

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5415803号
(P5415803)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月22日 (2013. 11. 22)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2009-85425 (P2009-85425)
 (22) 出願日 平成21年3月31日 (2009. 3. 31)
 (65) 公開番号 特開2010-233831 (P2010-233831A)
 (43) 公開日 平成22年10月21日 (2010. 10. 21)
 審査請求日 平成23年8月15日 (2011. 8. 15)

(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 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (72) 発明者 石原 圭太郎
 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
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、データ回復方法及びデータ回復プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて前記被検体データを受信し、前記被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、前記超音波プローブからの前記被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの前記被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置であって、

前記装置本体は、

前記超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を判定する判定部と、
 無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを特定する無効データ特定部と、を有しており、

前記無効判定の際に、

前記ライブ状態においては、前記被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき前記無効データに対応するデータを前記装置本体が補間生成し、かつ、

前記フリーズ状態においては、前記無効データを特定する無効データ特定情報を前記装置本体が前記超音波プローブに送信すると共に、受信した前記無効データ特定情報に基づき前記被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを前記超音波プローブが前記装置本体に再送信する超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記超音波プローブが、前記被検体データを記録する記録部を有し、前記無効データ特定情報を受信した後に、前記記録部に記録されている被検体データのうち前記有効データに対応する被検体データを破棄する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記装置本体が、前記超音波プローブから再送信された訂正データを受信した後に、前記被検体データのうち前記無効データ部分を前記訂正データに差し替える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記装置本体が、前記差し替えが完了したことを報知する差し替え完了報知部を更に有する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記装置本体が、前記無効データを含む前記被検体データに係る前記エコー画像の表示の際に、前記無効データの前記訂正データへの差し替えを実行する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて前記被検体データを受信し、前記被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、前記超音波プローブからの前記被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの前記被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置に用いられるデータ回復方法であって、

前記超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を前記装置本体において判定するステップと、

無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを前記装置本体において特定するステップと、

前記無効判定の際に、

前記ライブ状態においては、前記被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき前記無効データに対応するデータを前記装置本体において補間生成し、かつ、

前記フリーズ状態においては、前記無効データを特定する無効データ特定情報を前記装置本体から前記超音波プローブに送信すると共に、受信した前記無効データ特定情報に基づき前記被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを前記超音波プローブから前記装置本体に再送信するステップと、

を有するデータ回復方法。

【請求項 7】

被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて前記被検体データを受信し、前記被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、前記超音波プローブからの前記被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの前記被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置に用いられるデータ回復プログラムであって、

前記装置本体のコンピュータを、

前記超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を判定する判定部、

無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを特定する無効データ特定部、及び、

前記無効判定の際に、

前記ライブ状態においては、前記被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき前記無効データに対応するデータを補間生成するデータ補間部、かつ、

前記フリーズ状態においては、前記無効データを特定する無効データ特定情報、及び、前記被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを再送信するように要求するデータ再送信要求信号を、前記超音波プローブに送信する再送信要求信号送信部、

10

20

30

40

50

として機能させるデータ回復プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、データ回復方法及びデータ回復プログラムに係り、特に、超音波プローブと装置本体間の無線通信不良に伴うエコー画像表示の不具合を防止することのできる超音波診断装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やR I (r a d i o i s o t o p e) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

超音波診断装置は、一般に超音波プローブと装置本体とを有して構成されることが多い。その超音波プローブは、被検体（患者）に直接接触して患者に超音波を発すると共にその超音波エコーを受信するものである。そして、装置本体は超音波プローブと通信可能に構成されて、超音波プローブからの被検体データを受信し、被検体のエコー画像を表示するものである。

【0005】

近年では、この超音波プローブと装置本体間の通信に無線通信を適用したものも提案されている。無線通信を用いることにより、超音波プローブと装置本体とをケーブル接続する必要がなくなるので、超音波プローブの操作性が向上する。例えば患者にケーブルが接触してしまって不快感を与えることもなくなり、診断部位への超音波プローブの移動も容易になる。また、ケーブルによる拘束がなくなるので、装置本体から離れた超音波プローブの操作も容易となる。

【0006】

一方で、無線通信では、電波状態や受信状態に起因してエラーが発生する場合がある。装置本体での受信エラーが発生すると、必要なエコー画像の表示を行うことができなくなってしまう。例えば、特許文献1には、無線通信によって受信した信号の受信状態に基づいて、データが有効であるか無効であるかを判断し、無効の場合に超音波画像を非表示としたり、装置本体側で無効データに換えて有効データを表示する構成が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-113793号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波プローブから受信した被検体データ内にエラーが含まれた状態のままでは、装置本体側でエコー画像を表示することができないか、又はエコー画像内に画像不良を含んだ

10

20

30

40

50

状態での表示となってしまうため、信頼性の高い診断を行うことができない。例えば、特許文献1に開示のように、エラーがある場合にそのデータを無効と判断し、超音波画像を非表示とすると、取得した超音波画像の一部が表示されないままとなってしまう、データの利用効率が低下する。また、無効データに換えて有効データを表示するという構成についても、無効データ部分は画像が欠損したままとなってしまう、その結果、必要に応じて、再度の診断作業を行って画像の撮り直しをしなければならず、診断作業の作業効率が低下してしまう虞がある。

【0009】

本発明は、上記の事情に鑑みて為されたもので、診断能力の低下を最小限に抑制しつつ、受信状態の劣化によるエコー画像の不良を防止することのできる、無線通信タイプの超音波診断装置、データ回復方法及びデータ回復プログラムを提供することを例示的課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記の課題を解決するために、本発明の例示的側面としての超音波診断装置は、被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて被検体データを受信し、被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、超音波プローブからの被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置であって、装置本体は、超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を判定する判定部と、無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを特定する無効データ特定部と、を有しており、無効判定の際に、ライブ状態においては、被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき無効データに対応するデータを装置本体が補間生成し、かつ、フリーズ状態においては、無効データを特定する無効データ特定情報を装置本体が超音波プローブに送信すると共に、受信した無効データ特定情報に基づき被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを超音波プローブが装置本体に再送信する。

【0015】

本発明の例示的側面としてのデータ回復方法は、被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて被検体データを受信し、被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、超音波プローブからの被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置に用いられるデータ回復方法であって、超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を装置本体において判定するステップと、無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを装置本体において特定するステップと、無効判定の際に、ライブ状態においては、被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき無効データに対応するデータを装置本体において補間生成し、かつ、フリーズ状態においては、無効データを特定する無効データ特定情報を装置本体から超音波プローブに送信すると共に、受信した無効データ特定情報に基づき被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを超音波プローブから装置本体に再送信するステップと、を有する。

【0016】

本発明の例示的側面としてのデータ回復プログラムは、被検体からの超音波エコーを受信してその被検体データを無線送信する超音波プローブと、該超音波プローブと無線通信可能に構成されて被検体データを受信し、被検体データに係るエコー画像を表示可能な装置本体と、を有し、超音波プローブからの被検体データを受信しつつその実時間エコー画像を表示するライブ状態と、受信済みの被検体データに基づくエコー画像を静止画像表示するフリーズ状態とに状態切替え可能な超音波診断装置に用いられるデータ回復プログラ

ムであって、装置本体のコンピュータを、超音波プローブから受信した被検体データの有効又は無効を判定する判定部、無効判定の際に、該被検体データにおける該無効判定に係る無効データを特定する無効データ特定部、及び、無効判定の際に、ライブ状態においては、被検体データにおける有効判定に係る有効データに基づき無効データに対応するデータを補間生成するデータ補間部、かつ、フリーズ状態においては、無効データを特定する無効データ特定情報、及び、被検体データの中から該無効データに対応する訂正データを再送信するように要求するデータ再送信要求信号を、超音波プローブに送信する再送信要求信号送信部、として機能させる。

【 0 0 1 7 】

本発明の更なる目的又はその他の特徴は、以下添付図面を参照して説明される好ましい実施の形態によって明らかにされるであろう。

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、無線通信によって超音波診断に係る被検体データにエラーが生じて、エラーを生じて無効と判定された無効データのみを回復させるので、診断能力（処理速度）を殆ど低下させることなく、効率的にデータ回復させることが可能である。

【 0 0 1 9 】

また、無効データ部分の訂正データのみを再送し、その他の部分の再送を行わないように構成すれば、診断能力低下の虞を低減することができる。しかも、有効データ部分をプローブ内に長時間保持する必要がないので、メモリの節約にも貢献することができる。ここで、無効データと再送した訂正データとの差し替えを、その無効データを含むエコー画像の表示まで行わず、表示の際に行うようにすれば、更に診断能力低下の虞を低減することができる。

【 0 0 2 0 】

なお、無効判断の際、又は差し替え処理完了の際に報知するようにすれば、操作者がその旨をすぐに把握することができるので、利便性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成の概略を示す構成図である。

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置の内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図 3】図 2 に示す送受信部の第 1 の構成例を示す図である。

【図 4 A】図 3 に示す A D C によるサンプリングを示す波形図である。

【図 4 B】図 3 に示すサンプリング部によるサンプリングを示す波形図である。

【図 5】図 2 に示す送受信部の第 2 の構成例を示す図である。

【図 6】図 2 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。

【図 7】図 3 に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。

【図 8】本発明の実施形態における変形例 1 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図 9】本発明の実施形態における変形例 2 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図 1 0】図 1 に示す超音波診断装置における内部構成のうちエラー回復のための構成部分の概略を示す内部構成図である。

【図 1 1】図 1 に示す超音波診断装置において、ライブ状態におけるエラー回復処理のプロセスを説明するフローチャートである。

【図 1 2】図 1 に示す装置本体の表示部における補間後のサンプルデータの画面表示例である。

【図 1 3】図 1 に示す超音波診断装置において、フリーズ状態におけるエラー回復処理のプロセスを説明するフローチャートである。

【図 1 4】図 1 に示す装置本体の表示部におけるデータ差し替え後のサンプルデータの画

10

20

30

40

50

面表示例である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

【0023】

図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置Sの全体構成の概略を示す構成図であり、図2は、超音波診断装置Sの内部構成の概略を示すブロック構成図である。図1及び図2に示すように、この超音波診断装置Sは、本発明の実施形態に係る超音波プローブ（超音波探触子）1と、装置本体2とを有して大略構成される。

10

【0024】

なお、超音波プローブ1及び装置本体2の電氣的構成及び通常時における相互の信号送受信（データ通信におけるエラー発生のない場合）について以下にまず説明し、その後に、この超音波診断装置S1におけるエラー回復に係る構成及び手順について説明する。

【0025】

超音波プローブ1は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでも良いし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。図2に示すように、超音波プローブ1は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10と、複数チャンネルの送受信部20と、シリアル化部30と、送信制御部40と、伝送回路50とを含んでいる。

20

【0026】

複数の超音波トランスデューサ10は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各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：Pb(lead) zirconate titanate）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：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（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る。

【0027】

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、圧電体が伸縮する。この伸縮により、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、それらの超音波の合成によって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って伸縮し、電気信号を発生する。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。

30

【0028】

複数チャンネルの送受信部20は、送信制御部40の制御の下で複数の駆動信号を生成して、それらの駆動信号を複数の超音波トランスデューサ10に供給すると共に、複数の超音波トランスデューサ10から出力される複数の受信信号に対して直交検波処理等を実施して得られたサンプルデータをシリアル化部30に供給する。

【0029】

図3は、図2に示す送受信部の第1の構成例を示す図である。図3に示すように、各チャンネルの送受信部20は、送信回路21と、プリアンプ22と、ローパスフィルタ（LPF）23と、アナログ/デジタル変換器（ADC）24と、直交検波処理部25と、サンプリング部26a及び26bと、メモリ27a及び27bとを含んでいる。ここで、送信回路21～直交検波処理部25は、信号処理手段を構成している。

40

【0030】

送信回路21は、例えば、パルサによって構成されており、送信制御部40の制御の下で駆動信号を生成して、生成された駆動信号を超音波トランスデューサ10に供給する。図2に示す送信制御部40は、伝送回路50から出力される走査制御信号に基づいて、複数チャンネルの送信回路21の動作を制御する。例えば、送信制御部40は、走査制御信

50

号によって設定された送信方向に応じて、複数の遅延パターンの中から１つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ１０の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部４０は、複数の超音波トランスデューサ１０から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【００３１】

複数チャンネルの送信回路２１は、送信制御部４０によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ１０から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサ１０に供給し、あるいは、複数の超音波トランスデューサ１０から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサ１０に供給する。

【００３２】

プリアンプ２２は、超音波トランスデューサ１０から出力される受信信号（ＲＦ信号）を増幅し、ＬＰＦ２３は、プリアンプ２２から出力される受信信号の帯域を制限することにより、Ａ／Ｄ変換におけるアライアシングを防止する。ＡＤＣ２４は、ＬＰＦ２３から出力されるアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換する。例えば、超音波の周波数が５ＭＨｚ程度であるとすれば、４０ＭＨｚのサンプリング周波数が用いられる。その場合において、生体内での音速を約１５３０ｍ／ｓｅｃとすると、１サンプルに相当する生体内距離は約０．０３８ｍｍとなる。したがって、超音波の往復を考慮すると、８１９２個のサンプルの取得によって、約１５．７ｃｍの深度までのデータを得ることができる。

【００３３】

受信開口における超音波トランスデューサ１０の数を６４個とし、超音波診断画像の１フレームについて１００本の超音波受信ライン（音線）が必要であるとすれば、１フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $8192 \times 64 \times 100 = 52 \times 10^6$ 個となり、毎秒１０フレームの画像を表示するためには、約 520×10^6 個／秒のデータ転送が必要となる。ここで、超音波診断画像に必要な分解能は、通常、１個のデータについて１２ビット程度であるから、上記のデータを伝送するためには、約６２４０Ｍｂｐｓの伝送ビットレートが必要となる。

【００３４】

このように、ＲＦ信号のままでデータの直列化を行うと、伝送ビットレートが極めて高くなり、通信速度やメモリの動作速度がそれに追いつかない。一方、複数の超音波トランスデューサ１０からのＲＦ信号を合成してビームの位相を整合するビームフォーミング処理の後でデータの直列化を行うと、伝送ビットレートを低減することができる。しかしながら、受信フォーカス処理のための回路は、規模が大きく、超音波探触子の中に組み込むことは困難である。そこで、本実施形態においては、受信信号に対して直交検波処理等を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからデータの直列化を行うことにより、伝送ビットレートを低減させている。

【００３５】

直交検波処理部２５は、受信信号に対して直交検波処理を施し、複素ベースバンド信号（Ｉ信号及びＱ信号）を生成する。図３に示すように、直交検波処理部２５は、ミキサ（掛算回路）２５ａ及び２５ｂと、ローパスフィルタ（ＬＰＦ）２５ｃ及び２５ｄとを含んでいる。ミキサ２５ａが、ＡＤＣ２４によってデジタル信号に変換された受信信号に局部発振信号 $\cos \omega_0 t$ を掛け合わせて、ＬＰＦ２５ｃが、ミキサ２５ａから出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表すＩ信号が生成される。一方、ミキサ２５ｂが、ＡＤＣ２４によってデジタル信号に変換された受信信号に位相を $\pi/2$ だけ回転させた局部発振信号 $\sin \omega_0 t$ を掛け合わせて、ＬＰＦ２５ｄが、ミキサ２５ｂから出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表すＱ信号が生成される。

【 0 0 3 6 】

サンプリング部 2 6 a 及び 2 6 b は、直交検波処理部 2 5 によって生成された複素ベースバンド信号 (I 信号及び Q 信号) をサンプリング (再サンプリング) することにより、2 チャンネルのサンプルデータをそれぞれ生成する。生成された 2 チャンネルのサンプルデータは、メモリ 2 7 a 及び 2 7 b にそれぞれ格納される。

【 0 0 3 7 】

ここで、ベースバンド信号を、ベースバンド周波数帯域の 2 倍の周波数でサンプリングすれば、信号情報は保持される。したがって、サンプリング周波数は、5 M H z であれば十分である。これにより、R F 信号のままでデータの直列化を行う場合と比較して、サンプリング周波数が 4 0 M H z から 5 M H z に低下するので、データ量は $1 / 8$ となり、約 1 5 . 7 c m の深度までのサンプル数が 1 0 2 4 個となる。ただし、包絡線検波によって信号情報を維持するためには、位相情報を保持しなければならないので、直交検波処理等によって複素ベースバンド信号 (I 信号及び Q 信号) を生成する必要がある、データのチャンネル数が 2 倍となる。

10

【 0 0 3 8 】

従って、1 フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $1 0 2 4 \times 6 4 \times 1 0 0 \times 2$ 約 $1 3 . 1 \times 1 0 ^ 6$ 個となり、毎秒 1 0 フレームの画像を表示するためには、分解能を 1 2 ビットとして、約 1 5 7 2 M b p s の伝送ビットレートが必要となる。また、サンプリング周波数を 2 . 5 M H z とすれば、約 1 5 . 7 c m の深度までのサンプル数が 5 1 2 個となり、データ量を更に半分に低減することができるので、伝送ビットレートを約 7 8 6 M b p s にすることができる。

20

【 0 0 3 9 】

図 4 A 及び図 4 B は、図 3 に示す A D C によるサンプリングとサンプリング部によるサンプリングとを比較して示す波形図である。図 4 A は、3 つのチャンネル C h . 1 ~ C h . 3 について、A D C 2 4 によるサンプリングを示しており、図 4 B は、3 つのチャンネル C h . 1 ~ C h . 3 について、サンプリング部 2 6 a によるサンプリングを示している。図 4 A に示すように R F 信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送する場合と比較して、図 4 B に示すようにベースバンド信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送することにより、伝送ビットレートを大幅に低減することができる。

30

【 0 0 4 0 】

図 5 は、図 2 に示す送受信部の第 2 の構成例を示す図である。図 5 に示す第 2 の構成例においては、図 3 に示す第 1 の構成例におけるサンプリング部 2 6 a 及び 2 6 b の替わりに時分割サンプリング部 2 6 c が設けられており、メモリ 2 7 a 及び 2 7 b の替わりにメモリ 2 7 c が設けられている。

【 0 0 4 1 】

時分割サンプリング部 2 6 c は、直交検波処理部 2 5 によって生成される I 信号及び Q 信号を交互に時分割でサンプリング (再サンプリング) することにより、2 系列のサンプルデータを生成する。例えば、時分割サンプリング部 2 6 c は、I 信号を $\cos \omega _ 0 t$ の位相に同期してサンプリングし、Q 信号を $\sin \omega _ 0 t$ の位相に同期してサンプリングする。生成された 2 系列のサンプルデータは、メモリ 2 7 c に格納される。これにより、メモリ回路を 1 系統にすることができる。

40

【 0 0 4 2 】

図 6 は、図 2 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。図 6 に示す第 3 の構成例においては、図 5 に示す第 2 の構成例におけるミキサ 2 5 a 及び 2 5 b の替わりに直交サンプリング部 2 5 e が設けられている。

【 0 0 4 3 】

図 7 は、図 6 に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。直交サンプリング部 2 5 e は、A D C 2 4 によってデジタル信号に変換された受信信号を $\cos \omega _ 0 t$ の位相に同期してサンプリングして第 1 の信号系列を生成すると共に、受信信号を $\sin \omega _ 0 t$ の位相に同期してサンプリングして第 2 の信号系列を生成する。

50

【 0 0 4 4 】

更に、LPF 25 c が、直交サンプリング部 25 e から出力される第 1 の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表す I 信号が生成され、LPF 25 d が、直交サンプリング部 25 e から出力される第 2 の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表す Q 信号が生成される。これにより、図 5 に示すミキサ 25 a 及び 25 b を省略することができる。

【 0 0 4 5 】

再び図 2 を参照すると、シリアル化部 30 は、複数チャンネルの送受信部 20 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルサンプルデータに変換する。例えば、シリアル化部 30 は、128 チャンネルのパラレルのサンプルデータを、1 ~ 4 チャンネルのシリアルサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランスデューサ 10 の数と比較して、伝送チャンネル数が大幅に低減される。

【 0 0 4 6 】

伝送回路 50 は、装置本体 2 から走査制御信号を受信して、受信した走査制御信号を複数の送受信部 20 に出力すると共に、シリアル化部 30 によって変換されたシリアルサンプルデータを装置本体 2 に送信する。超音波プローブ 1 と装置本体 2 との間の信号伝送は、例えば、ASK (Amplitude Shift Keying)、PSK (Phase Shift Keying)、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying)、16QAM (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等の通信方式を用いて、無線で行われる。ASK 又は PSK を用いる場合には、1 系統で 1 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、QPSK を用いる場合には、1 系統で 2 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、16QAM を用いる場合には、1 系統で 4 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能である。

【 0 0 4 7 】

超音波プローブ 1 の電源電圧は、超音波プローブ 1 と装置本体 2 との間の信号伝送が有線で行われる場合には装置本体 2 から供給されるが、本実施形態においては、超音波プローブ 1 と装置本体 2 との間の信号伝送が無線で行われるので、バッテリー等によって超音波プローブ 1 の電源電圧が供給される。

【 0 0 4 8 】

以上において、直交検波処理部 25 (図 3)、サンプリング部 26 a 及び 26 b (図 3)、時分割サンプリング部 26 c (図 5)、直交サンプリング部 25 e (図 6)、LPF 25 c 及び 25 d (図 6)、及び、シリアル化部 30 は、FPGA (Field Programmable Gate Array: 現場でプログラミング可能なゲートアレイ) 等のデジタル回路によって構成しても良いし、中央演算装置 (CPU) と、CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェア (プログラム) とによって構成しても良い。

【 0 0 4 9 】

汎用回路である FPGA を用いる場合には、回路規模を縮小しても、内蔵される電子部品の数には余り影響しない。しかしながら、回路規模が小さくなると FPGA の容量が小さくて済むので、より小さな電子部品を使用することが可能となり、実装面積に大きく影響する。あるいは、直交検波処理部 25 をアナログ回路によって構成することにより、ADC 24 を省略しても良い。その場合には、サンプリング部 26 a 及び 26 b、又は、時分割サンプリング部 26 c によって、複素ベースバンド信号の A/D 変換が行われる。

【 0 0 5 0 】

一方、図 2 に示す装置本体 2 は、伝送回路 60 と、走査制御部 70 と、受信フォーカス処理部 80 と、B モード画像信号生成部 90 と、表示部 100 と、操作部 110 と、制御部 120 と、格納部 130 とを有している。

【 0 0 5 1 】

走査制御部 70 は、超音波ビームの送信方向を順次設定して走査制御信号を生成する。伝送回路 60 は、走査制御部 70 によって生成された走査制御信号を超音波プローブ 1 に

10

20

30

40

50

送信すると共に、超音波プローブ 1 からシリアルサンプルデータを受信する。走査制御部 70 は、超音波エコーの受信方向を順次設定して、受信フォーカス処理部 80 を制御する。

【0052】

受信フォーカス処理部 80 は、超音波プローブ 1 から受信したサンプルデータに対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する。受信フォーカス処理部 80 は、メモリ 81 と、整相加算部 82 とを含んでいる。メモリ 81 は、超音波プローブ 1 から受信したシリアルサンプルデータを順次格納する。整相加算部 82 は、走査制御部 70 において設定された受信方向に基づいて、複数の受信遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複素ベースバンド信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。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ベースバンド信号（音線信号）が生成される。

10

【0053】

B モード画像信号生成部 90 は、受信フォーカス処理部 80 によって形成された音線信号に基づいて、被検体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。B モード画像信号生成部 90 は、STC (sensitivity time control) 部 91 と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 92 とを含んでいる。STC 部 91 は、受信フォーカス処理部 80 によって形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す。DSC 92 は、STC 部 91 によって補正された音線信号を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、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。表示部 100 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、B モード画像信号生成部 90 によって生成された B モード画像信号に基づいて超音波診断画像を表示する。

20

【0054】

制御部 120 は、操作部 110 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 70 等を制御する。本実施形態においては、走査制御部 70、整相加算部 82、B モード画像信号生成部 90、及び、制御部 120 が、中央演算装置（CPU）と、CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部 130 に格納される。格納部 130 における記録媒体としては、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、又は、DVD-ROM 等を用いることができる。

30

【0055】

図 8 は、本発明の実施形態における変形例 1 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。図 8 に示す超音波プローブ 1 a においては、図 2 に示す超音波プローブ 1 に対し、超音波プローブに設けられている複数の超音波トランスデューサ 10 と送受信部 20 との間の接続関係を切り換える切換回路 11 が追加されている。

40

【0056】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波プローブにおいては、送受信における開口が順次切り換えられながら被検体の走査が行われる。超音波プローブ 1 a に設けられている超音波トランスデューサの数を N とし、同時に使用される超音波トランスデューサの数を M とすると ($M < N$)、切換回路 11 は、 N 個の超音波トランスデューサの中から M 個の超音波トランスデューサを選択し、選択された M 個の超音波トランスデューサを M 個の送受信部 20 にそれぞれ接続する。これにより、図 2 に示す超音波プローブ 1 と比較して、送受信部 20 の数を低減することができる。

【0057】

図 9 は、本発明の実施形態における変形例 2 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。図 9 に示す超音波プローブ 1 b においては、図 8 に示す超音

50

波プローブ 1 a に対し、超音波受信時において 2 個の超音波トランスデューサ 1 0 から出力される受信信号を加算する加算回路 1 2 が追加されている。超音波送信時においては、加算回路 1 2 は、送受信部 2 0 から供給される駆動信号を 2 個の超音波トランスデューサ 1 0 に並列的に供給する。

【 0 0 5 8 】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波プローブにおいては、送受信方向が超音波トランスデューサの配列面に対して垂直とされるので、送受信における遅延量は、超音波ビームに対して対称となる。したがって、M 個の超音波トランスデューサによって形成される送受信開口において、第 1 番目の超音波トランスデューサと第 M 番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_1 と受信信号 R_M とを加算することができる。同様に、第 2 番目の超音波トランスデューサと第 (M - 1) 番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_2 と受信信号 $R_{(M-1)}$ とを加算することができる。これにより、図 7 に示す超音波プローブ 1 a と比較して、送受信部 2 0 の数を半分にすることができ、また、超音波プローブ 1 b と超音波診断装置本体 2 との間の伝送ビットレートを半分にすることができる。

【 0 0 5 9 】

< 超音波診断装置におけるエラー回復のための構成の説明 >

続いて、図 1 に示す超音波診断装置 S 1 におけるエラー回復のための構成について説明する。図 1 0 は、超音波診断装置 S 1 における内部構成のうちエラー回復のための構成部分の概略を示す内部構成図である。

【 0 0 6 0 】

この、超音波診断装置 S における装置本体 2 の制御部 1 2 0 は、例えば、コンピュータの主要部としての CPU を有して構成されている。そして、格納部 1 3 0 は、例えば、データ格納領域 1 3 0 a とプログラム格納領域 1 3 0 b とを有して構成されている。そのプログラム格納領域 1 3 0 b には、データ回復プログラム P が格納されており、このデータ回復プログラム P が、制御部 1 2 0 を判定部 1 2 0 a、無効データ特定部 1 2 0 b、データ保存部 1 2 0 c、データ補間部 1 2 0 d、再送信要求信号送信部 1 2 0 e、訂正データ受信部 1 2 0 f、データ差し替え部 1 2 0 g として機能させる。

【 0 0 6 1 】

また、超音波プローブ 1 は、内部に制御部 3 5 とメモリ (記録部) 4 5 とを有して構成されており、図 1 0 に示すように、この制御部 3 5 はシリアル化部 3 0 と伝送回路 5 0 とに接続され、メモリ 4 5 は制御部 3 5 に接続されている。制御部 3 5 は、例えばコンピュータの主要部としての CPU を有して構成されており、メモリ 4 5 はデータ格納領域 4 5 a とプログラム格納領域 4 5 b とを有している。プログラム格納領域 4 5 b 内にはデータ回復プログラム P と協働するデータ回復サブプログラム P s が格納され、このデータ回復サブプログラム P s が、制御部 3 5 をデータ保存部 3 5 a、再送信要求信号受信部 3 5 b、訂正データ送信部 3 5 c として機能させる。

【 0 0 6 2 】

なお、この超音波診断装置 S は、ライブ状態とフリーズ状態とに状態切り替えが可能となっている。ライブ状態とは、超音波プローブ 1 からのサンプルデータ s 1 を装置本体 2 が継続的に受信しつつ、そのリアルタイム (実時間) のエコー画像を表示部 1 0 0 に表示する状態である。複数の音線データにより構成される 1 フレームの画像データが、例えば数 1 0 フレーム / 秒のレートで超音波プローブ 1 から装置本体 2 へと送信され、表示部 1 0 0 上で、略リアルタイムな動画表示が行われる。

【 0 0 6 3 】

また、フリーズ状態とは、超音波プローブ 1 からのサンプルデータ s 1 の送信を停止して、装置本体 2 において受信済みのサンプルデータ s 1 に基づくエコー画像を表示部 1 0 0 に静止画表示する状態である。フリーズ状態では、一般的に最後に送信した (つまり、最新の) フレーム画像が表示部 1 0 0 に表示されるが、例えば装置本体 2 側でのユーザ操作により、一定時間分の過去に受信したサンプルデータ s 1 に基づくフレーム画像にまで

遡って表示させることができるようになっていく（例えば、この機能をシネビュー機能という。）。また、例えば、装置本体２側での別のユーザ操作により、過去における一定時間分のフレーム画像を動画として表示部１００に連続表示させることもできるようになっている（例えば、この機能をシネプレイ（又はシネ再生）機能という。）。

【００６４】

なお、ライブ状態→フリーズ状態への切替え及びフリーズ状態→ライブ状態への切替えは、装置本体２側でのユーザによるボタン操作で容易に行うことができるようになっている。

【００６５】

〔ライブ状態〕

10

超音波プローブ１と装置本体２とは、無線通信によりデータ送受信を行う。すなわち、伝送回路５０～伝送回路６０間は、電波（又は赤外線等の光）を利用した無線通信が行われ、装置本体２からの走査制御信号の送信や超音波プローブ１からのサンプルデータ（被検体データ）s１の送信が行われている。また、装置本体２から超音波プローブ１に向けて再送要求信号や無効データ特定情報も送信され、超音波プローブ１から装置本体２に向けて訂正データも送信されるが、詳細は後述する。

【００６６】

判定部１２０aは、超音波プローブ１から受信したサンプルデータ（被検体データ）s１の有効／無効を判定する機能を発揮する。有効か無効かの判定は、例えば、伝送回路６０で受信したサンプルデータs１の信号の受信電力が所定の基準電力値以上であるか否かに基づいて行われる。その場合、受信電力が基準電力値以上である場合に有効と判定され、基準電力値未満である場合に無効と判定される。

20

【００６７】

もちろん、受信電力に基づいて判定が行われるのではなく、サンプルデータs１が有するヘッダ情報が制御部１２０において読み取れたか否かに基づいて有効／無効の判定が行われてもよい。この場合、ヘッダ情報が読み取れた場合にそのサンプルデータs１が有効と判定され、読み取れなかった場合に無効と判定される。

【００６８】

このように、無効と判定されたデータは、そのまま受信フォーカス処理を行って画像信号を生成しても、十分な品質の超音波画像とならず、場合によってはその部分の画像欠損が生じる。しかしながら、この超音波診断装置Ｓでは、この無効と判定されたデータ部分のデータ回復を行うので、診断に利用しうる高品質な超音波画像を表示部１００に表示させることができる。

30

【００６９】

この有効／無効の判定は、１フレーム全体のサンプルデータについて行われてもよい。例えば、１フレームの超音波エコー画像が１００本の音線データによって構成される場合において、そのうちの１本の音線データでも無効判定されれば、その無効の音線データを含む１フレーム全体のデータが無効判定されるようになっていてもよい。

【００７０】

しかしながら、本実施形態では、１フレームを構成する複数本の音線データのうち１本の音線データごとに有効／無効が判定される。すなわち、受信電力が基準電力値を下回っている場合における、その下回った部分に相当する音線データを無効とし、それ以外の音線データはたとえ同一フレームのデータであっても有効とする。例えば、１フレームの超音波エコー画像が１００本の音線データによって構成される場合において、そのうちの１本の音線データが無効判定されたとしても、残りの９９本の音線データは有効とされる。同様に、５本の音線データが無効判定されたとしても、残りの９５本の音線データは有効とされる。

40

【００７１】

また、ヘッダ情報に基づいて有効／無効の判定を行う場合には、音線データごとのヘッダ情報の読取りの可否を判定し、読取りができなかったヘッダ情報に対応する音線データ

50

のみを無効とする。このように構成することで、データ回復処理を最小限に低減することができ、データ回復処理時間や必要メモリ容量等を削減することができる。なお、有効／無効の判定情報は、無効データ特定部 120b へと送られる。なお、サンプルデータ s1 は、有効判定に係るデータ部分（有効データ）も無効判定に係るデータ部分（無効データ）も含め、データ保存部 120c により格納部 130 のデータ格納領域 130a 内へと格納される。

【0072】

なお、ここで「ヘッダ情報の読取りの可否」とは、現実には、「読取りが可能／不可能」である場合に限られず、「ヘッダ情報に含まれる検査用ビット（フラグ）に基づく読取りエラー発生が有る／無い」である場合を含む。すなわち、ヘッダ情報の読み取りは可能であったが、読み取ったヘッダ情報にエラーが含まれている場合に、「読取り不可」と判定する場合を含む。このヘッダ情報のエラー発生の有無の判断は、例えば、データ検査用フラグ（パリティ符号やハミング符号など）を用いて行ってもよい。

【0073】

無効データ特定部 120b は、判定部 120a からの判定情報が無効を示す場合に、その無効データを特定する機能を発揮する。すなわち、受信電力が基準電力値未満、又は、ヘッダ情報が読取り不可である場合に、その無効判定に係る音線データが、受信した複数の音線データのうちのどの音線データであるかを特定し、その特定情報（無効データ特定情報）s2 を生成する。この無効データ特定情報 s2 もデータ保存部 120c によりデータ格納領域 130a 内へと格納される。

【0074】

データ補間部 120d は、有効データに基づき無効データに対応する部分のデータを補間生成する機能を発揮する。すなわち、データ補間部 120d は、データ格納領域 130a からサンプルデータ s1 を読み出し、その有効データ部分（無効データ以外のデータ部分）を利用して、ライン補間やスプライン補間等の補間手法に基づき無効データ部分に対応するデータ部分を生成し、無効データをその生成された補間データで上書きする。それにより、無効データに相当する部分の内容は、新たな補間データの内容に変更され、エラーを含む無効データが破棄される。良好なデータである有効データに基づいて補間された擬似的に良好な補間データによって無効データ部分が上書きされるので、その補間データ部分を含むフレーム画像内のエラーを殆ど目立たなくすることができる。

【0075】

データ補間部 120d によるデータ補間処理が完了すると、補間後のサンプルデータ s1 は受信フォーカス処理部 80 へと送信される。そして、受信フォーカス処理及び B モード画像信号生成処理を経て表示部 100 にて表示される。

【0076】

ライブ状態においては、サンプルデータ s1 の受信と並行して無効判定処理、無効データ特定処理、データ補間処理が行われ、補間後のサンプルデータ s1 が略リアルタイムで受信フォーカス処理へと至ることとなる。したがって、診断能力を殆ど低下させることなく、無線通信によるエラーを排除して（又は極力目立たなくして）良好なエコー画像を表示させることができる。

【0077】

なお、このライブ状態におけるエラー回復処理のプロセスを図 11 のフローチャートに示す。装置本体 2 は、サンプルデータ s1 を受信し（S.1）、そのサンプルデータ s1 の無効判定を行う（S.2）。そして、有効と判定した場合（すなわち、サンプルデータ s1 内に無効データがないと判定した場合）には、そのサンプルデータ s1 をそのまま受信フォーカス処理部 80 へと送信する（S.5）。

【0078】

一方、サンプルデータ s1 が無効であると判定した場合、その無効データ特定処理を行って無効データ特定情報 s2 を生成する（S.3）。そして、有効データに基づいて、無効データ部分に対応するデータ部分の補間生成処理を行い（S.4）、無効データ部分を

10

20

30

40

50

補間データで上書きする。そして、補間後のサンプルデータ s_1 を受信フォーカス処理部 80 へと送信する (S. 5)。補間後のサンプルデータ s_1 は、受信フォーカス処理及び B モード画像信号生成処理を経て (S. 6)、表示部 100 でフレーム画像として表示される (S. 7)。

【0079】

図 12 は、装置本体 2 の表示部 100 における補間後のサンプルデータ s_1 の画面表示例である。データ回復プログラム P によって制御部 120 が無効報知部 (不図示) としての機能を発揮し、無効判定 (すなわち、データ補間処理の実行) に基づき、図 12 に示すように、表示部 100 に『補間表示モード』等のメッセージ表示 (報知表示) M1 をフレーム画像表示と合わせて行うように構成されていてもよい。もちろん、装置本体 2 が報知ランプや報知ブザー (いずれも不図示) を有して、無効報知部からの報知信号に基づいてランプを点灯させたりブザーを鳴らしたりするようになっていてもよい。なお、生成された無効データ特定情報 s_2 を超音波プローブ 1 側へと送信してもよい (S. 8)。そして、超音波プローブ 1 側で、無効データ特定情報 s_2 に基づき対応する部分のサンプルデータ s_1 をメモリ 45 内に格納しておけば (S. 9)、後述する訂正データの再送処理を円滑に行うことができる。

【0080】

なお、この超音波診断装置 S において、ライブ状態で継続的に超音波プローブ 1 から送信されるサンプルデータ s_1 を、格納部 130 内に動画として保存することができるようになっていてもよい。その場合、その保存した動画中に、無効判定 (データ補間処理) されたデータが存在する場合には、その動画の保存データに対応して『補間表示モード』等のメッセージ表示 (報知表示) M1 も格納部 130 に保存される。したがって、後でその動画データの再生を行った場合には、表示部 100 にメッセージ表示 (報知表示) M1 が表示される。

【0081】

[フリーズ状態]

ユーザのボタン操作によるフリーズ状態では、無効データに対応する部分を超音波プローブ 1 側から再送信させることにより、データ補間処理よりも一層信頼性の高いデータ回復が可能である。

【0082】

フリーズ状態では、超音波プローブ 1 からのサンプルデータ s_1 の送信が停止される。そして、表示部 100 での画像表示は、データ格納領域 130 a 内に格納されたサンプルデータ s_1 に基づいて行われる。そのデータ格納領域 130 a 内のサンプルデータ s_1 内に無効データが含まれる場合、再送信要求信号送信部 120 e による超音波プローブ 1 に対してのデータ再送信の要求が行われる。

【0083】

一般に、フリーズ状態は、ライブ状態の後に設定される状態であるので、フリーズ状態において、データ格納領域 130 a 内のサンプルデータ s_1 内に無効データが含まれていることは、既に判定部 120 a による無効判定及び無効データ特定部 120 b による無効データ特定情報 s_2 の生成が完了した上でデータ保存部 120 c によるデータ格納領域 130 a へのデータ格納が行われていることを意味する。

【0084】

再送信要求信号送信部 120 e は、無効データ特定情報 s_2 とデータ再送信要求信号とを超音波プローブ 1 へ向けて送信する機能を発揮する。その無効データ特定情報 s_2 とデータ再送信要求信号とは、伝送回路 50 を介して超音波プローブ 1 側の制御部 35 へと送信される。

【0085】

超音波プローブ 1 側では、データ回復サブプログラム P_s により、制御部 35 が、データ保存部 35 a、再送信要求信号受信部 35 b、訂正データ送信部 35 c として機能するようになっている。

【 0 0 8 6 】

データ保存部 3 5 a は、送受信部 2 0 から送られ、シリアル化部 3 0 によってシリアルデータに変換されたサンプルデータ s 1 をメモリ 4 5 のデータ格納領域 4 5 a 内へと格納する機能を発揮する。なお、データ保存部 3 5 a は、超音波トランスデューサ 1 0 により受信したすべての音線に係るサンプルデータ s 1 をデータ格納領域 4 5 a に一旦格納するが、装置本体 2 側から無効データ特定情報 s 2 を受信した後は、その無効データに対応するデータ部分のみを残し、他のデータ部分（すなわち、有効データに対応するデータ部分）を破棄する機能も有している。これにより、データ再送信に必要なデータのみをメモリ 4 5 内に残し、他のデータ部分を迅速に破棄することができるので、メモリ 4 5 の容量削減に寄与することができる。

10

【 0 0 8 7 】

再送信要求信号受信部 3 5 b は、装置本体 2 側から送信された再送信要求信号及び無効データ特定情報 s 2 を受信する機能を発揮する。そして、その無効データ特定情報 s 2 を訂正データ送信部 3 5 c へと送るようになっている。

【 0 0 8 8 】

訂正データ送信部 3 5 c は、無効データ特定情報 s 2 に基づき、データ格納領域 4 5 a 内のサンプルデータ s 1 から無効データに対応する部分のデータを抽出する機能を発揮する。このデータ部分は、無線通信により送信する前のデータであるのでエラーを含まず良好なデータである。したがって、データ位置（どの音線データか）については無効データに対応する同位置のデータであるが、データ内容はエラーを含まない良好なデータ内容であるので、訂正データ s 3 と呼ぶこととする。

20

【 0 0 8 9 】

なお、無線データ特定情報 s 2 の受信により、再送信に必要なデータが特定されたので、それ以外のデータを破棄することができる。したがって、データ保存部 3 5 a が有効データに対応するデータ部分（訂正データ以外のデータ部分）の破棄を実行する。

【 0 0 9 0 】

訂正データ送信部 3 5 c は、訂正データ s 3 を伝送回路 5 0 , 6 0 を介して無線通信により装置本体 2 側へと送信する。そして、装置本体 2 側では、訂正データ受信部 1 2 0 f がその訂正データ s 3 を受信する。受信した訂正データ s 3 を再びその受信した訂正データ s 3 を判定部 1 2 0 a により無効判定する。

30

【 0 0 9 1 】

ここで、訂正データ s 3 が無効判定されれば、その無効データ特定情報 s 2 を生成し、再び超音波プローブ 1 へ向けて再送信要求信号と共に無効データ特定情報 s 2 を送信する。そして、訂正データ s 3 内に無効データがなくなるまで、これを繰り返してもよいし、一定回数の繰り返しによっても訂正データ s 3 内に無効データが含まれる場合は、エラー報知をして超音波診断装置 S の処理を停止してもよい。

【 0 0 9 2 】

訂正データ s 3 が有効判定されると、データ差し替え部 1 2 0 g が、データ格納領域 1 3 0 a 内のサンプルデータ s 1 のうち無効データに対応する部分のデータを訂正データ s 3 に差し替える機能を発揮する。具体的には、データ差し替え部 1 2 0 g がデータ格納領域 1 3 0 a からサンプルデータ s 1 及び無効データ特定情報 s 2 を読み出し、無効データ特定情報 s 2 に基づいて、差し替えるべきデータ位置を特定し、その部分を訂正データ s 3 と差し替えて、新たな差し替え後のサンプルデータ s 1 とする。

40

【 0 0 9 3 】

その差し替え後のサンプルデータ s 1 は、受信フォーカス処理部 8 0 へと送られ、B モード画像信号生成部 9 0 を経て表示部 1 0 0 に表示される。無効データに係る部分が訂正データに差し替えられて表示されるので、エラーのないフレーム画像を表示部 1 0 0 に表示させることができる。

【 0 0 9 4 】

なお、この再送信要求信号送信処理～データ差し替え処理までの一連の処理は、無効デ

50

ータを含むフレーム画像が表示部 100 に表示される際に実行される。換言すれば、フレーム画像が無効データを含んでいても、そのフレーム画像が表示部 100 に表示されなければ訂正データの再送信やデータの差し替えを行う必要がない。処理を削減することで、装置全体としての処理速度の向上と診断能力の向上を図ることができる。

【0095】

例えば、フリーズ状態において、シネビュー機能を用いて過去のフレーム画像の表示を行う際には、過去の特定フレームにおけるフレーム画像が無効データを含む場合に、その特定フレームが表示されない間は訂正データの再送信やデータの差し替えを行う必要がない。そして、その特定フレームを表示する指令が制御部 120 から送出されたことを契機として、その特定フレームの訂正データの再送信処理及びデータ差し替え処理が実行されるように構成されていればよい。

10

【0096】

ただし、シネプレイ機能においては、各フレーム画像を滑らかに動画表示する必要がある。フレーム画像ごとの表示時間が短く、短時間にデータの差し替えを行う必要がある。したがって、シネプレイ機能の場合は、ユーザ操作によりシネプレイ機能が起動したことを契機として、シネプレイで表示される可能性のある過去のすべてのフレーム画像（データ格納領域 130a 内に格納されているすべてのサンプルデータ s1 に係るフレーム画像）における無効データのデータ差し替え処理が実行されるようになっていくことが望ましい。

【0097】

20

なお、このフリーズ状態におけるエラー回復処理のプロセスを図 13 のフローチャートに示す。装置本体 2 でフリーズボタンが操作されると（S. 11）、超音波プローブ 1 からのサンプルデータ s1 の送信が停止される（S. 12）。ここで、サンプルデータ s1 に係るフレーム画像が表示部 100 に表示されることを契機として、当該フレーム画像内に無効データが含まれるか否かが判定される（S. 13）。そして、無効データが含まれる場合、再送信要求信号と無効データ特定情報 s2 とが超音波プローブ 1 に向けて送信される（S. 14）。超音波プローブ 1 では、これらの信号受信を契機としてメモリ 45 内から訂正データ s3 を抽出し、その訂正データ s3 を装置本体 2 へ向けて再送信する（S. 15）。装置本体 2 側では、無効データ特定情報 s2 に基づき、無効データに対応するデータ部分を受信した訂正データ s3 と差し替えて、差し替え後のサンプルデータ s1 を生成する（S. 16）。そして、差し替え後のサンプルデータ s1 は、受信フォーカス処理（S. 17）、B モード画像信号生成処理（S. 18）を経てフレーム画像として表示部 100 で表示される（S. 19）。

30

【0098】

図 14 は、装置本体 2 の表示部 100 におけるデータ差し替え後のサンプルデータ s1 の画面表示例である。データ回復プログラム P によって制御部 120 が差し替え完了報知部（不図示）としての機能を発揮し、差し替え処理完了に基づき、図 14 に示すように、表示部 100 に『データ再取得完了』等のメッセージ表示（報知表示）M2 をフレーム画像表示と合わせて行うように構成されていてもよい。もちろん、装置本体 2 が報知ランプや報知ブザー（いずれも不図示）を有して、差し替え完了報知部からの報知信号に基づいてランプを点灯させたりブザーを鳴らしたりするようになっていてもよい。

40

【0099】

以上、本発明の好ましい実施の形態を説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、その要旨の範囲内で様々な変形や変更が可能である。

【産業上の利用可能性】

【0100】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置に利用することが可能である。

【符号の説明】

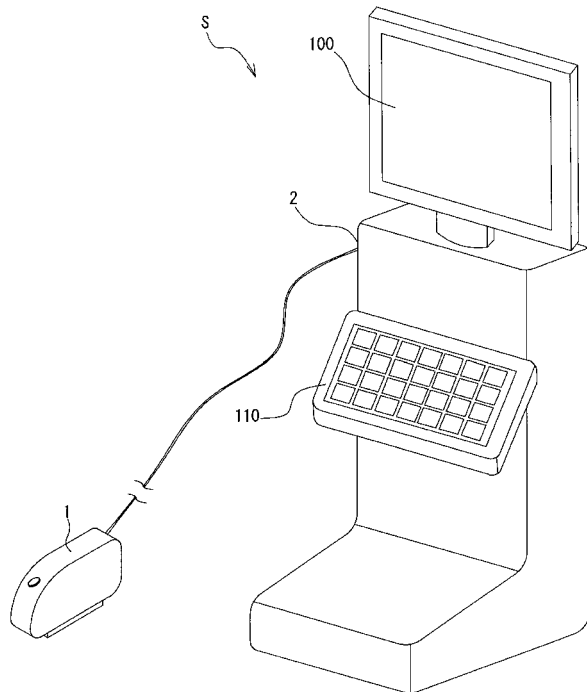
【0101】

50

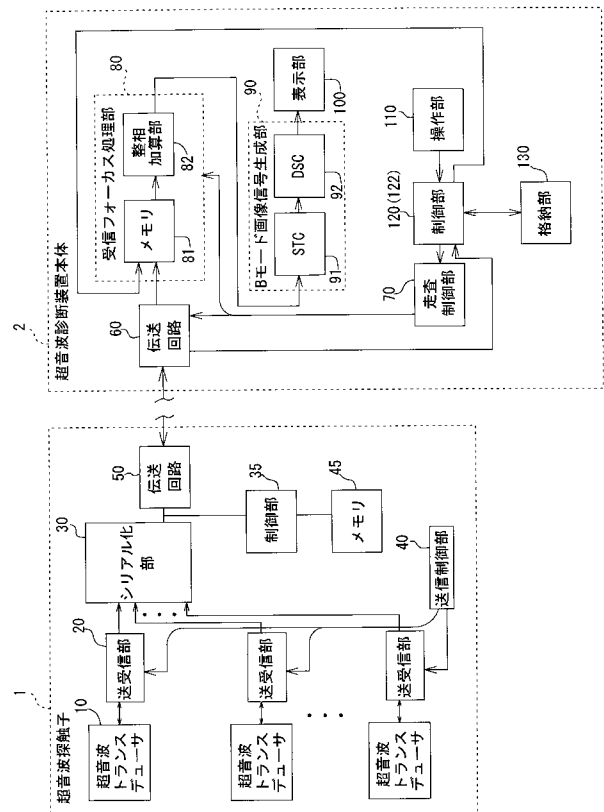
M 1 , M 2 : メッセージ表示 (報知表示)	
P : データ回復プログラム	
P s : データ回復サブプログラム	
S : 超音波診断装置	
s 1 : サンプルデータ (被検体データ)	
s 2 : 無効データ特定情報	
s 3 : 訂正データ	
1 : 超音波プローブ (超音波探触子)	
2 : 装置本体	
1 0 : 超音波トランスデューサ	10
1 1 : 切換回路	
1 2 : 加算回路	
2 0 : 送受信部	
2 1 : 送信回路	
2 2 : プリアンプ	
2 3 : L P F	
2 4 : A D C	
2 5 : 直交検波処理部	
2 5 a 、 2 5 b : ミキサ	
2 5 c 、 2 5 d : L P F	20
2 5 e : 直交サンプリング部	
2 6 a , 2 6 b : サンプリング部	
2 6 c : 時分割サンプリング部	
2 7 a ~ 2 7 c : メモリ	
3 0 : シリアル化部	
3 5 : 制御部	
3 5 a : データ保存部	
3 5 b : 再送要求信号受信部	
3 5 c : 訂正データ送信部	
4 0 : 送信制御部	30
4 5 : メモリ (記録部)	
4 5 a , 1 3 0 a : データ格納領域	
4 5 b , 1 3 0 b : プログラム格納領域	
5 0 : 伝送回路	
7 0 : 走査制御部	
8 0 : 受信フォーカス処理部	
8 1 : メモリ	
8 2 : 整相加算部	
9 0 : B モード画像信号生成部	
9 1 : S T C	40
9 2 : D S C	
1 0 0 : 表示部	
1 1 0 : 操作部	
1 2 0 : 制御部	
1 2 0 a : 判定部	
1 2 0 b : 無効データ特定部	
1 2 0 c : データ保存部	
1 2 0 d : データ補間部	
1 2 0 e : 再送要求信号送信部	
1 2 0 f : 訂正データ受信部	50

120g : データ差し替え部
130 : 格納部

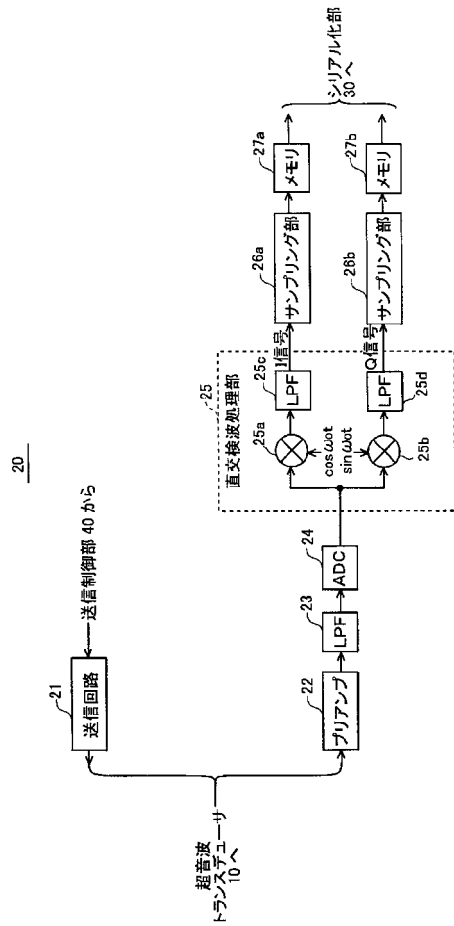
【図1】



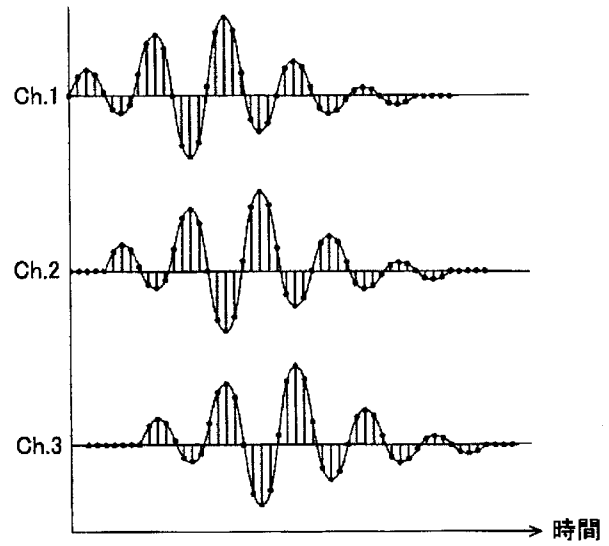
【図2】



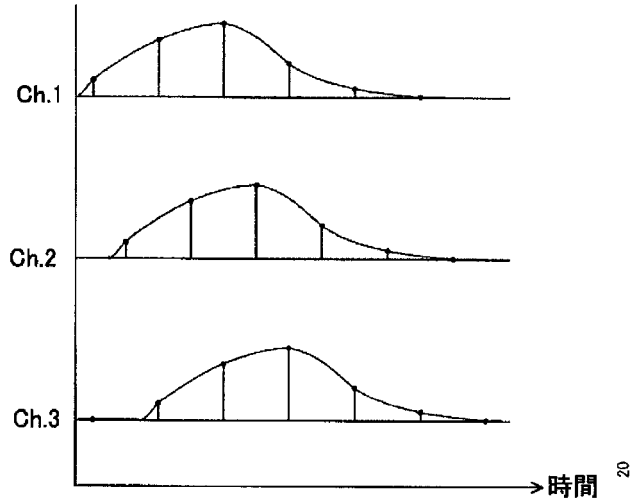
【図 3】



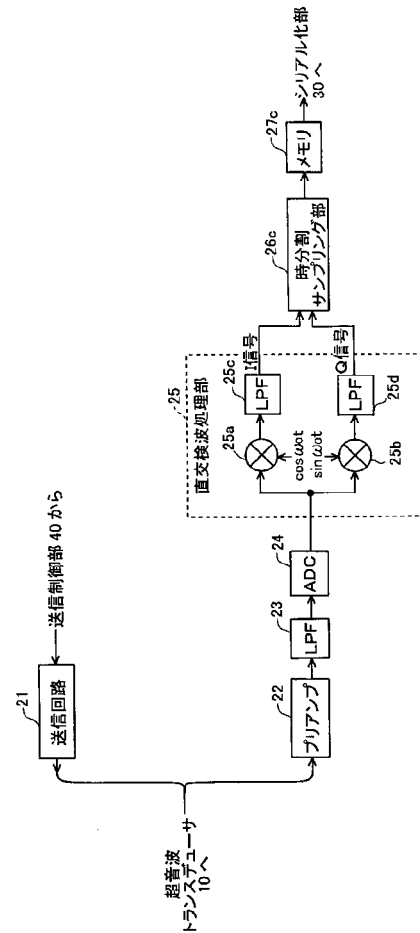
【図 4 A】



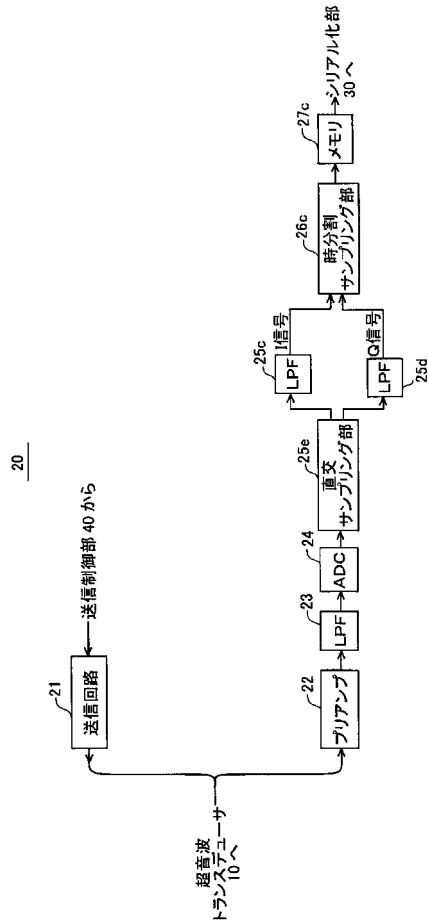
【図 4 B】



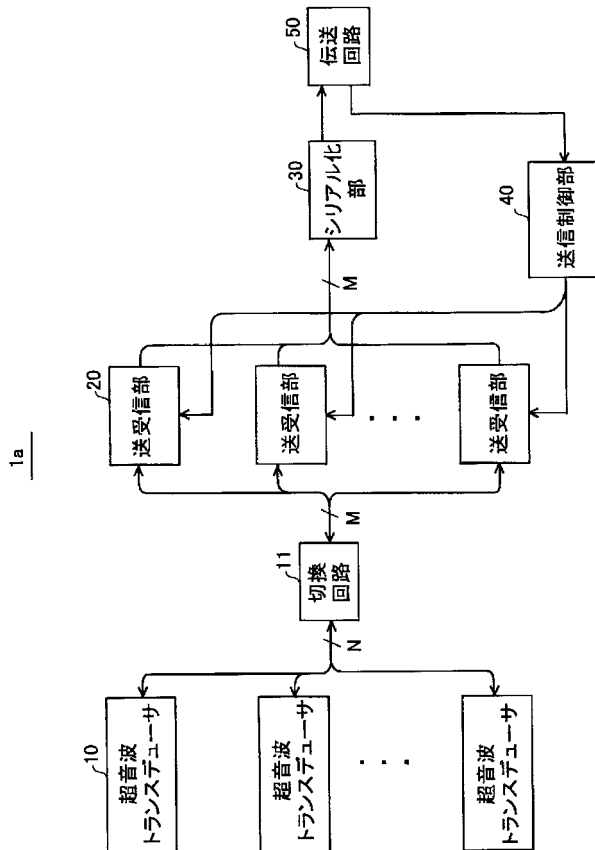
【図 5】



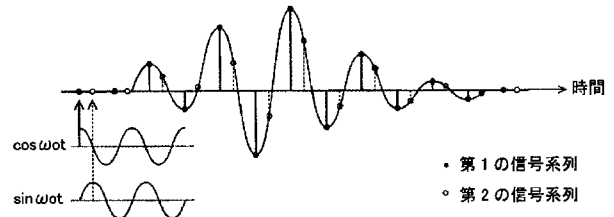
【図 6】



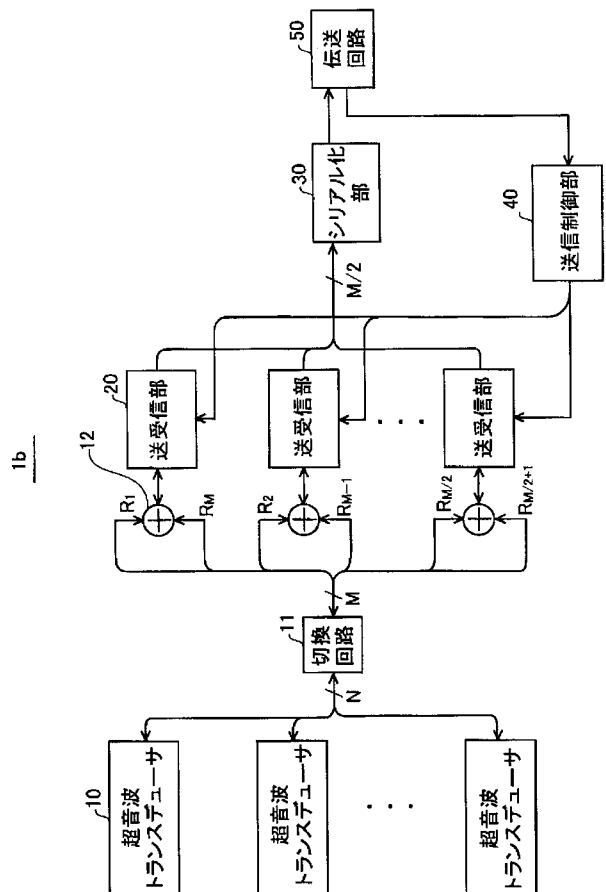
【図 8】



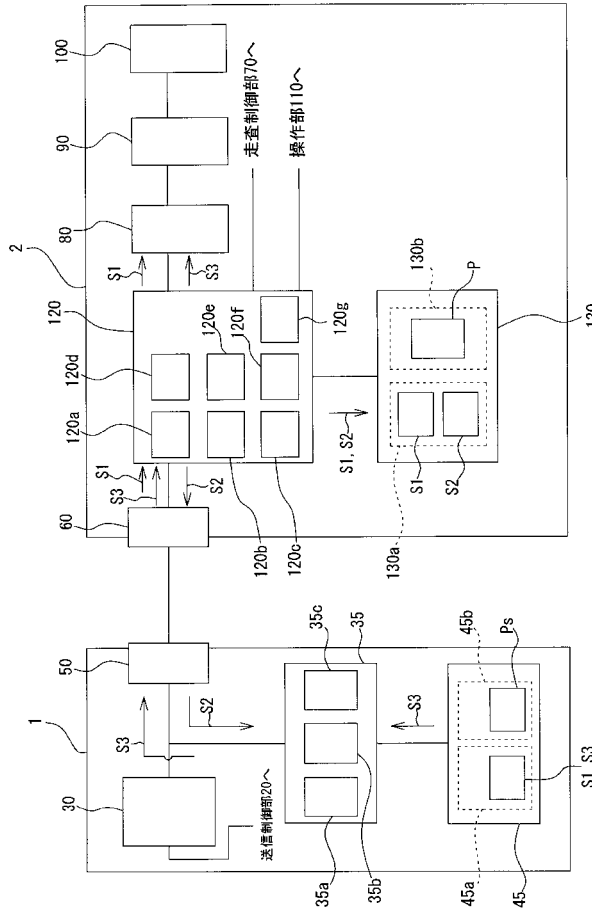
【図 7】



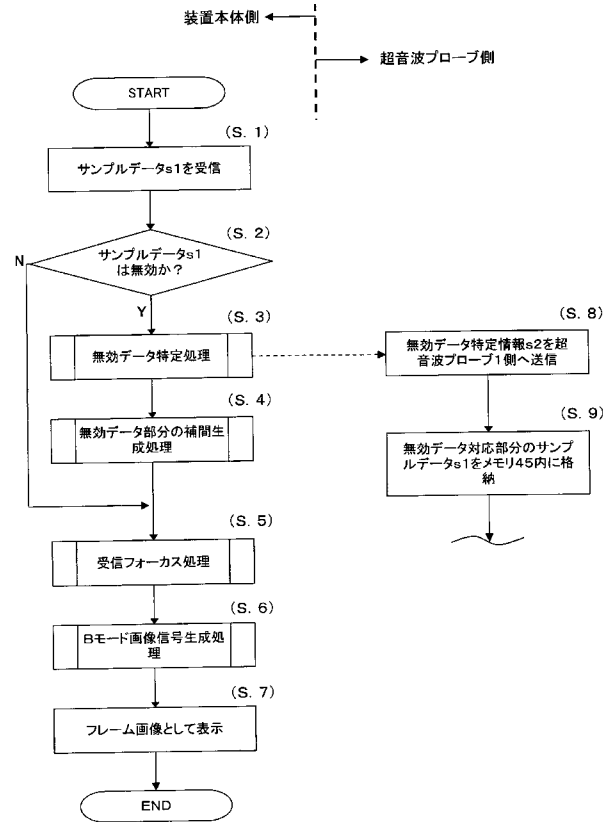
【図 9】



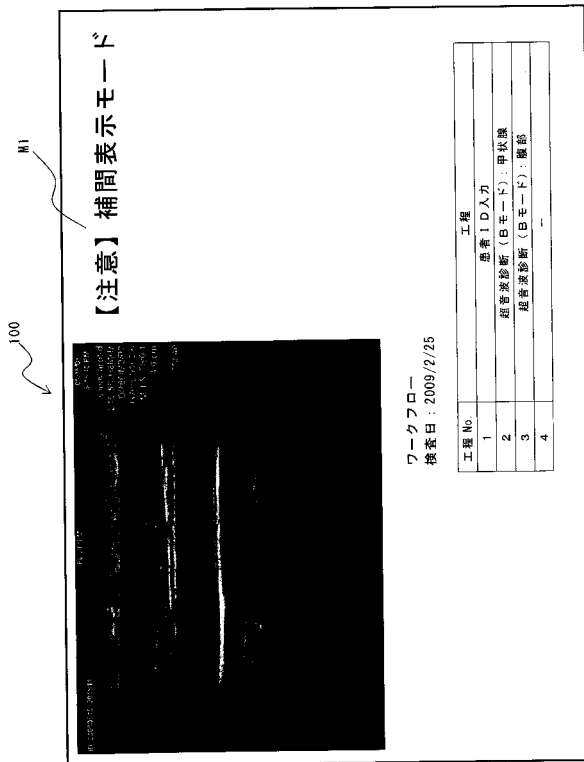
【図10】



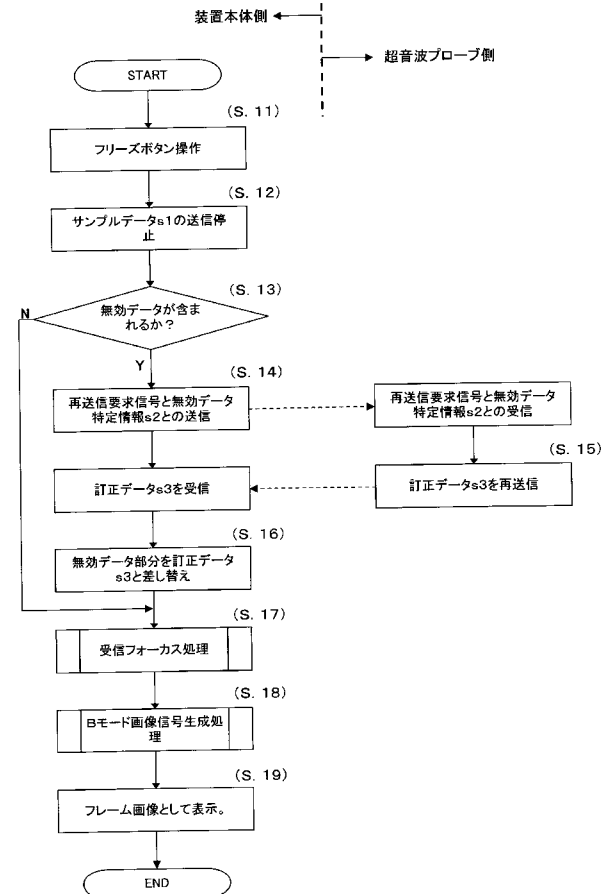
【図11】



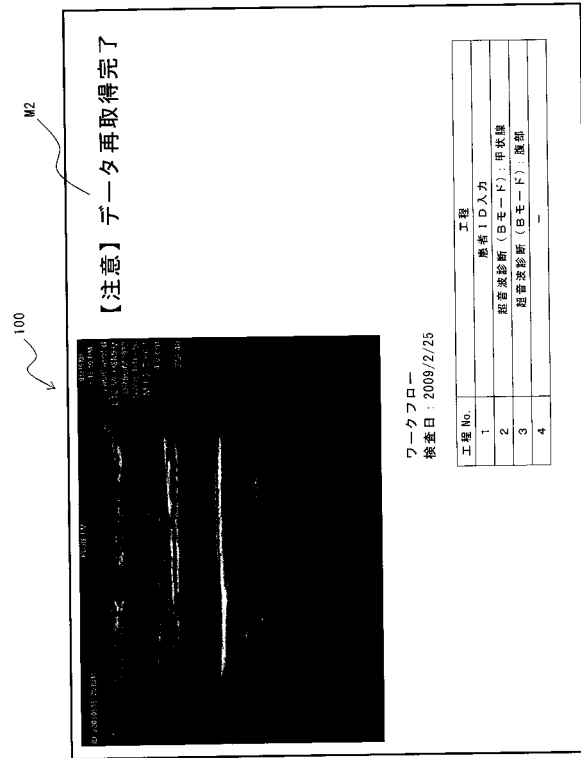
【図12】



【図13】



【図 14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-113793(JP,A)
特開平06-233769(JP,A)
特開平11-151242(JP,A)
特開2007-319176(JP,A)
特開2008-011914(JP,A)
特開2009-291515(JP,A)
特開2011-529362(JP,A)
特表2002-530142(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备，数据恢复方法和数据恢复程序		
公开(公告)号	JP5415803B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2009085425	申请日	2009-03-31
[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	石原圭太郎		
发明人	石原 圭太郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/GB18 4C601/GD03 4C601/GD04 4C601/JB04 4C601/JB24 4C601/JB51 4C601/KK31 4C601/LL03 4C601/LL21 4C601/LL38		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010233831A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供无线电通信超声波诊断装置，防止由接收条件恶化导致的有缺陷的回波图像，同时最小化诊断能力的恶化，数据恢复方法和数据恢复程序。
 ŽSOLUTION：超声诊断装置包括：超声探头，其接收来自对象的超声回波并且无线发送其对象数据;设备主体，被配置为与超声波探头无线通信以接收对象数据，并显示与对象数据相关的回波图像。装置主体包括确定单元，用于确定从超声波探头接收的对象数据是有效还是无效;无效数据识别单元，用于在无效确定的情况下识别与对象数据中的无效确定有关的无效数据;数据插值单元，用于在无效确定的情况下，基于与对象数据中的有效确定有关的有效数据，对与无效数据相对应的数据进行插值和生成。Ž

【 图 1 】

