

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6097258号  
(P6097258)

(45) 発行日 平成29年3月15日(2017.3.15)

(24) 登録日 平成29年2月24日(2017.2.24)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-177374 (P2014-177374)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成26年9月1日(2014.9.1)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(65) 公開番号	特開2015-62668 (P2015-62668A)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(43) 公開日	平成27年4月9日(2015.4.9)	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
審査請求日	平成27年10月2日(2015.10.2)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
(31) 優先権主張番号	特願2013-179830 (P2013-179830)	(72) 発明者	勝山 公人 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(32) 優先日	平成25年8月30日(2013.8.30)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波装置および超音波装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波装置であって、

前記超音波探触子から送信波を送信し、前記被検体からの受信波を受信して前記被検体の組織画像を生成する組織画像生成部と、

前記組織画像を生成する際に用いられた送信波に対して、受信波を前記被検体に穿刺された針の存在方向に向けて定められた角度ステアして前記針の針情報を生成する針情報生成部と、

前記針情報生成部によって生成された前記針情報に基づいて前記組織画像において針先の探索領域を設定する探索領域設定部と、

前記探索領域設定部で設定された前記探索領域において前記針先を探索する針先探索部と、

前記針先探索部で探索された前記針先に基づいて、前記組織画像上に前記針先を描出する針先描出部を有する超音波装置。

【請求項2】

前記針情報生成部によって生成された針情報に基づいて前記針の候補線を推定する針候補線推定部をさらに有し、

前記針先探索部は、前記針候補線推定部において推定された前記針の候補線および前記探索領域から前記針先を探索する請求項1に記載の超音波装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記針情報生成部は、受信波をステアするステア方向を切り替えてステア方向のそれぞれ異なる複数の前記針情報を生成し、

前記針候補線推定部は、ステア方向のそれぞれ異なる複数の前記針情報に基づいて前記針の候補線を推定する請求項 2 に記載の超音波装置。

## 【請求項 4】

前記針候補線推定部は、ハフ変換によって前記針の候補線を推定する請求項 2 または 3 に記載の超音波装置。

## 【請求項 5】

前記探索領域設定部は、前記針候補線推定部によって推定された前記針の候補線の両側に所定幅でそれぞれ広がる前記探索領域を設定する請求項 2 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波装置。

10

## 【請求項 6】

前記針情報生成部において生成される前記針情報は針画像データである請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波装置。

## 【請求項 7】

前記針先探索部は、前記探索領域において輝度値が最大となる点を前記針先として探索する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波装置。

## 【請求項 8】

前記針先探索部は、前記針先の針先パターンを備え、前記探索領域において前記針先パターンとの相関が最大となる点を前記針先として探索する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波装置。

20

## 【請求項 9】

前記針先描出部は、前記針先の位置に所定サイズの点画像を描出する請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波装置。

## 【請求項 10】

前記針先描出部は、前記針先の位置から所定範囲の枠を描出する請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波装置。

## 【請求項 11】

前記針先描出部は、前記枠の内側または外側の前記組織画像の輝度値または色を変更する請求項 10 に記載の超音波装置。

30

## 【請求項 12】

前記針先描出部は、前記枠の内側または外側の前記組織画像に、半透明のマスクを掛ける請求項 10 または 11 に記載の超音波装置。

## 【請求項 13】

前記針先の移動に伴って一連の複数の組織画像を生成する場合において、

前記針先探索部は、前記針先の移動前の組織画像と前記針先の移動後の組織画像とを比較し、前記組織画像の変化に基づいて前記針先を探索することを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波装置。

## 【請求項 14】

40

超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波装置の作動方法であって、

前記超音波探触子の超音波送受信面の法線方向に送信波を送信し、前記被検体の前記法線方向からの受信波を受信して前記被検体の組織画像を生成し、

前記組織画像を生成する際に用いられた送信波に対して、受信波を前記被検体に穿刺された針の存在方向に向けて定められた角度ステアして前記針の針情報を生成し、

生成された前記針情報に基づいて前記組織画像において針先の探索領域を設定し、

設定された前記探索領域において前記針先を探索し、

探索された前記針先に基づいて、前記組織画像上に前記針先を描出する超音波装置の作動方法。

50

## 【請求項 15】

さらに、前記針情報に基づいて前記針の候補線を推定し、

前記針先を探索するステップでは、推定された前記針の候補線および前記探索領域から前記針先を探索する請求項 14 に記載の超音波装置の作動方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は、超音波装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波画像において被検体に穿刺された針の針先を描出することで、針先とターゲット組織との位置関係を可視化し、好ましくはさらに針の候補線とターゲット組織との位置関係をも可視化する超音波装置および超音波画像生成方法に関する。

10

なお、本発明において、「針の候補線」とは、針画像の B モード画像上において、穿刺点から被検体内に穿刺された針の存在を示すものと推定される針の候補となる点を通る直線、即ち穿刺針の針先の存在する方向や深さや位置を示す直線を言う。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波探触子を内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

20

## 【0003】

被検体に穿刺された針を超音波画像において描出する場合、被検体の皮膚表面に対して所定角度傾けて穿刺された針は、図 16 (A) に示すように、超音波探触子の超音波送受信面に対して傾斜しているため、送受信開口からターゲット組織に向けて超音波ビームを送信した場合、針からの正反射波が受信開口から外れてしまうことがある。その場合、受信開口は、針による反射波を受信することができず、針画像を描出することができないことが知られている。また、針先においては完全な正反射でないため僅かな反射が受信開口に戻ってくるものの、受信する信号強度が低く、視認できる程度に描出することが困難である。

30

これに対して、図 16 (B) に示すように、針に対して垂直となるように超音波ビームを傾けて針からの反射波を受信する対策が採られている。

しかし、超音波ビームを傾けることによって描出される深さが制限されるため、針を描画できても針先やターゲット組織を描画することができず、針先や針の存在方向とターゲット組織との位置関係が分からない。

## 【0004】

特許文献 1 は、針先部分からの反射信号が、針先部分以外の反射信号と比較して高周波成分が少ないことに着目し、低周波帯域の画像と高周波帯域の画像とを撮像して差分をとり、さらに、実質部分に着目した差分を取った高周波帯域の画像と別の高周波帯域の画像に重畳することで針先部分の位置が簡便に視認できる超音波画像を生成している。

40

## 【0005】

また、特許文献 2 は、超音波の送信方向を変えて複数回走査を行うことで穿刺針からの反射波を捉え、穿刺針の視認性の向上した超音波画像を生成し、送信方向を変えたこれら複数の超音波画像と通常の組織画像とに基づいて針画像を生成し、通常の組織画像と針画像とを合成することで、表示画像において生体組織および穿刺針双方の視認性を向上させている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献 1】特開 2010 - 183935 号公報

50

【特許文献2】特開2012-213606号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1では、針先部分からの反射信号と針先部分以外の反射信号との周波数の差異は僅かであり、針先部分以外にも孤立点状の反射や反射条件によって同様の周波数を呈することがあるため、針先のみを描出することは困難である。

また、特許文献2では、複数の方向でスキャンを行って複数の針画像を生成しているものの、針先を描出する点については記載されていない。

本発明の目的は、被検体への針の穿刺を伴う超音波診断において、被検体の深部に存在する針先の位置を特定し、針先を組織画像に描出する超音波装置および超音波画像生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明は、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波装置であって、超音波探触子の超音波送受信面の法線方向に送信波を送信し、被検体の法線方向からの受信波を受信して被検体の組織画像を生成する組織画像生成部と、送信波および受信波の少なくとも一方をステアして被検体に穿刺された針の針情報を生成する針情報生成部と、針情報生成部によって生成された針情報に基づいて組織画像において針先の探索領域を設定する探索領域設定部と、探索領域設定部で設定された探索領域において針先を探索する針先探索部と、針先探索部で探索された針先に基づいて、組織画像上に針先を描出する針先描出部を有する超音波装置を提供する。

【0009】

ここで、針情報生成部によって生成された針情報に基づいて針の候補線を推定する針候補線推定部をさらに有し、針先探索部は、針候補線推定部において推定された針の候補線および探索領域から針先を探索することが好ましい。

【0010】

また、針情報生成部は、送信波および受信波の少なくとも一方をステアするステア方向を切り替えてステア方向のそれぞれ異なる複数の針情報を生成し、針候補線推定部は、ステア方向のそれぞれ異なる複数の針情報に基づいて針の候補線を推定することが好ましい。

【0011】

また、針候補線推定部は、ハフ変換(Hough変換)によって針の候補線を推定することができる。

【0012】

また、探索領域設定部は、針候補線推定部によって推定された針の候補線の両側に所定幅でそれぞれ広がる探索領域を設定することが好ましい。

【0013】

また、針情報生成部において生成される針情報は針画像データであることが好ましい。また、針先探索部は、探索領域において輝度値が最大となる点を針先として探索することが好ましい。

【0014】

また、針先探索部は、針先の針先パターンを備え、探索領域において針先パターンとの相関が最大となる点を針先として探索してもよい。

【0015】

また、針先描出部は、針先の位置に所定サイズの点画像を描出することが好ましい。

【0016】

また、針先描出部は、針先の位置から所定範囲の枠を描出することが好ましく、枠の内側または外側の組織画像の輝度値または色を変更してもよく、枠の内側または外側の組織

10

20

30

40

50

画像に、半透明のマスクを掛けてもよい。

【0017】

また、針先の移動に伴って一連の複数の組織画像を生成する場合において、針先探索部は、針先の移動前の組織画像と針先の移動後の組織画像とを比較し、組織画像の変化に基づいて針先を探索してもよい。

【0018】

また、本発明は、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波装置の作動方法であって、超音波探触子の超音波送受信面の法線方向に送信波を送信し、被検体の法線方向からの受信波を受信して被検体の組織画像を生成し、送信波および受信波の少なくとも一方をステアして被検体に穿刺された針の針情報を生成し、生成された針情報に基づいて組織画像において針先の探索領域を設定し、設定された探索領域において針先を探索し、探索された針先に基づいて、組織画像上に針先を描出する超音波装置の作動方法を提供する。

さらに、針情報に基づいて針の候補線を推定し、針先を探索するステップでは、推定された針の候補線および探索領域から針先を探索することが好ましい。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、穿刺の際に、被検体の深部に存在する針先の位置を特定し、針先を組織画像に描出することで、組織画像において針先とターゲット組織との位置関係を可視化することができる。

また、本発明の好ましい態様によれば、さらに針の候補線とターゲット組織との位置関係をも可視化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波装置の動作を示すフローチャートである。

【図3】(A)は、図1の超音波装置における法線方向の走査線 $V_i$ とステア方向の走査線 $H_i$ とを説明する説明図であり、(B)は、法線方向の走査線 $V_i$ に対応する組織画像の説明図であり、(C)は、ステア方向の走査線 $H_i$ に対応する針画像の説明図である。

【図4】図1の超音波装置において生成された、針画像から推定された針の候補線 $L$ を描出した組織画像の一例である。

【図5】図4に示す組織画像において針の候補線 $L$ に基づいて設定された探索領域 $F$ を描出した組織画像の一例である。

【図6】図5に示す領域 $W$ の抽出拡大画像である。

【図7】図6において点画像である針先 $N$ を描出した場合の一例である。

【図8】図1の超音波装置において生成された組織画像に針先 $N$ 、針先領域 $NF$ 、針本体 $NB$ 、および探査領域 $F$ を描出した場合の一例である。

【図9】図8の組織画像において針先領域 $NF$ の内側または外側の輝度値を変更した場合の一例である。

【図10】図8の組織画像において針先領域 $NF$ の内側または外側に半透明のマスクを掛けた場合の一例である。

【図11】図1の超音波装置において法線方向に送信フォーカス処理し、針の存在方向に受信フォーカス処理した場合の説明図である。

【図12】ステア方向の異なる複数の針画像から針の候補線を推定するための針画像を選択する場合の説明図である。

【図13】針先パターンの一例を示す模式図である。

【図14】針先パターンに基づいて針先を探索する場合の説明図である。

【図15】(A)は、針先の移動に伴って複数の組織画像を撮像した場合における針先の移動前に撮像された組織画像の一例であり、(B)は、針先の移動後に撮像された組織画

10

20

30

40

50

像の一例である。

【図16】(A)は、針の穿刺された被検体において法線方向の超音波ビームによる針の正反射が受信開口から外れることを示す図であり、(B)は、針の穿刺された被検体において超音波ビームを針の存在方向にステアして送信することで針による反射に基づく超音波エコーを受信できることを示す図である。

【図17】3次元画像データ中の穿刺針部分の検出で一例として用いるHough変換を説明するための説明図であり、(A)は、Hough変換前のxy座標を、(B)は、Hough変換後の座標を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本発明に係る超音波装置および超音波画像生成方法を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0022】

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波装置の全体構成を示すブロック図である。

超音波装置は、超音波探触子1を有し、この超音波探触子1に送信回路2および受信回路3が接続されている。受信回路3には、組織画像生成部4と針画像生成部5が並列に接続され、組織画像生成部4に針先描出部9が接続され、さらに、針先描出部9に表示制御部10を介して表示部11が接続されている。また、針画像生成部5に針候補線推定部6が接続されると共に、この針候補線推定部6に探索領域設定部7を介して針先探索部8が接続され、針先探索部8が針先描出部9に接続されている。さらに、探索領域設定部7が組織画像生成部4に接続されている。

送信回路2、受信回路3、組織画像生成部4、針画像生成部5、針先描出部9、針候補線推定部6、探索領域設定部7、針先探索部8および表示制御部10に制御部12が接続され、制御部12に操作部13と格納部14がそれぞれ接続されている。

【0023】

また、組織画像生成部4は、超音波探触子1から送信波である超音波ビームを送信し、被検体からの受信波である超音波エコーを受信して被検体の組織画像を生成するもので、受信回路3から順次接続される整相加算部15A、検波処理部16A、DSC(Digital Scan Converter)17A、および画像処理部18Aと、DSC17Aに接続される画像メモリ19Aとをそれぞれ備える。

【0024】

針画像生成部5は、超音波探触子1からの送信波および受信波の少なくとも一方をステアして被検体に穿刺された針の針情報である針画像を生成する針情報生成部であって、組織画像生成部4と同様に、受信回路3から順次接続される整相加算部15B、検波処理部16B、DSC(Digital Scan Converter)17B、および画像処理部18Bと、DSC17Bに接続される画像メモリ19Bとをそれぞれ備える。

【0025】

超音波探触子1は、1次元または2次元のアレイ状に配列された複数の素子からなり、送信回路2より供給された送信信号に基づいて超音波ビーム(送信波)を送信すると共に、被検体からの超音波エコー(受信波)を受信して受信信号を出力する。超音波探触子1を構成する素子としては、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波の送信信号電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0026】

10

20

30

40

50

送信回路 2 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部 1 2 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて超音波探触子 1 の複数の素子から送信される超音波が超音波ビームを形成するように送信フォーカス処理し、それぞれの送信信号の遅延量を調節して複数の素子に供給する。また、送信回路 2 においてそれぞれの送信信号の遅延量を調節することで、超音波探触子 1 からの超音波ビームを超音波送受信面の法線方向に対して所定角度ステアすることができる。

本発明において、送信波をステアするとは、送信回路 2 で超音波探触子 1 の複数の素子の個々、またはグループの励振遅延タイミング、即ち送信信号の遅延量を変化させることによって送信超音波ビームの方向を電子的に操作することをいい、操作された送信超音波ビームの方向をステア方向という。このように送信波を所定のステア方向にステアすることにより、超音波探触子 1 で探触子自体を走査することなく、複数の角度での検査を行うことができるので、穿刺針の針先を探索することができる。

【 0 0 2 7 】

受信回路 3 は、超音波探触子 1 の複数の素子から出力されるアナログの受信信号を増幅して A / D 変換し、デジタルの受信信号として、制御部 1 2 の指示に基づいて組織画像生成部 4 の整相加算部 1 5 A または針画像生成部 5 の整相加算部 1 5 B、あるいは、組織画像生成部 4 の整相加算部 1 5 A および針画像生成部 5 の整相加算部 1 5 B の両方に出力する。

【 0 0 2 8 】

組織画像生成部 4 の整相加算部 1 5 A は、制御部 1 2 からの指示に基づいて受信回路 3 からのデジタルの受信信号を取得し、制御部 1 2 からの受信遅延パターンに基づいて、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、ターゲット組織からの超音波エコーに基づく受信データ（音線信号）が生成される。

【 0 0 2 9 】

検波処理部 1 6 A は、受信データに対して超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

【 0 0 3 0 】

D S C 1 7 A は、検波処理部 1 6 で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。なお、D S C 1 7 A で B モード画像信号を変換することによって、B モード画像上で実際の被検体の組織に対応した位置関係や距離を把握することができる。

【 0 0 3 1 】

画像処理部 1 8 A は、D S C 1 7 A から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施すことにより、組織画像の B モード画像信号を生成する。

【 0 0 3 2 】

また、針画像生成部 5 の整相加算部 1 5 B は、制御部 1 2 からの指示に基づいて、受信回路 3 からのデジタルの受信信号を取得し、制御部 1 2 からの受信遅延パターンに基づいて、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。整相加算部 1 5 B は、それぞれの受信信号の遅延量を調節し、超音波送受信面の法線方向に対して所定角度ステアした、針からの超音波エコーに基づく受信データ（音線信号）を生成する。

本発明において、受信波をステアするとは、受信回路 3 で受信した超音波エコー、即ち受信信号に対し、針画像生成部 5 の整相加算部 1 5 B で受信フォーカス処理を行う際に、各超音波エコーの受信遅延タイミング、即ち各受信信号の遅延量を変化させることによって受信超音波エコーの方向を電子的に操作することをいい、操作された受信超音波エコーの方向をステア方向という。このように受信波をステア方向にステアすることにより、送信波をステアさせた場合であっても無くても、穿刺針の針先を探索することができる。

【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

検波処理部 16B は、上述の検波処理部 16A と同様に、受信データに対して超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

【0034】

DSC17B は、DSC17A と同じく検波処理部 16 で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。なお、DSC17B で B モード画像信号を変換することによって、B モード画像上で実際の被検体の組織に対応した位置関係や距離を把握することができる。

【0035】

画像処理部 18B は、DSC17B から入力される B モード画像信号から針画像の B モード画像信号を生成する。

上述した例では、送信超音波ビームおよび受信超音波エコーの両方をステアさせているが、送信超音波ビームをステアさせるだけで受信超音波エコーから針画像が得られる場合には、受信超音波エコーをステアさせなくても良いし、受信超音波エコーをステアさせるだけで針画像が得られる場合には、送信超音波ビームをステアさせなくても良い。

【0036】

針候補線推定部 6 は、画像処理部 18B より出力された針画像の B モード画像信号から、被検体内において穿刺された針の存在する候補となる直線を示す針の候補線を推定し、針の候補線の位置を示す針の候補線情報を生成する。

ここで、本発明においては、被検体内において穿刺された針の存在する候補となる直線を示す「針の候補線」とは、針画像の B モード画像上において、穿刺点から被検体内に穿刺された針の存在を示すものと推定される針の候補となる点を通る直線、即ち穿刺針の針先の存在する方向や深さを示す直線を言い、例えば、穿刺点から針、又は針先が存在するものと推定される少なくとも 1 つの候補点又は候補線分に向かう直線であるということもできる。なお、針画像の B モード画像上においては、針の候補となる候補点は必ず存在するものと考えられるので、針候補線推定部 6 は、その候補点から、針先の存在する方向を示す針方向を推定するものであることができ、候補点から推定された針方向に延びる直線を針の候補線として推定することができる。

【0037】

探索領域設定部 7 は、針候補線推定部 6 から針の候補線情報を取得し、組織画像生成部 4 の画像処理部 18A から組織画像の B モード画像信号を取得して、組織画像上に針の候補線情報に基づく針の候補線を描出し、組織画像上の針の候補線に基づいて針先を探索するための探索領域を設定する。例えば、本発明では、針の候補線の両側に所定幅でそれぞれ広がる領域を探索領域としてもよい。

【0038】

針先探索部 8 は、針の候補線および探索領域が設定された組織画像において、探索領域設定部 7 で設定された探索領域内で針先を探索し、針先の位置情報を生成する。

【0039】

針先描出部 9 は、針先探索部 8 からの針先の位置情報を取得し、組織画像生成部 4 の画像処理部 18A から組織画像の B モード画像信号を取得して、組織画像上に針先を描出する。

なお、針先描出部 9 は、組織画像に針先を描出するだけでなく、例えば、針の候補線情報に基づいて針先から針の根元まで針の候補線を描出してもよく、探索領域の情報に基づいて探索領域を描出してもよい。

【0040】

表示制御部 10 は、針先描出部 9 において針先の描出された組織画像の B モード画像信号を取得し、表示部 11 に針先の描出された組織画像を表示させる。

表示部 11 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含み、表示制御部 10 の制御の下で超音波画像である組織画像を表示する。

【0041】

10

20

30

40

50

制御部 12 は、操作者により操作部から入力された指示に基づいて各部の制御を行う。また、制御部 12 は、上述のとおり、送信回路 2 に対する送信遅延パターンの選択、出力や、受信回路 3 に対する受信遅延パターンの選択、出力を行うと共に、組織画像生成部 4 の整相加算部 15 A や検波処理部 16 A、針画像生成部 5 の整相加算部 15 B や検波処理部 16 B へ、受信遅延パターンや送信遅延パターンに基づく整相加算や減衰の補正を、包絡線検波処理に関する指示を出す。

操作部 13 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

【0042】

また、格納部 14 は、操作部 13 から入力された各種の情報、上述の送信遅延パターンや受信遅延パターンに基づく情報、被検体の検査対象領域の音速、超音波ビームの焦点位置、超音波探触子 1 の送信開口および受信開口等に関する情報、各部の制御に必要な動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等の記録媒体を用いることができる。

【0043】

次に、本発明の一実施形態に係る超音波装置において、ユーザの観察対象であるターゲット組織が明瞭に撮像され、穿刺された針の針先が描出された超音波画像を生成するための動作を説明する。

図 2 は、一実施形態の動作を示すフローチャートである。

【0044】

まず、ステップ S1 で、図 3 (A) に示す超音波探触子 1 の超音波送受信面 S に対して法線方向の走査線  $V_i$  ( $i = 1 \sim n$ ) と、超音波送受信面 S の法線方向に対して針の存在方向に向けて所定角度 ステアしたステア方向の走査線  $H_i$  ( $i = 1 \sim n$ ) とにおいて、 $i = 1$  とする。ここで、 $i$  は超音波探触子 1 の走査線の並び順であり、超音波探触子 1 は、それぞれの走査線に対応する受信信号を取得する。

なお、本発明において対象とする針は、図 3 (A) に示すように、被検体内に穿刺される穿刺針等の直線状の針状物体である。したがって、本発明は、曲線形状の針を対象とするものではない。

【0045】

次に、ステップ S2 で、法線方向の走査線  $V_1$  に対応して、超音波探触子 1 において、ターゲット組織 T に向けて超音波送受信面 S の法線方向に超音波ビームを送信し、超音波送受信面 S の法線方向からの超音波エコーを受信して、法線方向の走査線  $V_1$  に対応した受信信号を取得し、組織画像生成部 4 において、図 3 (B) に示すような法線方向走査線  $V_1$  に対応する組織画像を生成して画像メモリ 19 A に格納する。

【0046】

続くステップ S3 において、ステア方向の走査線  $H_1$  に対応して、超音波探触子 1 において、針の存在方向に向けて超音波送受信面 S の法線方向に対して所定角度 ステアさせたステア方向に対して超音波ビームを送信し、ステア方向から超音波エコーを受信して、ステア方向の走査線  $H_1$  に対応した受信信号を取得し、針画像生成部 5 において、図 3 (C) に示すようなステア方向走査線  $H_1$  に対応する針画像を生成して画像メモリ 19 B に格納する。なお、所定角度 はあらかじめ設定された固定値でもよいし、探触子の法線方向と穿刺角度がなす角度を求める器具 (図示しない) から取得してもよいし、あらかじめ複数方向に送受信を行って強い信号が帰ってきた方向を所定角度としてもよい。

【0047】

このようにして、第 1 番目の法線方向走査線  $V_1$  に対応する組織画像の B モード画像信号および第 1 番目のステア方向走査線  $H_1$  に対応する針画像の B モード画像信号が、それぞれ画像メモリ 19 A および 19 B に格納されると、ステップ S4 で、 $i = n$  が否か、つまり、超音波探触子 1 の全ての走査線において組織画像および針画像の B モード画像信号を生成したか否かを判定する。

このとき、 $i$  の値がまだ 1 であるので、ステップ S5 に進み、 $i$  を 1 増やして、つまり

10

20

30

40

50

第2番目の走査線に移動して、ステップS2～ステップS4を再度繰り返して対応する組織画像および針画像のBモード画像信号を生成する。同様にして、 $i = n$ になるまで、 $i$ の値を順次1だけ増加させてステップS2～S3が繰り返される。

このようにして、 $n$ 本の全ての走査線 $V_1 \sim V_n$ に対する組織画像のBモード画像信号および全ての走査線 $H_1 \sim H_n$ に対する針画像のBモード画像信号を生成すると、ステップS4からステップS6に移行する。

【0048】

ステップS6では、針候補線推定部6は、画像メモリ19Bに格納された針画像をスキャンコンバートして画像処理を施したBモード画像信号に基づいて針の候補線Lを推定する。針の候補線の推定は、例えば、針画像の全体または針が含まれると想定される所定領域の輝度分布を算出し、Hough変換（ハフ変換）などにより針画像全体または所定領域において直線を検出して針の候補線とし、その針の候補線の位置情報を針の候補線情報とすることで行われる。Hough変換により直線検出する場合、各画素を座標系における曲線に変換して重ねる際に輝度値を重み係数として乗じてもよい。この方法により針のような高輝度な直線が検出され易くなる。針候補線推定部6において推定された針の候補線Lの針の候補線情報は、探索領域設定部7に出力される。

10

【0049】

なお、本発明に用いられるHough変換（ハフ変換）としては、特開2007-226号公報に記載されているものを挙げることができる。

先ず、同公報に記載されているように、簡単のために2次元空間でのHough変換を説明する。

20

図17(A)に示すように、直交座標上に直線が存在するものとする。その直線に対し原点から垂線を下ろす。垂線と直線との交点の座標を $(x_j, y_j)$ 、原点から交点までの距離を $r$ 、垂線とX軸のとのなす角度を $\theta$ とすれば、下記式(1)によってこの直線を表現することができる。

$$r \cos \theta = x_j \quad r \sin \theta = y_j \quad \dots (1)$$

なお、 $r$ と $\theta$ を変更すると $(x_j, y_j)$ を通る別の直線が定義できることになる。Hough変換とは、直交座標の点を距離-角度空間（ $r$ -空間）に変換することであり、直交座標上の1点は、 $r$ -空間では1本の曲線となる（図17(B)参照）。また、直線上の複数の点をHough変換すると $r$ -空間で曲線は1点で交わる。そして、この交点の $(r, \theta)$ 座標を前述の直線の式に代入することによって直線の式を求めることができる。

30

【0050】

具体的には、ラベル付けされた全ての領域の全てのボクセルについて、 $r$ の値を少しずつ変更しながら $\theta$ を計算し、距離-角度空間（ $r$ -空間）の $(r, \theta)$ 座標に1を加えるという処理を行う。距離-角度空間（ $r$ -空間）全ての $(r, \theta)$ 座標の初期値は0（ゼロ）にしておく。

距離-角度空間（ $r$ -空間）の全ての $(r, \theta)$ 座標の値のうちで最大値を有する $(r, \theta)$ 座標を選択する。これは、ラベル付けされた領域のうちで最も直線らしい領域に対応するのがこの $(r, \theta)$ 座標であるとみなせるからである。そして、この選択された $(r, \theta)$ を上記式(1)に代入することにより、直線らしい領域を表す直線の式が得られる。

40

【0051】

但し、この段階ではラベル付けされた領域のどれがこの直線に対応するのか特定されていない。そこで、ラベル付けされた各領域について、領域内のボクセルから直線までの距離の二乗和を計算し、ボクセルの個数で除算して平均値を求める。直線に対応する領域の場合には、領域内のボクセルは直線近くに分布しているから平均値は小さな値となるので、各領域について得られた平均値のうち、最小の値の領域を穿刺針領域として選択する。

そして、選択された穿刺針領域内の各ボクセルの座標と穿刺針位置データとして得られた直線の式とを穿刺針ずれ量算出手段23に送出する。

50

## 【 0 0 5 2 】

また、Hough変換について簡単のため2次元空間を例に説明したが、3次元空間の場合には、垂線と直線との交点の座標を $(x_j, y_j, z_j)$ 、原点から交点までの距離を $r$ 、垂線と $xy$ 平面のなす角度を $\theta$ 、垂線を $xy$ 平面に投影した線分と $x$ 軸とのなす角度を $\phi$ とすれば、下記式(2)で直線を表現できるので、 $(x, y, z)$ 空間の座標を変換して $(r, \theta, \phi)$ 空間にマッピングすればよい。

$$r = (x_j \cos \theta + y_j \sin \theta) \cos \phi + z_j \sin \phi \quad \dots (2)$$

## 【 0 0 5 3 】

ステップS7では、図4に示すように探索領域設定部7は、画像メモリ19Bに格納された組織画像をスキャンコンバートして画像処理を施したBモード画像信号に、針候補線推定部6から出力された針の候補線情報に基づいて針の候補線Lの信号を重ね合わせ、図5に示すように組織画像の針の候補線Lからその両側に所定幅 $r$ で広がる探索領域Fを設定する。針の候補線Lおよび探索領域Fが設定された組織画像のBモード画像信号は、針先探索部8へ出力される。なお、所定幅 $r$ は、例えば、生体に穿刺された針の幅に基づいて、針の幅の3~5倍等と設定されてもよい。

## 【 0 0 5 4 】

ステップS8では、針先探索部8において組織画像の輝度分布を算出し、図5の領域Wを拡大抽出した図6に示すように、探索領域F内において最高輝度点Bを針先とする。または、針先探索部8は、針先の画像等の針先パターンを予め備え、探索領域F内の組織画像において針先パターンとの相関を取り、相関が最大となる点を針先としてもよい。針先探索部8で探索された針先の位置情報は、針先描出部9へ出力される。なお、針先探索部8は、針先の位置情報と共に針の候補線情報や探索領域の情報を出力してもよい。

## 【 0 0 5 5 】

ステップS9では、図7に示すように、針先描出部9において、針先探索部8において探索された針先の位置情報より組織画像に所定サイズの点画像からなる針先Nを描出する。針先の描出された組織画像のBモード画像信号は、表示制御部10に出力され、表示部11で針先の描出された組織画像として表示される。

組織画像に針先Nを描出することで、組織画像において針先とターゲット組織との位置関係を明確に把握することができる。

## 【 0 0 5 6 】

なお、針先描出部9は、組織画像において針先Nを描出するだけでなく、組織画像において針先が明瞭となるような各種の表示方法を採用することができる。例えば、図8に示すように、針先の位置から所定半径広がった針先領域NFを示す円形の枠を表示してもよく、上述の探索領域の情報に基づいて探索領域Fを表示してもよく、針の候補線Lに基づいて、針先Nから針の候補線Lを描出した、または、針先Nと針の候補線Lの根元部分、例えば穿刺点とを直線で繋いだ、針本体NBを描出してもよい。

また、針先描出部8は、図9に示すように、円形の枠で囲まれた針先領域NFの内側または外側の組織画像の輝度値や色を変更してもよく、また、図10に示すように、円形の枠で囲まれた針先領域NFの内側または外側の組織画像に半透明のマスクを掛けてもよい。

また、上述の円形の枠の代わりに、例えば、針先の位置を中心とする矩形の枠や菱形の枠など、所定の形状の枠を表示してもよい。

## 【 0 0 5 7 】

上述のとおり組織画像において針先を描出し、針先を強調することで、組織画像において針先を容易に視認することができ、針の候補線とターゲット組織との位置関係および針先とターゲット組織等との位置関係を明確に把握することができる。

## 【 0 0 5 8 】

## 変形例1

上述の一実施形態に係る超音波装置では、針画像を生成する際に、超音波ビームを針の存在方向に向けて所定角度\_\_ステアして送信フォーカス処理し、また、超音波エコーを針

10

20

30

40

50

の存在方向に向けて所定角度 ステアして受信フォーカス処理することで針画像を生成していたが、例えば、図 1 1 に示すように、超音波受信面の法線方向における所定の焦点に向けて超音波を送信フォーカス処理し、ターゲット組織からの超音波エコーを超音波送受信面の法線方向に受信フォーカス処理して組織画像を生成すると共に、針からの超音波エコーに対して、点線矢印で示す R 方向に受信フォーカス処理することで針画像を生成することもできる。

変形例 1 の受信フォーカス処理によれば、上述の一実施形態の効果に加えて、1 度の超音波の送信によって、組織画像と針画像とを同時に生成することができ、表示画像のリフレッシュレートを改善することができる。

【 0 0 5 9 】

10

変形例 2

また、上述の一実施形態に係る超音波装置では、1 枚の針画像に基づいて針の候補線を推定していたが、例えば、超音波ビームの送信方向である送信フォーカス処理の方向および超音波エコーの受信フォーカス処理の方向の少なくとも一方をステアするステア方向を切り替えて、ステア方向のそれぞれ異なる複数の針画像を生成し、複数の針画像のうち、最も鮮明な針画像を選択して、選択された最も鮮明な針画像に基づいて上述の針の候補線を推定してもよい。

針候補線推定部 6 は、針画像生成部 5 からステア方向の異なる複数の針画像を取得し、図 1 2 に示すように、最も針描出のよい針画像を選択する。最も針描出のよい針画像の選択は、針画像ごとに全体または針が含まれると想定される所定領域の輝度分布を算出し、例えば、最も高輝度値の点を含む針画像を選択してもよく、平均輝度値が最大となる針画像を選択してもよい。上述のように、最も針描出のよい針画像を選択することで、針の候補線を推定することができる。つまり、最も針描出のよいステア方向に垂直な方向が針の候補線が存在する方向であると推定できる。

20

【 0 0 6 0 】

また、例えば、ステア方向の異なる複数の針画像において、針画像の全体または針が含まれると想定される所定領域の輝度分布を算出し、H o u g h 変換などにより直線を検出し、その直線の平均輝度値が最大となる針画像を選択してもよく、その直線上の最高輝度値の点が他の針画像における直線上の最高輝度値の点と比較して最も高くなる針画像を選択してもよい。

30

針が含まれると想定される所定領域は、例えば、穿刺のおおよその角度から想定される

針候補線推定部 6 は、選択した針画像に基づいて針の候補線を推定する。または、針候補線推定部 6 はステア方向の異なる複数の針画像の全てを使用して、針画像の全体または針が含まれると想定される所定領域の輝度分布を算出し、H o u g h 変換などにより全ての針画像の全体または所定領域の輝度分布に基づいて直線を検出して検出された直線を針の候補線としてもよい。

【 0 0 6 1 】

変形例 3

上述の一実施形態に係る超音波装置では、図 6 および図 7 に示すように、針先探索部 8 は、探索領域 F における最高輝度点 B を針先としていたが、針先探索部 8 は、針先パターンを予め備え、針先パターンに基づいて針先を探索してもよい。針先パターンとしては、例えば、図 1 3 に示すように、針先と針の切断面の端部とを結んだ所定長さ d からなる線分であって、その線分の両端部に高輝度点があるような画像である。

40

針の先端や針の切断面の端部等の反射角度が変わる部分は、組織画像において高輝度となり易い。そのため、例えば、針先探索部 8 は、上述の針先パターンを備え、図 1 4 に示すように、探索領域 F 内において針先パターンと最も相関が高いと考えられる高輝度点 B 1 と高輝度点 B 2 とを探索し、高輝度点 B 1 と高輝度点 B 2 とにおいて、被検体の深部にある高輝度点 B 1 を針先としてもよい。

【 0 0 6 2 】

50

## 変形例 4

また、上述の一実施形態に係る超音波装置において、被検体内を針が移動する際に、少なくとも移動の前後において複数の組織画像を撮像する場合、または針の移動に伴って、動画として複数フレームの組織画像を撮像する場合、針先探索部 8 は、移動前の組織画像と移動後の組織画像とを比較することで針先を探索してもよい。

針先探索部 8 は、例えば、移動前の組織画像と移動後の組織画像とにおいて、それぞれの組織画像の輝度分布を算出し、輝度値の変化に基づいて針先を探索してもよい。移動前の組織画像である図 15 (A) と移動後の組織画像である図 15 (B) とを比較して、図 15 (B) の輝度値が急に大きくなった点 P 2 を針先としてもよく、輝度値が急に小さくなった点 P 1 の先を針先としてもよく、また、輝度値が急に大きくなった点 P 2 と輝度値が急に小さくなった点 P 1 とが隣り合うことに基づいて点 P 2 を針先としてもよい。輝度値が急に大きくなった点 P 2 と輝度値が急に小さくなった点 P 1 を含む輝度変化の針先パターン画像を予め備え、移動前の組織画像と移動後の組織画像の輝度変化の画像において探索領域 F 内において針先パターンと最も相関が高いと考えられる点を探索し、針先としてもよい。

10

## 【 0 0 6 3 】

なお、針先探索部 8 は、上述の輝度値の変化だけでなく、例えば、移動前の組織画像と移動後の組織画像とを比較し、2次元相関演算等により針先を含む所定領域内の各点において、画像間での移動量、移動方向を求めて、移動量の大きい点、または移動量や移動方向の空間変化の大きい点を針先としてもよい。

20

また、例えば、移動前の組織画像と移動後の組織画像とを比較し、2次元相関演算等により針先を含む所定領域内の各点付近の画像パターンの移動前後での変化を求めて、画像パターン変化の大きい点、または画像パターン変化の空間変化の大きい点を針先としてもよい。

## 【 0 0 6 4 】

## 変形例 5

また、上述の一実施形態に係る超音波装置は、針画像生成部 5 において針画像を生成し、針候補線推定部 6 において針画像に基づいて針の候補線を推定しているが、針画像を生成しなくても針の候補線を推定することができる。例えば、超音波探触子 1 の各素子からの受信信号に基づいて針の候補線を推定してもよく、また、整相加算後の受信データ（音線信号）に基づいて針の候補線を推定してもよい。

30

## 【 0 0 6 5 】

変形例 2 から変形例 5 においても、上述の一実施形態と同様に組織画像において針先を描出することができ、組織画像において針先を容易に視認することができ、針の候補線とターゲット組織との位置関係および針先とターゲット組織等との位置関係を明確に把握することができる。

## 【 0 0 6 6 】

上述した種々の例では、いずれも、被検体内に刺入された穿刺針の針先を描出しているが、本発明において先端を描出するものは、上述のような穿刺針に限定されず、被検体内に挿入される直線状の針状物体等であればいかなるものであっても良いことは、上述した通りであり、また、被検体内に挿入されるものであれば、直線状のデバイスであってもよい。なお、本発明において対象とされる直線状のデバイスとしては、例えば、内部にラジオ波焼灼術（RFA：radiofrequency ablation）に用いられる電極を収容するラジオ波焼灼用針、血管内に挿入されるカテーテル、血管内に挿入されるカテーテルのガイドワイヤ、および、レーザー治療用の光ファイバなどの直線状体を挙げることができる。

40

## 【 0 0 6 7 】

すなわち、本発明の超音波装置は、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波装置であって、超音波探触子から送信波を送信し、被検体からの受信波を受信して被検体の組織画像を生成する組織画像生成部と、送信波および受信波の少なくとも一方をステアして被検体に挿入された直線

50

状体の直線状体情報を生成する直線状体情報生成部と、直線状体情報生成部によって生成された直線状体情報に基づいて組織画像において直線状体の先端の探索領域を設定する探索領域設定部と、探索領域設定部で設定された探索領域において直線状体の先端を探索する先端探索部と、先端探索部で探索された先端に基づいて、組織画像上に直線状体の先端を描出する先端描出部を有するものであっても良い。

【0068】

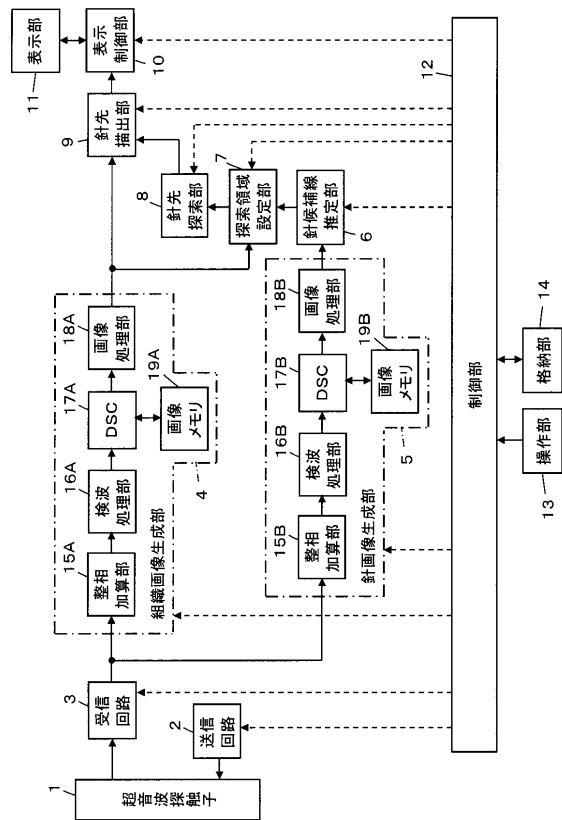
以上、本発明の超音波装置および超音波画像生成方法について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

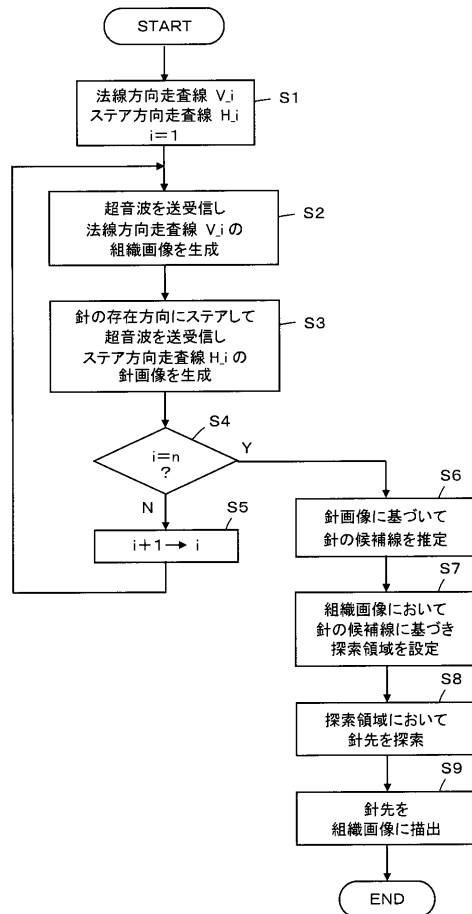
【0069】

1 超音波探触子、 2 送信回路、 3 受信回路、 4 組織画像生成部、 5 針画像生成部、 6 針候補線推定部、 7 探索領域設定部、 8 針先探索部、 9 針先描出部、 10 表示制御部、 11 表示部、 12 制御部、 13 操作部、 14 格納部、 15 A、15 B 整相加算部、 16 A、16 B 検波処理部、 17 A、17 B DSC、 18 A、18 B 画像処理部、 19 A、19 B 画像メモリ、  $V_i$  法線方向走査線、  $H_i$  ステア方向走査線、  $L$  針の候補線、  $r$  所定幅、  $F$  探索領域、  $W$  領域、  $B$  最高輝度点、  $N$  針先、  $NF$  針先領域、  $NB$  針本体、  $d$  所定長さ、  $B1$ 、 $B2$  高輝度点、 ステア角度

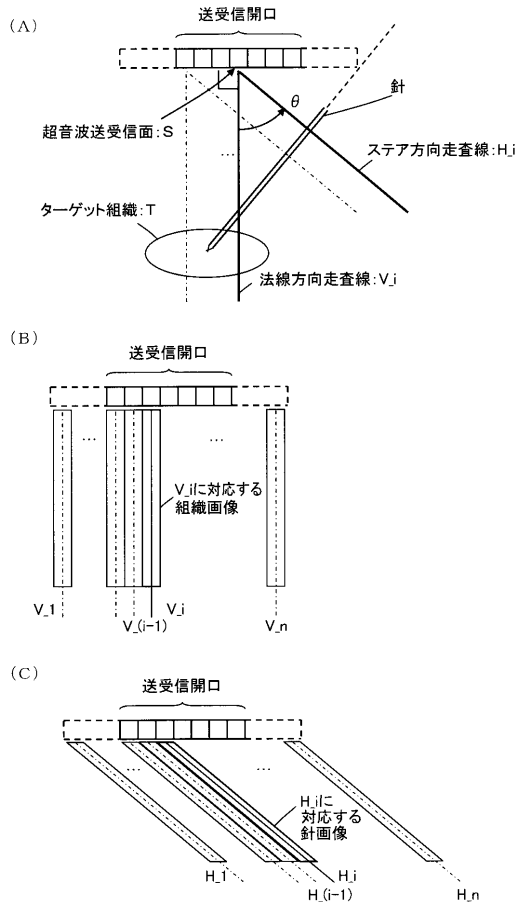
【図1】



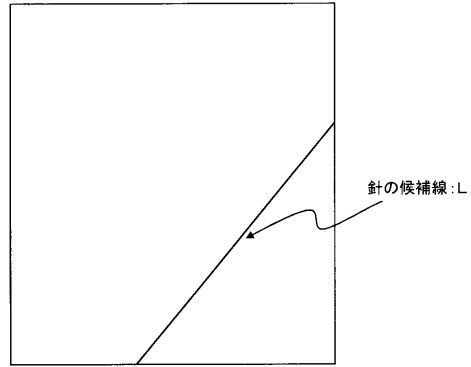
【図2】



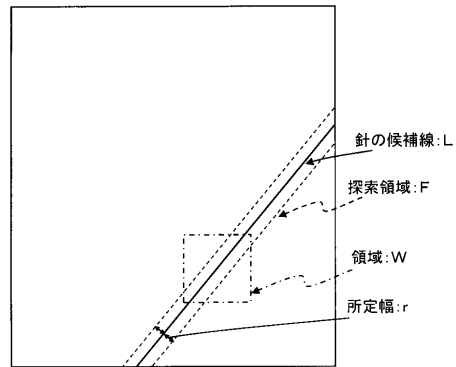
【図3】



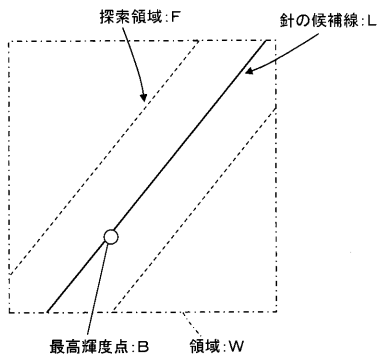
【図4】



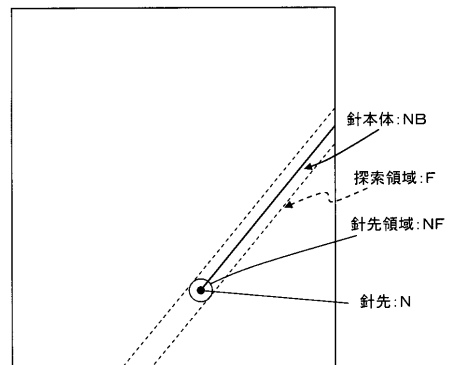
【図5】



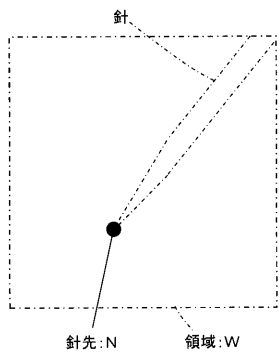
【図6】



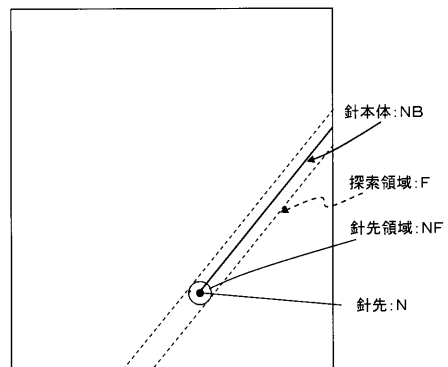
【図8】



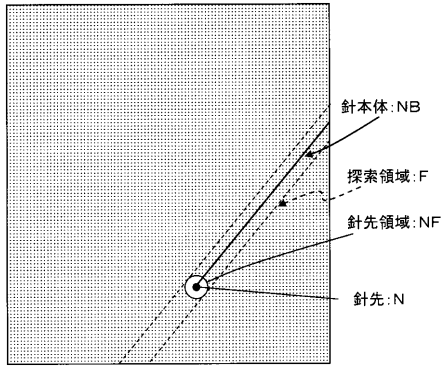
【図7】



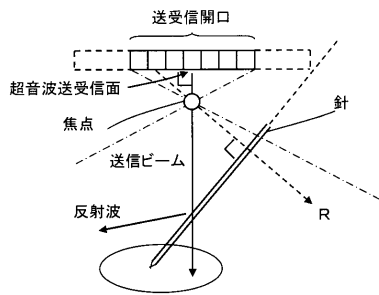
【図9】



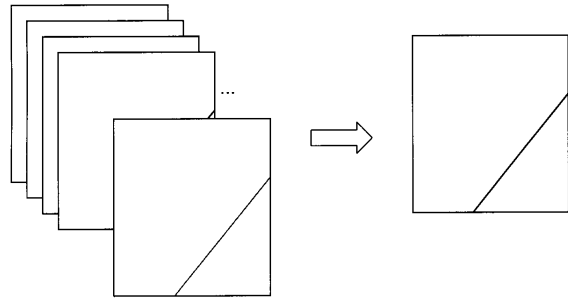
【図10】



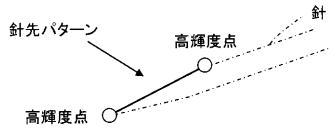
【図11】



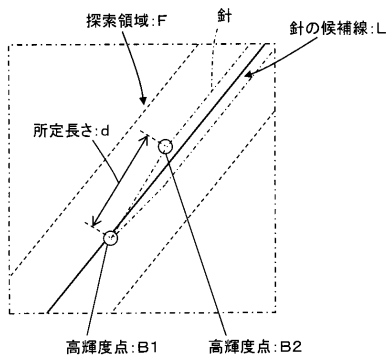
【図12】



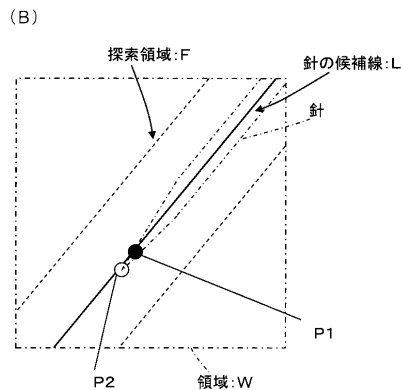
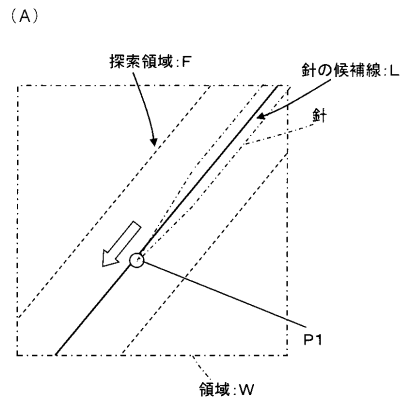
【図13】



【図14】

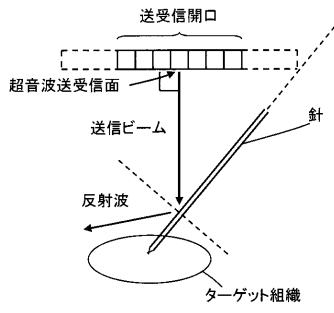


【図15】

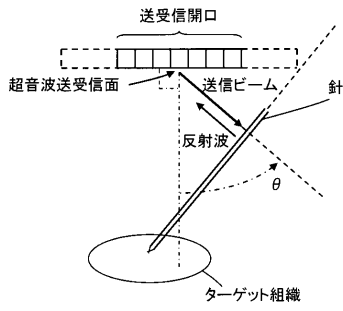


【図 16】

(A)

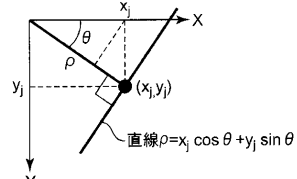


(B)



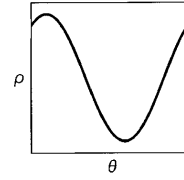
【図 17】

(A)



Hough 変換

(B)



---

フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開2012-070837(JP,A)  
特開2012-213606(JP,A)  
特開2012-120747(JP,A)  
国際公開第2011/058840(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/14

专利名称(译)	超声波装置和操作超声波装置的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6097258B2</a>	公开(公告)日	2017-03-15
申请号	JP2014177374	申请日	2014-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	勝山 公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S15/8915 G16H50/30 A61B2017/3413 A61B2090/378 A61M25/0105		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/FF03 4C601/GA20 4C601/GA26 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2013179830 2013-08-30 JP		
其他公开文献	JP2015062668A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波图像生成方法，该超声波诊断装置以及超声波图像生成方法特定在被检体内刺入被检体的超声波检查中的针尖在组织图像内深的针尖的位置。针方向估计单元基于针信息生成单元生成的针信息估计针方向 ( L )，并输出针方向 ( L ) 的位置信息。搜索区域设定单元基于针方向 ( L ) 的位置信息在组织图像中设定针的方向 ( L )，并且将搜索区域 ( F ) 设定为既定宽度 ( r ) 针方向 ( L ) 的两侧。针尖搜索单元计算组织图像的亮度分布，使搜索区域 ( F ) 内的最亮点 ( B ) 成为针尖，并输出针尖的位置信息。根据针尖的位置信息，针尖渲染单元在组织图像中渲染包括规定像素图像的针尖 ( N )。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6097258号 (P6097258)
(45) 発行日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)	(24) 登録日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 15 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-177374 (P2014-177374)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成26年9月1日 (2014. 9. 1)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2015-62668 (P2015-62668A)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望祐	
(43) 公開日 平成27年4月9日 (2015. 4. 9)	(74) 代理人 100090217 弁理士 三和 晴子	
審査請求日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明	
(31) 優先権主張番号 特願2013-179830 (P2013-179830)	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生	
(32) 優先日 平成25年8月30日 (2013. 8. 30)	(72) 発明者 勝山 公人 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波装置および超音波装置の作動方法		