

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6110760号
(P6110760)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-175711 (P2013-175711)
 (22) 出願日 平成25年8月27日(2013.8.27)
 (65) 公開番号 特開2015-43824 (P2015-43824A)
 (43) 公開日 平成27年3月12日(2015.3.12)
 審査請求日 平成27年10月2日(2015.10.2)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (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 山本 拓明
 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】 超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

配列された複数の素子を有する探触子と、

前記探触子の前記複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信する送信部と、

前記送信部から送信された超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した前記探触子の前記複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成する受信部と、

前記素子データに対して前記第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する素子データ処理部と、

前記反射成分除去データに対し受信フォーカスを行って超音波画像の画像信号を生成する画像生成部と、

前記素子データ処理部で生成された前記反射成分除去データに対し、前記第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って前記第2の方向に沿った画像信号を生成するように前記画像生成部を制御する制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信部は、前記第1の方向の互いに位置の異なる少なくとも2つの焦点を形成して複数の超音波ビームを順次送信し、

前記素子データ処理部は、前記複数の超音波ビームにそれぞれ対応して前記受信部で生成された複数の素子データから前記反射成分除去データを生成する請求項1に記載の超音

10

20

波診断装置。

【請求項 3】

前記素子データ処理部は、前記複数の素子データの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記素子データ処理部は、前記複数の素子データの差分をとる際に、前記複数の素子データのうちのいずれかの素子データ、あるいは、前記複数の素子データに対して重み付けした上で差分をとる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記素子データ処理部は、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応して前記受信部で生成された前記所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせるることにより前記第 1 の方向から生じる反射成分を強調した重ね合わせ処理済みデータを生成し、前記重ね合わせ処理済みデータを用いて前記反射成分除去データを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記重ね合わせ処理済みデータとの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記重ね合わせ処理済みデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとる請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記素子データ処理部は、シミュレーションにより前記第 1 の方向から生じる反射波を表すシミュレーションデータを生成し、前記シミュレーションデータを用いて前記反射成分除去データを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記シミュレーションデータとの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記シミュレーションデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとる請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像生成部は、

前記素子データに対し、前記第 1 の方向に受信フォーカスを行って前記第 1 の方向に沿った組織撮像用の画像信号を生成する組織画像生成部と、

前記反射成分除去データに対し、前記第 2 の方向に受信フォーカスを行って前記第 2 の方向に沿った針撮像用の画像信号を生成する針画像生成部と

40

を有する請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記組織画像生成部で生成された前記組織撮像用の画像信号と前記針画像生成部で得られた前記針撮像用の画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えた請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記画像合成部で合成された画像信号に基づいて超音波画像を表示する表示部を備えた請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

50

前記画像生成部で生成された画像信号に基づいて超音波画像を表示する表示部を備えた請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

超音波画像の画像信号を生成する超音波診断装置の作動方法であって、
送信部が、探触子の複数の素子から第 1 の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを形成し、

受信部が、前記超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した前記探触子の前記複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成し、

素子データ処理部が、前記素子データに対して前記第 1 の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、

制御部の制御により、画像生成部が、前記反射成分除去データに対し、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に受信フォーカスを行って前記第 2 の方向に沿った超音波画像の画像信号を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法に係り、特に、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行って超音波画像の生成を行う超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法に関する。

【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、探触子から被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを探触子で受信して、その受信信号を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】

このような超音波診断装置においては、探触子の直下に位置する被検体内の断層画像をリアルタイムで観察することができる。このため、例えば、針を被検体内の目標箇所まで穿刺する場合に、探触子を目標箇所の直上に配置して被検体内の超音波画像を生成し、探触子の近傍から目標箇所に向けて斜めに穿刺することで、被検体内における針の位置を超音波画像上において確認しながら穿刺を進めることが行われている。

ただし、一般に、針の表面は滑らかであるため、探触子から被検体内を伝搬してきた超音波ビームは、針の表面で正反射を呈しやすく、また、針は目標箇所に向けて斜めに穿刺されるため、探触子の法線方向に送信された超音波ビームの針表面での正反射を探触子の受信開口に捉えて針を描出することが困難になるおそれがある。

【0004】

そこで、探触子の法線方向ではなく、針に直交する方向に超音波ビームを送信し、また、受信フォーカスを実施することで針の描出を行うことが知られている。

例えば、特許文献 1 には、組織撮像を目的として探触子の素子面と垂直となる第 1 の方向に超音波ビームを送信、受信して第 1 の画像を生成し、針撮像を目的として素子面と垂直な方向とは異なる複数の第 2 の方向に超音波ビームを送信、受信して第 2 の画像群を生成し、第 2 の画像群を解析して針が描出された画像を生成し、第 1 の画像と合成する超音波診断装置が開示されている。

特許文献 1 の装置によれば、第 2 の複数の方向に針に直交する方向が含まれることで、針が良好に描出された超音波画像を生成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2012 - 213606 号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1の装置では、組織撮像を目的とした第1の方向への超音波ビームの送信と、針撮像を目的とした第2の方向への複数回の超音波ビームの送信を要するため、フレームレートが低下するという問題があった。

このため、例えば、探触子の法線方向に超音波ビームを送信することで得られた受信信号に対し、探触子の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像を生成する一方、針に直交する方向にも受信フォーカスを実施して針画像を生成する方法が、本出願人により考案されている。この方法によれば、1回の超音波ビームの送信で、組織画像と針画像の双方を生成することができる。

10

【0007】

ただし、探触子の法線方向に超音波ビームを送信しているため、探触子の各素子から針の方向に送信される超音波の強度および針からの反射波を各素子が受信する信号の強度が、同時に探触子の法線方向に送信される超音波の強度および法線方向からの反射波を受信する信号の強度に比べて低くなる。その結果、画像のS/N比が低下し、針を明瞭に描出することが困難になるおそれがあった。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行っても明瞭な超音波画像を生成することができ超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明に係る超音波診断装置は、配列された複数の素子を有する探触子と、探触子の複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信する送信部と、送信部から送信された超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した探触子の複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成する受信部と、素子データに対して第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する素子データ処理部と、反射成分除去データに対し受信フォーカスを行って超音波画像の画像信号を生成する画像生成部と、素子データ処理部で生成された反射成分除去データに対し、第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った画像信号を生成するように画像生成部を制御する制御部とを備えたものである。

30

【0010】

送信部が、第1の方向の互いに位置の異なる少なくとも2つの焦点を形成して複数の超音波ビームを順次送信し、素子データ処理部は、複数の超音波ビームにそれぞれ対応して受信部で生成された複数の素子データから反射成分除去データを生成するように構成することができる。

この場合、素子データ処理部は、複数の素子データの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、複数の素子データの差分をとる際に、複数の素子データのうちのいずれかの素子データ、あるいは、複数の素子データに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

40

【0011】

また、素子データ処理部は、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応して受信部で生成された所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせることで第1の方向から生じる反射成分を強調した重ね合わせ処理済みデータを生成し、重ね合わせ処理済みデータを用いて反射成分除去データを生成するように構成することもできる。

この場合、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データと重ね合わせ処理済みデータとの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データと重ね合

50

わせ処理済みデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

【 0 0 1 2 】

さらに、素子データ処理部は、シミュレーションにより第 1 の方向から生じる反射波を表すシミュレーションデータを生成し、シミュレーションデータを用いて反射成分除去データを生成するように構成してもよい。

この場合、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データとシミュレーションデータとの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データとシミュレーションデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

10

【 0 0 1 3 】

画像生成部は、素子データに対し、第 1 の方向に受信フォーカスを行って第 1 の方向に沿った組織撮像用の画像信号を生成する組織画像生成部と、反射成分除去データに対し、第 2 の方向に受信フォーカスを行って第 2 の方向に沿った針撮像用の画像信号を生成する針画像生成部とを有することが好ましい。

組織画像生成部で生成された組織撮像用の画像信号と針画像生成部で得られた針撮像用の画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えることが好ましい。さらに、画像合成部で合成された画像信号に基づいて超音波画像を表示する表示部を備えることが好ましい。

20

また、画像生成部で生成された画像信号に基づいて超音波画像を表示する表示部を備えることもできる。

【 0 0 1 4 】

この発明に係る超音波診断装置の作動方法は、超音波画像の画像信号を生成する超音波診断装置の作動方法であって、送信部が、探触子の複数の素子から第 1 の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを形成し、受信部が、超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した探触子の複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成し、素子データ処理部が、素子データに対して第 1 の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、制御部の制御により、画像生成部が、反射成分除去データに対し、第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に受信フォーカスを行って第 2 の方向に沿った超音波画像の画像信号を生成する方法である。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

この発明によれば、第 1 の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信することで素子データを生成し、素子データに対して第 1 の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、反射成分除去データに対し第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に受信フォーカスを行って第 2 の方向に沿った超音波画像を生成するので、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行っても明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

40

【 0 0 1 6 】

【図 1】この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】実施の形態 1 における素子データ処理部の構成を示す図である。

【図 3】実施の形態 1 における超音波の送信の様子を示す図である。

【図 4】実施の形態 1 で得られる第 1 の素子データ、第 2 の素子データおよび反射成分除去データを模式的に示す図である。

【図 5】実施の形態 1 の動作を示すフローチャートである。

【図 6】実施の形態 2 における素子データ処理部の構成を示す図である。

【図 7】実施の形態 2 における重ね合わせ処理を説明するための図である。

【図 8】実施の形態 2 で得られる素子データ、重ね合わせ処理済みデータおよび反射成分

50

除去データを模式的に示す図である。

【図 9】実施の形態 2 の動作を示すフローチャートである。

【図 10】実施の形態 3 における素子データ処理部の構成を示す図である。

【図 11】実施の形態 3 におけるシミュレーション処理の動作を示すフローチャートである。

【図 12】実施の形態 3 で得られる素子データ、シミュレーションデータおよび反射成分除去データを模式的に示す図である。

【図 13】実施の形態 3 の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

10

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、探触子 1 を有し、この探触子 1 に送信部 2 および受信部 3 が接続されている。受信部 3 には、組織画像生成部 4 と素子データメモリ 5 が並列に接続され、素子データメモリ 5 に素子データ処理部 6 を介して針画像生成部 7 が接続されている。組織画像生成部 4 および針画像生成部 7 に画像合成部 8 が接続され、さらに、画像合成部 8 に表示制御部 9 を介して表示部 10 が接続されている。

送信部 2、受信部 3、組織画像生成部 4、素子データメモリ 5、素子データ処理部 6、針画像生成部 7、画像合成部 8 および表示制御部 9 に制御部 11 が接続され、制御部 11 に操作部 12 と格納部 13 がそれぞれ接続されている。

20

【0018】

組織画像生成部 4 は、探触子 1 の直下に位置する被検体の組織画像を生成するためのもので、受信部 3 に接続された第 1 の受信フォーカス部 21 と、第 1 の受信フォーカス部 21 に順次接続された検波処理部 22 および画像メモリ 23 を含んでおり、検波処理部 22 および画像メモリ 23 が画像合成部 8 に接続されている。

一方、針画像生成部 7 は、被検体内に穿刺された針の超音波画像を生成するためのもので、組織画像生成部 4 と同様の構成を有している。すなわち、針画像生成部 7 は、素子データ処理部 6 に接続された第 2 の受信フォーカス部 31 と、第 2 の受信フォーカス部 31 に順次接続された検波処理部 32 および画像メモリ 33 を含んでおり、検波処理部 32 および画像メモリ 33 が画像合成部 8 に接続されている。

30

【0019】

探触子 1 は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の素子を有している。これらの素子は、それぞれ超音波トランスデューサからなり、送信部 2 から供給される駆動信号に従っ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。超音波トランスデューサは、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、PMN-P（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成され、所定の面積の超音波送受信面を有している。

40

【0020】

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

【0021】

送信部 2 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、制御部 11 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、探触子 1 の複数の素子から発せられる超音波が第 1 の方向に送信される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

50

量を調節して複数の素子に供給する。ここでは、第 1 の方向は、探触子 1 の素子面の法線方向に設定されるものとする。

また、受信部 3 は、探触子 1 のそれぞれの素子から出力される受信信号を増幅して A / D 変換し、デジタル化された素子データを生成する。

【 0 0 2 2 】

組織画像生成部 4 の第 1 の受信フォーカス部 2 1 は、受信部 3 で生成された素子データにそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して、第 1 の方向すなわち探触子 1 の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施する。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた組織撮像用の音線信号が生成される。

10

【 0 0 2 3 】

検波処理部 2 2 は、第 1 の受信フォーカス部 2 1 で生成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、組織撮像用の B モード画像信号を生成し、画像合成部 8 に出力する、あるいは、画像メモリ 2 3 に格納する。

【 0 0 2 4 】

素子データメモリ 5 は、受信部 3 で生成された素子データを格納し、素子データ処理部 6 に出力する。

素子データ処理部 6 は、受信部 3 で生成された素子データに対し、第 1 の方向である探触子 1 の素子面の法線方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する。この実施の形態 1 においては、図 2 に示されるように、素子データ処理部 6 は、素子データメモリ 5 に接続された差分演算部 4 1 により構成されている。

20

【 0 0 2 5 】

針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 は、素子データ処理部 6 で生成された反射成分除去データにそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して、第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に受信フォーカスを実施する。ここで、第 2 の方向は、被検体の体内に穿刺された針に直交する方向に設定されるものとする。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた針撮像用の音線信号が生成される。

【 0 0 2 6 】

30

検波処理部 3 2 は、第 2 の受信フォーカス部 3 1 で生成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、針撮像用の B モード画像信号を生成し、画像合成部 8 に出力する、あるいは、画像メモリ 3 3 に格納する。

【 0 0 2 7 】

画像合成部 8 は、組織画像生成部 4 から出力された組織撮像用の B モード画像信号と針画像生成部 5 から出力された針撮像用の B モード画像信号を、それぞれ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）し、階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、これら組織撮像用の B モード画像信号と針撮像用の B モード画像信号を互いに合成する。

40

表示制御部 9 は、画像合成部 8 で合成された B モード画像信号に基づいて、表示部 1 0 に超音波画像を表示させる。

表示部 1 0 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 9 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

制御部 1 1 は、操作者により操作部 1 2 から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

操作部 1 2 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 1 3 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルデ

50

ディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

なお、素子データ処理部6と、組織画像生成部4の第1の受信フォーカス部21および検波処理部22と、針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31および検波処理部32と、画像合成部8および表示制御部9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。

【0029】

この実施の形態1における超音波の送受信の方法について説明する。図3に示されるように、被検体Sの体表に探触子1を接触させた状態で、探触子1の近傍から角度 θ で針Nが穿刺されるものとする。

10

まず、探触子1の素子面の法線方向である第1の方向D1の所定の深さに第1の送信焦点F1を形成して、送信部2により、第1の方向D1に向けて第1の超音波ビームを送信すると、第1の超音波ビームは第1の送信焦点F1に収束した後、所定の広がりを持って被検体S内を伝搬することとなる。

このとき、探触子1から第1の送信焦点F1を経由して第1の方向D1に存在する反射点Cに向かう送信波は、第1の方向D1と平行な経路R0に沿って伝搬し、反射点Cによる反射波が探触子1の各素子で受信される。また、探触子1から第1の送信焦点F1を経由して針Nに直交する第2の方向D2に進行する送信波は、経路R1に沿って伝搬し、針Nの表面による反射波が探触子1の各素子で受信される。

【0030】

20

次に、第1の方向D1で且つ第1の送信焦点F1よりも深い位置に第2の送信焦点F2を形成して、送信部2により、第1の方向D1に向けて第2の超音波ビームを送信すると、第2の超音波ビームは第2の送信焦点F2に収束した後、所定の広がりを持って被検体S内を伝搬する。

このとき、探触子1から第2の送信焦点F2を経由して第1の方向D1に存在する反射点Cに向かう送信波は、第1の超音波ビームのときと同じ経路R0に沿って伝搬し、反射点Cによる反射波が探触子1の各素子で受信される。一方、探触子1から第2の送信焦点F2を経由して針Nに直交する第2の方向D2に進行する送信波は、経路R2に沿って伝搬し、針Nの表面による反射波が探触子1の各素子で受信される。

走査線を探触子1の素子の配列方向に移動させつつ、上述のように、走査線毎に第1の超音波ビームおよび第2の超音波ビームを順次送信して、それぞれ受信部3で第1の素子データおよび第2の素子データを生成する。

30

【0031】

このようにして、第1の超音波ビームの送信により取得された第1の素子データおよび第2の超音波ビームの送信により取得された第2の素子データを、それぞれ図4(A)および(B)に示す。第1の素子データには、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。同様に、第2の素子データにも、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。

ここで、第1の方向D1に存在する反射点Cに対しては、第1の超音波ビームを送受信した際も第2の超音波ビームを送受信した際も同一の経路R0に沿って同一の伝搬長だけ超音波が伝搬するため、第1の方向D1からの反射波H1は、第1の素子データと第2の素子データとで、互いに同じ時間位置(深さ位置)に存在する。

40

一方、針Nに対しては、第1の超音波ビームを送受信した際と第2の超音波ビームを送受信した際とで、送信波の経路R1およびR2が互いに異なると共に反射波の経路も異なるため、針Nからの反射波H2は、第1の素子データと第2の素子データとで、互いに異なる時間位置(深さ位置)に存在している。

【0032】

そこで、素子データ処理部6を構成する差分演算部41で第1の素子データと第2の素子データの差分をとることにより、針Nからの反射波H2を残しつつ、第1の方向D1からの反射波H1を除去することができる。このとき、第1の素子データにおける針Nから

50

の反射波 H 2 と第 2 の素子データにおける針 N からの反射波 H 2 の双方が共に残ることとなるが、例えば、第 2 の素子データにおける針 N からの反射波 H 2 を除去することで、図 4 (C) に示されるように、針 N からの反射波 H 2 を含む反射成分除去データが生成される。あるいは、第 1 の素子データにおける針 N からの反射波 H 2 と第 2 の素子データにおける針 N からの反射波 H 2 を合成して、反射成分除去データを生成することもできる。

例えば、第 1 の素子データと第 2 の素子データの差分をとった差分データにおいて、H o u g h 変換を行って複数の直線を抽出し、1 本の直線と、この直線に平行且つ長い他の直線が見つかった場合に、どちらか一方の直線を削除すればよい。すなわち、差分データ上において、削除する直線部分の差分値をゼロと置き換えればよい。また、どちらか一方の直線を削除する場合には、第 1 の素子データの同位置に類似の直線形状の模様の存在する側を残すようにすればよい。なお、第 1 の素子データおよび第 2 の素子データとも、針以外の反射波も含むため、第 1 の素子データおよび第 2 の素子データを縮小または平滑化処理したうえで上記処理を行ってもよいことはいうまでもない。

このような反射成分除去データに対して、第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを行うことにより、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 に影響されることなく、S / N 比の優れた針画像を生成することができる。

【 0 0 3 3 】

なお、図 3 に示したように、探触子 1 の複数の素子が直線状に配列された、いわゆるリニア型プローブの場合には、それぞれの素子の法線方向が互いに平行となり、この法線方向に第 1 の方向 D 1 を設定すればよいが、複数の素子が湾曲状に配列された、いわゆるコンベックス型プローブでは、それぞれの素子の法線方向が互いに異なることとなる。この場合、それぞれの素子の法線方向に第 1 の方向 D 1 を設定することができる。

また、第 2 の方向 D 2 は、必ずしも、針 N に直交する方向にする必要はなく、第 1 の方向 D 1 よりも針 N に向いた方向、すなわち、素子の法線方向よりも針 N となす角度が直角に近い方向であればよい。

【 0 0 3 4 】

次に、図 5 のフローチャートを参照して実施の形態 1 の動作について説明する。

実施の形態 1 では、n 本の走査線 L 1 ~ L n を設定して走査を行うことにより、探触子 1 の素子面の法線方向の組織画像と針 N に直交する方向の針画像を生成するものとする。

まず、ステップ S 1 で、走査線 L i を L 1 に初期化し、ステップ S 2 で、第 1 番目の走査線 L 1 に対し、第 1 の方向 D 1 である探触子 1 の素子面の法線方向における所定の深さの第 1 の送信焦点 F 1 に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部 3 により第 1 の素子データを取得する。すなわち、送信部 2 から供給される駆動信号に従い、走査線 L 1 に対応する送信開口を構成する複数の素子から第 1 の送信焦点 F 1 に送信フォーカスが実施されて超音波ビームが送信され、被検体からの反射波を受信した各素子から出力される受信信号が受信部 3 で増幅され、デジタル化されて、素子データメモリ 5 に格納される。

【 0 0 3 5 】

続くステップ S 3 で、同じ第 1 の走査線に対し、今度は第 1 の方向 D 1 で且つ第 1 の送信焦点 F 1 と異なる深さ位置の第 2 の送信焦点 F 2 に送信フォーカスを実施して受信部 3 により第 2 の素子データが取得され、素子データメモリ 5 に格納される。

次に、ステップ S 4 で、i = n になったか否か、すなわち、n 本のすべての走査線 L 1 ~ L n について第 1 の素子データおよび第 2 の素子データの取得が完了したか否かが判定される。

ここでは、i の値がまだ「1」であるので、ステップ S 5 に進み、i の値を「1」だけ増加させて「2」とした後、ステップ S 2 に戻る。そして、ステップ S 2 ~ S 3 により、第 2 番目の走査線 L 2 に対応する第 1 の素子データおよび第 2 の素子データが取得され、それぞれ素子データメモリ 5 に格納される。

同様にして、i = n になるまで、i の値を順次「1」だけ増加させてステップ S 2 ~ S 3 が繰り返される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

このようにして、 n 本のすべての走査線 $L_1 \sim L_n$ について第 1 の素子データおよび第 2 の素子データの取得が完了すると、ステップ S_4 からステップ S_6 に進み、素子データ処理部 6 を構成する差分演算部 4 1 により、素子データメモリ 5 に格納されている走査線 $L_1 \sim L_n$ に関する第 1 の素子データと第 2 の素子データの差分が演算され、第 1 の方向 D_1 からの反射波 H_1 が除去された反射成分除去データが生成される。このとき、差分演算において、第 1 の素子データおよび第 2 の素子データのいずれか一方のデータ、あるいは双方のデータに重み付けして差分演算を行うようにしてもよい。

続くステップ S_7 で、差分演算部 4 1 により生成された反射成分除去データに対し、第 2 の方向 D_2 である針 N に直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像が生成される。

10

すなわち、針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 で、針 N に直交する方向に受信フォーカスが行われるように、反射成分除去データにそれぞれの遅延補正が施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで針撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対し、検波処理部 3 2 により包絡線検波処理が施され、針撮像用の B モード画像信号が生成されて、画像メモリ 3 3 に格納される。

【 0 0 3 7 】

さらに、ステップ S_8 で、素子データメモリ 5 に格納されている走査線 $L_1 \sim L_n$ に関する第 1 の素子データに対し、第 1 の方向 D_1 である探触子 1 の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像が生成される。

20

すなわち、組織画像生成部 4 の第 1 の受信フォーカス部 2 1 で、素子面の法線方向に受信フォーカスが行われるように、第 1 の素子データにそれぞれの遅延補正が施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで組織撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対し、検波処理部 2 2 により包絡線検波処理が施され、組織撮像用の B モード画像信号が生成されて、画像メモリ 2 3 に格納される。

【 0 0 3 8 】

そして、ステップ S_9 で、組織画像生成部 4 の画像メモリ 2 3 に格納されている組織画像の B モード画像信号と針画像生成部 7 の画像メモリ 3 3 に格納されている針画像の B モード画像信号が画像合成部 8 でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像の B モード画像信号が生成される。

30

この表示画像の B モード画像信号は、画像合成部 8 から表示制御部 9 に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部 1 0 に表示される。

【 0 0 3 9 】

素子データ処理部 6 により第 1 の方向 D_1 からの反射波 H_1 を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 で第 2 の方向 D_2 に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第 1 の方向 D_1 とは異なる第 2 の方向 D_2 に受信フォーカスを行っても、第 1 の方向 D_1 からの反射波 H_1 に影響されることなく、 S/N 比の優れた明瞭な針画像を生成することができる。

【 0 0 4 0 】

40

上記の実施の形態 1 では、ステップ $S_1 \sim S_5$ により、 n 本のすべての走査線 $L_1 \sim L_n$ について第 1 の素子データおよび第 2 の素子データの取得を完了した後に、ステップ S_6 で反射成分除去データを生成し、ステップ S_7 および S_8 で、それぞれ受信フォーカスを実施して針画像と組織画像を生成したが、これに限るものではない。例えば、それぞれの走査線 L_i に対して第 1 の素子データおよび第 2 の素子データを取得する毎に、これら第 1 の素子データおよび第 2 の素子データを用いて走査線 L_i に対応する反射成分除去データを生成し、走査線 L_i に対応する針画像と組織画像を生成してもよい。すべての走査線 $L_1 \sim L_n$ についてそれぞれ針画像と組織画像が生成されたところで、これらの針画像および組織画像が合成される。

【 0 0 4 1 】

50

実施の形態 2

図 6 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられる素子データ処理部 6 A の内部構成を示す。この超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置において、素子データ処理部 6 の代わりに素子データ処理部 6 A を用いたものであり、その他の構成は、実施の形態 1 と同様である。

素子データ処理部 6 A は、素子データメモリ 5 に接続された重ね合わせ処理部 4 2 を有し、この重ね合わせ処理部 4 2 と素子データメモリ 5 の双方に差分演算部 4 3 が接続されると共に重ね合わせ処理部 4 2 に遅延時間算出部 4 4 が接続され、差分演算部 4 3 が針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 に接続されている。

【 0 0 4 2 】

10

重ね合わせ処理部 4 2 は、探触子 1 の連続する所定数の素子に対応して受信部 3 で生成された所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせる重ね合わせ処理を行い、差分演算部 4 3 は、重ね合わせ処理部 4 2 で生成された重ね合わせ処理済みデータと素子データメモリ 5 に格納されている素子データの差分をとることにより反射成分除去データを生成する。

遅延時間算出部 4 4 は、重ね合わせ処理部 4 2 における重ね合わせ処理に要する素子データ間の遅延時間を算出する。

【 0 0 4 3 】

重ね合わせ処理部 4 2 における重ね合わせ処理は、超音波ビームの送信焦点を仮想的な音源とみなし、この音源から反射点までの幾何学的な伝播長から、各走査線における反射点の到着時間の遅延差を求め、この遅延差を補正して複数の走査線の素子データを加算することで、走査線上の信号を強調するものである。

20

【 0 0 4 4 】

ここで、図 7 を参照して、重ね合わせ処理について説明する。

連続する 5 本の走査線に対応する 5 つの素子データに対して、連続する 3 つの素子データを互いに重ね合わせる処理を行うものとする。

図 7 (a) は、連続する 5 本の走査線に対応する 5 つの素子データを並べて表示しており、それぞれ、超音波ビームを送信し、反射波を受信した様子を表している。各素子データの横軸は、反射波を受信した素子を表しており、それぞれの素子データにおいて超音波ビームの送信開口の中央の素子を中心にして表示している。縦軸は、受信時間を表す。

30

5 つの素子データのうち、中央の素子データでは、開口の中央の素子の直下に反射点が存在しており、反射点からの反射波が受信されている。すなわち、この反射波は真の信号であり、中央の素子データは、真の信号を表している。

【 0 0 4 5 】

中央の素子データの両側に表示された 2 つの素子データについては、送信開口の中央の素子の直下に反射点は存在していないが、送信した超音波ビームの広がりによって、中央の素子データにおける中央の素子の直下に存在する反射点に超音波ビームが照射されることで生じた反射波、すなわちゴースト信号が写り込んでいる。ゴースト信号は、真の信号から離れるほど反射点までの超音波の伝播時間が長くなるため、真の信号よりも受信時間が遅くなる。

40

【 0 0 4 6 】

また、反射点からの反射波が初めに受信される受信素子は、反射点の直上に位置する素子であるが、素子データの横軸は対応する走査線における超音波ビームの送信開口の中央の素子を中心にして表示され、走査線毎にこの中央の素子を 1 素子ずつずらして超音波ビームの送信を行っていることから、それぞれの走査線に対応する素子データにおいて、素子の絶対位置は 1 素子ずつずれたものとなっている。すなわち、5 つの素子データのうち、中央の素子データでは、反射点からの反射波を初めに受信する受信素子は中央に位置する素子であるが、中央の素子データの両側に隣接する素子データにおいては、中央の素子データよりも 1 素子ずれており、右側に隣接する素子データでは左に 1 素子ずれ、左側に隣接する素子データでは右に 1 素子ずれている。さらに、5 つの素子データのうち両端の

50

素子データでは、中央の素子データよりも2素子ずれており、右端の素子データでは左に2素子ずれ、左端の素子データでは右に2素子ずれている。このように、ゴースト信号は、真の信号に対して、受信時間が遅れるだけでなく、受信素子の配列方向に対してもずれを生じている。

【0047】

図7(b)に、図7(a)に示した5つの素子データの中央の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。

重ね合わせ処理部42では、図7(b)に示される遅延時間を用いて、5つの素子データの中央の素子データにおいて、送信開口の中央の素子を注目素子とした場合に、注目素子に対応する素子データを中心に、重ね合わせる素子データ数、ここでは3つの素子データそれぞれに対応する遅延時間だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子に対応する素子データの両側の素子データを1素子分だけ、注目素子に対応する素子データにおける送信開口の中央の素子の絶対的な位置が一致するように横方向にシフトさせて、すなわち、位相を合わせて3つの素子データを重ね合わせ、注目素子に対応する素子データに対応する1つの重ね合わせ処理済データを生成する。

【0048】

このようにして得られた重ね合わせ処理済データを図7(c)に示す。

図7(a)に示した5つの素子データのうち、中央の素子データは、真の信号の素子データであることから、中央の素子データの両側に隣接する素子データに遅延時間補正および横方向のシフトを行って位相合わせを行うと、図7(c)に示すように、3つの素子データは、互いに高輝度位置で重なり合う。したがって、これらの3つの素子データを、互いに加算すれば、高輝度値を有する重ね合わせ処理済データが得られ、また、3つの素子データを平均して平均値を求めても、輝度が強調された明瞭な重ね合わせ処理済データが得られることとなる。

【0049】

これに対し、図7(d)は、図7(a)と同じ5つの素子データであるが、中央の素子データの左側に隣接する素子データ、すなわちゴースト信号に対応する送信開口の中央の素子を注目素子とした場合の一例を示す。

図7(e)は、図7(d)に示す5つの素子データのうち中央の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示すが、図7(b)に示した受信時間の遅延時間と同じものである。すなわち、図7(a)と図7(d)は互いに同じ素子データであるので、5つの素子データのうち中央の素子データに対する受信時間の遅延時間は、互いに同一となる。

重ね合わせ処理部42では、図7(e)に示す遅延時間を用いて、注目素子に対応する素子データを中心に、重ね合わせる素子データ数、ここでは3つの素子データにそれぞれ対応する遅延時間だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子に対応する素子データの両側に1素子分だけ、注目素子に対応する素子データにおける送信開口の中央の素子の絶対的な位置が一致するように横方向にシフトさせて、すなわち、位相を合わせて3素子データ分の素子データを重ね合わせ、注目素子に対応する素子データに対応する1つの重ね合わせ処理済データを生成する。

【0050】

このようにして得られた注目素子に対応する素子データの重ね合わせ処理済データを図7(f)に示す。

図7(d)に示した注目素子に対応する素子データは、ゴースト信号の素子データであることから、この素子データの両側に隣接する素子データに遅延時間補正および横方向のシフトを行っても、図7(f)に示すように、3つの素子データは、それぞれ位相が合わず、重なり合わない。このため、これらの3つの素子データを、互いに加算しても、位相が合っていないために、位相が反転している信号などは信号が打ち消しあって、加算値は大きくなり、また、3つの素子データを平均して平均値を求めると、小さな値を示すことになる。

【0051】

5つの素子データに対し、送信開口の中央の素子を注目素子として、それぞれ同様の遅延時間補正および横方向のシフトを行い、連続する3つの素子データを重ね合わせると、図7(g)に示されるような重なり状態が得られる。これらに対して、重ね合わせ処理として、例えば、加算処理、あるいは、平均処理した結果を図7(h)に示す。

図7(h)に示すように、真の信号を表す中央の素子データでは、高輝度値を持つ重ね合わせ処理済データが生成され、その両側のゴースト信号を表す4つの素子データでは、互いに位相が合わない素子データを加算し、または平均するので、互いに打ち消し合うこととなる。このため、これら4つの素子データに対応する重ね合わせ処理済データは、中央の高輝度値を持つ真の信号の重ね合わせ処理済データに対して、小さな値となる。

したがって、重ね合わせ処理部42における重ね合わせ処理を行うことにより、真の信号の素子データに対して、ゴースト信号の素子データの影響を無視できるほど低減させることができる。

【0052】

実施の形態1と同様に、探触子1の素子面の法線方向である第1の方向D1の所定の深さに送信焦点を形成して、送信部2により第1の方向D1に向けて超音波ビームを送信し、反射波を探触子1の各素子で受信すると、図8(A)に示されるような素子データが得られる。この素子データには、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。

ここで、第1の方向D1からの反射波H1は、それぞれの走査線上の反射点からの反射波が受信された真の信号であり、針Nからの反射波H2は、送信した超音波ビームの広がりによって写り込んだゴースト信号とみなすことができる。

【0053】

このため、素子データメモリ5に格納されている素子データに対して、重ね合わせ処理部42で重ね合わせ処理を行うことにより、図8(B)に示されるように、針Nからの反射波H2の影響を無視できるほど低減させて、第1の方向D1からの反射波H1を強調した重ね合わせ処理済みデータを生成することができる。

そこで、差分演算部43で素子データメモリ5に格納されている素子データと重ね合わせ処理部42で生成された重ね合わせ処理済みデータの差分をとることにより、図8(C)に示されるように、針Nからの反射波H2を残しつつ、第1の方向D1からの反射波H1を除去した反射成分除去データが生成される。

このような反射成分除去データに対して、第2の方向D2に受信フォーカスを行うことにより、第1の方向D1からの反射波H1に影響されることなく、S/N比の優れた針画像を生成することができる。

【0054】

次に、図9のフローチャートを参照して実施の形態2の動作について説明する。

まず、ステップS11で、それぞれの走査線に対し、第1の方向D1である探触子1の素子面の法線方向における所定の深さの送信焦点に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部3により素子データが取得される。同様にして、すべての走査線に対する素子データが取得され、素子データメモリ5に格納される。

【0055】

続くステップS12で、素子データメモリ5に格納されている素子データに対し、素子データ処理部6Aの重ね合わせ処理部42により重ね合わせ処理が行われる。すなわち、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応する素子データが、位相合わせされて互いに重ね合わされ、重ね合わせ処理済みデータが生成される。このとき、素子データが互いに重ね合わされる走査線の所定数を、例えば±10本程度に設定することにより、第1の方向D1から生じる反射波H1を強調しながらも、針Nからの反射波H2を強調しない重ね合わせ処理済みデータを生成することができる。

また、重ね合わせ処理に必要な素子データ間の遅延時間は、素子データ処理部6Aの遅延時間算出部44により算出される。

【0056】

10

20

30

40

50

次に、ステップ S 1 3 で、素子データ処理部 6 A の差分演算部 4 3 により、素子データメモリ 5 に格納されている素子データと重ね合わせ処理部 4 2 で生成された重ね合わせ処理済みデータの差分が演算され、針 N からの反射波 H 2 を残しつつ、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成される。

このとき、差分演算部 4 3 において、素子データメモリ 5 に格納されている素子データと重ね合わせ処理部 4 2 で生成された重ね合わせ処理済みデータのいずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに重み付けした上で差分の演算を行ってもよく、また、深さに応じて、重み付けの値および演算方法を変えることもできる。

続くステップ S 1 4 で、差分演算部 4 3 により生成された反射成分除去データに対し、針画像生成部 7 で、第 2 の方向 D 2 である針 N に直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像用の B モード画像信号が生成され、画像メモリ 3 3 に格納される。

10

【 0 0 5 7 】

さらに、ステップ S 1 5 で、素子データメモリ 5 に格納されている素子データに対し、組織画像生成部 4 で、第 1 の方向 D 1 である探触子 1 の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号が生成され、画像メモリ 2 3 に格納される。

そして、ステップ S 1 6 で、組織画像生成部 4 の画像メモリ 2 3 に格納されている組織画像の B モード画像信号と針画像生成部 7 の画像メモリ 3 3 に格納されている針画像の B モード画像信号が画像合成部 8 でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像の B モード画像信号が生成される。

この表示画像の B モード画像信号は、画像合成部 8 から表示制御部 9 に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部 1 0 に表示される。

20

【 0 0 5 8 】

素子データ処理部 6 A の重ね合わせ処理部 4 2 により第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 が強調された重ね合わせ処理済みデータが生成され、差分演算部 4 3 により第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 で第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第 1 の方向 D 1 とは異なる第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを行っても、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 に影響されることなく、S / N 比の優れた明瞭な針画像を生成することが可能となる。

【 0 0 5 9 】

30

なお、上記の実施の形態 2 では、素子データメモリ 5 に格納されている素子データに対し、組織画像生成部 4 が第 1 の方向 D 1 に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号を生成したが、これに限るものではない。例えば、素子データ処理部 6 A の重ね合わせ処理部 4 2 により生成されると共に第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 が強調された重ね合わせ処理済みデータに対して、組織画像生成部 4 で、第 1 の方向 D 1 に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号を生成するように構成することもできる。

また、ステップ S 1 2 において、素子データ処理部 6 A の重ね合わせ処理部 4 2 により重ね合わせ処理が行われる走査線について、連続する所定数の走査線としたが、必ずしも連続する必要はなく、素子データが互いに重ね合わされる範囲内の走査線であれば、連続していなくてもよい。

40

【 0 0 6 0 】

実施の形態 3

図 1 0 に、実施の形態 3 に係る超音波診断装置で用いられる素子データ処理部 6 B の内部構成を示す。この超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置において、素子データ処理部 6 の代わりに素子データ処理部 6 B を用いたものであり、その他の構成は、実施の形態 1 と同様である。

素子データ処理部 6 B は、素子データメモリ 5 に接続されたシミュレーション処理部 4 5 を有し、このシミュレーション処理部 4 5 に差分演算部 4 6 が接続され、差分演算部 4 6 が針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 に接続されている。

50

【 0 0 6 1 】

シミュレーション処理部 4 5 は、シミュレーション処理を行って第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 を表すシミュレーションデータを生成し、差分演算部 4 6 は、シミュレーション処理部 4 5 で生成されたシミュレーションデータと素子データメモリ 5 に格納されている素子データの差分をとることにより反射成分除去データを生成する。

【 0 0 6 2 】

シミュレーション処理部 4 5 におけるシミュレーション処理は、走査線上に位置する反射点からの反射波をシミュレーションによって生成するものであり、その動作を図 1 1 のフローチャートに示す。

なお、予め、実施の形態 3 の超音波診断装置により、実際に超音波ビームの送受信を行って素子データを取得しておくものとする。

ステップ S 2 1 で、焦点位置およびデータ数等の、実際に素子データを取得した際の計測条件が入力される。

次に、ステップ S 2 2 で、シミュレーションの演算に必要な音速値を入力する。

【 0 0 6 3 】

そして、ステップ S 2 1 で入力された計測条件およびステップ S 2 2 で入力された音速値を用いて、ステップ S 2 3 で、シミュレーションの演算が実行され、反射波が生成される。

このようにして反射波が生成されると、続くステップ S 2 4 で、生成された反射波と実際に超音波ビームの送受信を行って予め取得された素子データとの差分が演算されると共に、この差分が予め設定された許容値以内であるか否かが判定される。

ステップ S 2 4 で、差分が許容値を越えていると判定された場合は、ステップ S 2 5 に進み、音速値を新たな値に更新した後に、ステップ S 2 3 に戻り、更新された音速値を用いて再びシミュレーションにより反射波の生成が行われる。そして、ステップ S 2 4 で、新たな反射波と予め取得された素子データとの差分が演算され、この差分が許容値以内であるか否かが判定される。

【 0 0 6 4 】

シミュレーションにより生成される反射波の形状は、使用する音速値に応じて変化するため、反射波と素子データとの差分が許容値以内になるまで、音速値を更新しながらステップ S 2 3 ~ S 2 5 が繰り返される。

ステップ S 2 4 で、反射波と素子データとの差分が許容値以内になったと判定されると、このときの反射波をシミュレーション処理により生成されたシミュレーションデータとし、シミュレーション処理を終了する。

なお、音速値としては、深さによらない一定の値を入力して、シミュレーションによる反射波を生成することもでき、あるいは、深さ毎に異なる音速値を入力して、深さ毎にシミュレーションによる反射波を生成してもよい。

【 0 0 6 5 】

実施の形態 1 と同様に、探触子 1 の素子面の法線方向である第 1 の方向 D 1 の所定の深さに送信焦点を形成して、送信部 2 により第 1 の方向 D 1 に向けて超音波ビームを送信し、反射波を探触子 1 の各素子で受信すると、図 1 2 (A) に示されるような素子データが得られる。この素子データには、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 と針 N からの反射波 H 2 が含まれている。

また、シミュレーション処理部 4 5 におけるシミュレーション処理は、走査線上に位置する反射点からの反射波をシミュレーションによって生成するものであるため、シミュレーション処理を行うことにより、図 1 2 (B) に示されるように、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を含むシミュレーションデータを生成することができる。

【 0 0 6 6 】

そこで、差分演算部 4 6 で素子データメモリ 5 に格納されている素子データとシミュレーション処理部 4 5 で生成されたシミュレーションデータの差分をとることにより、図 1 2 (C) に示されるように、針 N からの反射波 H 2 を残しつつ、第 1 の方向 D 1 からの反

10

20

30

40

50

射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成される。

このような反射成分除去データに対して、第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを行うことにより、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 に影響されることなく、S / N 比の優れた針画像を生成することができる。

【 0 0 6 7 】

次に、図 1 3 のフローチャートを参照して実施の形態 3 の動作について説明する。図 1 3 のフローチャートは、図 9 に示した実施の形態 2 のフローチャートにおいて、ステップ S 1 2 および S 1 3 の代わりにステップ S 3 2 および S 3 3 を実行するもので、その他のステップは、図 9 のフローチャートと同様である。

まず、ステップ S 1 1 で、それぞれの走査線に対し、第 1 の方向 D 1 である探触子 1 の素子面の法線方向における所定の深さの送信焦点に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部 3 により素子データが取得される。同様にして、すべての走査線に対する素子データが取得され、素子データメモリ 5 に格納される。

【 0 0 6 8 】

続くステップ S 3 2 で、素子データ処理部 6 B のシミュレーション処理部 4 5 により、第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 を表すシミュレーションデータが生成される。

次に、ステップ S 3 3 で、素子データ処理部 6 B の差分演算部 4 6 により、素子データメモリ 5 に格納されている素子データとシミュレーション処理部 4 5 で生成されたシミュレーションデータの差分が演算され、針 N からの反射波 H 2 を残しつつ、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成される。このとき、差分演算において、素子データとシミュレーションデータのいずれか一方のデータ、あるいは双方のデータに重み付けして差分演算を行うようにしてもよい。

続くステップ S 1 4 で、差分演算部 4 6 により生成された反射成分除去データに対し、針画像生成部 7 で、第 2 の方向 D 2 である針 N に直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像用の B モード画像信号が生成され、画像メモリ 3 3 に格納される。

【 0 0 6 9 】

さらに、ステップ S 1 5 で、素子データメモリ 5 に格納されている素子データに対し、組織画像生成部 4 で、第 1 の方向 D 1 である探触子 1 の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号が生成され、画像メモリ 2 3 に格納される。

そして、ステップ S 1 6 で、組織画像生成部 4 の画像メモリ 2 3 に格納されている組織画像の B モード画像信号と針画像生成部 7 の画像メモリ 3 3 に格納されている針画像の B モード画像信号が画像合成部 8 でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像の B モード画像信号が生成される。

この表示画像の B モード画像信号は、画像合成部 8 から表示制御部 9 に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部 1 0 に表示される。

【 0 0 7 0 】

素子データ処理部 6 B のシミュレーション処理部 4 5 により第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 を表すシミュレーションデータが生成され、差分演算部 4 6 により第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 で第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第 1 の方向 D 1 とは異なる第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを行っても、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 に影響されることなく、S / N 比の優れた明瞭な針画像を生成することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

なお、上記の実施の形態 1 ~ 3 では、画像合成部 8 で組織画像の B モード画像信号と針画像の B モード画像信号を合成して表示部 1 0 に表示したが、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データをそのまま組織画像である B モード画像に合成して表示してもよい。

さらに、針画像は、2 値化画像、カラー表示等の各種の表示形式で表すこともできる。

また、針画像を組織画像と合成せずに、針画像のみを表示部 1 0 に表示してもよい。こ

10

20

30

40

50

の場合も、Bモード画像、反射成分除去データそのもの、2値化画像、カラー表示等の各種の表示形式を用いることができる。

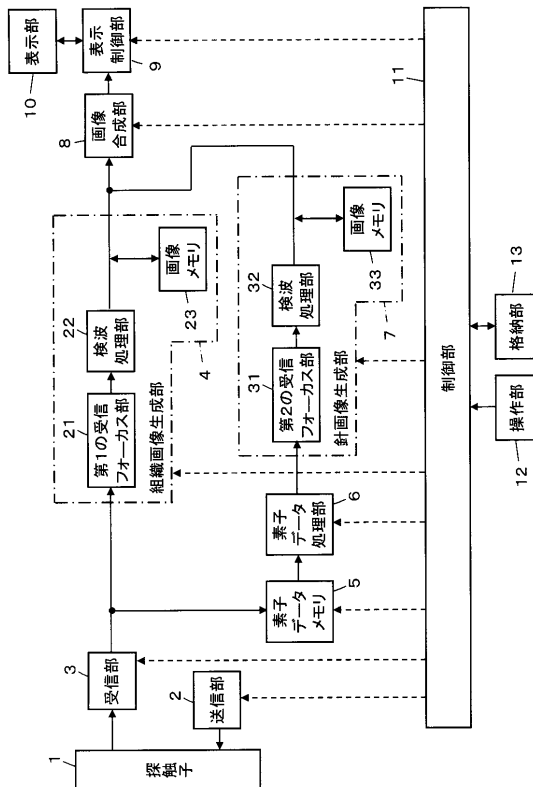
【符号の説明】

【0072】

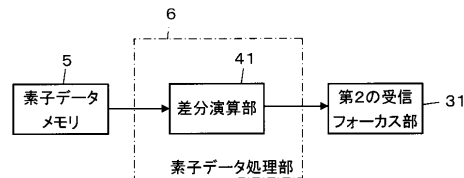
1 探触子、2 送信部、3 受信部、4 組織画像生成部、5 素子データメモリ、6, 6A, 6B 素子データ処理部、7 針画像生成部、8 画像合成部、9 表示制御部、10 表示部、11 制御部、12 操作部、13 格納部、21 第1の受信フォーカス部、22, 32 検波処理部、23, 33 画像メモリ、31 第2の受信フォーカス部、41, 43, 46 差分演算部、42 重ね合わせ処理部、44 遅延時間算出部、45 シミュレーション処理部、D1 第1の方向、D2 第2の方向、F1 第1の送信焦点、F2 第2の送信焦点、C 反射点、R0, R1, R2 経路、RA 受信開口、T 中心に位置する素子、N 針、 θ 穿刺角度、S 被検体。

10

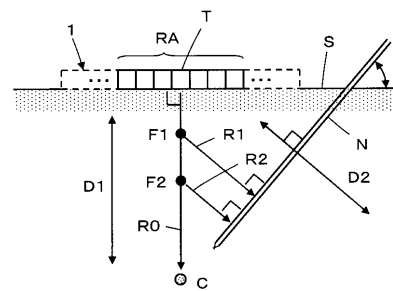
【図1】



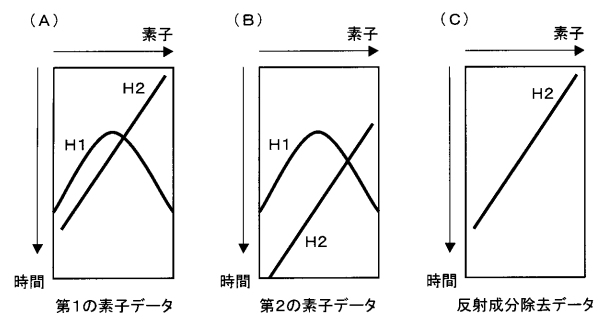
【図2】



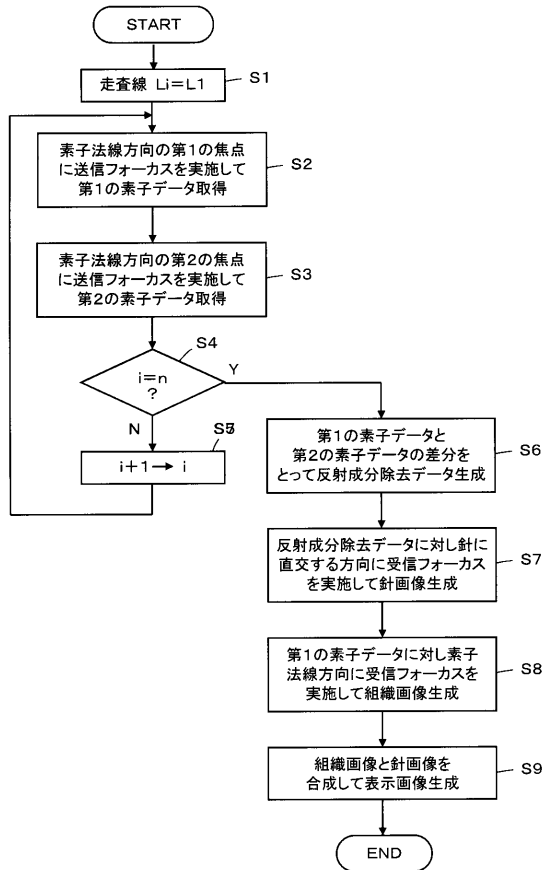
【図3】



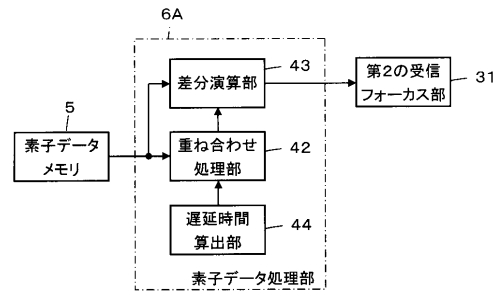
【図4】



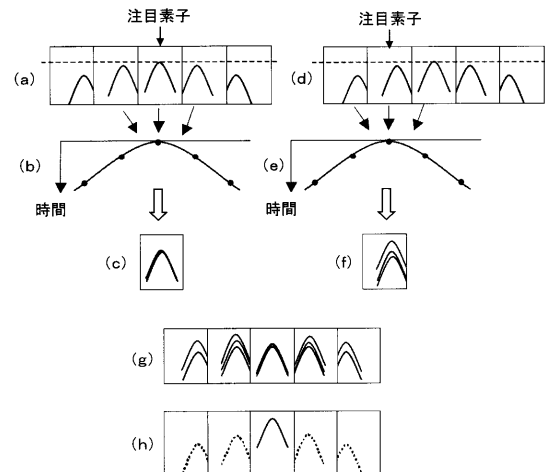
【図 5】



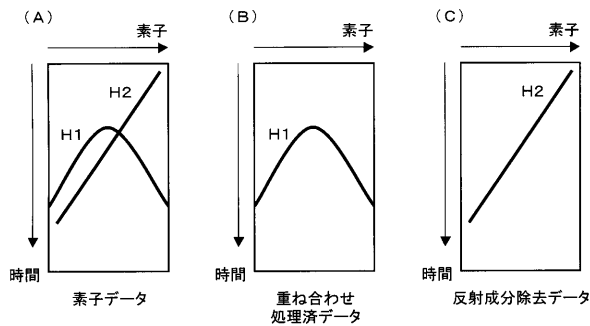
【図 6】



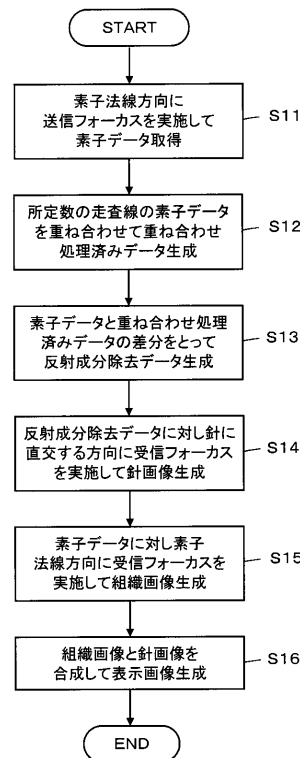
【図 7】



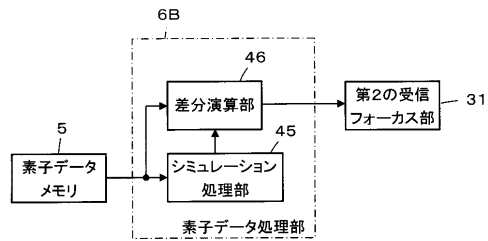
【図 8】



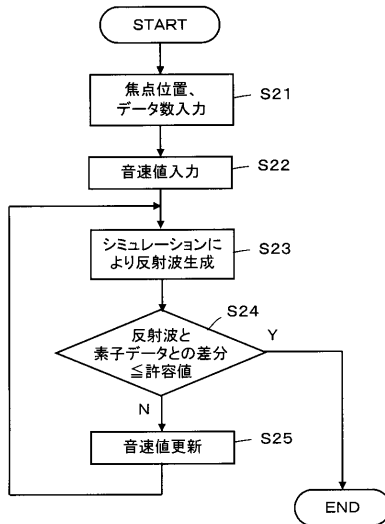
【図 9】



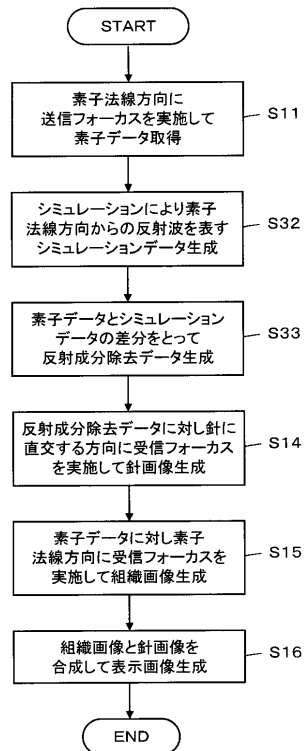
【図 10】



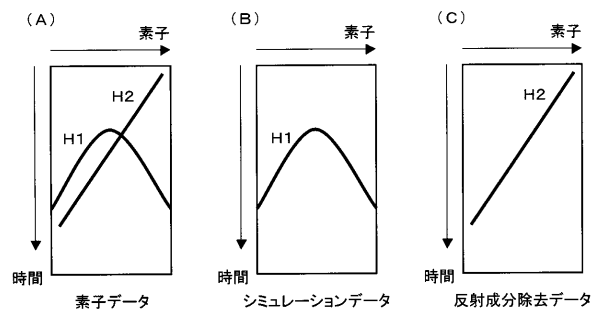
【図 11】



【図 13】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 原 昌司

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 山口 裕之

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 9 2 1 6 2 (J P , A)

特開昭 5 5 - 1 1 0 5 3 9 (J P , A)

特開 2 0 1 2 - 1 2 0 7 4 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和操作超声诊断设备的方法		
公开(公告)号	JP6110760B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2013175711	申请日	2013-08-27
[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	山本拓明 原昌司		
发明人	山本 拓明 原 昌司		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5238 A61B8/5269 A61B2017/3413 G01S7/52046 G01S7/52074 G01S7/5209 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/FF03 4C601/HH29 4C601/HH40 4C601/JB45 4C601/JC21		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	山口博之		
其他公开文献	JP2015043824A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该超声波诊断装置具有：具有一列元件的探头;传输单元，其在第一方向上执行传输聚焦并且从探头上的元件传输超声波束;接收单元，其通过处理从探头上的元件输出的接收信号来生成元件数据，所述元件已经接收到由发送单元发送的超声波束产生的超声回波;元素数据处理单元，其通过从前述元素数据中去除来自第一方向的反射分量来生成非反射分量数据;图像生成单元，其以所述元素数据为中心进行接收以生成超声波图像;以及控制单元，其控制所述图像形成单元以通过在由所述第一方向产生的无反射分量数据上执行在所述第二方向上的接收聚焦而在第二方向上产生图像信号，所述第二方向不同于所述第一方向。元素数据处理单元。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6110760号 (P6110760)
(45) 発行日 平成29年4月5日 (2017. 4. 5)	(24) 登録日 平成29年3月17日 (2017. 3. 17)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 15 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-175711 (P2013-175711)	(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	
(22) 出願日 平成25年8月27日 (2013. 8. 27)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望修	
(65) 公開番号 特開2015-43824 (P2015-43824A)	(74) 代理人 100090217 弁理士 三和 晴子	
(43) 公開日 平成27年3月12日 (2015. 3. 12)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明	
審査請求日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生	
	(72) 発明者 山本 拓明 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】 超音波診断装置および超音波診断装置の作動方法		