

(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2010-94288

(P2010-94288A)

(43) 公開日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(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 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-267615(P2008-267615)  
(22) 出願日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(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  
(71) 出願人 594164531  
東芝医用システムエンジニアリング株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

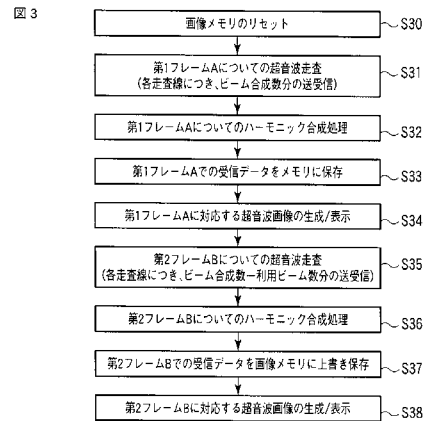
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 ハーモニック合成において、フレームレートの低下を抑制することができる超音波診断装置及びその制御方法を提供すること。

【解決手段】 ハーモニック合成を行う場合において、記憶された直前のフレームのエコーデータの一部を利用することで、一走査線における送受信回数をビーム合成数より少なくする。記憶された直前のフレームのエコーデータを利用する度合いを表す利用ビーム数は、任意に設定することができる。また、各フレームにおいて、ハーモニック合成に利用するビームの周波数の組み合わせが前のフレームと同一にならないように、より好ましくは、ハーモニック合成に利用するビームの周波数を周期的に入れ替えるようにして、画像メモリ中の各ビームが均等な頻度で更新させる。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体を超音波で走査することにより、前記被検体からフレーム毎に受信データを取得する超音波走査手段と、

ビーム合成数と、前記ビーム合成数よりも小さいビーム利用数を設定する設定手段と、所定期間の第 1 フレームにおける各走査線については、異なる基本周波数による超音波送受信を前記ビーム合成数分だけ繰り返す第 1 の送受信と、前記所定期間の第 2 フレーム以降のフレームにおける各走査線については、超音波送受信を前記ビーム合成数と前記ビーム利用数との差分数だけ実行する第 2 の送受信と、が実行されるように、前記超音波走査手段を制御する制御手段と、

前記第 1 フレームの各走査線については、前記ビーム合成数分の受信データを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得し、前記第 2 フレーム以降のフレームの各走査線については、前記差分数の受信データと前記所定期間内の過去のフレームにおいて取得された前記ビーム利用数分の受信データとを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得する合成手段と、

取得された前記合成受信データを用いて、各フレームに対応する超音波画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記合成手段は、前記第 2 フレーム以降のフレームの各走査線について、前記第 2 の送受信によって取得される前記差分数の受信データと直前のフレームにおいて取得された前記ビーム利用数分の受信データとを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得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】**

前記合成手段は、前記第 2 フレーム以降のフレームの各走査線について、前記第 2 の送受信によって取得される前記差分数の受信データと異なる基本周波数を持つ前記ビーム利用数分の受信データを用いて、前記加算処理を実行することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記制御手段は、前記第 2 の送受信で用いられる基本周波数の組み合わせがフレーム毎に変更されるように、前記超音波走査手段を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記ビーム合成数及び前記ビーム利用数の少なくとも一方について、任意の値を入力するための入力手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、被検体を超音波で走査することにより、被検体からフレーム毎に受信データを取得させる超音波走査機能と、

ビーム合成数と、前記ビーム合成数よりも小さいビーム利用数を設定させる設定機能と、

所定期間の第 1 フレームにおける各走査線については、異なる基本周波数による超音波送受信を前記ビーム合成数分だけ繰り返す第 1 の送受信と、前記所定期間の第 2 フレーム以降のフレームにおける各走査線については、超音波送受信を前記ビーム合成数と前記ビーム利用数との差分数だけ実行する第 2 の送受信と、が実行されるように、前記超音波走査手段を制御させる制御機能と、

前記第 1 フレームの各走査線については、前記ビーム合成数分の受信データを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得させ、前記第 2 フレーム以降のフレームの各走査線については、前記差分数の受信データと前記所定期間内の過去のフレームにおいて取

10

20

30

40

50

得された前記ビーム利用数分の受信データとを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得させる合成機能と、

取得された前記合成受信データを用いて、各フレームに対応する超音波画像を生成させる画像生成機能と、

を実現することを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、異なる基本周波数による送信を複数回行い、その受信信号（受信データ）に対しそれぞれ独立の特性を持った複素エコーフィルタをかけた後に加算するハーモニック合成処理を実行する超音波診断装置、超音波診断装置制御プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

20

【0003】

この様な超音波診断において、異なる基本波（中心周波数、帯域、振幅等）による送信を複数回行い、その受信信号に対しそれぞれ独立の特性を持った複素エコーフィルタをかけた後に加算する、ハーモニック合成（Harmonic Synthesis：HSとも呼ばれる）というスキューン方法・画像処理方法がある。加算後は、通常のBモード画像と同じ処理で画像生成を行う。受信したエコーデータを、エコー信号処理回路に含まれるメモリに1ビーム（ベクタ）分格納する。次に異なる周波数で送受信された際、ビーム合成部にて、図7に示すように前エコーデータをメモリから読み出し、合成する。ビーム合成数は可変であり、合成数に満たすまで、上記ビーム合成処理が繰り返される。処理が完了した合成エコーデータを表示系へと出力する。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置によりハーモニック合成を用いた超音波診断を行う場合には、合成するビームが全て加算されないと表示系へ出力されない。従って、フレームレートがビーム合成数分の一になってしまい、リアルタイム性が低下するという問題がある。この問題は、ハーモニック合成の合成数を高くした場合に、特に顕著である。

【0005】

40

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ハーモニック合成において、フレームレートの低下を抑制することができる超音波診断装置及びその制御方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0007】

請求項1に記載の発明は、被検体を超音波で走査することにより、被検体からフレーム毎に受信データを取得する超音波走査手段と、ビーム合成数と、前記ビーム合成数よりも小さいビーム利用数を設定する設定手段と、所定期間の第1フレームにおける各走査線に

50

については、異なる基本周波数による超音波送受信を前記ビーム合成数分だけ繰り返す第1の送受信と、前記所定期間の第2フレーム以降のフレームにおける各走査線については、超音波送受信を前記ビーム合成数と前記ビーム利用数との差分数だけ実行する第2の送受信と、が実行されるように、前記超音波走査手段を制御する制御手段と、前記第1フレームの各走査線については、前記ビーム合成数分の受信データを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得し、前記第2フレーム以降のフレームの各走査線については、前記差分数の受信データと前記所定期間内の過去のフレームにおいて取得された前記ビーム利用数分の受信データとを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得する合成手段と、取得された前記合成受信データを用いて、各フレームに対応する超音波画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

#### 【0008】

請求項6に記載の発明は、超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、被検体を超音波で走査することにより、被検体からフレーム毎に受信データを取得させる超音波走査機能と、ビーム合成数と、前記ビーム合成数よりも小さいビーム利用数を設定させる設定機能と、所定期間の第1フレームにおける各走査線については、異なる基本周波数による超音波送受信を前記ビーム合成数分だけ繰り返す第1の送受信と、前記所定期間の第2フレーム以降のフレームにおける各走査線については、超音波送受信を前記ビーム合成数と前記ビーム利用数との差分数だけ実行する第2の送受信と、が実行されるように、前記超音波走査手段を制御させる制御機能と、前記第1フレームの各走査線については、前記ビーム合成数分の受信データを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得させ、前記第2フレーム以降のフレームの各走査線については、前記差分数の受信データと前記所定期間内の過去のフレームにおいて取得された前記ビーム利用数分の受信データとを加算することで、走査線毎の合成受信データを取得させる合成機能と、取得された前記合成受信データを用いて、各フレームに対応する超音波画像を生成させる画像生成機能と、を実現することを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0009】

以上本発明によれば、ハーモニック合成において、フレームレートの低下を抑制することができる超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

30

#### 【0010】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

#### 【0011】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置11は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、信号処理ユニット25、画像メモリ26、画像生成ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶部29、インターフェース部30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

40

#### 【0012】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を抑制するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ド

50

ブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0013】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示、後述するビーム合成数や利用ビーム数の入力指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0014】

モニター14は、スキャンコンバータ25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、これらの組み合わせを画像として表示する。

10

【0015】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 $f_r$  Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0016】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

20

【0017】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

30

【0018】

ドブラ処理ユニット24は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0019】

画像生成ユニット26は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【0020】

画像メモリ（シネメモリ）26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ26に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。また、画像メモリ26は、後述するハーモニック合成処理において、所定期間における第1フレーム分の受信データを保存すると共に、第2フレーム以降のフレームにおいて得られた受信データを上書き保存する。

40

【0021】

制御プロセッサ28は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ28は、内部記憶部29からハーモニック合成機能を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プ

50

プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0022】

内部記憶部29は、所定のスキャンシーケンス、本実施形態に係るハーモニック合成機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部29のデータは、インターフェース回路30を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0023】

インターフェース部30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0024】

（ハーモニック合成機能）

次に、本超音波診断装置1が有するハーモニック合成機能について説明する。本機能は、あるフレームについてハーモニック合成を行う場合において、記憶された所定フレーム（例えば直前のフレーム）のエコーデータの一部を利用することで、ハーモニック合成におけるフレームレートの低下、及びこれに伴う時間分解能やリアルタイム性の低下を抑制するものである。

【0025】

図2は、本実施形態に係るハーモニック合成機能に従う処理（ハーモニック合成処理）を含む超音波画像の取得の流れを示したフローチャートである。また、図3は、図2のステップS3において実行されるハーモニック合成処理の流れを示したフローチャートである。以下、図2、図3に従って本ハーモニック合成処理について説明する。

【0026】

〔患者情報、撮影条件等の設定：ステップS1〕

まず、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力に基づいて、患者情報、撮影条件（検査部位、Bモード等の撮影モード、焦点位置、音圧等の各種パラメータ）を設定する（ステップS1）。

【0027】

〔ハーモニック合成モードへの遷移：ステップS2〕

次に、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力にตอบสนองして、ハーモニック合成モードへ遷移する（ステップS2）。また、制御プロセッサ28は、入力装置13からの入力や初期値に基づいて、ビーム合成数、利用ビーム数を設定する。ここで、ビーム合成数とは、ハーモニック合成モードにおいて、一走査線について合成を行うビーム数である。また、利用ビーム数とは、本ハーモニック合成処理において、一走査線において他のフレームから利用するビームの数である。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、ビーム合成数4、利用ビーム数3として入力され、設定されたものとする。

【0028】

〔ハーモニック合成モードによる超音波画像の取得：ステップS3〕

次に、制御プロセッサ28は、ハーモニック合成モードによる超音波画像の取得／表示を実行する（ステップS3）。すなわち、図3に示すように、制御プロセッサ28は、まず、画像メモリ26がリセットされた後、第1フレームAの各走査線につき、それぞれ異なる周波数によって4回分（すなわちビーム合成数分）の超音波ビームの送受信が実行される（ステップS30、ステップS31）。

【0029】

次に、信号処理ユニット25は、第1フレームAについてのハーモニック合成処理を実行する（ステップS32）。図4は、本実施形態に係るハーモニック合成処理の概念を説

10

20

30

40

50

明するための図である。同図に示すように、信号処理ユニット25は、第1フレームAにおいて得られたビーム1-A、2-A、3-A、4-Aのそれぞれに対して、各周波数に対応する特性を持った複素エコーフィルタ処理を行った後、各走査線毎に加算処理を行うことで、第1フレームAについてのハーモニック合成処理を行う。また、画像メモリ26は、複素エコーフィルタ処理後（かつ合成処理前）において、第1フレームAにおいて得られた一フレーム分の受信データ（ビーム）を保存する（ステップS33）。画像生成ユニット27は、加算後の各走査線毎の受信データに基づいて、第1フレームAに対応する超音波画像を生成する。生成された超音波画像は、所定の形態でモニター14においてリアルタイムに表示される（ステップS34）。

#### 【0030】

次に、第2フレームBの各走査線につき、それぞれ異なる周波数によって1回（すなわちビーム合成数4から利用ビーム数3を差し引いた回数分）の超音波送受信が実行される（ステップS35）。なお、本実施形態では、図4に示すようにビーム1-Bによる基本周波数の超音波送受信が実行されたものとする。

#### 【0031】

次に、信号処理ユニット25は、第2フレームBについてのハーモニック合成処理を実行する（ステップS36）。すなわち、信号処理ユニット25は、第2フレームBにおいて得られたビーム1-Bに対して、周波数に対応する特性を持った複素エコーフィルタ処理を行った後、図4に示すように、第2フレームBのビーム1-Bと第1フレームAのビーム2-A、3-A、4-Aとを用いて各走査線毎に加算処理を行うことで、第2フレームAについてのハーモニック合成処理を行う。

#### 【0032】

また、画像メモリ26は、第2フレームBにおいて得られた各走査線毎のビーム1-Bを、複素エコーフィルタ処理後（かつ合成処理前）において、第1フレームAにおいて得られた対応する走査線のビーム1-Aに上書き保存する（ステップ（ステップS37）。画像生成ユニット27は、加算後の各走査線毎の受信データに基づいて、第2フレームBに対応する超音波画像を生成する。生成された超音波画像は、所定の形態でモニター14においてリアルタイムに表示される（ステップS38）。

#### 【0033】

次に、第3フレームC、第4フレームD、第5フレームE、第6フレームF、・・・第nフレームNのそれぞれについて、上記ステップS35～ステップS38の各処理が実行される。このとき、図4に示すように、制御プロセッサ28は、各フレームにおいて、ハーモニック合成に利用するビームの周波数の組み合わせが前のフレームと同一にならないように（すなわち、送信するビームの周波数が前のフレームと異なるように）、送信周波数を制御する。また、ハーモニック合成に利用するビームの周波数を周期的に入れ替えることで、画像メモリ中の各ビームが均等な頻度で上書きされることが好ましい。

#### 【0034】

なお、上記実施形態においては、ビーム合成数を4とし利用ビーム数を3とする場合を例として説明した。しかしながら、ビーム合成数、利用ビーム数はそれぞれ当該例に拘泥されず、任意の値に変更可能である。図5に利用ビーム数を2とする例、図6に利用ビーム数を1とする例をそれぞれ示した。

#### 【0035】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

#### 【0036】

本超音波診断装置によれば、ハーモニック合成を行う場合において、記憶された直前のフレームのエコーデータの一部を利用することで、一走査線における送受信回数をビーム合成数より少なくすることができる。従って、全ての走査線についてビーム合成数だけ超音波ビームの送受信を行う従来の超音波診断装置に比べて、ハーモニック合成の合成数の増加に伴うフレームレートの低下を抑制することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

また、本超音波診断装置では、記憶された直前のフレームのエコーデータを利用する度合いを表す利用ビーム数は、任意に設定することができる。従って、ビーム合成数に応じて利用ビーム数を制御することで、より高い自由度を持ってハーモニック合成の合成数の増加に伴うフレームレートの低下を抑制することができる。

## 【 0 0 3 8 】

さらに、本超音波診断装置では、各フレームにおいて、ハーモニック合成に利用するビームの周波数の組み合わせが前のフレームと同一にならないように、より好ましくは、ハーモニック合成に利用するビームの周波数を周期的に入れ替えるようにして、画像メモリ中の各ビームが均等な頻度で更新させる。従って、常に時間的に新しい受信データを利用したハーモニック合成を行うことができ、信頼性の高い超音波画像を生成し提供することができる。

10

## 【 0 0 3 9 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

## 【 0 0 4 0 】

( 1 ) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

## 【 0 0 4 1 】

( 2 ) 上記実施形態においては、二次元領域(フレーム)を超音波走査する場合においてハーモニック合成を行う例を説明した。しかしながら、本発明の技術的思想は、二次元の超音波走査に拘泥されない。すなわち、三次元領域(ボリューム)の超音波走査においてハーモニック合成を行う場合にも、適用することができる。

## 【 0 0 4 2 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 4 3 】

以上本発明によれば、ハーモニック合成において、フレームレートの低下を抑制することができる超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、本実施形態に係るハーモニック合成機能に従う処理(ハーモニック合成処理)を含む超音波画像の取得の流れを示したフローチャートである。

40

【 図 3 】 図 3 は、図 2 のステップ S 3 において実行されるハーモニック合成処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 4 】 図 4 は、本実施形態に係るハーモニック合成処理の概念を説明するための図である。

【 図 5 】 図 5 は、利用ビーム数を 2 とする本ハーモニック合成処理の変形例を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、利用ビーム数を 1 とする本ハーモニック合成処理の他の変形例を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、従来のハーモニック合成処理を説明するための図である。

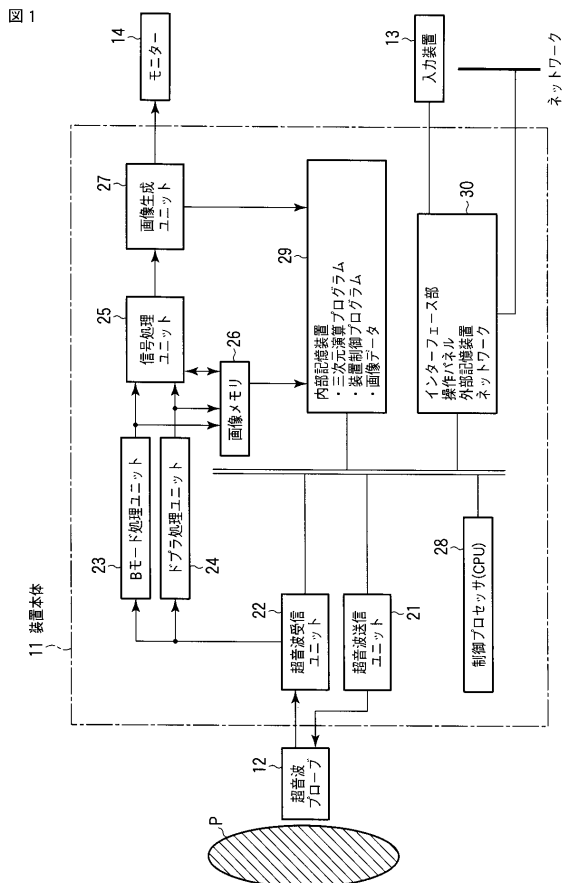
50

【符号の説明】

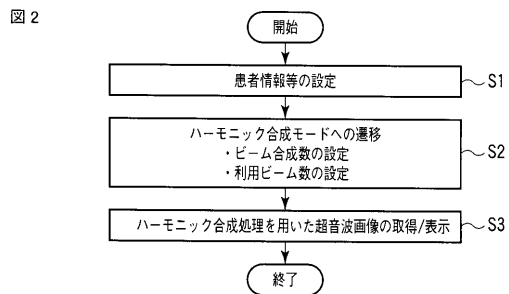
【0045】

10 ... 超音波診断装置、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニター、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... ドプラ処理ユニット、25 ... 信号処理ユニット、26 ... 画像メモリ、27 ... 画像生成ユニット、28 ... 制御プロセッサ、29 ... 内部記憶部、30 ... インタフェース部、31 ... 画像処理部

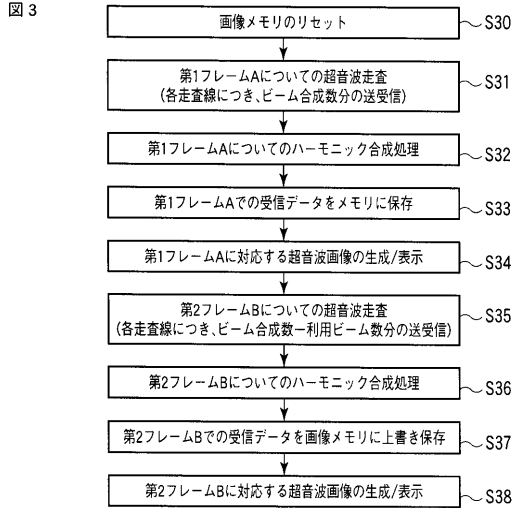
【図1】



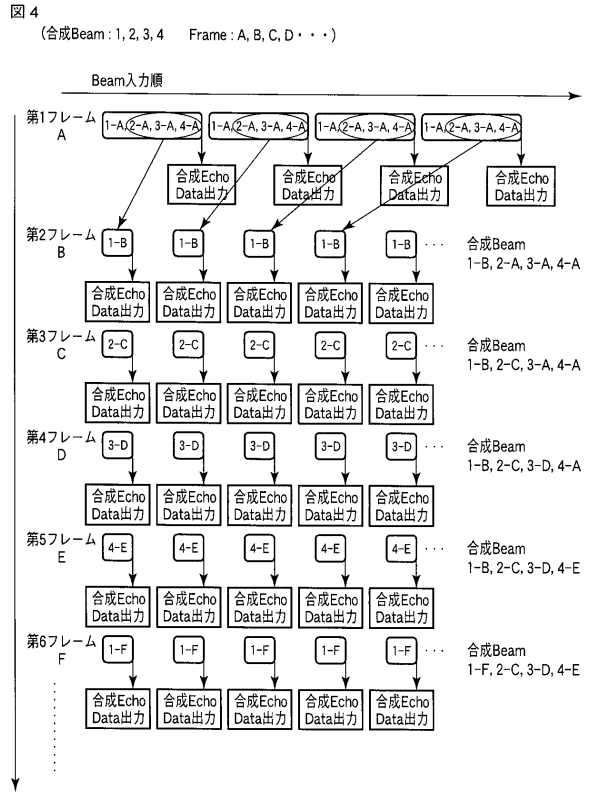
【図2】



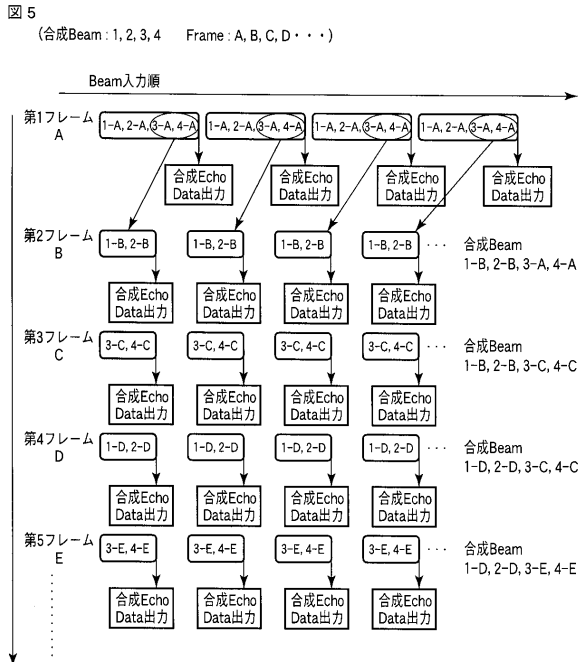
【 図 3 】



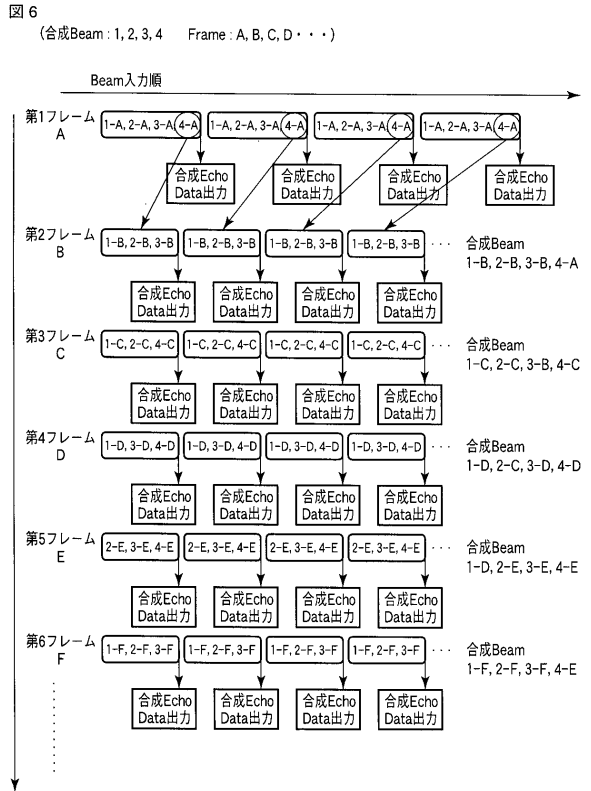
【 図 4 】



【 図 5 】

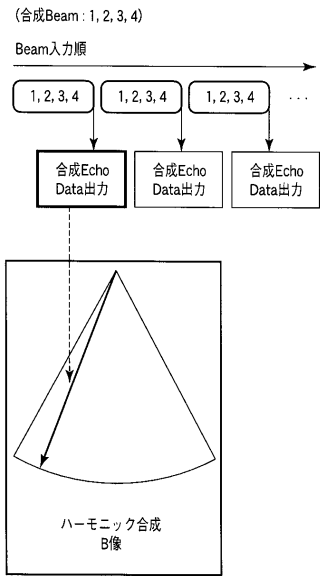


【 図 6 】



【 図 7 】

図 7



## フロントページの続き

- (74)代理人 100091351  
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683  
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 高橋 恭弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DE08 DE12 EE08 JB45

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010094288A</a>	公开(公告)日	2010-04-30
申请号	JP2008267615	申请日	2008-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	高橋恭弘		
发明人	高橋 恭弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/EE08 4C601/JB45		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够抑制谐波合成中的帧频降低的超声波诊断装置及其控制方法。当执行谐波组合时，所存储的紧接在前一帧的回声数据的一部分用于将一条扫描线中的发送和接收数量减少到低于波束组合的数量。可以任意设置所使用的光束数量，该光束数量指示使用紧接的前一帧所存储的回波数据的程度。另外，在每一帧中，用于谐波合成的光束的频率组合与前一帧的频率组合不同，并且更优选地，用于谐波合成的光束的频率被周期性地改变以改变图像存储器。内部的每个波束以相等的频率更新。[选择图]图3

