

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6001161号
(P6001161)

(45) 発行日 平成28年10月5日(2016. 10. 5)

(24) 登録日 平成28年9月9日(2016. 9. 9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2015-508115 (P2015-508115)
 (86) (22) 出願日 平成26年1月20日 (2014. 1. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/050941
 (87) 国際公開番号 W02014/156236
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)
 審査請求日 平成27年9月25日 (2015. 9. 25)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-75174 (P2013-75174)
 (32) 優先日 平成25年3月29日 (2013. 3. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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2番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 大澤 敦
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺針用超音波プローブ、およびそれを用いる超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子の配列方向に沿って延びる超音波送受信面を有する振動子アレイと、
 前記振動子アレイの前記超音波送受信面の前方に位置し且つ超音波診断の際に被検体に
 接触する被検体接触面と、

前記振動子アレイの超音波送受信面側に設置される音響レンズと、を備え、

前記被検体接触面の一端の近傍に穿刺針の穿刺位置が設定され、

前記振動子アレイは、前記穿刺位置から前記被検体接触面の前方へ向けて穿刺される前
 記穿刺針の穿刺方向に対する前記超音波送受信面の角度が小さくなる方向に、前記被検体
 接触面に対して所定のアレイ傾斜角度 θ 傾けて配置され、

前記音響レンズの外側表面は、前記被検体接触面であることを特徴とする穿刺針用超音
 波プローブ。

【請求項 2】

前記被検体中の超音波の波長を λ 、前記振動子アレイの素子列ピッチを a とし、振動子
 指向特性の近似式 $D(\theta)$ を

$$D(\theta) = \{ (\sin x) / x \} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a / \lambda) \cdot \sin \theta$$

とすると、アレイ傾斜角度 θ は、

$$D(\theta) / D(0^\circ) < 1 / 10$$

かつ、

10

20

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|)$$

を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺針用超音波プローブ。

【請求項 3】

前記被検体中の超音波の波長を λ 、前記振動子アレイの素子列ピッチを a とし、振動子指向特性の近似式 $D(\theta)$ を

$$D(\theta) = \{ (\sin x) / x \} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a / \lambda) \cdot \sin \theta$$

とすると、アレイ傾斜角度 θ は、

$$D(\theta) / D(0^\circ) = 1 / 10$$

かつ、

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|)$$

を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺針用超音波プローブ。

【請求項 4】

前記振動子アレイと前記音響レンズとの間には、前記音響レンズよりも音響減衰率が低い楔形充填部材が設置されることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の穿刺針用超音波プローブ。

【請求項 5】

前記楔形充填部材の音速は、前記音響レンズの音速よりも遅いことを特徴とする請求項 4 に記載の穿刺針用超音波プローブ。

【請求項 6】

前記振動子アレイは、前記楔形充填部材側に設置される音響整合層を更に備え、前記楔形充填部材は、前記音響整合層よりも音響インピーダンスが小さいことを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の穿刺針用超音波プローブ。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の穿刺針用超音波プローブと、
前記超音波プローブに接続される診断装置本体と、を有する超音波診断装置であって、
 前記診断装置本体は、
 被検体に向けて超音波ビームを送信するために、前記超音波プローブの前記振動子アレイに駆動信号を供給する送信駆動部と、
 前記送信駆動部に供給する前記駆動信号に所定の送信遅延量を与えることで超音波ビームを形成する送信制御部と、
 被検体からの超音波エコーを受信した前記超音波プローブの前記振動子アレイから出力された受信信号から受信データを生成する受信信号処理部と、
 前記受信データに所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで音線信号を生成する整相加算部と、
 前記音線信号に超音波の焦点位置に応じて減衰補正を施す信号処理部と、
 前記振動子の配置と前記焦点位置に応じて予め個別に計算される前記送信遅延量、前記受信遅延量、および前記焦点位置に基づく減衰補正量が記載された補正テーブルを有する補正テーブル記憶部とを備え、
 前記送信制御部は、前記補正テーブル記憶部に記憶された前記補正テーブルに基づいて前記駆動信号に前記所定の送信遅延量を与えて前記超音波ビームを形成し、
 前記整相加算部は、前記補正テーブル記憶部に記憶された前記補正テーブルに基づいて前記受信データに前記所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで前記音線信号を生成し、
 前記信号処理部は、前記補正テーブル記憶部に記憶された前記補正テーブルに基づいて前記減衰補正を施すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の穿刺針用超音波プローブと、
前記超音波プローブに接続される診断装置本体と、を有する超音波診断装置であって、
 前記診断装置本体は、

被検体に向けて超音波ビームを送信するために、前記超音波プローブの前記振動子アレイに駆動信号を供給する送信駆動部と、

前記送信駆動部に供給する前記駆動信号に所定の送信遅延量を与えることで超音波ビームを形成する送信制御部と、

被検体からの超音波エコーを受信した前記超音波プローブの前記振動子アレイから出力された受信信号から受信データを生成する受信信号処理部と、

前記受信データに所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで音線信号を生成する整相加算部と、

前記音線信号に超音波の焦点位置に応じて減衰補正を施す信号処理部と、

前記送信遅延量、前記受信遅延量、および前記焦点位置に基づく減衰補正量を前記振動子の配置と前記焦点位置とに応じて個別に計算する高速演算処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記高速演算処理部は、前記整相加算部と前記信号処理部と兼ねることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブおよびそれを用いる超音波診断装置に係り、特に、穿刺針とともに用いられる穿刺針用超音波プローブおよびそれを用いる超音波診断装置に関する。

20

【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、振動子アレイ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診断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、その受信信号を診断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。

【0003】

また、超音波診断装置によれば、超音波画像を確認しつつ処置を行うことができるため、超音波プローブに穿刺針を設置し、穿刺針とともに用いられることが有用であることが知られている。特許文献 1 には、近距離の穿刺針の位置を正確に確認することができる穿刺針用プローブが開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 288580 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

図 8 に穿刺で頻繁に用いられる超音波プローブの一例（以下、従来の超音波プローブ 101）を示す。従来の超音波プローブ 101 は、中心周波数は 7.5 MHz、素子列ピッチは 0.3 mm のリニア型超音波プローブの例である。従来の超音波プローブ 101 では、浅部（近距離）、例えば、穿刺針の穿刺角度が 30° の場合には、超音波画像を明瞭に描画でき、超音波画像において穿刺針の位置がはっきりと確認できるものの、穿刺針の穿刺角度を 50°、60° と傾けて、深部（遠距離）での穿刺針の位置を確認しようとすると、挿入角度が 50° の場合は、挿入角度が 30° の場合の約 1/3 に、挿入角度が 60° の場合は、挿入角度が 30° の場合の約 1/30 に、超音波画像が減衰してしまい、穿刺針の画像を明瞭に描画することができなくなり、穿刺針の位置を正確に確認することができない。

40

【0006】

50

本発明の目的は、被検体深部の穿刺針を明瞭に描画することができる穿刺針用超音波プローブおよび超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明は、複数の振動子の配列方向に沿って延びる超音波送受信面を有する振動子アレイと、前記振動子アレイの前記超音波送受信面の前方に位置し且つ超音波診断の際に被検体に接触する被検体接触面とを備え、前記被検体接触面の一端の近傍に穿刺針の穿刺位置が設定され、前記振動子アレイは、前記穿刺位置から前記被検体接触面の前方へ向けて穿刺される前記穿刺針の穿刺方向に対する前記超音波送受信面の角度が小さくなる方向に、前記被検体接触面に対して所定のアレイ傾斜角度 θ 傾けて配置されたことを特徴とする穿刺針用超音波プローブを提供する。

10

【0008】

また、被検体中の超音波の波長を λ 、振動子アレイの素子列ピッチを a とし、振動子指向特性の近似式 $D(\theta)$ を

$$D(\theta) = \{ (\sin x) / x \} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a / \lambda) \cdot \sin \theta$$

とすると、アレイ傾斜角度 θ は、

$$D(\theta) / D(0^\circ) < 1 / 10$$

かつ、

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|)$$

を満たすことが好ましい。

20

【0009】

また、被検体中の超音波の波長を λ 、振動子アレイの素子列ピッチを a とし、振動子指向特性の近似式 $D(\theta)$ を

$$D(\theta) = \{ (\sin x) / x \} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a / \lambda) \cdot \sin \theta$$

とすると、アレイ傾斜角度 θ は、

$$D(\theta) / D(0^\circ) > 1 / 10$$

かつ、

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|)$$

を満たしてもよい。

30

【0010】

また、振動子アレイと音響レンズとの間には、音響レンズよりも音響減衰率が低い楔形充填部材が設置されることが好ましい。

【0011】

また、楔形充填部材の音速は、音響レンズの音速よりも遅いことが好ましい。

【0012】

また、振動子アレイは、楔形充填部材側に設置される音響整合層を更に備え、楔形充填部材は、音響整合層よりも音響インピーダンスが小さいことが好ましい。

【0013】

また、本発明は、上述の穿刺針用超音波プローブに接続される診断装置本体を更に有し、診断装置本体は、被検体に向けて超音波ビームを送信するために、超音波プローブの振動子アレイに駆動信号を供給する送信駆動部と、送信駆動部に供給する駆動信号に所定の送信遅延量を与えることで超音波ビームを形成する送信制御部と、被検体からの超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号から受信データを生成する受信信号処理部と、受信データに所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで音線信号を生成する整相加算部と、音線信号に超音波の焦点位置に応じて減衰補正を施す信号処理部と、振動子の配置と焦点位置とに応じて予め個別に計算される送信遅延量、受信遅延量、および焦点位置に基づく減衰補正量が記載された補正テーブルを有する補正テーブル記憶部とを備え、送信制御部は、補正テーブル記憶部に記憶された補正テーブル

40

50

に基づいて駆動信号に所定の送信遅延量を与えて超音波ビームを形成し、整相加算部は、補正テーブル記憶部に記憶された補正テーブルに基づいて受信データに所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで音線信号を生成し、信号処理部は、補正テーブル記憶部に記憶された補正テーブルに基づいて減衰補正を施すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0014】

また、本発明は、上述の穿刺針超音波プローブに接続される診断装置本体を更に有し、診断装置本体は、被検体に向けて超音波ビームを送信するために、超音波プローブの振動子アレイに駆動信号を供給する送信駆動部と、送信駆動部に供給する駆動信号に所定の送信遅延量を与えることで超音波ビームを形成する送信制御部と、被検体からの超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号から受信データを生成する受信信号処理部と、受信データに所定の受信遅延量を与えて加算処理を行うことで音線信号を生成する整相加算部と、音線信号に超音波の焦点位置に応じて減衰補正を施す信号処理部と、送信遅延量、受信遅延量、および焦点位置に基づく減衰補正量を振動子の配置と焦点位置とに応じて個別に計算する高速演算処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

【0015】

また、高速演算処理部は、整相加算部と信号処理部と兼ねることが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

20

本発明によれば、超音波画像において、被検体の深部であっても穿刺針を明瞭に描画することができ、被検体の深部における穿刺針の位置を正確に把握することができる。これによって誤穿刺を防止することができ、また、穿刺限界角度を向上させると共に、被検体の深部の疾患にも穿刺を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施の形態1に係る穿刺針用超音波プローブの構成を示す模式図である。

【図2】本発明の実施の形態1に係る穿刺針用超音波プローブの斜視図である。

【図3】本発明に係る穿刺針用超音波プローブより超音波ビームを送信し、超音波エコーを受信した際に形成される音線信号と、焦点位置との関係を模式的に説明する説明図である。

30

【図4】本発明の実施の形態1に係る穿刺針用超音波プローブを用いた場合に描画される穿刺針を含む超音波画像の説明図である。

【図5】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態1の変形例に係る穿刺針用超音波プローブの振動子アレイから送信される超音波の楔形充填部材と音響レンズの間での屈折を説明する説明図である。

【図7】本発明の実施の形態2の変形例に係る診断装置本体の全体構成を示すブロック図である。

40

【図8】従来の穿刺針用超音波プローブを用いた場合に描画される穿刺針を含む超音波画像の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明に係る超音波プローブおよび超音波診断装置を、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。

【0019】

実施の形態1

図1は、本発明の実施の形態1に係る穿刺針用超音波プローブの構成を示す模式図である。

50

実施の形態 1 に係る穿刺針用超音波プローブ 1 は、複数の振動子の配列方向に沿って延びる超音波送受信面 S 1 を有する振動子アレイ 2 と、振動子アレイ 2 の超音波送受信面 S 1 側、つまり振動子アレイ 2 の前方に設置され、超音波診断の際に被検体 P に接触する被検体接触面 S 2 を有する音響レンズ 3 と、振動子アレイ 2 と音響レンズ 3 との間に設置される楔形充填部材 4 とを備え、穿刺針用超音波プローブ 1 には、被検体接触面 S 2 の一端の近傍に、穿刺針 N の穿刺位置 I が設定され、図示しない穿刺針ホルダによって穿刺針 N が所定の穿刺角度 ϕ で取り付けられる。

振動子アレイ 2 は、穿刺位置 I から被検体接触面 S 2 の前方へ向けて穿刺される穿刺針 N の穿刺方向に対する超音波送受信面 S 1 の角度が小さくなる方向に、つまり、超音波送受信面 S 1 が穿刺位置 I の方を向くように、被検体接触面 S 2 に対して所定のアレイ傾斜角度 θ 傾けて配置される。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 は、図 1 に示す穿刺針用超音波プローブ 1 の斜視図である。穿刺針 N の穿刺位置 I は、振動子アレイ 2 のエレベーション方向の中央に位置し、穿刺針 N は、振動子アレイ 2 のアジマス方向から入り、振動子アレイ 2 のエレベーション方向の中央を通るように被検体 P に対して穿刺がなされる。

よって、実施の形態 1 に係る超音波プローブ 1 より超音波送受信面 S 1 に対して垂直な方向に超音波ビームを送信した場合、超音波送受信面と被検体接触面とが平行な従来の超音波プローブによる超音波ビームと比較して、穿刺針 N に対してより垂直に近づけた超音波ビームを送信することができ、穿刺針 N からより明瞭な超音波エコーを受信することができる。この点、従来の超音波診断において、振動子アレイを走査して超音波ビームをステアさせる場合と物理的に異なる。

20

【 0 0 2 1 】

振動子アレイ 2 は、所定のピッチ a で直線状に等間隔で配列された複数の振動子からなり、各振動子は、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、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成したものである。

このような振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧が印加されると、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して伸縮し、電気信号を発生する。それら電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【 0 0 2 2 】

音響レンズ 3 は、振動子アレイ 2 の前方に設置され、超音波診断の際、音響レンズ 3 の外側表面 S 2 は被検体 P に直接接触する。音響レンズ 3 は、例えば、シリコンゴムによって形成され、振動子アレイ 2 から送信された超音波ビームを被検体 P 内の所定の深度において集束させるためのものである。

楔形充填部材 4 は、振動子アレイ 2 の超音波送受信面 S 1 を音響レンズ 3 の外側表面 S 2 に対してアレイ傾斜角度 θ 傾けて設置するための楔形の部材であり、振動子アレイ 2 で発生した超音波を伝搬し、被検体 P 内からの超音波エコーを伝搬する。楔形充填部材 4 は、例えば、シリコンゴム、ウレタン系合成樹脂、エポキシ等で形成される。

40

【 0 0 2 3 】

次に、実施の形態 1 に係る穿刺針用超音波プローブ 1 の動作を示す。

図 3 に示すように、被検体 P に対して所定のアレイ傾斜角度 θ 傾いて設置された振動子アレイ 2 から、超音波が送信され、例えば、焦点位置 F a 1 に対して超音波ビームが形成され、振動子アレイ 2 において超音波エコーが受信され音線信号 L a が形成される。

音線信号 L a は、従来の超音波プローブによって形成される音線信号と比較して、穿刺針 N 側に傾いて形成されるため、例えば、穿刺針 N の傾きが 50° や 60° 等の被検体 P の深部に及ぶ場合においても、従来の超音波プローブと比較して、振動子アレイ 2 において穿刺針 N からの超音波エコーをより明瞭に受信することができ、図 4 に示すように、穿

50

刺針Nを含む被検体P深部のBモード画像をより明瞭に描画することができる。

【0024】

人体(被検体P)中の超音波の波長 λ とすると、振動子の θ 角度方向への相対的な音圧値を示す、振動子指向特性の近似式 $D(\theta)$ は、以下の(1)式のように表される。

$$D(\theta) = \{ (\sin x) / x \} \cdot \cos \theta, \quad x = (\pi a / \lambda) \cdot \sin \theta \quad \dots (1)$$

【0025】

一般的な判断基準として、超音波エコーの感度低下量が-20dBまでならば、超音波診断において良好な画像が作成できる。

いま、従来の超音波プローブ101と同じく、本発明に係る穿刺針用超音波プローブ1を中心周波数を7.5MHz、素子列ピッチaが0.3mmのリニア型超音波プローブであるとすると、図8の従来の超音波画像に示すように、穿刺針Nの傾きが30°の場合と比較して、穿刺針Nの傾きが60°の場合では、 $D(\theta = 30^\circ) / D(0^\circ)$ が1/10(-20dB)、 $D(\theta = 50^\circ) / D(0^\circ)$ が1/30(-30dB)、 $D(\theta = 60^\circ) / D(0^\circ)$ が1/300(-50dB)であるため、その超音波画像(Bモード画像)は、約1/30に減衰する。

【0026】

よって、本発明の実施の形態1において、観測したい画像範囲の感度低下量を少なくとも-20dB持ち上げてあげると、つまり、アレイ傾斜角度 $\theta = 10^\circ$ とし、振動子アレイ2の超音波送受信面S1を音響レンズの外側表面S2に対して穿刺針N側に10°傾けることで、 $D(\theta = 60^\circ)$ の際の感度低下量が-20dB改善し、本発明における穿刺針Nの傾きが60°の場合のBモード画像を、従来の穿刺針Nの傾きが50°の場合のBモード画像と同等の画像にすることができる。

【0027】

また、一方でアレイ傾斜角度 θ には上限がある。アレイ傾斜角度 θ の上限は、以下の(2)式で表される。

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|) \quad \dots (2)$$

【0028】

(2)式は、超音波プローブ1において発生するグレーティングローブから決定される。

画像化の際、実際には、従来と同じ画像化を行うためにステア処理を行っているが、ステア処理を行う上で、この(2)式で表される θ の範囲を超えて、振動子アレイを傾けてしまうと、グレーティングローブが大きくなり過ぎて、画像の中に虚像が生じてしまうためである。

【0029】

以上より、本発明に係る穿刺針用超音波プローブ1を中心周波数を7.5MHz、振動子の素子列ピッチが0.3mmのリニア型超音波プローブとすると、上述の(1)式および(2)式より、被検体Pの深部をより明瞭に描画するための振動子アレイ2のアレイ傾斜角度 θ は、8°~15°程度が好ましく、また、10°程度が最も好ましい。

以上より、実施の形態1に係る穿刺針用超音波プローブ1によると、穿刺視認性を向上させることができると共に、穿刺限界角度(穿刺針の視認できる限界角度)を向上させることができ、これによって誤穿刺の防止や被検体深部の疾患に対しても穿刺を行うことができる。

【0030】

実施の形態2

図5は、上述の穿刺針用超音波プローブ1を含む本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

実施の形態2に係る超音波診断装置は、相互に接続される穿刺針用超音波プローブ1(以下、超音波プローブ1)と診断装置本体12とからなり、超音波プローブ1は、直線状に等間隔で配列された複数の振動子2aからなる振動子アレイ2、振動子アレイ2の個々の振動子2aと相互に接続されるマルチプレクサ5、マルチプレクサ5と相互に接続され

10

20

30

40

50

る送受信スイッチ6、送受信スイッチ 6 から順次接続される送信駆動部 7 および送信制御部 8、送受信スイッチ 6 に接続される受信信号処理部 9、受信信号処理部 9 に接続される受信制御部 10、受信制御部 10 に接続されると共に送信制御部 8 にも接続されるプローブ制御部 11 をそれぞれ備える。

【0031】

また、診断装置本体 12 は、整相加算部 13 と、整相加算部 13 から順次接続される、信号処理部 14、画像処理部 15、表示制御部 16、および表示部 17 を備え、また、整相加算部 13、信号処理部 14、および表示制御部 16 と相互に接続される本体制御部 18 と、本体制御部 18 に接続される操作部 19、本体制御部 18 と相互に接続されるテーブル記憶部 20 を備える。テーブル記憶部 20 は内部に補正テーブル 21 を備え、整相加算部 13 は、超音波プローブ 1 の受信信号処理部 9 から接続され、本体制御部 18 は、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 11 と相互に接続される。

10

【0032】

振動子アレイ 2 を構成する複数の振動子 2a は、送信駆動部 7 から送受信スイッチ 6、マルチプレクサ 5 を通って供給される駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0033】

マルチプレクサ 5 は、送信制御部 8 または受信制御部 10 を通じたプローブ制御部 11 からの指示に基づいて超音波を送信する複数の振動子 2a を切り替え、また、超音波エコーを受信する複数の振動子 2a を切り替える。

20

送受信スイッチ 6 は、送信制御部 8 または受信制御部 10 を通じたプローブ制御部 11 からの指示に基づいて、送信駆動部 7 から供給される駆動信号を振動子アレイ 2 に伝達する場合には、送信駆動部 7 とマルチプレクサ 5 との間を接続して受信信号処理部 9 とマルチプレクサ 5 との間を接続して受信信号処理部 9 が振動子アレイ 2 から受信信号を取得する場合には、受信信号処理部 9 とマルチプレクサ 5 との間を接続して送信駆動部 7 とマルチプレクサ 5 との間を接続して送信駆動部 7 および受信信号処理部 9 との間を接続して切り替える。

【0034】

送信駆動部 7 は、例えば、複数のパルサを含み、送信制御部 8 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の振動子 2a から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の振動子 2a に供給する。ここで、送信遅延パターンとは、駆動信号に基づく超音波の送信においてそれぞれの振動子 2a に設定される送信遅延量のパターンである。

30

送信制御部 8 は、プローブ制御部 11 からの指示により、送信駆動部 7 の図示しない内部メモリに記憶された複数の送信遅延パターンのうちの 1 つを選択し、送信遅延パターンに基づいて、送信駆動部からそれぞれの振動子 2a に与えられる駆動信号に所定の遅延量を与える。また、送信駆動部 7 の図示しない内部メモリに記憶された複数の送信遅延パターンは、送信制御部 8 が送信駆動部 7 の図示しない内部メモリ内に記憶させたものである。また、送信制御部 8 は、プローブ制御部 11 の指示により送受信スイッチ 6 の送信駆動部 7 側への切り替えも制御する。

40

【0035】

受信信号処理部 9 は、LNA (Low-Noise Amplifier)、ATN (Arc Tangent) 回路 (逆正接回路)、A/D (アナログ/デジタル) コンバータを備える。受信信号処理部 9 は、受信制御部 10 の指示の下、対応する振動子 2a から出力される受信信号を処理して、デジタルの受信信号に変換し、デジタルの受信信号に、直交検波処理または直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成する。生成されたサンプルデータは、診断装置本体 12 の整相加算部 13 に出力される。

受信制御部 10 は、プローブ制御部 11 からの指示により、受信信号処理部 9 を制御して、振動子 2a から出力される受信信号をサンプルデータに変換させ、診断装置本体 12

50

の整相加算部 13 へ出力させる。また、受信制御部 10 は、プローブ制御部 11 の指示により送受信スイッチ 6 の受信信号処理部 9 側への切り替えも制御する。

【0036】

プローブ制御部 11 は、診断装置本体 12 の本体制御部 18 から送信される各種の制御信号に基づいて超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。上述のとおり、プローブ制御部 11 は、振動子アレイ 2 から超音波を送信すると共に、振動子アレイ 2 において超音波エコーを受信するように、上述のとおり、送信制御部 8 と受信制御部 10 とをそれぞれ制御する。

【0037】

診断装置本体 12 の整相加算部 13 は、超音波プローブ 1 の受信信号処理部 9 より、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを取得し、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 11 において設定された受信方向（ここでは、超音波送受信面に垂直な方向）に応じて、整相加算部 13 の図示しない内部メモリに記憶された複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの受信遅延量を与えて加算することにより、振動子 2 a のそれぞれに対応し、受信信号処理部 9 で生成された時間差のある複数の受信データに対してビームフォーミングを行う。このビームフォーミングにより、超音波エコーの焦点が絞られたベースバンド信号（音線信号）が生成される。ここで、受信遅延パターンとは、音線信号を生成するために、それぞれの振動子 2 a によって得られた受信データに対して個別に与えられる受信遅延量のパターンである。

信号処理部 14 は、整相加算部 13 により生成された音線信号に対し、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、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）することにより、被検体 P 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。生成された B モード画像信号は画像処理部 15 へ出力される。

【0038】

画像処理部 15 は、信号処理部 14 で生成された B モード画像信号に所定の画像処理を施す。所定の画像処理とは、例えば、階調処理や強調処理等の超音波画像の視認性を向上させるために必要な画像処理である。画像処理が行われた B モード画像データは、表示制御部 16 に出力され、また、図示しない画像記憶部に記憶される。

表示制御部 16 は、画像処理部 15 において画像処理され、出力された B モード画像信号に基づいて、表示部 17 に超音波画像を表示させる。

表示部 17 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置であり、表示制御部 16 の制御により超音波画像を表示する。

【0039】

本体制御部 18 は、操作部 19 からのオペレータの指示により診断装置本体 12 の各部を制御すると共に、テーブル記憶部 20 の補正テーブル 21 から複数の送信遅延パターン、複数の受信遅延パターン、深度に応じた減衰補正量を取得し、送信駆動部 7、整相加算部 13、信号処理部 14 の図示しない内部メモリにそれぞれ出力する。

操作部 19 は、超音波プローブ 1 および診断装置本体 12 からなる超音波診断装置にオペレータが各種指示を出すためのものである。

【0040】

テーブル記憶部 20 は、予め計算された複数の送信遅延パターン、複数の受信遅延パターン、深度に応じた減衰補正量を記録した補正テーブル 21 を記憶し、また、本体制御部 18 の指示により、補正テーブル 21 に記録された各種情報を出力するものである。

補正テーブル 21 に記録された予め計算された複数の送信遅延パターン、複数の受信遅延パターン、深度に応じた減衰補正量は、振動子アレイ 2 が、振動子アレイ 2 の超音波送受信面 S1 を音響レンズの外側表面 S2 に対して傾斜角度 θ 傾けて設置されているため、各音線信号とその焦点位置、つまり、被検体 P 内の深度の組み合わせごとに、それぞれの振動子 2 a において、必要とされる送信遅延量、受信遅延量、および減衰補正量が異なり

10

20

30

40

50

、補正テーブル 21 に記憶される送信遅延パターン、受信遅延パターン、および減衰補正量は非常に多くなる。

【0041】

このような診断装置本体 12 において、整相加算部 13、信号処理部 14、画像処理部 15、表示制御部 16、および本体制御部 18 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。これらの動作プログラムは、診断装置本体 12 の図示しない格納部に格納される。また、図示しない格納部における記憶媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM または DVD-ROM 等を用いることができる。

10

【0042】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

超音波診断が開始されると、プローブ制御部 11 により、受信制御部 10 を通じて送受信スイッチ 6 が切り替えられ、マルチプレクサ 5 と送信駆動部 7 とが接続されると共に、駆動信号が送信駆動部 7 からマルチプレクサ 5 を通って振動子アレイ 2 に出力され、これら駆動信号に従って振動子アレイ 2 を構成する複数の振動子 2a から超音波が送信される。

なお、送信駆動部 7 は図示しない内部メモリを備え、本体制御部 18 を通じて、テーブル記憶部 20 の補正テーブル 21 に記載された振動子アレイ 2 の超音波送受信面の傾斜角度 θ に対応した複数の送信遅延パターンを記憶しており、送信駆動部 7 から振動子アレイ 2 に送信される駆動信号は、送信駆動部 7 によって選択された送信遅延パターンに基づいて振動子 2a ごとに所定の送信遅延量が設定される。

20

【0043】

複数の振動子 2a からの超音波の送信が終わると、プローブ制御部 11 によって送受信スイッチ 6 が受信信号処理部 9 側に切り替えられ、マルチプレクサ 5 と受信信号処理部 9 とが接続され、マルチプレクサ 5 によって接続された振動子 2a から受信信号処理部 9 へ受信信号が出力される。

受信信号処理部 9 において受信信号が処理され、デジタルの受信信号に変換され、直交検波処理または直交サンプリング処理により複素ベースバンド信号が生成され、複素ベースバンド信号がサンプリングされることで、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成される。生成されたサンプルデータは、診断装置本体 12 の整相加算部 13 に出力される。

30

【0044】

整相加算部 13 では、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 11 において設定された受信方向（ここでは、超音波送受信面に垂直な方向）に応じて、整相加算部 13 の図示しない内部メモリに記憶された複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンが選択され、選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの受信遅延量を与えて加算することにより、振動子 2a のそれぞれに対応し、受信信号処理部 9 で生成された時間差のある複数の受信データに対してビームフォーミングが行われる。ビームフォーミングによって整相加算部 13 で生成された音線信号は、信号処理部 14 へ出力される。

40

なお、複数の受信遅延パターンは、上述の複数の送信遅延パターンと同様に、テーブル記憶部 20 の補正テーブル 21 に記載された振動子アレイ 2 の超音波送受信面の傾斜角 θ に対応したものであり、本体制御部 18 を通じて、整相加算部 13 の図示しない内部メモリに記憶されたものである。

【0045】

信号処理部 14 では、整相加算部 13 から取得した音線信号に、超音波の反射位置の深度に応じて減衰補正を行う減衰補正処理を施す。減衰補正において用いられる減衰補正量は、テーブル記憶部 20 の補正テーブル 21 に記憶された減衰補正量であり、本体制御部 18 を通じて信号処理部 14 の図示しない内部メモリに予め記憶したものである。信号処

50

理部 14 は、減衰補正処理した音線信号をラスタ変換することにより B モード画像信号を生成する。生成された B モード画像信号は、画像処理部 15 へ出力される。

画像処理部 15 は、信号処理部 14 より出力された B モード画像信号に所定の画像処理を施し、画像処理された B モード画像信号を表示制御部 16 へ出力する。

【0046】

表示制御部 16 は、本体制御部 18 の指示に基づいて画像処理された B モード画像信号を表示部 17 へ出力し、表示部 17 は、B モード画像信号に基づく B モード画像である超音波画像を表示する。

【0047】

なお、実施の形態 1 に係る穿刺針用超音波プローブ 1 の変形例として、振動子アレイ 2 は、超音波送受信面 S1 側に、図示しない音響整合層を備えてもよい。ここで音響整合層とは、振動子アレイ 2 と振動子アレイ 2 に接する楔形充填部材 4、音響レンズ 3、および被検体との間の音響インピーダンスを整合（マッチング）させるための部材である。振動子アレイ 2 の図示しない音響整合層は、楔形充填部材 4 よりも大きな音響インピーダンスを有する。また、図示しない音響整合層としては、音響インピーダンスの整合を図ることのできる種々の公知の部材が利用できる。

また、楔形充填部材 4 は、音響レンズ 3 よりも音響減衰率が低いことが好ましい。また、楔形充填部材 4 の音速は、音響レンズ 3 の音速よりも遅いことが好ましい。この音速の条件を満たすと、楔形充填部材 4 と音響レンズ 3 との屈折率の関係から、図 6 に示すように、振動子アレイ 2 から送信される超音波をより穿刺針 N 側に傾けることができ、被検体 P の深部における穿刺針 N からの超音波エコーをより明確に受信することができ、超音波画像をより明確に描画することができる。

【0048】

また、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の変形例として、図 7 に示すように、診断装置本体 32 の、整相加算部 13、信号処理部 14、画像処理部 15 は、超高速演算装置 33 によって構成されてもよい。

この場合、送信遅延量、受信遅延量、および減衰補正量の計算を超高速演算装置 33 においてリアルタイムに行うことができるため、本体制御部 18 は、テーブル記憶部 20 の補正テーブル 21 を参照することなく、各処理を進めることができる。よって、診断装置本体 32 では、送信遅延量、受信遅延量、および減衰補正量についての膨大なデータを記憶したテーブル記憶部 20 および補正テーブル 21 を不要とすることができる。

【0049】

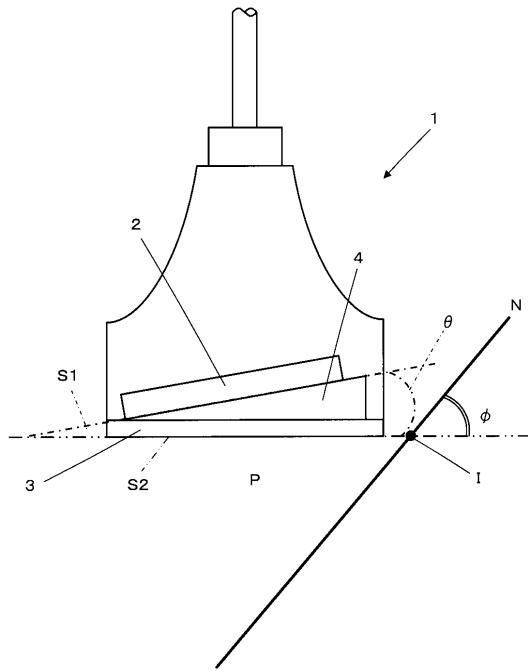
以上、本発明の穿刺針用超音波プローブおよびそれを用いる超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

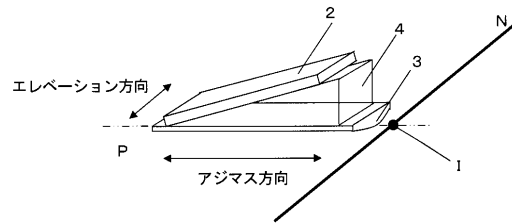
【0050】

1 穿刺針用超音波プローブ、 2 振動子アレイ、 2a 振動子、 3 音響レンズ、 4 楔形充填部材、 5 マルチプレクサ、 6 送受信スイッチ、 7 送信駆動部、 8 送信制御部、 9 受信信号処理部、 10 受信制御部、 11 プローブ制御部、 12 診断装置本体、 13 整相加算部、 14 信号処理部、 15 画像処理部、 16 表示制御部、 17 表示部、 18 本体制御部、 19 操作部、 20 テーブル記憶部、 21 補正テーブル、 La 音線信号、 Fa1 焦点位置、 S1 超音波送受信面、 S2 音響レンズの外側表面（被検体接触面）、 I 穿刺位置、 N 穿刺針、 P 被検体、 θ アレイ傾斜角度、 ϕ 穿刺角度、 λ 人体（被検体）中の超音波の波長、 a 素子列ピッチ、 101 従来の超音波プローブ。

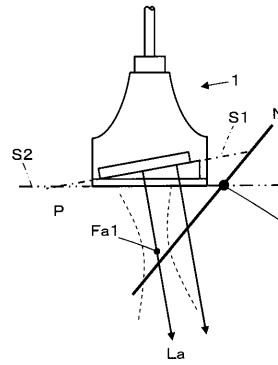
【図 1】



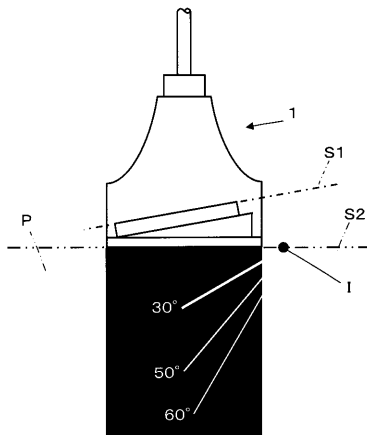
【図 2】



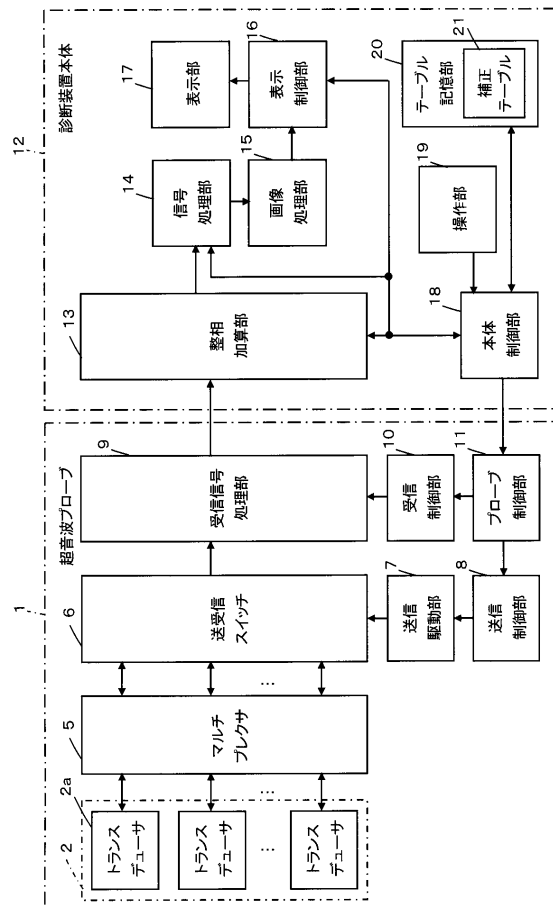
【図 3】



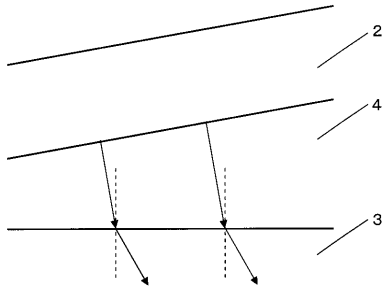
【図 4】



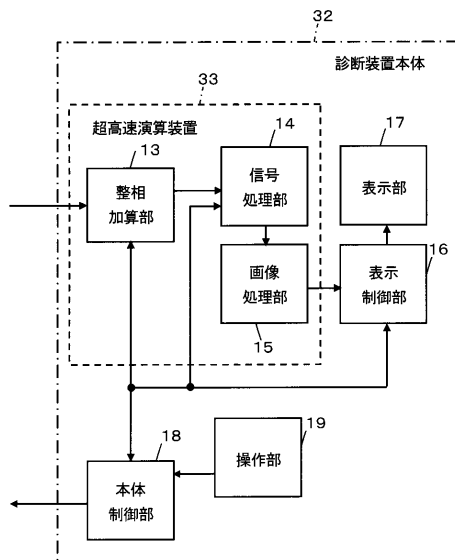
【図 5】



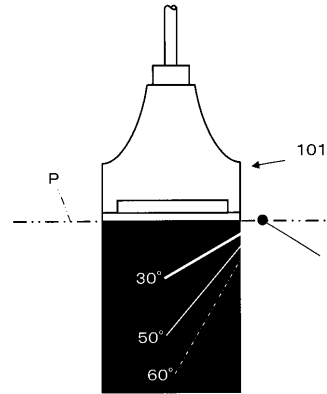
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開昭55-110538 (J P , A)
特開昭57-131432 (J P , A)
特開平11-216137 (J P , A)
特開2005-144028 (J P , A)
特表2013-507177 (J P , A)
米国特許出願公開第2008/9736 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 4

专利名称(译)	用于穿刺针的超声波探头和使用该探头的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP6001161B2	公开(公告)日	2016-10-05
申请号	JP2015508115	申请日	2014-01-20
[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	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4444 A61B8/461		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2013075174 2013-03-29 JP		
其他公开文献	JPWO2014156236A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种用于穿刺针的超声波探头(1)，其从换能器阵列(2)发射超声波，该换能器阵列(2)相对于对象接触面(S2)以预定的阵列倾斜角(0)设置，受试者(P)在超声波发送/接收面(S1)相对于穿刺针(N)的穿刺方向的角度从穿刺部朝向受试者接触面(S2)的前方穿刺的方向上位置(1)变小，接收超声波回波，形成向穿刺针(N)倾斜的声线信号(La)，并从声线信号(La)产生被摄体(P)深度的B模式图像。) ;以及包括其的超声波诊断装置。

