

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-178589

(P2008-178589A)

(43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-15144 (P2007-15144)
(22) 出願日 平成19年1月25日 (2007.1.25)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

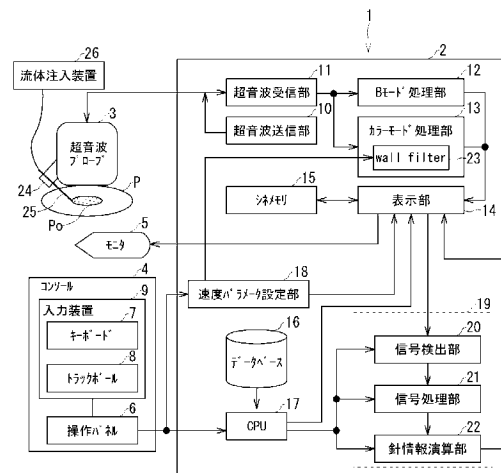
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像下において用いられる穿刺針の視認性を向上させることが可能な超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラムである。

【解決手段】 超音波診断装置1は、内部に強反射体を含む流体を注入した穿刺針25を被検体Pに穿刺した状態で超音波を送信し、超音波反射信号を受信する超音波プローブ3と、超音波プローブ3により受信された超音波反射信号から穿刺針25内部における流体の視認が可能な画像信号を生成するデータ処理部12、13とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内部に強反射体を含む流体を注入した穿刺針を被検体に穿刺した状態で超音波を送信し、超音波反射信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブにより受信された前記超音波反射信号から前記穿刺針内部における前記流体の視認が可能な画像信号を生成するデータ処理部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記データ処理部は、前記超音波反射信号から前記流体の視認が可能な B モード画像を生成する B モード処理部を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記データ処理部は、ドプラ信号として受信された前記超音波反射信号から前記流体の視認が可能なドプラ画像を生成するカラーモード処理部を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記データ処理部は、前記流体の速度を利用することにより、ドプラ信号として受信された前記超音波反射信号から前記被検体内の他の部位から弁別して前記流体の視認が可能なドプラ画像を生成するカラーモード処理部を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記データ処理部は、ドプラ信号として受信された前記超音波反射信号から前記流体の視認が可能なドプラ画像を生成するカラーモード処理部を備え、

前記カラーモード処理部が有するフィルタの速度パラメータを前記流体の速度に応じて設定する速度パラメータ設定部を設けたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

内部に強反射体を含む流体を注入した穿刺針を被検体に穿刺した状態で超音波を送信し、超音波反射信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブにより受信された前記超音波反射信号のうち前記穿刺針内部における前記流体から受信した流体信号を検出する信号検出部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記穿刺針内部には前記流体の流路の形状が他の部分における流路の形状と異なる形状である特徴形状部位が設けられ、

前記信号検出部により検出された流体信号から前記特徴形状部位の位置を検出する信号処理部と、

前記信号処理部により検出された前記特徴形状部位の位置と前記穿刺針の形状情報とに基づいて、前記穿刺針に関する情報である針情報を求める針情報演算部と、

前記針情報演算部により作成された針情報をモニタに表示させる表示部と、
を設けたことを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記針情報演算部は、前記穿刺針の針先位置、針先中心での推定焼灼領域および進路方向の少なくとも 1 つを針情報として求めるように構成されることを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記穿刺針の 3 次元空間情報を示す信号を前記流体から取得するように構成されることを特徴とする請求項 1 または 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

強反射体を含む流体を注入するための流路を内部に形成したことを特徴とする超音波診断に用いる穿刺針。

50

【請求項 1 1】

前記流路の形状が他の部分における流路の形状と異なる形状である特徴形状部位を設けたことを特徴とする請求項 1 0 記載の超音波診断に用いる穿刺針。

【請求項 1 2】

コンピュータを、

内部に流体の流路を形成し、かつ前記流体の流路の形状が他の部分における流路の形状と異なる形状である特徴形状部位が設けられた穿刺針の内部に強反射体を含む流体が注入され、さらに被検体に穿刺した状態で超音波プローブにより受信された超音波反射信号のうち前記穿刺針内部における前記流体から受信した流体信号を検出する信号検出部、

前記信号検出部により検出された流体信号から前記特徴形状部位の位置を検出する信号処理部、および

前記信号処理部により検出された前記特徴形状部位の位置と前記穿刺針の形状情報とに基づいて、前記穿刺針に関する情報である針情報を求める針情報演算部、
として機能させることを特徴とする針情報処理プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体の治療対象部位に穿刺針を刺入しつつ診断を行うための超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内で生じた反射波を圧電振動子で受信して各種処理を行なうことにより被検体内の断層画像や血流情報等の生体情報を得る装置である。

【0003】

この超音波診断装置を用いた治療法の 1 つに超音波穿刺術式と呼ばれるものがある。超音波穿刺術式による治療では、臓器における癌等の腫瘍部分である被検体の治療対象部位に超音波ガイド下で穿刺針 (P E I T (percutaneous ethanol injection treatment) 針、ラジオ波穿刺針、マイクロ波穿刺針などの治療針を含む。以下、同じ) が刺入される。

【0004】

被検体に穿刺針を刺入して超音波診断を行う場合には、超音波診断に用いる超音波診断装置の超音波プローブに穿刺針の刺入方向を設定するガイド機構や穿刺用アダプタが備えられる。そして、超音波診断装置の診断視野内に位置するように穿刺針が刺入される。

【0005】

また、超音波診断装置の画面には、予めガイド機構や穿刺用アダプタにより設置された穿刺針の刺入経路がプリセット表示される。プリセット表示された穿刺針の刺入経路は、穿刺針を被検体に刺入する際の指標として参照される。すなわち、穿刺針を刺入すべき目的の部位に、プリセット表示された穿刺針の刺入経路を配置して、穿刺針の刺入操作が行なわれる。

【0006】

そして、刺入された穿刺針から対象部位の細胞を採取したり、穿刺針を介してエタノール等の薬剤を対象部位に注入する癌凝固治療が行われる。また近年では、マイクロ波やラジオ波を放射し、癌部を焼灼する焼灼用穿刺針が刺入されて癌焼灼治療が行われることもある (例えば、非特許文献 1 参照)。

【0007】

超音波ガイド下で行われる穿刺針の刺入においては、穿刺針が細く、また刺入方向が超音波診断装置の超音波ビームに対して浅い角度でほぼ平行となる。このため、超音波の送受により超音波画像を撮像する際、穿刺針による十分な強度の反射波信号が得られず、超音波画像上に穿刺針の位置を安定かつ鮮明に表示できない場合がある。

【0008】

10

20

30

40

50

また、穿刺針の刺入の過程において、臓器や組織の抵抗が存在することから、穿刺針の針先が抵抗の少ない方向に曲がり、超音波ビームの断層像方向（スライス方向）の幅からずれて穿刺針が刺入される恐れがある。この場合、超音波断層面内に穿刺針が存在しないことになる。さらに、呼吸とともに臓器や組織が移動するため、刺入後に穿刺針が視野である超音波ビーム外へずれる恐れもある。

【0009】

そこで、穿刺針から十分な強度の反射信号が得られない場合に、穿刺針ガイド機構のガイド方向に沿った所定の範囲内における反射信号を強調する技術が考案されている（例えば、特許文献1参照）。また、穿刺針が視野外へ外れた場合に、超音波ビームを視野外へ外れた穿刺針に修正する技術も考案されている（例えば、特許文献2参照）。

10

【特許文献1】特開昭63-290550号公報

【特許文献2】特開2000-107178号公報

【非特許文献1】國分茂博・森安史典編、「肝癌ラジオ波熱凝固療法の実際」、南江堂、2002年5月

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の超音波ガイド下における穿刺針を用いた診断では、超音波画像が十分な精度で得られず、観察が困難な場合が多い。この結果、目標とする診断部位への穿刺針の刺入操作が非常に困難となる恐れがある。つまり、従来の技術では穿刺針を画像表示させる場合の安定性や操作性の点において、十分とはいえないことが問題となっている。

20

【0011】

一般に、超音波ガイド下の治療においては、体表の様々な位置において超音波プローブを動かして観察することにより、血管や周囲臓器と腫瘍の位置関係や、穿刺針の針先との位置関係が把握される。特に、超音波ガイド下のラジオ波やマイクロ波による焼灼治療では、治療中に超音波画像により経過を観察する必要がある。

【0012】

また、焼灼治療では、焼灼による組織の変質や発生する気泡のため、治療部位の直上における超音波プローブの位置からは焼灼部位の後方の観察ができないという問題もある。このため、治療中に超音波プローブから穿刺アダプタを外し、穿刺針と超音波プローブを切離した後、所望の方向から対象となる診断部位の周辺を含む臓器や組織を、超音波プローブで走査して観察することがしばしば行われる。

30

【0013】

しかし、肝臓中に穿刺された穿刺針をBモード像で確実に検出することは困難である。これは、穿刺針と超音波ビームとの位置の関係や、穿刺針が刺入された臓器の輝度との対比によっては穿刺針が見えにくくなることがあるためである。

【0014】

また、近年、3次元の超音波診断装置でリアルタイムに、所定のボリュームを画像表示したり、指定された複数の断層面を画像表示することが行われる。しかし、3次元画像を表示させる場合に、刺入される穿刺針に追従して、穿刺針の針先やその周囲を表示する方法は確立されていないのが現状である。

40

【0015】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、超音波画像下において用いられる穿刺針の視認性を向上させることが可能な超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項1に記載したように、内部に強反射体を含む流体を注入した穿刺針を被検体に穿刺した状態で超音波を送

50

信し、超音波反射信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブにより受信された前記超音波反射信号から前記穿刺針内部における前記流体の視認が可能な画像信号を生成するデータ処理部とを有することを特徴とするものである。

【0017】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項6に記載したように、内部に強反射体を含む流体を注入した穿刺針を被検体に穿刺した状態で超音波を送信し、超音波反射信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブにより受信された前記超音波反射信号のうち前記穿刺針内部における前記流体から受信した流体信号を検出する信号検出部とを有することを特徴とするものである。

【0018】

また、本発明に係る超音波診断に用いる穿刺針は、上述の目的を達成するために、請求項10に記載したように、強反射体を含む流体を注入するための流路を内部に形成したことを特徴とするものである。

【0019】

また、本発明に係る針情報処理プログラムは、上述の目的を達成するために、請求項12に記載したように、コンピュータを、内部に流体の流路を形成し、かつ前記流体の流路の形状が他の部分における流路の形状と異なる形状である特徴形状部位が設けられた穿刺針の内部に強反射体を含む流体が注入され、さらに被検体に穿刺した状態で超音波プローブにより受信された超音波反射信号のうち前記穿刺針内部における前記流体から受信した流体信号を検出する信号検出部、前記信号検出部により検出された流体信号から前記特徴形状部位の位置を検出する信号処理部、および前記信号処理部により検出された前記特徴形状部位の位置と前記穿刺針の形状情報とに基づいて、前記穿刺針に関する情報である針情報を求める針情報演算部として機能させることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0020】

本発明に係る超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラムにおいては、超音波画像下において用いられる穿刺針の視認性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明に係る超音波診断装置、超音波診断に用いる穿刺針および針情報処理プログラムの実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0022】

図1は本発明に係る超音波診断装置および穿刺針の実施の形態を示す構成図である。

【0023】

超音波診断装置1は、装置本体2に超音波プローブ3、コンソール4およびモニタ5を設けて構成される。コンソール4は、操作パネル6にキーボード7やトラックボール8等の入力装置9を設けて構成される。装置本体2には、超音波送信部10、超音波受信部11、Bモード処理部12、カラーモード処理部13、表示部14、シネメモリ15、データベース16、CPU(Central Processing Unit)17、速度パラメータ設定部18が設けられる他、穿刺針情報処理システム19が搭載される。

【0024】

穿刺針情報処理システム19は、信号検出部20、信号処理部21、針情報演算部22を備えている。穿刺針情報処理システム19の一部または全部並びに装置本体2の他の構成要素は、コンピュータにプログラムを読み込ませて構築したり、回路により構成することができる。

【0025】

超音波送信部10は、送信パルスを生成して超音波プローブ3に与える機能を有する一方、超音波受信部11は、超音波プローブ3から受信信号を受信してBモード処理部12およびカラーモード処理部13に与える機能を有する。超音波プローブ3は、超音波送信

10

20

30

40

50

部 10 から受けた送信パルスを超音波パルスに変換して被検体 P 内の診断部位 P0 に送信する一方、診断部位 P0 において生じた反射信号を受信して、受信信号として超音波受信部 11 に与える機能を有する。

【0026】

Bモード処理部 12 は、超音波受信部 11 から受けた受信信号を処理して Bモード画像信号を生成する機能を備える。カラーモード処理部 13 は、超音波受信部 11 からドプラ信号として受けた受信信号を処理してドプラ法によりドプラ画像信号を生成する機能を備える。カラーモード処理部 13 には、周知のように wall filter (ウォールフィルタ) 23 が設けられる。そして、wall filter 23 によって、ドプラ信号から不要なクラッタ成分が除去されて予め設定された速度範囲内に含まれる血流信号等の速度成分が抽出される。さらに抽出された速度成分を基にドプラ画像信号が生成される。

10

【0027】

表示部 14 は、Bモード処理部 12 から取得した Bモード画像信号およびカラーモード処理部 13 から取得したドプラ画像信号の表示処理を行うことにより、モニタ 5 に表示させるための画像信号を生成する機能、生成した画像信号をシネメモリ 15 に書き込んで記憶させる機能、生成した画像信号をモニタ 5 に与えて Bモード画像やドプラ画像といった超音波画像を表示させる機能を有する。表示部 14 において、例えば、Bモード画像とドプラ画像とを合成した画像信号が生成される。また、シネメモリ 15 は、表示部 14 において作成された画像信号を保存するためのメモリである。

【0028】

一方、超音波プローブ 3 は被検体 P の診断部位 P0 に超音波を送受可能な位置に設けられる。また、超音波プローブ 3 には、ガイド機構 24 が設けられ、ガイド機構 24 の所定位置に穿刺針 25 が設けられる。そして、ガイド機構 24 により、穿刺針 25 を被検体 P に刺入する際に穿刺針 25 の刺入方向がガイドされる。さらに、穿刺針 25 には、所要の流体を穿刺針 25 に注入するための流体注入装置 26 が接続される。流体注入装置 26 には、必要に応じて流体の注入速度を制御する機能が備えられる。

20

【0029】

そして、超音波診断装置 1 と穿刺針 25 とによって超音波ガイド下穿刺システムが形成される。つまり、超音波診断装置 1 による超音波ガイド下において、穿刺針 25 を被検体 P の診断部位 P0 に向けて刺入することができるように構成される。

30

【0030】

図 2 は、図 1 に示す穿刺針 25 の構造例を示す断面図である。

【0031】

穿刺針 25 は、先端が鋭利な形状をした針であり、内部に流体 X の流路 30 が形成される。流体 X の流路 30 は、例えば穿刺針 25 の根元側から先端側を經由した後、再び根元側に導かれる経路とされる。このため、流体注入装置 26 から穿刺針 25 の流路 30 に流体 X を流し込むことにより、穿刺針 25 の内部に流体 X を灌流させることができる。

【0032】

また、穿刺針 25 の内部における流体 X の流路 30 は、例えば所要の内径を有する穴により形成することができるが、所望の部分の形状が他の部分における形状と異なるものとされる。以下、この異なる流路 30 の形状部分を特徴形状部位 31 と称する。図 2 は、穿刺針 25 の特徴形状部位 31 において、流路 30 の直径を他の部分よりも小さくし、流路 30 を細くした例を示す図である。

40

【0033】

穿刺針 25 の流路 30 に注入する流体 X は、超音波の反射信号を取得できる流体 X であれば任意の流体 X とすることができる。流体 X は、例えばマニュアルにより一定流量で流路 30 に注入され、流路 30 に灌流あるいは滞留せしめられる。また、被検体 P 内の臓器や器官と比較して相対的に強く強度の超音波反射信号を発生させるマイクロバブル等の強反射体を含む造影剤を流体 X として使用すれば、超音波受信部 11 により受信した強反射体からの超音波反射信号を Bモード処理部 12 において処理することにより、流体 X を B

50

モード画像として映像化することができる。

【0034】

また、穿刺針25内部の流路30の形状は特定の部分において他の部分における形状と異なるものとされているため、流路30が異なる部分(特定形状部位)を映像として確認することができる。例えば、図2に示すように、特定の部分において流路30が細くなっている場合には、流路30の形状が映像として捉えられる。

【0035】

さらに、穿刺針25内部において流体Xが灌流しており、マイクロバブル等の強反射体が動いている場合には、流体Xからのドプラ信号を超音波受信部11により受信して収集すれば、カラーモード処理部13において流体Xの流れをドプラ法によりドプラ画像として検出することができる。特に、穿刺針25内部の特定形状部位が、流路30が狭くなっている形状である場合には、流体Xの流速が他の部分よりも速くなるため、ドプラモードにより流体Xの速度差として検出することが可能である。従って、逆に、特定の部分の流路30を広くしても同様にドプラモードにより流体Xの速度差として検出することが可能である。

10

【0036】

そして、このように穿刺針25内部の流体XをBモード法やドプラ法により表示部14において画像信号として生成し、モニタ5に与えて映像化して表示させることにより、ユーザは穿刺針25の位置をより明瞭に把握することができる。

【0037】

図3は、図1に示す超音波診断装置1により生成され、穿刺針25が可視化された画像の一例を示す模式図である。

20

【0038】

図3は、穿刺針25に1方向の流路30を設け、部分的に流路30の内径を小さくした例を示す。図3に示すように、被検体Pの診断部位P0に向けて穿刺針25を刺入する場合、穿刺針25および特定形状部位の位置を映像化することができる。穿刺針25および特定形状部位の画像は、Bモード画像として得ることもできるし、流体Xの速度差を利用してドプラ法によりドプラ画像として得ることも可能である。

【0039】

尚、穿刺針25に注入される流体Xの具体的な例としては、マイクロバブル等の強反射体を含む造影剤や気体が封入されたマイクロカプセルあるいはマイクロパーティクルを含む造影剤が挙げられる。ただし、薬剤としての造影剤のみならず、強反射体を含む液体であれば、工業用その他の液体を流体Xとして用いることができる。造影剤は、適当な溶媒を攪拌して微小気泡を発生させることにより作成できる。例えば、炭酸ガスを主成分とするバブルの作成法が「CO₂アンギオ法」として知られている。

30

【0040】

穿刺針25に注入される流体Xを造影剤とすれば、データ処理が造影剤用にチューンアップされたモードである映像モード(イメージング法)である造影モードにより、Bモード画像であるかドプラ画像であるかを問わず、穿刺針25の位置を高感度で検出することが可能である。例えば、フッ化炭素等の難溶系ガスをマイクロバブルとして封入したSonovue(登録商標)、OPTISON(登録商標)、Definity、Sonazoid(登録商標)等の造影剤を流体Xとして用いることができる。この場合、超音波反射信号の基本周波数の2倍、3倍、高調波(ハーモニクス)成分を使って超音波診断画像を生成する低音圧のハーモニックエコー法により超音波診断画像を生成すれば、流体Xを灌流しなくても高感度にマイクロバブルを映像化することが可能となり、一定時間安定して穿刺針25の観察が可能になる。

40

【0041】

さらにまた、穿刺針25に注入される流体Xを、空気をマイクロバブルとして封入したLevovist(登録商標)等の造影剤とれば、高音圧のハーモニックエコー法や疑似ドプラを利用したDynamic Flow法やパワードプラ法等の映像法により、高感

50

度に穿刺針 25 を映像化することができる。

【0042】

ただし、高音圧の造影モードを利用する場合は、送信された超音波によってマイクロバブルが消失する恐れがある。従って、穿刺針 25 を明瞭に映像化するためには、造影剤を灌流させて常に穿刺針 25 内に新鮮なマイクロバブルを分布させることが重要である。換言すれば、マイクロバブルを含む造影剤を流体 X として穿刺針 25 の内部に灌流させれば、マイクロバブルの消失が抑えられ、常に新鮮な造影剤により安定して高輝度の超音波反射信号を得ることが可能となる。

【0043】

尚、前述のように穿刺針 25 の映像法は、造影剤を用いた造影モードに限らず、条件によっては反射信号の基本波を利用した B モード法でも可能である。

10

【0044】

また、流体注入装置 26 により流体 X の灌流速度を制御して流体 X の周辺よりも移動速度が速くなるようにする一方、カラーモード処理部 13 に備えられる wall filter 23 の所定速度成分抽出用の速度パラメータ（フィルタ係数）を流体 X の灌流速度に合わせて設定すれば、ドプラ法で周囲より早く動く流体 X を適切に速度検出して映像化することが可能となる。

【0045】

特に、造影剤による造影下において穿刺針 25 を穿刺して肝腫瘍を治療するような場合には、ドプラ法を利用した造影モードで肝臓を明瞭に染影しつつ、穿刺針 25 については穿刺針 25 内を流れる造影剤の速度情報を利用して着色すれば、肝臓腫瘍と穿刺針 25 とを弁別してモニタ 5 に表示させることができる。この場合、造影剤の速度に応じた wall filter 23 の速度パラメータの設定が有効である。

20

【0046】

そこで、速度パラメータ設定部 18 には、入力装置 9 から操作パネル 6 を介して入力された情報に従って、wall filter 23 において抽出される速度成分を決定するための速度パラメータを流体 X の灌流速度に合わせて設定する機能が備えられる。

【0047】

ここで、wall filter 23 の速度パラメータの設定方法の詳細例について説明する。wall filter 23 の速度パラメータを設定する場合には、穿刺針 25 の刺入角 θ が参照される。そのために、速度パラメータ設定部 18 には、穿刺針 25 の刺入角 θ がモニタ 5 に表示されるように、表示部 14 に画像情報を与える機能が備えられる。

30

【0048】

図 4 は、図 1 に示す穿刺針 25 の刺入角 θ を表示した超音波画像の模式図である。

【0049】

超音波プローブ 3 には、ガイド機構 24 として或いはガイド機構 24 に加えて穿刺針 25 を超音波プローブ 3 に固定するための穿刺アダプタが装着される。そして、穿刺アダプタを駆動させることにより穿刺針 25 の向きを可変させることができるように構成されている。従って、穿刺アダプタに与えられる制御情報に基づいて、穿刺針 25 の刺入角 θ を表す穿刺ライン 50 の傾斜角度を求めることができる。

40

【0050】

穿刺針 25 の刺入角 θ は、通常ユーザにより選択され、装置パネル 6 から CPU 17 に入力される。そうすると、モニタ 5 に表示される超音波画像上には穿刺ライン 42 が、穿刺針の刺入角 θ に対応して表示される。

【0051】

ここで、流体注入装置 26 により流体 X の灌流速度が v に設定されるものとする、ドプラモードにおいて観測されるドプラ偏移周波数 f_d は、式(1)のように表される。

[数 1]

$$f_d = 2vf_0 \cos \theta / c \quad (1)$$

ただし、式(1)において、 c は血液の音速を示し、約 1500m/sec である。また、 f_0 は、超

50

音波の送信周波数を示す。は前述のように、超音波ビームの進行方向Bと穿刺ライン50とのなす角度であり、穿刺針25の刺入角を示す。式(1)において、例えば超音波の送信周波数 $f_0=2\text{MHz}$ 、流体Xの灌流速度 $v=250\text{mm/sec}$ 、穿刺針25の刺入角 $\theta=20$ 度であるものとする、ドプラ偏移周波数 $f_d=0.6\text{kHz}$ となる。

【0052】

従ってwall filter 23の速度パラメータの1つである信号のカットオフ周波数の値は、式(1)により求められる灌流速度 $v=250\text{mm/sec}$ の流体Xが観測できるように、ドプラ偏移周波数 $f_d=0.6\text{kHz}$ のドプラ信号を十分に検出することが可能なカットオフ値に設定すれば良いことになる。

【0053】

このように、wall filter 23のカットオフ値は、穿刺針25の刺入角 θ と流体Xの灌流速度 v から計算することができる。そこで、速度パラメータ設定部18では、操作パネル6から穿刺針25の刺入角 θ と流体Xの灌流速度 v の入力を受けて、適切なwall filter 23のカットオフ値を計算するように構成される。そして、速度パラメータ設定部18は、求めたカットオフ値をwall filter 23に与えて制御するように構成される。

【0054】

図4に示すように、超音波ビームの進行方向Bと穿刺ライン50とのなす角度、すなわち穿刺針25の刺入角 θ は、超音波ビーム毎に異なる。従って、超音波ビーム毎にwall filter 23のカットオフ値を設定するようにすれば、流体Xをより正確かつ特異的に検出し、映像化することが可能となる。

【0055】

また、生体臓器には、血流が存在するため、血流と流体Xとの弁別が十分に行われぬ恐れがある。しかしながら肝臓のような臓器において、例えば、速度が 200mm/sec を超えるような血流は、動脈に限られ、かつ拍動間において時相が限られている。そこで、例えば、流体Xの灌流速度 $v=200\text{mm/sec}$ 程度に高めに設定すれば、流体Xの特異的な視認性の向上に有効である。

【0056】

また、流体Xとして超音波造影剤やマイクロバブルを利用した場合には、流体Xが送信される超音波として反応し、バブルが消失することが知られている。一方で、送信超音波の音圧を高めに設定した条件下で、ドプラ法によりマイクロバブルを観察すると、止まっている気泡であっても、広帯域なドプラ偏移周波数が観測される。これらのことから、流体Xとして、超音波造影剤やマイクロバブルを利用する場合には、送信超音波の音圧を高めに設定した条件下で、wall filter 23のカットオフ値を臓器における血流としては希な高い速度に設定にすることにより、流体Xの特異的な映像化が可能である。

【0057】

さらに、wall filter 23のカットオフ値を設定する代わりに、式(1)に従って演算されたドプラ偏移周波数 f_d に対応するカラーマップの色を特異的なものとするにより、穿刺針25あるいは穿刺針25内で灌流する流体Xを、ドプラ画像上で視認性良く観察することが可能となる。この場合には、カラーマップ調整部を設け、カラーマップ調整部が操作パネル6から穿刺針25の刺入角 θ と流体Xの灌流速度 v の入力を受けて、ドプラ偏移周波数 f_d を計算し、得られたドプラ偏移周波数 f_d に対応するカラーマップの色を予め決定した色に変えるように表示部14に指示情報を与えるようにすればよい。

【0058】

このように、投与される造影剤の情報や穿刺針25の刺入角 θ が与えられればwall filter 23の最適なカットオフ値を自動的に計算して設定することができる。

【0059】

次に穿刺針情報処理システム19、CPU17およびデータベース16の各機能について説明する。

【0060】

CPU17は、入力装置9から操作パネル6を介して入力された情報に従って、穿刺針

10

20

30

40

50

情報処理システム 19 の信号検出部 20、信号処理部 21、針情報演算部 22 を制御する機能およびデータベース 16 への情報の書き込みおよび読み込みを実行する機能を有する。また、CPU 17 は、入力装置 9 からの情報に従う超音波診断装置 1 の操作全般を制御する機能も有するが、ここでは説明を省略する。さらに CPU 17 は、前述のように、装置パネル 6 から入力された穿刺針 25 の刺入角 に従って穿刺ライン 42 をモニタ 5 に表示させるための画像情報を生成し、生成した画像情報を表示部 14 に出力する機能を備えている。

【0061】

信号検出部 20 は、表示部 14 から B モード画像信号やドプラ画像信号等の画像信号を取得し、穿刺針 25 に注入された流体 X (マイクロバブルやマイクロカプセル等の強反射体) からの画像信号を検出する機能と、検出された流体 X からの画像信号を信号処理部 21 に与える機能を有する。

10

【0062】

信号処理部 21 は、信号検出部 20 から流体 X からの画像信号を受けて、穿刺針 25 の流路 30 に形成された特徴形状部位 31 の位置を、任意の画像認識手法により自動検出する機能と、穿刺針 25 および特徴形状部位 31 の位置を、位置情報として針情報演算部 22 に与える機能を有する。

【0063】

ここで、流体 X (つまり穿刺針 25) からの画像信号を検出するための画像認識手法の例としては、例えば信号強度の閾値処理を行うことによる検出方法が挙げられる。すなわち、B モード画像の輝度差やドプラ画像における速度差を利用する方法が挙げられる。

20

【0064】

B モード画像の輝度差を利用して穿刺針 25 からの画像信号を検出する方法では、信号検出部 20 において輝度の閾値を設定し、設定した閾値以上の領域を穿刺針 25 内の流体 X の領域とみなすことにより流体 X (穿刺針 25) の位置を検出することができる。

【0065】

さらに、信号処理部 21 により、流体 X (穿刺針 25) の領域内において、特徴形状部位 31 の形状を有する部位を認識することにより、特徴形状部位 31 の位置を検出できる。例えば、図 2 のように流体 X の流路 30 を細くした部分が特徴形状部位 31 である場合には、流体 X (穿刺針 25) の領域内において、幅の小さい部位を特徴形状部位 31 として検出することができる。

30

【0066】

一方、ドプラ画像の速度差を利用して穿刺針 25 からの画像信号を検出する方法では、一定速度以上の領域を穿刺針 25 の領域とみなすことにより穿刺針 25 の位置を信号検出部 20 において検出することができる。さらに、穿刺針 25 の領域内において、速度が他の部分と異なる部位を信号処理部 21 により特徴形状部位 31 として検出できる。例えば、図 2 のように流体 X の流路 30 を細くした部分が特徴形状部位 31 である場合には、穿刺針 25 の領域内において、速度が速い部位を特徴形状部位 31 として検出することができる。

【0067】

データベース 16 には、予め穿刺針 25 の形状情報が保存される。データベース 16 に保存される情報には、特定形状部位の形状および穿刺針 25 上の位置情報も含めることができる。そして、CPU 17 は、入力装置 9 からの指示に従ってデータベース 16 内に保存された穿刺針 25 の形状情報を針情報演算部 22 に与えることができるように構成される。

40

【0068】

針情報演算部 22 は、信号処理部 21 から受けた穿刺針 25 および特徴形状部位 31 の位置情報と、データベース 16 から CPU 17 を介して受けた穿刺針 25 および特徴形状部位 31 の形状情報とに基づいて、穿刺針 25 の針先位置、穿刺針 25 の針先中心における推定焼灼領域、穿刺針 25 の針先が検出できない場合における針先の推定位置、穿刺針

50

25の進路方向等の針情報を求める機能と、求めた針情報を表示させるための記号、図形、文章等の画像情報を表示部14に与える機能を有する。

【0069】

そして、表示部14は、針情報演算部22から受けた針情報を表示させるための画像信号をモニタ5に与えて表示させることができるように構成される。従って、Bモード処理部12およびカラーモード処理部13から取得したBモード画像信号およびドプラ画像信号とともに針情報を重畳表示させることもできる。この場合、必要に応じて針情報はBモード画像(断層像)上に強調表示させることができる。

【0070】

ここで、上述のような針情報を求める機能の必要性について説明する。

10

【0071】

図5は、図1に示す超音波診断装置1により穿刺針25の位置を示す針情報を診断画像に重畳表示させた例を示す模式図である。

【0072】

尚、図5は、穿刺針25に1方向の流路30を設け、部分的に流路30の内径を小さくした例を示す。

【0073】

図5に示すように、被検体Pの診断部位P0近傍にマイクロバブルが存在することから、穿刺針25が画像として確認できない場合がある。例えば、穿刺針25を肝臓の腫瘍に穿刺して治療する場合に、肝臓腫瘍の境界を明瞭にする目的で、肝臓腫瘍を造影剤により染影することがある。このような場合に、穿刺針25の内部にも造影剤が封入されると、周囲の染影された肝臓腫瘍と穿刺針25との見分けが困難となる。

20

【0074】

しかし、穿刺針25の内部における流路30および特徴形状部位31の形状はデータベース16に保存されており、既知であるから特徴形状部位31を基準に穿刺針25の形状を正確に把握することができる。すなわち、図5のように、焼灼中のガスで穿刺針25の針先が確認できないような場合であっても、穿刺針25の形状情報から補完することによって、穿刺針25の針先位置の目安を記号40によりマーキング表示させれば、ユーザは容易に穿刺針25の針先位置を把握することができる。

【0075】

同様に、仮に穿刺針25の針先が、目的とする被検体Pの断面をはずれているような場合であっても、穿刺針25の形状情報から補完することによって、穿刺針25の針先位置の目安を表示させることが可能である。

30

【0076】

さらに、針情報演算部22により自動検出された針情報を利用すれば様々な画像の表示が可能である。例えば、穿刺針25の強調表示が可能である。また、超音波画像の輝度が一部欠落していても穿刺針25の形状情報から補完して表示させることも可能である。さらに、穿刺針25の位置情報から穿刺針25の進路方向を外挿して求め、穿刺針25の進路方向をライン表示することもできる。

【0077】

次に、超音波診断装置1と穿刺針25とによって形成される超音波ガイド下穿刺システムの動作および作用について説明する。

40

【0078】

図6は、図1に示す超音波診断装置1による超音波ガイド下で穿刺針25を被検体Pの診断部位P0に向けて刺入する際の流れの一例を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0079】

まずステップS1において、流体注入装置26により穿刺針25の流路30に、流体Xとして例えばマイクロバブルを含む造影剤が注入される。このとき、造影剤の注入速度が所要の速度となるように、流体注入装置26によって制御される。この結果、穿刺針25

50

の流路30には、造影剤が灌流せしめられる。また、必要に応じて、予め造影剤の注入速度に合わせてwall filter 23の速度パラメータが設定される。

【0080】

次に、ステップS2において、被検体Pに超音波が送受される。すなわち、超音波送信部10は、送信パルスを生じて超音波プローブ3に与え、超音波プローブ3は超音波送信部10から受けた送信パルスを超音波パルスに変換して被検体P内の診断部位P0に送信する。そして、超音波プローブ3は、被検体Pの診断部位P0において生じた反射信号を受信し、受信信号として超音波受信部11に与える。

【0081】

次に、ステップS3において、Bモード処理部12は超音波受信部11から受信信号を取得し、Bモード画像信号を生成する。また、カラーモード処理部13は、超音波受信部11からドプラ信号として受信信号を取得し、ドプラ法によりドプラ画像信号を生成する。Bモード画像信号およびドプラ画像信号は、表示部14に与えられて合成される。また、適宜、シネメモリ15がBモード画像信号やドプラ画像信号のメモリとして利用される。

10

【0082】

そして、Bモード画像やドプラ画像がモニタ5に表示される。このとき、穿刺針25の内部には、造影剤が注入されているため、穿刺針25の位置および概略形状がBモード画像あるいはドプラ画像として映像化される。特に、造影剤の注入速度に合わせてwall filter 23の速度パラメータが設定されている場合には、穿刺針25の内部を流れる造影剤からのドプラ信号が適切に抽出される。このため、ドプラ画像として、より鮮明に穿刺針25を映像化することができる。

20

【0083】

図7は、図1に示す超音波診断装置1により穿刺針25をBモード画像として映像化した例を示す図である。

【0084】

図7に示すように、穿刺針25の内部を流れる造影剤からの超音波反射信号を利用してBモード画像を生成すれば、穿刺針25を可視化することができる。

【0085】

しかし、診断部位P0近傍に造影剤が注入されるような場合には、穿刺針25の視認が困難となることがある。そのような場合には、入力装置9を操作して針情報の表示指示が入力される。そうすると、CPU17により信号検出部20、信号処理部21、針情報演算部22が制御される。

30

【0086】

まず、図6のステップS4において、信号検出部20は、表示部14からBモード画像信号やドプラ画像信号等の画像信号を取得し、閾値処理等の手段によって穿刺針25に注入された造影剤からの画像信号を検出する。そして、信号検出部20は、穿刺針25からの画像信号を信号処理部21に与える。

【0087】

次に、ステップS5において、信号処理部21は、信号検出部20から受けた穿刺針25からの画像信号から、穿刺針25の流路30に形成された特徴形状部位31の位置を自動検出する。そして、信号処理部21は、穿刺針25および特徴形状部位31の位置を、位置情報として針情報演算部22に与える。

40

【0088】

次に、ステップS6において、針情報演算部22は、信号処理部21から穿刺針25および特徴形状部位31の位置情報を取得する。一方で、針情報演算部22は、CPU17から穿刺針25および特徴形状部位31の形状情報を取得する。そして、針情報演算部22は、穿刺針25および特徴形状部位31の位置情報と形状情報とから幾何学的に穿刺針25の針先位置、穿刺針25の針先中心における推定焼灼領域、穿刺針25の針先が検出できない場合における針先の推定位置、穿刺針25の進路方向等の針情報を求める。さら

50

に、針情報演算部 22 は、求めた針情報を表示させるための記号、図形、文章等の画像情報を作成して表示部 14 に与える。

【0089】

次に、ステップ S7 において、表示部 14 は B モード画像信号やドブラ画像信号に加えて針情報を表示させるための画像信号をモニタ 5 に与える。この結果、モニタ 5 には、穿刺針 25 の針先位置等の針情報が視認可能に表示される。このため、診断部位 P0 近傍における造影剤により穿刺針 25 の針先位置が視認できないとしても、ユーザは補完表示された針情報により穿刺針 25 の針先位置の目安を得ることができる。

【0090】

以上のような超音波診断装置 1 および穿刺針 25 は、穿刺針 25 そのものではなく穿刺針 25 内において流体 X を灌流させることで、穿刺針 25 を高感度に映像化するものである。このため、容易に穿刺針 25 の針先の視認性を向上することができる。

【0091】

従来では、穿刺針自体を動かすことによって、穿刺針の針先を確認する手法がしばしばとられていた。これに対し、図 1 および図 2 に示す超音波診断装置 1 および穿刺針 25 を用いれば、穿刺針 25 が静止していたとしても、穿刺針 25 内において灌流している流体 X が可視化に用いられるため、特に、止まっている穿刺針 25 の検出感度を向上させることができる。

【0092】

また、コントラストエコー法によって対象腫瘍を造影するような場合に、穿刺針 25 内部のバブルを利用して穿刺針 25 のドブラ画像を生成すれば、穿刺針 25 を他の造影部位から弁別表示させることができる

さらに、穿刺針 25 の針先が診断断面からはずれている場合や、焼灼中に穿刺針 25 の針先の視認が困難となる場合であっても、予め既知である穿刺針 25 や特徴形状部位 31 の形状情報から補完等の処理によって針先位置等の針情報を求めることができる。そして、求めた針情報を表示させることにより、ユーザは容易に穿刺針 25 の位置を把握することができる。

【0093】

尚、上述した穿刺針 25 内において流体 X を灌流させることで、穿刺針 25 を映像化する技術は、3次元の超音波診断装置 1 においても適用することが可能である。

【0094】

図 8 は、図 1 に示す超音波プローブ 3 として 2次元アレイプローブまたはメカニカル 4D プローブを用いて、超音波ガイド下において穿刺針 25 を診断部位 P0 に向けて刺入する場合における走査面 60 を示す模式図である。

【0095】

図 8 に示すとおり、3次元の超音波診断装置 1 では、超音波プローブ 3 として 2次元アレイプローブまたはメカニカル 4D プローブを用いて 3次元走査が行われる。すなわち、走査面 60 を 2軸方向に移動させて超音波エコーデータが収集される。尚、メカニカル 4D プローブは、1次元アレイプローブが機械的に揺動するように構成された超音波プローブ 3 である。

【0096】

そして、3次元の超音波診断装置 1 では、収集された超音波エコーデータから 3次元空間情報を示す超音波ボリューム画像データが B モード処理部 12 やカラーモード処理部 13 において生成される。生成された超音波ボリューム画像データは表示部 14 からモニタ 5 へ出力されて表示される。

【0097】

このとき、信号検出部 20 では、B モード画像信号やドブラ画像信号等の画像信号として超音波ボリューム画像データが表示部 14 から取得され、穿刺針 25 中を流れる流体 X からのデータが超音波ボリューム画像データ内から検出される。検出された流体 X からのデータは、穿刺針 25 の 3次元空間情報を示す超音波ボリューム画像としてモニタ 5 に表

10

20

30

40

50

示される。また、穿刺針 25 の 3 次元画像である超音波ボリューム画像は、MPR (multi-planar reconstruction) 画像としてモニタ 5 に表示させることもできる。

【0098】

図 9 は、図 8 に示す 3 次元走査によって得られた MPR 画像をモニタ 5 に表示させた例を示す図である。

【0099】

図 9 に示すように、穿刺針 25 の画像を含む診断部位 P0 の超音波画像を MPR 画像としてモニタ 5 に表示させることができる。例針情報演算部 22 では、穿刺針 25 の針位置情報が 3 次元情報として検出される。そして、例えば、3 次元情報である MPR 画像の 1 つの軸 70a が穿刺針 25 の刺入方向と一致される。

10

【0100】

図 9 の例では、左上の画面に穿刺針 25 の刺入方向を示す軸 70a および軸 70a に直交する軸 70b が診断部位 P0 とともに重畳表示されている。このため、穿刺針 25 の深さ位置を確認することができる。また、右上の画面には、左上の画面を穿刺針 25 の刺入方向を軸として 90 度回転させた直交面が表示される。さらに、左下の画面には、穿刺針 25 の刺入方向に対する直交面が表示される。このため、左下の画面には、互いに直交する 2 つの軸 70b、70c が表示される。

【0101】

このように、3 次元の超音波診断装置 1 では、穿刺針 25 の位置情報を 3 次元情報として得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0102】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置および穿刺針の実施の形態を示す構成図。

【図 2】図 1 に示す穿刺針の構造例を示す断面図。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置により生成され、穿刺針が可視化された画像の一例を示す模式図。

【図 4】図 1 に示す穿刺針の刺入角を表示した超音波画像の模式図。

【図 5】図 1 に示す超音波診断装置により穿刺針の位置を示す針情報を診断画像に重畳表示させた例を示す模式図。

【図 6】図 1 に示す超音波診断装置による超音波ガイド下で穿刺針を被検体の診断部位に向けて刺入する際の流れの一例を示すフローチャート。

30

【図 7】図 1 に示す超音波診断装置により穿刺針を B モード画像として映像化した例を示す図。

【図 8】図 1 に示す超音波プローブとして 2 次元アレイプローブまたはメカニカル 4 D プローブを用いて、超音波ガイド下において穿刺針を診断部位に向けて刺入する場合における走査面を示す模式図。

【図 9】図 8 に示す 3 次元走査によって得られた MPR 画像をモニタ 5 に表示させた例を示す図。

【符号の説明】

【0103】

40

- 1 超音波診断装置
- 2 装置本体
- 3 超音波プローブ
- 4 コンソール
- 5 モニタ
- 6 操作パネル
- 7 キーボード
- 8 トラックボール
- 9 入力装置
- 10 超音波送信部

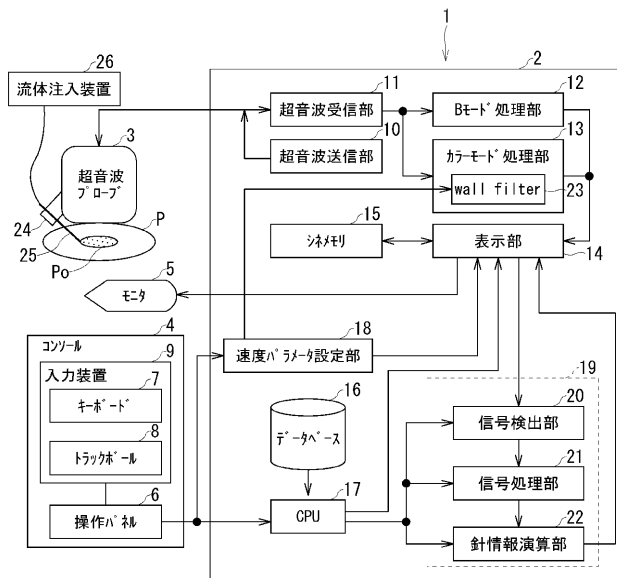
50

- 1 1 超音波受信部
- 1 2 Bモード処理部
- 1 3 カラーモード処理部
- 1 4 表示部
- 1 5 シネメモリ
- 1 6 データベース
- 1 7 CPU
- 1 8 速度パラメータ設定部
- 1 9 穿刺針情報処理システム
- 2 0 信号検出部
- 2 1 信号処理部
- 2 2 針情報演算部
- 2 3 wall filter
- 2 4 ガイド機構
- 2 5 穿刺針
- 2 6 流体注入装置
- 3 0 流路
- 3 1 特徴形状部位
- 4 0 記号
- 5 0 穿刺ライン
- 6 0 走査面
- 7 0 a、7 0 b、7 0 c 軸
- P 被検体
- P 0 診断部位
- X 流体

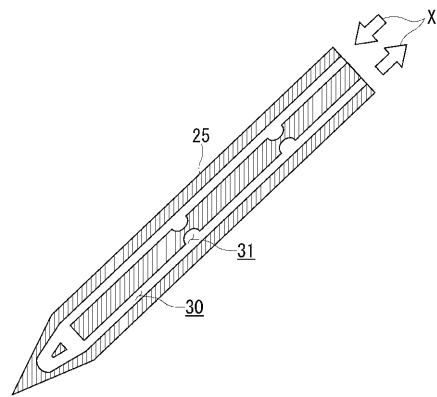
10

20

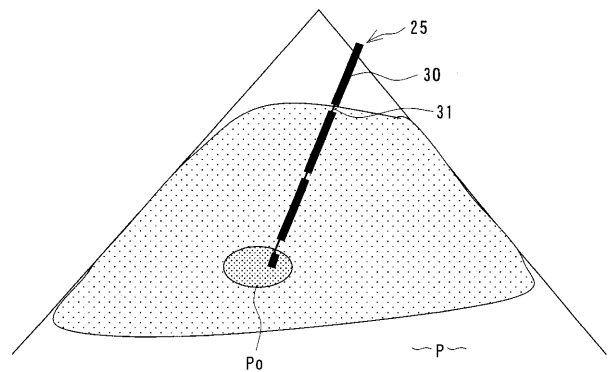
【図1】



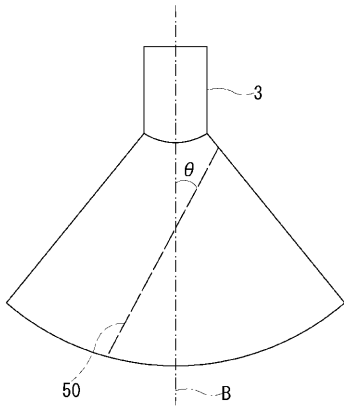
【図2】



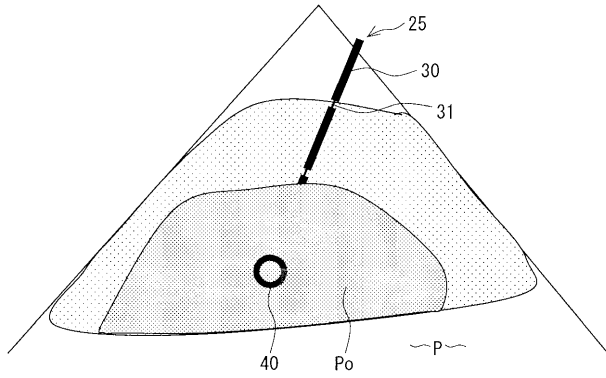
【図3】



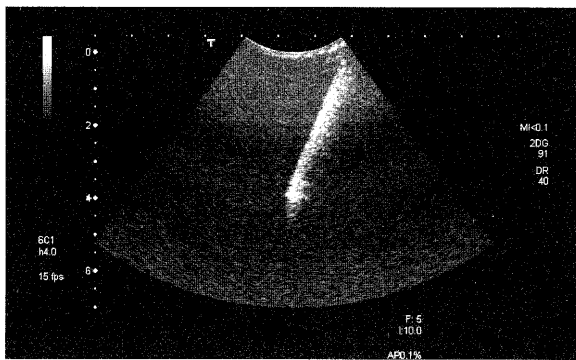
【 図 4 】



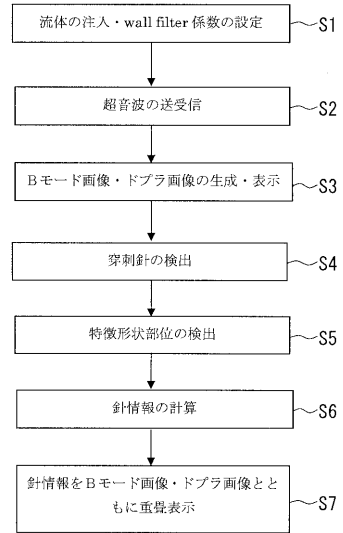
【 図 5 】



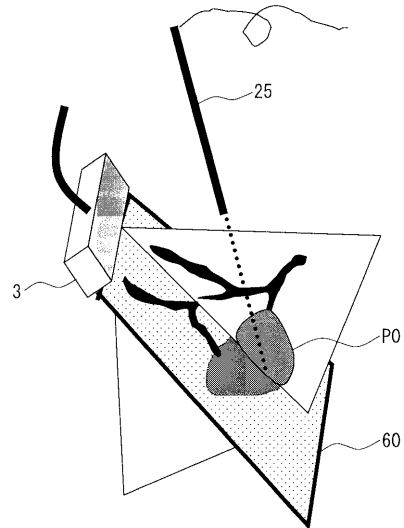
【 図 7 】



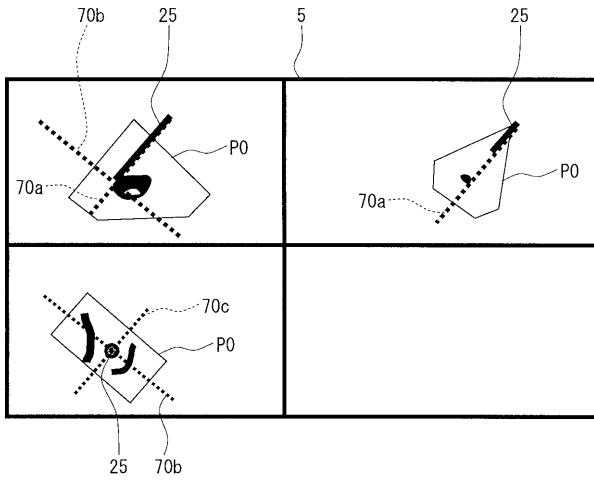
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100136504
弁理士 山田 毅彦
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 小作 秀樹
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中屋 重光
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 四方 浩之
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 瀬尾 育弐
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DE04 DE06 DE07 EE03 EE10 EE11 EE16 FF03
FF04 FF06 FF14 FF16 GB06 JB33 JC33 KK12 KK19 KK22
KK31 LL03

