

(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2008-54763
(P2008-54763A)

(43) 公開日 平成20年3月13日(2008.3.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 360Q	4C093
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	5B057
	A61B 6/03 360J	
	A61B 6/03 360G	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-232660 (P2006-232660)
(22) 出願日 平成18年8月29日 (2006.8.29)

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(74) 代理人 100083116
弁理士 松浦 憲三
(72) 発明者 中澤 哲夫
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 白旗 崇
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 園分 博人
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

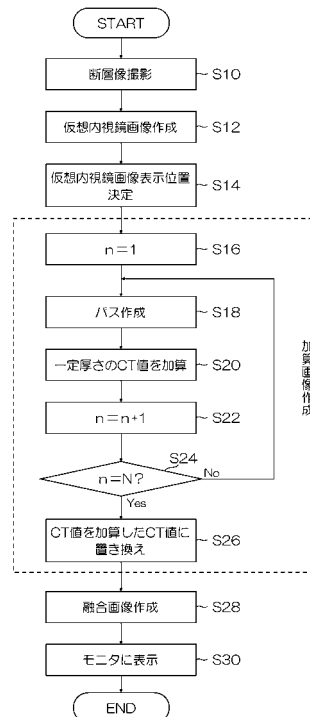
(54) 【発明の名称】 医療画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 仮想内視鏡画像と異常部位識別画像とを重ね合わせることで、ポリープ、石灰化領域等の異常部位が容易に発見可能な融合画像を作成する医療画像診断装置を提供する。

【解決手段】 仮想内視鏡画像と、仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から見た、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像である加算画像とを重ね合わせた融合画像を作成して、モニタに表示させる。加算画像を作成することで、ポリープ等の異常部位を容易に発見できるようにし、同じ視点から見た仮想内視鏡画像と重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。これにより、異常部位の発見が容易になる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の複数枚の断層像を取得し、前記取得した被検体の複数枚の断層像を用いて被検体内部に設定した視点から見た仮想内視鏡画像を作成する医療画像診断装置において、

前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から見た異常部位識別画像であって、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像を作成する画像作成手段と、

前記仮想内視鏡画像と前記画像作成手段で作成された異常部位識別画像とを重ね合わせた融合画像を作成する融合画像作成手段と、

前記融合画像作成手段によって作成された融合画像を表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする医療画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記異常部位識別画像は、前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から一定厚さ分の画素値を加算した加算画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療画像診断装置。

【請求項 3】

前記異常部位識別画像は、前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から一定の厚さの範囲で作成した M I P 画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、医療画像診断装置に係り、特に管腔臓器の仮想内視鏡画像を作成する医療画像診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

X 線 C T 装置の画像処理技術の 1 つに、仮想内視鏡画像表示法がある。クルージング・アイ・ビューやバーチャル・エンドスコープ等とも呼ばれる画像処理技術であり、大腸、小腸、血管など様々な管腔臓器の内部をあたかも内視鏡を用いて観察しているような画像を、X 線 C T 画像、M R 画像等から作成するものである。仮想内視鏡画像表示法によれば、通常の内視鏡同様、希望する位置で管腔臓器内部を観察することができる。

30

【0003】

仮想内視鏡表示方法に関する公知技術は特許文献 1 に詳細に書かれている。

【0004】

図 8 は、気管支分岐部の仮想内視鏡画像表示の例であり、8 - 1 は仮想内視鏡画像の観察開始位置のアキシャル画像を示し、8 - 2 は仮想内視鏡画像の観察開始位置のサジタル画像を示し、8 - 3 は仮想内視鏡画像の観察開始位置のコロナル画像を示し、8 - 4 は仮想内視鏡画像を示す。

【0005】

仮想内視鏡画像の視点位置 x の情報を、アキシャル画像、サジタル画像、コロナル画像に示すことで、被検体のどの位置（図 8 x 参照）からどの方向（図 8 矢印参照）が観察されているかが表わされている。8 - 3 のコロナル画像より、仮想内視鏡観察位置 x から矢印の視点方向には、気管支分岐があることが明確に分かる。

40

【0006】

また、仮想内視鏡画像は、視点を移動させて管腔臓器内部を観察することが可能である。そして、仮想内視鏡画像の視点位置が変更された場合には、これに応じてアキシャル画像、サジタル画像、コロナル画像も更新される。

【0007】

このように仮想内視鏡は管腔臓器内部を明瞭に画像化することができる技術である。

【0008】

50

仮想内視鏡のメリットの一つとしては、実際に内視鏡を患者に挿入しないため、患者への身体的負担が少ないことである。

【0009】

他のメリットとしては、管腔臓器内部画像をX線CT画像、MR画像等から作成しているため、様々な角度から観察することが可能なことである。例えば、実際の内視鏡では、大腸ポリープを必ずしも希望の角度から観察することが可能な訳ではない。しかし、仮想内視鏡画像を用いれば、大腸ポリープを希望の角度から観察することが可能であり、大腸ポリープの仮想内視鏡画像を観察することはポリープ摘出術の手術計画の立案に多大に貢献すると言える。

【0010】

また、血管においては、閾値処理により血液を除くことで血管内部の観察による石灰化領域などの検出等が可能であり、その応用範囲は非常に広い。

【特許文献1】特開平08-016813号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、上記特許文献1に示すような仮想内視鏡画像表示技術では以下のような欠点があった。特許文献1に示すような仮想内視鏡画像表示技術では、小さなポリープであって周囲組織と比してその隆起が小さい場合には、操作者がポリープであることを見落とす可能性が高いという問題がある。また、血管内部の石灰化領域においても同様に、小さな石灰化領域であって周囲組織と比してその隆起が小さい又は隆起が無い場合には、操作者が石灰化領域であることを見落とす可能性が高いという問題がある。

【0012】

すなわち、異常部位が正常部位と比してその隆起が小さい等目立たない場合には、異常部位を見落とす可能性が高いという問題がある。

【0013】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、仮想内視鏡画像と異常部位識別画像とを重ね合わせることで、ポリープ、石灰化領域等の異常部位が容易に発見可能な融合画像を作成する医療画像診断装置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】

【0014】

前記課題を解決するために、請求項1に記載の医療画像診断装置は、被検体の複数枚の断層像を取得し、前記取得した被検体の複数枚の断層像を用いて被検体内部に設定した視点から見た仮想内視鏡画像を作成する医療画像診断装置において、前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から見た異常部位識別画像であって、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像を作成する画像作成手段と、前記仮想内視鏡画像と前記画像作成手段で作成された異常部位識別画像とを重ね合わせた融合画像を作成する融合画像作成手段と、前記融合画像作成手段によって作成された融合画像を表示する表示手段と、を備えたことを特徴としている。

【0015】

請求項1に記載の医療画像診断装置によれば、仮想内視鏡画像と、仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から見た、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像とを重ね合わせた融合画像を作成して、表示させる。すなわち、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像を作成することで、異常部位を容易に発見できるようにし、同じ視点から見た仮想内視鏡画像と重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。これにより、ポリープ、石灰化領域等の異常部位の発見が容易となる。

【0016】

請求項2に記載の医療画像診断装置は、請求項1に記載の医療画像診断装置において、前記異常部位識別画像は、前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置

10

20

30

40

50

から一定厚さ分の画素値を加算した加算画像であることを特徴としている。

【 0 0 1 7 】

請求項 2 に記載の医療画像診断装置によれば、仮想内視鏡画像と、仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から一定厚さ分の画素値を加算した加算画像とを重ね合わせた融合画像を作成して、表示させる。一定厚さ分の画素値を加算した加算画像を作成することにより、異常部位、特にポリープを容易に発見することができ、この加算画像と同じ視点から見た仮想内視鏡画像と重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。これにより、腫瘍、ポリープ等の異常部位の発見が容易となる。

【 0 0 1 8 】

請求項 3 に記載の医療画像診断装置は、請求項 1 に記載の医療画像診断装置において、前記異常部位識別画像は、前記仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から一定の厚さの範囲で作成した M I P 画像であることを特徴としている。

10

【 0 0 1 9 】

請求項 3 に記載の医療画像診断装置によれば、仮想内視鏡画像と、仮想内視鏡画像を作成するための仮想内視鏡画像表示位置から一定の厚さの範囲で作成した M I P 画像とを重ね合わせた融合画像を作成して、表示する。一定の厚さの範囲で作成した M I P 画像を作成することにより、異常部位、特に石灰化領域を容易に発見することができ、この加算画像と同じ視点から見た仮想内視鏡画像と重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。これにより、石灰化領域等の異常部位の発見が容易となる。

【 発明の効果 】

20

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、仮想内視鏡画像と異常部位識別画像とを重ね合わせることで、ポリープ、石灰化領域等の異常部位が容易に発見可能な融合画像を作成する医療画像診断装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を添付図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 2 】

< 第 1 の実施の形態 >

本実施の形態は、大腸にある、病変が小さいために他の組織と比較しても目立たない腫瘍やポリープ等を明瞭に画像化するためのものである。異常性病変である腫瘍やポリープが比較的大きい場合は、仮想内視鏡画像上にも「突起物」のように画像化されるため、仮想内視鏡表示法のみで明瞭に画像化することが可能である。しかし、この病変が小さく、他の組織と比較しても目立たない場合には、仮想内視鏡画像上でもその病変の画像が明瞭に表現されないことがある。本実施の形態は、このような不具合を解消するために、仮想内視鏡画像と加算画像とを重ね合わせて融合画像を作成するものである。

30

【 0 0 2 3 】

図 1 は、本発明に係る第 1 の実施の形態の医療画像診断装置全体の構成を示すハードウェア構成図である。

【 0 0 2 4 】

40

医療画像診断装置 10 は、被検体の画像を撮影する医用画像撮影装置 2 と L A N 3 等のネットワークによって接続される。医用画像撮影装置は、例として X 線 C T 装置を記載したが、M R 装置等の被検体の画像（好ましくは 3 次元画像）を撮影可能な装置により構成される。

【 0 0 2 5 】

医療画像診断装置 10 は、主として各構成要素の動作を制御する制御装置としての中央処理装置（C P U）11、装置の制御プログラムが格納されたり、プログラム実行時の作業領域となったりする主メモリ 12 と、オペレーティングシステム（O S）、周辺機器のデバイスドライバ、融合画像を作成する等の処理を行うためのプログラムを含む各種アプリケーションソフト等が格納される磁気ディスク 13 と、表示用データを一時記憶する表

50

示メモリ14と、この表示メモリ14からのデータに基づいて画像を表示するCRTモニタや液晶モニタ等のモニタ15と、位置入力装置としてのマウス17、マウス17の状態を検出してモニタ15上のマウスポインタの位置やマウス17の状態等の信号をCPU11に出力するコントローラ16と、操作者が支持を入力するためのキーボード18と、上記各構成要素を接続するバス19とから構成される。

【0026】

CPU11は、上記プログラムを磁気ディスク13から読み出して主メモリ12にロードし、実行する。

【0027】

なお、本実施例では、主メモリ12以外の記憶装置として磁気ディスク13が接続されているが、それ以外にハードディスクドライブ等が接続されていてもよい。

10

【0028】

次に、医療画像診断装置10の処理の流れを説明する。

【0029】

図2は、医療画像診断装置10の処理の流れを示すフローチャートである。CPU11は、このフローチャートに従って動作する。

【0030】

最初に、被検体の断層像の撮影が行われる(ステップS10)。本実施の形態では、X線CT装置2によって断層像が撮影される。

20

【0031】

大腸を観察する場合には、仮想内視鏡検査に先立ち、以下に述べるような、被検体を撮影するための準備作業が行われる。

【0032】

まず、大腸内部の便等を体外へ排泄等させる。一般的には下剤と大量の水分摂取によって行われる。これは、便に隠れた腫瘍やポリープを見落とす事が無いよう実施されるものである。

【0033】

その後、大腸を膨らませるために、大腸に空気が注入される。これは、大腸が萎んだ状態でポリープ等が埋まる場合等、異常部位の見落としが無いようにするための措置である。

30

【0034】

これで、被検体を撮影するための準備が終了する。なお、上記の準備作業は、仮想内視鏡検査だけでなく、通常の内視鏡を用いた検査でも一般的に行われる。

【0035】

これにより、残渣が無く、空気で張った状態の大腸をX線CT撮影することができるため、高速かつ高精細な断層像を得ることができる。なお、撮影された断層像は、LAN3を介して磁気ディスク13へ入力される。

【0036】

この磁気ディスク13へ入力された断層像をもとに、仮想内視鏡画像が作成される(ステップS12)。そして、異常部位(腫瘍やポリープ等)の観察に最適な場所が自動的に仮想内視鏡画像表示位置として決定される(ステップS14)。

40

【0037】

なお、本実施の形態では、自動的に腫瘍やポリープ等の観察に最適な仮想内視鏡画像表示位置が決定されたが、操作者が仮想内視鏡画像表示位置を決定できるようにしてもよい。その場合は、仮想内視鏡画像を作成した(ステップS12)後で、操作者は、表示メモリ14を介してモニタ15に表示された画像を見ながら、マウス17等を用いて仮想内視鏡画像を移動させて、仮想内視鏡画像表示位置を決定する。

【0038】

仮想内視鏡画像表示位置が決定されたら、仮想内視鏡画像表示位置から一定厚さ分の画素値を加算した加算画像の作成が行われる(ステップS16~S26)。本実施の形態で

50

は、X線CT装置2を使用しているため、画素値はCT値を意味する。

【0039】

まず、 $n = 1$ に設定される(ステップS16)。

【0040】

次に、仮想内視鏡画像表示位置から視線に沿って所定の厚さ分のCT値を加算するためのパス q_n ($n = 1 \sim N$ 、 N は2以上の整数)が作成される(ステップ18)。なお、パス q_n とは、仮想内視鏡画像表示位置 m から視線に沿った直線 l_n 上にある画素位置 p_n を始点に、所定の長さ L を持った直線(図3参照)である。

【0041】

ここで、パス q_n の設定方法について説明する。

10

【0042】

図3(a)、(b)に示すように、仮想内視鏡画像表示位置 m から、視野内のある画素位置 p_1 を直線 l_1 で結ぶ。この直線 l_1 は、仮想内視鏡画像表示位置 m から画素位置 p_1 を見たときの視線に一致する。この直線 l_1 上であって、画素位置 p_1 から腸壁側に伸びる長さ L (画素位置 p_1 を含む)の直線がパス q_1 である。

【0043】

腫瘍やポリープ等の異常部位がある場合には、図3(b)に示すように、仮想内視鏡画像表示位置 m からポリープ上の画素位置 p_3 、 p_4 を見たときの視線 l_3 、 l_4 上であって、ポリープ上の画素位置 p_3 、 p_4 を始点にポリープ及び腸壁を通る長さ L の直線がパス q_3 、 q_4 となる。

20

【0044】

なお、長さ L は、CT値を加算する範囲を示す。本実施例では、大腸を観察しているため、長さ L は、腸壁の厚さ t に数mmを加えた長さであり、腸壁の厚さ t の約1~3倍の範囲である。

【0045】

この長さ L は、加算画像作成に最適な値を自動で決定させてもよいし、操作者に決定させてもよい。なお、操作者に決定させる場合には、基本となる値 L を、表示メモリ14を介してモニタ15に表示させて、マウス17等により操作者に選択させるようにする。

【0046】

パス q_n を作成したら、そのパス q_n に含まれるCT値が加算される(ステップS20)。

30

【0047】

CT値の加算が終了したら、 $n = n + 1$ に設定される(ステップS22)。

【0048】

そして、 $n = N$ であるかどうか、すなわち、仮想内視鏡画像表示位置 m からの視野内に含まれる全ての画素を通るパス q_n に対してCT値の加算がされたかが判断される(ステップS24)。

【0049】

NOの場合は、パス q_n 作成(ステップS18)へ戻り、上記処理を再度行う。

【0050】

YESの場合は、仮想内視鏡画像における画素位置 $p_1 \sim p_N$ のCT値が、ステップS20で加算された画素位置 $p_1 \sim p_N$ を通るパス $q_1 \sim q_N$ における加算CT値に置き換えられる(ステップS26)。

40

【0051】

これにより、仮想内視鏡画像表示位置 m から一定厚さ分のCT値が加算された加算画像が作成される。

【0052】

腫瘍やポリープ等の異常部位がない場合(図3(a)参照)は、パス $q_1 \sim q_N$ において、パス $q_1 \sim q_N$ 上のCT値を加算した値は均等な値となる。よって、加算画像は平坦な画像となる。

50

【 0 0 5 3 】

一方、腫瘍やポリープ等の異常部位がある場合（図 3（b）参照）は、異常部位を通るパス q n（異常部位及び腸壁）上の C T 値を加算した値は、正常部位を通るパス q n（腸壁のみ）上の C T 値を加算した値に比して高くなる。C T 値を画像化する場合には、一般的に、C T 値が高い部分は濃く、C T 値が低い部分は薄く表示するため、加算画像においては、異常部位が正常部位に比べて濃く表示される。

【 0 0 5 4 】

なお、図 3 においては、概略として、仮想内視鏡画像表示位置 m と腸壁とを含む平面を用いて説明したが、実際は、仮想内視鏡画像表示位置 m の視野内にある 3 次元空間に対して上記処理が行われる。

10

【 0 0 5 5 】

加算画像が作成されたら、磁気ディスク 1 3 に保存されている仮想内視鏡画像（図 4（a）参照）と、ステップ S 2 6 で作成された加算画像（図 4（b）参照）とを重ね合わせた融合画像（図 4（c）参照）が作成され（ステップ S 2 8）、表示メモリ 1 4 を介してモニタ 1 5 に表示される（ステップ S 3 0）。なお、画像融合技術は画像フュージョン等とも呼ばれ、P E T 画像と C T 画像の融合処理や、P E T ・ M R の画像融合処理など多くの公知技術があり、これを用いることで実行可能である。

【 0 0 5 6 】

加算画像は、仮想内視鏡画像表示位置から一定の厚さの加算 C T 値をもつ画像であるため、図 4（b）に示すように、腫瘍やポリープ等の異常部位 4 - 1 を濃く、その他の正常部位は薄く画像化することはできるが、通常の仮想内視鏡画像とは異なり、画像としては「ボケ」たようになる。そのため、異常部位の解剖学的位置の把握が困難となるため、臨床診断の妨げとなる。

20

【 0 0 5 7 】

そのため、図 4（a）に示すような仮想内視鏡画像と、図 4（b）に示すような加算画像とを重ね合わせて図 4（c）に示すような融合画像にすることにより、異常部位の正確な位置情報を仮想内視鏡画像から得ることができ、操作者に臨床的に有効な情報を提供することが可能となる。これにより、加算画像で得られた異常部位の解剖学的位置の把握をより効率よく行うことができる。

【 0 0 5 8 】

本実施の形態によれば、異常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像である加算画像を作成することで、仮想内視鏡画像のみでは見落とされる恐れがある異常部位、特に腫瘍やポリープ等の画像情報を的確に操作者に伝える事ができる。

30

【 0 0 5 9 】

また、本実施の形態によれば、同じ視点から見た加算画像と仮想内視鏡画像とを重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。

【 0 0 6 0 】

これにより、操作者は異常部位と正常部位の弁別がし易くなり、腫瘍、ポリープ等の異常部位を容易に発見することができる。

【 0 0 6 1 】

< 第 2 の実施の形態 >

上記第 1 の実施の形態の医療画像診断装置では、仮想内視鏡画像と加算画像とを重ね合わせて融合画像を作成することで、小さく、他の組織と比較しても目立たない異常部位を識別可能にするものであるが、小さく、他の組織と比較しても目立たない異常部位を識別可能にする方法は、これに限定されるものではない。

40

【 0 0 6 2 】

石灰化等の高 X 線吸収体がある場合には、M I P 画像（M a x i m u m I n t e n s i t y P r d e c t i o n 画像）が有効である。例えば、冠動脈内部の石灰化を観察する場合は、仮想内視鏡画像とこの M I P 画像を重ねあわせた画像を観察することで、冠動脈内部の石灰化の度合いに関する情報を操作者に提供する事が可能となる。この情報は冠

50

動脈内部の石灰化と相関があると言われる虚血性心疾患等を未然に防ぐための臨床的に有効な情報である。

【0063】

本実施の形態の医療画像診断装置は、仮想内視鏡画像とMIP画像とを重ね合わせて融合画像を作成することで、小さく、他の組織と比較しても目立たない異常部位を識別可能にするものである。

【0064】

図5は、本発明に係る第2の実施の形態の医療画像診断装置10の処理の流れを示すフローチャートである。なお、図中、第1の実施の形態と同一の部分については、同一の符号を付し、説明を省略する。

10

【0065】

まず、X線CT装置2によって断層像が撮影される(ステップS32)。

【0066】

撮影された断層像は、LAN3を介して磁気ディスク13へ入力され、この磁気ディスク13へ入力された断層像をもとに、仮想内視鏡画像が作成される(ステップS34)。そして、異常部位(石灰化領域)の観察に最適な場所が自動的に仮想内視鏡画像表示位置として決定される(ステップS36)。

【0067】

なお、本実施の形態では、自動的に石灰化領域等の観察に最適な仮想内視鏡画像表示位置が決定されたが、操作者が仮想内視鏡画像表示位置を決定できるようにしてもよい。その場合は、仮想内視鏡画像を作成した(ステップS34)後で、操作者は、表示メモリ14を介してモニタ15に表示された画像を見ながら、マウス17等を用いて仮想内視鏡画像を移動させて、仮想内視鏡画像表示位置を決定する。

20

【0068】

仮想内視鏡画像表示位置が決定されたら、仮想内視鏡画像表示位置から一定の厚さの範囲でMIP画像が作成される(ステップS38~S48)。本実施の形態では、X線CT装置2を使用しているため、画素値はCT値を意味する。この操作は、一定の厚さの範囲で最大のCT値を抽出し、そのCT値に基づいて画像を作成する処理である。

【0069】

まず、 $n = 1$ に設定される(ステップS38)。

30

【0070】

次に、所定の厚さの範囲で最も高いCT値を抽出するためのパス q_n' ($n = 1 \sim N$ 、 N は2以上の整数)が作成される(ステップ40)。なお、このパス q_n' は、図6に示すように、仮想内視鏡画像表示位置 m' からの視線に沿った直線 l_n' 上において、直線 l_n' 上にある画素位置 p_n' を始点にした、冠動脈壁(図6(a)参照)又は石灰化領域を含む冠動脈壁(図6(b)参照)を通る長さ L' の直線である。

【0071】

なお、長さ L' は最も高いCT値を抽出する範囲を示す。本実施例では冠動脈を観察しているため、長さ L' は、冠動脈壁の厚さ t' に数mmを加えた長さであり、冠動脈壁の厚さ t' の約1~3倍の範囲である。

40

【0072】

この長さ L' は、MIP画像作成に最適な値を自動で決定させてもよいし、操作者に決定させてもよい。なお、操作者に決定させる場合には、基本となる値 L' を、表示メモリ14を介してモニタ15に表示させて、マウス17等により操作者に選択させるようにする。

【0073】

パス q_n' が作成されたら、そのパス q_n' に含まれる画素の中で最も高いCT値が抽出される(ステップS42)。

【0074】

最も高いCT値の抽出が終了したら、 $n = n + 1$ に設定される(ステップS44)。

50

【 0 0 7 5 】

そして、 $n = N$ であるかどうか、すなわち、仮想内視鏡画像表示位置 m からの視野内に含まれる全ての画素を通るパス q_n に対して、最も高い CT 値が抽出されたかが判断される (ステップ $S46$)。

【 0 0 7 6 】

NO の場合は、パス q_n 作成 (ステップ $S40$) へ戻り、上記処理を再度行う。

【 0 0 7 7 】

YES の場合は、仮想内視鏡画像における画素位置 $p_1' \sim p_N'$ の CT 値が、ステップ $S42$ で抽出された画素位置 $p_1' \sim p_N'$ を通るパス $q_1' \sim q_N'$ における最も高い CT 値に置き換えられる (ステップ $S48$)。

10

【 0 0 7 8 】

これにより、仮想内視鏡画像表示位置 m から一定の厚さの範囲で抽出された最大の CT 値に基づいた MIP 画像が作成される。

【 0 0 7 9 】

異常部位 (石灰化領域) がない場合 (図 6 (a) 参照) には、パス $q_1' \sim q_N'$ において、パス $q_1' \sim q_N'$ 上の最も高い CT 値は均等な値となる。よって、 MIP 画像は平坦な画像となる。

【 0 0 8 0 】

一方、異常部位 (石灰化領域) がある場合 (図 6 (b) 参照) は、石灰化領域は高 X 線吸収体であるために、異常部位を通るパス q_n (異常部位及び腸壁) 上の最も高い CT 値は、正常部位を通るパス q_n (腸壁のみ) 上の最も高い CT 値に比して高くなる。また、異常部位の石灰化の度合いによっても、異常部位を通るパス q_n (異常部位及び腸壁) 上の最も高い CT 値は異なる。

20

【 0 0 8 1 】

CT 値を画像化する場合には、一般的に、 CT 値が高い部分は濃く、 CT 値が低い部分は薄く表示するため、 MIP 画像においては、異常部位が正常部位に比べて濃く表示される。

【 0 0 8 2 】

なお、図 6 においては、概略として、仮想内視鏡画像表示位置 m' と冠動脈壁とを含む平面を用いて説明したが、実際は、仮想内視鏡画像表示位置 m' の視野内にある 3 次元空間に対して上記処理が行われる。

30

【 0 0 8 3 】

MIP 画像が作成されたら、磁気ディスク 13 に保存されている仮想内視鏡画像 (図 7 (a) 参照) と、ステップ $S26$ で作成された MIP 画像 (図 7 (b) 参照) とを重ね合わせた融合画像 (図 7 (c) 参照) が作成され (ステップ $S50$)、表示メモリ 14 を介してモニタ 15 に表示される (ステップ $S52$)。

【 0 0 8 4 】

MIP 画像は、異常部位が濃淡で表示される画像であり、図 7 (b) に示すように、異常部位 (石灰化領域) 7 - 2 を濃く表示させることはできるが、仮想内視鏡画像とは異なり、その異常部位の解剖学的位置の把握が困難となるため、臨床診断の妨げとなる。

40

【 0 0 8 5 】

そこで、仮想内視鏡画像 (図 7 (a) 参照) と MIP 画像 (図 7 (b) 参照) とを重ね合わせて融合画像 (図 7 (c) 参照) にすることにより、異常部位の正確な位置情報を仮想内視鏡画像から得ることができ、操作者に臨床的に有効な情報を提供することが可能となる。これにより、 MIP 画像で得られた異常部位の解剖学的位置の把握をより効率よく行うことができる。

【 0 0 8 6 】

ここで、仮想内視鏡画像に表示されている異常部位 (石灰化領域) 7 - 1 は楕円形であるが、 MIP 画像に表示されている異常部位 (石灰化領域) 7 - 2 は 2 個の円形であり、異常部位 (石灰化領域) 7 - 1 と異常部位 (石灰化領域) 7 - 2 とで形状が異なっている

50

。これは、M I P画像を作成する場合に設定する閾値を、特に石灰化強度の高い領域を強調することができる値に設定したためである。なお、閾値を本実施の形態の場合より低く設定することで、M I P画像に表示させる石灰化領域を、仮想内視鏡画像に表示される石灰化領域と同じにすることも可能である。

【0087】

本実施の形態によれば、常部位を正常部位と識別可能に表示させる異常部位識別画像であるM I P画像を作成することにより、仮想内視鏡画像のみでは見落とされる恐れがある異常部位、特に石灰化領域の画像情報を的確に操作者に伝えることができる。

【0088】

また、本実施の形態によれば、同じ視点から見た仮想内視鏡画像とM I P画像とを重ね合わせることで、その異常部位の解剖学的位置の把握が容易になる。

10

【0089】

これにより、操作者は異常部位と正常部位の弁別がし易くなり、石灰化領域等の異常部位を容易に発見することができる。

【0090】

なお、本実施の形態においては、冠動脈に隆起が小さい石灰化領域がある場合について説明したが、冠動脈に隆起がない石灰化領域がある場合についても適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明が適用された医療画像装置の第1の実施の形態の全体構成を示す概略図である。

20

【図2】上記医療画像装置の第1の実施の形態の処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】上記医療画像装置の第1の実施の形態の加算画像を作成する方法を説明する説明図であり、(a)は正常部位のみの場合を示し、(b)は異常部位(ポリープ)を含む場合を示す。

【図4】上記医療画像装置の第1の実施の形態の画像表示例であり、(a)は仮想内視鏡画像のみの場合を示し、(b)は加算画像のみの場合を示し、(c)は仮想内視鏡画像と加算画像を重ね合わせた場合(融合画像)を示す。

【図5】本発明が適用された医療画像装置の第2の実施の形態の処理の流れを示すフローチャートである。

30

【図6】上記医療画像装置の第2の実施の形態の加算画像を作成する方法を説明する説明図であり、(a)は正常部位のみの場合を示し、(b)は異常部位(石灰化領域)を含む場合を示す。

【図7】上記医療画像装置の第2の実施の形態の画像表示例であり、(a)は仮想内視鏡画像のみの場合を示し、(b)はM I P画像のみの場合を示し、(c)は仮想内視鏡画像とM I P画像を重ね合わせた場合(融合画像)を示す。

【図8】従来の実施の形態の画面の表示例である。

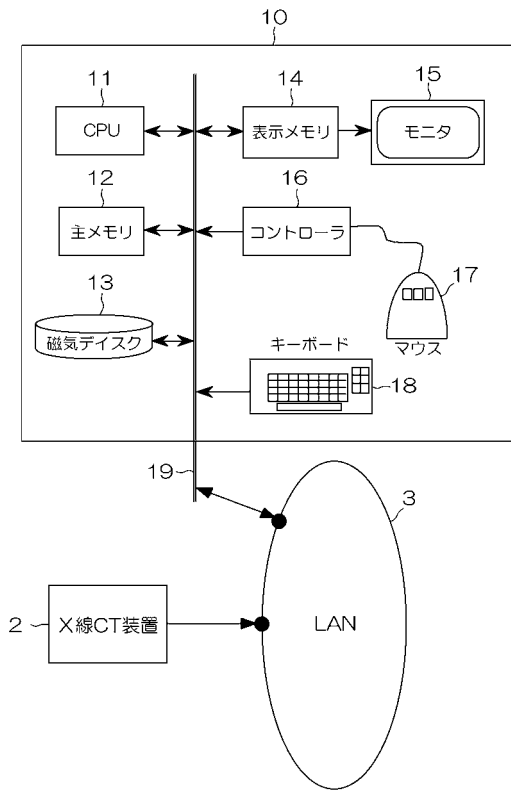
【符号の説明】

【0092】

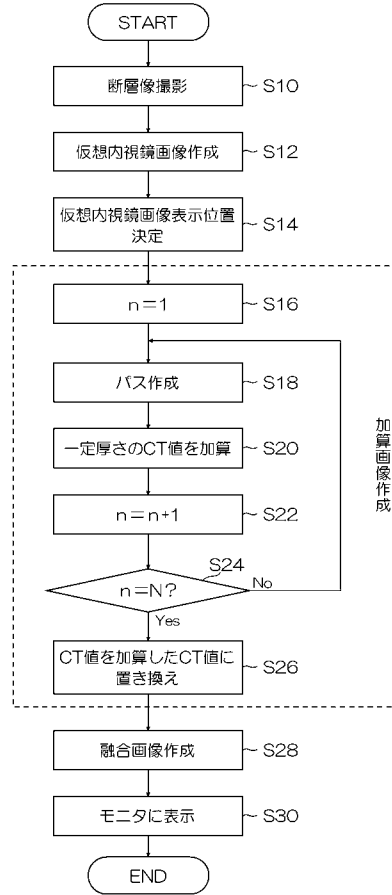
40

2 : X線CT装置、10 : 医療画像装置、15 : モニタ

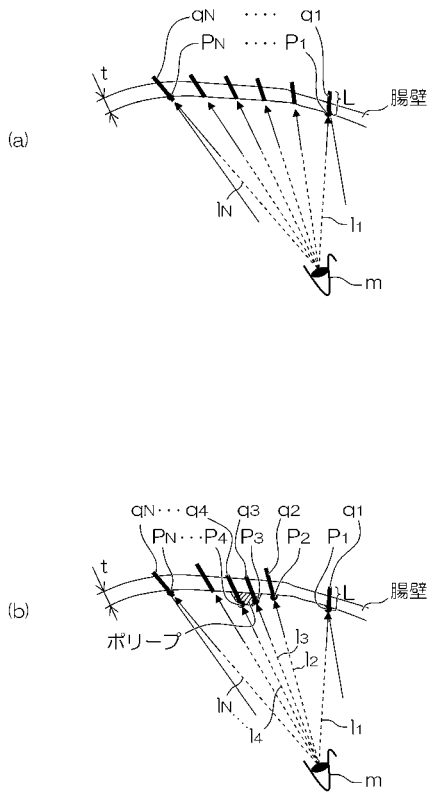
【 図 1 】



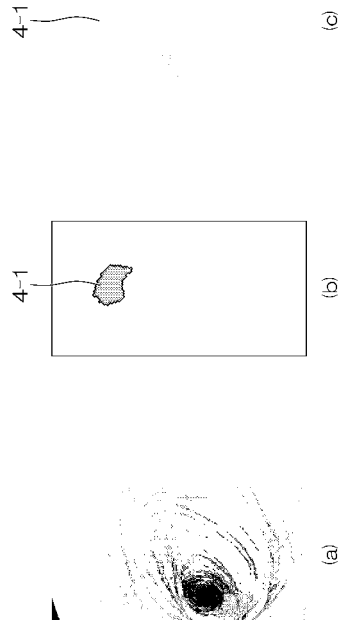
【 図 2 】



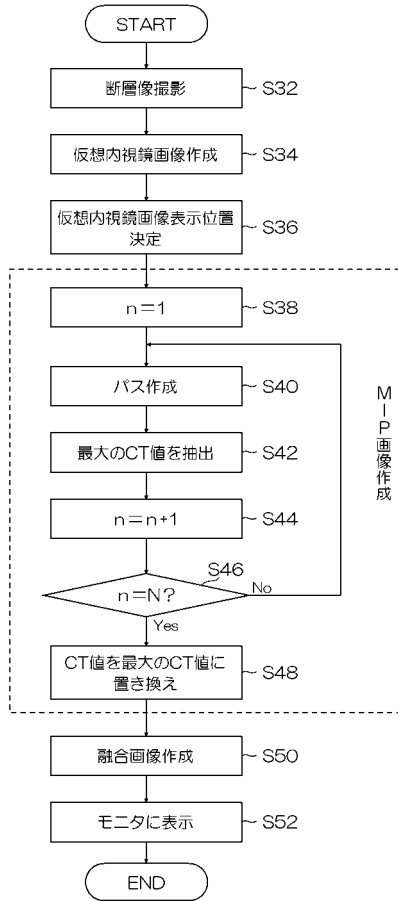
【 図 3 】



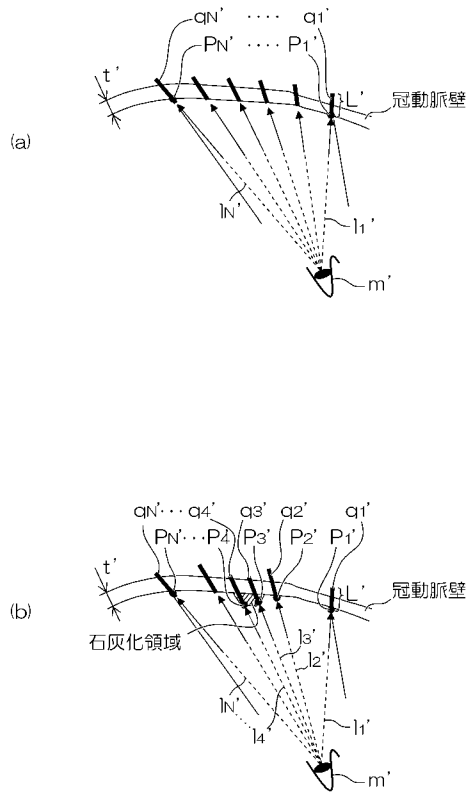
【 図 4 】



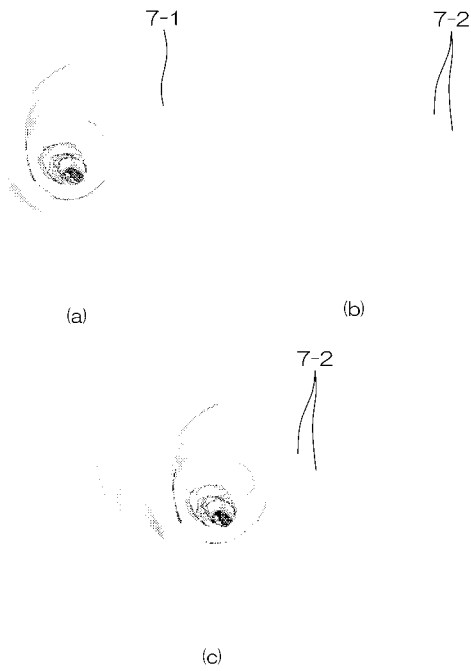
【 図 5 】



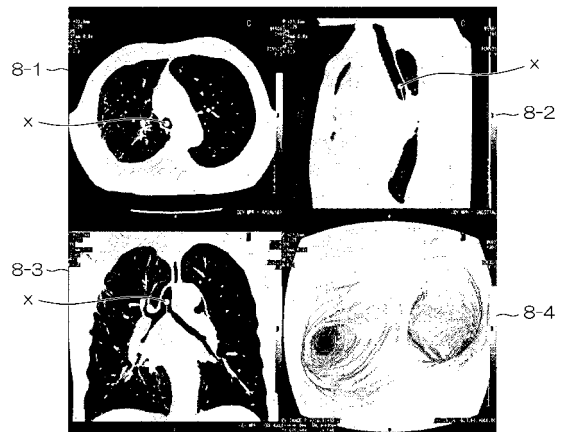
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 CA23 DA01 DA03 FF16 FF35 FF42 FH06
5B057 AA07 AA09 BA03 CA08 CA16 CB08 CB12 CB16 CD14 CE08
DA08 DC32

专利名称(译)	医学影像诊断设备		
公开(公告)号	JP2008054763A	公开(公告)日	2008-03-13
申请号	JP2006232660	申请日	2006-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	中澤 哲夫 白旗 崇 國分 博人		
发明人	中澤 哲夫 白旗 崇 國分 博人		
IPC分类号	A61B6/03 G06T1/00		
FI分类号	A61B6/03.360.Q G06T1/00.290.B A61B6/03.360.J A61B6/03.360.G G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/DA03 4C093/FF16 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FH06 5B057/AA07 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/CA08 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/DA08 5B057/DC32 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13		
其他公开文献	JP2008054763A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于创建融合图像的医学图像诊断设备，通过将虚拟内窥镜图像叠加在异常部位辨别图像上，可以容易地发现诸如息肉和钙化区域的异常部位。
 解决方案：医学图像诊断设备通过将虚拟内窥镜图像叠加在从虚拟内窥镜图像显示位置观察的作为异常部位辨别图像的总和图像上来创建融合图像，以创建虚拟内窥镜图像并显示以区分异常部位从正常站点，并在监视器上显示融合图像。通过创建求和图像可以容易地找到诸如息肉的异常部位，并且通过将相同观察点观看的虚拟内窥镜图像叠加在求和图像上，可以容易地理解异常位置的解剖位置。因此，很容易发现异常部位。

