(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 10 月 2 日(02.10.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/156236 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/050941

(22) 国際出願日: 2014 年 1 月 20 日(20.01.2014)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2013-075174 2013 年 3 月 29 日(29.03.2013) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 大澤　敦(**OSAWA Atsushi**); 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 渡辺　望稔, 外(**WATANABE Mochitoshi** et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町２丁目３番３号　友泉岩本町ビル６階 Tokyo (JP).

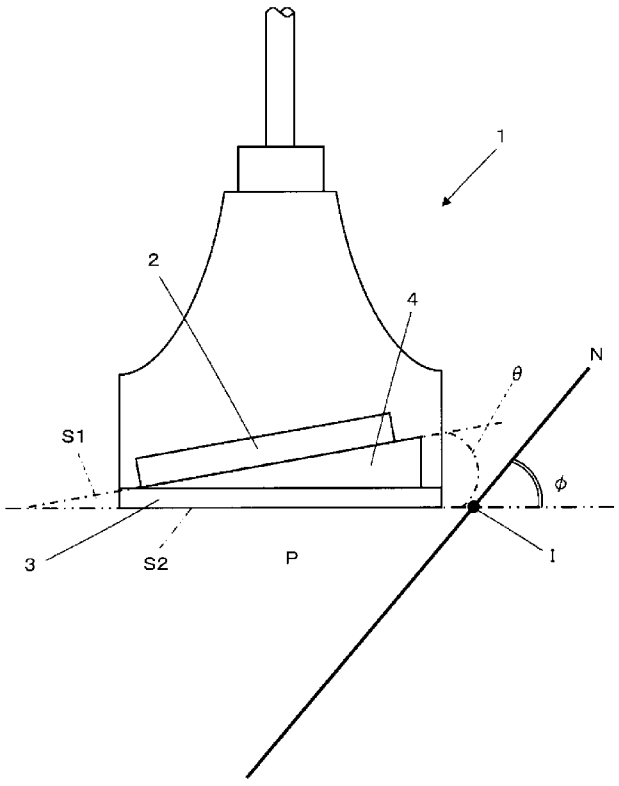
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) **Title**: ULTRASONIC PROBE FOR PUNCTURE NEEDLE AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE USING SAME

(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) **Abstract**: Provided are: an ultrasonic probe (1) for a puncture needle that transmits ultrasonic waves from a transducer array (2), which is disposed at a predetermined array inclination angle (θ) with respect to a subject contact face (S2), to a subject (P) in a direction in which an angle of an ultrasonic transmission reception face (S1) with respect to a direction of puncture of the puncture needle (N) punctured toward the front of the subject contact face (S2) from a puncture position (I) becomes smaller, receives ultrasonic echos, forms an acoustic ray signal (La) inclined toward the puncture needle (N), and generates a B mode image of a depth of the subject (P) from the acoustic ray signal (La); and an ultrasonic diagnostic device comprising the same.

(57) 要約:　穿刺位置Ｉから被検体接触面Ｓ２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Ｓ１の角度が小さくなる方向に、被検体接触面Ｓ２に対して所定のアレイ傾斜角度θ傾けて配置された振動子アレイ２から被検体Ｐに対して超音波を送信し、超音波エコーを受信して、穿刺針Ｎ側に傾いた音線信号Ｌａを形成し、音線信号Ｌａから被検体Ｐ深部のＢモード画像を生成する穿刺針用超音波プローブ１およびそれを備える超音波診断装置を提供する。

WO 2014/156236 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

— 補正された請求の範囲（条約第 19 条(1)）

明　細　書

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

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。

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気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。

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７．５ＭＨｚ、素子列ピッチは０．３ｍｍ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。

[0006] 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。

[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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛（ｓｉｎｘ）／ｘ｝・ｃｏｓθ

ｘ＝（πａ／λ）・ｓｉｎθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）＜１／１０

かつ、

ａ＜λ／（１＋｜ｓｉｎθ｜）

を満たすことが好ましい。

[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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛（sinｘ）／ｘ｝・cosθ

ｘ＝（πａ／λ）・sinθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）≒１／１０

かつ、

ａ＜λ／（１＋｜sinθ｜）

を満たしてもよい。

[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。

[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] 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。

[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。

[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。

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Ｓ１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Ｓ１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Ｓ２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Ｓ２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Ｓ２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Ｓ１の角度が小さくなる方向に、つまり、超音波送受信面Ｓ１が穿刺位置Ｉの方を向くように、被検体接触面Ｓ２に対して所定のアレイ傾斜角度θ傾けて配置される。

[0020] 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Ｓ１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。

[0021] 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。

[0022] 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Ｓ２は被検体Ｐに直接接触する。音響レンズ３は、例えば、シリコー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Ｓ１を音響レンズ３の外側表面Ｓ２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、シリコーンゴム、ウレタン系合成樹脂、エポキシ等で形成される。

[0023] 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Ｆａ１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Ｌａが形成される。

音線信号Ｌａ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（θ）は、以下の（１）式のように表される。

Ｄ（θ）＝｛（ｓｉｎｘ）／ｘ｝・ｃｏｓθ、ｘ＝（πａ／λ）・ｓｉｎθ …（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（θ＝３０°）／Ｄ（０°）が１／１０（－２０ｄＢ）、Ｄ

（θ＝５０°）／Ｄ（０°）が１／３０（－３０ｄＢ）、Ｄ（θ＝６０°）／Ｄ（０°）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θ＝１０°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（θ＝６０°）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＜λ／（１＋｜ｓｉｎθ｜）　…（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と相互に接続される送受信スイッチ５、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１６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。

[0032] 振動子アレイ３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。

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処理部９とマルチプレクサ５との間の接続を切断し、また、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との間の接続を切断するように、マルチプレクサ５と送信駆動部７および受信信号処理部９との間の接続を切り替える。

[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。

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。

[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２の整相加算部１１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の整相加算部へ出力させる。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２の整相加算部１３は、超音波プローブ１の受信信号処理部８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１１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２ａ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（ラスター変換）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１９の補正テーブル２０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２ａ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、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２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２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。

[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。

[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２の整相加算部１１に出力される。

[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。

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。信号処理部４は、減衰補正処理した音線信号をラスター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３６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。

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。

[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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛（sinｘ）／ｘ｝・cosθ

ｘ＝（πａ／λ）・sinθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）＜１／１０

かつ、

ａ＜λ／（１＋｜sinθ｜）

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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛（sinｘ）／ｘ｝・cosθ

ｘ＝（πａ／λ）・sinθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）≒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] 前記振動子アレイの超音波送受信面側に設置される音響レンズを更に備え、

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４に記載の穿刺針用超音波プローブ。

[請求項6] 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５に記載の穿刺針用超音波プローブ。

[請求項7] 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５または６に記載の穿刺針用超音波プローブ。

[請求項8] 請求項１～７のいずれか１項に記載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、

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と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9] 請求項１～７のいずれか１項に記載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、

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。

[請求項10] 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９に記載の超音波診断装置。

補正された請求の範囲
[2014年6月23日(23.06.2014)国際事務局受理]

［請求項１］（補正後）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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛(sinｘ）／ｘ｝・cosθ

ｘ＝（πａ／λ）・sinθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）＜１／１０

かつ、

ａ＜λ／（１＋｜sinθ｜）

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（θ）を

Ｄ（θ）＝｛(sinｘ）／ｘ｝・cosθ

ｘ＝（πａ／λ）・sinθ

とすると、アレイ傾斜角度θは、

Ｄ（θ）／Ｄ（０°）≒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］（削除）

［請求項５］（補正後）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６］　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５に記載の穿刺針用超音波プローブ。

［請求項７］　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５または６に記載の穿刺針用超音波プローブ。

［請求項８］（補正後）請求項１～３および５～７のいずれか１項に記載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、

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と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９］（補正後）請求項１～３および５～７のいずれか１項に記載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、

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

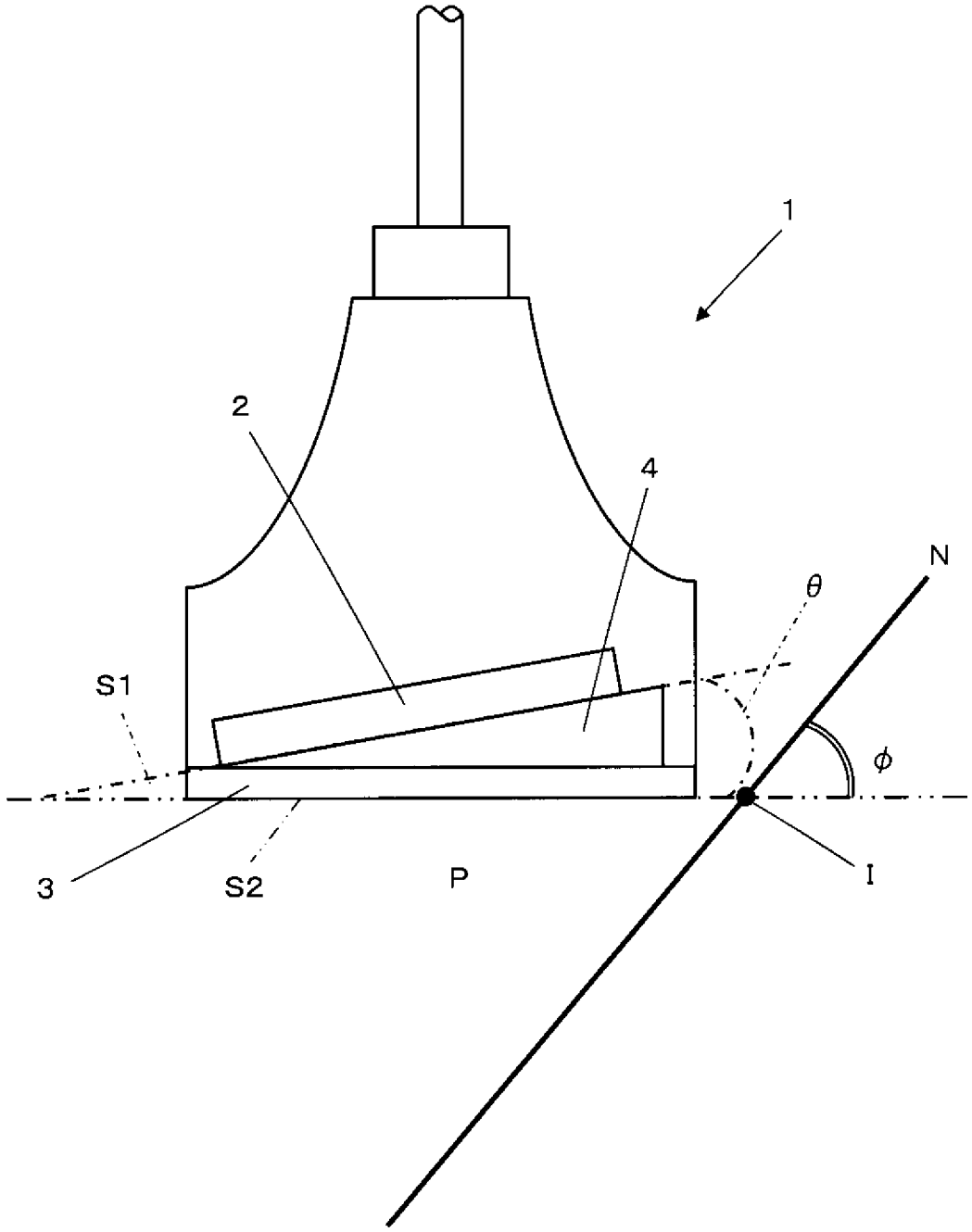
音線信号を生成する整相加算部と、

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、

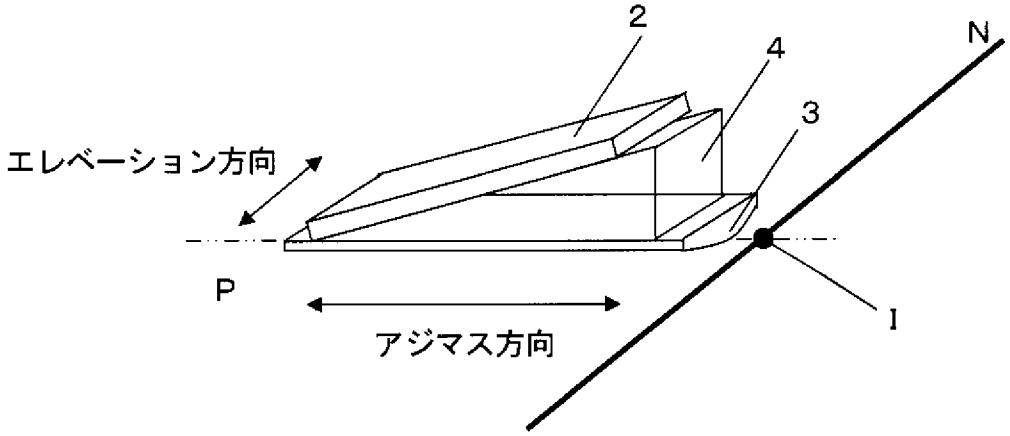
前記送信遅延量、前記受信遅延量、および前記焦点位置に基づく減衰補正量を前記振動子の配置と前記焦点位置とに応じて個別に計算する高速演算処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

［請求項１０］ 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９に記載の超音波診断装置。

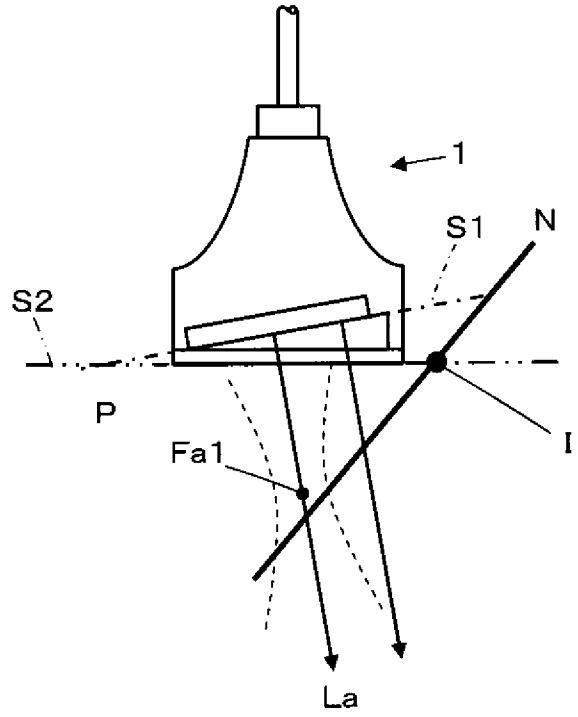
[図1]



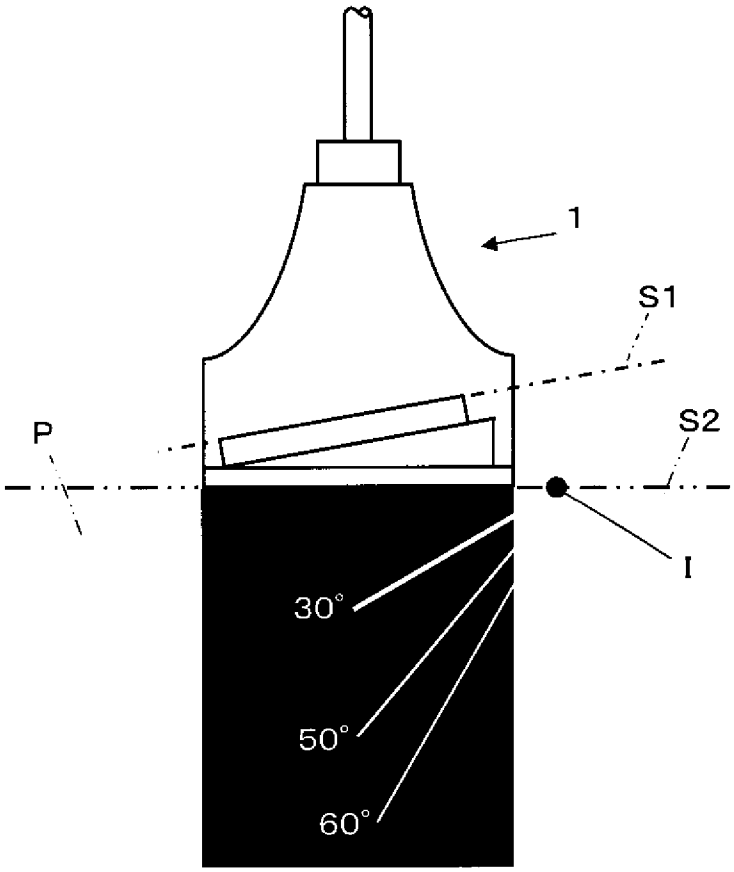
[図2]



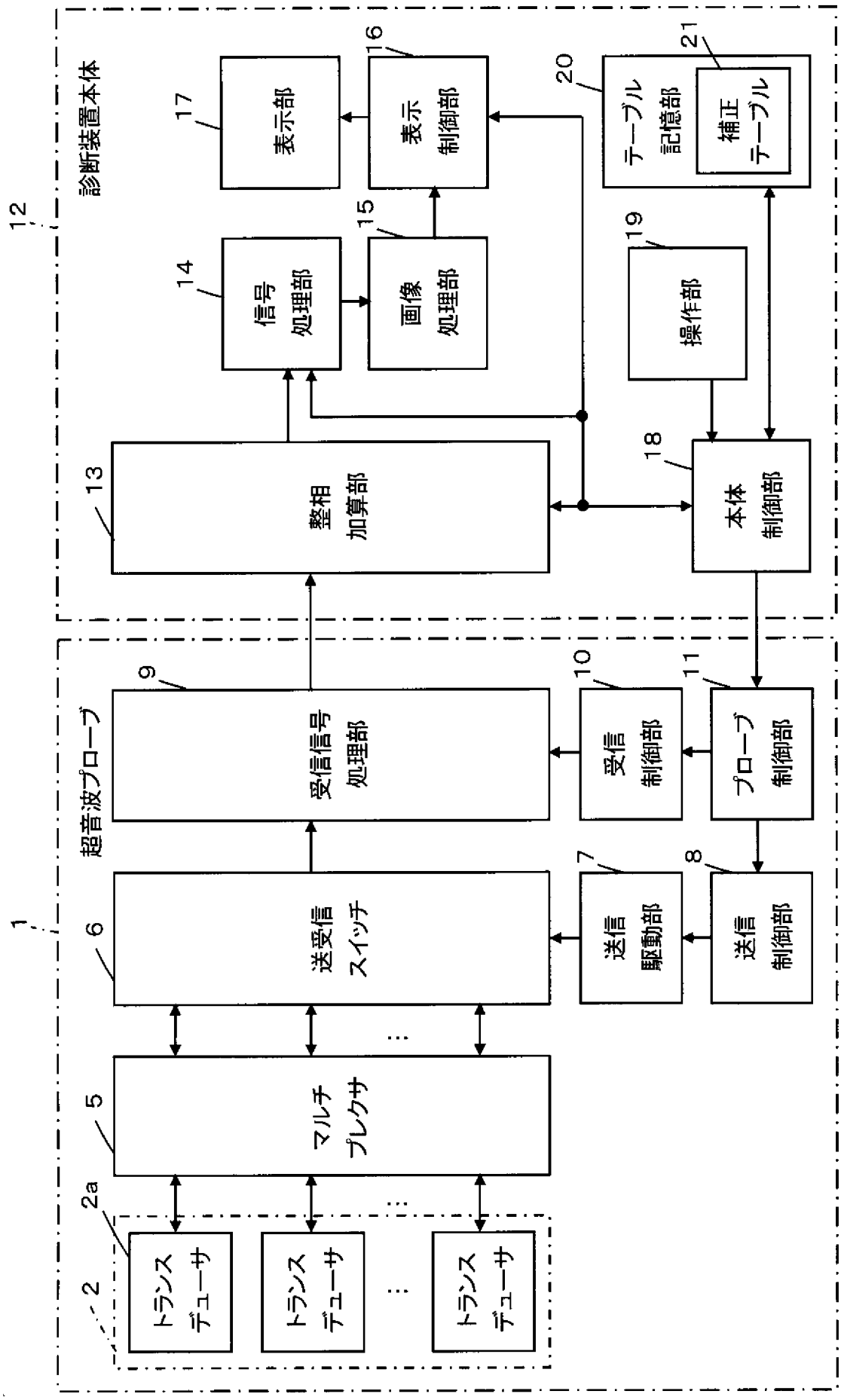
[図3]



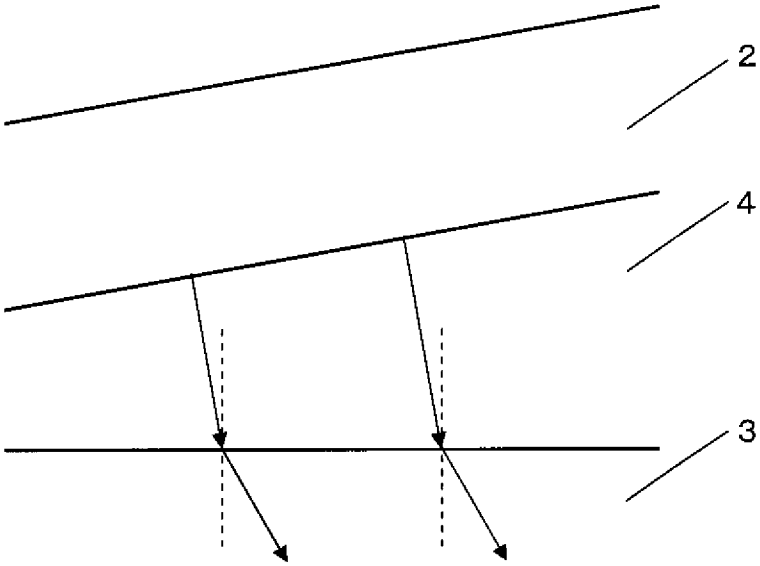
[図4]



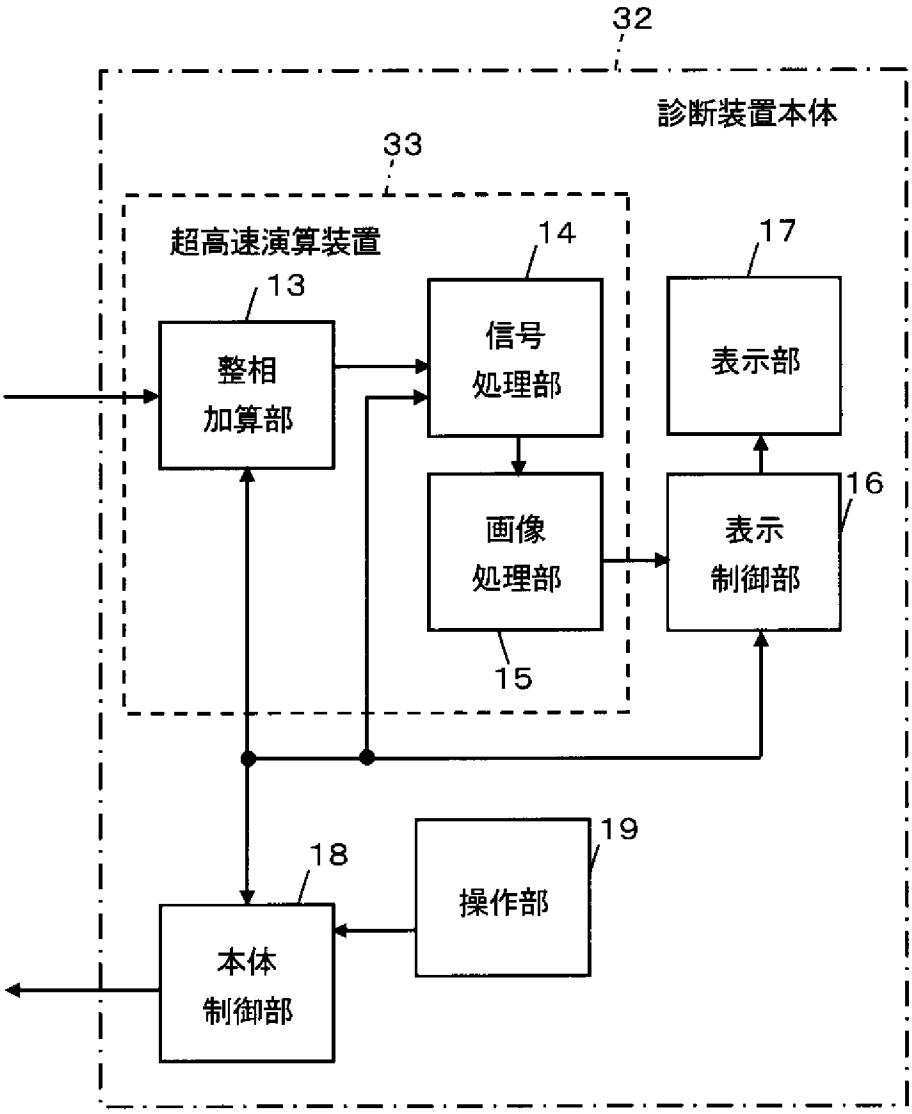
[図5]


1
超音波プローブ
2
2a
トランスデューサ
トランスデューサ
トランスデューサ
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

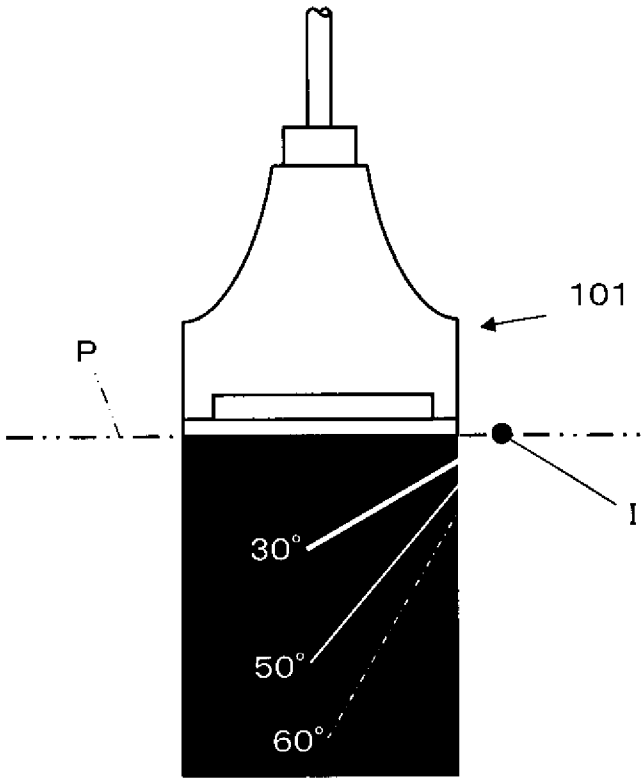
[図6]


2
4
3

[図7]


32
診断装置本体
33
超高速演算装置
14
17
13
信号
処理部
表示部
整相
加算部
画像
処理部
16
表示
制御部
15
19
18
操作部
本体
制御部

[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/050941

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 55-110538 A (Aloka Co., Ltd.), 26 August 1980 (26.08.1980), fig. 5; page 3, lower left column, lines 4 to 18 (Family: none)	1-3,8-10 4-7
X	JP 57-131432 A (Yokogawa Electric Works Ltd.), 14 August 1982 (14.08.1982), fig. 4; page 2, lower left column, lines 5 to 10 & DE 3202822 A & US 4501278 A	1-3,8-10
X	JP 11-216137 A (Toshiba Medical Seizo Kabushiki Kaisha), 10 August 1999 (10.08.1999), fig. 5; paragraphs [0025] to [0026] (Family: none)	1-3,8-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 26 February, 2014 (26.02.14)	Date of mailing of the international search report 11 March, 2014 (11.03.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/050941

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-144028 A (Aloka Co., Ltd.), 09 June 2005 (09.06.2005), fig. 1; paragraph [0019] (Family: none)	1-3,8-10
X	JP 2013-507177 A (Soma Access Systems LLC), 04 March 2013 (04.03.2013), paragraphs [0041] to [0046]; fig. 3A, B & US 2011/0087106 A1 & WO 2011/043874 A1	1-3,8-10

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５０９４１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X A	JP 55-110538 A（アロカ株式会社）1980.08.26 図5、3頁左下欄4-18行目（ファミリーなし）	1-3,8-10 4-7
X	JP 57-131432 A（株式会社横河電機製作所）1982.08.14 図4、2頁左下欄5-10行目 & DE 3202822 A & US 4501278 A	1-3,8-10
X	JP 11-216137 A（東芝メディカル製造株式会社）1999.08.10 図5、段落[0025]-[0026]（ファミリーなし）	1-3,8-10

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２６．０２．２０１４	１１．０３．２０１４

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９８０８
右高　孝幸
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	JP 2005-144028 A（アロカ株式会社）2005.06.09 図1、段落[0019]（ファミリーなし）	1-3,8-10
X	JP 2013-507177 A（ソーマ・アクセス・システムズ・エルエルシー）2013.03.04 段落[0041]-[0046]、図3A,B & US 2011/0087106 A1 & WO 2011/043874 A1	1-3,8-10