

(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2007-111229

(P2007-111229A)

(43) 公開日 平成19年5月10日(2007.5.10)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-305428 (P2005-305428)

(22) 出願日 平成17年10月20日 (2005.10.20)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 市岡 健一

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社社内

(72) 発明者 瀧口 宗基

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社社内

最終頁に続く

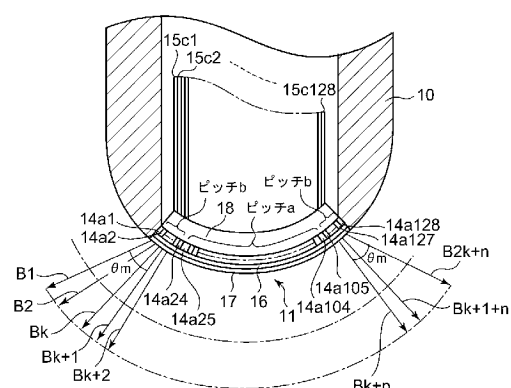
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、及び、超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】体腔内に挿入する挿入部の先端に円弧状に配列される複数の振動子を用いて行う超音波ビームによる走査の視野角を広げることが可能な超音波プローブ及びその超音波プローブを備える超音波診断システムを提供すること。

【解決手段】被検体の体腔内に挿入可能で先端が円弧状に形成された棒状の挿入部10と、先端の円弧に沿って配列された複数の振動子14とを有する超音波プローブの振動子が、配列の中央部と配列の端部とでピッチを異ならせて配列されていることを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体腔内に挿入可能で先端が円弧状に形成された棒状の挿入部と、前記先端の円弧に沿って配列された複数の振動子とを有する超音波プローブであって、

前記複数の振動子は、前記配列の中央部と前記配列の端部とでピッチを異ならせて配列されていることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数の振動子は、前記配列の中央部では第 1 のピッチで配列される振動子を含み、前記配列の端部では前記第 1 のピッチより小さい第 2 のピッチで配列される振動子を少なくとも含む請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記複数の振動子は、前記配列の中央部では第 1 のピッチで配列される振動子を含み、前記配列の端部では前記配列の最端側に前記第 1 のピッチで配列される振動子及び前記中央部近傍側に前記第 2 のピッチで配列される振動子を含む請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記振動子は同じ大きさのものが連続して形成され、前記異ならせたピッチとなるように配線されている請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記振動子は同じ大きさのものが連続して形成され、前記第 1 のピッチ及び前記第 2 のピッチとなるように配線されている請求項 2 または請求項 3 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記配線は、部分的に隣接する振動子の複数個を短絡接続することによって等価的に第 1 のピッチの振動子と第 2 のピッチの振動子とを配列した請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

被検体の体腔内に挿入可能で先端が円弧状に形成された棒状の挿入部と、前記先端の円弧に沿って配列された複数の振動子とを有する超音波プローブと、各前記振動子から超音波を送波して超音波ビームを前記配列の方向に移動させながら形成するように超音波プローブを制御する制御手段と、を備え、前記形成される超音波ビームを用いて診断を行うための超音波診断システムであって、

30

前記超音波プローブは、前記複数の振動子が前記配列の中央部と前記配列の端部とでピッチを異ならせて配列され、

前記制御手段は、さらに前記端部において前記超音波ビームを前記円弧の接線の法線に対し斜めに形成するように制御することを特徴とする超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波プローブ及び超音波診断システムに関し、特に、体腔内に挿入して用いる超音波プローブ及びその超音波プローブを備える超音波診断システムに関する。

40

【背景技術】**【0002】**

従来から、生体内に超音波プローブの振動子から超音波パルスを送出し、生体組織の境界で反射して生じる反射波を再び振動子で受信し、受信した反射波に基づいて再構成された生体内の断層画像を用いて診断を行うための超音波診断システムがある。

【0003】

上述のような超音波診断システムで用いられる超音波プローブの中には、例えば、膣または肛門などの体腔内に挿入するための挿入部を有し、その挿入部の先端に複数の振動子が円弧状に配列され、その挿入部を体腔内に挿入して用いられる、いわゆる小曲率コンベ

50

ックス超音波プローブがある。このような超音波診断システムでは、超音波プローブの先端に配列された振動子の所定の長さの範囲（以下、開口という）内の振動子を、その開口の中央の振動子が最も遅く超音波を送出するように左右対称に遅延させて各振動子を駆動して、各超音波の波面を合成して超音波ビームを形成し、そして、開口を順次ずらし超音波ビームをずらすことで走査を行う。この走査範囲は、挿入部の先端の円弧形状に沿って広がるような形状となる。この走査範囲の広がり角度を視野角という。ただし、開口の振動子の数は、例えば、ローエンドの装置では最大24個まで、ハイエンドの装置では最大192個までと装置によって異なる。ここで、開口の振動子の数をチャンネル数ということにする。また、検査対象の体表からの深さによって開口を変化させて走査を行うことが一般的である。また、配列された振動子の端部ではチャンネル数を段階的に少なくして（例えば最少数を4チャンネル）超音波ビームを形成して、端に近い部分まで超音波ビームによる走査を行うようにしている。したがって、視野角は、先端に配列される振動子の総数によってほぼ決まる。

【0004】

また、体腔内に挿入して用いられる超音波プローブでは、挿入による患者への負担を軽減することが求められ、挿入部がより細径化されていることが望まれる。ところが、挿入部が細径化されることにより、信号線の配線などが物理的に制約され、振動子の総数が限定されてしまう。その結果、上述の視野角も限定されてしまうことになる。例えば、挿入部の径が20mmの場合、例えば振動子の数が128個に限定され、先端が半径10mmの円弧状で、配列される振動子のピッチが、0.1mmならばおよそ73度、0.2mmならばおよそ147度となる。

【0005】

一方、配列された振動子の端部でチャンネル数を減少させず、走査範囲の両端の超音波ビームの角度を変化させて送出手ステアリング（例えば、特許文献1参照。）により視野角を広げることが可能である。ステアリングは、遅延を左右非対称とし、例えば、端部近傍の振動子が最も遅く超音波を送出するように各振動子から超音波を送出させることにより、先端の円弧の接線の法線に対し斜めに波面が合成されて超音波ビームの角度を変化させ送出手するものである。法線に対する斜め方向の角度をステアリング角度という。

【0006】

ところが、ステアリングさせて超音波ビームを送出すると、超音波ビームの送出手方向ではない方向で波面が合成され、いわゆるグレーティングローブを生じることがある。そして、グレーティングローブによる反射波によりステアリングした方向には存在しない虚像すなわちアーチファクトが断層画像上に現れて診断の妨げとなる。

【0007】

このグレーティングローブは、上述の遅延の時間（遅延時間という）の変化を滑らかな曲線となるように各振動子を駆動したとしても実際には振動子間のピッチによる量子化誤差により遅延時間が階段状に変化することから生じるものである。したがって、振動子間のピッチが大きくなるにつれて遅延時間の段差が大きくなるのでグレーティングローブを発生しやすく、ピッチが小さくなるにつれて遅延時間の段差が小さくなり滑らかになるのでグレーティングローブを発生しにくい。また、一般的にグレーティングローブ発生回避条件は、振動子間のピッチを d 、超音波の波長を λ 、ステアリング角度を θ_m とすると、 $d < \lambda / (1 + \sin \theta_m)$

で与えられる。この式からもピッチが小さくなるほどステアリング角度 θ_m を大きくできる、すなわちピッチが小さい方がグレーティングローブが発生しにくいことがわかる。

【0008】

例えば、半径10mmの円弧状に振動子が配列された小曲率コンベックスタイプの超音波プローブにおいて、7.5MHzの超音波で、チャンネル数を24、超音波ビームを超音波送出手開始位置から40mm近傍で収束させるように各振動子を遅延させた場合の音場のシミュレーション結果を、図7(a)乃至(d)及び図8(a)乃至(d)に示す。図7は振動子のピッチ0.1mmで、(a)乃至(d)はそれぞれステアリング角度が0度

10

20

30

40

50

、30度、40度、60度の音場を示し、図8は振動子のピッチ0.2mmで、(a)乃至(d)はそれぞれステアリング角度が0度、5度、30度、60度の音場を示す。また、図7(a)乃至(d)及び図8(a)乃至(d)の各図に、形成された超音波ビームを「B」とグレーティングローブが発生している場合には図内に「G」と示した。グレーティングローブの許容値を-60dB程度とすれば、許容ステアリング角度は、ピッチが0.1mmのとき40度、ピッチが0.2mmのとき5度となる。

【0009】

そして、24チャンネル駆動で走査範囲の両端の超音波ビームをステアリングさせた場合の視野角は、24チャンネル駆動においてステアリングをさせない超音波ビームによる視野角(半径10mmの円弧上に振動子を所定ピッチで並べたときの円弧の角度から、両端部からそれぞれ12個分の円弧の角度を差し引いた角度)と、上述の許容ステアリング

10

角度の2倍(ステアリングを両端で行うので2倍する)との和となるから、

ピッチが0.1mmのとき、

$$360 \times 0.1 \times (128 - 24) / (2 \times 10 \times 3.14) + 2 \times 40$$

$$= 139.6 \text{ [度]、}$$

ピッチが0.2mmのとき、

$$360 \times 0.2 \times (128 - 24) / (2 \times 10 \times 3.14) + 2 \times 5$$

$$= 129.2 \text{ [度]、}$$

となる。

【0010】

20

【特許文献1】特表2003-534074号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

上記計算結果から、視野角を広げるために振動子のピッチを大きくすればステアリング角度は小さくなってしまい、逆に、視野角を広げるためにステアリング角度を大きくするためには振動子のピッチを小さくする必要があるからステアリングをさせない超音波ビームによる視野角が小さくなり、いずれの場合も大きな視野角となっていないことがわかる。つまり、振動子のピッチを大きくすることとステアリングとが相反するために、容易に視野角を広げることは困難であった。

30

【0012】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、体腔内に挿入する挿入部の先端に円弧状に配列される複数の振動子を用いて行う超音波ビームによる走査の視野角を広げることが可能な超音波プローブ及びその超音波プローブを備える超音波診断システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために請求項1記載の発明は、被検体の体腔内に挿入可能で先端が円弧状に形成された棒状の挿入部と、前記先端の円弧に沿って配列された複数の振動子とを有する超音波プローブであって、前記複数の振動子は、前記配列の中央部と前記配列の端部とでピッチを異ならせて配列されていることを特徴としている。

40

【0014】

また、請求項2記載の発明は、前記複数の振動子は、前記配列の中央部では第1のピッチで配列される振動子を含み、前記配列の端部では前記第1のピッチより小さい第2のピッチで配列される振動子を少なくとも含むことを特徴としている。

【0015】

また、請求項3記載の発明は、前記複数の振動子は、前記配列の中央部では第1のピッチで配列される振動子を含み、前記配列の端部では前記配列の最端側に前記第1のピッチで配列される振動子及び前記中央部近傍側に前記第2のピッチで配列される振動子を含むことを特徴としている。

50

【 0 0 1 6 】

また、請求項 4 記載の発明は、前記振動子は同じ大きさのものが連続して形成され、前記異ならせたピッチとなるように配線されていることを特徴としている。

【 0 0 1 7 】

また、請求項 5 記載の発明は、前記振動子は同じ大きさのものが連続して形成され、前記第 1 のピッチ及び前記第 2 のピッチとなるように配線されていることを特徴としている。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 6 記載の発明は、前記配線は、部分的に隣接する振動子の複数個を短絡接続することによって等価的に第 1 のピッチの振動子と第 2 のピッチの振動子とを配列したことを特徴としている。 10

【 0 0 1 9 】

また、請求項 7 記載の発明は、被検体の体腔内に挿入可能で先端が円弧状に形成された棒状の挿入部と、前記先端の円弧に沿って配列された複数の振動子とを有する超音波プローブと、各前記振動子から超音波を送波して超音波ビームを前記配列の方向に移動させながら形成するように超音波プローブを制御する制御手段と、を備え、前記形成される超音波ビームを用いて診断を行うための超音波診断システムであって、前記超音波プローブは、前記複数の振動子が前記配列の中央部と前記配列の端部とでピッチを異ならせて配列され、前記制御手段は、さらに前記端部において前記超音波ビームを前記円弧の接線の法線に対し斜めに形成するように制御することを特徴としている。 20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明に係る超音波プローブ及び超音波診断システムによれば、超音波プローブの先端に配列される振動子は、配列の中央部と配列の端部とでピッチを異ならせて配列されている。例えば、端部の振動子のピッチを中央部のピッチと異ならせて小さなピッチとすることにより、中央部における視野角を確保しつつ、端部においてステアリング角度を大きくすることが可能となる。したがって、全体の視野角を大きくすることが可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明に係る超音波プローブ 1 の様々な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。 30

【 0 0 2 2 】

[第 1 の実施の形態]

(全体構成)

図 1 は、本実施の形態における超音波プローブ 1 を備える超音波診断システムの概略を示す外觀図である。図 1 に示すように、超音波診断システムは、超音波を送受信し超音波画像を作成するための超音波処理装置 2 と、超音波処理装置 2 にコネクタ 2 6 及びケーブル 1 2 を介して接続される超音波プローブ 1 と、操作パネル 3 と、表示手段としてのモニタ手段 4 とを具備する。

【 0 0 2 3 】

超音波プローブ 1 は、患者等の生体に超音波を送出し、生体組織の境界で反射される反射波をエコー信号として受信し、エコー信号を超音波処理装置 2 に送信するもので、図 1 に示すように、操作者が把持するための略円筒状のグリップ部 1 3 が設けられ、グリップ部 1 3 の一端側にはケーブル 1 2 が接続され、他端側には、グリップ部 1 3 の軸方向と同一方向に棒状の挿入部 1 0 が延設されている。また、挿入部 1 0 の先端側は、凸状、具体的には本例においては円弧状になっており、超音波の発振および受信を行う複数の振動子 1 4 (図 1 には図示せず) が円弧に沿って配列された探触子部 1 1 を有している。 40

【 0 0 2 4 】

(制御構成)

図 2 は、本実施の形態に係る第 1 の実施の形態としての超音波診断システムの電氣的構 50

成を示すブロック図である。

【0025】

超音波処理装置2は、超音波プローブ1に接続され、超音波送受信部22、エコー信号処理部23、DSC(デジタルスキャンコンバータ)24、データ合成手段26、及び、フレームメモリ25を含んで構成される。

【0026】

超音波送受信部22は、図示しないが、遅延回路およびパルサ回路といった送信回路と、A/D変換器、加算器といった受信回路からなり、制御部21に制御されて振動子14に超音波を送出させ、振動子14が受信したエコー信号を検査結果として受信する。

【0027】

エコー信号処理部23は、超音波送受信部22に接続され、超音波送受信部22によって受信されたエコー信号に、エコー信号対数増幅、包絡線検波処理等を施し、信号強度が明るさを示す輝度データで表現される画像データを生成する。

【0028】

DSC24は、エコー信号処理部23で生成された画像データを超音波走査から標準TV走査にデジタル的にスキャン変更し、フレーム像データとして出力する。

【0029】

合成手段26は、DSC24から出力されるフレーム像データと各種のデータ(例えば、グラフィックデータ、キャラクタデータなど)とを1枚のフレーム像データにデジタル的に合成し、その合成されたフレーム像を超音波断層像としてモニタ手段4にほぼリアルタイムで表示させる。

【0030】

フレームメモリ25は、DSC24から出力されるフレーム像データを逐一記憶する。記憶されたフレーム像データはフリーズ像形成などに利用される。

【0031】

モニタ手段4は、CRT(cathode ray tube)やLCD(liquid crystal display)などにより構成される。

【0032】

操作パネル3は、入力手段であり、超音波処理装置2に接続されかつ操作者からの指示情報、パスワードなどの各種情報を入力するためのもので、図示しないが各種キー(アルファベットキーやテンキー等)、マウスやトラックボールなどが接続あるいは設置されている。

【0033】

制御部21は、操作パネル3からの入力を受け付け、その入力または予め記憶されている制御プログラムに基づいて、超音波診断システムの各部の駆動制御を行う。また、制御部21は、その機能を実現するために、CPU(図示せず)と、各種のプログラム及びそのプログラムを実行するときに必要な各種データ及びテーブルを記憶すると共に、各種のプログラムを実行するときのワークエリアを構成するシステムメモリ(図示せず)と、を含んで構成される。

【0034】

また、制御部21は、超音波送受信部22を制御して各振動子14から超音波を送出させる。具体的には、超音波プローブ1の先端に配列された振動子14の中の所定の長さの範囲(この任意の範囲を開口という)内の振動子14を超音波送受信部22により遅延回路でタイミングをずらして駆動し、それぞれの振動子14から超音波を送出させる。これにより、送出された各超音波の波面が合成され超音波ビームが形成される。制御部21は、超音波送受信部22により超音波ビームを順次ずらして形成しエコー信号を検査結果として受信し、超音波ビームによる走査を行う。すなわち、制御部21と超音波送受信部22とで本発明の制御手段としての機能を有している。ここで、開口内の駆動する振動子14の数をチャンネル数ということにする。また、このチャンネル数は、例えば検査対象の体表からの深さによって変化させることが一般的である。例えば、検査対象の体表からの

10

20

30

40

50

深さに対応するチャンネル数を予めシステムメモリなどに記憶しておき、例えば操作パネル3を用いて入力される深さに応じてチャンネル数を設定するようにしておく。また、振動子14のピッチが一定ではない場合などには、検査対象の体表からの深さに対応する開口の長さを記憶しておき、例えば操作パネル3を用いて入力される深さに応じて開口を設定するようにしておく、その開口の長さとなるような数をチャンネル数とする。

【0035】

(超音波プローブの探触子部の構成)

ここで、本実施の形態における超音波プローブ1の探触子部11の構成について説明する。図3に探触子部11の断面図を示す。図3に示すように、探触子部11は、その先端部が円弧状に形成され、内部には、それぞれ超音波を送出する複数個、一例として128個の振動子14a1、14a2、・・・、14a128(以下、単に振動子14という場合がある。)が先端の円弧に沿って配列されている。また、振動子14は、配列された振動子14の両端部の例えば24個の振動子すなわち振動子14a1、・・・、14a24、及び、14a105、・・・、14a128はピッチbmm、それ以外の中央部の80個の振動子すなわち振動子14a25、・・・、14a104はピッチがammでそれぞれ配列されている。尚、ammは本発明の第1のピッチで、bmmは本発明の第2のピッチであり、第1のピッチと第2のピッチとは異なるピッチであり、 $b < a$ すなわち第2のピッチは第1のピッチより小さいものとする。

10

【0036】

また、振動子14のそれぞれは、図示しないフレキシブル基板(Flexible-PC板)を介して、信号線15c1、15c2、・・・、15c128(以下、纏めて信号線15という場合がある。)に接続され、信号線15はケーブル12内に収容される。また、振動子14の超音波送出面側には、音響インピーダンスが互いに異なる生体と振動子との間で超音波を効率よく伝播させる整合層16が設けられ、さらにその外側に、超音波を収束させる音響レンズ17を備える。また、振動子14の超音波送出面側の反対側には、バックング材18が設けられ後方への超音波を吸収し、余分な振動を抑えている。

20

【0037】

以上のような構成により、本実施の形態の超音波診断システムにおいて、図3に示すように、超音波ビームが、超音波ビームB1から超音波ビームB2k+nまで順次形成され超音波ビームによる走査が行われる(これらの超音波ビームを、単に超音波ビームBということがある)。

30

【0038】

次に、各超音波ビームBによる走査について詳細に述べる。ただし、本実施の形態では、一例として、振動子14のピッチamm、bmmをそれぞれ0.2mm、0.1mmとし、開口を2.4mmとする。したがって、チャンネル数は開口の位置に応じ、例えば開口内の振動子14がピッチ0.2mmの振動子14で構成される場合には12チャンネル、ピッチ0.1mmの振動子14で構成される場合には24チャンネルとなる。混在する場合には、例えば、ピッチ0.2mmの振動子14が10、ピッチ0.1mmの振動子14が4ならば14チャンネルとなる。また、超音波ビームは、超音波ビームB1から順に超音波ビームB2k+nまで形成し、再び超音波ビームB1に戻り、順に超音波ビームB

40

【0039】

まず、図3における左側の端部で形成される超音波ビームB1から超音波ビームBk+1の走査について説明する。これらの超音波ビームBは、端部に配列された振動子14a1乃至14a24で形成される。超音波ビームB1から超音波ビームBkまでは開口の中央における円弧の接線の法線に対し角度(ステアリング角度)をもって斜め方向に形成されている。また、ステアリング角度は、超音波ビームB1で最大値 θ_m となり、内側の超音波ビームBkになるにつれて小さくなる。そして、超音波ビームBk+1はステアリング角度が0となるように形成されている。

【0040】

50

上記のように斜め方向に超音波ビーム B を形成するために、制御部 21 は、図 4 に示すような各振動子 14 の駆動タイミングの遅延の時間を示すテーブルに基づいて、各振動子 14 に対応する遅延時間だけ超音波を遅らせて送出するように超音波送受信部 22 を制御する。図 4 (a) 乃至 (d) は、横軸の各振動子 14 について縦軸にその振動子 14 の駆動を遅延させるべき時間を遅延時間として示したものである。このようなテーブルは予めシステムメモリなどに記憶しておけばよい。また、図 4 (a) 乃至 (d) は、遅延時間を説明するための代表例である。

【0041】

まず、制御部 21 は、図 4 (a) に示すような振動子 14 a 24 に対し振動子 14 a 1 を駆動するタイミングの遅延が最大となるようなテーブルに基づいて超音波送受信部 22 を制御し、各振動子 14 から超音波を送出させる。この場合、振動子 14 a 1 乃至 14 a 24 による開口の中央における円弧の接線の法線に対し振動子 14 a 1 方向に斜めにステアリング角度 θ_m で超音波ビーム B 1 が形成される。そして、超音波ビーム B 1 によるエコー信号を超音波送受信部 22 で受信し、エコー信号はエコー信号処理部 23 など処理される。このように超音波ビーム B を形成する度にエコー信号を受信して処理を行うが、以下の説明では、超音波ビームの形成について記載し、エコー信号の受信及び処理の記載については省略する。

【0042】

次に、制御部 21 は、遅延時間を変化させつつステアリング角度を θ_m から 0 に変化させながら超音波ビーム B を形成する。具体的には、図 4 (a) に示した遅延時間の関係から、図 4 (b) に示すように振動子 14 a 24 に対する振動子 14 a 1 の駆動の遅延時間が図 4 (a) に示す遅延時間より小さくなるように徐々に変化させ、さらに、図 4 (c) に示すように振動子 14 a 1 より内側（ただし、開口の中央より外側）の振動子 14 を駆動させる遅延時間が最大となるように変化させ、さらに駆動の遅延時間が最大となる振動子 14 が開口の中央に近くなるように変化させていく。そして、図 4 (d) に示すように駆動の遅延時間が最大となる振動子 14 を開口の中央とし、ステアリング角度が 0 度の超音波ビーム B $k+1$ を形成する。

【0043】

つづいて、超音波ビーム B $k+1$ から超音波ビーム B $k+n$ の走査について説明する。これらの超音波ビーム B は、ステアリング角度が 0 となるように形成されている。制御部 21 は、これらの超音波ビーム B を振動子 14 a 1 乃至 14 a 128 までの振動子 14 を用い、開口を順に振動子 14 a 128 側にずらしながら構成し、その開口内の振動子 14 を用いて開口の中央の振動子 14 の駆動の遅延時間が最大となるようにして形成する。ただし、開口をずらすときに、開口を 2.4 mm とするために、ピッチ 0.1 mm の振動子 14 は 2 つずつ、ピッチ 0.2 mm の振動子 14 は 1 つずつずらすことになり、それに伴ってチャンネル数も変化させる。

【0044】

最後に、図 3 における右側の端部で形成される超音波ビーム B $k+n$ から超音波ビーム B $2k+n$ の走査について説明する。これらの超音波ビーム B は、端部に配列された振動子 14 a 105 乃至 14 a 128 で形成される。超音波ビーム B $k+n$ はステアリング角度が 0 となるように形成され、超音波ビーム B $k+1+n$ から超音波ビーム B $2k+n$ までは開口の中央における円弧の接線の法線に対し角度（ステアリング角度）をもって斜め方向に形成されている。また、ステアリング角度は、超音波ビーム B $k+1+n$ から外側の超音波ビーム B $2k+n$ になるにつれて大きくなり、超音波ビーム B $2k+n$ で最大値 θ_m となる。

【0045】

上記のように斜め方向に超音波ビーム B を形成するために、制御部 21 は、図 5 に示すような各振動子 14 の駆動タイミングの遅延の時間を示すテーブルに基づいて、各振動子 14 に対応する遅延時間だけ超音波を遅らせて送出するように超音波送受信部 22 を制御する。図 5 (a) 乃至 (d) は、横軸の各振動子 14 について縦軸にその振動子 14 の駆

10

20

30

40

50

動を遅延させるべき時間を遅延時間として示したものである。また、図 5 (a) 乃至 (d) は、遅延時間の変化を説明するための代表例である。

【 0 0 4 6 】

まず、制御部 2 1 は、上述のステアリング角度が 0 度の超音波ビーム B k + n を図 5 (a) に示すように遅延時間が最大となる振動子 1 4 を開口の中央として形成したら、次に、図 5 (b) に示すように遅延時間が最大となる振動子 1 4 を開口の中央より外側に变化させていく。さらに、図 5 (c) に示すように振動子 1 4 a 1 0 5 に対し振動子 1 4 a 1 2 8 の駆動のタイミングの遅延が最も大きくなるようにして超音波送受信部 2 2 を制御し、さらに振動子 1 4 a 1 2 8 を駆動するタイミングの遅延時間を徐々に大きくなるように変化させ、最終的に図 5 (d) に示すように振動子 1 4 a 1 0 5 に対し振動子 1 4 a 1 2 8 を駆動するタイミングの遅延が最大となるようにして超音波送受信部 2 2 を制御し、各振動子から超音波を送出させる。

10

【 0 0 4 7 】

上述のように、本実施の形態の超音波プローブを用いることにより、中央部では 0 . 2 mm ピッチの配列の振動子による走査範囲を確保でき、両端では、小さいピッチすなわち本例では 0 . 1 mm のピッチの振動子を用いたステアリングが可能となる。つまり、〔背景技術〕に示した図 7 から、ステアリングにより 4 0 度傾けることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

一方、ステアリングを行わない超音波ビーム B k + 1 から超音波ビーム B k + n による走査範囲の角度すなわち視野角は、8 0 個の 0 . 2 mm ピッチの振動子と 2 4 個 (片側 1 2 個ずつ) の 0 . 1 mm ピッチの振動子を半径 1 0 mm の円弧に並べたときの角度、 $360 \times (0.1 \times 24 + 0.2 \times 80) / (2 \times 10 \times 3.14) = 105.5$ [度] である。

20

【 0 0 4 9 】

本実施の形態では上記超音波ビーム B k + 1 から超音波ビーム B k + n による視野角にさらにステアリングによる走査範囲が加わるので、本実施の形態の視野角は、 $105.5 + 2 \times 40 = 185.5$ [度] となる。

【 0 0 5 0 】

一方、〔背景技術〕に記載したように 0 . 1 mm ピッチの振動子で構成しステアリングを行った場合には 1 3 9 . 6 [度] 、 0 . 2 mm ピッチの振動子で構成しステアリングを行った場合には 1 2 9 . 2 [度] である。

30

【 0 0 5 1 】

したがって、上述のように両端部の各 2 4 個の振動子 1 4 を 0 . 1 mm ピッチという小さいピッチ、それ以外の 8 0 個の振動子 1 4 は 0 . 2 mm ピッチという大きいピッチで構成することにより、ステアリングを行わない超音波ビームによる視野角を確保しつつ、かつステアリング角を大きくすることができ、合計の視野角を大きくすることが可能となる。このように視野角を広げることにより、腫瘍などの病変発見率の向上に寄与できる。

【 0 0 5 2 】

また、上述した振動子の構成の総数 1 2 8 個、半径 1 0 mm の円弧、振動子ピッチ、及び、超音波の周波数 7 . 5 MHz は一例として示したものでありこれらに限られるものではない。

40

【 0 0 5 3 】

また、端部が上述のように 0 . 1 mm ピッチの振動子 1 4 だけではなく、0 . 1 mm ピッチの振動子と 0 . 2 mm ピッチの振動子 1 4 とを含むようにしてもよい。例えば、端部において、最端側 (振動子の配列の最端) が 0 . 1 mm ピッチの振動子 1 4 、中央部近傍側が 0 . 2 mm ピッチの振動子 1 4 、また、最端側が 0 . 2 mm ピッチの振動子 1 4 、中央部近傍側が 0 . 1 mm ピッチの振動子 1 4 というような構成である。このような構成によれば、端部に含まれる 0 . 1 mm ピッチの振動子 1 4 によりグレーティングローブの発生が抑えられるので、ステアリング角度を大きくすることができる。したがって、端部に

50

0.1mmピッチの振動子14含ませることにより、合計の視野角を大きくすることが可能となる。

【0054】

また、第2のピッチとして複数のピッチ、例えば0.1mm及び0.05mmなどの2種類のピッチを用いて構成してもよい。

【0055】

[第2の実施の形態]

次に、図面を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。なお、以下には第1の実施の形態と実質的に同様の構成については、詳細な説明を省略し、主に異なる点について述べる。

【0056】

本実施の形態の特徴は、同じピッチで形成した振動子の部分的に隣接する振動子の複数個を電氣的に短絡接続することによって、等価的に異なるピッチの配列をとする点にある。

(超音波プローブの構成)

図6に探触子部11の断面の一部分を示す。また、図6には、振動子14'と配線パターンのみを示し、その他は省略した。

【0057】

本実施の形態の探触子部11は、図6に示すように、0.1mmピッチとなる同じ大きさの振動子14'a1乃至14'a208が先端の円弧に沿って形成されている。そして、振動子14'a1、・・・、14'a24及び振動子14'a185、・・・、14'a208は、それぞれに配線パターンが形成され、振動子14'a25、14'a26・・・14'a183、14'a184は、2つずつの振動子14'を1つに繋ぐ配線パターンが形成されている。

【0058】

したがって、振動子14'a1、・・・、14'a24及び振動子14'a185、・・・、14'a208は、それぞれが1つの振動子として動作する。一方、振動子14'a25、14'a26・・・14'a183、14'a184は、配線パターンで繋がれた振動子、すなわち振動子14'a25と14'a26、振動子14'a27と14'a28、・・・、14'a183と14'a184のそれぞれ1組の振動子が1つの振動子のように動作する。すなわち、0.1mmピッチとなる同じ大きさで形成された振動子を配線することで0.2mmピッチを構成している。

【0059】

また、このような探触子部11を有する超音波プローブは、連続して配列される同じ大きさの振動子14'を形成するステップと、例えば上記のように0.1mmピッチ及び0.2mmピッチといった異なるピッチを構成するように配線するステップとを含む製造方法により製造することができる。

【0060】

また、振動子14'を例えば0.05mmで形成してもよく、この場合0.1mmピッチを構成するためには、振動子14'を2つ繋ぎ、0.2mmピッチを構成するためには振動子'を4つ繋ぐ配線パターンを形成すればよい。すなわち、振動子14'は、構成すべき最小ピッチの整数分の1の大きさであればよい。

【0061】

本実施の形態によれば、同じ大きさの振動子を電氣的に短絡させて接続する配線により、第1の実施の形態の如き配列の振動子を等価的に実現できる。これによれば、振動子のピッチは等間隔で形成すればよいので容易に製造することができる。また、種々のピッチパターンを電氣的接続(配線)を変更するだけ製造することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明に係る第1の実施の形態の超音波診断システムの構成を示す斜視図である

10

20

30

40

50

。

【図 2】本発明に係る第 1 の実施の形態の超音波診断システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示す超音波システムに接続される超音波プローブの探触子部の断面図である。

【図 4】(a) 乃至 (d) は、それぞれ遅延時間のテーブルを示し、遅延時間の変化を説明するための図である。

【図 5】(a) 乃至 (d) は、それぞれ遅延時間のテーブルを示し、遅延時間の変化を説明するための図である。

【図 6】探触子部の断面の一部分を示す図である。

10

【図 7】(a) 乃至 (d) は、振動子のピッチが 0 . 1 m m の場合の各ステアリング角度における音場の様子を示す図である。

【図 8】(a) 乃至 (d) は、振動子のピッチが 0 . 2 m m の場合の各ステアリング角度における音場の様子を示す図である。

【符号の説明】

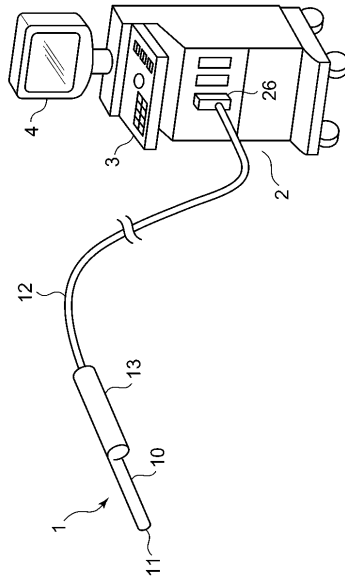
【 0 0 6 3 】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波処理装置
- 3 操作パネル
- 4 モニタ手段
- 1 0 挿入部
- 1 1 探触子部
- 1 2 ケーブル
- 1 3 グリップ部
- 1 4 、 1 4 ' 振動子
- 1 5 信号線
- 1 6 整合層
- 1 7 音響レンズ
- 1 8 バッキング材
- 2 1 制御部
- 2 2 超音波送受信部
- 2 3 エコー信号処理部
- 2 4 D S C
- 2 5 フレームメモリ
- 2 6 データ合成手段
- B 超音波ビーム

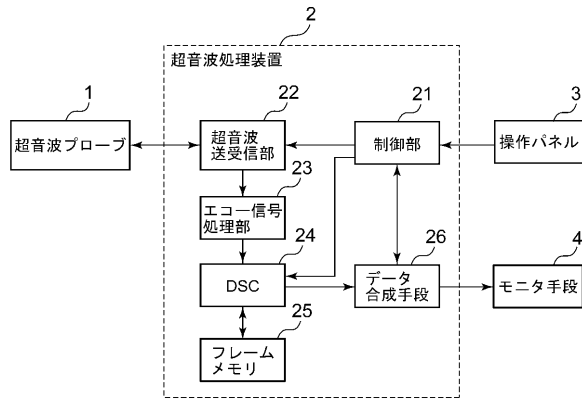
20

30

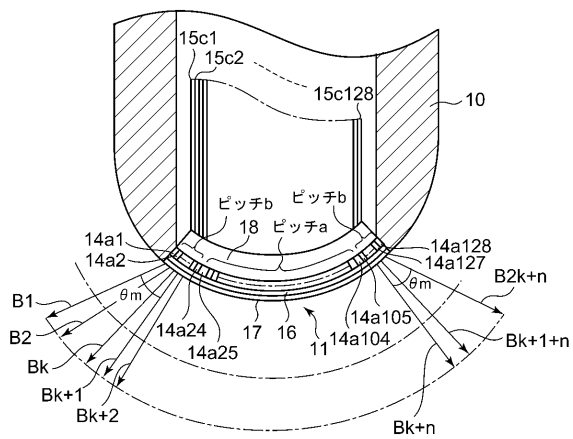
【図 1】



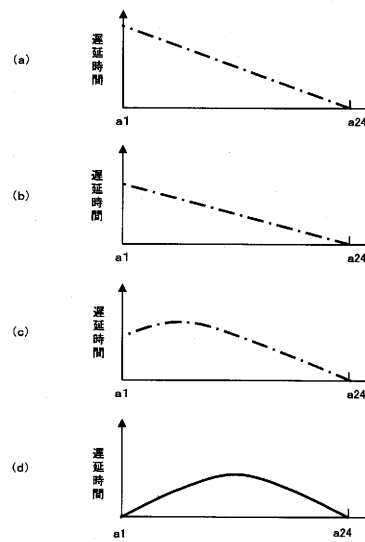
【図 2】



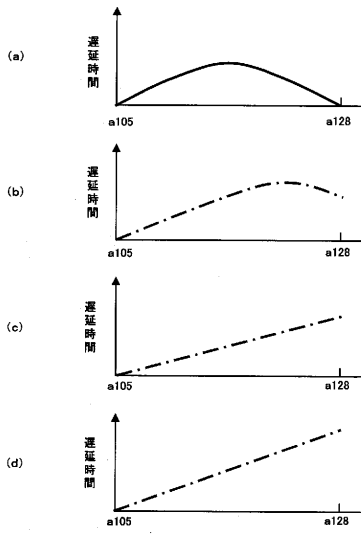
【図 3】



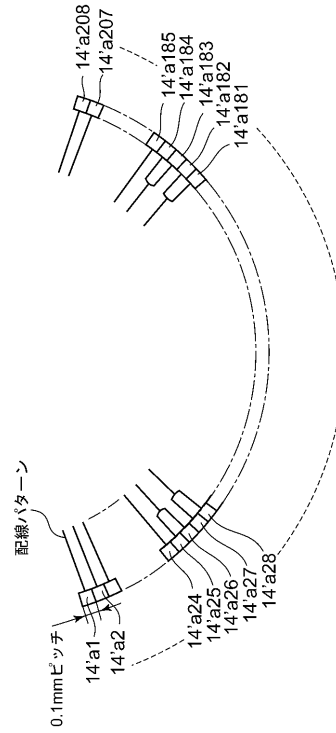
【図 4】



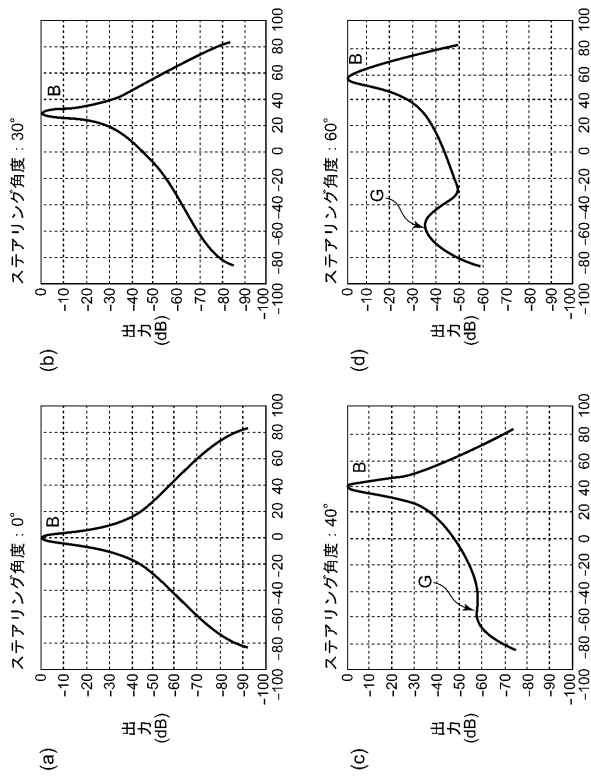
【図 5】



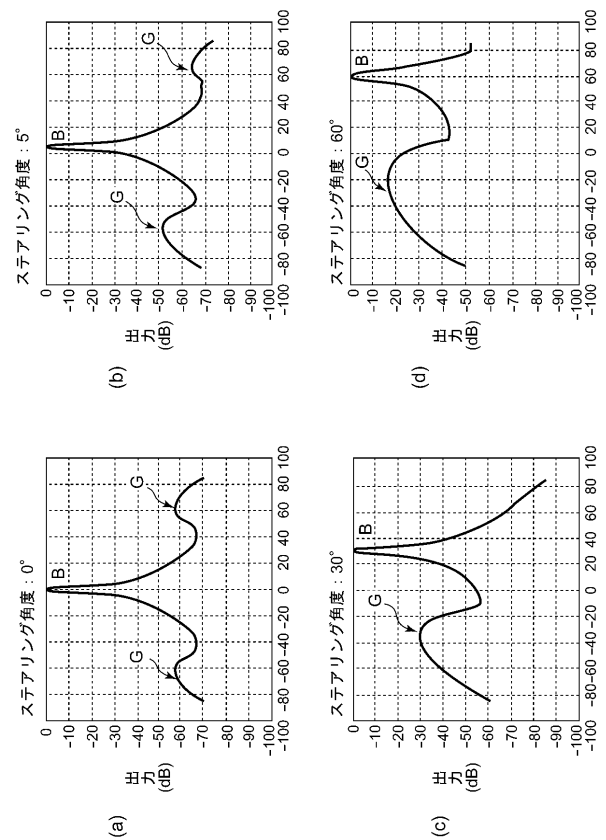
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB08 BB22 EE05 EE22 FE01 FE07 GA02 GA03 GB04
GB20 HH22 HH23 HH31

要解决的问题：提供一种超声波探头，其能够通过使用多个振动器来扩展用于扫描的可见度，所述超声波束通过使用在插入部件的远端处以圆弧排列的多个振动器来执行，以插入到体腔中，以及配备超声波探头的超声波诊断系统。ZSOLUTION：超声波探头包括杆状插入部分10，其可以插入到对象的体腔中并且其远端形成圆弧，并且多个振动器14沿着远端处的圆弧排列。超声波探头的特征在于振动器以不同的间距排列在阵列的中心和末端。Z

