

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6484781号
(P6484781)

(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019. 3. 20)

(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019. 3. 1)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006. 01) A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/06 (2006. 01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-554618 (P2017-554618)	(73) 特許権者	000243364 本多電子株式会社 愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地
(86) (22) 出願日	平成29年7月31日 (2017. 7. 31)	(74) 代理人	100114605 弁理士 渥美 久彦
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/027658	(72) 発明者	石黒 稔道 愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社 内
審査請求日	平成29年11月1日 (2017. 11. 1)	(72) 発明者	大石 秀斗 愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社 内
		(72) 発明者	鈴木 政太朗 愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の横断面を示す第1断層画像と、前記横断面に交差する方向の縦断面を示す第2断層画像とを取得すべく超音波をリニア走査するための複数の超音波振動子が直交配列されたプローブ本体を備えた超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより、前記縦断面に沿って前記被検体に穿刺針を挿入する穿刺を行う際の前記第1断層画像と前記第2断層画像とを同一画面上に同時に表示する装置であって、

前記第2断層画像においてマッピング領域の指定を全く行わない一方で、前記第1断層画像の略中央部を通って超音波入射方向である垂直方向に延びる直線に対応する位置に表示された垂直ライン上に、ライン状のマッピング領域を指定するマッピング領域指定手段と、

指定された前記ライン状のマッピング領域に限ってカラーフローマッピング法に基づく信号処理を行い、カラーフローマッピング画像を生成するためのカラーフローマッピングデータを生成するマッピングデータ生成手段と、

生成された前記カラーフローマッピングデータに基づいて前記カラーフローマッピング画像を生成し、それを前記第1断層画像内の前記ライン状のマッピング領域上に重畳して表示させるカラーフローマッピング画像生成表示手段と、

前記第1断層画像において前記穿刺針の先端が見え始める深さ位置を事前に示すものであって、前記穿刺針の先端に対応した画像の直径よりも大きいガイドマークを、前記第1断層画像の前記垂直ライン上かつ前記第1断層画像の略中央部と上端部との間の領域に表

10

20

示するガイドマーク表示手段と
を備え、

前記マッピング領域指定手段は、前記垂直ライン上において前記ガイドマークを除く位置にて、前記ガイドマークに対応した画像の最大幅よりも小さい幅となるように、前記ライン状のマッピング領域を指定する

ことを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

前記マッピング領域指定手段は、前記垂直ライン上にて表示されている管状構造物の画像の内径よりも小さい幅となるように、前記ライン状のマッピング領域を指定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

10

【請求項 3】

前記マッピング領域指定手段は、前記穿刺針の先端に対応した画像の直径の 0.5 倍以上 2 倍以下の幅となるように、前記ライン状のマッピング領域を指定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記垂直ラインは、前記カラーフローマッピング画像に用いられる青及び赤以外の有彩色を用いて表示されることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波プローブを用いて被検体の超音波断層画像を取得し、穿刺針の位置を確認しながら穿刺を行うための超音波画像表示装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療現場では、一般的な注射、神経ブロック注射、採血、カテーテルの挿入など、生体組織（被検体）に対して穿刺する行為が広く行われている。神経ブロック注射やカテーテルの挿入などの処置を行う場合、被検体における目的の部位に対して正確に穿刺を行わないと、生体組織を損傷させてしまう可能性がある。このような背景の中、近年では、超音波プローブを用いて目的の部位及び穿刺針の様子を捉え、超音波断層画像でそれらを観察しながら穿刺を行うといった超音波ガイド技術が提案されている。

30

【0003】

従来、超音波ガイド技術を用いた装置では、通常超音波プローブ（いわゆるシングルプレーン型プローブ）を用いて 1 つの断層画像を捉え、この断層画像を表示することで穿刺を行っていた。しかしながら、従来の装置では、短軸像（横断面）及び長軸像（縦断面）のいずれか一方しか確認することができず、被検体における目的の部位及び穿刺針の全貌を同時に捉えることができなかった。そのため、穿刺針が正確に穿刺されていないような場合でも、作業者がそれに気が付きにくいという問題があった。従って、正確な穿刺を行うためには、細かいプローブ操作を繰り返しながら、少しずつ穿刺針の前進させるようにして穿刺を行わなければならない、操作が煩雑であった。

40

【0004】

そこで、本願発明者らは、目的の部位及び穿刺針の全貌を同時に捉えるべく、直交する 2 断面（横断面及び縦断面）で同時に観察をすることができる超音波プローブ（いわゆるバイプレーン型プローブ）を過去に提案している（例えば、特許文献 1 等参照）。そしてこのタイプの超音波プローブを用いれば、各断面の超音波画像（短軸像及び長軸像）を表示することができ、作業者はこれら 2 つの超音波画像を観察することで、目的の部位及び穿刺針の全貌を同時に捉えることが可能になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

50

【特許文献1】特許第5292581号公報

【特許文献2】特許第4653454号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところが、特許文献1に記載の従来技術によると、例えば動脈と静脈との判別や、血管と神経との判別が超音波画像上にて困難になることがある。ここで、超音波診断装置の付加機能であるカラーフローマッピング(CFM)を利用すれば、血液の流れから生じるドプラシフト(周波数偏移)を抽出して生成されたカラーフローマッピング画像が超音波画像上に重畳される。その結果、カラーフローマッピング画像の色の有無や種類を観察することで、これらの判別を容易に行うことが可能になる。なお、1つの断層画像を表示するタイプの装置であるが、例えば特許文献2には、超音波画像上において指定されたマッピング領域にてカラーフローマッピング画像を重畳する技術が開示されている。

10

【0007】

その反面、カラーフローマッピングの操作(マッピング領域の指定等)は煩雑であるうえに、カラーフローマッピング法に基づく信号処理自体の負荷により、超音波画像のフレームレートが極端に低下する。その結果、超音波断層画像の応答性が悪化してしまうという問題があった。

【0008】

また、穿刺の際には、目的の部位及び穿刺針(特に先端)の様子を同時に捉えながら穿刺針を前進させる必要があるが、例えば特許文献2に開示されたようなサイズのマッピング領域を指定したとすると、カラーフローマッピング画像によって血管壁や先端の画像が埋没してしまう。このため、血管壁を貫通した後の先端の様子が分かりにくくなり、正確な穿刺を行うにあたり不具合を生じるという問題があった。

20

【0009】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、煩雑な操作や画像応答性の低下を伴わずに、被検体における目的部位や穿刺針の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示可能なため、正確な穿刺を行うことができる超音波画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

30

【0010】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、被検体の横断面を示す第1断層画像と、前記横断面に交差する方向の縦断面を示す第2断層画像とを取得すべく超音波をリニア走査するための複数の超音波振動子が直交配列されたプローブ本体を備えた超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより、前記縦断面に沿って前記被検体に穿刺針を挿入する穿刺を行う際の前記第1断層画像と前記第2断層画像とを同一画面上に同時に表示する装置であって、前記第2断層画像においてマッピング領域の指定を全く行わない一方で、前記第1断層画像の略中央部を通って超音波入射方向である垂直方向に延びる直線に対応する位置に表示された垂直ライン上に、ライン状のマッピング領域を指定するマッピング領域指定手段と、指定された前記ライン状のマッピング領域に限ってカラー

フローマッピング法に基づく信号処理を行い、カラーフローマッピング画像を生成するためのカラーフローマッピングデータを生成するマッピングデータ生成手段と、生成された前記カラーフローマッピングデータに基づいて前記カラーフローマッピング画像を生成し、それを前記第1断層画像内の前記ライン状のマッピング領域上に重畳して表示させるカラーフローマッピング画像生成表示手段と、前記第1断層画像において前記穿刺針の先端が見え始める深さ位置を事前に示すものであって、前記穿刺針の先端に対応した画像の直径よりも大きいガイドマークを、前記第1断層画像の前記垂直ライン上かつ前記第1断層画像の略中央部と上端部との間の領域に表示するガイドマーク表示手段とを備え、前記マッピング領域指定手段は、前記垂直ライン上において前記ガイドマークを除く位置にて、

前記ガイドマークに対応した画像の最大幅よりも小さい幅となるように、前記ライン状の

40

50

マッピング領域を指定することを特徴とする超音波画像表示装置をその要旨とする。

【0011】

従って、請求項1に記載の発明によると、マッピング領域指定手段が指定したライン状のマッピング領域に限り、マッピングデータ生成手段が所定の信号処理を行うことにより、カラーフローマッピングデータを生成する。そして、カラーフローマッピング画像生成表示手段は、当該データに基づいて生成したカラーフローマッピング画像をライン状のマッピング領域上に重畳して表示させる。この場合、表示されるカラーフローマッピング画像は、幅狭であって被検体における目的部位の画像よりも小さいことから、被検体における目的部位の画像を埋没させにくい。よって、被検体における目的部位や穿刺針の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示することが可能となり、作業者はその超音波画像を観察することで正確な穿刺を行うことができる。また、マッピング領域の指定は、作業者が行うのではなくマッピング領域指定手段が行うので、煩雑な操作を回避することができる。さらに、上記のようなごく狭い範囲でのマッピング領域の指定及びその範囲での限定的な信号処理によれば、カラーフローマッピング法に基づく信号処理の負荷が小さくなる。その結果、超音波画像のフレームレートの低下が抑制され、超音波断層画像の応答性の低下が回避される。

10

【0013】

また、本発明によると、第1断層画像の垂直ライン上に表示されたガイドマークを視認することで、穿刺針の先端が見え始める位置を容易にかつ正確に予見することができる。また、ライン状のマッピング領域は垂直ライン上においてガイドマークを除く位置に指定されるため、カラーフローマッピング画像を重畳してもガイドマークが埋没することがない。よって、ガイドマーク及び穿刺針の先端の視認性を維持することができる。

20

【0014】

請求項2に記載の発明は、請求項1において、前記マッピング領域指定手段は、前記垂直ライン上にて表示されている管状構造物の画像の内径よりも小さい幅となるように、前記ライン状のマッピング領域を指定することをその要旨とする。

【0015】

従って、請求項2に記載の発明によると、ライン状のマッピング領域が血管などの管状構造物の画像の内径よりも小さい幅となるように指定されることから、カラーフローマッピング画像が管状構造物の画像全体ではなくその一部に重畳されることになる。ゆえに、管状構造物の画像がカラーフローマッピング画像により埋没しなくなり、管状構造物の管壁の様子が分かりやすくなる。

30

【0016】

請求項3に記載の発明は、請求項1または2において、前記マッピング領域指定手段は、前記穿刺針の先端に対応した画像の直径の0.5倍以上2倍以下の幅となるように、前記ライン状のマッピング領域を指定することをその要旨とする。

【0017】

従って、請求項3に記載の発明によると、カラーフローマッピング画像の視認性を維持しつつ、穿刺針の先端に対応した画像や管状構造物の画像の埋没を阻止することができる。よって、穿刺針の先端や管状構造物の管壁の様子が分かりやすくなる。ここで、前記直径の0.5倍未満の幅であると、カラーフローマッピング画像の幅が狭くなりすぎて、カラーフローマッピング画像の視認性が悪くなってしまう。また、前記直径の2倍超の幅であると、カラーフローマッピング画像によって穿刺針の先端に対応した画像が埋没したり、管状構造物の画像が埋没したりするおそれがある。

40

【0019】

また、請求項1等に記載の発明では、通常、管状構造物の内径よりも小さい寸法に設定されるガイドマークを基準とし、そのガイドマークに対応した画像の最大幅よりも小さい幅となるように、ライン状のマッピング領域が指定される。このため、カラーフローマッピング画像が管状構造物の画像全体ではなく、その一部に重畳されることになる。ゆえに、管状構造物の画像がカラーフローマッピング画像により埋没しなくなり、管状構造物の

50

管壁の様子が分かりやすくなる。

【0021】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至3のいずれか1項において、前記垂直ラインは、前記カラーフローマッピング画像に用いられる青及び赤以外の有彩色を用いて表示されることをその要旨とする。

【0022】

従って、請求項4に記載の発明によると、前記仮想曲線を実際に第1断層画像上に可視化して表示することで、穿刺針が通過する予定のラインをより正確に把握することができる。なお、可視化された仮想直線（即ち垂直ライン）はカラーフローマッピング画像に用いられる青及び赤以外の有彩色を用いて表示されるため、カラーフローマッピング画像と混同することなく視認することができる。

10

【発明の効果】

【0031】

以上詳述したように、請求項1～4に記載の発明によると、煩雑な操作や画像応答性の低下を伴わずに、被検体における目的部位や穿刺針の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示可能なため、正確な穿刺を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明を具体化した第1実施形態の血管撮影装置を示す全体概略図。

【図2】第1実施形態の血管撮影装置の電氣的構成を示すブロック図。

20

【図3】第1実施形態における超音波プローブのプローブ本体を示す斜視図。

【図4】第1実施形態において、穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳前の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

【図5】第1実施形態において、穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

【図6】第1実施形態において、穿刺針の挿入後かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

【図7】上記超音波プローブの使用法を示す説明図。

【図8】第2実施形態において、穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳前の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

30

【図9】第2実施形態において、穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

【図10】第2実施形態において、穿刺針の挿入後かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像及び第2断層画像を示す説明図。

【図11】別の実施形態において、(a)は穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳前の状態の第1断層画像、(b)は穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像を示す説明図。

【図12】別の実施形態において、(a)は穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳前の状態の第1断層画像、(b)は穿刺針の挿入前かつカラーフローマッピング画像重畳後の状態の第1断層画像を示す説明図。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

[第1実施形態]

以下、本発明を超音波画像表示装置としての血管撮影装置に具体化した一実施形態を図面に基づき詳細に説明する。図1は、本実施形態の血管撮影装置1を示す全体概略図であり、図2は、その血管撮影装置1の電氣的構成を示すブロック図である。

【0034】

図1及び図2に示されるように、本実施形態の血管撮影装置1は、装置本体2と、その装置本体2に接続される超音波プローブ3とを備えている。この血管撮影装置1は、例えば生体組織4（被検体）内の静脈82にカテーテルなどの穿刺針6を挿入する際に使用さ

50

れる。この血管撮影装置 1 は、静脈 8 2 の横断面を示す第 1 断層画像 8 (短軸像) と静脈 8 2 の縦断面を示す第 2 断層画像 9 (長軸像) とを同一の画面 1 0 上に同時に表示する (図 4 ~ 図 6 参照)。

【 0 0 3 5 】

図 1 ~ 図 3 に示されるように、超音波プローブ 3 は、信号ケーブル 1 1 と、信号ケーブル 1 1 の先端に接続されるプローブ本体 1 2 と、プローブ本体 1 2 に対して着脱可能に固定される穿刺ガイド用アタッチメント 1 4 (穿刺ガイド機構) と、信号ケーブル 1 1 の基端に設けられるプローブ側コネクタ 1 5 とを備える。装置本体 2 にはコネクタ 1 6 が設けられ、そのコネクタ 1 6 に超音波プローブ 3 のプローブ側コネクタ 1 5 が接続されている。

10

【 0 0 3 6 】

超音波プローブ 3 は、リニア式電子走査を行うためのリニアプローブであり、例えば、5 MHz の超音波を直線的に走査する。プローブ本体 1 2 の底面となる振動子設置面 2 0 上には、配列方向が相互に直交して略 T 字状となるように複数の超音波振動子 2 3 , 2 4 (探触子) が配列されている。

【 0 0 3 7 】

より詳しくは、プローブ本体 1 2 は、第 1 断層画像 8 を取得するための複数の第 1 の超音波振動子 2 3 を収納する第 1 素子ユニット 2 5 と、第 2 断層画像 9 を取得するための複数の第 2 の超音波振動子 2 4 を収納する第 2 素子ユニット 2 6 とを有する。第 1 素子ユニット 2 5 における複数の第 1 の超音波振動子 2 3 は、横断面に対応した短軸方向 X に沿って直線的に配列されている。また、第 2 素子ユニット 2 6 における複数の第 2 の超音波振動子 2 4 は、縦断面に対応した長軸方向 Y に沿って直線的に配列されている。本実施形態において、第 1 素子ユニット 2 5 に収納される第 1 の超音波振動子 2 3 の素子数は、例えば 4 8 個であり、第 2 素子ユニット 2 6 に収納される第 2 の超音波振動子 2 4 の素子数は、それよりも多い数 (例えば 8 0 個) である。従って、各超音波振動子 2 3 , 2 4 の配列方向の長さは、第 1 素子ユニット 2 5 よりも第 2 素子ユニット 2 6 の方が長くなっている。

20

【 0 0 3 8 】

第 2 素子ユニット 2 6 において、長軸方向 Y に延びる超音波振動子列 2 7 は、振動子設置面 2 0 におけるプローブ本体 1 2 の中心線 L 0 上に位置している。さらに、この超音波振動子列 2 7 は、始端が短軸方向 X の超音波振動子列 2 8 のほぼ中央に位置している。

30

【 0 0 3 9 】

本実施形態の超音波プローブ 3 において、略 T 字状の超音波振動子列 2 7 , 2 8 における超音波の走査は、例えば、短軸方向 X の超音波振動子列 2 8 の一端 (例えば図 2 の右端となる始端) の超音波振動子 2 3 から開始される。そして、短軸方向 X の超音波振動子列 2 8 の他端 (例えば図 2 の左端となる終端) の超音波振動子 2 3 に向けて 1 素子ずつ順番に行われる。その後、短軸方向 X の超音波振動子列 2 8 のほぼ中央に位置する長軸方向 Y の超音波振動子列 2 7 の一端 (図 2 では下端となる始端) の超音波振動子 2 4 から他端 (図 2 では上端となる終端) の超音波振動子 2 4 に向けて 1 素子ずつ順番に超音波の走査が行われる。

40

【 0 0 4 0 】

本実施の形態の超音波プローブ 3 では、プローブ本体 1 2 において底面に位置する振動子設置面 2 0 が生体組織 4 との接触面であり、超音波の送受信を行うための送受信面となる。この振動子設置面 2 0 において、略 T 字状に超音波振動子列 2 7 , 2 8 が配置される部分には、図示しない音響整合層を介して略 T 字状の音響レンズ 2 9 が配設されている。音響レンズ 2 9 は、例えばシリコン樹脂からなり、第 1 素子ユニット 2 5 及び第 2 素子ユニット 2 6 において超音波振動子 2 3 , 2 4 の超音波放射面 3 0 側に設けられている。音響レンズ 2 9 は、生体組織 4 と接触する外面が湾曲した凸面状に形成されており、超音波振動子 2 3 , 2 4 の超音波放射面 3 0 からその法線方向に出力される超音波のビームを絞って所定の焦点位置にて収束させる。また、超音波振動子 2 3 , 2 4 において超音波放

50

射面 30 の反対側には、後方への超音波の伝播を防止するための図示しないバックング材が配設されている。

【0041】

プローブ本体 12 において、長軸方向 Y の超音波振動子列 27 の延長線（振動子設置面 20 におけるプローブ本体 12 の中心線 L0）上かつ振動子設置面 20 の端縁部（図 2 では下側、図 3 では左側の端縁部）には、位置決め部 31 が設けられている。位置決め部 31 は、生体組織 4 に対する穿刺針 6 の挿入位置を決める際に、穿刺針 6 の先端 71 側を当接させて案内するための凹部である。さらに、生体組織 4 が接触するプローブ本体 12 の振動子設置面 20 において、短軸方向 X の両端部には、生体組織 4 の観察部位の圧迫を回避するための凸条部 32 が長軸方向 Y に沿って設けられている（図 3 参照）。プローブ本体 12 の振動子設置面 20 にて一对の凸条部 32 を離間して設けることで、振動子設置面 20 側における一对の凸条部 32 間の領域があまり強く圧迫されなくなる。よって、観察部位にある静脈 82 が押し潰されることが防止され、静脈 82 への穿刺を確実に行うことが可能となる。

10

【0042】

図 1、図 2 に示されるように、穿刺ガイド用アタッチメント 14 は、穿刺針 6 を案内するためのガイド溝 33 が形成された穿刺針ガイド部 34 と、穿刺針 6 の挿入角度を多段階的に調整可能な角度調整機構 35 と、プローブ本体 12 の側面下部に嵌め込んで固定する固定部 36 とを備える。穿刺ガイド用アタッチメント 14 は、第 1 断層画像 8 が示す横断面の中央部に穿刺針 6 が位置した状態で、第 2 断層画像 9 が示す縦断面に沿って穿刺針 6 が所定の角度で生体組織 4 に挿入されるように、穿刺針 6 を案内する。本実施形態の穿刺ガイド用アタッチメント 14 は、可撓性を有する樹脂材料を用いて形成された樹脂成型部品である。

20

【0043】

プローブ本体 12 の下部は、先端側に配置される第 1 素子ユニット 25 が横方向に出っ張ったハンマーヘッド型の外形形状（略 T 字形状）を有する（図 2 及び図 3 参照）。穿刺ガイド用アタッチメント 14 において、固定部 36 は、そのハンマーヘッド型の外形形状に沿って環状に形成されている。固定部 36 の内周側には、例えば係合凹部（図示略）が形成されており、プローブ本体 12 に形成された係合凸部（図示略）に係合凹部が係合することによって、穿刺ガイド用アタッチメント 14 がプローブ本体 12 に固定されている。

30

【0044】

穿刺ガイド用アタッチメント 14 において、固定部 36 の一端に角度調整機構 35 が設けられ、角度調整機構 35 に穿刺針ガイド部 34 が着脱可能に装着されている。穿刺針ガイド部 34 は、振動子設置面 20 から上方に離間した位置にて突出している。角度調整機構 35 は、プローブ本体 12 の位置決め部 31 を中心とした周方向に穿刺針ガイド部 34 を多段階的に移動させるとともに各位置にて固定可能に設けられた調整機構である。この角度調整機構 35 には、例えば 3 段階の切り替え位置が設けられている。

【0045】

穿刺針ガイド部 34 のガイド溝 33 は、振動子設置面 20 からの投影視にて、プローブ本体 12 の中心線 L0 上に存在するとともに、その中心線 L0 に沿って延びるように形成されている。穿刺針ガイド部 34 は、長軸方向 Y の超音波振動子列 27 の配列方向と平行な方向に延設されかつ基端部が互いに連結された 2 本の棒状部材 40 により構成され、上方から見た形状が略 U 字状となるよう形成されている。そして、穿刺針ガイド部 34 において 2 本の棒状部材 40 間に設けられた隙間がガイド溝 33 となっている。穿刺ガイド用アタッチメント 14 をプローブ本体 12 に装着した状態では、プローブ本体 12 の中心線 L0 上にガイド溝 33 が配置される。ガイド溝 33 には、穿刺針 6 を導入するための開口 41 と、導入した穿刺針 6 を当接させる底部 42 とが設けられている。さらに、穿刺針ガイド部 34 のガイド溝 33 には、開口 41 の側に行くに従って徐々に溝幅が広くなるよう形成された穿刺針導入部 43 が設けられている。

40

50

【0046】

そして、ガイド溝33の底部42とプローブ本体12の位置決め部31との組み合わせにより穿刺針6の挿入角度が決定される。つまり、プローブ本体12の位置決め部31に穿刺針6の先端71を当接させるとともに、ガイド溝33の底部42に穿刺針6の側面を当接させることによって、生体組織4に対する穿刺針6の挿入角度が決定される。また、穿刺ガイド用アタッチメント14において、角度調整機構35を操作し、穿刺針ガイド部34を移動させてガイド溝33の底部42の位置を変更することにより、底部42と位置決め部31とにより決定される穿刺針6の挿入角度が多段階的に調整されるようになっている。

【0047】

次に、図2に基づいて血管撮影装置1における電氣的な構成について詳述する。

【0048】

図2に示されるように、血管撮影装置1の装置本体2は、コントローラ50、パルス発生回路51、送信回路52、受信回路53、信号処理部54、画像処理部55、メモリ56、記憶装置57、入力装置58、表示装置59等を備える。コントローラ50は、周知の中央処理装置(CPU)を含んで構成されたコンピュータであり、メモリ56を利用して制御プログラムを実行し、装置全体を統括的に制御する。

【0049】

パルス発生回路51は、コントローラ50からの制御信号に応答して動作し、所定周期のパルス信号を生成して出力する。送信回路52は、超音波プローブ3における超音波振動子23, 24の素子数に対応した複数の遅延回路(図示略)を含み、パルス発生回路51から出力されるパルス信号に基づいて、各超音波振動子23, 24に応じて遅延させた駆動パルスを出力する。各駆動パルスの遅延時間は、超音波プローブ3から出力される超音波が所定の照射点で焦点を結ぶように設定されている。

【0050】

受信回路53は、図示しない信号増幅回路、遅延回路、整相加算回路を含む。この受信回路53では、超音波プローブ3における各超音波振動子23, 24で受信された各反射波信号(エコー信号)が増幅されるとともに、受信指向性を考慮した遅延時間が各反射波信号に付加された後、整相加算される。この加算によって、各超音波振動子23, 24の受信信号の位相差が調整される。

【0051】

信号処理部54は、第1信号処理ブロック54aと第2信号処理ブロック54bとを有している。

【0052】

第1信号処理ブロック54aは、図示しない対数変換回路、包絡線検波回路、A/D変換回路などから構成されており、受信回路53からの反射波信号データに基づいて、信号強度を輝度の明るさで表現したデータ(Bモードデータ)を生成する。対数変換回路は反射波信号を対数変換し、包絡線検波回路は対数変換回路の出力信号の包絡線を検波する。また、A/D変換回路は、包絡線検波回路から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換する。

【0053】

第2信号処理ブロック54bは、受信回路53からの反射波信号データに基づいて、指定された所定の領域における速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流エコー成分を抽出し、血流の平均速度、分散、パワーなどの情報を多点について抽出したデータ(カラーフローマッピングデータ)を生成する。

【0054】

より具体的にいうと、第2信号処理ブロック54bは、第1断層画像8の略中央部を通る仮想直線L2上に、ライン状のマッピング領域81を指定する処理を行うマッピング領域指定手段として機能する(図4~図6参照)。また、第2信号処理ブロック54bは、指定された前記ライン状のマッピング領域81に限ってカラーフローマッピング法に基づ

10

20

30

40

50

く信号処理を行い、血流の動態を示すカラーフローマッピング画像 84, 85 を生成するためのカラーフローマッピングデータを生成するマッピングデータ生成手段として機能する。

【0055】

画像処理部 55 は、第 1 画像処理ブロック 55 a と第 2 画像処理ブロック 55 b とを有している。

【0056】

第 1 画像処理ブロック 55 a は、第 1 信号処理ブロック 54 a が生成した B モードデータに基づいて所定の画像処理を行い、B モードの超音波画像（断層画像）を生成する。具体的には、第 1 画像処理ブロック 55 a は、反射波信号の振幅（信号強度）に応じた輝度の画像データを生成する。第 1 画像処理ブロック 55 a で生成された画像のデータは、逐次メモリ 56 に記憶される。なおここでは、生体組織 4 の横断面を示す第 1 断層画像 8 及び生体組織 4 の縦断面を示す第 2 断層画像 9 の画像データが生成され、メモリ 56 に記憶される。そして、メモリ 56 に記憶された 1 フレーム分の画像データに基づいて、生体組織 4 の第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 が白黒の濃淡で表示装置 59 に表示される（図 4 ~ 図 6 参照）。

10

【0057】

第 2 画像処理ブロック 55 b は、第 2 信号処理ブロック 54 b が生成したカラーフローマッピングデータに基づいて所定の画像処理を行い、カラーフローマッピング画像 84, 85 を生成する。第 2 画像処理ブロック 55 b で生成されたカラーフローマッピング画像 84, 85 のデータは、逐次メモリ 56 に記憶される。つまり、本実施形態の第 2 画像処理ブロック 55 b は、カラーフローマッピング画像生成表示手段の一部として機能する。

20

【0058】

入力装置 58 は、キーボード 61 やトラックボール 62 などで構成されており、ユーザからの要求や指示等の入力に用いられる。表示装置 59 は、例えば、LCD や CRT などのディスプレイであり、生体組織 4 の第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 や、各種設定の入力画面を表示するために用いられる。

【0059】

本実施形態の表示装置 59 の画面 10 には、図 4 ~ 図 6 に示すように、第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 が左右に並べて同時に表示される。第 1 断層画像 8 の中央部には画面垂直方向に沿って直線的に延びる仮想直線 L2 が存在するものとした場合、その仮想直線 L2 に対応する位置には、穿刺針 6 の進む方向を示す第 1 のガイドライン 65（垂直ライン）が実際に表示される。また、第 2 断層画像 9 上には、穿刺針 6 の挿入角度での進路を示す第 2 のガイドライン 66 が、画面左上から右下の方向に向かって直線的に延びるように表示される。第 1 断層画像 8 上及び第 2 断層画像 9 上の各ガイドライン 65, 66 は、本実施形態では同じ線種（例えば破線）及び線色（例えば黄色）で表示される。つまり、垂直ラインとしての第 1 のガイドライン 65 は、カラーフローマッピング画像 84, 85 に用いられる青及び赤以外の有彩色を用いて表示されるようになっている。

30

【0060】

さらに、第 1 断層画像 8 上及び第 2 断層画像 9 上には、穿刺針 6 の先端 71 が見え始める深さ位置を作業者に事前に示す位置表示部が表示される。本実施形態では、位置表示部として、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 が表示される。本実施形態のガイドマーク 68 は、第 1 断層画像 8 上におけるガイドライン 65 と水平ライン 67 との交差位置において、枠内に断層画像を表示した四角形の枠状のマークである。このガイドマーク 68 は、穿刺針 6 の先端 71 に対応した画像の直径よりも大きなサイズ（例えば 1.5 倍 ~ 3 倍程度大きなサイズ）を有している。なお、本実施形態においてコントローラ 50 は、表示装置 59 にガイドマーク 68 を表示させるガイドマーク表示手段として機能する。

40

【0061】

水平ライン 67 は、プローブ本体 12 における振動子設置面 20 に対して水平なラインである。水平ライン 67 は、ガイドライン 65, 66 と異なる線種（例えば一点鎖線）及

50

び異なる線色（例えば緑色）で表示される。一方、ガイドマーク 68 は、ガイドライン 65, 66 と同じ線種（例えば点線）及び線色（例えば黄色）で表示される。つまり、水平ライン 67 も、カラーフローマッピング画像 84, 85 に用いられる青及び赤以外の有彩色を用いて表示されるようになってきている。なお、上記の各ガイドライン 65, 66、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 の画像データはメモリ 56 内に格納されており、コントローラ 50 はこれら画像データを読み出して表示装置 59 に表示させるようになってきている。

【0062】

記憶装置 57 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、制御プログラム及び各種のデータを記録媒体に格納している。コントローラ 50 は、入力装置 58 による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置 57 からメモリ 56 へ転送し、それを逐次実行する。なお、コントローラ 50 が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、DVD、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置 57 にインストールして利用する。

【0063】

ここで、マッピング領域指定手段として機能する第 2 信号処理ブロック 54b は、仮想直線 L2 上（実際には垂直ラインとしての第 1 のガイドライン 65 上）にて表示されている管状構造物（即ち静脈 82 や動脈 83）の画像の内径よりも小さい幅（例えば 1/20 ~ 1/3 程度の幅）となるように、ライン状のマッピング領域 81 を指定するように設定されている。また、第 2 信号処理ブロック 54b は、穿刺針 6 の先端 71 に対応した画像の直径の 0.5 倍以上 2 倍以下の幅、好ましくは 1 倍以上 2 倍以下の幅となるように、ライン状のマッピング領域 81 を指定するように設定されている。さらに、第 2 信号処理ブロック 54b は、ガイドマーク 68 に対応した画像の最大幅よりも小さい幅（例えば 1/10 ~ 1/2 程度の幅）となるように、ライン状のマッピング領域 81 を指定するように設定されている。

【0064】

次に、本実施形態の血管撮影装置 1 を用いてカテーテルの穿刺針 6 を生体組織 4 の静脈 82 に挿入する際の操作例について説明する。

【0065】

ここでは、医者などの作業者は、まず患者の処置部に適した穿刺針 6 の挿入角度を判断する。そして、作業者は、その挿入角度となるように角度調整機構 35 を操作して穿刺針ガイド部 34 の位置を設定した穿刺ガイド用アタッチメント 14 をプローブ本体 12 に装着する。その後、作業者は、位置情報入力手段としての入力装置 58 のキーボード 61 を操作し、角度調整機構 35 で設定している穿刺針 6 の挿入角度の設定位置に応じた位置情報を入力する。このとき、コントローラ 50 は、その位置情報をメモリ 56 に一旦記憶する。

【0066】

さらに、作業者は、処置部となる生体組織 4 の表面（例えば、図 7 に示すような静脈 82 がある前腕 4a の表面）に、音響媒体（無菌ゲルや滅菌ゲル）を塗った後、その音響媒体を介してプローブ本体 12 の振動子設置面 20 を接触させる。この後、作業者は、入力装置 58 に設けられている走査開始ボタン（図示略）を操作する。すると、コントローラ 50 は、そのボタン操作を判断し、生体組織 4 の断層画像 8, 9 を表示するための処理を開始する。

【0067】

この処理において、コントローラ 50 は、パルス発生回路 51 を動作させ、超音波プローブ 3 による超音波の送受信を開始させる。具体的には、コントローラ 50 から出力される制御信号に応答してパルス発生回路 51 が動作し、所定周期のパルス信号が送信回路 52 に供給される。そして、送信回路 52 では、パルス信号に基づいて、各超音波振動子 23, 24 に対応した遅延時間を有する駆動パルスが生成され、超音波プローブ 3 に供給さ

10

20

30

40

50

れる。これにより、超音波プローブ3の各超音波振動子23, 24が振動して超音波が生体組織4に向けて照射される。生体組織4内を伝搬する超音波の一部は、生体組織4における組織境界面(例えば血管壁)などで反射して超音波プローブ3で受信される。このとき、超音波プローブ3の各超音波振動子23, 24によって反射波が電気信号(反射波信号)に変換される。そして、その反射波信号は、受信回路53で増幅等された後、信号処理部54に入力される。

【0068】

信号処理部54における第1信号処理ブロック54aでは、対数変換、包絡線検波、A/D変換といった信号処理が行われ、デジタル信号に変換された反射波信号が画像処理部55に供給される。画像処理部55における第1画像処理ブロック55aでは、その反射波信号に基づいて、断層画像8, 9の画像データを生成するための画像処理が行われる。また、信号処理部54における第2信号処理ブロック54bでは、仮想直線L2上にライン状のマッピング領域81を指定する処理が行われるとともに(マッピング領域指定ステップ)、そのライン状のマッピング領域81に限ってカラーフローマッピング法に基づく信号処理が行われ、カラーフローマッピングデータが生成される(マッピングデータ生成ステップ)。画像処理部55における第2画像処理ブロック55bでは、カラーフローマッピングデータに基づいてカラーフローマッピング画像84, 85を生成する処理が行われる。そして、コントローラ50は、画像処理部55で生成された各画像データをメモリ56に一旦記憶する。

【0069】

コントローラ50は、メモリ56に記憶された各画像データを読み出し、第1断層画像8及び第2断層画像9を表示装置59に表示させるための表示データと、カラーフローマッピング画像84, 85を表示装置59に表示させるための表示データとを生成する。また、挿入角度判定手段としてのコントローラ50は、メモリ56に記憶された位置情報を読み出し、その位置情報に基づいて穿刺針6の挿入角度を判断する。そして、ガイドライン表示手段としてのコントローラ50は、穿刺針6の挿入角度に応じたガイドライン65, 66の表示データを生成する。さらに、位置表示手段としてのコントローラ50は、穿刺針6の挿入角度に基づいて、第1断層画像8と第2断層画像9とにおいて、穿刺針6の先端71が見え始める深さ位置を予測するとともに、作業者に対してその深さ位置を事前に示す位置表示部(水平ライン67及びガイドマーク68)の表示データを生成する。

【0070】

その後、コントローラ50は、生成した断層画像8, 9の表示データ、カラーフローマッピング画像84, 85の表示データ、ガイドライン65, 66、水平ライン67及びガイドマーク68の表示データをそれぞれ表示装置59に出力する。この結果、図3に示されるように、表示装置59の画面10に第1断層画像8及び第2断層画像9が左右に並べて同時に表示される。そして、これらの断層画像8, 9上には、ガイドライン65, 66、水平ライン67及びガイドマーク68が重畳されて表示される(ガイドマーク表示ステップ)。同時に、第1断層画像8内にて指定されたライン状のマッピング領域81上には、カラーフローマッピング画像84, 85が重畳して表示される(カラーフローマッピング画像生成表示ステップ)。なお、本実施形態では、最も奥側に断層画像8, 9が表示される。カラーフローマッピング画像84, 85は第1断層画像8の手前側に重畳され、ガイドライン65、水平ライン67及びガイドマーク68はさらにその手前側に重畳されるようになっている。また、ガイドライン66及び水平ライン67は、第2断層画像9の手前側に重畳されるようになっている。

【0071】

次いで作業者は、表示装置59に表示された第1断層画像8及び第2断層画像9を視認しながら、超音波プローブ3の位置を調整する。具体的には、まず、第1断層画像8(短軸像)上に静脈82の横断面が撮影されるとともに第1断層画像8上の第1のガイドライン65が静脈82の中心に位置するように、超音波プローブ3の第1素子ユニット25側を移動させる。さらに、第2断層画像9(長軸像)上に沿って静脈82の縦断面が撮影さ

10

20

30

40

50

れるように、超音波プローブ3の第2素子ユニット26側を移動させて、静脈82が延びる方向(軸方向)とプローブ本体12の長軸方向Yとを一致させる。なおこのとき、超音波プローブ3の第1素子ユニット25側(短軸側)の位置をキープした状態で、後側となる第2素子ユニット26側(長軸側)を左右に振るようにして位置合わせを行うようにする。

【0072】

ここで作業者は、第1断層画像8上及び第2断層画像9上の水平ライン67及びガイドマーク68、第2断層画像9上の第2のガイドライン66に基づいて、穿刺針6の挿入角度が静脈82への穿刺に適した角度か否かを判断する。なお、図4、図5には穿刺針6を挿入する前の様子が示されており、第1断層画像8上及び第2断層画像9上において、静脈82への穿刺を行う処置部よりも水平ライン67及びガイドマーク68が上方に位置している。穿刺針6の挿入角度が静脈82への穿刺に適した角度であると判断した場合、作業者は、穿刺ガイド用アタッチメント14の穿刺針ガイド部34において、ガイド溝33の開口41からカテーテルの穿刺針6を導入する。そして、作業者は、プローブ本体12の位置決め部31の位置に穿刺針6の先端71を当接させるとともに、ガイド溝33の底部42に穿刺針6の側面を当接させた後、生体組織4(前腕4a)に対して穿刺針6を挿入させていく。

【0073】

すると、穿刺針6を挿入した後の様子を示す図6を見てもわかるように、第1断層画像8及び第2断層画像9に穿刺針6が表示されるようになる。ここではまず、穿刺針6が第1断層画像8におけるガイドマーク68の枠内に表示された後、第2断層画像9における第2のガイドライン66上に表示される。作業者は、第2断層画像9における第2のガイドライン66に沿って穿刺針6の挿入位置を確認しつつ、穿刺針6を挿入していく。

【0074】

このとき作業者は、第1断層画像8の仮想直線L2上に表示されたガイドマーク68を視認することで、穿刺針6の先端71が見え始める位置を容易にかつ正確に予見することができる。また、ライン状のマッピング領域81は仮想直線L2上においてガイドマーク68を除く位置に指定される。そのため、カラーフローマッピング画像84、85を重畳してもガイドマーク68及びそれにより囲まれる領域が埋没することがない。よって、ガイドマーク68及び穿刺針6の先端71の視認性を維持することができる。また、この枠状のガイドマーク68は、穿刺針6の先端71に対応した画像の直径よりも大きなサイズで表示されるので、ガイドマーク68自体と穿刺針6の画像とが重なり合わず、穿刺針6が見え始める瞬間をより確実に確認することができる。

【0075】

図6等に表示されるように、被検体である生体組織4(前腕4a)において比較的浅い位置には管状構造物である静脈82が位置しており、比較的深い位置には同じく管状構造物である動脈83が位置している。そして、第1断層画像8の仮想直線L2上には幅の狭いライン状のマッピング領域81が指定されており、そのライン状のマッピング領域81にはカラーフローマッピング画像84、85が重畳された状態で表示されている。ここで、静脈82内にて表示されるカラーフローマッピング画像84と、動脈83内にて表示されるカラーフローマッピング画像85とは色調が異なっている。即ち、静脈82内には第1断層画像8の手前側方向から奥側方向に向かう血流(第2断層画像9の右側方向から左側方向に向かう血流)が存在していることから、前者のカラーフローマッピング画像84は青色を呈する。これに対して、動脈83内には第1断層画像8の奥側方向から手前側方向に向かう血流(第2断層画像9の左側方向から右側方向に向かう血流)が存在していることから、後者のカラーフローマッピング画像85は赤色を呈する。従って、穿刺針6の先端71を血管壁に対して挿入する前に、作業者は、カラーフローマッピング画像84、85の色の違いによって、静脈82及び動脈83を簡単にかつ正確に判別することができる。

【0076】

また、これらのカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 は、いずれも幅狭であって被検体における目的部位の画像、即ち静脈 8 2 及び動脈 8 3 の断層画像よりも十分小さい。具体的にいうと、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 の幅は、静脈 8 2 及び動脈 8 3 の断層画像の $1/20 \sim 1/3$ 程度、穿刺針 6 の先端 7 1 に対応した画像の直径の 1 倍～2 倍程度、ガイドマーク 6 8 に対応した画像の最大幅の $1/10 \sim 1/2$ 程度である。よって、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 は、静脈 8 2 及び動脈 8 3 の断層画像全体ではなく、その一部に対して重畳されることになる。ゆえに、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 を重畳表示したときでも、静脈 8 2 及び動脈 8 3 の断層画像がカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 により埋没しなくなり、血管壁の様子が分かりやすくなる。また、この程度の幅を有するカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 であれば、小面積すぎて赤色及び青色の判別が難しくなるといったこともなく、好適な視認性を維持することができる。

10

【 0 0 7 7 】

そして作業者は、上記の要領で静脈 8 2 の血管壁に穿刺針 6 の先端 7 1 が到達したと判断したら、次いでその血管壁を穿刺針 6 の先端 7 1 で貫通させ、静脈 8 2 内に穿刺針 6 の先端 7 1 を挿入する。作業者は、第 2 断層画像 9 に基づいて穿刺針 6 の先端 7 1 が静脈 8 2 内に到達したことを確認した後、穿刺針 6 の穿刺動作を止める。

【 0 0 7 8 】

その後、作業者は、入力装置 5 8 に設けられている走査終了ボタン（図示略）を操作する。コントローラ 5 0 は、そのボタン操作を判断し、生体組織 4 の断層画像 8 , 9 を表示するための処理を終了する。さらに、作業者は、穿刺針 6 の穿刺状態を維持したまま（穿刺ルートを残したまま）、ガイド溝 3 3 に沿ってプローブ本体 1 2 を移動させる。そして、作業者は、ガイド溝 3 3 の開口 4 1 を通して超音波プローブ 3（穿刺ガイド用アタッチメント 1 4 及びプローブ本体 1 2）を穿刺針 6 から取り外す。この後、作業者は、カテーテル操作を行い、静脈 8 2 内にカテーテルを挿入して所定の治療を行う。

20

【 0 0 7 9 】

従って、本実施形態によれば以下の効果を得ることができる。

【 0 0 8 0 】

(1) 本実施形態の血管撮影装置 1 によると、上述したとおり、幅狭のライン状のマッピング領域 8 1 があらかじめ指定され、そこにカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 が重畳された状態で表示される。この場合、表示されるカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 は、幅狭であって静脈 8 2 及び動脈 8 3 の断層画像よりも十分小さいことから、これらの画像を埋没させにくい。よって、静脈 8 2 及び動脈 8 3 や穿刺針 6 の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示することが可能となり、作業者はその超音波画像を観察することで正確な穿刺を行うことができる。

30

【 0 0 8 1 】

(2) この血管撮影装置 1 では、ライン状のマッピング領域 8 1 の指定は、作業者が行うのではなく、所定のプログラムに基づいてマッピング領域指定手段が行うので、煩雑な操作を回避することができる。

【 0 0 8 2 】

(3) この血管撮影装置 1 では、上記のようなごく狭い範囲（具体的には画面 1 0 の $1/20 \sim 1/100$ 程度の面積）でのマッピング領域 8 1 の指定及びその範囲での限定的な信号処理を行うことを特徴としている。このため、比較的広面積（例えば画面 1 0 の $1/2 \sim 1/5$ 程度の面積）でマッピング領域 8 1 の指定を行っていた従来装置に比べて、カラーフローマッピング法に基づく信号処理の負荷が小さくなる。その結果、超音波画像のフレームレートの低下が抑制され、超音波断層画像の応答性の低下を回避することができる。

40

【 0 0 8 3 】**[第 2 実施形態]**

次に、本発明を超音波画像表示装置としての血管撮影装置 1 に具体化した第 2 実施形態

50

を図 8 ~ 図 10 に基づき詳細に説明する。図 8 は、穿刺針 6 の挿入前かつカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 を重畳する前の状態の第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 を示している。図 9、穿刺針 6 の挿入前かつカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 を重畳した後の状態の第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 を示している。図 10 は、穿刺針 6 の挿入後かつカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 を重畳した後の状態の第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 を示している。なお、ここでは上記第 1 実施形態と共通の部分については詳細な説明を割愛し、相違している部分を中心に説明する。

【 0 0 8 4 】

本実施形態の血管撮影装置 1 は、第 1 実施形態と同様に、装置本体 2 と超音波プローブ 3 とを備えるものであるが、ここで使用される超音波プローブ 3 は、信号ケーブル 1 1、
10
プローブ本体 1 2 及びプローブ側コネクタ 1 5 を備える一方で、穿刺ガイド用アタッチメント 1 4 を備えていない。また、超音波プローブ 3 は、第 1 実施形態と同様に、コントローラ 5 0、パルス発生回路 5 1、送信回路 5 2、受信回路 5 3、信号処理部 5 4、画像処理部 5 5、メモリ 5 6、記憶装置 5 7、入力装置 5 8、表示装置 5 9 等を備える装置本体 2 に電氣的に接続されている。なお、穿刺ガイド機構に関する構成については、装置本体 2 から省略されている。

【 0 0 8 5 】

本実施形態の表示装置 5 9 の画面 1 0 には、図 8 ~ 図 10 に示すように、第 1 断層画像 8 及び第 2 断層画像 9 が左右に並べて同時に表示される。第 1 断層画像 8 の中央部における仮想直線 L 2 に対応する位置には、第 1 のガイドライン 6 5 (垂直ライン) が重畳されて
20
表示される。その一方、本実施形態では、第 2 のガイドライン 6 6、水平ライン 6 7 及びガイドマーク 6 8 は特に表示されない。また、第 1 断層画像 8 内にて指定されたライン状のマッピング領域 8 1 上には、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 が重畳して表示されるようになってきている。従って、穿刺針 6 の先端 7 1 を血管壁に対して挿入する前に、作業者は、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 の色の違いによって、静脈 8 2 及び動脈 8 3 を簡単にかつ正確に判別することができる。ゆえに、本実施形態によると、煩雑な操作や画像応答性の低下を伴わずに、静脈 8 2 及び動脈 8 3 や穿刺針 6 の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示可能な血管撮影装置 1 を提供することができる。

【 0 0 8 6 】

なお、本発明の実施の形態は以下のように変更してもよい。

【 0 0 8 7 】

・上記第 1、第 2 実施形態では、第 1 断層画像 8 の中央部を通る 1 本の仮想直線 L 2 上にライン状のマッピング領域 8 1 を指定するようにしたが、仮想直線 L 2 の数は必ずしも 1 本に限定されず複数本であってもよい。例えば、図 1 1 (a)、(b) に示す別の実施形態では、第 1 断層画像 8 の略中央部を通るように 3 本の平行な仮想直線 L 2 が存在しており、それら仮想直線 L 2 上にライン状のマッピング領域 8 1 が指定されている。

【 0 0 8 8 】

・上記第 1、第 2 実施形態では、ライン状のマッピング領域 8 1 が、仮想直線 L 2 に沿って連続的に形成された帯状を呈するものであったが、断続的に形成されていてもよい。例えば、図 1 2 (a)、(b) に示す別の実施形態では、小面積かつ矩形状の領域 8 6 が
40
仮想直線 L 2 に沿って等間隔かつライン状に配置されており、その結果全体として「ライン状のマッピング領域 8 1」となっている。

【 0 0 8 9 】

・上記各実施形態では、ライン状のマッピング領域 8 1 のサイズ、形状、位置等は、基本的に 1 種類のみ設定されていて変更不能であったが、これをあらかじめ複数種類設定しておき、それらの中から任意に選択できるように構成してもよい。

【 0 0 9 0 】

・上記各実施形態では、常時、ライン状のマッピング領域 8 1 上にカラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 が重畳表示されるように構成したが、これに限定されない。例えば、カラーフローマッピング画像 8 4 , 8 5 を表示状態または非表示状態に切り替える選択機
50

能を設けてもよい。具体的には、コントローラ 50 は、表示装置 59 の設定画面において、カラーフローマッピング画像 84, 85 の表示、非表示を切り替えるための選択ボタンを表示させるようにすればよい。

【0091】

・上記第1実施形態の血管撮影装置 1 において、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 について、表示または非表示に設定する選択機能を設けてもよい。具体的には、コントローラ 50 は、表示装置 59 の設定画面において、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 を表示または非表示に設定するための選択ボタンを表示させるようにすればよい。そして、コントローラ 50 は、作業者のボタン操作に基づいて、第1断層画像 8 上及び第2断層画像 9 上に水平ライン 67 及びガイドマーク 68 を表示したり、消去したりする。例えば、血管撮影装置 1 の操作に慣れた熟練の作業者は、各断層画像 8, 9 に表示されているガイドライン 65, 66 の位置に基づいて、穿刺針 6 の先端 71 が見え始める位置を予測することができる。このため、熟練の作業者が血管撮影装置 1 を使用する場合には、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 を表示させない状態で穿刺針 6 の穿刺を行ってもよい。また、血管撮影装置 1 の操作に慣れていない作業者が使用する場合には、水平ライン 67 及びガイドマーク 68 を表示させることにより、穿刺針 6 の穿刺を安心して確実に行うことが可能となる。

10

【0092】

・上記第1実施形態において、位置表示部としてのガイドマーク 68 は、四角形の枠状であったが、三角形や円形の枠状としてもよい。また、ガイドマーク 68 は枠状のマークに限定されるものではなく、位置を認識できるマークであれば、例えば十字形状のマークや点状のマーク等であってもよい。勿論、第2実施形態等のようにガイドマーク 68 の表示を行わないようにしてもよい。

20

【0093】

・上記各実施形態の血管撮影装置 1 では、静脈 82 等の断層画像 8, 9 を表示してカテーテルを用いた治療を行うものであったが、採血などの他の処置を行う場合に血管撮影装置 1 を用いてもよい。また、血管撮影装置 1 に限定されるものではなく、血管以外に神経などの断層画像を表示して神経ブロック注射などの他の処置を行う超音波画像表示装置に本発明を具体化してもよい。

30

【符号の説明】

【0094】

- 1 ... 超音波画像表示装置としての血管撮影装置
- 3 ... 超音波プローブ
- 4 ... 被検体としての生体組織
- 6 ... 穿刺針
- 8 ... 第1断層画像
- 9 ... 第2断層画像
- 10 ... 画面
- 12 ... プローブ本体
- 14 ... 穿刺ガイド機構としての穿刺ガイド用アタッチメント
- 23 ... (第1の) 超音波振動子
- 24 ... (第2の) 超音波振動子
- 50 ... カラーフローマッピング画像生成表示手段、ガイドマーク表示手段を構成するコントローラ
- 54b ... マッピング領域指定手段、マッピングデータ生成手段としての第2信号処理ブロック
- 55b ... カラーフローマッピング画像生成表示手段を構成する第2画像処理ブロック
- 57 ... 記録媒体を備える記憶装置
- 65 ... 垂直ラインとしての第1のガイドライン
- 68 ... ガイドマーク

40

50

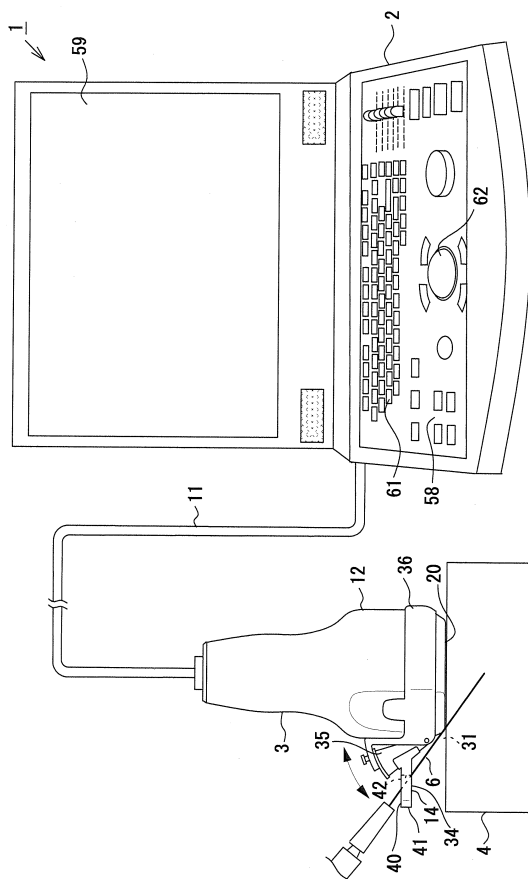
- 7 1 ... 穿刺針の先端
- 8 1 ... ライン状のマッピング領域
- 8 2 ... 管状構造物としての静脈
- 8 3 ... 管状構造物としての動脈
- 8 4 ... (赤色で示された) カラーフローマッピング画像
- 8 5 ... (青色で示された) カラーフローマッピング画像
- L 2 ... 仮想直線

【要約】

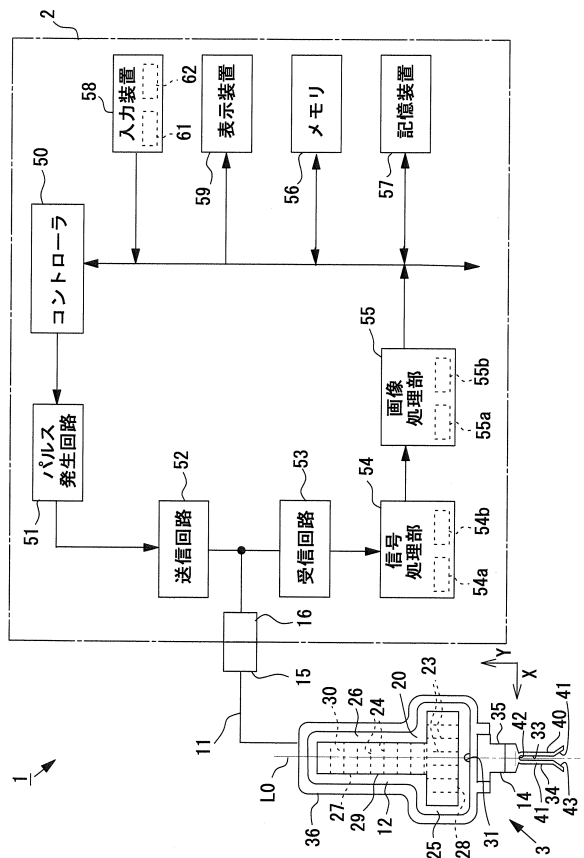
煩雑な操作や画像応答性の低下を伴わずに、被検体における目的部位や穿刺針の全貌を確実に捉えてそれを超音波画像として表示可能なため、正確な穿刺を行うことができる超音波画像表示装置の提供。この装置(1)では、第1断層画像(8)の略中央部を通る仮想直線(L2)上に、ライン状のマッピング領域(81)が指定される。指定されたライン状のマッピング領域(81)に限ってカラーフローマッピング法に基づく信号処理を行い、カラーフローマッピング画像(84, 85)を生成するためのカラーフローマッピングデータを生成する。生成されたカラーフローマッピングデータに基づいてカラーフローマッピング画像(84, 85)を生成し、それを第1断層画像(8)内のライン状のマッピング領域(81)上に重畳して表示させる。

10

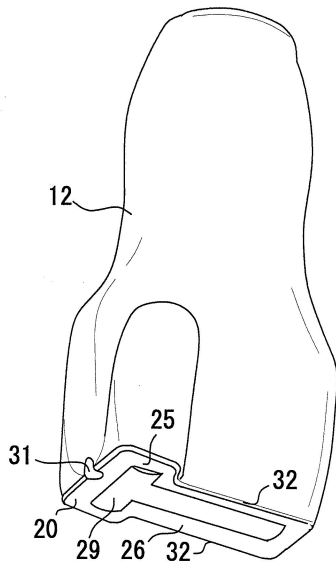
【図1】



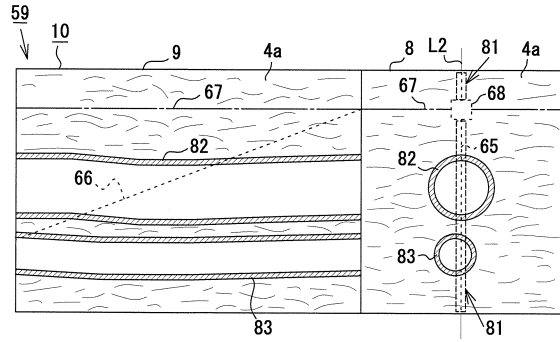
【図2】



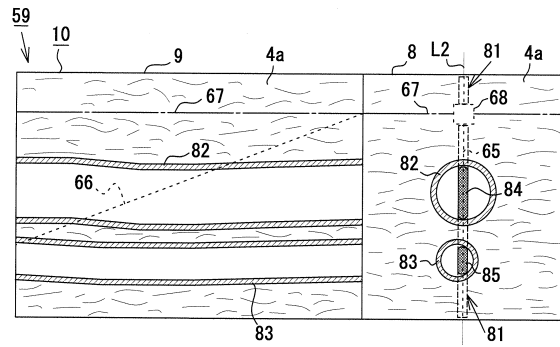
【図3】



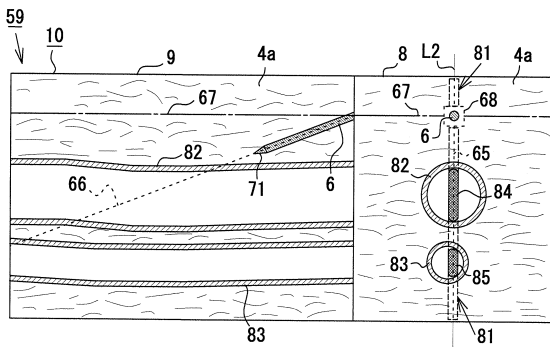
【図4】



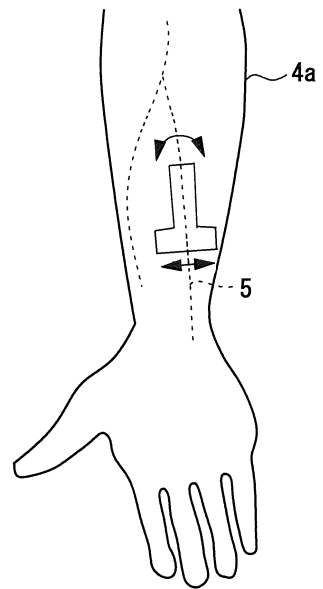
【図5】



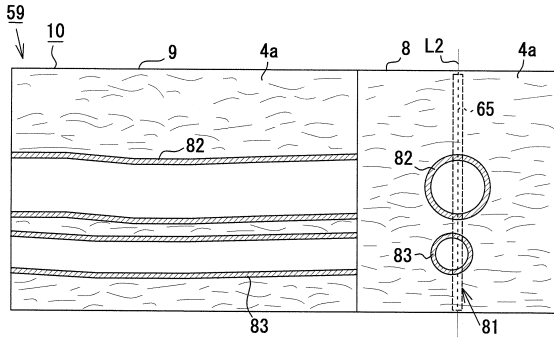
【図6】



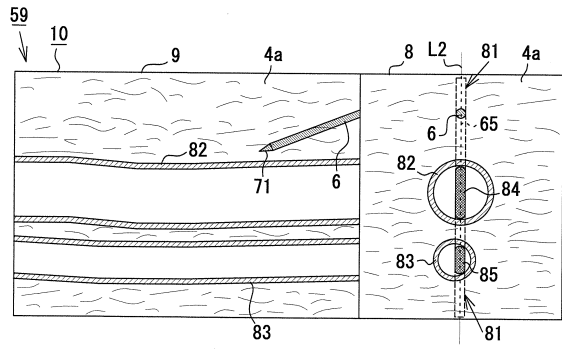
【図7】



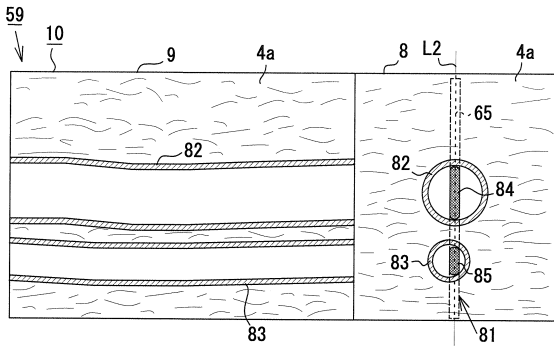
【図 8】



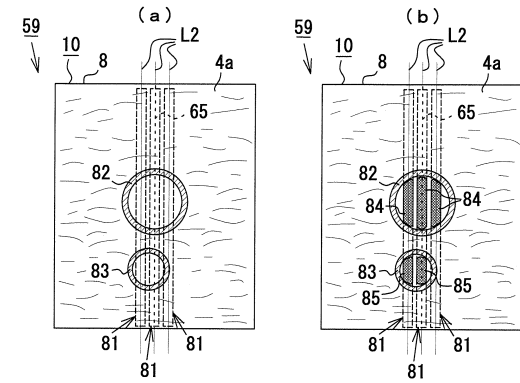
【図 10】



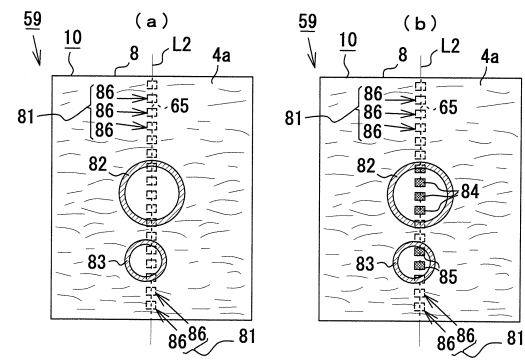
【図 9】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特許第6019369(JP, B1)
特開2014-221161(JP, A)
特開2017-055944(JP, A)
特開2013-244162(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超音波画像表示装置		
公开(公告)号	JP6484781B1	公开(公告)日	2019-03-20
申请号	JP2017554618	申请日	2017-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
[标]发明人	石黒稔道 大石秀斗 鈴木政太郎		
发明人	石黒 稔道 大石 秀斗 鈴木 政太郎		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JPWO2019026115A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

由于可以可靠地捕获对象中的目标部位和穿刺针的整个表面并将其显示为超声图像而无需复杂的操作和图像响应性的降低，因此可以准确地刺穿超声波。提供图像显示设备。在该装置(1)中，在基本上通过第一断层图像(8)的中心的假想直线(L2)上指定线性映射区域(81)。仅对指定的线性映射区域(81)执行基于颜色流映射方法的信号处理，以生成用于生成颜色流映射图像(84,85)的颜色流映射数据。基于所生成的颜色流映射数据，生成颜色流映射图像(84,85)并将其叠加显示在第一断层图像(8)中的线性映射区域(81)上。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B1)	(11) 特許番号 特許第6484781号 (P6484781)
(45) 発行日 平成31年3月20日(2019.3.20)		(24) 登録日 平成31年3月1日(2019.3.1)
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)	F 1 A61B 8/14 A61B 8/06	
請求項の数 4 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-554618(P2017-554618)	(73) 特許権者 000243364 本多電子株式会社	
(86) (22) 出願日 平成29年7月31日(2017.7.31)		
(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/027658	(74) 代理人 100114605 弁理士 瀧美 久彦	
審査請求日 平成29年11月1日(2017.11.1)	(72) 発明者 石黒 稔道 愛知県豊橋市大岩町小山塚2〇番地 本多電子株式会社 内	
	(72) 発明者 大石 秀斗 愛知県豊橋市大岩町小山塚2〇番地 本多電子株式会社 内	
	(72) 発明者 鈴木 政太郎 愛知県豊橋市大岩町小山塚2〇番地 本多電子株式会社 内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置		