

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-539744

(P2016-539744A)

(43) 公表日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2016-539115 (P2016-539115)
 (86) (22) 出願日 平成26年10月24日 (2014. 10. 24)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年6月13日 (2016. 6. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2014/010043
 (87) 国際公開番号 W02015/093724
 (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015. 6. 25)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0156434
 (32) 優先日 平成25年12月16日 (2013. 12. 16)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

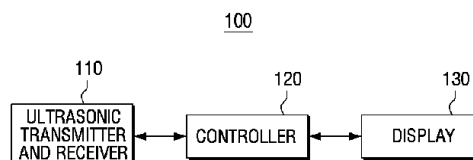
(71) 出願人 503447036
 サムスン エレクトロニクス カンパニー
 リミテッド
 大韓民国・443-742・キョンギード
 ・スウォンシ・ヨントンク・サムスン
 ーロ・129
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療映像を用いた血管分析情報提供方法及び装置

(57) 【要約】

血管分析情報提供方法を開示する。本発明の一実施形態に関する血管分析情報提供方法は、超音波信号を血管が存在する身体部位に照射して反射される超音波信号を検知するステップと、前記反射された超音波信号を用いてカラーモード (C - mode) 映像を生成するステップと、前記生成されたカラーモード映像のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断するステップとを含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号を血管に対応する身体部位に照射して反射される超音波信号を検知するステップと、

前記検知された超音波信号を用いてカラーモード (C - m o d e) 映像を生成するステップと、

前記生成されたカラーモード映像の 1 つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断するステップと

を含む血管分析情報提供方法。

【請求項 2】

10

前記血管の直径を判断するステップは、

前記生成されたカラーモード映像において、前記血管を通る仮想の直線上の前記ピクセル値に対する 1 つ以上のプロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域を前記血管の前記直径と判断することを特徴とする請求項 1 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 3】

前記判断された直径上を通る仮想の直線上の前記ピクセル値に基づいて前記血管の角度を判断するステップを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 4】

20

前記血管の角度を判断するステップは、

水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る前記仮想の直線上の前記ピクセル値を合算するステップと、

前記合算されたピクセル値が最も小さい値及び前記仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の前記角度を判断するステップと

を含むことを特徴とする請求項 3 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 5】

前記血管の角度を判断するステップは、

水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る前記仮想の直線に対して代表値を計算するステップと、

前記計算された最も小さい代表値及び前記仮想の直線の前記水平面に対して傾いた角度を基準に前記血管の前記角度を判断するステップとを含み、

30

前記代表値は、下記の式で表現されることを特徴とする請求項 3 に記載の血管分析情報提供方法。

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k * L_{i_SD}) \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

$E(\theta)$ は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する複数の仮想の直線に対する代表値、

N_{VR} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する仮想の直線の本数、

L_{i_AVE} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の平均、

L_{i_SD} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の標準偏差。

40

【請求項 6】

前記生成されたカラーモード映像の一部に (a p o r t i o n) に対して関心領域を設定するステップを更に含み、

前記関心領域は、前記血管の中心部の映像を含み、前記血管分析情報提供方法は、前記関心領域に対して行うことを特徴とする請求項 1 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 7】

前記関心領域を設定するステップは、

前記生成されたカラーモード映像の予め設定された位置に前記関心領域を設定するステップと、

50

前記関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の前記血流の中心座標から予め設定された範囲を外れる場合、

前記設定された関心領域の中心座標が、前記血管の血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整するステップと

を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 8】

前記血管分析情報提供方法は、

前記生成されたカラーモード映像の一部 (a p o r t i o n s) に対して設定された関心領域に対して行われ、

前記関心領域に対する映像処理が完了すると、前記判断される前記血管の角度に基づいて次回関心領域が新たに設定されることを特徴とする請求項 3 に記載の血管分析情報提供方法。

10

【請求項 9】

前記生成されたカラーモード映像の前記ピクセル値に基づいて血流領域を識別し、前記識別された血流領域で予め設定されたピクセル値を外れる前記アイリアシング (a l i a s i n g) 領域を検出するステップを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 10】

前記アイリアシング領域を検出するステップは、

前記生成されたカラーモード映像のヒストグラムに応じて前記アイリアシング領域を検出することを特徴とする請求項 9 に記載の血管分析情報提供方法。

20

【請求項 11】

前記アイリアシング領域を検出するステップは、

前記生成されたカラーモード映像の前記ピクセル値に応じて、前記生成されたカラーモード映像の領域別にラベリング (l a b e l i n g) を行うステップと、

前記生成されたカラーモード映像の前記ピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域に対してクラスタリングするステップと、

前記クラスタリング結果に基づいて前記アイリアシング領域を判断するステップと、

前記判断されたアイリアシング領域を補間するステップと

を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の血管分析情報提供方法。

30

【請求項 12】

前記アイリアシング領域を判断するステップは、

1 つのラベリングされた領域内に 2 つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域は前記アイリアシング領域と判断することを特徴とする請求項 11 に記載の血管分析情報提供方法。

【請求項 13】

ディスプレイ部と、

超音波信号を物体に照射して反射される超音波信号を検知する超音波送受信部と、

前記検知される超音波信号を用いてカラーモード (C - m o d e) 映像を生成し、前記生成されたカラーモード映像の 1 つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断する制御部と

40

を含む血管分析情報提供装置。

【請求項 14】

前記制御部は、

前記生成されたカラーモード映像において、前記血管を通る仮想の直線上の前記ピクセル値に対する 1 つ以上のプロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域を前記血管の直径と判断することを特徴とする請求項 13 に記載の血管分析情報提供装置。

【請求項 15】

前記制御部は、

前記判断された直径上を通る仮想の直線上の前記ピクセル値に基づいて前記血管の角度

50

を判断することを特徴とする請求項 1 3 に記載の血管分析情報提供装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療映像分析方法に関し、より詳細には、多様な種類の診断装置のうち少なくとも 1 つを通じて得られた医療映像で血管情報を分析して提供する方法と、それを用いる装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、X - r a y、C T、M R I、又は超音波等の医療映像装置を通じて得られた医療映像は多様な領域の診断及び治療時に頻繁に使用されている。診断又は治療の目的を行うために、測定対象に対応する方式が用いられてよい。骨や血管等は人体のほとんどに分布されていて医療映像で度々見かけることができるが、特に血管はそのものが機能的な役割の中心であると同時に、人体との間又は器官の間で多様なパターンで存在していて、解剖学的に重要な指標になる。

【0003】

診断や治療のための医療映像の獲得時に、このような血管の解剖学的情報は直・間接的に使用される。例えば、ドップラ効果を用いた血流速度を測定 (P W - D o p p l e r) するために、血管の方向情報が使用される。なお、血管疾患の治療のための血管仲裁施術 (i n t e r v e n t i o n) には、血管の直径、方向及び全体の血管の位置等の情報を必要とする。現在、このような情報は、臨床医の経験的な知識や直観的な判断に依存して得られるが、このような情報測定方式は、人体別 (i n t e r - o b s e r v e r) 又は人体間 (i n t r a - o b s e r v e r) で誤差を発生させるだけでなく、診断時間の所要及び非体系的な診断の原因となる。

【0004】

一方、超音波装置を使用して血流速度を速度するうえで、血管の測定だけでなく、周波数変異によって生じるアイリアシング (a l i a s i n g) 領域の除去、関心領域 (R e g i o n O f I n t e r e s t : R O I) の設定等の仮定が必要である。アイリアシングとは、超音波を用いて映像表示装置が血管を表示する場合、血流領域で血管の閉塞区間等によって周辺血流領域と異なるように表示される区間を意味する。アイリアシングは、周波数変異によってドップラスペクトルの一定帯域の移行 (s h i f t) される現象として、映像では周辺血流領域と別の区間で表示されて現れる。

【0005】

アイリアシングを除去する従来の技術としては、ベースラインをシフトさせる方法がある。この方法は、ドップラスペクトル領域で処理される技法として、映像で直接アイリアシングを除去することができない短所がある。映像でアイリアシング領域を判断してアイリアシング領域を血管領域に復帰すると、それは複雑な映像処理過程が必要になり、処理時間が長くなるという短所がある。

【0006】

なお、関心領域 (R O I) を設定するうえで、従来は人間が直接位置を指定していたが、このような人間による手動設定方式は再現性を低下させ、診断時間が長くなるという短所が伴うようになる。ユーザによって関心領域 (R O I) が設定される度に、ユーザの好み (U s e r p r e f e r e n c e) 又はエラーによって結果が多様であってよい。

【0007】

なお、血管の情報を測定するのに利用される方法があってよい。まず、映像処理を用いて血管の外郭線を検出 (e d g e d e t e c t i o n) し、検出された外郭線で血管を推定する技術と、超音波の C - m o d e 映像で現れる血流成分はフィッティング (f i t t i n g) して血管方向を推定する技術がある。このような従来の技術は次のような問題がある。まず、外郭線を検出する技術の場合、通常、超音波の B - m o d e 映像を利用するが、B - m o d e 映像は一般的に信号対雑音比 (S N R : s i g n a l v e r s u s

10

20

30

40

50

noise or a signal-to-noise ratio) が良くないため映像の鮮明度が低下し、検出された外郭成分のうち血管成分に対する判断基準が曖昧である。なお、C-mode映像で血流成分を用いるフィッティング方式はC-mode映像を構成する血流信号(Color情報)が不十分な場合に、誤った方向に血管方向を推定するようになるという問題があった。最後に、従来の血管情報を測定する方法は、全て関心領域で血管が1本存在する場合のみを考慮して開発された方式であって、実際関心領域で多数の血管が存在する場合に、血管を識別した後、選択的に血管を認識して情報を測定することができないという短所を有する。

【0008】

更に、血管伸裁施術(intervention)の利用に関連する技術の際、血管造影検査(angiography)が適用され、施術者は直接血管造影映像を目で見ながらカテーテル(catheter)を病変まで移動させるのに、このような過程によって施術時間は施術者の経験と熟練度に応じて異なってくる。施術時間の増加は、放射線被爆の増加及び造影剤(contrast agent)の更なる注入をもたらす。現在、血管伸裁術のための情報提供技術は、映像でカテーテルの位置を提供する方法しかない。

10

【0009】

更に、種類の異なる医療映像間の映像整合(Bimodality Image Registration)の際、血管では血管の分岐点(bifurcation)と交差点(crossover)等の指標を特徴点(landmark)として主に使用していたが、このような指標が十分ではない映像では血管が整合のための指標になれないという問題がある。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

そこで、本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、本発明の第1の目的は、超音波を用いて身体の映像を表示する関心領域を自動的に設定するための血管分析情報提供方法及び血管分析情報提供装置を提供することにある。

【0011】

本発明の第2の目的は、複数の血管が存在する場合も、関心領域の血管の直径と角度とを正確に検出することができる血管分析情報提供方法及び血管分析情報提供装置を提供することにある。

30

【0012】

また、本発明の第3の目的は、血管映像で精密にアイリス領域を検出して補間することができる血管分析情報提供方法及び装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上述のような目的を達成するための本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法は、超音波信号を血管に対応する身体部位に照射して反射される超音波信号を検知するステップと、前記検知された超音波信号を用いてカラーモード(C-mode)映像を生成するステップと、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断するステップとを含む。

40

【0014】

このとき、前記血管の直径を判断するステップは、前記生成されたカラーモード映像において、前記血管を通る1つ以上の仮想の直線上の前記ピクセル値に対する1つ以上のプロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域を前記血管の直径と判断してよい。

【0015】

前記方法は、超音波信号照射及び検知ステップは、カラーモード映像を生成するステップと、生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径を判断するステップとを更に含んでよい。

50

【0016】

前記方法は、判断された直径上を通る1つ以上の仮想の直線上の前記1つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の角度を判断するステップを更に含んでよい。

【0017】

前記血管の角度を判断するステップは、水平面に対して対応する傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上の1つ以上のピクセル値を合算するステップと、前記合算されたピクセル値が最も小さい値及び前記複数の仮想の直線の前記傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断するステップとを含んでよい。

【0018】

前記方法は、超音波信号照射及び検知ステップと、カラーモード映像を生成するステップと、生成されたカラーモード映像1つ以上の領域に対する関心領域を設定するステップとを更に含んでよい。

【0019】

なお、前記方法は、前記関心領域の血流領域で1つ以上の予め設定されたピクセル値を外れるアイリアシング領域を検出するステップと、関心領域映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径を判断するステップと、判断された直径上を通る1つ以上の仮想の直線上のピクセル値に基づいて血管の角度を判断するステップとを含む。

【0020】

前記関心領域を設定するステップは、前記生成されたカラーモード映像の予め設定された位置に前記関心領域を設定するステップと、前記関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れる場合、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整するステップとを含んでよい。

【0021】

なお、前記血管分析情報提供方法は、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上の領域 (portions) に対して設定された前記関心領域に対して行われ、前記関心領域に対する映像処理が完了すると、前記判断された血管の角度に基づいて次回又は新たな関心領域に前記関心領域が新たに設定されてよい。

【0022】

なお、前記アイリアシング領域を検出するステップは、前記生成されたカラーモード映像のヒストグラムを更に考慮し、前記アイリアシング領域を検出するステップを含んでよい。

【0023】

なお、前記アイリアシング領域を検出するステップは、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に応じて、前記生成されたカラーモード映像の領域別にラベリング (labeling) を行うステップと、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域に対してクラスタリングするステップと、前記クラスタリング結果に基づいて前記アイリアシング領域を判断するステップと、前記判断されたアイリアシング領域を補間するステップとを含んでよい。

【0024】

前記アイリアシング領域を判断するステップは、1つのラベリングされた領域内に2つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域はアイリアシング領域と判断してよい。

【0025】

本発明の前記及び/又は別の特徴は、ユーティリティを上述の又は以下で説明する方法を行うためのプログラムのようなコンピュータ読み取り可能なコードを含むコンピュータ読み取り可能な媒体を提供することで達成されてよい。

【0026】

上記のような目的を達成するための本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供装置は、ディスプレイ部と、超音波信号を物体に照射して反射される超音波信号を検知する超音波送受信部と、前記反射される超音波信号を用いてカラーモード (C-mode) 映像を

10

20

30

40

50

生成し、前記生成されたカラーモード映像の１つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断する制御部とを含む。

【００２７】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像において、前記血管を通る１つ以上の仮想の直線上の１つ以上のピクセル値に対する１つ以上のプロファイル値を相互比較し、最も短い距離の血流領域を前記血管の直径と判断してよい。

【００２８】

前記制御部は、前記判断された直径上を通る１つ以上の仮想の直線上の１つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の角度を判断してよい。

【００２９】

前記制御部は、水平面に対して対応する傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上の１つ以上のピクセル値を合算し、前記合算されたピクセル値が最も小さい複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断してよい。

【００３０】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像の１つ以上の領域に対して、前記血管の中心部の映像を有する関心領域を設定して前記関心領域に対して前記映像処理を行ってよい。

【００３１】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像の予め設定された位置に前記関心領域を設定し、前記関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れる場合、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整してよい。

【００３２】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像の１つ以上の領域に対して設定された前記関心領域に対して行われ、前記関心領域に対する映像処理が完了すると、前記判断された血管の角度に基づいて関心領域が新たに設定されてよい。

【００３３】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像の１つ以上のピクセル値に基づいて血流領域を識別し、前記識別された血流領域で予め設定されたピクセル値を外れるアイリス領域を検出してよい。

【００３４】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像のヒストグラムを更に考慮し、前記アイリス領域を検出してよい。

【００３５】

前記制御部は、前記生成されたカラーモード映像のピクセル値に応じて、前記生成されたカラーモード映像の領域別にラベリングステップを行い、前記生成されたカラーモード映像の１つ以上のピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域に対してクラスタリングステップを行い、前記クラスタリングステップの結果に基づいてアイリス領域を判断し、前記判断されたアイリス領域を補間してよい。

【００３６】

なお、前記制御部は、１つのラベリングされた領域内に２つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域はアイリス領域と判断してよい。

【００３７】

以上のような本発明の多様な実施形態によると、本発明は超音波を用いて身体の映像を表示する関心領域を自動的に設定するための血管分析情報提供方法及び血管分析情報提供装置を提供してよい。

【００３８】

なお、本発明は、複数の血管が存在する場合も、関心領域の血管の直径及び／又は血管の角度を正確に検出することができる血管分析情報提供方法及び血管分析情報提供装置を提供する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

本発明の多様な実施形態によると、本発明は、血管映像で精密にアイリアシング領域を検出して補間することができる血管分析情報提供方法及び血管分析情報提供装置を提供してよい。

【 0 0 4 0 】

本発明の方法及び特徴は、上述又は以下に説明された方法を実行するためのプログラムとして、コンピュータが読み取ることができるコードを含む非一時的コンピュータ読み取り可能媒体を提供する方法又は装置を提供することで実現されてよい。

【 0 0 4 1 】

上述のような目的を達成するための本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法は、身体部位で反射された信号を受信するステップと、前記受信された信号に応じてディスプレイの一面にカラーモード映像をディスプレイするステップと、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基いた判断に応じて前記血管の直径を自動的に出力するステップとを含む。

10

【 0 0 4 2 】

前記血管の直径を出力するステップは、前記ディスプレイの画面に前記カラーモード映像上に前記直径をディスプレイするステップを含んでよい。

【 0 0 4 3 】

前記方法は、前記血管の血流情報に応じて、前記ディスプレイの前記スクリーン上に関心領域を自動的にディスプレイするステップを更に含んでよい。

20

【 0 0 4 4 】

前記方法は、外部カテーテルに対応する前記映像の一部に前記血管に沿って新たな関心領域を生成するステップを更に含んでよい。

【 0 0 4 5 】

前記方法は、前記ディスプレイされた関心領域に対応する前記血管の少なくとも1つの直径及び前記血管の角度を有する1つ以上の関心領域を自動的にそれぞれディスプレイするステップを更に含んでよい。

【 0 0 4 6 】

前記方法は、前記直径に対応する領域を通る仮想の直線の前記ピクセル値に応じて、前記血管の少なくとも1つの角度を自動的にディスプレイするステップを更に含んでよい。

30

【 0 0 4 7 】

前記方法は、前記血管の隣接する領域を用いて補間されたデータを有するアイリアシング領域を自動的にディスプレイするステップを更に含んでよい。

【 0 0 4 8 】

上記のような目的を達成するための本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供装置は、身体部位から反射された信号を受信する受信部と、前記受信された信号に応じてカラーモード映像を再生し、ディスプレイのスクリーン上に前記カラーモード映像をディスプレイし、前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径を判断し、前記判断された直径を前記ディスプレイの前記スクリーン上にディスプレイするようにする制御部とを含む。

40

【 0 0 4 9 】

前記制御部は、ディスプレイのスクリーンに含まれた前記映像上に前記血管の直径をディスプレイするように前記ディスプレイを制御してよい。

【 0 0 5 0 】

前記制御部は、前記血管の血流情報に応じて、前記ディスプレイの前記スクリーン上に関心領域を自動的にディスプレイするように前記ディスプレイを制御してよい。

【 0 0 5 1 】

前記制御部は、外部カテーテルに対応する前記映像の一部で前記血管に沿って新たな関心領域を自動的に生成してディスプレイしてよい。

【 0 0 5 2 】

50

前記制御部は、前記ディスプレイされた関心領域に対応する前記血管の角度及び直径を有する１つ以上の関心領域をそれぞれ順次にディスプレイしてよい。

【００５３】

前記制御部は、前記直径に対応する領域を有する仮想の直線の前記ピクセル値に応じて、前記血管の少なくとも１つの角度を自動的に生成してディスプレイしてよい。

【発明の効果】

【００５４】

以上説明したように本発明によれば、制御部は、血管の隣接する領域を用いて補間されたデータを有するアイリアシング領域を自動的に判断してディスプレイすることができるようになる。

10

【図面の簡単な説明】

【００５５】

【図１】本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供装置のブロック図である。

【図２】Ｃモード映像を生成する方法を示す図である。

【図３】本発明の一実施形態に係る血管の直径と角度とを測定する方法を示す図である。

【図４】血管の直径上を通る複数の仮想の直線を示す図である。

【図５】本発明の一実施形態に係る関心領域設定を示す模式図である。

【図６】血管角度を考慮して連続的に関心領域を設定する方法を示す模式図である。

【図７】本発明の一実施形態に係るアイリアシング領域を検出して補間する実施形態を示す図である。

20

【図８】本発明の一実施形態に係るアイリアシング領域を検出して補間する実施形態を示す図である。

【図９】本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法を示すフローチャートである。

【図１０】本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法を示すフローチャートである。

【図１１】本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法を示すフローチャートである。

【図１２】本発明の一実施形態に係る超音波診断機の参考図である。

【図１３】超音波診断機を用いた超音波診断過程を示す模式図である。

【図１４】図１２のような超音波診断機を用いて血管の直径と角度とを検出することを示す図である。

30

【図１５】カテーテルの上部キャストイング（Top-casting）位置から移動経路を示す図である。

【図１６】本発明の一実施形態に係る血管造影映像装置の構成を示すブロック図である。

【図１７】本発明の一実施形態に係るカテーテル移動経路画面を示す図である。

【図１８】本発明の一実施形態に係る血管造影映像ディスプレイ方法を示すフローチャートである。

【図１９】人体のような部位を別の装置で撮影した映像を示す図である。

【図２０】本発明の一実施形態に係る医療映像整合装置を示すブロック図である。

【図２１】血管分岐点の角度と分岐点との間の距離を示す図である。

40

【図２２】映像整合のための１つ以上の指標検出を示す図である。

【図２３】本発明の一実施形態に係る１つ以上の映像整合指標選定方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００５６】

以下に添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【００５７】

本開示において定義された詳細な構成及び構成要素等の事項は、本発明の概念の包括的

50

な理解を促すために提供される。よって、本発明の概念の実施例は、そのような制限なしに行われ得ることは自明である。なお、関連の公知機能或いは構成に対する詳細な説明は、本発明の不要な細部事項は不明なため省略する。

【0058】

図1は、本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供装置100を示すブロック図である。

【0059】

図1を参照すると、本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供装置100は、超音波送受信部110と、制御部120と、ディスプレイ部130を含む。

【0060】

超音波送受信部110は、超音波信号を血管の通る身体部位に照射して身体部位から反射される超音波エコー信号を検知する構成である。そのために、超音波送受信部110は、振動子を含むトランスデューサで構成されたプローブ(probe)と、超音波エコー信号を検知するための同調コイルを含んでよい。なお、受信された信号を処理するためのアナログ/デジタルコンバータ、信号処理部を含む。

【0061】

ディスプレイ部130は、制御部120に対して処理された1つ以上の映像を表示する構成である。ディスプレイ部130は、多様なディスプレイパネルを含んでよい。すなわち、ディスプレイ部130は、有機発光ダイオード(Organic Light Emitting Diodes: OLED)、液晶ディスプレイパネル(Liquid Crystal Display Panel: LCD Panel)、プラズマディスプレイパネル(Plasma Display Panel: PDP)、VFD(Vacuum Fluorescent Display)、FED(Field Emission Display)、ELD(Electro Luminescence Display)等、多様なディスプレイ技術で実現されてよい。ディスプレイパネルは、発光型からなってもよいが、反射型ディスプレイ(E-ink、P-ink、Photonic Crystal)はディスプレイパネルで利用されてよい。なお、フレキシブルディスプレイ(flexible Display)、透明ディスプレイ(transparent display)等で実現可能であってよい。なお、複数のディスプレイパネルを備えてよい。本開示の実施形態は、それに限定されるわけではない。タッチパネルは、画面を通じて映像を表示し、装置100の機能を制御する画面を通じてユーザからユーザ入力を受信するようにディスプレイ130として使用されてよい。

【0062】

制御部120は、血管分析情報提供装置100の動作全般を制御してよい。

【0063】

制御部120は、MPU(Micro Processing Unit)又はCPU(Central Processing Unit)、キャッシュメモリ(Cache Memory)、データバス(Data Bus)等のハードウェア構成と、運営体制、対応する目的を行う1つ以上のアプリケーションのソフトウェア(プログラム)構成を含んでよい。システムクロックに応じて血管分析情報提供装置100の動作のための各構成要素に対する1つ以上の制御命令がメモリで読み込まれ、読み込まれた制御命令に応じて電気信号を発生させてハードウェアの各構成要素を動作させる。

【0064】

制御部120は、超音波送受信部110の超音波送受信処理(operation)を制御する。そして、1つ以上の身体部位から反射された超音波信号が受信されると、受信された信号を用いて白黒信号を有するB-モード映像又はC-モード(カラーモード)映像を生成する。

【0065】

B-モード(Brightness-mode)映像は、身体部位から反射してくる超音波エコー信号を用いて超音波が白黒に照射された前記身体部位に対応する映像である。

身体部位までの距離を横軸に置いて反射されたエコーの振幅を縦軸に置く場合、振幅をドットの輝度に代替して表示することができるが、B - モード映像は白黒映像で構成されてよい。

【0066】

C - モード (Color Doppler mode) 映像は、身体部位から反射してくる超音波エコー信号を用いて超音波が1つ以上のカラーで照射された前記身体部位に対応する映像である。制御部120は、超音波エコー信号が受信されてドップラ効果によって周波数偏移が生じた場合、1つ以上の偏移周波数を計算することで、血流の速度を測定することができる。そして、上述の構成 (components) を用いてC - モード映像を構成してよい。

10

【0067】

図2は、装置において、例えば、図1の装置から提供する血管分析情報、Cモード映像を生成する方法を示す図である。

【0068】

制御部120は、ドップラビーム (Doppler Beam) のレンジゲート (Range Gate) 周囲の例えば、1つ以上のピクセルである $m \times n$ のピクセル (Pixel) を選択する。 $m \times n$ のピクセルは、ユーザ入力によって $m \times n$ のピクセルを選択したり、血管壁の上下境界を自動的に検索して上下境界が全て含まれる範囲に $m \times n$ のピクセルが選択されてよい。このとき、境界検出 (Edge Detection) アルゴリズムや同質性検出 (Homogeneity Detection) アルゴリズムを使用して前記血管壁検出が可能である。又は、後述の関心領域選択技術が用いられてよい。

20

【0069】

図2を参照すると、各ピクセルに対して超音波応答信号の速力は $0 \sim k$ の間のピクセル値 (k は整数) を有してよい。 k は、ビット解像度 (bit resolution) によって決定され、例えば、ビット解像度が8ビット解像度を有する場合には、各ピクセルは $0 \sim 225$ の値 (又は、カラー値) で表現されてよい。

【0070】

制御部120は、生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径と角度とを測定することができる。図3は、血管の直径と角度とを測定する方法を示す模式図であり、図4は、血管の直線又は直径に対応する領域上を通る複数の仮定の直線を示す図である。

30

【0071】

図1ないし図4を参照すると、制御部120はカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径を判断する。なお、制御部120は、Cモード映像とBモード映像とを同時に直径及び/又は角度を判断するのに利用することもできる。このときは、生成された映像を再構成する作業が行われる。図3の実施形態はこのような場合を示している。

【0072】

すなわち、Bモード映像とCモード映像とを組み合わせる新たな映像を生成する。このような方法は、Bモード映像とCモード映像とが有する短所を補うことができる。Bモード映像では、血管及び周辺組織細胞の解剖学的境界が現れるが、雑音によってはっきりとした境界を見つけにくい場合が多い。なお、Cモード映像でも血流の相対的な速度が現れるが、場合によってカラー情報が不十分であることがある。本発明は、再構成された映像を用いてBモード又は/及びCモードで発生し得るノイズを最小化して血管情報を推定する。

40

【0073】

再構成された新たな映像情報は、次のような数式で計算されてよい。

【0074】

$$I_{f - image}(i, j) = \alpha * N_{b - image}(i, j) + \beta * N_{c - image}(i, j)$$

50

$I_{f-image}$ は、再構成された映像 ($fused\ image$)、
 $N_{b-image}$ 、 $N_{c-image}$ は、正規化 ($normalization$) され
 た B、C - mode 映像、
 α 、 β は、加重値 ($weight\ factor$)、そして、
 (i, j) は映像サイズが $m * n$ である際、 $(0 \leq i < m, 0 \leq j < n)$ ピクセル位置
 である。

【0075】

計算をより効率よくするために、映像の再構成は後述の関心領域に対してのみ行ってよい。

【0076】

制御部 120 は、生成されたカラーモード映像において、血管の任意のピクセルを有する 1 つ以上の仮想の直線に対して血流領域プロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域プロファイル値を有する直線上の血流直径を前記血管の直径 (距離) と判断することができる。ここで、血流領域プロファイル値は、血流領域に対応する 1 つ以上の連続するピクセル値の和を意味する。

【0077】

C モード映像又は再構成された映像で血管を通る複数の仮想の直線上のピクセル値は、血流領域とその他の領域とを予め設定された閾値を基準に区別することができる。血流領域は、血流の速度により、別の領域に比べて異なる値で表現される。よって、このようなピクセル値のプロファイル値を構成することができる。このとき、少なくとも 1 つの血流領域に該当するプロファイル値の領域に配置された ($disposed$) 最も短い直線が血管に直交配置された移送直線 ($traverse\ line$) RD と判断されてよい。そして、横切る直線 RD の最も短い直線を有するプロファイル値領域の長さが、図 3 に示すように、血管の直径 D になる。

【0078】

関心領域を設定した場合なら、関心領域の血流中心座標であるレンジゲートで血管の直径 (Δv) を測定する。

【0079】

その次に、制御部 120 は、例えば、図 3 に示すように、垂直ライン RV に直交する水平ライン RH、基準ラインに対して Ar 方向に血管の角度 Aa を判断する。制御部 120 は判断された直径 D 上を通る 1 つ以上の仮想の直線上の 1 つ以上のピクセル値に基づいて、前記血管の角度 Aa を判断する。図 4 の (A) に示すように、判断された直径上を通る仮想の直線 41 を血管の角度を判断するために考慮してよい。もし、血管の中心領域を通る仮想の直線 41 があるとしたら、その仮想の直線 41 は血管の方向になり、その仮想の直線が水平面となす 1 つの角度が血管の角度になる。仮想の直線は相互区別されてよい。

【0080】

このとき、図 4 の (A) に示すように、判断された直径 D 上を通る複数の仮想の直線 41 を考慮してよい。仮想の直線の本数を N_{VR} 本であるとしたら、 N_{VR} と判断された直径 D、例えば Δv は、次の関係を満たす。

【0081】

$$N_{VR} = \Delta v / \lambda$$

λ は、複数の仮想の直線の線間の間隔である。

【0082】

すなわち、仮想の直線の本数は、隣接する仮想の直線の間隔 (又は、幅 (gap)) に反比例する。

【0083】

直径上を通る多様な角度の複数の仮想の直線は、血管の角度を判断するために考慮することができる。図 4 の (B) は、仮想の線 43 を示す。ここで、各仮想の直線の間隔は、 $-180 \sim 180$ 度の間の範囲で k 度の間隔で生成されてよい。 k 値が小さいほど、計算される角度解像度が大きくなるが、小さい k は演算速度を低下させるおそれがある。こ

10

20

30

40

50

で、 k は 1 度を使って角度検出動作又はユーザのデザインや好みの実行に応じて自動的に又は手動で調節可能である。

【0084】

このとき、制御部 120 は、水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上の 1 つ以上のピクセル値を合算することができる。図 4 の (A) において、直径 D 上を通る同一の角度を有する仮想の直線 41 上の 1 つ以上のピクセル値を合算することができる。そして、制御部 120 は、前記合算されたピクセル値のうち、最も小さい値及び複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断することができる。例えば、図 4 の (A) において水平面となす角が小さい直径 D 上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果が、別の角度の直径上を通る仮想の直線上のピクセルを合算した結果より小さい場合なら、前者の血管の角度になる。

10

【0085】

上述の値及び構成 (components) を数式化して代表値を定義することができる。すなわち、制御部 120 は、水平面 H に対して傾いた角度 θ に応じて、前記判断された直径 D の中心 Cd 上を通る複数の仮想の直線 43 に対して代表値を計算することができる。代表値は、以下の式で定義される。

【0086】

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k * L_{i_SD}) \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

$E(\theta)$ は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する複数の仮想の直線に対する代表値、

20

N_{VR} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する仮想の直線の本数、

L_{i_AVE} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の平均、

L_{i_SD} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の標準偏差である。

【0087】

そして、制御部 120 は、水平面に対して複数の仮想の直線の角のうち、傾いた角度が最も小さい計算された代表値を有する際、仮想の直線の傾いた角度を前記血管の角度と判断する。水平面は、ディスプレイの 1 つの画面上にディスプレイされた血管の境界壁の間に配置される。

30

【0088】

以下においては、関心領域を設定する方法を説明する。

【0089】

図 5 は、本発明の一実施形態に係る関心領域設定を示す模式図である。

【0090】

図 1 ないし図 5 を参照すると、制御部 120 は生成されたカラーモード映像の 1 つ以上の部位 (portion) に対して関心領域を設定することができる。関心領域とは、超音波信号を照射するための身体部位のことを意味し、本発明では主に血管の中心部の映像を含んでよい。しかし、本開示は、それに限定されるものではない。関心領域は、血管の中心周辺部位であってよい。本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法は関心領域に対して行われてよい。

40

【0091】

制御部 120 は、生成されたカラーモード映像の予め設定された位置に関心領域を設定する。そして、制御部 120 は、関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れるかを判断する。もし、予め設定された範囲内であったり、血流中心座標と関心領域中心座標とが一致する場合なら、映像処理を行えばよい。しかし、関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れる場合なら、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整する。

【0092】

50

図 5 の (A) において、初期関心領域 5 0 は、血管 5 2 映像の一部のみを含んでいることが分かる。この場合、初期関心領域 5 0 に関する中心座標値 C a が、血管 5 2 の血流の中心座標値 C b と類似しないか、血管 5 2 の血流の中心座標値 C b 領域内にないため、図 5 に示すように、初期関心領域 5 0 が調整される。関心領域 5 0 を調整した結果、初期関心領域 5 0 の中心座標値 C a は、血流の中心座標値 C b と類似するか、又は、血流の中心座標値 C b 領域内にあってよい。中心座標値 C a 及び中心座標値 C b は、図 5 の (C) に示すように、中心座標値 5 3 に対応してよい。

【 0 0 9 3 】

関心領域は、当該疾病及び疾病に対する臨床上の判断基準に応じて異なってよい。そして、関心領域は、患者の健康状態、年齢、栄養摂取状態、身体条件、身体部位等に応じて異なってよい。

10

【 0 0 9 4 】

関心領域 (R O I) の位置又は面積 (d i m e n s i o n) (領域 (a r e a)) は、ユーザの好み又はデザインに応じて自動又は手動で設定されるか、関心領域 (R O I) 及び / 又は映像の対応する特性又は使用によって調整されてよい。特性は、解像度、色相及び輪郭であってよい。

【 0 0 9 5 】

制御部 1 2 0 は、図 5 のスクリーン上に A、B、及び / 又は C をディスプレイするようにディスプレイ 1 3 0 を制御してよい。図 5 の A、B 及び C のイメージは、順次に表示されたり、同時にこれらの画面に表示してよい。関心領域の位置を調整する調整処理が制御部 1 2 0 で行われる際、たった 1 つのビューである B 又は C がディスプレイ 1 3 0 に表示されることも可能である。

20

【 0 0 9 6 】

図 5 の (A) に示すように、関心領域 (R O I) の中心位置は映像スクリーンの中央 (又は、ディスプレイされた映像) に対応してよい。しかし、関心領域 (R O I) の中心位置が近い血管部位に調整される場合、例えば、血流の中心位置又は血管の中心位置、調整された関心領域 (R O I) の中心位置は映像スクリーンの中心領域になくてよい。この場合、制御部 1 2 0 は、ディスプレイ 1 3 0 は調整された関心領域 (R O I) の中心位置に対応するように、その中央部とともにイメージを表示することができると、別の調整プロセスを行う。すなわち、図 5 の (C) の中心座標値 5 3 はスクリーンの中心領域 (又は、ディスプレイされた映像) に対応してよい。

30

【 0 0 9 7 】

制御部 1 2 0 は、関心領域 (R O I) が映像の中心に配置される際、関心領域 (R O I) の位置を調整せずに、血流の中心位置を関心領域の中心位置に対応して動かすように調整処理を行うことができる。この場合、制御部 1 2 0 は、血流の中心位置が高関心領域の位置を移動させずに関心領域の中心位置に該当することができるよう映像を調整する調整処理を行う。なお、制御部 1 2 0 は、映像の中心領域に対応するために、関心領域の中心及び血流の中心を変更する別の補正処理を行うことができない。

【 0 0 9 8 】

設定された関心領域に対する映像処理が完了する場合、次の関心領域を設定して映像処理が行われてよい。

40

【 0 0 9 9 】

図 6 は、血管角度に応じて連続して 1 つ以上の関心領域を設定する方法を示す模式図である。

【 0 1 0 0 】

設定された関心領域に対する映像処理が完了した後、初期関心領域を次の関心領域 (又は、次の関心領域生成) に移動して映像処理するために、制御部 1 2 0 は前記のように判断された血管の角度に基づいて新たな関心領域を設定することができる。

【 0 1 0 1 】

図 6 は、最初関心領域 6 1 0 を映像処理し、次の関心領域 6 2 0、6 2 0 a、6 2 0 b

50

、 6 2 0 c ... 及び又は 6 2 0 i を設定する過程を示している。関心領域の位置に対応する位置において血管角度を考慮して関心領域が設定されることが分かる。

【 0 1 0 2 】

制御部 1 2 0 は、ユーザの好み又は相応する使用量に応じた R O I 領域の絶対的又は相対的な位置を設定することができる。関心領域の面積（領域）は、ユーザの好み又は相当の使用量に応じて同一になるか、異なるように設定されてよい。初期関心領域及び 1 つ以上の関心領域は、新たな関心領域を設定するためのそれぞれのプロセスに応じてディスプレイ 1 3 0 の映像画面上に順次にディスプレイされてよい。最終関心領域が設定される際、全ての関心領域は同時にディスプレイされてよい。関心領域は、位置及び面積に応じて重畳してよい。関心領域は重畳されてよい。ただ、現在（設定されるか、又は生成された）関心領域は、ディスプレイされた映像にハイライト又は強調されてディスプレイされてよい。図 6 は、同一の境界の厚さを示しているが、関心領域（R O I）は別の関心領域と異なる輝度又は異なる厚さを有する別の境界ライン（外郭線）を有してよい。関心領域のうちの 1 つのみが、例えば、現在設定された関心領域（初期関心領域又は新たな関心領域）が実線で表示され、以前の関心領域は点線で表示したりディスプレイされた映像から消えてよい。図 6 は、血管 6 3 0 及び血管 6 3 0 における血流の中心線 6 4 0 を示す。血流中心線 6 4 0 は、血流角度の変化に対応することができる。

【 0 1 0 3 】

以下においては、アイリアシング領域を検出して映像を補間する実施形態を説明する。

【 0 1 0 4 】

図 7 及び図 8 は、アイリアシング領域を検出して補間する方法を示す。

【 0 1 0 5 】

制御部 1 2 0 は、生成されたカラーモード映像のピクセル値に基づいて血流領域を識別することができる。勿論、再構成された映像を上述のように、血流領域を区分するために用いることもできる。制御部 1 2 0 は、1 つ以上の血流領域で予め設定されたピクセル値を外れる 1 つ以上のアイリアシング（a l i a s i n g）領域を検出する。血流領域は、血流速度に応じてピクセル値が異なるように設定されるが、血流領域で血流速度の閾値を超えるピクセル値が存在する場合がある。すなわち、血管の異物が存在して閉塞区間があったり検出されることもあり得るし、別の原因によってノイズが発生することもあり得る。このような閉塞区間をアイリアシング区間とし、それを検出して補間する。アイリアシング領域は、実際血流速度値ではないバイアス（b i a s）によってピクセル値が重大（c r i t i c a l）値より高い特定値にシフトされる現象である。

【 0 1 0 6 】

図 7 において、アイリアシング区間は、別の血流領域に比べて別のピクセル値を有している。アイリアシング領域のピクセル値を生成するために別の血流領域のピクセル値に補間が必要である。

【 0 1 0 7 】

ただ、実際にアイリアシング区間が現れる理由は多様であることから、単にノイズがアイリアシングを引き起こすことがあるため、補間が必要かを判断する必要がある。図 8 の A - 1 は血流領域 8 1 1 と別のピクセル値を有する区間 8 1 3 とを示す。しかし、図 8 の A - 3 に示す生成されたカラーモード映像のヒストグラムを考慮すると、前記両血流領域が相互異なる血流速度を有するため、両区間 8 1 1、8 1 3 が別の血管であることを判断することができる。実際に、図 8 の A - 1 は両血管が重なって通る位置の映像である。そのため、図 8 の A - 2 に示すように、映像処理が行われた映像で両血流領域 8 1 1、8 1 3 は相互異なるように表示される。

【 0 1 0 8 】

図 8 の B - 1 において、図 8 の B - 3 に示すヒストグラム B - 3 に応じて両区間 8 2 2 及び 8 2 3 が同一血管であるため、両領域 8 2 2 及び 8 2 3 はアイリアシング領域と判断されて補間が行われる。そのため、図 8 の B - 2 に示すように、映像処理が行われた映像でも両血流領域 8 2 2 及び 8 2 3 は相互同一に表示される。

【0109】

アイリアシング領域を検出する場合、次のアルゴリズムが考慮されてよい。まず、制御部120は、生成されたカラーモード映像のピクセル値に応じて前記生成されたカラーモード映像の各領域上にラベリング (labeling) 動作を行う。ラベリングとは、隣接する画素に全て同一の番号 (label) を割り当て、連結されない別の成分 (ピクセル) には別の番号をつける作業のことを指す。そして、制御部120は、生成されたカラーモード映像のピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域上にクラスタリング動作を行う。そして、クラスタリング処理の結果に基づいてアイリアシング領域を判断する。このとき、1つのラベリングされた領域内に2つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域はアイリアシング領域と判断可能である。制御部120は、判断されたアイリアシング領域を隣接する領域のピクセル値を用いて補間する。

10

【0110】

一方、血管は独立した点 (spot) の形態ではない、連続した管の形態で連結されてよい。すなわち、小さい点の大きさのラベルはノイズと見なして除去されてよい。ノイズ成分が除去されて残るラベルは全て1つ以上の血管を構成する成分である。各ラベルでカラー情報 (血流速度) を基準に群集化して (clustering) 速度分布を算出する。

【0111】

図9ないし図11は、本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法を示すフローチャートである。

20

【0112】

図9を参照すると、本発明の一実施形態に係る血管分析情報提供方法は、第1超音波信号を血管に対応する身体部位に照射して身体部位から反射される第2超音波信号を検知するステップ (S910)、前記第2超音波信号を用いてカラーモード (C-mode) 映像を生成するステップ (S920) 及び前記生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の直径を判断するステップ (S930) を含んでよい。このとき、前記血管の直径を判断するステップ (S930) は、前記生成されたカラーモード映像で、前記血管を通る1つ以上の仮想の直線上の1つ以上のピクセルに対する1つ以上のプロファイル値を相互比較して血流領域の距離 (間隔) の間で血流領域の最も短い血流距離 (間隔) を前記血管の直径と判断するものであってよい。前記血管の前記直径は、その位置における管の1つの直径であってよい。しかし、前記血管の血流に応じて、その対応する位置に複数の直径を有することができる。1つ以上の直径は、制御部120の制御信号に応じて前記ディスプレイ130のスクリーン上に血管に対応する位置にディスプレイされてよい。

30

【0113】

図10を参照すると、本発明の別の実施形態に係る血管分析情報提供方法は、超音波信号照射及び検知ステップ (S1010)、前記検知された超音波信号を用いてカラーモード映像を生成するステップ (S1020)、生成されたカラーモード映像の1つ以上のピクセル値に基づいて血管の直径を判断するステップ (S1030) を含んでよい。ステップ S1010、S1020、S1030 は、それぞれステップ S910、S920、S930 に対応してよい。

40

【0114】

対応する直径上を通る仮想の直線上の1つ以上のピクセルに基づいて前記血管の1つ以上の角度を判断するステップ (S1040) を更に含んでよい。

【0115】

このとき、前記血管の角度を判断するステップ (S1040) は、水平面に対して1つ以上の傾いた角度に応じて前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上のピクセル値を合算するステップと、前記合算されたピクセル値が最も小さい複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断するステップを含んでよい。1つ以上の血管の角度は、制御部120の制御信号に応じて、その画面上にディスプレイされてよい。1つ以上

50

の角度は血管の形状に応じて得られることができるため、制御部 120 が対応する角度を判断する際、角度はディスプレイ 130 のスクリーン上に血管に対応する位置にディスプレイされてよい。

【0116】

図 11 を参照すると、本発明の更に別の実施形態に係る血管分析情報提供方法は、超音波信号照射及び検知ステップ (S1110)、カラーモード映像を生成するステップ (S1120)、生成されたカラーモード映像 1 つ以上の部位に対する関心領域を設定するステップ (S1130) を含んでよい。なお、関心領域の血流領域において、予め設定されたピクセル値を外れるアイリアシング領域を検出するステップ (S1140)、関心領域映像のピクセル値に基づいて少なくとも 1 本の血管の直径を判断するステップ (S1150)、対応する直径上を通る仮想の直線上の 1 つ以上のピクセル値に基づいて少なくとも 1 本の血管の角度を判断するステップ (S1160) を更に含んでよい。

10

【0117】

前記関心領域を設定するステップ (S1130) は、前記生成されたカラーモード映像の予め設定された位置に関心領域を設定するステップと、前記関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れる場合、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整するステップを含んでよい。

【0118】

なお、前記血管分析情報提供方法は、前記生成されたカラーモード映像の一部に対応する設定された関心領域に対して行われ、前記関心領域に対する映像処理が完了すると、前記判断された血管の角度に基づいて感心領域が新たに設定されてよい。

20

【0119】

なお、前記アイリアシング領域を検出するステップ (S1140) は、前記生成されたカラーモード映像のヒストグラムを更に考慮して前記アイリアシング領域を検出するステップを含んでよい。

【0120】

なお、前記アイリアシング領域を検出するステップ (S1140) は、前記生成されたカラーモード映像のピクセル値に応じて前記設定されたカラーモード映像の領域別にラベリングを行うステップと、前記生成されたカラーモード映像のピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域上でラベリングするステップと、前記クラスタリング結果に基づいてアイリアシング領域を判断するステップと、前記判断されたアイリアシング領域を補間するステップを含んでよい。制御部 120 が補間ステップを行う際、前記アイリアシング領域は前記ディスプレイ 130 上に血管の隣接する領域とともにディスプレイされるために、補間されたピクセル値 (データ) を有する補間された領域に調整されたり、変更されたり、取り替えられる。

30

【0121】

前記アイリアシング領域を判断するステップ (S1140) は、1 つのラベリングされた領域内に 2 つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域はアイリアシング領域と判断してよい。

【0122】

本発明の一般的な概念は、コンピュータ読み取り可能な媒体にコンピュータが読み取ることができるコードとして実現することが可能である。コンピュータ読み取り可能な媒体は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体及びコンピュータ読み取り可能な伝送媒体を含んでよい。コンピュータが読み取ることができる記録媒体は、コンピュータシステムによって読み取られるプログラムでデータを保存することができる任意のデータ保存装置である。コンピュータが読み取ることができる記録媒体の例としては、半導体メモリ、読み取り専用メモリ (ROM)、ランダムアクセスメモリ (RAM)、USBメモリ、メモリカード、ブルーレイディスク、CD 又は DVD-ROM、磁気テープ、フロッピディスク、光データ保存装置等を含む。コンピュータ読み取り可能な記録媒体は、ネットワークで接続されたコンピュータシステムに分散されてよく、コンピュータ読み取り可能なコードが分散

40

50

方式で保存された実行されるようにすることができる。コンピュータ読み取り可能な伝送媒体は、搬送波又は信号（例えば、インターネットを通じた有線又は無線データ伝送）を伝送することができる。なお、本発明の一般的な概念を達成するための機能的なプログラム、コード及びコードセグメントは、本発明の一般的な概念が属する技術分野のプログラムによって容易に推論されてよい。なお、上述の血管分析情報提供方法は、組み込みソフト又はパームウェア形態でCISC（Complex Instruction Set Computer）チップ、RISC（Reduced Instruction Set Computer）チップ、ビットスライスMPU（Micro Processing Unit）のうちいずれかに提供されてよい。

【0123】

血管分析情報提供装置100は、パルス波ドップラ超音波診断機で実現されてよい。図12は、本発明の一実施形態に係る超音波診断機200の参考図を示し、図13は、本開示の一実施形態によって、図12の超音波診断機200を用いた超音波診断過程を示す模式図である。

【0124】

超音波診断機200は、プローブ（probe）211を含む超音波送受信部210と、制御部220と、ディスプレイ部230、胴体部240の他にも、いくつかの構成を更に含んでよい。すなわち、超音波診断のための多様なユーザセットのための多様なキーを含むキー入力部、その他の多様なユーザインターフェース250を更に含んでよい。超音波診断機200の超音波送受信部210、制御部220、ディスプレイ部230は上述の図1に示す血管分析情報提供装置100の超音波送受信部110、制御部120、ディスプレイ部130と同一の構成であってよい。

【0125】

ユーザ、例えば診断者又は医者は、超音波診断機200のプローブ211を血管分析情報を得るために身体部位に触れることができ、超音波診断機200を駆動させることができる。ユーザ入力による設定に応じて、B-モード映像及びC-モード映像の組み合わせ又は少なくとも1つを生成してディスプレイ部230に表示する。超音波診断機200は、ドップラスペクトル映像をサポートするユニットを有してよい。この場合、ディスプレイ部230は、B-モード映像又はC-モード映像だけでなく、ドップラスペクトル映像もディスプレイする。

【0126】

制御部220は、生成されたカラーモード映像の1つ以上の部位に対して関心領域を設定することができる。上述のように、関心領域とは、超音波信号を照射するための身体部位を意味する。

【0127】

制御部220は、診断者が最初にプローブを身体部位に制御又は接触させた位置から生成されたカラーモード映像に関心領域を設定することができる。そして、制御部220は、関心領域の中心座標が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れるかを判断する。もし、関心領域の中心座標値が予め設定された範囲内か、血流中心座標と関心領域中心座標とが似ている場合なら、映像処理を行えばよい。しかし、診断者が患者の身体部位に無作為にプローブを位置するように制御し、プローブの中心位置が血管から外れている場合（図13の（A）に示すように）、関心領域の中心座標値が前記生成されたカラーモード映像の血流中心座標値から予め設定された範囲を外れてよく、そのときは、制御部220は、図13の（A）、（B）、（C）に示すように、自動中心領域調整ステップによって中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整する（図13の（C）に示すように）。

【0128】

ただ、上述の血管分析情報提供装置100の実施形態においても説明したように、関心領域の特性は医学的疾患の処方に対する臨床的な判断基準又は選好に応じて相互異なるとよい。なお、関心領域に対する診断が完了する信号が、ユーザによって、又は自動的に入

10

20

30

40

50

力されると、上記と同一の方式で次の関心領域に対する自動的な設定が可能である。

【0129】

超音波診断機200は、関心領域に対して血管分析情報提供装置100と同様に、カラーモード映像のピクセル値に基づいて血管の1つ以上の直径と1つ以上の角度とを測定することができる(図13の(D)に示すように)。

【0130】

制御部220は、カラーモード映像のピクセル値に基づいて血管の直径を判断する。勿論、制御部220は、生成されたCモード映像とBモード映像とを同時に考慮することもできる。このとき、Bモード映像とCモード映像とを組み合わせると新たな映像を生成する。Bモード映像では、血管及び周辺の組織細胞の解剖的な境界が現れるが、少なくとも雑音によってユーザが境界を見つけにくい場合が多い。Cモード映像でも、血流の相対的な速度が出たり検出されるが、場合によって、カラー情報をユーザに見せる(ディスプレイする)には不十分であることがある。本発明は、再構成された映像を用いてBモードとCモード映像で発生し得るノイズを最小化し、血管情報は推定されて生成されてよい。角度及び直径は、ユーザ設計又は選好によるディスプレイに表示されたビジュアル映像又はオーディオ部から生成されたオーディオ信号又は超音波診断装置200のスピーカ(図示せず)を用いて関心領域に対してユーザに知らせることができる。

10

【0131】

再構成された新たな映像情報は、次のような数式で計算されてよい。

【0132】

$$I_{f-i m a g e}(i, j) = \alpha * N_{b-i m a g e}(i, j) + \beta * N_{c-i m a g e}(i, j)$$

20

$I_{f-i m a g e}$ は、再構成された映像(fusioned image)、

$N_{b-i m a g e}$ 、 $N_{c-i m a g e}$ は、正規化(normalization)されたB、C-mode映像、

α 、 β は、加重値(weight factor)、そして、

(i, j) は映像サイズが $m * n$ ($0 \leq i < m$, $0 \leq j < n$)である際のピクセル位置である。

【0133】

計算をより効率よくするために、映像の再構成は関心領域に対してのみ行ってよい。

30

【0134】

制御部120は、生成されたカラーモード映像において、1つ以上の血管の任意のピクセルを有する仮想の直線に対して1つ以上の血流領域プロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域プロファイル値を有する直線上の血流直径を前記血管の厚さ(距離又はギャップ)で判断することができる。ここで、1つ以上の血流領域プロファイル値は、血流領域示す連続するピクセル値の和によって生成された値を意味する。

【0135】

Cモード映像又は再構成された映像で血管を通る複数の仮想の直線上の1つ以上のピクセル値は、血流領域とその他の領域とを予め設定された閾値を基準に区別することができる。血流領域は、血流の速度にとり、別の領域に比較して異なる値で表現されてよい。よって、このようなピクセル値に基づいてプロファイル値を構成することができる。このとき、1つの血流領域に該当するプロファイル値の領域が最も短い直線が血管に直交配置された移送直線と判断されてよい。そして、そのプロファイル値領域の長さが、血管の直径になる。

40

【0136】

なお、制御部220は、血管の角度を判断することができる。制御部220は、判断された直径上を通る仮想の直線上の1つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の1つ以上の角度を判断する。このとき、直径上を通る仮想の直線を考慮することができる。このとき、血管の中心を通る仮想の直線は角度を判断したり計算するのに考慮することができる。前記仮想の直線は、血管の方向になり、その仮想の直線が水平面となす角度が血管の角度

50

になる。血管の直径上を通る複数の仮想の直線を考慮することができる。仮想の直線の本数を N_{VR} 本であるとしたら、 N_{VR} と判断された直径 Δv は、次の関係を満たす。

【0137】

$$N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$$

λ は、複数の仮想の直線の線間の間隔である。

【0138】

すなわち、仮想の直線の本数は、仮想の直線の間隔に反比例する。

【0139】

直径上を通る多様な角度の複数の仮想の直線を考慮することができる。すなわち、各仮想の直線の間隔は、 $-180 \sim 180$ 度の間で k 度の間隔で生成されてよい。 k 値が小さいほど、計算される角度解像度が大きくなるが、小さすぎる k は演算速度を低下させることになる。ここで、 k は 1 度を使って角度検出性能に応じて自動的に又は手動で調節（又は設定）が可能である。

10

【0140】

このとき、制御部 220 は、水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。直径上の地点を通る予め設定された角度を有する複数の仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。制御部 220 は、前記合算されたピクセル値が最も小さい値及び複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断することができる。例えば、図 4 の (A) において水平面となす角が小さい直径上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果が、別の角度の直径上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果より小さい場合なら、前者に対応する角度が血管の角度になる。

20

【0141】

それを数式化して代表値を定義することができる。すなわち、制御部 220 は、水平面に対して傾いた角度に応じて前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線に対して代表値を計算することができる。代表値は、下記の式で定義される。

【0142】

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k * L_{i_SD}) \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

30

$E(\theta)$ は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する複数の仮想の直線に対する代表値、

N_{VR} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する仮想の直線の本数、

L_{i_AVE} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の平均、

L_{i_SD} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の標準偏差である。

【0143】

そして、制御部 220 は、複数の仮想の直線の前記水平面に対してそれぞれ傾いた角度を判断し、計算された代表値が最も小さい仮想直線の傾いた角度を前記血管の角度と判断する。

【0144】

40

図 13 の (E) に示すように、本発明に係る超音波診断機 200 は、上述の方法で血管の直径と角度とを計算することができるようになる。

【0145】

なお、超音波診断機 200 は、1 つ以上のアイリアシング領域を検出して補間することが可能である。

【0146】

上述のように、血流領域で血流速度の閾値を超えるピクセル値が存在する領域をアイリアシング領域とする。それは、血管の異物が存在して閉塞区間があったり、別の原因によってノイズが発生する。アイリアシング領域は、実際血流速度値ではない、バイアスによって一定値が正常レベル (normal level) から特定レベル (certain

50

level) にシフトする現象である。

【0147】

超音波診断機200の制御部220は、生成されたカラーモード映像のピクセル値に応じてカラーモード映像の領域別にラベリングを行う。制御部220は、カラーモード映像のピクセル値に基づいて前記ラベリングされた領域に対してクラスタリングする。そして、クラスタリング処理結果に基づいてアイリアシング領域を判断する。このとき、1つのラベリングされた領域内に2つ以上のクラスタリングされた領域がある場合、前記ラベリングされた領域はアイリアシング領域と判断可能である。制御部220は、1つ以上の隣接する領域のピクセル値を用いて判断されたアイリアシング領域を補間する。

【0148】

一方、一般的に血管は独立した点の形態ではない、連続した管の形態を有するように連結されて（拡張されて）おり、小さい点の大きさのラベルはノイズと見なして除去する。ノイズ成分が除去されて残るラベルは、全ての血管を構成する成分であり、各ラベルでカラー情報（血流速度）を基準に群集化処理（clustering operation）を行って速度分布を算出する。

そして、制御部220は、アイリアシング領域の除去された血管情報をディスプレイするようにディスプレイ部230を制御する。

【0149】

図14は、図12の超音波診断装置を用いて血管の直径及び角度を検出することを示す図である。

【0150】

図14の（A）は、上述の実施形態に応じて超音波診断機200を介して血管直径と角度とを検出した画面を示す。図14の（B）は、2つ以上の血管が存在する場合、いずれか一方の血管を選択して直径と角度とを検出した結果を示す。このように、本発明によると、複数の血管が存在する場合も、関心領域の血管の直径と角度とを正確に検出することができる。

【0151】

以下では、血管造影映像装置について説明する。

【0152】

血管伸縮術（Intervention）は、皮膚部位上に小さい穴を作った後、皮膚部位の小さい穴を通じて血管に直線カテーテルや医療用誘導鉄線を入れて、映像装備に体内の1つ以上の血管を観察して治療する施術として、多様な血管関連疾患の治療に使用する方法である。血管伸縮術の際、施術者（practitioner）は体内の血管をリアルタイムで観察しながら施術が進められる。特に、非侵襲的方法で血管を観察する技術を血管造影術（angiography）とするが、血管伸縮術のような治療だけでなく、診断及び手術前後の経過確認用としても使用される。

【0153】

体内の血管を観察する血管造影術は、磁気共鳴血管映像（MRA）、コンピュータ断層撮影（CT）、超音波（ultrasound）、そしてX-rayを用いてよい。各方式ごとに異なる方法と1つ以上の別の特性があつてよい。磁気共鳴血管映像とコンピュータ断層撮影の場合には、精密な血管検査のために主に使用され、血管をリアルタイムで観察して施術を行う血管伸縮術時にはX-rayと超音波とが使用される。

【0154】

血管伸縮術の際には、体内血管で造影剤（contrast agent）を注射して1つ以上のX-ray映像で撮影する血管造影術を使用する。従来のX-ray撮影方式を利用するだけでは、映像で血管を観察することができないか、判断することができない。しかし、血管内に造影剤が注入されると、鮮明な血管映像を得ることができるようになる。

【0155】

図15は、カテーテルの上部キャストリングからの移動経路を示す図である。

【 0 1 5 6 】

図 1 5 に示すように、X - r a y 血管造影術を用いた血管仲裁術はユーザ、例えば、臨床医のような施術者がリアルタイムで 2 次元 X - r a y 映像を見ながら、最初にカテーテルが挿入された位置から病変位置までカテーテルを制御したり、移動する。ユーザは、カテーテルを施術者の経験と熟練度に応じて、異なる時間に制御したり移動することができる。カテーテルの移動時間が長くなるにつれ、施術の時間が長くなる。なお、放射線の被曝時間も長くなる。なお、場合によって、造影剤の更なる注入も必要になる。カテーテルを無理にスピーディに移動させる場合、カテーテルによって血管壁等が傷む可能性もある。

【 0 1 5 7 】

本発明は、上述の血管情報 X - r a y を用いた血管仲裁術の際、映像における 1 つ以上の血管を検出、認識して認識された対象血管を追跡 (t r a c k i n g) して血管の直系、角度、交差点及び分岐点を把握し、映像で提供する血管造影映像提供装置を提供する。なお、得られた血管情報を用いて、カテーテルの挿入位置から病変位置までの移動経路を判断することができるようになる。

【 0 1 5 8 】

図 1 6 は、本発明の一実施形態に係る血管造影映像装置の構成を示すブロック図である。

【 0 1 5 9 】

図 1 6 を参照すると、本発明の一実施形態に係る血管造影映像装置 3 0 0 は、映像信号獲得部 3 1 0 と、制御部 3 2 0 と、ディスプレイ部 3 3 0 と、ユーザインターフェース 3 5 0 を含む。制御部 3 2 0 と、ディスプレイ部 3 3 0 は、上述の図 1 の血管分析情報提供装置 1 0 0 の制御部 1 2 0、ディスプレイ部 1 3 0 と類似してよく、ユーザインターフェース 3 5 0 は、図 1 2 の超音波診断機 2 0 0 のユーザインターフェース 2 5 0 と類似してよい。この場合、血管造影映像装置 3 0 0 は、超音波信号を血管を通る身体部位に照射して身体部位から反射される超音波エコー信号を検知して映像を構成し、構成された映像をディスプレイ部 3 3 0 に表示することができる。ただ、血管造影映像装置 3 0 0 は、上記と異なる構成を含み、少なくとも 1 つの別の方式で映像をディスプレイすることもできる。例えば、2 次元 X - r a y 映像を表示することもできる。

【 0 1 6 0 】

ユーザ（施術者）は、ディスプレイ部 3 3 0 に表示された血管造影映像を見ながらカテーテルの挿入位置と病変の位置とを設定する。ユーザの設定した両地点は、カテーテル移動経路の開始と終了位置になる。

【 0 1 6 1 】

上述のユーザインターフェース 3 5 0 を介して前記の設定が可能であり、設定方法はマウス等を用いて画面をクリック等をする方式、画面を直接指先又はペン部 (p e n u n i t) でタッチする方式等、多様な形態で実現が可能である。

【 0 1 6 2 】

設定された両地点は、ディスプレイされた血管造影映像で視覚的に認識可能な形態で表現されてよい。例えば、図 1 5 上のカテーテルの移動経路が識別力を持ってハイライト表示されてよい。

【 0 1 6 3 】

臨床医の病変位置近くの血管にカテーテルを挿入し、造影剤を注射する。そして、血管造影剤映像で血管がはっきり見え始めると、映像を見ながらカテーテルを病変位置まで移動させて治療（施術）を進める。

【 0 1 6 4 】

造影剤が血管の特定位置に注入されると、血液の循環によって血管に流れるようになるが、このような造影剤は X - r a y を遮断する特徴があって、映像で血管が強調されて現れる。造影剤は、血流の循環速度に応じて血管に留まってその機能を行うが、時間が経過するにつれ血管から消える。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 5 】

血管造影映像装置 3 0 0 は、映像処理技術を用いて血管の直径、角度、交差点、分岐点を映像で生成し / したり出力する。分岐点 (b i f u r c a t i o n) は、1 本の血管の流れが 2 つ以上に分かれる地点であり、交差点 (c r o s s o v e r) は、別の平面に存在する 2 本の血管が 2 次元映像を見たとき交差して見える地点を意味する。

【 0 1 6 6 】

制御部 3 2 0 は、血管情報を分析する。

【 0 1 6 7 】

すなわち、制御部 3 2 0 は、血管の直径及び角度を測定するが、上述の方式と、例えば、仮想の線 (v i r t u a l r a y) を使用する。超音波映像を用いて B、C モード映像を再構成した映像を利用することもできるが、1 枚の単一映像を利用することもできる。

10

【 0 1 6 8 】

この場合、制御部 3 2 0 は単一映像で、血管の任意のピクセルを通る仮想の直線に対して血流領域プロファイル値を相互比較し、最も短い血流領域プロファイル値を有する直線上の血管直径を前記血管の直径と判断することができる。ここで、血流領域プロファイル値は、血流領域を示す連続するピクセル値の和によって獲得された値を意味する。

【 0 1 6 9 】

単一映像で血管を通る複数の仮想の直線上のピクセル値は、血流領域とその他の領域 (例えば、非血流領域又は非血管領域) を予め設定された閾値を基準に区別することができる。血流領域は、血流の速度により、別の領域に比較して異なる値で表現されてよい。よって、プロファイル値は、このようなピクセル値に基づいて生成されてよい。このとき、血流領域に該当するプロファイル値の領域が最も短い直線が血管に直交配置された移送直線と判断されてよい。そして、そのプロファイル値領域の長さが、血管の直径になる。

20

【 0 1 7 0 】

関心領域を設定した場合なら、関心領域設定の血流中心座標であるレンジゲートで血管の直径 (Δv) を測定する。

【 0 1 7 1 】

その次に、制御部 3 2 0 は、血管の 1 つ以上の角度を判断する。制御部 3 2 0 は、判断された直径上を通る仮想の直線上の 1 つ以上のピクセル値に基づいて前記血管の角度を判断する。図 4 の (A) に示すように、判断された直径上を通る仮想の直線 4 1 を血管の角度を判断するために考慮することができる。血管の角度は、例えば、ディスプレイ画面の水平ライン又は平面である基準線又は平面に対して、血管が拡張される方向や血管の血流方向を示してよい。角度は、血管の方向や血管の曲率に応じて変更されてよい。関心領域 (R O I) の角度は、次の関心領域 (R O I) の角度と同一であってよい。関心領域 (R O I) の角度は、次の関心領域 (R O I) の角度と異なってよい。もし、血管の中心を通る仮想の直線があれば、その仮想の直線は血管方向になり、その仮想の直線が水平面となす角度が血管の角度になる。仮想の直線は識別されてよい。

30

【 0 1 7 2 】

このとき、図 4 の (A) に示すように、判断された直径上を通る複数の仮想の直線 4 1 を考慮することができる。仮想の直線の本数を N_{VR} 本であるとしたら、 N_{VR} と判断された直径 Δv は、次の関係を満たす。

40

【 0 1 7 3 】

$$N_{VR} = \Delta v / \lambda$$

λ は、複数の仮想の直線の線間の間隔である。

【 0 1 7 4 】

すなわち、仮想の直線の本数は、仮想の直線の間隔に反比例する。

【 0 1 7 5 】

直径上を通る多様な角度の複数の仮想の直線を考慮することができる。図 4 の (B) は、説明された直線 4 3 を示す。ここで、各仮想の直線の間隔は、 $-180 \sim 180$ 度の間

50

で k 度の間隔で生成されてよい。 k 値が小さいほど、計算される角度解像度が大きくなるが、小さすぎる k は演算速度を低下させることになる。ここで、 k は 1 度を使って角度検出性能に応じて自動的に又は手動で調節、設定、制御、生成が可能である。

【0176】

このとき、制御部 320 は、水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。図 4 の (A) において、直径上を通る同一の角度を有する仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。そして、制御部 320 は、前記合算されたピクセル値が最も小さい複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断することができる。例えば、図 4 の (A) において、水平面となす角が小さい直径上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果が、別の角度の直径上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果より小さい場合なら、前者に対応する角度が血管の角度になる。

10

【0177】

それを数式化して代表値を定義することができる。すなわち、制御部 320 は、水平面に対して傾いた角度に応じて前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線に対して代表値を計算することができる。代表値は、下記の式で定義される。

【0178】

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k * L_{i_SD}) \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

$E(\theta)$ は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する複数の仮想の直線に対する代表値、

20

N_{VR} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する仮想の直線の本数、

L_{i_AVE} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の平均、

L_{i_SD} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の標準偏差である。

【0179】

そして、制御部 320 は、計算された代表値が最も小さい複数の仮想の直線の前記水平面に対して傾いた角度を前記血管の角度と判断する。

【0180】

血管の直径及び角度を計算するために、上述の公式に使用された $E(\theta)$ と Δv 値は、交差点及び分岐点を判断するのに使用され、特に交差点と分岐点を判断するのに血管内平均ピクセル値が使用される。造影剤は、血管内の血液と一緒に移動するが、血管内の造影剤の濃度に応じて血管造影映像で現れる血管の陰影（ピクセル値）が異なるようになる。このような理由で、同一の血管（例えば、分岐された血管）は似たような帯域の平均陰影を有するようになり、交差した別の血管は別の帯域の陰影帯を有してよい。それを用いて交差点と分岐点を判断する。

30

【0181】

分岐点で血管を選択する過程において、ユーザの判断が入りようになる。分岐点で病変まで多様な経路が存在する場合、少なくとも 1 本の血管を選択するのに自動化方法が使用可能であってよい。しかし、血管の直径及び / 又は形によるカテーテルの移動の容易性等の臨床的な基準の判断が重要であるため、選択はユーザの臨床的判断で決定されてよい。

40

【0182】

自動測定及びユーザの判断で得られた情報に基づいてカテーテルの移動情報が計算される。

【0183】

図 17 は、本発明に係るカテーテル移動経路画面を示す図である。

【0184】

図 17 に示すように、血管造影映像装置 300 のディスプレイ部 330 は、点線のような形態のカテーテル 1 つ以上の移動経路をディスプレイし、ユーザは得られた少なくとも 1 つの経路を変更（例えば、分岐点における少なくとも 1 本の血管選択）することができ

50

る。経路の情報に基づいて、施術は血管仲裁術の際に行われてよい。なお、カテーテル挿入位置、病変そしてカテーテル移動経路に関する情報は当該血管の位置とともに保存され、施術後フォローアップ (f o l l o w - u p) 等の多様な用途として使用が可能である。

【 0 1 8 5 】

上記のように、測定されて計算された情報は、血管造影映像に表示され (例えば、カテーテル挿入位置、病変位置、交差点 & 分岐点情報、カテーテル移動経路及び距離等) 血管仲裁及び / 又は施術時にユーザに適切な形態で表示 (提供) される。

【 0 1 8 6 】

一方、上記のような血管の直径と角度との判断は、図 1 7 に示すように、関心領域 1 7 0 に対して行われてよい。関心領域とは、超音波信号を照射するための身体部位を意味する。

【 0 1 8 7 】

制御部 3 2 0 は、単一映像の予め設定された位置に関心領域を設定する。そして、制御部 3 2 0 は、関心領域の中心座標が前記単一映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れるかを判断する。もし、予め設定された範囲内か、血流中心座標と単一領域中心座標とが似ている場合なら、映像処理を行うようになる。しかし、関心領域の中心座標が前記単一映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れるか、単一映像の血流中心座標と似ていない場合なら、制御部は、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を元の位置で新たな位置に調整する関心領域位置調整処理を行う。

【 0 1 8 8 】

関心領域は、疾病に対する臨床的判断基準に応じて異なってよい。そして、患者の健康状態、年齢、栄養摂取状態、身体条件及び / 又は身体部位等に応じて異なってよい。

【 0 1 8 9 】

なお、設定された関心領域に対する映像処理が完了した後、次の関心領域を設定して映像処理するために、制御部 3 2 0 は上記のように判断された血管の角度を基に関心領域を新たに設定することができる。図 1 7 は、関心領域を、設定された関心領域から別の関心領域に移動するプロセスを示す。血管の 1 つ以上の角度を考慮して関心領域が設定されることが分かる。

【 0 1 9 0 】

図 1 8 は、本発明の一実施形態に係る血管造影映像ディスプレイ方法を示すフローチャートである。

【 0 1 9 1 】

図 1 8 を参照すると、本発明の一実施形態に係る血管造影映像ディスプレイ方法は、ユーザインターフェース又はユーザ入力部 (1 つ以上のキー又はパネルのメニュー) を用いてユーザによる設定ステップ (ステップ S 1 8 1 0)、血管情報分析ステップ (ステップ S 1 8 2 0)、カテーテル移動情報計算ステップ (ステップ S 1 8 3 0)、カテーテル移動情報提供ステップ (S ステップ S 1 8 4 0) を含む。

【 0 1 9 2 】

ステップ S 1 8 1 0 において、超音波信号を出力して血管造影映像をディスプレイする。ユーザは、それを確認してカテーテルの挿入位置と病変の位置とを設定する。勿論、ステップ S 1 8 1 0 において、超音波は映像信号を獲得するために利用されてよい。しかし、本発明の一実施形態はそれに限定されない。超音波ではない別の媒体を用いて映像信号を獲得することが可能である。設定は、血管を含む身体部位に対してイメージの 1 つ以上の特性を制御するための入力を含んでよく、本開示において上述または後述するように、ディスプレイ上に表示される情報を制御することもできる。

【 0 1 9 3 】

ステップ S 1 8 2 0 において、血管造影映像装置は、血管の 1 つ以上の直径と 1 つ以上の角度とを計算し、1 つ以上の交差点と 1 つ以上の分岐点を判断する。

【 0 1 9 4 】

ステップ S 1 8 3 0 において、カテーテル移動情報が計算されて識別力があるように表示される。カテーテルの移動情報は、ディスプレイされた映像とともに、又は独立的にディスプレイ部のスクリーン上にディスプレイされる。移動情報は、ディスプレイされた領域の重畳されたり、ハイライトされたり、ディスプレイされた映像の一部領域内に挿入されてよい。移動情報は、オーディオ部（図示せず）を用いて音声として生成されてよい。

【 0 1 9 5 】

ステップ S 1 8 4 0 において、最終的に測定されて計算された情報がディスプレイに表示される。

【 0 1 9 6 】

以下では、医療映像整合装置が詳細に説明される。

10

【 0 1 9 7 】

映像整合 (i m a g e r e g i s t r a t i o n) とは、同じ場面や対象を別の装備や別の観点から撮影した際、それぞれの映像で現れる対象はそれぞれ異なる模様と座標系とを有するようになるが、それを 1 つの同一の (共通の) 座標系に映す (ディスプレイする) 技法である。コンピュータビジョン (c o m p u t e r v i s i o n) の技法の 1 つである映像整合技術は医療映像分野で用いられる。代表的に映像整合技術が必要な使用例は次のとおりである。

【 0 1 9 8 】

方法は、病気 (d i s e a s e) の経過観察及び手術前後に映像の比較等のために時間の経過につれ変化する患部の映像を比較することを含んでよい (同一の診断装備の使用、例えば、C T - C T)

20

方法は、特定地点で解剖学的な情報と機能的な情報とを同時に要求することを含んでよい (別の種類の診断装備の使用、例えば、M R I - C T)。解剖学的な情報は、C T、X - r a y、超音波等を用いて診断装置から得られてよい。機能的な情報は、M R I、f M R I、P E T、S P E C T 等を用いて診断装置から得られてよい。

【 0 1 9 9 】

方法は、リアルタイム施術を含んでよい (別の種類の診断装備の使用、例えば、C T - 超音波)。

【 0 2 0 0 】

言及した例の他に多様な目的のために映像整合が必要であり、映像整合はそれぞれ異なる状態の 2 つのサブ映像で対象物体の同一地点を探す、それを整合の指標 (l a n d m a r k) とし、医療映像では骨情報、血管情報、器官 (構造物) の外郭線 (e d g e) 等の 1 つ以上の指標を含んでよい。

30

【 0 2 0 1 】

解像度や画質の良い C T や M R I 等の映像では、このような指標を自動的に検出することが容易である。しかし、超音波映像の場合には、画質が悪くなく信号対雑音比が低い特性により、指標の検出が容易ではないことがある。なお、超音波映像は、別の診断装備と違って、撮影された身体部位が局所的な特徴を有しており、広い身体領域の観察が困難になる可能性もある。

【 0 2 0 2 】

40

しかし、超音波を用いた診断は放射線の被曝が全くなく、リアルタイム測定が可能であり、診断費用が比較的安く、医療映像装備のうち有用な装備の 1 つである。なお、上述の仲裁術等のような施術等は、超音波診断装置で行われてよい。施術前の段階では、C T 等の正確度の高い映像を用いて施術を計画 (p l a n n i n g) する。しかし、実際の施術段階では、超音波装備はユーザにリアルタイムで映像を通じて身体部位を観察することができるようにすることができる。

【 0 2 0 3 】

図 1 9 は、人体の同じ部位を別の装備で撮影した映像を示す図である。

【 0 2 0 4 】

図 1 9 に示すサブ映像 A 及び B において、2 つのサブ映像から見える対象物を同じ大き

50

さ及び方向に整列する映像整合が行われる。よって、本発明は、映像整合の際、使用される１つ以上の指標を抽出する技術を提供する。

【０２０５】

図２０は、本発明の一実施形態に係る医療映像整合装置４００を示すブロック図である。

【０２０６】

図２０を参照すると、本発明の一実施形態に係る医療映像整合装置４００は、映像信号獲得部４１０と、制御部４２０と、ディスプレイ部４３０とを含む。制御部４２０及びディスプレイ部４３０は、上述の図１の血管分析情報提供装置１００の制御部１２０とディスプレイ部１３０とそれぞれ類似する構成であってよい。医療映像整合装置４００の映像信号獲得部４１０が超音波送受信部を含む場合、超音波信号を血管及び／又は血流に対応する身体部位に照射して身体部位から反射される超音波エコー信号を検知して映像を構成（または、生成）し、構成された映像をディスプレイ部４３０に表示することができる。しかし、映像信号獲得部４１０は、上述の方式と異なる多様な方式を用いて映像を獲得することができる。

10

【０２０７】

血管の情報を抽出することにおいて、上述の血管情報分析方法が使用される。まず、制御部４２０は、血管の１つ以上の直径、１つ以上の角度を計算する。言及された測定技術（仮想の線の使用）は、超音波映像ではＢ及び／又はＣ mode映像を再構成して新たな映像を作り、当該映像値を血管情報を得るために利用する。しかし、ＣＴやＭＲＩ等の映像は単一映像を使用することができる。なお、血管が分岐する（分かれる、または拡張される）１つ以上の分岐点を検出し、当該分岐点の１つ以上の角度をそれぞれ測定する。

20

【０２０８】

すなわち、制御部４２０は、単一映像において、血管の少なくとも１つの任意のピクセルを通る１つ以上の仮想の直線に対して血流領域プロファイル値を相互比較して血流領域の最も短いプロファイル値を有する１つ以上の直線上の血管直径を前記血管の直径（距離または間隔）と判断することができる。ここで、血流領域プロファイル値は、血流領域を示す連続したピクセル値の和によって生成された値を意味する。

【０２０９】

単一映像で血管を通る複数の仮想の直線上のピクセル値は、血流領域とその他の領域とを予め設定された閾値を基準に区別することができる。血流領域は、血流の速度により、別の領域に比較して異なる値で表現されるためである。よって、このようなピクセル値に基づいてプロファイル値を構成することができる。このとき、血流領域に該当するプロファイル値の領域が最も短い直線が血管を垂直に横切る直線を有する領域と判断されてよい。そして、そのプロファイル値領域の長さが血管の直径になる。

30

【０２１０】

関心領域を設定した場合なら、関心領域の血流中心座標であるレンジゲートで血管の少なくとも１つの直径（ Δv ）を測定することができる。

【０２１１】

その次に、制御部４２０は、血管の少なくとも１つの角度を判断する。制御部４２０は、判断された直径上を通る対応の仮想の直線（*corresponding virtual lines*）上のピクセル値に基づいて前記血管の角度を判断する。図４の（Ａ）に示すように、判断された直径上を通る仮想の直線４１を考慮してよい。もし、血管の中心を通る仮想の直線があるとしたら、その仮想の直線は血管の方向になり、その仮想の直線が水平面となす１つの角度が血管の角度になる。目標は、このような仮想の直線を識別するものである。

40

【０２１２】

このとき、図４の（Ａ）に示すように、判断された直径上を通る複数の仮想の直線４１を考慮してよい。仮想の直線の本数を N_{VR} 本であるとしたら、 N_{VR} と判断された直径 Δv は、次の関係を満たす。

50

【0213】

$$N_{VR} \Delta V / \lambda$$

λ は、複数の仮想の直線の線間の間隔である。

【0214】

すなわち、仮想の直線の本数は、仮想の直線の間隔に反比例する。

【0215】

直径上を通る多様な角度の複数の仮想の直線を考慮することができる。図4の(B)は、説明した仮想の線43を示す。ここで、各仮想の直線の間隔は、 $-180 \sim 180$ 度の間で k 度の間隔で生成されてよい。 k 値が小さいほど、計算される角度解像度が大きくなるが、小さすぎる k は演算速度を低下させるおそれがある。ここで、 k は1度で使用されてよく、角度検出ステップ(operation)実行に応じて自動的に又は手動で管理されてよい。

10

【0216】

このとき、制御部420は、水平面に対して傾いた角度に応じて、前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。図4の(A)を参照すると、直径上を通る同一の角度を有する仮想の直線上のピクセル値を合算することができる。そして、制御部420は、複数の仮想の直線の傾いた角度を基準に前記血管の角度を判断することができる。すなわち、前記合算されたピクセル値が最も小さい仮想の直線の角度を血管の角度と判断することができる。例えば、図4の(A)に示すように、水平面となす角が小さい角度を有し、直径上を通る仮想の直線上の1つ以上のピクセル値を合算した結果が、水平面から異なる角度を有する直径上を通る仮想の直線上のピクセル値を合算した結果より小さい場合なら、前者に対応する角度が血管の角度になってよい。

20

【0217】

それを数式化して代表値を定義することができる。すなわち、制御部420は、水平面に対して傾いた角度に応じて前記判断された直径上を通る複数の仮想の直線に対して代表値を計算することができる。代表値は、以下の式で定義される。

【0218】

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k * L_{i_SD}) \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

30

$E(\theta)$ は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する複数の仮想の直線に対する代表値、

N_{VR} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する仮想の直線の本数、

L_{i_AVE} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の平均、

L_{i_SD} は、水平面に対して傾いた角度 θ を有する i 番目の仮想の直線上のピクセル値の標準偏差である。

【0219】

そして、制御部420は、計算された代表値が最も小さい複数の仮想の直線の前記水平面に対して傾いた角度を前記血管の角度と判断する。

【0220】

そして、制御部420は、映像整合を行おうとする更に別の映像を用いて、前記過程によって得られる情報と同一の情報を抽出することができる。

40

【0221】

次いで、制御部420は、それぞれの映像から得られた血管情報を用いて特徴値を抽出する。得られた血管情報のうちの分岐点角度は映像撮影角度に応じて変わることができるため、同じ分岐点でも角度の間に少しずつ差が見えるようになる。それを処理するためにいくつかの分岐点を使用する。

【0222】

図21は、血管分岐点の角度と分岐点間の距離とを示す図であり、図22は、映像整合のための1つ以上の指標検出を示す図である。

【0223】

50

図 2 1 を参照すると、1 本の血管が 2 本の血管に分離される場合、任意の n 番目（または、 n 分岐位置）分岐点における分岐角度を θ_n としてよい。派生した 2 本の血管が再び分岐する場合、そのときの分岐角度をそれぞれ θ_{n1} 、 θ_{n2} とすることができ。分岐点間の血管の長さ（ D_{n_n1} 、 D_{n_n2} ）は、分岐点 n と派生した分岐点 $n1$ 、 $n2$ の血管の長さをそれぞれ D_{n_n1} 、 D_{n_n2} と定義する。このとき、血管の長さとは、血管が曲がっている状態である際の血管における曲線の長さを示す。

【0224】

分岐点間の血管の角度ベクトル（ V_{n_n1} 、 V_{n_n2} ）は、分岐点 n と派生した次の分岐点 $n1$ と $n2$ との血管の角度ベクトルを抽出する。この角度ベクトルは、本特許において記述した血管角度の測定時、関心領域を移動して血管の角度を測定して求められてよい。

10

【0225】

$V_{n_n1} = [E(\theta_1) \quad E(\theta_2) \quad E(\theta_3) \dots E(\theta_{i-2}) \quad E(\theta_{i-1}) \quad E(\theta_i)]$

ここで、 i は測定した関心領域の数である。上述した各特徴値は映像で見える全ての分岐点で行われ、最終的に 1 つの映像で得られる特徴値は任意の分岐点における分岐の角度（ θ_n ）、分岐点 n で分岐した血管の分岐角度（ θ_{n1} 、 θ_{n2} ）、分岐点 n と $n1$ 、 $n2$ の間の血管の長さ（ D_{n_n1} 、 D_{n_n2} ）及び 2 分岐した血管の長さの割合（ D_{n_n1}/D_{n_n2} ）、最後に分岐点の間の血管の角度ベクトル（ V_{n_n1} 、 V_{n_n2} ）になる。分離された 2 本の血管の少なくとも片方は、施術のために、または、カテーテルの移動経路のために自動的にまたは手動で選択されてよい。選択領域は、選択された血管に沿って生成されてディスプレイされてよい。

20

【0226】

上記の過程を経て、映像整合に使用される 1 または 2 枚の映像でそれぞれの特徴値は抽出及び計算される。当該特徴値を単一映像または組み合わせ映像で使用して両映像で示す同一地点を探すようになり、当該地点は映像整合時の指標として使用される。

【0227】

一方、上記のような指標検出は、図 2 2 に示すように、或る分岐点から次の分岐点に移動しつつ 1 つ以上の関心領域 220 を中心に行われてよい。関心領域とは、超音波信号を照射するための身体部位を意味する。

30

【0228】

制御部 420 は、単一映像の予め設定された位置に関心領域を設定する。そして、制御部 420 は、関心領域の中心座標が前記単一映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れるかを判断する。もし、予め設定された範囲内か、血流中心座標と単一領域中心座標とが一致する場合なら、映像処理を行うようになる。しかし、関心領域の中心座標が前記単一映像の血流中心座標から予め設定された範囲を外れる場合なら、中心座標が前記血流中心座標に近づくように前記関心領域を調整する。

【0229】

関心領域は、別の関心領域と疾病に対する臨床的な判断基準に応じて異なってよい。そして、患者の健康状態、年齢、栄養摂取状態、身体条件、身体部位等に応じて異なってよい。

40

【0230】

なお、設定された関心領域に対する映像処理が完了した後、次の関心領域を設定した映像処理するために、制御部 420 は前記のように判断された血管の角度を基に新たな関心領域を新たに設定することができる。図 2 2 は、関心領域 220 の移動を示している。血管の角度を考慮して関心領域が設定されることが分かる。

【0231】

以下では、本発明の一実施形態に係る映像整合指標選定方法を説明する。

【0232】

図 2 3 は、本発明の一実施形態に係る映像整合指標選定方法を示すフローチャートであ

50

る。

【 0 2 3 3 】

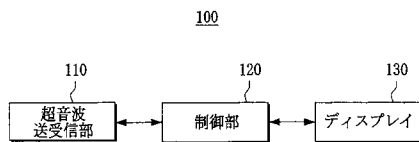
図 2 3 を参照すると、本発明の一実施形態に係る映像整合指標選定方法は、映像 1 における血管情報抽出ステップ (S 2 3 1 0)、映像 2 における血管情報抽出ステップ (S 2 3 2 0)、特徴値の抽出及び比較ステップ (S 2 3 3 0)、及び 1 つ以上の映像整合指標の選定ステップ (S 2 3 4 0) を含んでよい。各ステップに対しては、既に説明しているため繰り返し説明は省略する。

【 0 2 3 4 】

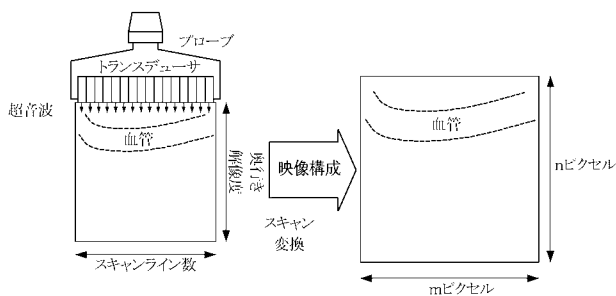
以上、添付図面を参照しながら本発明の好適な実施形態について詳細に説明したが、本発明は以上の実施形態に限定されない。本発明の属する技術の分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的趣旨の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

10

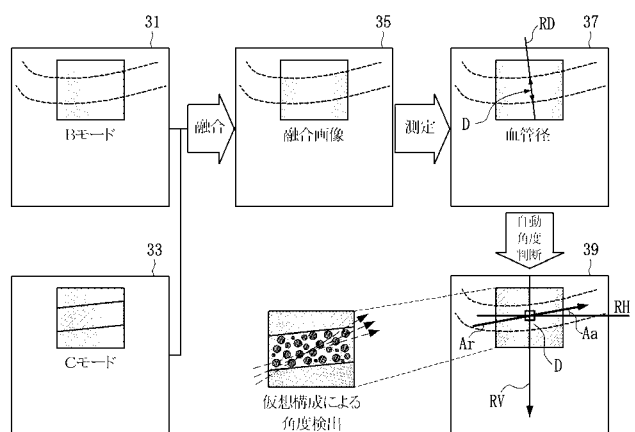
【 図 1 】



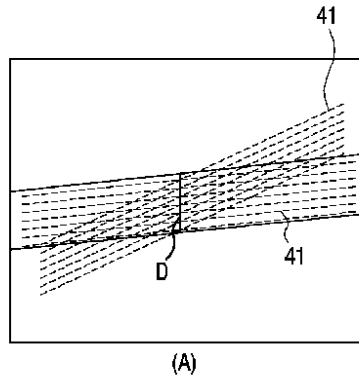
【 図 2 】



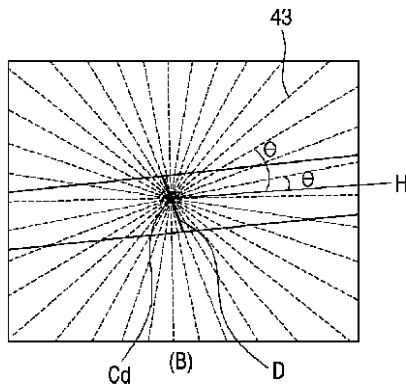
【 図 3 】



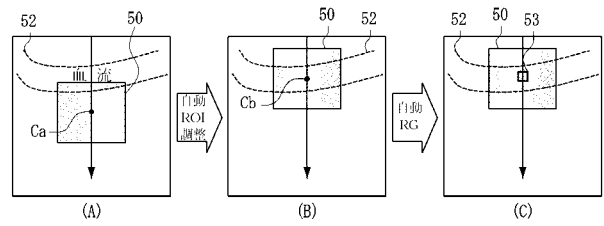
【図 4 (A)】



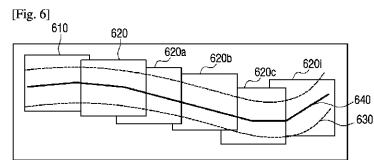
【図 4 (B)】



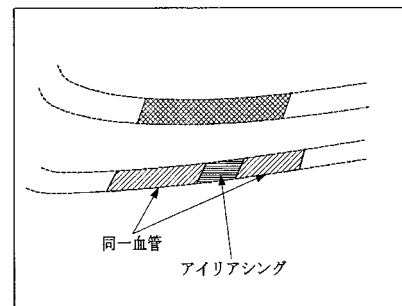
【図 5】



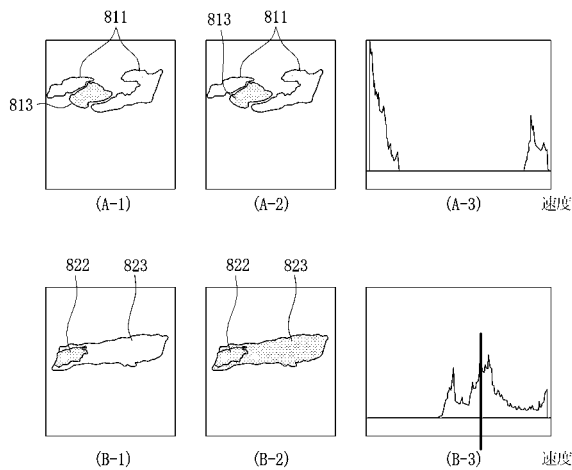
【図 6】



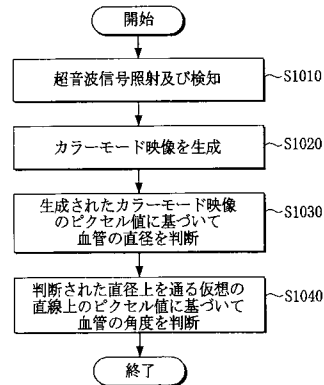
【図 7】



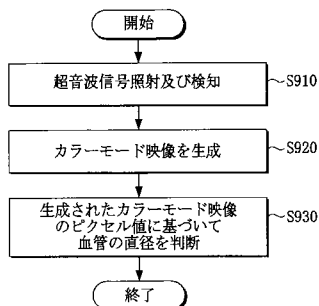
【図 8】



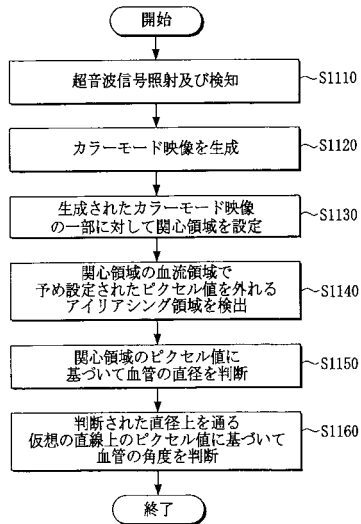
【図 10】



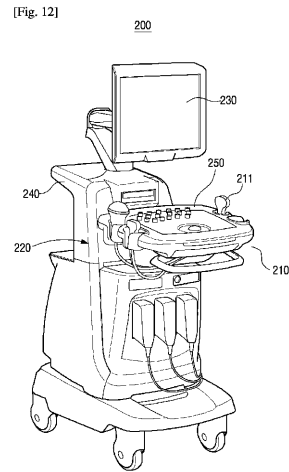
【図 9】



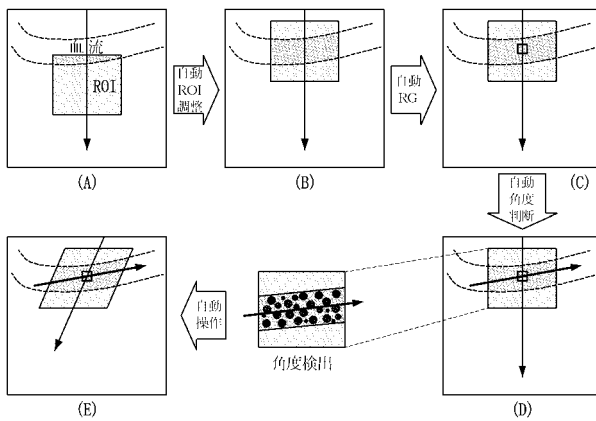
【図 1 1】



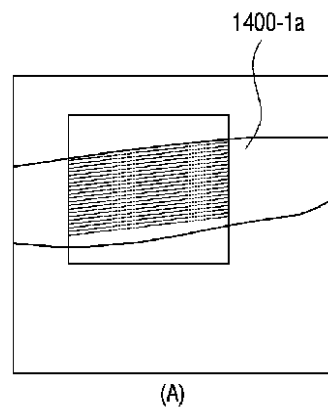
【図 1 2】



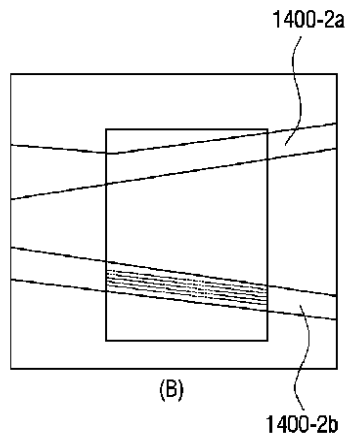
【図 1 3】



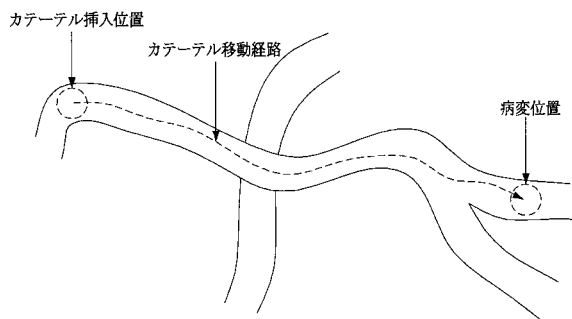
【図 1 4 (A)】



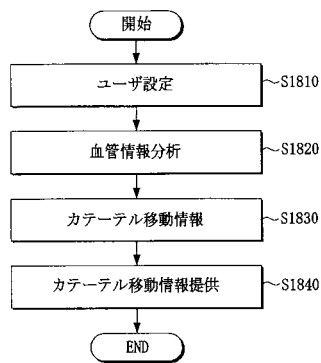
【図 14 (B)】



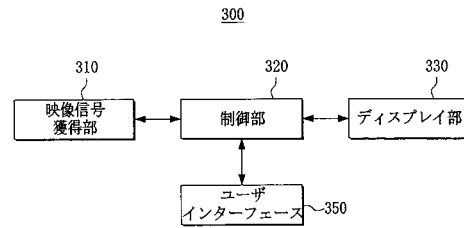
【図 15】



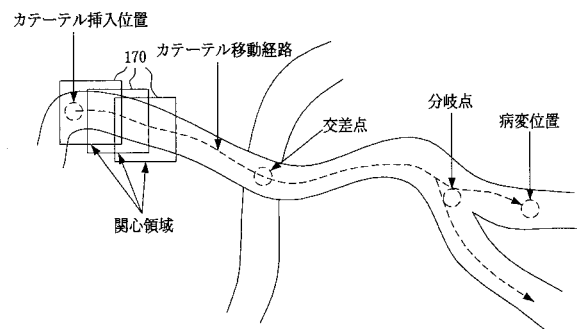
【図 18】



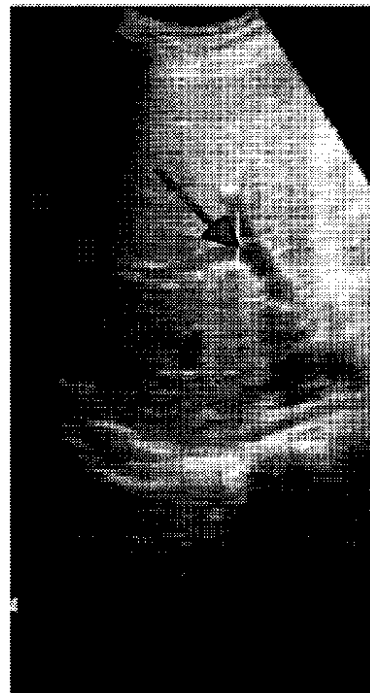
【図 16】



【図 17】

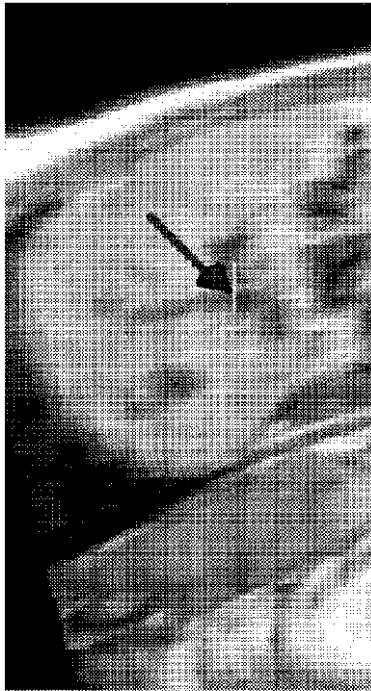


【図 19 (A)】



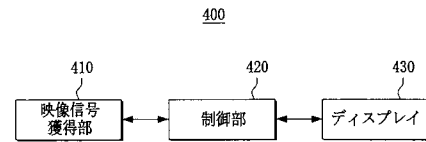
(A)

【図 19 (B)】

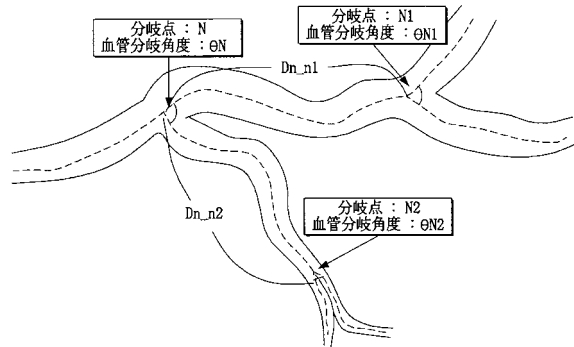


(B)

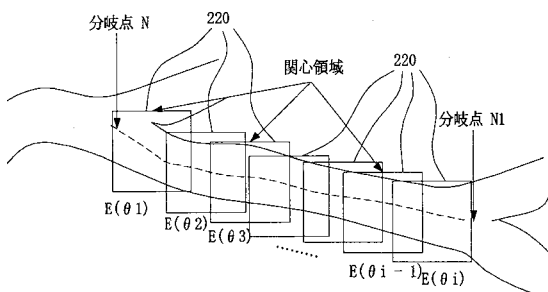
【図 20】



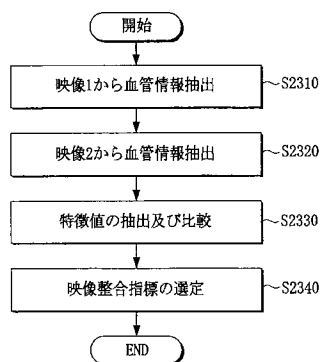
【図 21】



【図 22】



【図 23】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/KR2014/010043
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/14(2006.01)i, G06T 7/60(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/14; A61B 8/06; A61B 5/05; G01F 1/66; G06K 9/00; A61B 8/00; G06T 7/60		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & keywords: color mode image, diameter, pixel, ultrasonic, angle, region of interest, vessel, alias		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1040323 B1 (DIASONICS ULTRASOUND, INC.) 29 September 2004 See paragraphs [0019], [0024], [0029], claim 1 and figures 2-3.	1, 13
Y		2, 6-7, 14
A		3-5, 8-12, 15
Y	US 2011-0054318 A1 (DONG KUK SHIN et al.) 03 March 2011 See paragraph [0047], claims 3, 5, 8 and figure 10.	2, 6-7, 14
A		1, 3-5, 8-13, 15
A	US 2007-0149877 A1 (MITSUHIRO OSHIKI et al.) 28 June 2007 See paragraphs [0060]-[0065], claims 1-2 and figures 3-4.	1-15
A	US 2005-0154299 A1 (RALPH HOCTOR et al.) 14 July 2005 See abstract and claims 1, 10-11.	1-15
A	JP 2012-249844 A (FUJIFILM CORP.) 20 December 2012 See paragraphs [0010]-[0011], claims 1-2, 4 and figure 3.	1-15
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 February 2015 (17.02.2015)		Date of mailing of the international search report 17 February 2015 (17.02.2015)
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. ++82 42 472 3473		Authorized officer KIM, Tae Hoon Telephone No. +82-42-481-8407 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2014/010043

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1040323 B1	29/09/2004	DE 69920655 D1 DE 69920655 T2 EP 1040323 A1 US 6071242 A WO 00-00792 A1 WO 00-00792 A9	04/11/2004 06/10/2005 04/10/2000 06/06/2000 06/01/2000 26/10/2000
US 2011-0054318 A1	03/03/2011	EP 2289420 A1 EP 2289420 B1 KR 10-1121289 B1 KR 10-2011-0021028 A US 2013-0085392 A1 US 8317708 B2 US 8834374 B2	02/03/2011 21/11/2012 23/03/2012 04/03/2011 04/04/2013 27/11/2012 16/09/2014
US 2007-0149877 A1	28/06/2007	CN 100522070 C CN 1921802 A EP 1728471 A1 JP 4755085 B2 US 8047989 B2 WO 2005-087111 A1	05/08/2009 28/02/2007 06/12/2006 24/08/2011 01/11/2011 22/09/2005
US 2005-0154299 A1	14/07/2005	US 2005-0143640 A1 US 7125383 B2 US 7425199 B2	30/06/2005 24/10/2006 16/09/2008
JP 2012-249844 A	20/12/2012	CN 102805652 A JP 5346990 B2 US 2012-0310090 A1	05/12/2012 20/11/2013 06/12/2012

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ

(72)発明者 ジョン, ユン - ソブ

大韓民国 4 4 6 - 8 3 1 キョンギ - ド ヨンイン - シ ギフン - グ ドギョン - デロ 1 8 8
3 2 0 2 - 1 2 0 1

(72)発明者 シム, ファン

大韓民国 4 4 6 - 8 8 2 キョンギ - ド ヨンイン - シ ギフン - グ フンドク 3 - ロ 2 0
1 2 0 6 - 2 0 2

(72)発明者 キム, ヨン - テ

大韓民国 4 6 3 - 9 5 6 キョンギ - ド ソンナム - シ ブンダン - グ パンギョウォン - ロ
2 0 7 5 0 6 - 5 0 2

(72)発明者 イム, ヒョン - ジュン

大韓民国 1 5 0 - 9 9 3 ソウル ヨンドウンポ - グ ダンサン - ロ 4 - ギル 1 2 1 1 2
- 2 1 0 3

(72)発明者 チョン, ビョン - グン

大韓民国 4 3 1 - 8 5 2 キョンギ - ド アニョン - シ ドンアン - グ ギョンス - デロ 8 8
3 ボン - ギル 3 3 1 0 5 - 8 0 1

F ターム(参考) 4C601 DD01 DD14 DE03 JC02 JC37 KK02 KK12 KK15 KK17 KK30

专利名称(译)	使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备		
公开(公告)号	JP2016539744A	公开(公告)日	2016-12-22
申请号	JP2016539115	申请日	2014-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	ジョンユンソプ シムファン キムヨンテ イムヒョンジュン チョンビヨングン		
发明人	ジョン,ユン-ソプ シム,ファン キム,ヨン-テ イム,ヒョン-ジュン チョン,ビョン-グン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52063 G01S7/52065 G01S15/8984 G01S15/8988 A61B8/523 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/JC02 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK17 4C601/KK30		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	1020130156434 2013-12-16 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于提供血管分析信息的方法。根据本发明实施例的血管分析信息提供方法包括以下步骤：将超声信号照射到存在血管的身体部位，并检测反射的超声信号，并且反射的超声信号通过使用彩色模式图像来生成彩色模式（C模式）图像；并且基于所生成的彩色模式图像的像素值来确定血管的直径。

