) + const(System) \quad \dots (11)$$

10

20

30

40

50

一方、検査医師が観察する画像に病巣が撮影されている可能性がある場合には、注意した観察が必要になる。このため、その間の描画間隔は長くする必要がある。このため、その間の画像の描画間隔は長くする必要がある。したがって、上述した注視特徴量 $Abn^{(n)}$ を用いて、次式 (12) に従い、最終的な描画間隔を決定する。

【0083】

$$TimeDuration(n) = TimeDuration(n) + \beta * Abn^{(n)} \quad \dots (12)$$

ここで、 β は所定の定数である。

【0084】

上述の方法によると、描画間隔決定部 42 は、検査医師が画面上で大きく視線を移動しなければならない場合には、描画間隔を長くするような決定を行なっている。なお、「検査医師が画面上で大きく視線を移動しなければならない場合」とは、病巣等の検査医師が着目しなければならない特徴領域（以下「着目領域」という。）の個数が多い場合や、着目領域の移動量が大きい場合を指す。また、このような着目領域の個数は、ヒストグラム間距離に基づいて求めることができ、着目領域の移動量は、最大移動量に基づいて求めることができる。

【0085】

以上説明した S1 から S6 までの処理を全てのフレームについて行い、各フレームの描画間隔を算出する（図 4 のループ A）。以上のようにして映像特徴量に基づいて映像状態を分類し、描画間隔を変更することにより映像の表示速度を変更することができる。しかし、映像状態が遷移したことによって、急激な表示速度の変化が映像に現れる場合がある。例えば、止まっている画像中の領域が急に移動したような場合である。このような場合に、医師の眼が画像変化に追従できるように表示速度の変化を鈍らせる必要がある。そこで、描画間隔決定部 42 は、描画間隔を時間軸に並べた値に対し、ガウスフィルタを適用し、描画間隔の変化を鈍らせる（S7）。ガウスフィルタは周知の技術であるため、その詳細な説明はここでは繰り返さない。

【0086】

最終的に求められた描画間隔となるように、表示制御部 44 は、画像蓄積部 34 に蓄積された画像列をディスプレイ 24 に表示させる制御を行なう（S8）。

【0087】

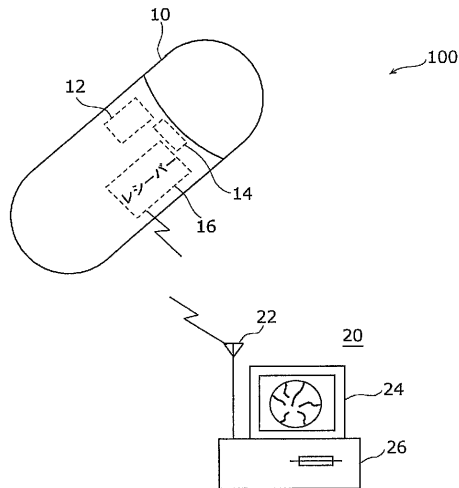
以上説明したように、カプセル内視鏡で撮影された映像は、撮影時と同じ速度で再生すると検査にも約 8 時間以上を要し、検査医師を長時間拘束するため、現実的でない。現状は熟練した検査医師でも約 1 時間程度の検査時間を要し、非熟練者では約 3 時間を必要とする。映像には約 8 時間のうち、部位が速く移動する時間区間とゆっくりした移動または移動の無い時間区間とが混在するため、その変化を見逃さないことが必要とされている。本発明で提案した技術を用いると部位が速く移動する時間区間では映像の描画を自動的に遅くし、ゆっくりした移動または移動の無い時間区間では描画を自動的に速くすることができる。また、カプセル内視鏡が小腸内を移動する際には、検査医師は映像を一定速度で観察することができる。このため、たとえば、平均 10 倍速（50 分程度）にしても検査が可能になる。また、熟練者でも従来法では 14 倍速を最高速度にしていたのが、平均で 14 倍速にしても見落とす危険がなくなる。このため、約 35 分で全ての映像が観察可能になる。これによって、従来ではほとんど検査されなかった小腸内視鏡検査の実施が可能となる。

【産業上の利用可能性】

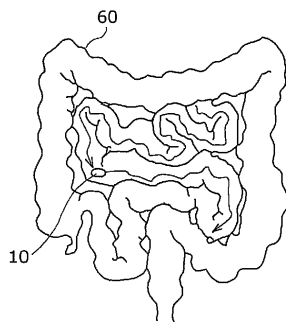
【0088】

本発明は、映像を高速に見ることができる画像処理装置等に適用でき、特に、カプセル内視鏡で撮像された映像を高速に見ることができるカプセル内視鏡画像表示制御装置等に適用できる。

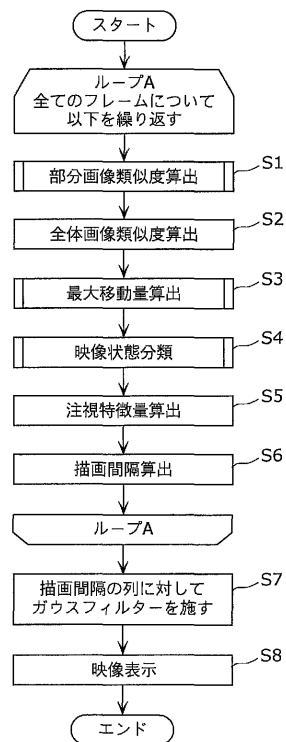
【図 1】



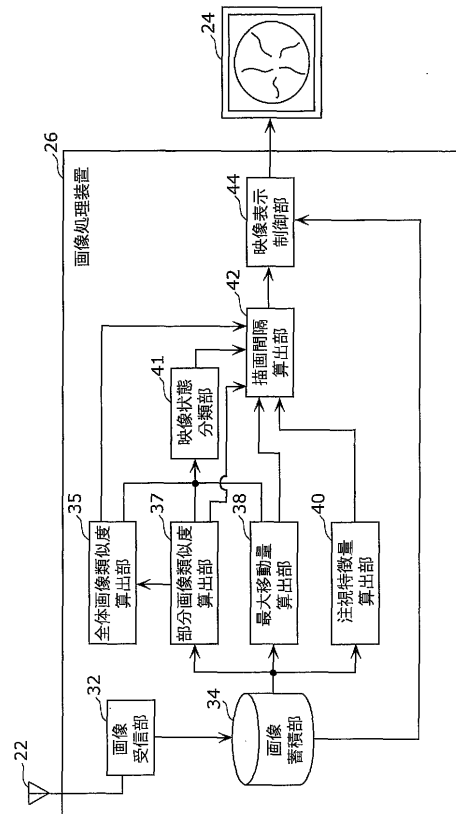
【図 2】



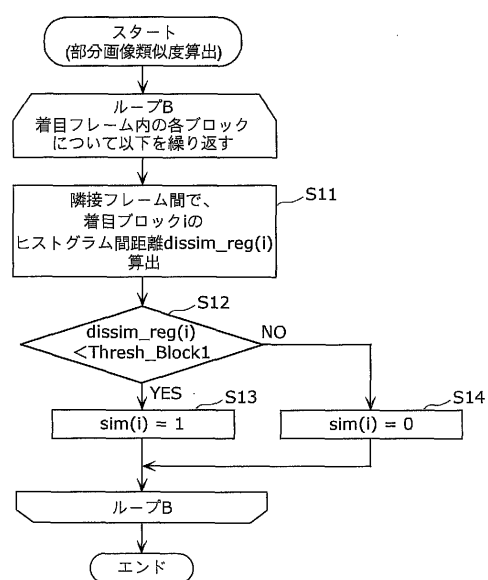
【図 4】



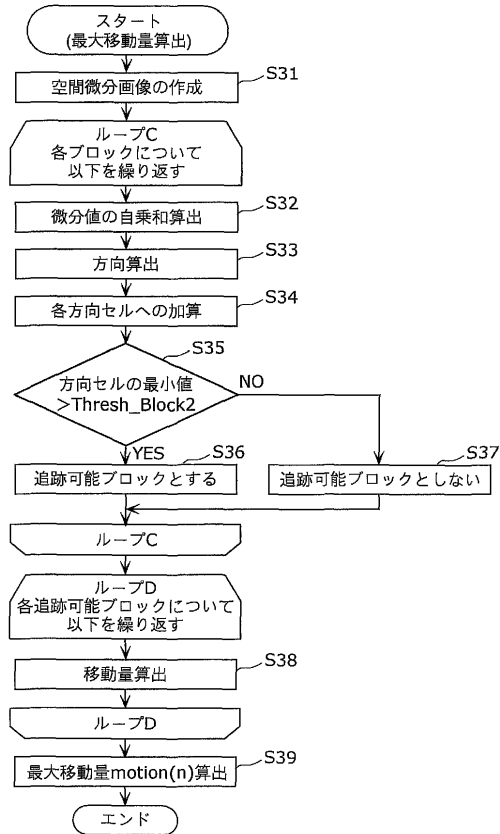
【図 3】



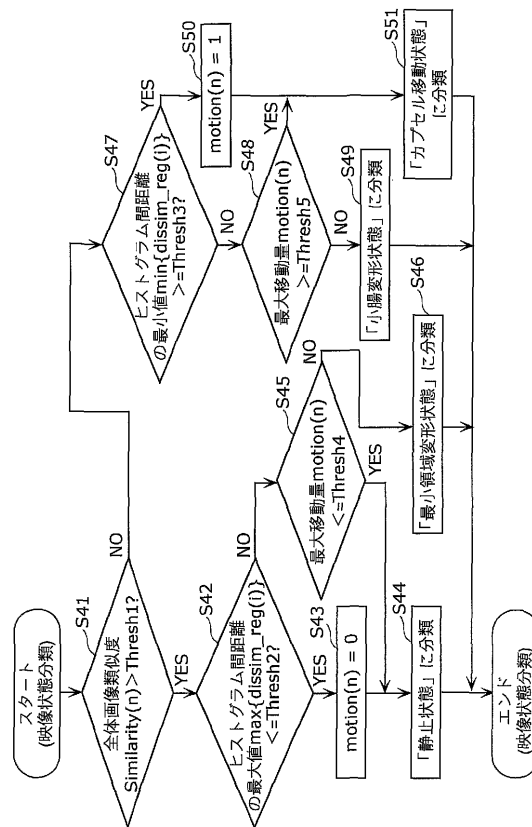
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 ヴ ハイ

日本国大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特表2004-521662 (JP, A)

特開2005-185544 (JP, A)

特開2006-149684 (JP, A)

特開2004-321603 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	胶囊内窥镜图像显示控制装置		
公开(公告)号	JP4512834B2	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	JP2007509145	申请日	2005-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学		
[标]发明人	八木康史 越後富夫 佐川立昌 ヴハイ		
发明人	八木 康史 越後 富夫 佐川 立昌 ヴ ハイ		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/041 A61B1/042 A61B5/7264 G06T7/0012 G06T7/20 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G16H50/20 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
代理人(译)	新居 広守		
优先权	2005082735 2005-03-22 JP		
其他公开文献	JPWO2006100808A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图像间相似度计算单元 (36) , 其计算由在消化道中移动的胶囊内窥镜捕获的图像序列中包括的每个图像与图像和时间上连续的图像之间的相似度移动量计算单元 (47) , 用于计算图像序列中包括的每个图像的图像中包括的特征区域的移动量;以及与图像序列中包括的每个图像的图像的相似度并且, 基于移动量, (a) 表示胶囊内窥镜静止的“静止状态”, 和 (b) 表示消化道管变形。并且, 视频状态分类单元 (41) , 用于分类为“消化道变形状态”和 (c) 表示胶囊内窥镜正在移动的“胶囊移动状态”, 并包括在图像序列中对于每个图像, 图像绘图间隔确定单元 (42) , 用于基于视频状态, 相似度和移动量确定图像与图像在时间上连续的图像之间的绘制间隔;并且, 显示控制单元 (44) 用于以一定间隔顺序地在屏幕上显示包括在图像序列中的每个图像, 以及胶囊内窥镜图像显示控制装置 (26) 。

