

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 260052

(P2003 - 260052A)

(43)公開日 平成15年9月16日 (2003.9.16)

| (51) Int.Cl ⁷ | 識別記号 | F I | テ-マ-コ-ド* (参考) |
|--------------------------|-------|--------------|----------------------|
| A 6 1 B 6/03 | 360 | A 6 1 B 6/03 | 360 J 4 C 0 9 3 |
| | | | 360 D 4 C 0 9 6 |
| | 5/055 | | 8/00 4 C 3 0 1 |
| | 8/00 | G 0 6 T 1/00 | 290 B 4 C 6 0 1 |
| G 0 1 R 33/32 | | | 7/00 300 F 5 B 0 5 7 |

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2002 - 63757(P2002 - 63757)

(22)出願日 平成14年3月8日(2002.3.8)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 後藤 良洋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(74)代理人 100114166

弁理士 高橋 浩三

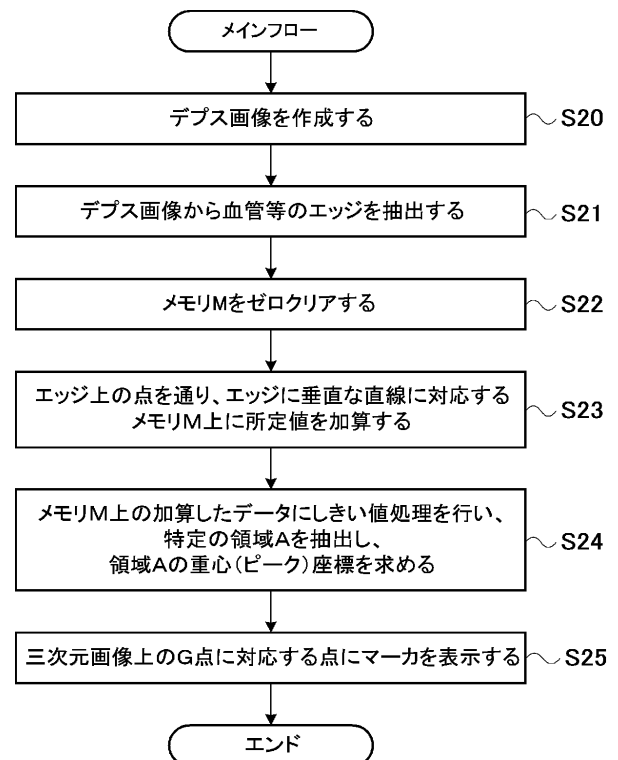
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像診断支援装置

(57)【要約】

【課題】 C T 画像、M R 画像、超音波画像等を含めた医用断層画像から異常箇所などをコンピュータを用いて自動的に判別する際の処理時間を大幅に短縮する。

【解決手段】 医用断層画像に所定の画像処理を施して三次元画像を作成する。三次元画像は、サーフェイス法、デプス法、ボリュームレンダリング法、中心投影法などの種々の方法によって構成された三次元画像である。作成された三次元画像に所定の判別処理を実行し、その判別処理の結果に基づいて異常と思われる箇所を抽出し、抽出された異常箇所を円形のマ-カ-などをを用いて識別可能に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 医用断層画像に所定の画像処理を施して三次元画像を作成し、作成された前記三次元画像に対して所定の判別処理を実行し、その判別処理の結果に基づいて異常と思われる箇所を抽出し、抽出された異常箇所を識別可能に表示することを特徴とする画像診断支援方法。

【請求項2】 医用断層画像に所定の画像処理を施して三次元画像を作成する三次元画像作成手段と、前記三次元画像作成手段によって作成された前記三次元画像に対して所定の判別処理を実行する判別処理手段と、前記判別処理手段の判別結果に基づいて異常と思われる箇所を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された前記異常箇所を識別可能に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする画像診断支援装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、コンピュータ画像処理を用いて医用画像から異常箇所を抽出し、抽出された異常箇所を識別可能に表示する画像診断支援装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、CT装置、MRI装置及び超音波装置などで撮影された画像の陰影をコンピュータを用いて解析し、その陰影の中から病巣候補を絞り込んで医者に提示し、医者の判断を仰ぐという診断支援が行われている。陰影の中から病巣候補を絞り込むものとして、肺野の医用画像を例にしたものが種々報告されている。その中の一つとして、肺野の医用画像の中から細長い血管陰影と円形に近い癌陰影を識別する方法として、例えば「クオイトフィルタ」(1999年11月第9回コンピュータ支援画像診断学会大会論文集21ページに記載)が報告されている。肺野の医用画像には、癌などの陰影のほか、血管、血管の断面、気管支の断面などが混在して写っているので、これらの画像の中から癌候補と思われる陰影を抽出して医者に提示することが望ましい。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、実際の陰影は大きさも形も様々であり、陰影の識別能力をあげるためにはパラメータの調節に多くの労力を要し、使いにくいものであった。大きさや形の異なる陰影を統一的に扱える方法があれば、コンピュータプログラムを作成するのも容易となり、識別能力をあげるためのパラメータの調節も容易となる。また、簡単な処理で陰影の中から病巣候補を絞り込むことができれば、コンピュータの演算時間も少なく済み、早く正確な病巣候補を抽出することができるようになる。また、抽出された病巣候補

を医者に瞬時に表示することが可能となるので望ましい。

【0004】そこで、本願の出願人は、大きさや形の異なる陰影を統一的に扱うことができ、コンピュータ演算に要する時間も短時間で済む画像診断支援装置を出願している(特願2001-187969号)。この画像診断支援装置は、磁気ディスク等の記憶装置からCT装置によって撮影された患者のCT画像を読み込み、読み込まれたCT画像の中から診断対象臓器に対して多値化処理を施し、多値化画像を生成する。この多値化画像は、複数の臓器の部位又は臓器同士が連結している場合があるので、それらを個々の部位又は臓器に分離するための切断処理を行なう。そして、切断された各診断対象臓器の部位又は臓器の種類に対応した最適な検出処理を行う。この検出処理では、部位又は臓器の種類等を判断して、それらに適した画像処理を施し、病巣候補陰影を絞り込み、病巣の候補とされる陰影すなわち異常陰影を検出している。この異常陰影検出処理は、原画像(CT画像)を使わずに、多値化画像だけに基づいて行なったり、CT画像及び多値化画像の両方に基づいて行なっている。そして、異常陰影と判定されたものを病巣部として残し、そうでないものを削除し、異常陰影についてCT画像中に分かりやすいように色情報やマーカー等を付加して表示している。

【0005】ところが、従来のものや先に出願したものなどは、それぞれ1枚の断層画像に対して種々の処理を行うものであり、検出された全ての断層画像に対して同様の処理を順次繰り返し行っている。従って、先の出願によって1枚の断層画像の処理に要する時間を短縮化できたとしても、全ての断層画像に対して同様の処理を繰り返し実行するため、全体の処理に要する時間は多大なものとなっていた。特に、最近のX線CT装置では、検出器列を2列あるいは4列など複数備えることによって、同時に複数の断層像を計測したり再構成したりすることのできるマルチスライスCT(MSCT)装置と呼ばれるものが開発されている。このマルチスライスCT(MSCT)装置は、1mm程度の薄いスライス厚により複数の断層面を計測してデータを収集し、画像を再構成するものであり、1回転で複数の断層像が計測できるため、いままで以上に非常に大量の画像を発生する。このようにして生成された大量の画像に対して同様に異常陰影検出処理を行なうと、全体の処理に要する時間も膨大になるという問題があった。

【0006】本発明の目的は、CT画像、MR画像、超音波画像等を含めた医用断層画像から異常箇所などをコンピュータを用いて自動的に判別する際の処理時間を短縮することのできる画像診断支援装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】請求項1に係る画像診断

支援方法は、医用断層画像に所定の画像処理を施して三次元画像を作成し、作成された前記三次元画像に対して所定の判別処理を実行し、その判別処理の結果に基づいて異常と思われる個所を抽出し、抽出された異常個所を識別可能に表示するものである。

【0008】請求項2に係る画像診断支援装置は、医用断層画像に所定の画像処理を施して三次元画像を作成する三次元画像作成手段と、前記三次元画像作成手段によって作成された前記三次元画像に対して所定の判別処理を実行する判別処理手段と、前記判別処理手段の判別結果に基づいて異常と思われる個所を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された前記異常個所を識別可能に表示する表示手段とを備えたものである。

【0009】三次元画像は、サーフェイス法、デプス法、ボリュームレンダリング法、中心投影法などの種々の方法によって構成されたものである。これらの三次元画像は、複数の断層画像に基づいて構成されているので、これらの三次元画像に所定の判別処理を行なうということは、断層画像を纏めて処理することに等しい。従って、三次元画像に対して判別処理を行なうことによって、処理に要する時間を大幅に短縮化することができる。

【0010】

【発明の実施の形態】以下添付図面に従って本発明に係る画像診断支援装置の好ましい実施の形態について説明する。図1は、本発明が適用される画像診断支援装置全体のハードウェア構成を示すブロック図である。この画像診断支援装置は、例えばX線CT装置等で被検体の対象部位について収集した複数の医用断層画像(CT画像など)に基づいて、三次元画像を作成し、作成された三次元画像から異常個所を抽出し、抽出された異常個所を識別可能に表示するものである。

【0011】この画像診断支援装置は、各構成要素の動作を制御する中央処理装置(CPU)10と、装置全体の制御プログラムが格納された主メモリ11と、複数の断層像データ及びプログラム等が格納された磁気ディスク12と、表示用の画像データを一時記憶する表示メモリ13と、この表示メモリ13からの画像データに基づいて画像を表示する表示装置としてのCRTディスプレイ14と、画面上のソフトスイッチを操作するマウス15及びそのコントローラ16と、各種パラメータ設定用のキーやスイッチを備えたキーボード17と、スピーカ18と、上記各構成要素を接続する共通バス19とから構成される。この実施の形態では、主メモリ11以外の記憶装置として、磁気ディスク12のみが接続されている場合を示しているが、これ以外にフロッピディスクドライブ、ハードディスクドライブ、CD-ROMドライブ、光磁気ディスク(MO)ドライブ、ZIPドライブ、PDドライブ、DVDドライブなどが接続されていてもよい。さらに、通信インターフェイスを介してLA

N(ローカルエリアネットワーク)やインターネット、電話回線などの種々の通信ネットワーク1a上に接続可能とし、他のコンピュータやCT装置1bなどとの間で画像データのやりとりを行えるようにしてもよい。また、画像データのやりとりは、X線CT装置やMRI装置などの被検体の断層像が収集可能な医用画像診断装置を上記LAN等の通信ネットワーク1aと接続して行ってもよい。

【0012】以下、図1の画像診断支援装置の動作例について図面を用いて説明する。図2は、画像診断支援装置が実行するメインフローの一例を示す図である。図1のCPU10は、このメインフローに従って動作する。図3は、このメインフローによって処理される三次元画像の一例を示す図である。図4は、このメインフローの処理の概念を示す図である。以下、このメインフローの詳細をステップ順に説明する。

【0013】[ステップS20]CT装置によって撮影された患者のCT画像を用いて、図3に示すように、視点を通り、視線に垂直に設定された面から断層画像上の画素点までの距離情報を用いたデプス画像を作成する。図3では、頭部についてデプス画像が作成される様子が示されている。デプス画像の作成処理は従来から知られているので、ここではその説明は省略する。

[ステップS21]ステップS20によって作成されたデプス画像から頭部血管等のエッジ(血管の輪郭)を抽出する。このエッジは、デプス画像からの濃度勾配画像(微分画像)を求め、その微分画像値が或る値より大きければそれをエッジと見なすというしきい値処理を行って求める。エッジを求める方法は、これ以外にも種々存在するので、それらの中から適当なものを採用してもよい。

[ステップS22]メモリMをゼロクリアする。メモリMは、主メモリ11に割り当てられた所定領域である。

[ステップS23]ステップS21で抽出されたエッジ上の点を通り、そのエッジに垂直な直線に対応するメモリM上に所定の値を加算する。すなわち、図4に示すように、血管のエッジ41、42が抽出されている場合、そのエッジ41上の点P2を通り、線分P1-P3に垂直な直線43に対応するメモリM上に所定の値を加算する。直線43は加算処理の対象となる直線である。例えば、直線43に対応するメモリMに一定値「1」を加算する。図4(B)は、血管のエッジ41上で、この処理を行った場合を示している。図4(B)から明かなように、点線円44、45の付近に直線が集中して重なっており、メモリM上の値もその部分が大きくなる。点線円44の部分は、動脈瘤の中心付近を示す異常個所であるが、点線円45はそのような異常個所ではない。そこで、図5に示すように、エッジ51上の点P2を通り、線分P1-P3に垂直な直線53に重みを付けるようにした。すなわち、直線53とエッジ51との重なる部分

の重みを一番大きくし、そこから離れるに従って、徐々に重みを減少させる。図では直線53とエッジ51との重なる部分の重みを「5」とし、そこから離れるに従って、「4」、「3」、「2」、「1」、「0」のように徐々に小さくしている。このように加算処理の対象となる直線43に重みを付けることによって、点線円44の付近の加算値を大きくし、点線円45の付近の加算値が大きくならないようにすることができ、異常個所である点線円44だけが抽出され、異常個所でない点線円45は抽出されないようにすることができる。なお、図4では加算処理の対象となる直線43を一本の線で示したが、実際は、図5に示すように、例えば1～5画素程度の一定の幅を持った帯状の線で構成され、この帯状の線に位置するメモリM上に重みに対応した値が加算される。

[ステップS24]メモリM上のそれぞれの加算値データにしきい値処理を行い、特定の領域Aを抽出し、その領域Aの重心(ピーク)座標を求める。例えば、図4(B)に示すような点線円44が領域Aとして抽出された場合、その重心の位置座標又はピーク値の位置座標G

点が求められる。
[ステップS25]三次元画像上のG点に対応する位置を囲むようにマーカーを表示する。すなわち、ステップS24で求められた位置座標を中心として図6に示すようなマーカー61を表示する。このマーカー61の表示によって、どの部分が異常個所であるかを容易に認識することができる。なお、異常個所を容易に特定することができるようにマーカー61に色情報を付加して表示したり、原画像(CT画像)中の異常個所に着色してもよい。

【0014】次に、画像診断支援装置の第2の実施の形態に係る動作例について図面を用いて説明する。図7は、第2の実施の形態に係る画像診断支援装置が実行するメインフローの一例を示す図である。図8は、このメインフローの処理の概念を示す図である。以下、このメインフローの詳細をステップ順に説明する。なお、図7において、図2と同じ処理については、簡略化して説明する。

[ステップS70]CT装置によって撮影された患者のCT画像を用いて、デプス画像を作成する。

[ステップS71]ステップS70によって作成されたデプス画像から頭部血管等のエッジ(血管の輪郭)を抽出する。

[ステップS72]メモリMをゼロクリアする。

[ステップS73]ステップS71で抽出されたエッジ上の点を通り、濃度勾配が最大の直線に対応するメモリM上に所定の値を加算する。すなわち、図8に示すように、血管のエッジ81、82が抽出されている場合、そのエッジ81上の点P4を中心とする円C1上を調べ、点P4に対して濃度勾配が最大となる点P5を探し、点

P4と点P5を結ぶ直線83に対応するメモリM上に所定の値を加算する。この加算対象となる直線83には、図5のような重みが設定される。このような処理をエッジ81、82の全ての点について行う。これによって、動脈瘤の中心付近を示す異常個所のメモリMの値が大きくなるので、その部分を異常個所とし認定する。なお、演算量は多くなるが、デプス画像上の点P4を中心にして、濃度勾配最大となる点を探索するようにしてもよい。

[ステップS74]メモリM上の加算したデータにしきい値処理を行い、特定の領域Aを抽出し、領域Aの重心(ピーク)座標Gを求める。

[ステップS25]三次元画像上のG点に対応する点にマーカーを表示する。

【0015】図9は、エッジ上の点を通る直線の求め方の変形例を示す図である。第1の実施の形態では、エッジ上の2点を結ぶ線分に対して垂直な直線を加算対象となる直線とし、第2の実施の形態では、エッジ上の最大濃度勾配を示す直線を加算対象となる直線としているが、図9では、例えば10×10画素程度の正方形の特定領域91又は直径10画素程度の円形の特定領域92の中心位置をエッジ上に位置させる。そして、この特定領域91、92内の全画素の平均値AVよりも大きな画素値を示す画素の集合体の平均座標を点1、2とし、この平均値AVよりも小さな画素値を示す画素の集合体の平均座標を点1、2とする。そして、点1、2と点1、2とをそれぞれ結ぶ直線93、94を加算対象の直線とする。なお、図では、特定領域として10×10画素程度の正方形及び円形を示したが、この特定領域の大きさは、10×10画素に限定されるものではなく、また、その形状も正方形以外の楕円形、長方形、菱形などであってもよい。

【0016】図10は、加算対象となる直線の重み付けの詳細を示す図である。図6では、加算対象となる直線53の重みを図10(A)に示すように中心付近が最も重みが大きく、中心から離れるに従って徐々に重みの減少するような直線とした。これは、比較的小さな動脈瘤を検出する場合に適したものであり、大きな動脈瘤については検出困難となる場合がある。そこで、図10(B)、(C)に示すように距離に応じて重みの変化する直線を用いることによって、種々の大きさの動脈瘤を検出する場合に適応することが可能となる。例えば、図10(B)の直線の場合は、中心付近の重みが「0」であり、ある一定の距離から、図10(A)の直線のように徐々に重みの減少するような直線となっている。この直線の場合、中くらいの大きさの動脈瘤を検出するのに適している。図10(C)の直線の場合は、中心付近の重みが「0」であり、そこから離れるに従って非線形の関数に従って重みが徐々に増加し、ある一定の距離以上になると今度は逆に非線形の関数に従って重みが徐々に

減少するようになっている。この直線の場合、比較的大きな動脈瘤を検出するのに適している。なお、これらの重みは一例であり、これらを種々組合せたり、種々の関数に従って重みを変化させてもよいことは言うまでもない。

【0017】図11は、中心投影法によって三次元画像を作成する場合の一例を示す図である。中心投影法は、視点をCT画像を積上げた積上げ三次元画像内部にもっていき、内視鏡的画像を得る投影法である。この中心投影法については、先に出願した特開平7-210704号公報及び特開平7-296184号公報に記載されているので、ここでの説明は省略する。図12(A)は、図11の中心投影法によって作成された三次元画像の一例を示す図である。図12(B)は、この三次元画像からエッジを検出し、そのエッジ上加算対象となる直線を形成し、加算処理を行なう場合の様子を示す。図から明かなように、点線円121で囲む部分にポリープなどの異常突起物ができている場合、その部分の加算値が他の部分に比べて大きくなるので、前述の動脈瘤を検出したのと同様にそのポリープなどの異常突起物を容易に検出することができるようになる。

【0018】なお、上述の実施の形態では、三次元画像について加算処理の対象となる直線を形成し、加算処理を行い、その結果に基づいて異常個所を抽出する場合について説明したが、二次元画像についても同様に処理することができる。すなわち、図13は、CT画像の肺野部分の断層像を示す図であり、この肺野中に点線円131で囲む部分に陰影1aが存在している。このような肺野部分に関しても同様にエッジ処理を施し、エッジ上加算対象となる直線を描き、加算処理を行なうことによって、陰影1aの存在を検出することができる。この肺野部分を示すCT画像は二次元画像なので、本発明のように三次元画像に対する処理に比べてその処理時間は膨大なものとなるが、異常個所を検出することができるという効果については同じである。従って、このような加算対象となる直線を二次元画像にも適用して異常陰影の抽出処理を行うことができることは言うまでもない。

【0019】上述の実施の形態では、三次元画像としてデプス画像及び中心投影法によって得られた画像について説明したが、これ以外のサーフェイス画像、ボリュームレンダリング画像などについても同様に処理することができる。また、上述の実施の形態では三次元画像について加算処理の対象となる直線を形成し、加算処理を行い、その結果に基づいて異常個所を抽出する場合について説明したが、先に出願した特願2001-187969号に記載された種々の判別処理を三次元画像に対して実行してもよいことは言うまでもない。さらに、上述の実施の形態では、1視点1視線(図6参照)における三

次元画像について説明したが、図6の画像を回転して表示する複数視点と複数視線の三次元画像についてもそれぞれ同様に適用することができ、これによって検査効率はさらに向上する。

【0020】

【発明の効果】以上説明したように本発明の画像診断支援方法及び装置によれば、CT画像、MR画像、超音波画像等を含めた医用断層画像から異常個所などをコンピュータを用いて自動的に判別する際の処理時間を大幅に短縮することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明が適用される画像診断支援装置全体のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図2】 画像診断支援装置が実行するメインフローの一例を示す図である。

【図3】 図2のメインフローによって処理される三次元画像の一例を示す図である。

【図4】 図2のメインフローの処理の概念を示す図である。

【図5】 加算対象となる直線の重み付けの一例を示す図である。

【図6】 異常個所を識別可能に表示する場合の一例を示す図である。

【図7】 画像診断支援装置が実行するメインフローの第2の実施の形態の一例を示す図である。

【図8】 図7のメインフローの処理の概念を示す図である。

【図9】 エッジ上の点を通過する直線の求め方の変形例を示す図である。

【図10】 加算対象となる直線の重み付けの詳細を示す図である。

【図11】 中心投影によって三次元画像を作成する場合の一例を示す図である。

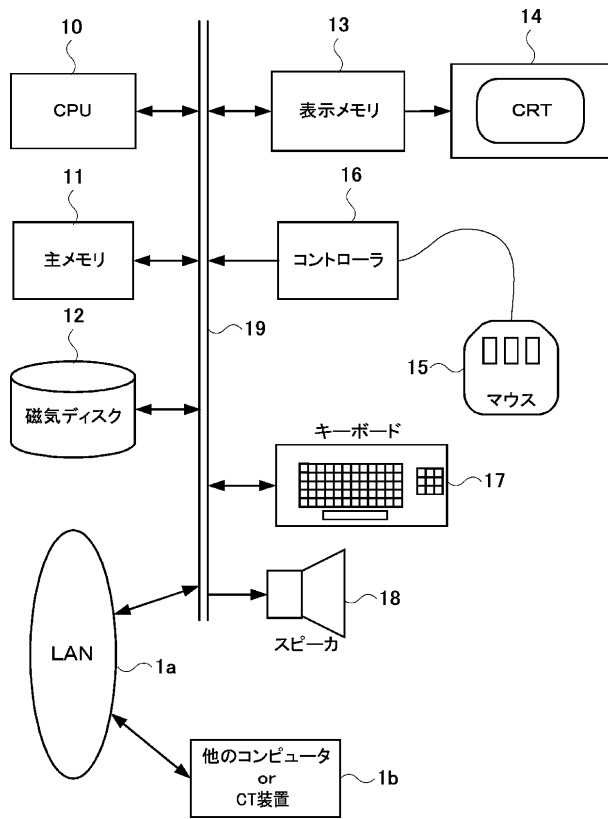
【図12】 図11の中心投影によって作成された三次元画像に対して加算対象となる直線を形成し、加算処理を行う場合の一例を示す図である。

【図13】 二次元のCT画像の肺野部分について、加算対象となる直線を用いて異常個所検出処理を行う場合の一例を示す図である。

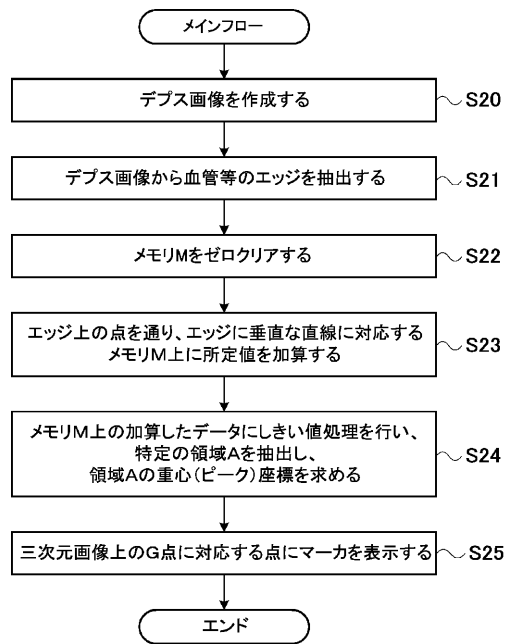
【符号の説明】

10...中央処理装置(CPU)、11...主メモリ、12...磁気ディスク、13...表示メモリ、14...CRTディスプレイ、15...マウス、16...コントローラ、17...キーボード、18...スピーカ、19...共通バス、1a...ローカルエリアネットワーク、1b...他のコンピュータ又はCT装置、41,42,51,52,81,82...エッジ、43,53,83...加算対象となる直線、61...マーカー

【図1】

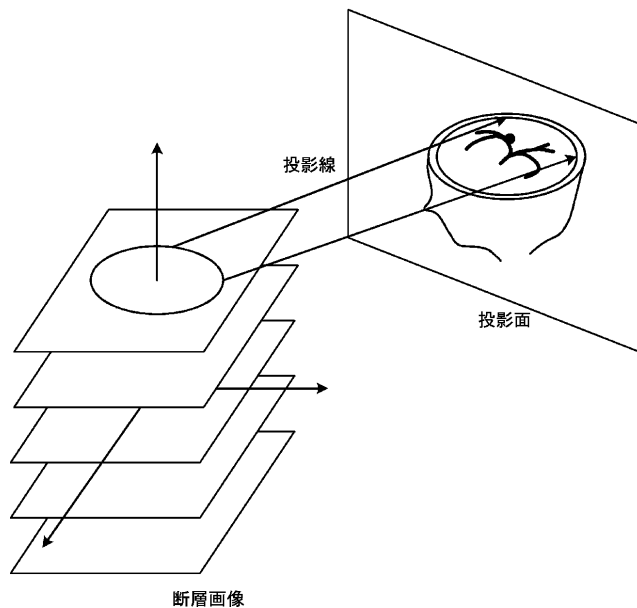


【図2】

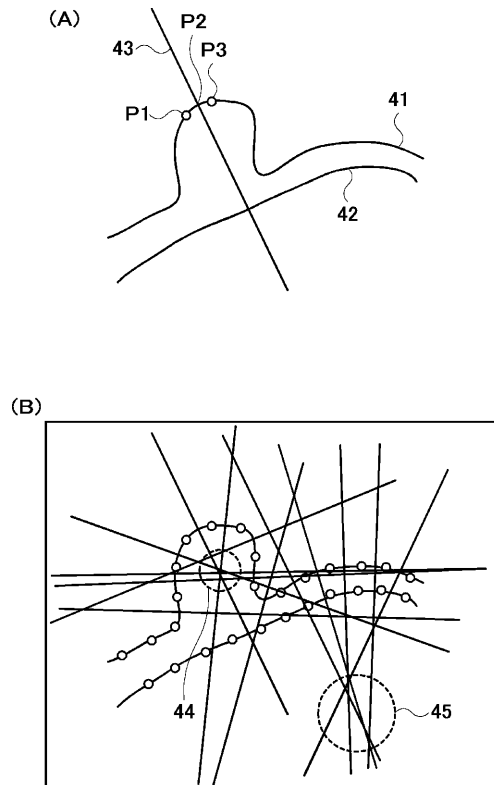


【図3】

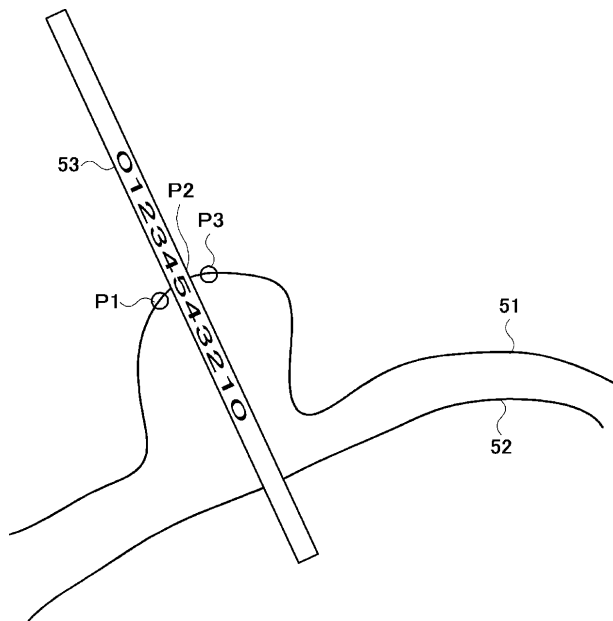
デプス画像



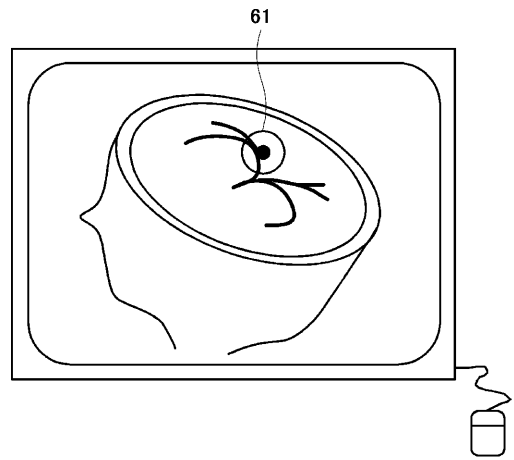
【図4】



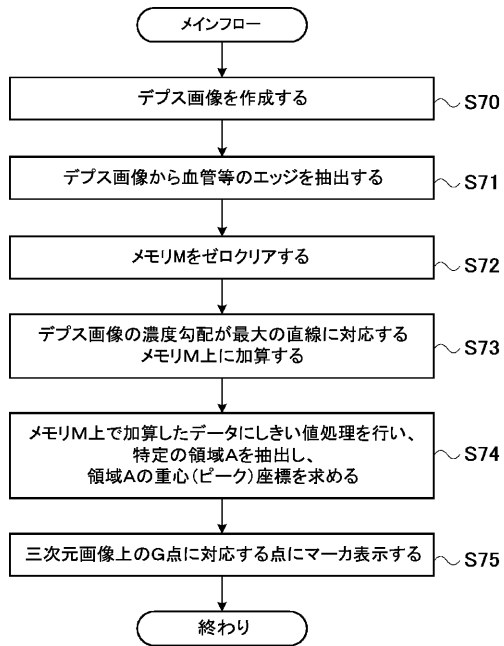
【図5】



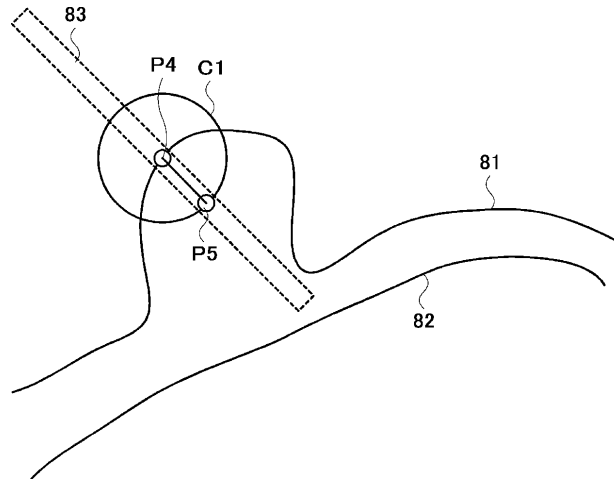
【図6】



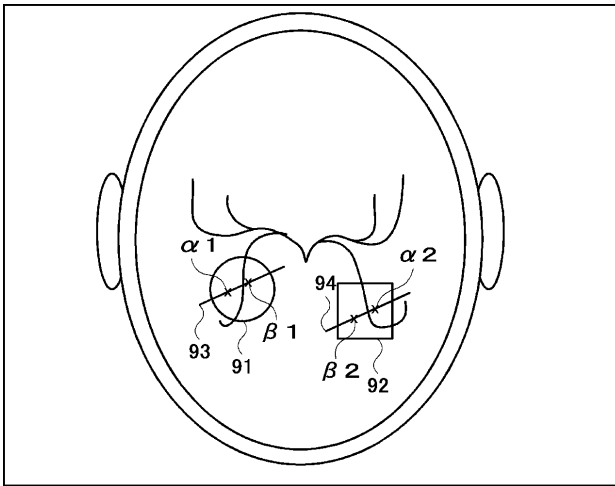
【図7】



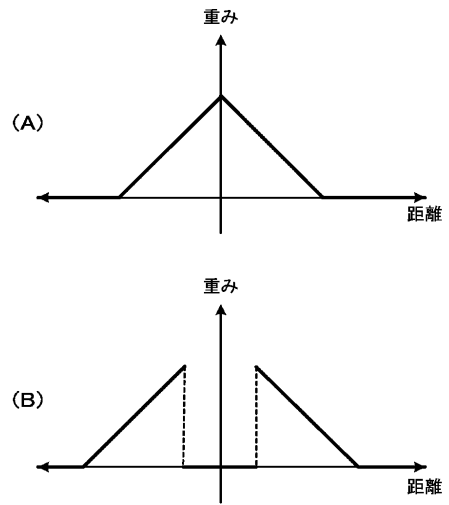
【図8】



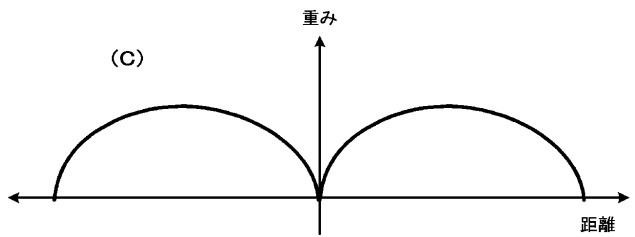
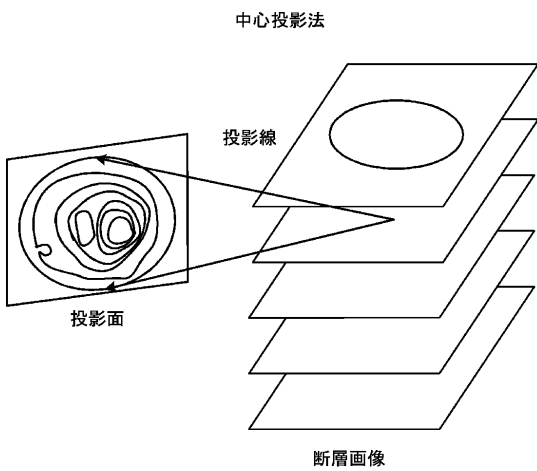
【図9】



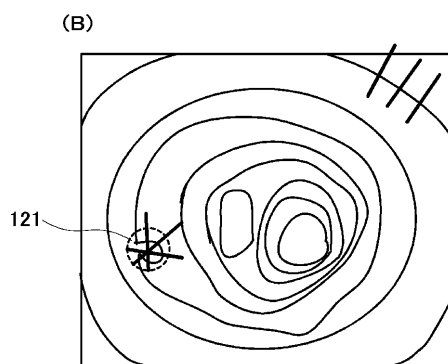
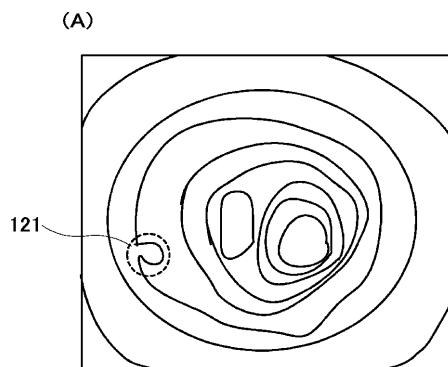
【図10】



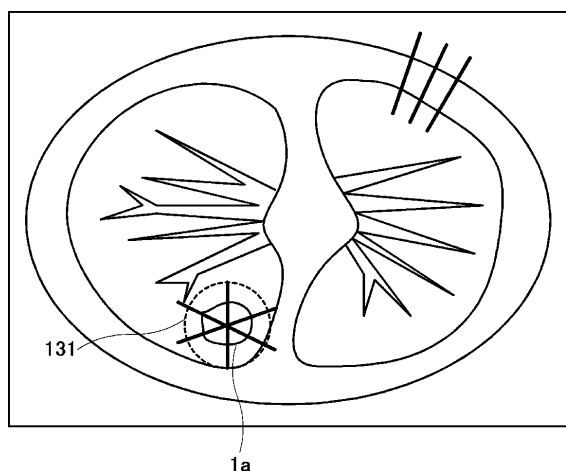
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

| (51)Int.Cl. ⁷ | 識別記号 | F I | テ-マ-ド (参考) |
|--------------------------|------|-------|-----------------|
| G 0 6 T | 1/00 | 2 9 0 | A 6 1 B 5/05 |
| | 7/00 | 3 0 0 | G 0 1 N 24/02 |
| | | | 3 8 0 5 L 0 9 6 |
| | | | 5 2 0 Y |

F タ-ム(参考)

| | | | | | |
|-------|------|------|------|------|------|
| 4C093 | AA22 | CA29 | DA02 | DA03 | DA04 |
| | FD12 | FF17 | FF42 | FG13 | |
| 4C096 | AA18 | AA20 | AB41 | AC03 | AC04 |
| | AC10 | AD14 | AD15 | BA18 | DC11 |
| | DC14 | DC18 | DC21 | DC28 | DC36 |
| | DD08 | DD18 | DE02 | DE06 | FC20 |
| 4C301 | EE10 | EE14 | JB27 | JB29 | JC08 |
| | KK16 | KK27 | KK30 | LL02 | |
| 4C601 | EE07 | JB34 | JB35 | JB40 | JB45 |
| | JC05 | JC09 | JC25 | JC37 | KK21 |
| | KK31 | LL01 | LL02 | | |
| 5B057 | AA07 | BA03 | BA05 | CA08 | CA13 |
| | CA16 | DA08 | DA16 | DC16 | DC22 |
| | DC30 | | | | |
| 5L096 | AA06 | AA09 | BA06 | BA13 | EA39 |
| | FA06 | GA04 | JA11 | | |

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 图像诊断支持装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2003260052A | 公开(公告)日 | 2003-09-16 |
| 申请号 | JP2002063757 | 申请日 | 2002-03-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立医药 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 株式会社日立メデイコ | | |
| [标]发明人 | 後藤良洋 | | |
| 发明人 | 後藤 良洋 | | |
| IPC分类号 | G01R33/32 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00 G06T1/00 G06T7/00 | | |
| FI分类号 | A61B6/03.360.J A61B6/03.360.D A61B8/00 G06T1/00.290.B G06T7/00.300.F A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 G01N24/00.520.Y G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA22 4C093/CA29 4C093/DA02 4C093/DA03 4C093/DA04 4C093/FD12 4C093/FF17 4C093/FF42 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/AB41 4C096/AC03 4C096/AC04 4C096/AC10 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/BA18 4C096/DC11 4C096/DC14 4C096/DC18 4C096/DC21 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DD08 4C096/DD18 4C096/DE02 4C096/DE06 4C096/FC20 4C301/EE10 4C301/EE14 4C301/JB27 4C301/JB29 4C301/JC08 4C301/KK16 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL02 4C601/EE07 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DC16 5B057/DC22 5B057/DC30 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA39 5L096/FA06 5L096/GA04 5L096/JA11 4C601/JC11 4C601/LL33 | | |
| 代理人(译) | 高桥幸三 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：通过使用计算机来显著减少用于自动地从包括CT图像，MR图像，超声图像等的医学断层图像中区分出异常部分等的处理时间。对医学断层图像进行预定的图像处理以创建三维图像。三维图像是通过各种方法形成的三维图像，例如表面方法，深度方法，体绘制方法和中央投影方法。对创建的三维图像执行预定的判别处理，基于判别处理的结果提取被认为是异常的位置，并使用圆形标记等以可区分的方式显示提取的异常位置。

