

(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2011-72586
(P2011-72586A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-227546 (P2009-227546)
(22) 出願日 平成21年9月30日(2009.9.30)

(71) 出願人 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 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 佐藤 智夫
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
Fターム(参考) 4C601 EE30 JB05 JB09 JB24

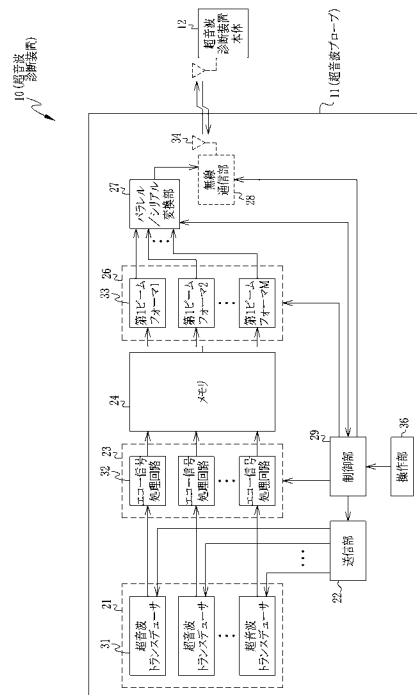
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブから超音波診断装置本体へ転送するデータ量を低減する。

【解決手段】超音波診断装置10は、超音波プローブ11と本体12とからなる。超音波プローブ11は、複数の駆動部が連動して動作することにより被検体内に超音波ビームを送信するとともに、前記超音波ビームのエコーを受信してエコー信号を出力する複数の超音波トランスデューサ31と、1回の前記超音波ビームの送信によって得られる複数のエコー信号を整相加算する第1受信フォーカス処理によって、複数の第1音線データを生成する第1音線データ生成部26とを備える。本体12は、連続する複数回の前記超音波ビームの送信で各々生成された第1音線データを整相加算する第2受信フォーカス処理によって、複数の第2音線データを生成する第2音線データ生成部44と、第2音線データに基づいて被検体の断層画像を生成する画像生成部46を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に超音波ビームを送信するとともに、前記超音波ビームのエコーを受信してエコー信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、1回の前記超音波ビームの送信によって得られる複数の前記エコー信号を整相加算する第1受信フォーカス処理によって、1回の前記超音波ビームの送信毎に複数の走査線について第1音線データを生成する第1音線データ生成手段と、を有する超音波プローブと、

複数方向へ前記超音波ビームを送信することによって生成された前記第1音線データに第2受信フォーカス処理を施して、第2音線データを生成する第2音線データ生成手段と、前記第2音線データに基づいて前記被検体の断層画像を生成する画像生成手段と、を有する本体と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第1音線データ生成手段は、連続する前記超音波ビームの送信によって、同じ走査線について重複して前記第1データを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第2音線データ生成手段は、複数回の連続する前記超音波ビームの送信で各々生成された前記第1音線データに前記第2受信フォーカス処理を施すことにより、前記第2音線データを生成することを特徴とする請求項1または2記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記超音波ビームは、複数の走査線を含む範囲に収束する幅広の超音波ビームであり、前記超音波ビームが収束する幅を制御する制御手段を備え、前記第1音線データ生成手段は、前記超音波ビームが収束する幅に応じて前記第1音線データの生成数を変更することを特徴とする請求項1ないし3記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記超音波ビームが収束する幅に応じて、前記超音波ビームの移動量を変更することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブに、前記エコー信号に対して直交検波処理を施して、複素ベースバンド信号に変換する変換手段を備え、

30

前記第1音線データ生成手段及び前記第2音線データ生成手段は、前記複素ベースバンド信号に基づいて各々前記第1音線データ及び前記第2音線データを生成することを特徴とする請求項1ないし5いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブと前記本体とのデータの送受信は、無線通信によって行われることを特徴とする請求項1ないし6いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

複数の超音波トランスデューサを連動して動作させることにより被検体内に超音波ビームを送信し、前記超音波トランスデューサで前記超音波ビームのエコーを受信して前記超音波トランスデューサからエコー信号を出力させる送受信ステップと、

40

超音波プローブ内で、1回の前記超音波ビームによって得られる前記エコー信号を整相加算することにより、1回の前記超音波ビームの送信毎に複数の走査線について第1音線データを生成する第1受信フォーカス処理ステップと、

前記超音波プローブから本体に前記第1音線データを転送する転送ステップと、

前記本体内で、複数方向へ前記超音波ビームを送信することによって生成された前記第1音線データに第2受信フォーカス処理を施して、第2音線データを生成する第2受信フォーカス処理ステップと、

前記第2音線データに基づいて前記被検体の断層画像を生成する画像生成ステップと、

50

を備えることを特徴とする超音波診断装置制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波エコーによって被検体内を観察、診断する超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検者への負担が少なく、またリアルタイムに被検体内の断層画像を観察できることから、腹部検査、乳腺・甲状腺検査等に利用されている。超音波診断装置は、超音波プローブと超音波診断装置本体とを備える。そして、超音波診断装置は、超音波プローブを被検体に当接させて被検体内に超音波ビームを送信するとともに、被検体内からのエコーを受信し、エコー信号を超音波診断装置本体に入力する。その後、超音波診断装置本体で、エコー信号に基づいて被検体の断層画像を生成し、モニタに表示させる。

10

【0003】

超音波プローブから超音波ビームを送信する様態としては、従来、超音波ビームを細く絞り、1回の超音波ビームの送受信で1～4ラインの走査線上のエコー信号を取得する方式（いわゆる Line by Line方式）が知られている。しかし、このLine by Line方式では、画質を向上させるために超音波ビームを絞り込むと、これに応じてフレームレートが低減するという欠点がある。このため、近年では、幅広の超音波ビームを送信することにより、より多くの走査線上のエコー信号を同時に取得し、画質の向上と高フレームレートを両立させた方式（いわゆる Zone Sonography方式）が知られている（特許文献1）。

20

【0004】

また、従来、超音波診断装置では、超音波プローブに超音波を送受信する超音波トランスデューサが1列に配列され、この超音波トランスデューサの列によって、被検体の断層画像を生成、表示することにより、被検体の断面を観察する。しかし、近年では、超音波トランスデューサを2次元に配列し、2次元的にエコー信号を取得することによって、被検体内を立体的に表した画像を生成、表示する技術も知られている（特許文献2）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-180688号公報

【特許文献2】特表2004-506497号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

通常、超音波プローブと超音波診断装置本体は、エコー信号等を送受信するケーブルで接続されている。こうしたプローブ本体間のケーブルは、超音波診断装置の操作や超音波プローブの取り回しの妨げになり易く、これを煩わしいと感じるオペレータも多い。このため、近年では、プローブ本体間のケーブルを細線化、さらには無線化することが望まれている。

40

【0007】

典型的な場合、エコー信号をデジタル信号に変換すると、1フレームのエコー信号は40MB程度になり、20フレーム/秒でエコー信号を転送する場合には、約1GB/秒もの転送レートが必要になる。このため、プローブ本体間を細線化することは難しく、特に無線化することは極めて困難である。また、1GB/秒もの高速な無線転送が実現可能であったとしても、データ転送に要する電力、無線帯域の占有を考慮すると実現は困難である。

【0008】

50

また、特許文献 2 には、2 方向の操作のうち 1 方向について、超音波プローブ内でアナログ的に部分的な整相加算を行ってからエコー信号を本体に伝送する技術が記載されているが、超音波プローブと本体間を伝送する信号はアナログ信号であり、信号強度が微弱になった場合には S/N 比が劣化するという問題がある。また、単に整相加算を行ってからエコー信号を本体に転送するようにしても、細線化、特に無線化が可能な程にはプローブ本体間のデータ転送量を削減することはできない。

【0009】

本発明は上述の点に鑑みてなされたものであり、超音波プローブから超音波診断装置本体へ転送するデータ量を低減することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

【0010】

本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波ビームを送信するとともに、前記超音波ビームのエコーを受信してエコー信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、1 回の前記超音波ビームの送信によって得られる複数の前記エコー信号を整相加算する第 1 受信フォーカス処理によって、1 回の前記超音波ビームの送信毎に複数の走査線について第 1 音線データを生成する第 1 音線データ生成手段と、を有する超音波プローブと、複数方向へ前記超音波ビームを送信することによって生成された前記第 1 音線データに第 2 受信フォーカス処理を施して、第 2 音線データを生成する第 2 音線データ生成手段と、前記第 2 音線データに基づいて前記被検体の断層画像を生成する画像生成手段と、を有する本体と、を備えることを特徴とする。

20

【0011】

また、前記第 1 音線データ生成手段は、連続する前記超音波ビームの送信によって、同じ走査線について複数回重複して前記第 1 データを生成することが好ましい。

【0012】

前記第 2 音線データ生成手段は、複数回の連続する前記超音波ビームの送信で各々生成された前記第 1 音線データに前記第 2 受信フォーカス処理を施すことにより、前記第 2 音線データを生成することが好ましい。

【0013】

前記超音波ビームは、複数の走査線を含む範囲に収束する幅広の超音波ビームであり、前記超音波ビームが収束する幅を制御する制御手段を備え、前記第 1 音線データ生成手段は、前記超音波ビームが収束する幅に応じて前記第 1 音線データの生成数を変更することが好ましい。

30

【0014】

前記制御手段は、前記超音波ビームが収束する幅に応じて、前記超音波ビームの移動量を変更することが好ましい。

【0015】

前記超音波プローブに、前記エコー信号に対して直交検波処理を施して、複素ベースバンド信号に変換する変換手段を備え、前記第 1 音線データ生成手段及び前記第 2 音線データ生成手段は、前記複素ベースバンド信号に基づいて各々前記第 1 音線データ及び前記第 2 音線データを生成することが好ましい。

40

【0016】

また、前記超音波プローブと前記本体とのデータの送受信は、無線通信によって行っても良い。

【0017】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、複数の超音波トランスデューサを連動して動作させることにより被検体内に超音波ビームを送信し、前記超音波トランスデューサで前記超音波ビームのエコーを受信して前記超音波トランスデューサからエコー信号を出力させる送受信ステップと、超音波プローブ内で、1 回の前記超音波ビームによって得られる前記エコー信号を整相加算することにより、1 回の前記超音波ビームの送信毎に複数の走査

50

線について第 1 音線データを生成する第 1 受信フォーカス処理ステップと、前記超音波プローブから本体に前記第 1 音線データを転送する転送ステップと、前記本体内で、複数方向へ前記超音波ビームを送信することによって生成された前記第 1 音線データに第 2 受信フォーカス処理を施して、第 2 音線データを生成する第 2 受信フォーカス処理ステップと、前記第 2 音線データに基づいて前記被検体の断層画像を生成する画像生成ステップと、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、超音波プローブから超音波診断装置本体へ転送するデータ量を低減することができる。特に、プローブ 本体間を無線化できる程度に、超音波プローブから超音波診断装置本体へ転送するデータ量を低減させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図 1】超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図 2】超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。

【図 3】走査線の様態を示す説明図である。

【図 4】超音波ビームを送信と第 1 音線データ生成の様態を示す説明図である。

【図 5】超音波プローブから本体へ転送する第 1 音線データを示す説明図である。

【図 6】第 1 音線データから第 2 音線データを生成する様態を示す説明図である。

【図 7】第 2 受信フォーカス処理によって全走査線分の第 2 音線データを生成する様態を示す説明図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0020】

図 1 及び図 2 に示すように、超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11 と超音波診断装置本体（以下、本体という）12 とからなる。超音波プローブ 11 は、被検者に当接して使用され、被検体内に超音波ビームを送信するとともに、被検体内からのエコーを受信する。そして、後述するように、超音波プローブ 11 は受信したエコーに基づいて第 1 音線データを生成し、これを無線で本体 12 に送信する。本体 12 は、超音波プローブ 11 から受信した第 1 音線データから第 2 音線データを生成し、これに基づいて被検体の断層画像を生成し、表示する。

30

【0021】

図 1 に示すように、超音波プローブ 11 は、超音波トランスデューサアレイ 21、送信部 22、受信部 23、メモリ 24、第 1 音線データ生成部 26、パラレル/シリアル変換部 27、無線通信部 28、制御部 29 等から構成される。

【0022】

超音波トランスデューサアレイ 21 は、1 列に並べて配置された複数の超音波トランスデューサ 31 からなり、超音波プローブ 11 の先端付近に設けられ、被検体内に向けて超音波ビームを送信するとともに、被検体内からのエコーを受信する。ここでは、超音波トランスデューサアレイ 21 は、200 チャンネルの超音波トランスデューサ 31 からなる。各々の超音波トランスデューサ 31 は、送信部 22 から入力される駆動信号にしたがって動作する。超音波トランスデューサアレイ 21 が超音波ビームを送信するときには、複数の超音波トランスデューサ 31 のうち連続して並んだいくつもの超音波トランスデューサ 31 が選択的に連動して駆動されるとともに、各々動作タイミングを遅延させて駆動される。これにより、超音波トランスデューサアレイ 21 が送信する超音波ビームは、被検体内の所定の位置及び深さに任意の大きさの焦点を結ぶようになっている。また、各々の超音波トランスデューサ 31 は、被検体内からのエコーを受信すると、アナログのエコー信号（RF 信号）を出力する。

40

【0023】

送信部 22 は、各超音波トランスデューサ 31 に超音波をパルス発振させる駆動信号を生成し、各超音波トランスデューサ 31 に入力する。このとき、前述のように、超音波を

50

送信させる超音波トランスデューサ 3 1 を選択するとともに、各超音波トランスデューサ 3 1 を駆動させるタイミングを調節することにより、送信部 2 2 は、超音波ビームを発振する向きや位置、焦点を結ぶ深さや焦点の大きさ等を調節しながら、超音波トランスデューサアレイ 2 1 に超音波ビームを送信させる。また、送信部 2 2 は、超音波トランスデューサアレイ 2 1 の一端側から他端側にかけて、一定のピッチで超音波ビームの中心位置（送信方向）をシフトさせながら、超音波ビームを複数回送信させる。このとき、連続して送信された超音波ビームに重複する範囲があるように、送信部 2 2 は超音波トランスデューサアレイ 2 1 を制御する。

【 0 0 2 4 】

受信部 2 3 は、超音波ビームの送信毎に超音波トランスデューサアレイ 2 1 からアナログのエコー信号を取得し、各々の超音波トランスデューサ 3 1 に対応したデジタルのエコー信号を生成する。受信部 2 3 は、超音波トランスデューサ 3 1 に一対一に対応するように、超音波トランスデューサ 3 1 と同数のエコー信号処理回路 3 2（変換手段）を備える。エコー信号処理回路 3 2 は、対応する超音波トランスデューサ 3 1 からアナログのエコー信号が入力されると、これを増幅し、直交検波処理を施すことにより複素ベースバンド化する。そして、これを A / D 変換することによってデジタルのエコー信号を生成する。こうして受信部 2 3 が生成したデジタルのエコー信号はメモリ 2 4 に記憶される。また、受信部 2 3 は、複数の超音波トランスデューサ 3 1 のうちいくつかの超音波トランスデューサ 3 1 を選択して、アナログのエコー信号の取得及びデジタル化を行えるようになっている。このため、後述するように、受信部 2 3 では、1 回の超音波ビームの送信に対して、超音波ビームの送信位置に応じた 1 0 0 チャンネルから選択的にエコー信号を読み出して、1 0 0 チャンネル分のデジタルなエコー信号を生成する。なお、エコー信号処理回路 3 2 は、上述のように取得したアナログのエコー信号に直交検波処理を施すと同時に、超音波の反射した組織の深度に応じた減衰量を補正したり、周波数依存の減衰を補正することが好ましい。

【 0 0 2 5 】

第 1 音線データ生成部 2 6 は、複数（M 個）の第 1 ビームフォーマ（第 1 音線データ生成手段）3 3 からなる。第 1 ビームフォーマ 3 3 は、メモリ 2 4 から 1 回の超音波ビームの送信で得られたエコー信号を全て読み出して整相加算する第 1 受信フォーカス処理を行う。これにより、第 1 ビームフォーマ 3 3 は、走査線 1 本分の第 1 音線データを生成する。また、第 1 ビームフォーマ 3 3 は、1 回の超音波ビームの送信に対して生成する第 1 音線データの最大数分だけ予め設けられている。ここでは、第 1 音線データ生成部 2 6 は、第 1 音線データ生成部 2 6 には 2 4 個の第 1 ビームフォーマ 3 3 が予め設けられている。したがって、第 1 音線データ生成部 2 6 は、超音波ビームの送信 1 回毎に、走査線 2 4 ライン分の第 1 音線データを生成する。こうして第 1 音線データ生成部 2 6 が生成した 2 4 ライン分の第 1 音線データは、パラレル / シリアル変換部 2 7 に入力される。

【 0 0 2 6 】

パラレル / シリアル変換部 2 7 は、第 1 音線データ生成部 2 6 から入力される第 1 音線データをシリアルデータに変換し、無線通信部 2 8 に入力する。このとき、パラレル / シリアル変換部 2 7 は、1 回の超音波ビームの送信で生成された 2 4 ライン分の第 1 音線データを 1 つの単位としてシリアル化する。無線通信部 2 8 は、アンテナ 3 4 を介して、シリアル化された第 1 音線データを本体 1 2 に転送する。また、無線通信部 2 8 は、アンテナ 3 4 を介して本体 1 2 からの制御信号を受信すると、これを制御部 2 9 に入力する。こうした第 1 音線データの転送は、超音波ビームの送信毎に行われる。

【 0 0 2 7 】

制御部 2 9 は、超音波プローブ 1 1 の各部を統括的に制御する。例えば、制御部 2 9 は、送信部 2 2 に制御信号を入力することによって、送信部 2 2 が 1 回の超音波ビームの送信のために駆動する超音波トランスデューサ 3 1 のチャンネル数や、それらの遅延動作のパターン、超音波ビームの中心位置をシフトさせる量を変更する。これに基づいて、送信部 2 2 は、超音波ビームの幅（焦点の大きさ）や焦点を結ぶ深さ、超音波ビームの重複範

10

20

30

40

50

囲等を調節する。また、制御部 29 は、受信部 23 に制御信号を入力することによって、受信部 23 が 1 回の超音波ビームの送信に対してエコー信号を取得する超音波トランスデューサ 31 のチャンネル数を変更する。さらに、制御部 29 は、第 1 音線データ生成部 26 に制御信号を入力することにより、1 回の超音波ビームの送信に対して生成する第 1 音線データの総数を変更させる。こうした制御部 29 による超音波プローブ 11 各部の制御は、無線通信部 28 を介して入力される本体 12 からの制御信号や、スイッチ等からなる操作部 36 からの制御信号の入力に基づいて行われる。なお、超音波プローブ 11 の各部は、図示しないバッテリーから電力を供給される。

【0028】

図 2 に示すように、本体 12 は、無線通信部 41、シリアル/パラレル変換部 42、メモリ 43、第 2 音線データ生成部 44、画像生成部 46、モニタ 47、制御部 48 等から構成される。

10

【0029】

無線通信部 41 は、アンテナ 51 を介して超音波プローブ 11 と通信し、シリアル化された第 1 音線データを受信し、シリアル/パラレル変換部 42 に入力する。また、無線通信部 41 は、アンテナ 51 を介して制御部 48 から入力される制御信号を超音波プローブ 11 に送信する。シリアル/パラレル変換部 42 は、無線通信部 42 からシリアル化された第 1 音線データが入力されると、これをパラレルデータに変換し、メモリ 43 に記憶させる。また、メモリ 43 には、超音波ビームの送信毎に生成される 24 ライン分の第 1 音線データを 1 セットとし、複数セットの第 1 音線データが記憶される。

20

【0030】

第 2 音線データ生成部 44 は、複数 (N 個) の第 2 ビームフォーマ 52 からなる。第 2 ビームフォーマ 52 は、メモリ 43 から、複数の方向への連続した複数回の超音波ビームの送信により各々生成された第 1 音線データを読み出して、これらに第 2 受信フォーカス処理を行い、1 ライン分の第 2 音線データを生成する。例えば、第 2 ビームフォーマ 52 は、 $n - 1$ 回目に送信した超音波ビームのエコーから生成された第 1 音線データと、 n 回目に送信した超音波ビームのエコーから生成された第 1 音線データと、 $n + 1$ 回目に送信した超音波ビームのエコーから生成された第 1 音線データに対して第 2 受信フォーカス処理を施す。第 2 ビームフォーマ 52 が行う第 2 受信フォーカス処理は、1 回の超音波ビームの送信で生成された第 1 音線データを整相加算するのではなく、連続する複数回の超音波ビームの送信で生成された第 1 音線データから分解能が向上した音線データを生成する、いわゆる開口合成処理である。ここでは第 2 音線データは第 1 音線データに対してアジマス方向の分解能 (方位分解能) が向上した音線データとなる。また、ここでは第 2 音線データ生成部 44 には、8 個の第 2 ビームフォーマ 52 が設けられており、同時に 8 ライン分の第 2 音線データを生成する。こうして第 2 音線データ生成部 44 が生成した第 2 音線データは、画像生成部 46 に入力される。

30

【0031】

画像生成部 46 は、画像処理用のメモリ (図示しない) に複数フレーム分の第 2 音線データを記憶する。そして、画像生成部 46 は、1 フレーム分の第 2 音線データに対して対数圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理、受信データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換する走査線変換処理等を施して断層画像を生成する。例えば、画像生成部 46 は、本体 12 の設定に応じて、ある時刻の被検体の深さ方向の断面を表す B モード画像や、1 つの第 2 音線データを時間経過による変化を画像化した M モード画像等の断層画像を生成する。こうして画像生成部 46 が生成した断層画像は、モニタ 47 に表示される。

40

【0032】

制御部 48 は、本体 12 の各部を統括的に制御する。例えば、制御部 47 は、キーボード、ポインティングデバイス、各種ボタンやダイヤル等からなる操作部 49 をオペレータが操作することによって、設定等を変更する制御信号が入力されると、本体 12 の各部にこれを入力することにより、本体 12 各部の動作様態を変更する。また、操作部 49 を介

50

して超音波プローブ 11 の制御状態に関する制御信号が入力されたときには、これを無線通信部 41 によって超音波プローブ 11 に送信し、超音波プローブ 11 の制御部 29 に超音波プローブ 11 各部を制御させる。

【0033】

以上のように構成される超音波診断装置 10 は、以下のように動作する。まず、前述のように超音波プローブ 11 の先端には一端から他端にかけて計 200 チャンネルの超音波トランスデューサ 31 が 1 列に並べて配置されている。図 3 に示すように、超音波診断装置 10 では、これらの各超音波トランスデューサ 31 に対して 2 本の走査線が予め設定されている。このため、超音波診断装置 10 では、1 枚の B モード画像（以下、1 フレームという）を生成するために、401 本のライン L_k ($k = 1 \sim 401$) について被検体を走査する。

10

【0034】

超音波診断装置 10 によって被検体を観察するときには、まず、図 4 (A) に示すように、超音波プローブ 11 は被検体内に向けて、12 チャンネル分の 24 本の走査線 L_k を含む広い範囲に収束する幅広の超音波ビーム 61 を送信する。その後、超音波プローブ 11 は、全 200 チャンネルの超音波トランスデューサ 31 で、被検体内からのエコーを受信し、それぞれエコー信号を出力する（送受信ステップ）。このとき、受信部 23 は、全 200 チャンネルのうち、100 チャンネルの超音波トランスデューサ 31 を選択してエコー信号を取得する。そして、取得したエコー信号を各々に対して各種信号処理を施し、100 チャンネル分のデジタルのエコー信号を生成する。その後、超音波プローブ 11 は、第 1 音線データ生成部 26 において、生成された 100 チャンネル分のエコー信号に対して第 1 受信フォーカス処理を施すことにより、超音波ビーム 61 の範囲内に含まれる 24 本の走査線 L_k のそれぞれに対応する第 1 音線データを生成する（第 1 受信フォーカス処理ステップ）。こうして生成された走査線 24 ライン分の第 1 音線データは、超音波ビーム 61 の送信毎にシリアル化され、無線によって本体 12 に転送される（転送ステップ）。

20

【0035】

また、図 4 (B) に示すように、超音波プローブ 11 は、中心位置を 4 チャンネル（8 ライン）分ずつ一定の方向に移動させながら、連続して各々異なる方向に超音波ビーム 61 を送信する。したがって、超音波プローブ 11 は、1 フレーム間に $200 / 4 + 1 = 51$ 回の超音波ビーム 61 を送信する。このとき、超音波ビーム 61 が前述のように幅広であるために、 $n + 1$ 回目に送信する超音波ビーム 61 [$n + 1$] は、 n 回目に送信した超音波ビーム 61 [n] と斜線で示す一部分が重複する位置に送信される（以下、同様に超音波ビーム 61 を送信回数 [n] を付与して表す）。また、超音波ビーム 61 [$n + 1$] を送信すると、超音波プローブ 11 は、前述と同様に超音波ビーム 61 [$n + 1$] 内に含まれる 24 ラインの走査線にそれぞれ対応した第 1 音線データが生成し、本体 12 に転送する。このため、図 4 (C) に示すように、超音波プローブ 11 は、超音波ビーム 61 [n] を送信したときに、24 ラインの走査線 $L_k \sim L_{k+23}$ に各々対応する第 1 音線データ $D_k \sim D_{k+23}$ を生成し、超音波ビーム 61 [$n + 1$] を送信したときには、8 ライン（4 チャンネル）分、超音波ビーム 61 の移動方向にシフトした 24 ラインの走査線 $L_{k+24} \sim L_{k+47}$ に各々対応する第 1 音線データ $D_{k+24} \sim D_{k+47}$ を生成する。したがって、超音波ビーム 61 [n] の送信時と超音波ビーム 61 [$n + 1$] の送信時を比較すると、各々の超音波ビーム 61 [n]、61 [$n + 1$] の送信時には、8 チャンネル 16 ライン分の走査線 $L_{k+8} \sim L_{k+23}$ について重複して第 1 音線データ $D_{k+8} \sim D_{k+47}$ が生成される。こうして、超音波プローブ 11 は、超音波ビーム 61 の送信範囲と、各超音波ビーム 61 の送信時に第 1 音線データを生成する走査線 L とを一部重複させながら、超音波ビーム 61 の送信毎に走査線 24 ライン分の第 1 音線データを生成する。

30

40

【0036】

したがって、図 5 に示すように、超音波プローブ 11 は、連続する 3 回の超音波ビーム

50

の送信時に、同一の走査線に対してそれぞれ第1音線データを生成するので、走査線の数の3倍の第1音線データが超音波プローブ11から本体12に転送される。例えば、破線で囲んで示すように、 $n - 1$ 回目の超音波ビーム61[$n - 1$]の送信時に生成される第1音線データD[$n - 1$]の一端(右端)の8ライン分の第1音線データと、 n 回目の超音波ビーム61[n]の送信時に生成される第1音線データD[$n - 1$]の中央の8ライン分の第1音線データと、 $n + 1$ 回目の超音波ビーム61[$n + 1$]の送信時に生成される第1音線データD[$n + 1$]の他端(左端)の8ライン分の第1音線データは、各々超音波ビーム61の送信位置が異なるものの、いずれも同じ走査線 $L_{k+8} \sim L_{k+15}$ に対して生成された第1音線データとなる。したがって、1フレームのBモード画像を生成するために超音波プローブ11が生成する第1音線データの総数は、走査線の数の3倍になる。また、走査線1ライン分のデータ量を1単位(例えば、80kB程度)とすると、ここでは1フレーム間に超音波プローブ11から51回の超音波ビーム61を送信するので、超音波プローブ11から本体12に転送される第1音線データの量は、 $8 \times 3 \times 51 = 1224$ 単位となる。

【0037】

こうして超音波プローブ11が第1音線データを生成し、本体12に転送すると、本体12では、これをメモリ43に記憶する。その後、図6に示すように、第1音線データに第2受信フォーカス処理を施して、第2音線データを生成する(第2受信フォーカス処理ステップ)。図6(A)に示すように、超音波ビーム61[n]の送信時に、超音波ビーム61[n]のほぼ中央に位置する一点の組織Aからのエコーを例にすると、図6(B)及び図6(C)に示すように、組織Aのエコーを反映したシグナルは、超音波ビーム61[$n - 1$]、61[$n + 1$]の送信時に各々生成される第1音線データD[$n - 1$]、D[$n + 1$]にも現れる。このため、図6(D)に示すように、第2音線データ生成部44では、第1音線データD[n]に現れる組織Aのシグナルの位置に、第1音線データD[$n - 1$]、D[$n + 1$]に現れた組織Aのシグナルの位置を合わせるように位相を整合させて加算する。これにより、第2音線データ生成部44は、第1音線データD[$n - 1$]、D[n]、D[$n + 1$]から、第1音線データD[n]の24ライン分の第1音線データのうち中央8ライン分の走査線に各々対応する第2音線データE[n]を生成する。こうして生成された第2音線データE[n]は、第1音線データD[n]よりも超音波トランスデューサ31が配列された方向(アジマス方向)の分解能がさらに向上した音線データとなる。

【0038】

このように、第2音線データ生成部44では、3回の連続する超音波ビームの送信時に各々生成される第1音線データを整相加算することにより、超音波ビーム61[n]の送信時に生成される第1音線データD[n]の中央8ライン分に対応する第2音線データE[n]を生成する。そして、図7に示すように、第2音線データ生成部44は、超音波ビーム61の送信回数分(51回)だけこうした第2音線データE[n]の生成を繰返すことにより、1フレーム分の第2音線データEを重複なく生成する。そして、画像生成部46で第2音線データEに基づいて断層画像を生成され(画像生成ステップ)、モニタ47に表示される。

【0039】

上述のように、超音波診断装置10は、超音波ビーム61の送信毎に取得する100チャンネル分のエコー信号をそのまま全て本体12に転送するのではなく、取得した100チャンネル分のエコー信号に第1受信フォーカス処理を施して生成した第1音線データDを生成し、これを本体12に転送する。このため、前述のように、超音波プローブ11から本体12へ転送するデータの量は、1ライン分のデータ量を1単位として、1フレーム当たり1224単位となる。

【0040】

比較のために、1回の超音波ビームの送信で1ライン分の音線データを生成する典型的なLine by Line方式の場合を考えると、上述の超音波診断装置10と同じ、401ライン

10

20

30

40

50

分の音線データを各々100チャンネル分のエコー信号から生成するという条件の下では、1フレーム当たり、401回の超音波ビームの送信を必要とし、そのつど100チャンネル分のエコー信号を超音波プローブ11から本体12することになる。このため、典型的なLine by Line方式の場合には、1フレーム当たり $100 \times 401 = 40100$ 単位のデータを転送する必要がある。

【0041】

また、単純なZone Sonography方式の場合は、超音波診断装置10と同様に、超音波ビーム61の送信回数が51回に低減されるが、1回の超音波ビーム61の送信につき100チャンネル分のエコー信号を超音波プローブ11から本体12に転送することになる。このため、単純なZone Sonography方式の場合には、超音波プローブ11から本体12へ転送するデータの量は、1フレーム当たり $100 \times 51 = 5100$ 単位となる。

10

【0042】

したがって、上述の超音波診断装置10は、超音波プローブ11で第1音線データDを生成し、これを本体12に転送するようにしたことで、超音波プローブ11から本体12へのデータの転送量は、典型的なLine by Line方式に比べて $1/16$ に低減され、単純なZone Sonography方式と比較しても $1/4$ に低減される。また、こうして超音波プローブ11と本体12間でのデータ転送量を低減することで、データ転送に要する電力を抑えることができる。これにより、超音波プローブ11の使用可能時間が長くなり、超音波診断装置10の利便性が向上する。

【0043】

さらに、超音波診断装置10では、上述のように、超音波ビーム61を一部重複させるだけでなく、同じ走査線に対して連続する3回の各超音波ビーム61の送信時に生成する第1音線データを重複して生成する。そして、第1音線データにさらに第2受信フォーカス処理を施して第2音線データを生成し、これに基づいて断層画像を生成する。これにより、超音波診断装置10では、超音波プローブ11から本体12へのデータ転送量を低減しつつも、アジマス方向の分解能がLine by Line方式やZone Sonography方式よりも良い断層画像を生成することができる。

20

【0044】

なお、上述の実施形態では、200チャンネルの超音波トランスデューサ31を用い、超音波ビーム61の送信毎に100チャンネル分のエコー信号を受信する例を説明したが、超音波ビーム61の送信毎にエコー信号を受信するチャンネル数は、観察する被検体の状態に応じて変更することが好ましい。前述のように、超音波診断装置10では、操作部49等からの入力により、超音波ビーム61の送信毎にエコー信号を受信するチャンネル数は可変となっている。このため、例えば、観察したい組織の性状や深さ、必要なフレームレート等に応じて、エコー信号を受信するチャンネル数を変更することが好ましい。こうしてエコー信号を受信するチャンネル数を変更することで、深さ方向及びアジマス方向の分解能が調節された第1音線データが生成される。また、こうして分解能が調節された第1音線データを生成させることで、被検体の診断に好適なフレームレートと被検体の診断に好適な断層画像の解像度を両立させることができる。

30

【0045】

また、上述の実施形態では、超音波ビーム61の送信毎に走査線24ライン分の第1音線データを生成する例を説明したが、これに限らず、超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数(第1音線データの生成数)は、超音波ビーム61の幅(焦点の大きさ)や重複範囲、超音波プローブ11と本体12間の通信状態、観察に必要なフレームレートに応じて変更することが好ましい。前述のように、超音波診断装置10では、操作部49等からの入力により、超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数は可変であるとともに、超音波ビーム61の太さやシフトさせるピッチを変更することにより連続して送信される超音波ビーム61の幅(焦点の大きさ)を変更可能となっている。したがって、例えば、連続して送信される超音波ビーム61の幅が変更されたときに、変更後の超音波ビーム61の幅に応じて、制御部29は、第

40

50

1音線データ生成部26における第1音線データの生成数を変更することが好ましい。このとき、上述の実施形態と同様に、連続する超音波ビーム61の送信で、同じ走査線について3回重複して第1音線データを生成するには、重複範囲内に含まれる走査線のライン数の3倍の第1音線データが、1回の超音波ビーム61の送信で生成されるように、第1音線データの生成数を変更すれば良い。

【0046】

また、例えば、超音波プローブ11と本体12との通信状態が悪化した場合やアーティファクト等の影響により高フレームレートでの観察が必要な場合には、超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数を減少させ、超音波プローブ11と本体12間のデータ転送量を低減することが好ましい。特に、超音波プローブ11と本体12との通信状態によって超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数を変更するときには、超音波プローブ11や本体12に通信状態を監視して、通信状態の良否に応じた信号を出力する回路等を予め設けておき、その出力信号に応じて、超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数を自動的に変更することが好ましい。こうして第1音線データを生成する数を変更することで、超音波プローブ11内でのデータ処理量や本体12へのデータの転送量が診断の様態に応じて最適化される。

10

【0047】

さらに、上述の実施形態では、4チャンネル8ライン分ずつシフトさせながら超音波ビーム61を送信する例を説明したが、超音波ビーム61をシフトさせるピッチ（超音波ビームの移動量）は、各超音波ビーム61の送信時に第1音線データを生成する走査線のラインが重複する範囲内であれば、任意に定めて良く、上述の実施形態では制御部29によって適切な値に自動的に調節される。特に、前述のように超音波ビーム61の送信毎に第1音線データを生成する走査線のライン数を変更したときには、超音波ビーム61の幅や変更後のライン数に応じて超音波ビーム61をシフトさせるピッチを変更することが好ましく、さらに自動的にこれを変更することが好ましい。

20

【0048】

なお、上述の実施形態では、超音波プローブ11から本体12への第1音線データの転送を無線通信により行う例を説明したが、超音波プローブ11と本体12を通信ケーブルで接続し、これを通じて第1音線データを転送するようにしても良い。こうして超音波プローブ11と本体12とを通信ケーブルで接続する場合にも、上述の実施形態と同様に、エコー信号そのものを転送するのではなく、超音波プローブ11内で第1音線データを生成し、これを本体12に転送することで、超音波プローブ11と本体12間のデータ転送量を低減することができるので、通信ケーブルを細線化し、超音波診断装置10の操作性を向上させることができる。

30

【0049】

なお、上述の実施形態では、3回の連続する超音波ビーム61の送信時に生成された第1音線データに対して第2受信フォーカス処理を施すことにより、第2音線データを生成する例を説明したが、これに限らず、2回の連続する超音波ビーム61の送信時に生成した第1音線データから第2音線データを生成しても良く、4以上の連続する超音波ビーム61の送信時に生成された第1音線データから第2音線データを生成しても良いが、少なくとも2以上の連続する超音波ビーム61の送信時に生成された第1音線データから第2音線データを生成することが好ましい。第2音線データを生成する速度と断層画像の解像度との兼ね合いから、上述の実施形態のように、3回の連続する超音波ビーム61の送信時に生成された第1音線データから第2音線データを生成することが特に好ましい。

40

【0050】

なお、上述の実施形態では、連続する複数回の超音波ビームの送信で生成された第1音線データに第2受信フォーカス処理を施して、方位分解能が向上した第2音線データを生成する例を説明したが、これに限らず、第2受信フォーカス処理によって、元の第1音線データに比べて、コントラスト分解能を向上させた第2音線データを生成しても良い。ま

50

た、第2受信フォーカス処理によって、方位分解能とコントラスト分解能をともに向上させるようにしても良い。

【0051】

なお、上述の実施形態では、第1ビームフォーマ33が走査線1本分の第1音線データを生成するものとし、第1音線データ生成部26が超音波ビーム61の送信毎に生成する第1音線データDkと同数（上述の実施形態では24個）の第1ビームフォーマ33から構成する例を説明したが、これに限らない。例えば、第1音線データ生成部26を1個の第1ビームフォーマ33で構成し、この1個の第1ビームフォーマ33によって24ライン分の第1音線データDkを順次生成しても良い。こうした場合には、1個の第1ビームフォーマ33でいわゆる時分割処理することにより、24ライン分の第1音線データDkを生成するようにしても良い。また、24個に満たない複数の第1ビームフォーマ33から第1音線データ生成部26を構成し、各第1ビームフォーマ33で分担して24ライン分の第1音線データDkを生成しても良い。第2音線データ生成部44及び第2ビームフォーマ52についても同様である。

10

【0052】

なお、上述の実施形態では、使用する超音波トランスデューサ31の組を移動させることによって、超音波ビーム61の中心位置をシフトさせる例を説明したが、これに限らない。例えば、使用する超音波トランスデューサ31の組を移動させるのではなく、いわゆるセクタ型の超音波プローブのように、超音波トランスデューサアレイ21に含まれる全ての超音波トランスデューサ31を用いて、超音波ビーム61の送信方向を変化させる場合にも、本発明を好適に用いることができる。また、上述の実施形態では、超音波ビーム61の中心位置をシフトさせる例を説明したが、超音波プローブの様態によっては、超音波ビーム61の中心位置のシフトは、超音波ビーム61の送信角度の調節を含む。

20

【0053】

なお、上述の実施形態では、超音波プローブ11で生成する第1音線データは、直交検波処理が施されたエコー信号から生成される例を説明したが、直交検波処理は少なくとも超音波プローブ11内で行われれば良く、任意のタイミングで行うことができる。例えば、超音波トランスデューサ31から出力されるエコー信号をデジタル化し、これに第1受信フォーカス処理を施すことにより第1音線データを生成し、その後、第1音線データに直交検波処理を施して本体12に転送するようにしても良い。また、上述の実施形態では、複素ベースバンド化されたエコー信号を用いて第1音線データ以降のデータ処理を行うが、複素ベースバンド化は任意のタイミングで行うようにしても良い。

30

【0054】

なお、上述の実施形態では、第2音線データに基づいて生成する断層画像の例としてBモード画像やMモード画像を挙げたが、これに限らず、ドップラーモード画像や弾性率等の指標を可視化した断層画像等の他の周知の断層画像を生成するようにしても良い。

【符号の説明】

【0055】

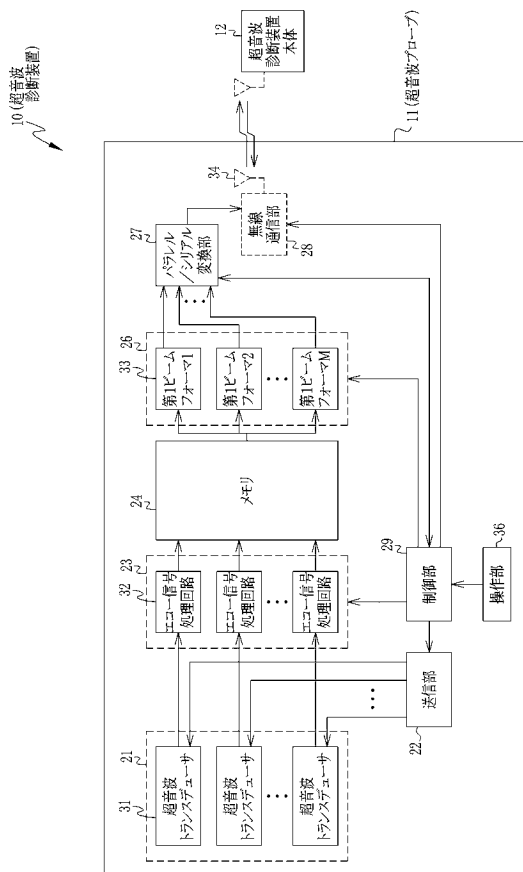
- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 超音波診断装置本体
- 21 超音波トランスデューサアレイ
- 22 送信部
- 23 受信部
- 24, 43 メモリ
- 26 第1音線データ生成部
- 27 パラレル/シリアル変換部
- 28, 41 無線通信部
- 29, 47 制御部
- 31 超音波トランスデューサ

40

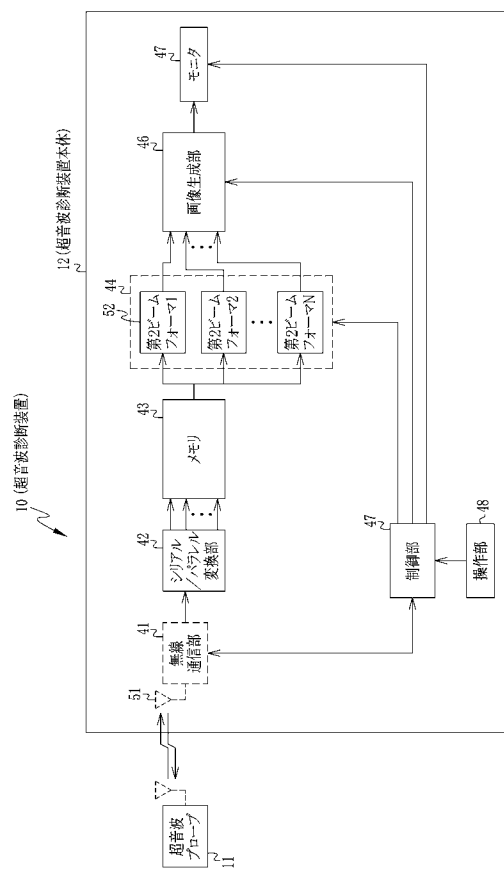
50

- 3 2 エコー信号処理回路
- 3 3 第1ビームフォーマ
- 3 4 , 5 1 アンテナ
- 3 6 , 4 9 操作部
- 4 2 シリアル/パラレル変換部
- 4 4 第2音線データ生成部
- 4 6 画像生成部
- 4 7 モニタ
- 5 2 第2ビームフォーマ
- 6 1 超音波ビーム

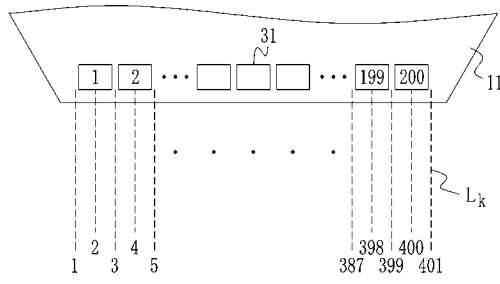
【 図 1 】



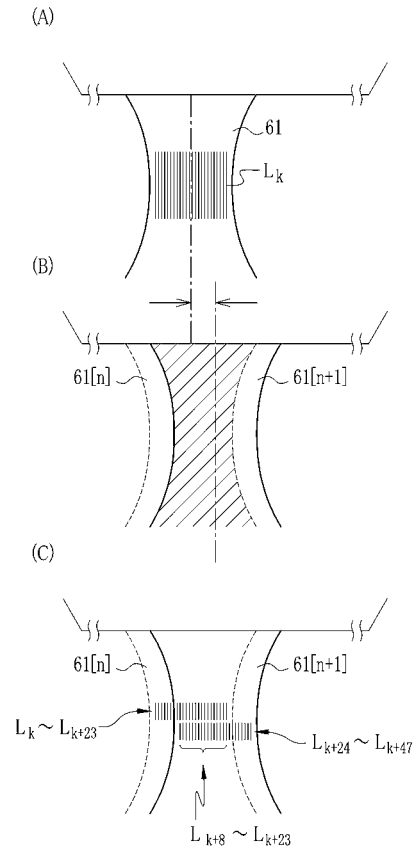
【 図 2 】



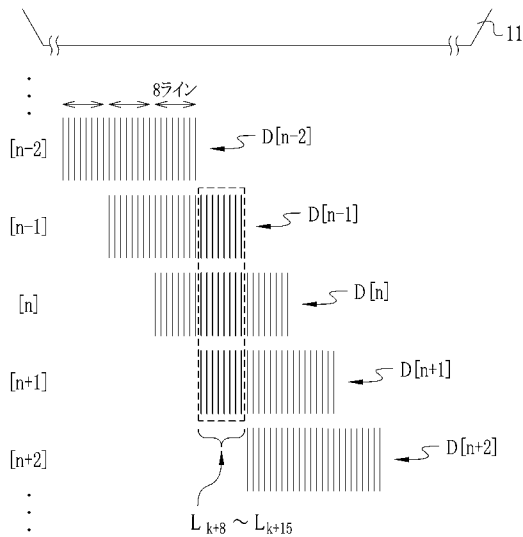
【 図 3 】



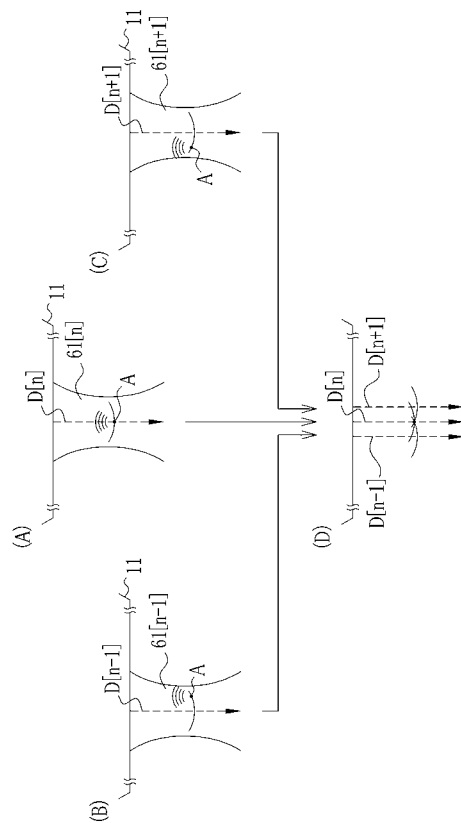
【 図 4 】



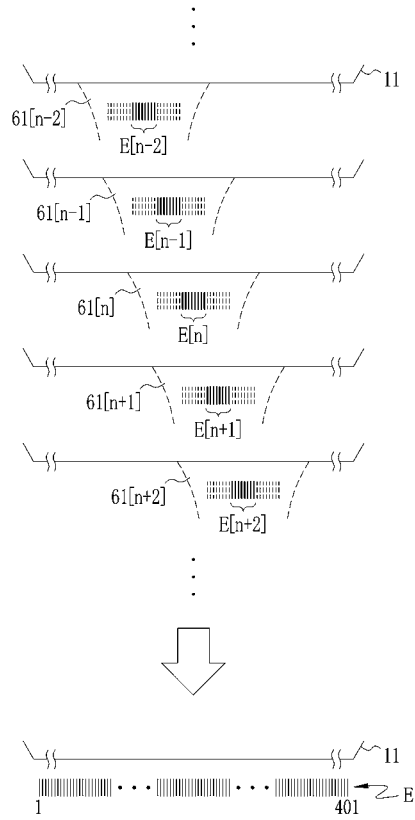
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2011072586A	公开(公告)日	2011-04-14
申请号	JP2009227546	申请日	2009-09-30
[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		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4461 A61B8/4472 A61B8/565 G01S7/003 G01S7/52034 G01S7/52046 G01S7/5208 G01S7/52095 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/JB05 4C601/JB09 4C601/JB24		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少从超声波探头传输到超声波诊断设备的数据量。解决方案：超声波诊断装置10包括超声波探头11和主体12。超声波探头11包括：多个超声波换能器31，通过多个超声波换能器的互锁操作将超声波束发射到对象中并输出回波信号接收超声波束的回波；第一声线数据产生部分26，其通过第一接收聚焦处理产生多个第一声线数据，所述第一接收聚焦处理是定相并且添加通过超声波束的一次传输获得的多个回波信号。主体12包括：第二声线产生部分44，用于通过第二接收聚焦处理产生多个第二声线数据，所述第二接收聚焦处理定相并添加分别通过连续发送超声波束两次或更多次产生的第一声线数据；以及图像生成部分46，用于基于第二声线数据生成对象的断层图像。 Z

