

(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2020-10753  
(P2020-10753A)

(43) 公開日 令和2年1月23日(2020.1.23)

(51) Int. Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2018-133298 (P2018-133298)  
(22) 出願日 平成30年7月13日 (2018.7.13)

(71) 出願人 000001270  
コニカミノルタ株式会社  
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号  
(74) 代理人 110002952  
特許業務法人鷲田国際特許事務所  
(74) 代理人 100155620  
弁理士 木曾 孝  
(72) 発明者 谷口 哲哉  
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ  
ニカミノルタ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB06 DE09 DE14 EE11 EE14  
FF06 JB45 JC04 JC08 JC21  
KK02 KK31

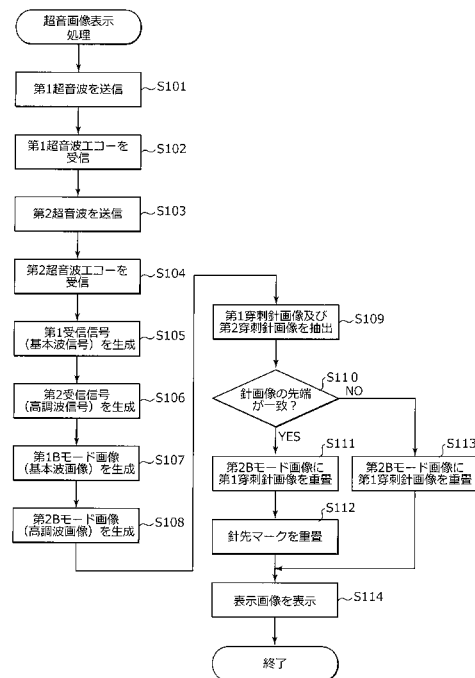
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示方法、プログラム及び超音波探触子

(57) 【要約】

【課題】安価で汎用性の高い単列探触子を利用でき、表示画像における穿刺針の先端の真偽を容易に把握することができる超音波診断装置、超音波画像表示方法、プログラム及び超音波探触子を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、第1受信信号及びスライス方向におけるビーム幅が第1受信信号よりも狭い第2受信信号を取得する受信信号取得部と、第1受信信号及び第2受信信号に基づいて、第1 Bモード画像及び第2 Bモード画像を生成するBモード画像生成部と、第1 Bモード画像及び第2 Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる表示処理部と、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であるか否かを判断する判断部と、判断結果を提示する提示部と、を備える。提示部は、第1 Bモード画像に含まれる第1 穿刺針画像と第2 Bモード画像に含まれる第2 穿刺針画像に基づいて、判断結果を提示する。

【選択図】 図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第 1 受信信号及び第 2 受信信号を取得する受信信号取得部と、

前記第 1 受信信号及び前記第 2 受信信号に基づいて、第 1 B モード画像及び第 2 B モード画像を生成する B モード画像生成部と、

前記第 1 B モード画像及び前記第 2 B モード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる表示処理部と、

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する判断部と、

前記判断部による判断結果を提示する提示部と、を備え、

前記第 2 受信信号が示す第 2 ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第 1 受信信号が示す第 1 ビームプロファイルよりも狭く、

前記提示部は、前記第 1 B モード画像に含まれる第 1 穿刺針画像と前記第 2 B モード画像に含まれる第 2 穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示する、

超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記提示部は、前記表示画像上に前記判断結果を表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記判断部は、前記第 1 穿刺針画像と前記第 2 穿刺針画像を比較して、両者の先端位置が一致する場合に、当該先端位置を前記穿刺針の先端位置として特定し、

前記提示部は、特定された先端位置を強調表示する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記提示部は、前記第 2 B モード画像と前記第 1 穿刺針画像を合成して表示する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記提示部は、前記第 1 穿刺針画像と前記第 2 穿刺針画像の重複部分と、非重複部分とを、異なる色調で表示させる、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 ビームプロファイルと前記第 2 ビームプロファイルは、前記スライス方向におけるビーム中心が同じである、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記受信信号取得部は、前記受信信号に含まれる基本波成分に基づいて前記第 1 受信信号を生成し、前記受信信号に含まれる高調波成分に基づいて前記第 2 受信信号を生成する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記受信信号取得部は、パルスインバージョン法により、前記第 2 受信信号を生成する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記超音波探触子を有し、

前記超音波探触子は、放射面のスライス方向における曲率が、中央部と端部とで非連続で変化する音響レンズを有することを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて

10

20

30

40

50

超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波画像表示方法であって、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する第1工程と、

前記第1受信信号及び前記第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成する第2工程と、

前記第1Bモード画像及び前記第2Bモード画像に基づく表示画像を表示する第3工程と、

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する第4工程と、

前記第4工程による判断結果を提示する第5工程と、を備え、

前記第2受信信号が示す第2ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第1受信信号が示す第1ビームプロファイルよりも狭く、

前記第5工程は、前記第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と前記第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示する、

超音波画像表示方法。

【請求項11】

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置のコンピューターに、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する第1処理と、

前記第1受信信号及び前記第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成する第2処理と、

前記第1Bモード画像及び前記第2Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる第3処理と、

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する第4処理と、

前記第4処理による判断結果を提示する第5処理と、

を実行させるためのプログラムであって、

前記第2受信信号が示す第2ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第1受信信号が示す第1ビームプロファイルよりも狭く、

前記第5処理は、前記第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と前記第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示する、

プログラム。

【請求項12】

超音波の送受信を行う超音波探触子であって、

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された振動子アレイと、

前記振動子アレイの超音波放射側に配置される音響レンズと、を備え、

前記音響レンズの放射面は、スライス方向における中央部と端部とで曲率が非連続である、超音波探触子。

【請求項13】

前記中央部から放射される超音波の収束性より、前記端部から放射される超音波の収束性が低い、請求項12に記載の超音波探触子。

【請求項14】

前記中央部から放射される超音波の焦点距離より、前記端部から放射される超音波の焦点距離が長い、請求項12又は13に記載の超音波探触子。

【請求項15】

請求項12から14のいずれか一項に記載の超音波探触子を備えた超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断装置、超音波画像表示方法、プログラム及び超音波探触子に関し、特に、穿刺針を被検体内のターゲットに向けて穿刺する場合に有用な技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、医用画像診断装置の一つとして、超音波を被検体に向けて送信し、その反射波を受信して受信信号に所定の信号処理を行うことにより、被検体内部の形状、性状又は動態を超音波画像として可視化する超音波診断装置が知られている。超音波診断装置は、超音波探触子を体表に当てる又は体内に挿入するという簡単な操作で超音波画像を取得することができるので、安全であり、被検体にかかる負担も小さい。

10

## 【0003】

超音波診断装置は、被検体である患者の体内に穿刺針を挿入して組織や体液を採取して生体組織を診断する場合や、穿刺針を用いて治療を行う場合にも用いられる。これらの診断又は治療において、医師等の施術者は、超音波診断装置により得られる超音波画像を見て、穿刺針の位置と穿刺部位（ターゲット）の位置を確認しながら穿刺を行うことができる。ここで、穿刺針は、医療針の他、カテーテル等の被検体内に刺入して用いられる医療器具を含む。

超音波診断装置を利用して穿刺を行う場合、穿刺を正確に行うために、穿刺針及びターゲットが超音波画像（Bモード画像）に鮮明に反映されていることが好ましい。

20

## 【0004】

従来、超音波が組織内を伝播する際の非線形性を利用して、中心周波数が $f_0$ である超音波を送信したときの受信超音波（超音波エコー）の高調波成分（例えば、周波数 $2f_0$ 、 $3f_0$ ）を画像化する、ティッシュ・ハーモニック・イメージング（THI）法が知られている。

## 【0005】

THI法において、受信超音波の高調波成分が示すビームプロファイルは、高調波の生成が非線形に音圧に依存することにより、基本波成分が示すビームプロファイルよりもスライス方向におけるビーム幅（以下、「スライス幅」と称する）が狭いため、分解能が高く、鮮明な超音波画像を得ることができる。一方で、穿刺する場合に、高調波成分による検出領域に対し、穿刺針がスライス方向に外れやすいため、穿刺針の全体像、特に針先を把握するには施術者の熟達した手技が必要という課題があった。

30

これを補助するための穿刺針ガイド等を用いた場合であっても、生体は均質ではないため、筋膜等の組織境界の形状や方向性、組織ごとの硬さの違いによって穿刺針の進入方向が曲がり、針先が検出領域から外れることが少なからず発生し、針先の確実な把握という課題は依然として解消されていない。

## 【0006】

かかる課題を解決すべく、特許文献1では、THI法を利用して、受信超音波の高調波成分に基づく高調波画像と、受信超音波の基本波成分に基づく針画像とを合成して表示する超音波診断装置が開示されている。基本波成分に基づく超音波画像は、高調波成分に基づく超音波画像よりも、画質は不鮮明であるが、スライス方向の検出領域が広く、奥行き情報が多く含まれるため、穿刺針の全体像を把握しやすくなる。

40

## 【0007】

また、特許文献2には、振動子がスライス方向に分割され、スキャン方向に振動子が多列で配置された超音波探触子（いわゆる多列探触子）を用いて、各列の振動子群で得られた超音波画像に含まれる穿刺針画像の色調を変えることにより、穿刺針のスライス方向における位置を把握できるようにした超音波診断装置が開示されている。なお、一般的には、スキャン方向に振動子が単列で配置された超音波探触子（いわゆる単列探触子）の方が、多列探触子に比較して安価であり、汎用性が高い。

## 【先行技術文献】

50

## 【特許文献】

【0008】

【特許文献1】国際公開第2017/029830号

【特許文献2】特開2003-019133号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1に開示の超音波診断装置では、基本波成分による検出領域に対し、穿刺針の針先がスライス方向に外れた場合には、超音波画像に穿刺針の全体像が含まれなくなる。そのため、超音波画像に含まれる穿刺針画像の先端が実際の針先であるのか、穿刺針の中途部分が描出されているのかの判断は、施術者に委ねられ、正確な判断を行うには豊富な経験と高い技量が必要になる。

10

【0010】

また、特許文献2に開示の超音波診断装置では、穿刺針の位置が刺入点に近い場合には、超音波画像に含まれる穿刺針画像の先端が実際の針先であるのか否かを確実に判断することができるが、多列探触子を用いるために超音波探触子及び装置コストが高価になる。

【0011】

本発明の目的は、安価で汎用性の高い単列探触子を利用でき、表示画像における穿刺針の先端を容易に把握することができる超音波診断装置、超音波画像表示方法、プログラム及び超音波探触子を提供することである。

20

尚、本発明における穿刺針とは、薬液注入や細胞診に用いられるいわゆる注射針のみに限定されず、カテーテル等の生体挿入器具も含む。さらにその構造は管腔構造に限定されず、鍼灸針等の薬液等の注入を目的としない管腔構造のない針であってもよい。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、  
複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する受信信号取得部と、

30

前記第1受信信号及び前記第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成するBモード画像生成部と、

前記第1Bモード画像及び前記第2Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる表示処理部と、

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する判断部と、

前記判断部による判断結果を提示する提示部と、を備え、

前記第2受信信号が示す第2ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第1受信信号が示す第1ビームプロファイルよりも狭く、

40

前記提示部は、前記第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と前記第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波画像表示方法は、

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波画像表示方法であって、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する第1工程と、

前記第1受信信号及び前記第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモー

50

ド画像を生成する第 2 工程と、

前記第 1 B モード画像及び前記第 2 B モード画像に基づく表示画像を表示する第 3 工程と、

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する第 4 工程と、

前記第 4 工程による判断結果を提示する第 5 工程と、を備え、

前記第 2 受信信号が示す第 2 ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第 1 受信信号が示す第 1 ビームプロファイルよりも狭く、

前記第 5 工程は、前記第 1 B モード画像に含まれる第 1 穿刺針画像と前記第 2 B モード画像に含まれる第 2 穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示することを特徴とする。

10

#### 【0014】

本発明に係るプログラムは、

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された超音波探触子を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置のコンピューターに、

前記超音波探触子によって得られた受信信号から、第 1 受信信号及び第 2 受信信号を取得する第 1 処理と、

前記第 1 受信信号及び前記第 2 受信信号に基づいて、第 1 B モード画像及び第 2 B モード画像を生成する第 2 処理と、

前記第 1 B モード画像及び前記第 2 B モード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる第 3 処理と、

20

前記被検体内に穿刺針が刺入される場合に、前記表示画像における前記穿刺針の先端が実際の前記穿刺針の先端であるか否かを判断する第 4 処理と、

前記第 4 処理による判断結果を提示する第 5 処理と、

を実行させるためのプログラムであって、

前記第 2 受信信号が示す第 2 ビームプロファイルは、スライス方向におけるビーム幅が、前記第 1 受信信号が示す第 1 ビームプロファイルよりも狭く、

前記第 5 処理は、前記第 1 B モード画像に含まれる第 1 穿刺針画像と前記第 2 B モード画像に含まれる第 2 穿刺針画像に基づいて、前記判断結果を提示することを特徴とする。

30

#### 【0015】

本発明に係る超音波探触子は、

超音波の送受信を行う超音波探触子であって、

複数の振動子がスキャン方向に単列で配置された振動子アレイと、

前記振動子アレイの超音波放射側に配置される音響レンズと、を備え、

前記音響レンズの放射面は、スライス方向における中央部と端部とで曲率が非連続であることを特徴とする。

#### 【発明の効果】

#### 【0016】

本発明によれば、安価で汎用性の高い単列探触子を利用でき、表示画像における穿刺針の先端を容易に把握することができる。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0017】

【図 1】図 1 は、実施の形態に係る超音波診断装置の外観を示す図である。

【図 2】図 2 A、図 2 B は、超音波探触子の構成を示す図である。

【図 3】図 3 は、超音波診断装置の制御系の主要部を示すブロック図である。

【図 4】図 4 は、受信信号のビームプロファイルを示す図である。

【図 5】図 5 は、超音波画像表示処理の一例を示す図である。

【図 6】図 6 A、図 6 B は、検出領域に対する穿刺針の進入状況を示す図である。

【図 7】図 7 A ~ 図 7 C は、第 1 B モード画像、第 2 B モード画像及び表示画像の一例を示す図である。

50

【図 8】図 8 A ~ 図 8 C は、第 1 B モード画像、第 2 B モード画像及び表示画像の他の一例を示す図である。

【図 9】図 9 A、図 9 B は、T H I 法に好適な音響レンズの一例を示す図である。

【図 10】図 10 A、図 10 B は、T H I 法に好適な音響レンズの他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して詳細に説明する。

【0019】

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置 1 の外観を示す図である。図 2 A、図 2 B は、超音波探触子 20 の構成を示す図である。図 3 は、超音波診断装置 1 の制御系の主要部を示すブロック図である。

10

【0020】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 10 及び超音波探触子 20 を備える。超音波診断装置本体 10 と超音波探触子 20 は、ケーブル 30 を介して接続される。なお、超音波探触子 20 は、超音波診断装置本体 10 と無線通信を介して接続されてもよい。

【0021】

超音波診断装置 1 は、被検体内の形状、性状又は動態を超音波画像として可視化し、画像診断するために用いられる。特に、超音波診断装置 1 は、穿刺針をターゲット（例えば、被検体の筋、腱、神経束や腫瘍等の検体採取対象）に向けて刺入する穿刺術において、穿刺支援情報として、表示画像における穿刺針の先端の真偽、すなわち、穿刺針画像の先端が実際の針先であるか否かを提示する機能を備えている点が特徴的である。

20

【0022】

超音波探触子 20 は、被検体に対して超音波を送信するとともに、被検体で反射された超音波エコーを受信し、受信信号に変換して超音波診断装置本体 10 に送信する。超音波探触子 20 には、コンベックス探触子、リニア探触子、又はセクタ探触子等の任意の電子走査方式の探触子やメカニカルセクタ探触子等の機械走査方式の探触子を適用することができる。超音波探触子 20 は、穿刺針を取り付けて刺入方向を案内する穿刺針ガイド部を有していてもよい。

30

【0023】

図 2 A に示すように、超音波探触子 20 は、超音波放射側から順に、音響レンズ 21、音響整合層 22、振動子アレイ 23、バックング材 24 を有する。なお、音響レンズ 21 の表面（超音波放射面）には、保護層が配置されてもよい。

【0024】

音響レンズ 21 は、超音波をスライス方向（複数の振動子が配列されているスキャン方向とは直行する方向）に収束させるレンズであり、例えば、生体よりも音速が遅い材料を音響レンズに用いる場合は、一般的にはスライス方向における中央部が盛り上がったかまぼこ様の形状を有する。

音響整合層 22 は、超音波を効率よく被検体内に進入させるための中間的物質であり、振動子 23 a と被写体の音響インピーダンスを整合させる。

40

【0025】

振動子アレイ 23 は、スキャン方向に単列で配置された複数の短冊状の振動子 23 a により構成される。すなわち、超音波探触子 20 は、いわゆる単列探触子である。

バックング材 24 は、振動子アレイ 23 で発生する不要振動を減衰する。

【0026】

超音波探触子 20 によれば、スライス方向に収束する超音波のビームプロファイルが得られる（図 2 B 参照）。なお、複数の振動子 23 a を切り替えて駆動することにより、超音波をスキャン方向に収束させることもできる（いわゆる電子スキャン方式）。

【0027】

50

超音波診断装置本体 10 は、超音波探触子 20 からの受信信号を用いて、被検体の内部状態を超音波画像（Bモード画像）として可視化する。本実施の形態では、超音波診断装置本体 10 が、THI法を利用してBモード画像を生成して表示する場合について説明する。

【0028】

図3に示すように、超音波診断装置本体 10 は、操作入力部 11、送信部 12、受信部 13、信号処理部 14、画像処理部 15、表示処理部 16、表示部 17 及び制御部 18 等を備える。

【0029】

送信部 12、受信部 13、信号処理部 14、画像処理部 15 及び表示処理部 16 は、例えば、DSP (Digital Signal Processor)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、PLD (Programmable Logic Device) 等の、各処理に応じた専用もしくは汎用のハードウェア（電子回路）で構成され、制御部 18 と協働して各機能を実現する。

10

【0030】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始等を指示するコマンド又は被検体に関する情報の入力を受け付ける。操作入力部 11 は、例えば、複数の入力スイッチを有する操作パネル、キーボード、及びマウス等を有する。なお、操作入力部 11 は、表示部 17 と一体的に設けられるタッチパネルで構成されてもよい。

【0031】

送信部 12 は、制御部 18 の指示に従って、送信信号（駆動信号）を生成して、超音波探触子 20 に出力する。図示を省略するが、送信部 12 は、例えば、クロック発生回路、パルス発生回路、パルス幅設定部及び遅延回路を有する。

20

【0032】

クロック発生回路は、パルス信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる。パルス発生回路は、所定の周期で予め設定された電圧振幅のバイポーラ型矩形波パルスを発生させる。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力される矩形波パルスのパルス幅を設定する。パルス発生回路で生成された矩形波パルスは、パルス幅設定部への入力前又は入力後に、超音波探触子 20 の個々の振動子 23 a ごとに異なる配線経路に分離される。遅延回路は、生成された矩形波パルスを、振動子 23 a ごとの送信タイミングに応じて遅延させ、振動子 23 a に出力する。

30

【0033】

受信部 13 は、制御部 18 の指示に従って、超音波探触子 20 からの受信信号を受信し、信号処理部 14 へ出力する。図示を省略するが、受信部 13 は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を有する。

【0034】

増幅器は、超音波探触子 20 の各振動子 23 a により受信された超音波に応じた受信信号を予め設定された所定の増幅率でそれぞれ増幅する。A/D変換回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータに変換する。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子 23 a に対応した配線経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）する。

40

【0035】

信号処理部 14 は、第1受信信号生成部 141 及び第2受信信号生成部 142 を含む。第1受信信号生成部 141 及び第2受信信号生成部 142 は、制御部 18 の指示に従って、受信信号から第1受信信号及び第2受信信号を生成する。すなわち、信号処理部 14 は、本発明の「受信信号取得部」として機能する。

【0036】

本実施の形態において、第1受信信号は、超音波エコーの基本波成分からなる基本波信号であり、第2受信信号は、超音波エコーの高調波成分からなる高調波信号である。図4に示すように、第2受信信号（高調波信号）が示す第2ビームプロファイルBP2は、ス

50

ライス方向におけるビーム幅が、第1受信信号(基本波信号)が示す第1ビームプロファイルBP1よりも狭くなるので、分解能が高くなる。

【0037】

画像処理部15は、Bモード画像生成部151、画像解析部152、画像合成部153及び画像記憶部154を含む。また、図示を省略するが、画像処理部15は、超音波探触子20の種類に応じた座標変換及び画素補間を行うDSC(Digital Scan Converter)を含む。

【0038】

Bモード画像生成部151は、制御部18の指示に従って、第1受信信号及び第2受信信号のそれぞれに基づいて、被検体の内部状態を示す第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成する。被検体内に穿刺針が刺入されている場合、第1Bモード画像及び第2Bモード画像には、穿刺針の画像(第1穿刺針画像及び第2穿刺針画像)が描出される。

10

【0039】

画像解析部152は、第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と、第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像を比較して、穿刺針の先端位置を特定する。画像解析部152は、本願発明の「判断部」として機能する。

【0040】

画像合成部153は、被検体内に穿刺針が刺入される場合に、穿刺針を含む表示画像を生成するとともに、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であるか否かを表示画像上に提示する。すなわち、画像合成部153は、本発明の「提示部」として機能する。

20

【0041】

画像記憶部154は、DRAM(Dynamic Random Access Memory)などの揮発性メモリ又は高速書き換えが可能な不揮発性メモリで構成される。画像記憶部154は、Bモード画像生成部151又は画像合成部153で生成された画像データを、フレーム単位で記憶する。画像記憶部154に記憶された画像データは、制御部18の制御に従って読み出され、画像解析部152による解析に使用されたり、表示部17における表示に使用される。

【0042】

表示処理部16は、制御部18の指示に従って、画像処理部15において生成された表示画像のデータを、表示部17に対応する表示信号に変換して出力する。

30

【0043】

表示部17は、例えば、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、CRTディスプレイ等で構成される。表示部17は、制御部18の指示に従って、表示処理部16からの表示信号に基づいて画像を表示する。

【0044】

制御部18は、操作入力部11、送信部12、受信部13、信号処理部14、画像処理部15、表示処理部16及び表示部17を、それぞれの機能に応じて制御することによって、超音波診断装置1の全体制御を行う。

【0045】

制御部18は、演算/制御装置としてのCPU(Central Processing Unit)181、主記憶装置としてのROM(Read Only Memory)182及びRAM(Random Access Memory)183等を有する。ROM182には、基本プログラムや基本的な設定データが記憶される。CPU181は、ROM182から処理内容に応じたプログラムを読み出してRAM183に展開し、展開したプログラムを実行することにより、超音波診断装置本体10の各機能ブロック(送信部12、受信部13、信号処理部14、画像処理部15及び表示処理部16)の動作を集中制御する。

40

【0046】

本実施の形態では、機能ブロックを構成する各ハードウェアと制御部18とが協働することにより、各機能ブロックの機能が実現される。なお、制御部18がプログラムを実行することにより、各機能ブロックの一部又は全部の機能が実現されるようにしてもよい。

50

## 【 0 0 4 7 】

図 5 は、穿刺術に超音波診断装置 1 が利用される場合の超音波画像表示処理の一例を示すフローチャートである。この処理は、例えば、超音波診断装置 1 において、穿刺支援機能が有効化されることに伴い、CPU 1 8 1 が ROM 1 8 2 に格納されている所定のプログラム（穿刺支援プログラム）を実行することにより実現される。穿刺支援機能の有効化は、例えば、操作入力部 1 1 における診断モードの選択によって行われる。

## 【 0 0 4 8 】

本実施の形態では、パルスインバージョン法に代表される、複数回送信によって得られる複数の受信信号を合成することにより基本波成分を減殺し、第 2 受信信号（高調波信号）を生成する方法を適用した場合について説明する。パルスインバージョン法は位相反転法とも呼ばれ、第 1 送信の第 1 超音波に対して、送信波形を極性反転（位相反転）させた第 2 超音波による第 2 送信を行い、それぞれに対応する 2 つの超音波エコーに基づく受信信号を加算することで、基本波成分を効果的に低減し、2 倍の信号強度の高調波成分を抽出する手法である。

10

## 【 0 0 4 9 】

複数回送信の受信信号を用いた基本波成分の減殺方法は、極性反転による 2 回送信に限定されず、 $1/n$  位相をずらした  $n$  回の送信による受信信号を合成する方法（例えば互いに基本波の  $1/3$  に相当する位相をずらした 3 回送信の受信信号を合成する方法）を用いてもよい。

## 【 0 0 5 0 】

さらに、複数回送信による基本波の減殺及び高調波の抽出方法は上記の位相制御による方法に限定されず、高調波の生成が音圧に依存することを利用して減殺及び抽出を行う振幅変調法を用いてもよい。具体的には、第 1 送信の送信波形振幅に対して送信波形振幅を  $1/n$  とした第 2 送信を行い、第 1 送信の受信信号から第 2 送信の受信信号を  $n$  倍にした信号を減じることで基本波の減殺と高調波の抽出を行う方法を用いることもできる。

20

## 【 0 0 5 1 】

なお、穿刺術を行うに際して、超音波探触子 2 0 は、スライス方向の略中央にターゲットが位置するように設定されているものとする。また、本発明は超音波探触子 2 0 のスキャン方向に略平行に穿刺が行われる技法（平行法）と略直交に穿刺が行われる技法（交差法）のいずれにおいても有効だが、本実施の形態では平行法で行ったものとして説明する。

30

## 【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 0 1 において、制御部 1 8 は、送信部 1 2 を制御して、超音波探触子 2 0 から中心周波数が  $f_0$  の第 1 超音波を送信する。

ステップ S 1 0 2 において、制御部 1 8 は、受信部 1 3 を制御して、超音波探触子 2 0 で受信した第 1 超音波に対応する反射波（第 1 超音波エコー）の受信信号を取得する。

## 【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 3 において、制御部 1 8 は、送信部 1 2 を制御して、超音波探触子 2 0 から第 1 超音波に対して極性を反転させた第 2 超音波（中心周波数  $f_0$ ）を送信する。

ステップ S 1 0 4 において、制御部 1 8 は、受信部 1 3 を制御して、超音波探触子 2 0 で受信した第 2 超音波に対応する反射波（第 2 超音波エコー）の受信信号を取得する。

40

## 【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 0 5 において、制御部 1 8 は、信号処理部 1 4（第 1 受信信号生成部 1 4 1）を制御して、第 1 受信信号を生成する。具体的には、第 1 超音波エコーの受信信号と第 2 超音波エコーの受信信号のいずれかまたは双方から基本波成分を抽出して、第 1 受信信号（基本波信号）を生成する。より具体的には、基本波成分の  $S/N$  を重視する場合は、第 1 超音波エコーの受信信号から第 2 超音波エコーの受信信号を減ずることで基本波成分の  $S/N$  を 2 倍とすることができる。基本波成分の  $S/N$  が充分である場合は、必ずしも前記合成処理（減算処理）を行う必要はなく、第 1 または第 2 超音波エコーの受信信号をそのまま用いて第 1 受信信号を生成してもよい。いずれか一方のみを用いる場合は、

50

第1超音波エコーを第1受信信号とする方が、第2超音波の送受信期間に第1受信信号の後段処理が行うことができ、信号処理負荷が分散されるため好ましい。双方を用いるかいずれかを用いるかは固定的である必要はなく、必要に応じてユーザーが選択的に切り替えてもよいし、表示深度やゲイン値に応じて自動的に切り替える方法としてもよい。

【0055】

ステップS106において、制御部18は、信号処理部14（第2受信信号生成部142）を制御して、第2受信信号を生成する。具体的には、第1超音波エコーの受信信号と第2超音波エコーの受信信号とを加算又は減算、あるいは加算及び減算することにより、高調波成分を抽出して、第2受信信号（高調波信号）を生成する。減算を行って3次高調波等の奇数次高調波を抽出する場合には、同時に基本波成分も抽出されるため、帯域通過フィルタ等で基本波成分を除去する処理が必要となる。さらに、加算及び減算の双方を行って第2受信信号を得る場合は、減算信号に前記基本波成分除去処理を行った後、加算信号と相殺されないよう位相調整を行って加算信号と合成することが好ましい。

10

【0056】

ステップS107において、制御部18は、画像処理部15（Bモード画像生成部151）を制御して、第1受信信号に基づいて第1Bモード画像を生成する。穿刺針が第1超音波エコーによる検出領域に進入している場合、進入している部分及びターゲット（例えば、腱）が第1Bモード画像に描出される（図7A、図8A参照）。

【0057】

ステップS108において、制御部18は、画像処理部15（Bモード画像生成部151）を制御して、第2受信信号に基づいて第2Bモード画像を生成する。穿刺針が第2超音波エコーによる検出領域に進入している場合、進入している部分及びターゲットが第2Bモード画像に描出される（図7B、図8B参照）。

20

【0058】

図4に示すように、第2受信信号（高調波信号）が示す第2ビームプロファイルBP2は、スライス方向におけるビーム幅が、第1受信信号（基本波信号）が示す第1ビームプロファイルBP1よりも狭くなるため、奥行き方向にあまり平均化されず、分解能が高い。したがって、第2Bモード画像は、第1Bモード画像よりも鮮明な画像となる。また、穿刺針が斜入している場合、第2穿刺針画像の長さは、ビーム幅が狭くなる分、第1穿刺針画像の長さよりも短く表示されることになる。

30

【0059】

ステップS109において、制御部18は、画像処理部15（画像解析部152）を制御して、第1Bモード画像から第1穿刺針画像を抽出し、第2Bモード画像から第2穿刺針画像を抽出する。第1穿刺針画像及び第2穿刺針画像の抽出は、例えば、特許第6044749号公報記載の方法等を用いて行うことができる。より具体的には、抽出対象となる原画像に平滑化処理を行った第1平滑化画像から、原画像に水平方向により強い平滑化処理を行った第2平滑化画像を減ずる処理により、生体組織境界で主に構成される水平方向の直線成分を除いた、穿刺針に基づく直線成分すなわち穿刺針画像を抽出することができる。上記に加えて、エッジ検出処理や階調補正、閾値を用いた2値化処理等の穿刺針画像の視認性を高めるため処理を行ってもよいし、Hough変換等の直線抽出処理を利用して、針画像の尤度判定を行う等の検出精度を高めるための処理を行ってもよい。

40

【0060】

ステップS110において、制御部18は、画像処理部15（画像解析部152）を制御して、第1穿刺針画像の先端と、第2穿刺針画像の先端が一致しているか否かを判断する。例えば、第1穿刺針画像の先端座標と第2穿刺針画像の先端座標を比較することで、第1穿刺針画像の先端と、第2穿刺針画像の先端が一致しているか否かを判断することができる。ここで、第1Bモード画像及び第2Bモード画像において、穿刺針の刺入点から遠い側の端部（深度が深い側の端部）が、第1穿刺針画像及び第2穿刺針画像の先端である。

【0061】

50

第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致している場合（ステップS110で“YES”）、ステップS111の処理に移行する。第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致していない場合（ステップS110で“NO”）、ステップS113の処理に移行する。なお、第1Bモード画像に第1穿刺針画像が含まれるが、第2Bモード画像に第2穿刺針画像が含まれない場合（例えば、穿刺針が第1ビームプロファイルBP1のスライス方向端部から刺入される場合の刺入初期）は、第1穿刺針画像の先端が、実際の針先であると判断して支障ないので、ステップS111の処理に移行する。

#### 【0062】

ステップS111、S112において、制御部18は、画像処理部15（画像合成部153）を制御して、穿刺支援情報を含む表示画像を生成する。具体的には、表示画像は、被検体内部が鮮明に描出された第2Bモード画像に、第1穿刺針画像を重畳することにより生成される。このとき、第1穿刺針画像よりも第2穿刺針画像は短いので、穿刺針の表示領域においては、第2穿刺針画像が優先され、前面に表示されるように画像が合成される。また、穿刺針画像の先端には、強調表示の一例として、針先を示す針先マーク（図7Cでは“X”）が重畳される。すなわち、本実施の形態では、判断結果の一例として、針先マーク等の強調表示によって、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であることを示している。なお、強調表示の他の例として、針先マーク又は針先に対応する針先画素を点滅させたり、表示色を変えたりしてもよい。

10

#### 【0063】

ステップS113において、制御部18は、画像処理部15（画像合成部153）を制御して、穿刺支援情報を含む表示画像を生成する。具体的な処理は、ステップS111と同様である。第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致していない場合、表示画像には、針先マーク等の強調表示は行われない。すなわち、本実施の形態では、判断結果の一例として、針先マーク等の強調表示を行わないことをもって、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であるかは不明であることを示している。

20

#### 【0064】

なお、穿刺針の先端が第1受信信号の検出領域内にある場合は、第1穿刺針画像の先端が実際の針先になるが、第1受信信号の検出領域を穿刺針がスライス方向に横切って通過したか否かを第1Bモード画像から判断することはできない。そこで、本実施の形態では、第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致していない場合は、針先マーク等の強調表示は行わずに、第1穿刺針画像の先端が実際の針先であるかは不明であることを注意喚起するようにしている。

30

#### 【0065】

ここで、表示画像においては、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像の色調が異なっていることが好ましい。これにより、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像の境界が明確になるので、施術者は穿刺針の進入状況、具体的には超音波探触子20の走査領域に対して穿刺針がどのように進入しているかを把握することができる。

#### 【0066】

ステップS114において、制御部18は、表示処理部16を制御して、表示画像を表示部17に表示する。以上の処理が繰り返して行われる。

40

#### 【0067】

上述したように、第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致している場合は、表示画像に針先マーク等の強調表示が行われる。これにより、施術者は、針先マークの位置が実際の針先であることを認識することができるので、表示画像を利用して効率よく穿刺することができる。

#### 【0068】

一方、第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致していない場合は、表示画像に針先マーク等の強調表示が行われない。これにより、施術者は、表示画像における穿刺針画像の先端が実際の針先であるかは不明であることを認識することができ、穿刺針の先端がターゲットに対してスライス方向にずれている可能性も考慮して穿刺を行うので、

50

誤穿刺による医療事故を防止することができる。

【 0 0 6 9 】

図 6 A、図 6 B は、第 1 受信信号（基本波信号）による第 1 検出領域 D R 1 及び第 2 受信信号（高調波信号）による第 2 検出領域 D R 2 に対して穿刺針 N が進入する様子を平面視で示す図である。第 1 検出領域 D R 1 は、第 2 検出領域 D R 2 よりもスライス方向の幅が広く、第 2 検出領域 D R 2 の全部を含む。図 6 A は、穿刺針 N が第 1 検出領域 D R 1 から進入して、穿刺針 N の先端が第 2 検出領域 D R 2 に存在する場合を示している。図 6 B は、穿刺針 N が第 1 検出領域 D R 1 から進入して、穿刺針 N の先端が第 2 検出領域 D R 2 を横切って再び第 1 検出領域 D R 1 に到達し、第 2 検出領域 D R 2 内には針先が存在しない場合を示している。

10

【 0 0 7 0 】

図 6 A に示すように穿刺針が刺入されたときの第 1 B モード画像 B I 1、第 2 モード画像 B I 2 及び表示画像 S I を、それぞれ、図 7 A ~ 図 7 C に示す。

【 0 0 7 1 】

図 7 A に示すように、第 1 B モード画像 B I 1 には、第 1 穿刺針画像 N I 1 及びターゲット画像 T I 1 が描出される。また、図 7 B に示すように、第 2 B モード画像 B I 2 には、第 2 穿刺針画像 N I 2 及びターゲット画像 T I 2 が描出される。第 2 B モード画像 B I 2 は、第 1 B モード画像 B I 1 よりも鮮明である。

【 0 0 7 2 】

図 6 A に示すように、穿刺針の先端が第 2 検出領域 D R 2 内にある場合、図 7 A、図 7 B に示すように、第 1 穿刺針画像 N I 1 の先端 N P 1 と第 2 穿刺針画像 N I 2 の先端 N P 2 は一致する。したがって、図 7 C に示すように、第 2 B モード画像 B I 2 に第 1 穿刺針画像 N I 1 及び針先マーク N P I を重畳した表示画像 S I が生成される。この場合、ターゲットと穿刺針の先端の位置はスライス方向にずれていないことになるので、施術者は、針先マーク N P I がターゲット画像 T I に到達したことをもって、穿刺針の先端がターゲットに到達したと判断することができる。

20

【 0 0 7 3 】

図 6 B に示すように穿刺針が刺入されたときの第 1 B モード画像 B I 1、第 2 モード画像 B I 2 及び表示画像 S I を、それぞれ、図 8 A ~ 図 8 C に示す。

【 0 0 7 4 】

図 8 A に示すように、第 1 B モード画像 B I 1 には、第 1 穿刺針画像 N I 1 及びターゲット画像 T I 1 が描出される。また、図 8 B に示すように、第 2 B モード画像 B I 2 には、第 2 穿刺針画像 N I 2 及びターゲット画像 T I 2 が描出される。第 2 B モード画像 B I 2 は、第 1 B モード画像 B I 1 よりも鮮明である。また、第 2 穿刺針画像 N I 2 は、第 2 検出領域 D R 2 を横切っている部分だけが描出されている。

30

【 0 0 7 5 】

図 6 B に示すように、穿刺針の先端が第 2 検出領域 D R 2 を通過して第 1 検出領域 D R 1 に到達した場合、図 8 A、図 8 B に示すように、第 1 穿刺針画像 N I 1 の先端 N P 1 と第 2 穿刺針画像 N I 2 の先端 N P 2 は一致しない。したがって、図 8 C に示すように、第 2 B モード画像 B I 2 に第 1 穿刺針画像 N I 1 だけを重畳した表示画像 S I が生成される。この場合、施術者は、穿刺針の先端がターゲットに対してスライス方向にずれている可能性も考慮して、注意深く穿刺を進める、又は穿刺し直すことになる。

40

【 0 0 7 6 】

図 7 C、図 8 C に示す表示画像 S I においては、第 1 穿刺針画像 N I 1 と第 2 穿刺針画像 N I 2 の重複部分と被重複部分が、異なる色調で表示されており、第 1 検出領域 D R 1 と第 2 検出領域 D R 2 の境界が明確に現れている。これにより、施術者は、穿刺針がスライス方向に、どのように進入しているかを把握することができる。

【 0 0 7 7 】

[ 超音波探触子 2 0 の変形例 ]

上記の説明では、音響レンズによるスライス方向のビーム収束が一様な超音波探触子を

50

用いた場合を示したが、超音波探触子は、音響レンズの構成変更により、第1ビームプロファイルBP1と第2ビームプロファイルBP2をさらに好ましい態様として得られるように構成することもできる。

【0078】

図9A、図9Bは、THI法に好適な音響レンズの一例を示す図である。

図9Aに示す音響レンズ21Aは、球面形状の中央部21aと、平坦形状の両端部21bを有している。すなわち、音響レンズ21Aの超音波放射面は、スライス方向における中央部21aと両端部21bとで曲率が異なり、中央部21aの曲率は両端部21bの曲率よりも大きい。また、中央部21aと両端部21bとの境界において、曲率が非連続となっている。

10

【0079】

このような音響レンズ21Aにおいては、中央部21aの収束性より、両端部21bの収束性が低くなる。つまり、音響レンズ21Aの中央部21aから送信される超音波は、スライス方向に収束するので、音圧が上昇し、超音波エコーには高調波成分が含まれる。一方、音響レンズ21Aの両端部21bから送信される超音波は、スライス方向に収束せず、音圧が上昇しないので、超音波エコーには音圧依存性のある高調波成分がほとんど含まれない。

【0080】

したがって、図9Bに示すように、超音波エコーの基本波成分からなる第1受信信号が示す第1ビームプロファイルBP1と、高調波成分からなる第2受信信号が示す第2ビームプロファイルBP2におけるスライス方向のビーム幅の差は、音響レンズの全面が球面形状を有する場合(図4参照)に比較して、特に超音波探触子近傍の領域において大きくなる。これにより、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像の先端が一致しているか否かを、超音波探触子近傍の深度領域を含めた全深度領域にわたって精度良く判断することができる。

20

【0081】

また、音響レンズ21Aの中央部21aから送信される超音波の焦点距離よりも、両端部21bから送信される超音波の焦点距離が長いもしくは無焦点(平面)であることが好ましい。

これにより、対象を観察する画質にかかわる第2ビームプロファイルBP2の幅を狭く保ちながら、第1ビームプロファイルBP1と第2ビームプロファイルBP2におけるスライス方向のビーム幅の差を確保できるようになって、針先判定の精度が高まるだけでなく、第1ビームプロファイルBP1の幅が最小幅、平均幅ともに広がることにより、穿刺針を捉えられず見失う頻度を減少することができる。

30

【0082】

なお、放射面のスライス方向における曲率が、中央部と両端部とで非連続で変化している音響レンズであれば、上述したようなTHI法に好適な特性を得ることができる。

図10A、図10Bは、THI法に好適な音響レンズの他の例を示す図である。

図9Aに示す音響レンズ21Aは、両端部21bが断面視で平坦形状であるのに対して、図10Aに示す音響レンズ21Bは、両端部21bが断面視で直線状に傾斜している。また、図10Bに示す音響レンズ21Cは、両端部21bが断面視で円弧状に湾曲している。音響レンズ21Cにおいて、両端部21bの曲率は、中央部21aの曲率よりも小さい。いずれの音響レンズ21B、21Cにおいても、放射面のスライス方向における曲率は、中央部21aと両端部21bとで非連続で変化している。

40

【0083】

また、振動子の中央部と両端部は、素子分割を行わない範疇で音響特性が異なるよう設計してもよい。例えば、振動子の裏面に配置されるバッキング層の材料を中央部と両端部で変更する、音響レンズの中央部と両端部を減衰特性が異なる材料で形成する等により、実質的に周波数特性が異なるよう設計してもよい。周波数特性を異ならせる場合は、中央部の中心周波数に対し、両端部の中心周波数が低くなるよう設計することが、第1ビーム

50

プロフィールと第2ビームプロフィールの差をよりつけるために好ましい。

【0084】

このように、実施の形態に係る超音波診断装置1は、複数の振動子23aがスキャン方向に単列で配置された超音波探触子20を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置であって、超音波探触子20によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する信号処理部14（受信信号取得部）と、第1受信信号及び第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成するBモード画像生成部151と、第1Bモード画像及び第2Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる表示処理部16と、被検体内に穿刺針が刺入される場合に、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先か否かを判断する画像解析部152（判断部）と、画像解析部152による判断結果を提示する画像合成部153（提示部）と、を備える。第2受信信号が示す第2ビームプロフィールBP2は、スライス方向におけるビーム幅が、第1受信信号が示す第1ビームプロフィールBP1よりも狭い。画像処理部15は、第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、判断結果を提示する。

10

【0085】

本実施の形態に係る超音波画像表示方法は、複数の振動子23aがスキャン方向に単列で配置された超音波探触子20を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波画像表示方法であって、超音波探触子20によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する第1工程（図5のステップS105及びS106）と、第1受信信号及び第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成する第2工程（図5のステップS107及びS108）と、第1Bモード画像及び第2Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる第3工程（図5のステップS114）と、被検体内に穿刺針が刺入される場合に、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先か否かを判断する第4工程（図5のステップS109、S110）と、第4工程による判断結果を提示する第5工程（図5のステップS111～S113）と、を備える。第2受信信号が示す第2ビームプロフィールBP2は、スライス方向におけるビーム幅が、第1受信信号が示す第1ビームプロフィールBP1よりも狭い。第4工程は、第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、判断結果を提示する。

20

30

【0086】

本実施の形態に係るプログラムは、複数の振動子23aがスキャン方向に単列で配置された超音波探触子20を介して被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体内で反射した反射波を受信して、超音波画像を生成し、表示する超音波診断装置1の制御部18（コンピューター）に、超音波探触子20によって得られた受信信号から、第1受信信号及び第2受信信号を取得する第1処理（図5のステップS105及びS106）と、第1受信信号及び第2受信信号に基づいて、第1Bモード画像及び第2Bモード画像を生成する第2処理（図5のステップS107及びS108）と、第1Bモード画像及び第2Bモード画像に基づく表示画像を表示部に表示させる第3処理（図5のステップS114）と、被検体内に穿刺針が刺入される場合に、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先か否かを判断する第4処理（図5のステップS109、S110）と、第4処理による判断結果を提示する第5処理（図5のステップS111～S113）と、を実行させるためのプログラムである。第2受信信号が示す第2ビームプロフィールBP2は、スライス方向におけるビーム幅が、第1受信信号が示す第1ビームプロフィールBP1よりも狭い。第4処理は、第1Bモード画像に含まれる第1穿刺針画像と第2Bモード画像に含まれる第2穿刺針画像に基づいて、判断結果を提示する。

40

このプログラムは、例えば、当該プログラムが格納されたコンピューター読取可能な可搬型記憶媒体（光ディスク、光磁気ディスク、及びメモリカードを含む）を介して提供さ

50

れる。また例えば、このプログラムは、当該プログラムを保有するサーバーから、ネットワークを介してダウンロードにより提供することもできる。

【0087】

実施の形態に係る超音波診断装置1、超音波画像表示方法及びプログラムによれば、安価で汎用性の高い単列探触子を利用でき、表示画像に含まれる穿刺針画像の先端が穿刺針の実際の針先であるか否か、すなわち、表示画像における針先の真偽を容易に把握することができる。したがって、超音波診断装置1は、誤穿刺による医療事故や生検エラーを防止するのに極めて有用である。

【0088】

また、超音波診断装置1において、画像合成部153（提示部）は、表示画像上に判断結果を表示する。

これにより、施術者は、表示画像に含まれる穿刺針画像の先端が、穿刺針の実際の針先であるか否かを、視覚的に認識することができる。

【0089】

また、超音波診断装置1において、画像合成部153（提示部）は、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像を比較して、穿刺針の先端位置を特定し、特定した表示画像における穿刺針画像の先端を強調表示する。

これにより、施術者は、表示画像に含まれる穿刺針画像の先端が、穿刺針の実際の針先であるか否かを、強調表示によって容易に認識することができる。

【0090】

また、超音波診断装置1において画像合成部153（提示部）は、第2Bモード画像と第1穿刺針画像を合成して表示する。

これにより、鮮明な第2Bモード画像上に、穿刺針画像が長く描出されるので、施術者は、穿刺針の進入状況を把握しやすくなる。

【0091】

また、超音波診断装置1において、画像合成部153（提示部）は、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像の重複部分と、非重複部分とを、異なる色調で表示させる。

これにより、第1検出領域DR1と第2検出領域DR2の境界が明確に描出されるので、施術者は、穿刺針がスライス方向にどのように進入しているかを、より詳細に把握することができる。

【0092】

また、超音波診断装置1において、第1ビームプロファイルBP1と第2ビームプロファイルBP2は、スライス方向におけるビーム中心が同じである。

これにより、スライス方向において、第2検出領域DR2の両側に第1検出領域DR1が均等に形成されるので、刺入点に関わらず、穿刺針の進入状況を的確に把握することができる。

【0093】

また、超音波診断装置1において、信号処理部14（受信信号取得部）は、受信信号に含まれる基本波成分に基づいて第1受信信号を生成し、受信信号に含まれる高調波成分に基づいて第2受信信号を生成する。すなわち、超音波診断装置1において、信号処理部14は、THI法を利用して、第1受信信号及び第2受信信号を生成する。

これにより、ビームプロファイルにおけるスライス方向のビーム幅が異なるように、第1受信信号と第2受信信号を容易に取得することができる。

【0094】

また、超音波診断装置1において、信号処理部14（受信信号取得部）は、パルスインバージョン法により、第2受信信号を生成する。

これにより、基本波成分が相殺され、高調波成分が強調されるので、距離分解能を劣化させずに第2受信信号を取得することができる。

【0095】

さらに、本実施の形態には、以下の発明も開示されている。

10

20

30

40

50

すなわち、実施の形態に係る超音波探触子20は、超音波の送受信を行う超音波探触子であって、複数の振動子23aがスキャン方向に単列で配置された振動子アレイ23と、振動子アレイ23の超音波放射側に配置される音響レンズ21A、21B、21Cと、を備える。音響レンズ21A、21B、21Cの放射面は、スライス方向における中央部21aと端部21bとで曲率が異なり、中央部21aの曲率は両端部21bの曲率よりも大きい。また、中央部21aと両端部21bとの境界において、曲率が非連続である。

具体的には、音響レンズ21A、21B、21Cの中央部21aから放射される超音波の収束性より、端部21bから放射される超音波の収束性が低い。

これにより、THI法を利用して第1受信信号及び第2受信信号を取得する場合に、第1受信信号が示す第1ビームプロファイルBP1と、第2受信信号が示す第2ビームプロファイルBP2におけるスライス方向のビーム幅の差は、音響レンズ21の全面が球面形状を有する場合(図4参照)に比較して、特に超音波探触子近傍の領域において大きくなる。したがって、第1穿刺針画像と第2穿刺針画像の先端が一致しているか否かを、超音波探触子近傍の深度領域を含めた全深度領域にわたって精度良く判断することができる。

【0096】

また、超音波探触子20において、音響レンズ21A、21B、21Cの中央部21aから送信される超音波の焦点距離よりも、両端部21bから送信される超音波の焦点距離が長いもしくは無焦点(平面)である。

これにより、対象を観察する画質にかかわる第2ビームプロファイルBP2の幅を狭く保ちながら、第1ビームプロファイルBP1と第2ビームプロファイルBP2におけるスライス方向のビーム幅の差を確保できるようになって、針先判定の精度が高まるだけでなく、第1ビームプロファイルBP1の幅が最小幅、平均幅ともに広がることにより、穿刺針を捉えられず見失う頻度を減少することができる。

【0097】

さらに音響レンズ21A、21B、21Cは、中央部21aと端部21bの音響特性が異なるように設計してもよい。例えば、中央部21aに対して、端部21bに減衰特性の大きいレンズ材料を用いることにより、高調波を生成しやすい高周波成分の送信を抑制し、より選択的に第2ビームプロファイルBP2内に高調波を生成することが可能となる。

【0098】

以上、本発明者によってなされた発明を実施の形態に基づいて具体的に説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で変更可能である。

【0099】

例えば、実施の形態では、パルスインバージョン法により、基本波成分からなる第1受信信号と高調波成分からなる第2受信信号を生成する場合について説明したが、フィルター法により、高調波成分からなる第2受信信号を生成してもよい。フィルター法は、中心周波数 $f_0$ の超音波を送信した場合に、 $2f_0$ の帯域通過フィルターを用いて受信信号から $2f_0$ の高調波成分を抽出する方法である。

【0100】

また、ビームプロファイルにおけるスライス方向のビーム幅が異なる2つの超音波の送受信を行い、それぞれの受信信号を、第1受信信号及び第2受信信号として用いてもよい。

【0101】

また、表示画像上で針先マーク等の強調表示を行わず、第2Bモード画像と第1穿刺針画像を合成して表示するだけでもよい。この場合、施術者が、表示画像において第1穿刺針画像の先端と第2穿刺針画像の先端が一致している場合のみ穿刺針画像の先端が実際の針先であることを予め理解しておくことで、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であるか否かを知得することができる。なお、穿刺針画像の先端が実際の針先であるか否かの判断は、施術者に委ねられることとなるが、判断材料は表示画像によって提示されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 2 】

実施の形態では、表示画像における穿刺針の先端が実際の針先であるか否かを判断した結果を表示画像によって視覚的に提示する場合について示したが、聴覚的に提示するようにしてもよい。

## 【 0 1 0 3 】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

## 【 符号の説明 】

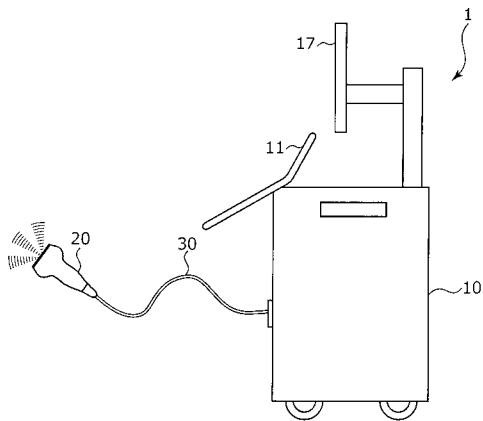
10

## 【 0 1 0 4 】

- 1 超音波診断装置
- 1 0 超音波診断装置本体
- 1 1 操作入力部
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 4 信号処理部
- 1 4 1 第1受信信号生成部（受信信号取得部）
- 1 4 2 第2受信信号生成部（受信信号取得部）
- 1 5 画像処理部
- 1 5 1 Bモード画像生成部
- 1 5 2 画像解析部（判断部）
- 1 5 3 画像合成部（提示部）
- 1 5 4 画像記憶部
- 1 6 表示処理部
- 1 7 表示部
- 1 8 制御部（コンピューター）
- 2 0 超音波探触子

20

【 図 1 】



【 図 2 】

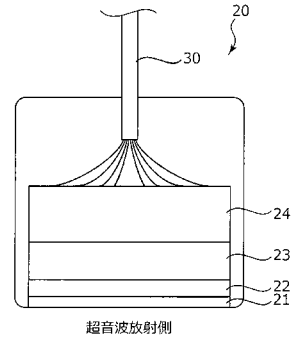


図2A

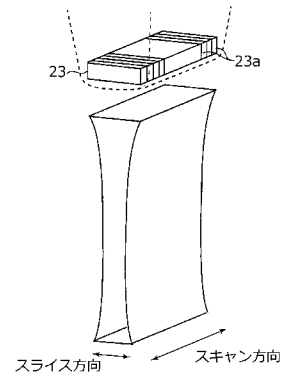
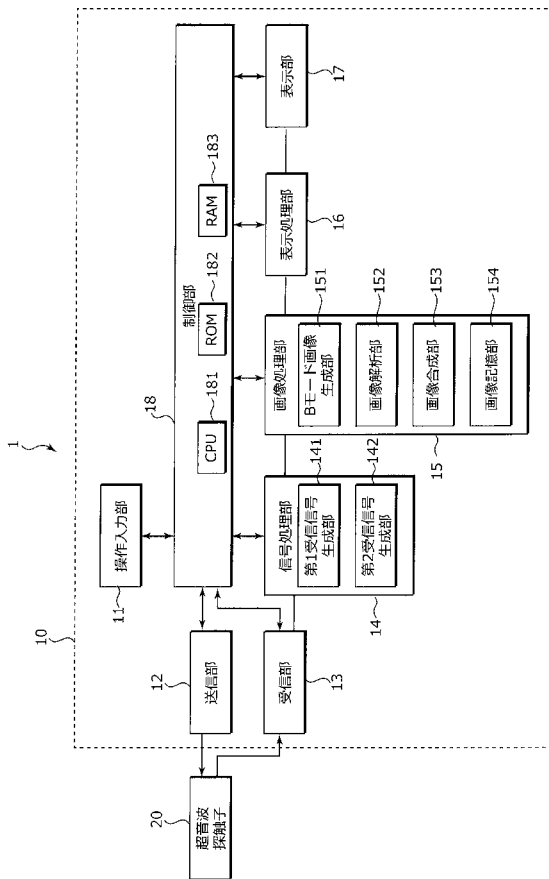
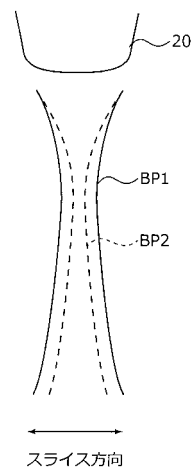


図2B

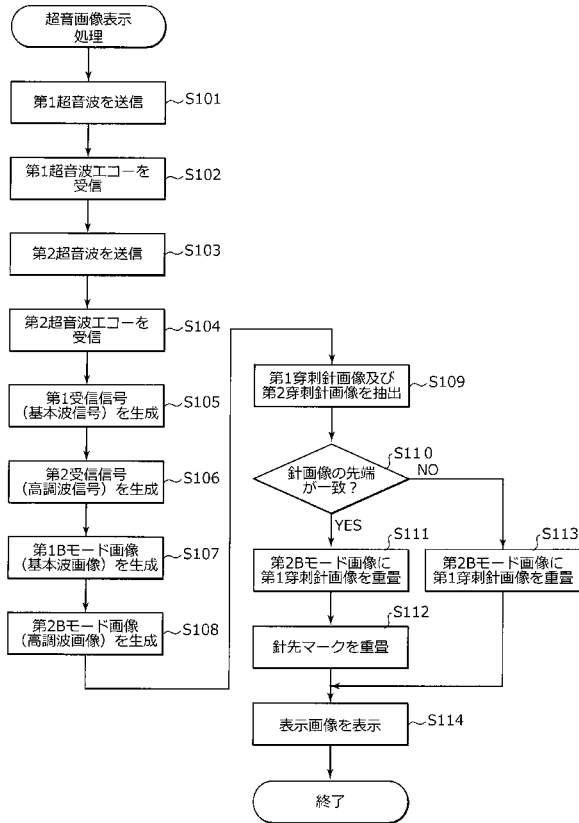
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

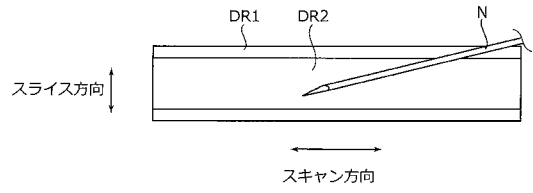


図6A

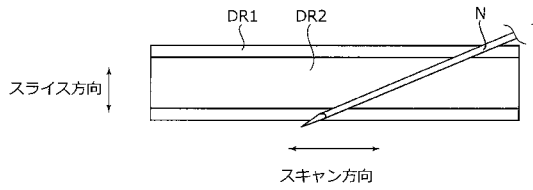


図6B

【 図 7 】

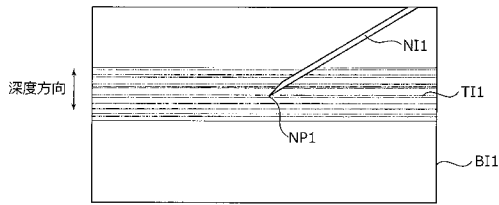


図7A

【 図 8 】

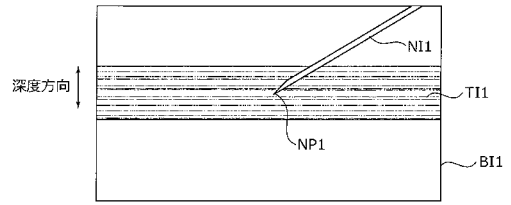


図8A

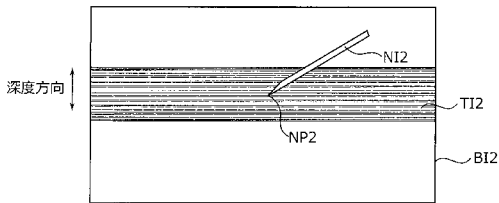


図7B

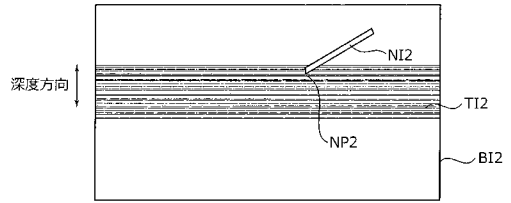


図8B

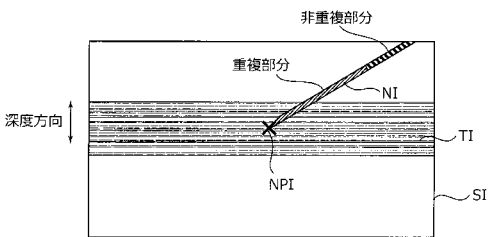


図7C

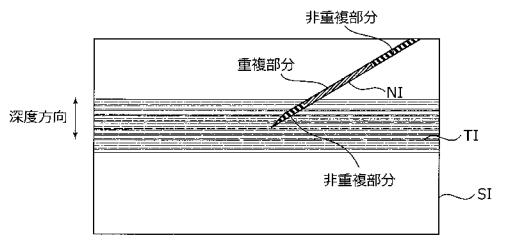


図8C

【 図 9 】

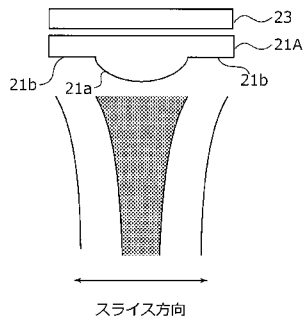


図9A

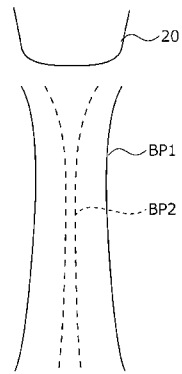


図9B

【 図 1 0 】

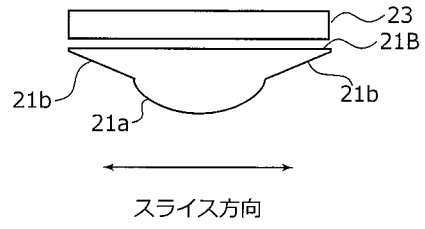


図10A

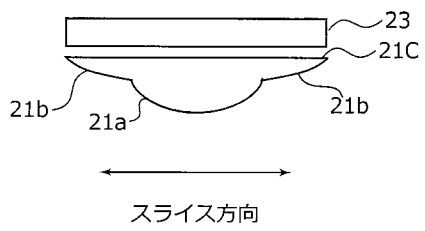


図10B

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像显示方法，程序和超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020010753A</a>	公开(公告)日	2020-01-23
申请号	JP2018133298	申请日	2018-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口 哲哉		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4444 A61B8/4472 A61B8/5253 G01S7/5202 G01S7/52038 G01S7/52073 G01S7/52079 G01S15/8915 A61B8/4455 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/FF06 4C601/JB45 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK31		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，超声波图像显示方法，程序以及超声波，该超声波诊断装置能够使用廉价且通用的单行探针，并且能够容易地把握显示图像中的穿刺针的笔尖的真伪。超声波诊断装置包括：接收信号获取单元，用于获取第一接收信号和第二接收信号，该第二接收信号的条带方向的波束宽度小于第一接收信号的波束宽度。B模式图像生成单元，用于基于第一接收信号和第二接收信号来生成第一B模式图像和第二B模式图像；显示处理单元，用于基于第一B模式图像和第二B模式图像在显示单元中显示显示图像；确定单元，用于确定显示图像中的穿刺针的尖端是否为实际的针尖端；呈现单元，用于呈现确定结果。呈现单元基于第一B模式图像中包括的第一穿刺针图像和第二B模式图像中包括的第二穿刺针图像来呈现确定结果。图5

