

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/029830

発行日 平成29年8月17日 (2017.8.17)

(43) 国際公開日 平成29年2月23日 (2017.2.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/08 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B 8/14 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/14	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

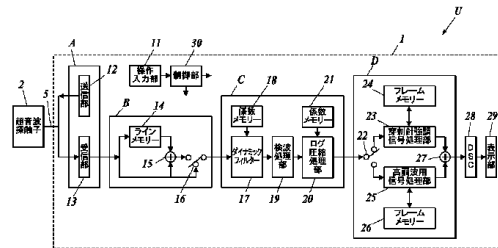
出願番号 特願2016-537035 (P2016-537035)	(71) 出願人 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/058534	(74) 代理人 110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成28年3月17日 (2016.3.17)	(72) 発明者 伊藤 嘉彦 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(11) 特許番号 特許第6044749号 (P6044749)	(72) 発明者 高木 一也 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(45) 特許公報発行日 平成28年12月14日 (2016.12.14)	(72) 発明者 園田 政志 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2015-162394 (P2015-162394)	
(32) 優先日 平成27年8月20日 (2015.8.20)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

超音波画像診断装置Uは、第1のパルス信号と極性を反転した第2のパルス信号とを交互に繰り返し超音波探触子2に出力する送信部12と、受信部13と、第1のパルス信号に対応する第1の音線データを記憶するラインメモリー14と、第1の音線データと第2のパルス信号に対応する第2の音線データとを加算する加算部15と、基本波ラインデータ、高調波ラインデータを生成するライン信号処理部Cと、基本波画像データを生成し、基本波画像データから穿刺針の針画像データを生成する穿刺針強調信号処理部23と、高調波画像データを生成する高調波用信号処理部25と、針画像データ、高調波画像データを合成する合成部27と、合成画像データを表示する制御部30と、を備える。



- 2 Ultrasonic probe
- 11 Operation input unit
- 12 Transmission unit
- 13 Reception unit
- 14 Line memory
- 17 Dynamic filter
- 18, 21 Coefficient memory
- 19 Wave detection processing unit
- 22 Log compression processing unit
- 23 Puncture needle enhanced signal processing unit
- 24, 25 Frame memory
- 25 Harmonics signal processing unit
- 29 Display unit
- 30 Control unit

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

穿刺針が刺入される被検体を撮像する超音波診断装置であって、  
パルス信号の入力によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、

第 1 のパルス信号と当該第 1 のパルス信号の極性を反転した第 2 のパルス信号とを交互に繰り返し生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、

前記超音波探触子からの受信信号を受信して音線データを生成する受信部と、

前記第 1 のパルス信号に対応する第 1 の音線データを記憶する記憶部と、

前記記憶された第 1 の音線データと前記第 2 のパルス信号に対応する第 2 の音線データとを加算して高調波音線データを生成する加算部と、

前記生成された第 1 の音線データから基本波ラインデータを生成し、前記生成された高調波音線データから高調波ラインデータを生成するライン信号処理部と、

前記生成された基本波ラインデータから基本波画像データを生成する基本波画像生成部と、

前記生成された基本波画像データから前記穿刺針に対応する画像領域である穿刺針領域を強調した針画像データを生成する針画像生成部と、

前記生成された高調波ラインデータから高調波画像データを生成する高調波画像生成部と、

前記生成された針画像データと前記生成された高調波画像データとを合成して合成画像データを生成する合成部と、

前記生成された合成画像データを表示部に表示する表示制御部と、を備える超音波画像診断装置。

## 【請求項 2】

前記記憶された第 1 の音線データと前記第 2 のパルス信号に対応する第 2 の音線データとが加算された高調波音線データと、

前記生成された第 1 の音線データと、を切り替えて出力するスイッチを有する請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

## 【請求項 3】

前記ライン信号処理部は、前記生成された第 1 の音線データに基本波画像用の処理を行って基本波ラインデータを生成し、前記生成された高調波音線データに高調波画像用の処理を行って高調波ラインデータを生成する請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

## 【請求項 4】

前記針画像生成部は、

前記生成された基本波画像データを平滑化して第 1 の平滑化画像データを生成する第 1 の平滑化処理部と、

前記基本波画像データを前記第 1 の平滑化画像データの平滑化より強く平滑化して第 2 の平滑化画像データを生成する第 2 の平滑化処理部と、

前記第 1 の平滑化画像データから、前記第 2 の平滑化画像データとの差分をとる減算部と、を備える請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

## 【請求項 5】

前記第 2 の平滑化処理部は、前記基本波画像データの実サイズスケールで、垂直より水平方向に強く平滑化を行う請求項 4 に記載の超音波画像診断装置。

## 【請求項 6】

前記針画像生成部は、前記第 1 の平滑化画像データを生成する第 1 の平滑化領域と、前記第 2 の平滑化画像データを生成する第 2 の平滑化領域とを設定し、

前記第 1 の平滑化領域は、前記第 2 の平滑化領域の略中央部に設定され、平滑化対象画素が、前記第 1 の平滑化領域の略中央部に設定される請求項 4 に記載の超音波画像診断装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 7】**

前記第 1 の平滑化領域は、前記第 2 の平滑化領域の基本波画像データの水平方向、または垂直方向の略中央部に設定される請求項 6 に記載の超音波画像診断装置。

**【請求項 8】**

表示深度の入力を受け付ける第 1 の入力部を備え、

前記第 1 の平滑化処理部は、前記入力された表示深度が深いほど、より小さな前記第 1 の平滑化領域を用いて、前記第 1 の平滑化画像データを生成し、

前記第 2 の平滑化処理部は、前記入力された表示深度が深いほど、より小さな前記第 2 の平滑化領域を用いて、前記第 2 の平滑化画像データを生成する請求項 6 または 7 に記載の超音波画像診断装置。

10

**【請求項 9】**

前記生成された針画像データに階調補正を行う第 1 のコントラスト補正処理を行う第 1 のコントラスト補正部を備えた請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

**【請求項 10】**

前記生成された高周波画像データに階調補正を行う第 2 のコントラスト補正処理を行う第 2 のコントラスト補正部を備えた請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

**【請求項 11】**

針画像データの合成率の入力を受け付ける第 2 の入力部と、

20

前記生成された針画像データの輝度値に前記入力された合成率を乗算する乗算部と、を備え、

前記合成部は、前記合成率が乗算された針画像データと前記生成された高調波画像データとを合成して前記合成画像データを生成する請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像診断装置に関する。

**【背景技術】**

30

**【0002】**

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波（エコー）を受信して所定の信号データ処理を行うことにより被検体の内部構造の検査を行う超音波画像診断装置があった。このような超音波画像診断装置は、医療目的の検査、治療や建築構造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

**【0003】**

このような超音波画像診断装置において、送信信号の基本波成分（周波数  $f_0$ ）に対する高調波成分（例えば、周波数  $2f_0$ 、 $3f_0$  等）を画像化することによって、コントラストのよい画像が得られることが知られている。このような撮像法は、ティッシュ・ハーモニック・イメージング（Tissue Harmonic Imaging）と呼ばれている。

40

**【0004】**

上述した高調波成分は、主に超音波が被検体内を伝播する際に生ずる非線形歪みに起因して発生する。すなわち、生体内に照射された超音波は、組織の非線形応答により組織伝播中に信号が歪み、高調波成分が増大する。その結果、その受信信号には、例えば、基本波  $f_0$  の 2 倍の周波数  $2f_0$  や、3 倍の周波数  $3f_0$  の成分が含まれることとなる。

**【0005】**

ティッシュ・ハーモニック・イメージングにおける高調波成分を抽出する方法としては、フィルター法とパルスインバージョン法が知られている。

**【0006】**

フィルター法は、中心周波数が、例えば、 $2f_0$  の帯域通過フィルターを用いて受信信

50

号から  $2f_0$  の高調波成分を抽出するものである。一方、パルスインバージョン法は、極性あるいは時間反転させた第 1 及び第 2 の送信パルス信号を時間間隔をおいて送信し、それぞれの受信信号を合成して基本波成分を打ち消すことにより 2 次高調波成分を強調するものである。

【0007】

パルスインバージョン法を用いる超音波画像診断装置として、1 回目の基本波の超音波の送受信で受信波から基本波の画像信号を生成し、2 回目の基本波と反転した超音波の送受信により受信波を得て 1 回目の基本波の受信波と加算して高調波の画像信号を生成し、1 回目の基本波の画像信号と 2 回目の高調波の画像信号とを深さに応じてライン（走査線）毎に重み付けして合成する超音波診断装置が知られている（特許文献 1 参照）。この合成画像は、浅部での高調波画像と深部での基本波画像とからなる画像とされ、アーチファクトが少なく、深部においても十分な感度が得られる。

10

【0008】

また、超音波画像診断装置は、取得された反射波のデータを処理して被検体の超音波画像を表示させるだけでなく、被検体内の特定の部位（ターゲット）のサンプルを採取したり、水分等を排出したり、或いは、特定の部位に薬剤やマーカ等注入、留置したりする際に、これらに用いられる穿刺針とターゲットの位置とを視認しながら当該穿刺針をターゲット位置に向けて刺入する場合にも用いられる。このような超音波画像の利用により、被検体内のターゲットに対する処置を迅速、確実且つ容易に行うことが出来る。

20

【0009】

例えば、穿刺針を用いた被検体撮像へのパルスインバージョン法の応用として、1 回目の正極性の超音波の送受信、2 回目の正極性の超音波と反転した負極性の超音波の送受信、3 回目の負極性の超音波の送受信、を繰り返し行い、1 回目のエコー信号（受信波）と 2 回目のエコー信号とを合成して通常モード画像を生成し、1 回目のエコー信号と 3 回目のエコー信号とを合成して穿刺モード画像を生成する超音波診断装置が知られている（特許文献 2 参照）。通常モード画像では、比較的 PRF（Pulse Repetition Frequency：パルス繰り返し周波数）が小さいので体動等に起因するモーションアーチファクトを低減でき、穿刺モード画像では、比較的 PRF が大きいので穿刺針の動き等に起因するモーションアーチファクトを好適に映像化できる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献 1】特開 2012 - 96095 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 150069 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかし、上記特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、3 回の超音波送受信で通常モード画像及び穿刺モード画像を得る。このため、2 回の超音波送受信の場合に比べて、フレームレートが低下していた。

40

【0012】

また、上記特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、穿刺モード画像が、パルスインバージョン法による高調波成分から生成される。高調波は、長軸方向だけでなく短軸方向（スライス方向）も超音波ビームが細いため、B（Brightness）モード画像（通常モード画像）には有利だが、穿刺モード画像については、スライス面からずれていく穿刺針が超音波ビームから外れやすく、穿刺針を検出しづらかった。

【0013】

さらに、上記特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、穿刺モード画像が、体動に起因するモーションアーチファクトも併せて強調されるため、穿刺針以外の組織も強調されていた。

50

## 【 0 0 1 4 】

本発明の課題は、穿刺針を検出しやすく空間分解能の高い超音波画像を得るとともに、フレームレートの低下を防ぐことである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 5 】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明の超音波画像診断装置は、穿刺針が刺入される被検体を撮像する超音波診断装置であって、

パルス信号の入力によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、

第 1 のパルス信号と当該第 1 のパルス信号の極性を反転した第 2 のパルス信号とを交互に繰り返し生成して前記超音波探触子に出力する送信部と、

前記超音波探触子からの受信信号を受信して音線データを生成する受信部と、

前記第 1 のパルス信号に対応する第 1 の音線データを記憶する記憶部と、

前記記憶された第 1 の音線データと前記第 2 のパルス信号に対応する第 2 の音線データとを加算して高調波音線データを生成する加算部と、

前記生成された第 1 の音線データから基本波ラインデータを生成し、前記生成された高調波音線データから高調波ラインデータを生成するライン信号処理部と、

前記生成された基本波ラインデータから基本波画像データを生成する基本波画像生成部と、

前記生成された基本波画像データから前記穿刺針に対応する画像領域である穿刺針領域を強調した針画像データを生成する針画像生成部と、

前記生成された高調波ラインデータから高調波画像データを生成する高調波画像生成部と、

前記生成された針画像データと前記生成された高調波画像データとを合成して合成画像データを生成する合成部と、

前記生成された合成画像データを表示部に表示する表示制御部と、を備える。

## 【 0 0 1 6 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波画像診断装置において、

前記記憶された第 1 の音線データと前記第 2 のパルス信号に対応する第 2 の音線データとが加算された高調波音線データと、

前記生成された第 1 の音線データと、を切り替えて出力するスイッチを有する。

## 【 0 0 1 7 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置において、

前記ライン信号処理部は、前記生成された第 1 の音線データに基本波画像用の処理を行って基本波ラインデータを生成し、前記生成された高調波音線データに高調波画像用の処理を行って高調波ラインデータを生成する。

## 【 0 0 1 8 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記針画像生成部は、

前記生成された基本波画像データを平滑化して第 1 の平滑化画像データを生成する第 1 の平滑化処理部と、

前記基本波画像データを前記第 1 の平滑化画像データの平滑化より強く平滑化して第 2 の平滑化画像データを生成する第 2 の平滑化処理部と、

前記第 1 の平滑化画像データから、前記第 2 の平滑化画像データとの差分をとる減算部と、を備える。

## 【 0 0 1 9 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の超音波画像診断装置において、

前記第 2 の平滑化処理部は、前記基本波画像データの実サイズスケールで、垂直より水平方向に強く平滑化を行う。

10

20

30

40

50

## 【0020】

請求項6に記載の発明は、請求項4に記載の超音波画像診断装置において、  
前記針画像生成部は、前記第1の平滑化画像データを生成する第1の平滑化領域と、前記第2の平滑化画像データを生成する第2の平滑化領域とを設定し、  
前記第1の平滑化領域は、前記第2の平滑化領域の略中央部に設定され、平滑化対象画素が、前記第1の平滑化領域の略中央部に設定される。

## 【0021】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波画像診断装置において、  
前記第1の平滑化領域は、前記第2の平滑化領域の基本波画像データの水平方向、または垂直方向の略中央部に設定される。

10

## 【0022】

請求項8に記載の発明は、請求項6または7に記載の超音波画像診断装置において、  
表示深度の入力を受け付ける第1の入力部を備え、  
前記第1の平滑化処理部は、前記入力された表示深度が深いほど、より小さな前記第1の平滑化領域を用いて、前記第1の平滑化画像データを生成し、  
前記第2の平滑化処理部は、前記入力された表示深度が深いほど、より小さな前記第2の平滑化領域を用いて、前記第2の平滑化画像データを生成する。

## 【0023】

請求項9に記載の発明は、請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、  
前記生成された針画像データに階調補正を行う第1のコントラスト補正処理を行う第1のコントラスト補正部を備えた。

20

## 【0024】

請求項10に記載の発明は、請求項1から9のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、  
前記生成された高周波画像データに階調補正を行う第2のコントラスト補正処理を行う第2のコントラスト補正部を備えた。

## 【0025】

請求項11に記載の発明は、請求項1から10のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、  
針画像データの合成率の入力を受け付ける第2の入力部と、  
前記生成された針画像データの輝度値に前記入力された合成率を乗算する乗算部と、を備え、  
前記合成部は、前記合成率が乗算された針画像データと前記生成された高調波画像データとを合成して前記合成画像データを生成する。

30

## 【発明の効果】

## 【0026】

本発明によれば、穿刺針を検出しやすく空間分解能の高い超音波画像を得ることができるとともに、フレームレートの低下を防ぐことができる。

## 【図面の簡単な説明】

40

## 【0027】

【図1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。  
【図2】超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。  
【図3】送信部の機能構成を示すブロック図である。  
【図4】第1の穿刺針強調信号処理部、高調波用信号処理部の機能構成を示すブロック図である。  
【図5】基本波画像における平滑化検出領域を示す図である。  
【図6A】第1の平滑化領域を示す図である。  
【図6B】第2の平滑化領域を示す図である。  
【図6C】第3の平滑化領域を示す図である。

50

【図 7】超音波画像の合成の一例を示す図である。

【図 8】第 2 の穿刺針強調信号処理部の機能構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

添付図面を参照して本発明に係る実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0029】

先ず、図 1 ~ 図 6 C を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波画像診断装置 U の全体図である。図 2 は、超音波画像診断装置 U の機能構成を示すブロック図である。図 3 は、送信部 1 2 の機能構成を示すブロック図である。図 4 は、穿刺針強調信号処理部 2 3、高調波用信号処理部 2 5 の機能構成を示すブロック図である。

10

【0030】

図 1 に示すように、本実施の形態の超音波画像診断装置 U は、超音波画像診断装置本体 1、ケーブル 5 または無線通信手段を介して超音波画像診断装置本体 1 に接続された超音波探触子 2（超音波プローブ）、穿刺針 3、超音波探触子 2 に取り付けられた取付部 4（アタッチメント）等を備える。

【0031】

超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波画像診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

20

【0032】

超音波探触子 2 は、例えば、パッキング層、圧電層、音響整合層及び音響レンズ等を備えてこれらが積層されることにより構成されている。また、圧電層には、圧電素子を有する振動子（図示略）が備えられており、この振動子は、例えば、方位方向に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

30

【0033】

穿刺針 3 は、ここでは、中空状の長針形状を有し、取付部 4 の設定により定められた角度で被検体に対して刺入される。穿刺針 3 は、採取のターゲット（検体）又は注入される薬剤などの種別や分量に応じて適宜な太さ、長さや先端形状を有したものに換装されることが可能となっている。

【0034】

取付部 4 は、穿刺針 3 を設定された向き（方向）で保持する。取付部 4 は、超音波探触子 2 の側部に取り付けられ、被検体に対する穿刺針 3 の刺入角度に応じた穿刺針 3 の向きを適宜変更設定可能となっている。取付部 4 は、穿刺針 3 を単に刺入方向に移動させるだけでなく、穿刺針 3 の中心軸に対して当該穿刺針 3 を回転（スピン）させながら刺入させることが出来る。なお、取付部 4 の代わりに、超音波探触子 2 に穿刺針 3 を刺入方向に向けて保持する案内部が直接設けられていても良い。

40

【0035】

図 2 に示すように、超音波画像診断装置本体 1 は、第 1 の入力部及び第 2 の入力部としての操作入力部 1 1 と、表示部 2 9 と、送受信部 A と、ライン加算部 B と、ライン信号処理部 C と、フレーム信号処理部 D と、表示制御部としての D S C（Digital Scan Convert

50

er) 28、制御部30と、を備える。

【0036】

送受信部Aは、送信部12、受信部13を備える。ライン加算部Bは、記憶部としてのラインメモリー14、加算部15、スイッチ16を備える。ライン信号処理部Cは、ダイナミックフィルター17、係数メモリー18、検波処理部19、ログ圧縮処理部20、係数メモリー21を備える。フレーム信号処理部Dは、スイッチ22、穿刺針強調信号処理部23、フレームメモリー24、26、高調波用信号処理部25、合成部27を備える。

【0037】

操作入力部11は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス、若しくはトラックボール、又は、これらの組み合わせを備えており、ユーザー（例えば、技師、医師等の検査者）の入力操作を操作信号に変換し、超音波画像診断装置本体1に入力する。特に、操作入力部11は、被検体の体表からのターゲットの部位の深さとしての表示深度と、穿刺針3の針画像データ及び高調波画像データの合成における針画像データの係数としての合成率と、の入力を受け付ける。

10

【0038】

送信部12は、制御部30の制御に従って、超音波探触子2にケーブル5を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子2に送信超音波を発生させる回路である。特に、送信部12は、THIのパルスインバージョン法により、超音波画像の1ライン分の正極性の基本波のパルス信号と、当該正極性の基本波の極性を反転した同一ラインの負極性の基本波のパルス信号と、を駆動信号として交互に繰り返し出力して、複数ラインの正極性及び負極性の基本波のパルス信号を出力する。

20

【0039】

ここで図3に示すように、送信部12は、例えば、クロック発生回路121、パルス発生回路122、電圧及びデューティ設定部123、遅延回路124を備えている。

【0040】

クロック発生回路121は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路122は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。パルス発生回路122は、例えば、設定された5値（+HV / +MV / 0 / -MV / -HV）の電圧を切り替えて、設定されたデューティ比で出力することにより、矩形波によるパルス信号を発生させることができる。このとき、パルス信号の振幅については、正極性及び負極性で同一となるようにしたが、これに限定されない。本実施の形態では、5値の電圧を切り替えてパルス信号を出力するようにしたが、5値に限定されず、適宜の値に設定することができるが、5値以下が好ましい。これにより、低コストで周波数成分の制御の自由度を向上させることができ、より高分解能である送信超音波を得ることができる。

30

【0041】

電圧及びデューティ設定部123は、パルス発生回路122から出力されるパルス信号の電圧及びデューティ比を設定する。すなわち、パルス発生回路122は、デューティ設定部123によって設定された電圧及びデューティ比に従ったパルス波形によるパルス信号を出力する。電圧及びデューティ比は、例えば、操作入力部11による入力操作により可変とすることができる。

40

【0042】

図2にもどり、受信部13は、制御部30の制御に従って、超音波探触子2からケーブル5または無線通信手段を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をアナログ-デジタル変換（A/D変換）するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

50

## 【 0 0 4 3 】

ライン加算部 B は、ラインメモリー 1 4、加算部 1 5、スイッチ 1 6 を備える。

ラインメモリー 1 4 は、受信部 1 3 から入力された 1 ライン分の正極性の基本波のパルス信号に対応する音線データを記憶する記憶部である。加算部 1 5 は、制御部 3 0 の制御に従って、ラインメモリー 1 4 に記憶された 1 ライン分の正極性の基本波に対応する音線データを読み出して、受信部 1 3 から入力された同一ラインの負極性の基本波のパルス信号に対応する音線データ（読み出された音線データに対応する正極性の基本波のパルス信号の次に送信部 1 2 から出力された負極性の基本波に対応する音線データ）に加算する加算器である。加算部 1 5 による加算により、正極性の基本波成分と負極性の基本波成分とが打ち消され、2 次高調波を主体とした高調波成分の音線データを抽出できる。

10

## 【 0 0 4 4 】

スイッチ 1 6 は、制御部 3 0 の制御に従って、ライン信号処理部 C（ダイナミックフィルター 1 7）へ出力する音線データの入力経路をラインごとに切り替える。より具体的には、スイッチ 1 6 は、1 ライン分の正極性の基本波のパルス信号に対応する音線データがライン加算部 B に入力されると、入力経路を受信部 1 3 側に切り替えて当該入力された音線データを直接出力し、同一ライン分の負極性の基本波のパルス信号に対応する音線データがライン加算部 B に入力されると、入力経路を加算部 1 5 側に切り替えて加算部 1 5 で生成された高調波成分の音線データを出力する。

このようなライン加算部 B の構成により、2 回の超音波送受信で、基本波成分と高調波成分音線データを出力することができるので、従来の 3 回の超音波送受信よりもフレームレートを向上させることができる。

20

## 【 0 0 4 5 】

ダイナミックフィルター 1 7 は、制御部 3 0 の制御に従って、ライン加算部 B（スイッチ 1 6）から出力された音線データをフィルタリングするデジタルフィルターである。このデジタルフィルターは、複数のタップを有し、当該各タップの係数を調整することで、フィルタリングの特性を変化させることができる。係数メモリー 1 8 は、基本波画像（穿刺針 3 検出用の針画像）用のタップの係数と、高調波画像用のタップの係数と、を記憶している。

## 【 0 0 4 6 】

ダイナミックフィルター 1 7 は、ライン加算部 B から 1 ライン分の正極性の基本波のパルス信号に対応する音線データが入力されると、基本波画像用のタップの係数を係数メモリー 1 8 から読み出して各タップの係数に設定し、入力された音線データの基本波成分を透過するフィルタリングを行い、ライン加算部 B から同一ラインの高調波成分の音線データが入力されると、高調波画像用のタップの係数を係数メモリー 1 8 から読み出して各タップの係数に設定し、入力された音線データの 2 次高調波成分を透過するフィルタリングを行う。

30

## 【 0 0 4 7 】

検波処理部 1 9 は、制御部 3 0 の制御に従って、ダイナミックフィルター 1 7 から入力された音線データに包絡線検波処理を行い、包絡線データを取り出す。

## 【 0 0 4 8 】

ログ圧縮処理部 2 0 は、制御部 3 0 の制御に従って、検波処理部 1 9 から出力された包絡線データにログ圧縮処理を行ってゲイン調整し、画像の輝度値を示すラインデータとして出力する。係数メモリー 2 1 は、ダイナミックレンジを狭くするための基本波画像のログ圧縮の係数と、ダイナミックレンジを広くするための高調波画像用のログ圧縮の係数と、を記憶している。

40

## 【 0 0 4 9 】

ログ圧縮処理部 2 0 は、検波処理部 1 9 から 1 ライン分の正極性の基本波のパルス信号に対応する包絡線データが入力されると、基本波画像用のログ圧縮の係数を係数メモリー 2 1 から読み出し、読み出した係数に応じて、入力された包絡線データにログ圧縮処理を行いダイナミックレンジを狭くして基本波ラインデータとして出力する。ログ圧縮処理部

50

20は、検波処理部19から同一ラインの高調波成分の包絡線データが入力されると、高調波画像用のログ圧縮の係数を係数メモリー21から読み出し、読み出した係数に応じて、入力された包絡線データにログ圧縮処理を行いダイナミックレンジを広くして高調波ラインデータとして出力する。

【0050】

スイッチ22は、制御部30の制御に従って、ライン信号処理部C（ログ圧縮処理部20）から入力される画像データの出力経路をラインごとに切り替える。より具体的には、スイッチ22は、1ライン分の正極性の基本波のパルス信号に対応する基本波ラインデータが入力されると、出力経路を穿刺針強調信号処理部23に切り替えて当該基本波ラインデータを出力し、同一ライン分の高調波成分の高調波ラインデータが入力されると、出力経路を高調波用信号処理部25に切り替えて当該高調波ラインデータを出力する。

10

穿刺針強調信号処理部23は、フレームメモリー24に格納されている画像データを利用して、入力画像背景を推定して、入力画像との差分を穿刺針強調信号として抽出する。

【0051】

DSC28は、制御部30の制御に従って、フレーム信号処理部D（合成部27）から入力された合成画像データの座標変換等を行い、表示部29用の画像信号に変換して出力する。

【0052】

表示部29は、LCD（Liquid Crystal Display）、CRT（Cathode-Ray Tube）ディスプレイ、有機EL（Electronic Luminescence）ディスプレイ、無機ELディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部29は、DSC28から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像の表示を行う。

20

【0053】

制御部30は、例えば、CPU（Central Processing Unit）、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）を備えて構成され、ROMに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置Uの各部の動作を集中制御する。ROMは、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置Uに対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。但し、図2上で、制御部30から各部への制御線は、適宜省略している。

30

【0054】

超音波画像診断装置Uが備える送受信部A、ライン加算部B、ライン信号処理部C、フレーム信号処理部D、DSC28等について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えばLSI（Large Scale Integration）であり、LSIは集積度の違いにより、IC、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA（Field Programmable Gate Array）やLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上のROMなどの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

40

【0055】

次に、図4に示すように、穿刺針強調信号処理部23は、基本波画像生成部231、分岐部232、233、第1の平滑化処理部としての弱平滑化処理部234、第2の平滑化

50

処理部としての強平滑化処理部 2 3 5、減算部 2 3 6、第 1 のコントラスト補正部としてのコントラスト補正部 2 3 7、乗算部 2 3 8 を備える。高調波用信号処理部 2 5 は、高調波画像生成部 2 5 1、第 2 のコントラスト補正部としてのコントラスト補正部 2 5 2 を備える。

【 0 0 5 6 】

基本波画像生成部 2 3 1 は、制御部 3 0 の制御に従って、スイッチ 2 2 から入力される基本波ラインデータをフレームメモリ 2 4 に記憶していき、1 フレーム分の基本波ラインデータが記憶されると、当該 1 フレーム分の基本波ラインデータを 1 フレームの基本波画像データとしてフレームメモリ 2 4 から読み出して出力する。フレームメモリ 2 4 は、基本波ラインデータを少なくとも 1 フレーム分記憶する記憶部である。

10

【 0 0 5 7 】

分岐部 2 3 2 は、基本波画像生成部 2 3 1 から入力された基本波画像データを弱平滑化処理部 2 3 4 及び強平滑化処理部 2 3 5 に出力する。分岐部 2 3 3 は、ユーザーから操作入力部 1 1 に操作入力されて制御部 3 0 を介して入力された表示深度を弱平滑化処理部 2 3 4 及び強平滑化処理部 2 3 5 に出力する。

【 0 0 5 8 】

弱平滑化処理部 2 3 4 は、分岐部 2 3 3 から入力された表示深度に応じて、分岐部 2 3 2 から入力された基本波画像データに弱めの平滑化処理を行って出力する。強平滑化処理部 2 3 5 は、分岐部 2 3 3 から入力された表示深度に応じて、分岐部 2 3 2 から入力された基本波画像データに強めの平滑化処理を行って出力する。すなわち、弱平滑化処理部 2 3 4 の平滑化処理は、強平滑化処理部 2 3 5 での平滑化処理よりも弱い平滑化処理を行い、強平滑化処理部 2 3 5 の平滑化処理は、弱平滑化処理部 2 3 4 での平滑化処理よりも強い平滑化処理を行う。

20

【 0 0 5 9 】

次に、図 5、図 6 A ~ 図 6 C を用いて平滑化処理について説明する。ここでは一例として平均化処理による平滑化処理を説明する。

図 5 は、基本波画像 4 0 における平滑化検出領域と平滑化対象との位置関係を示す図である。

以下超音波画像において、水平方向とは、超音波探触子 2 のエレメント（振動子）が配列されている方向であって、図 5 では、図 5 の上部に超音波探触子 2 のエレメントが左右に配列されているときの画像をしており、図 5 における検出領域 5 0 は水平方向に長い形態となっている。

30

一方で、垂直方向とは超音波探触子 2 のエレメントとは垂直の方向であって図 5 においては上下方向を意味する。

図 5 に示すように、基本波画像 4 0 は、基本波画像データに基づく超音波画像（B モード画像）であり、被検体を表す被検体領域 4 1、被検体に刺入された穿刺針 3 を示す穿刺針領域 4 2、を有する。被検体領域 4 1 の上辺（基本波画像 4 0 の上辺）が被検体の体表とする。弱平滑化処理部 2 3 4、強平滑化処理部 2 3 5 は、制御部 3 0 の制御に従って、基本波画像 4 0 の全画素について、平滑化対象画素 5 1 を中心とした検出領域 5 0 を用いた平滑化処理を行い、平滑化処理後の基本波画像データを生成する。

40

平均値での平滑化処理は、図 5 の検出領域 5 0 に示すような矩形領域で平滑化を行う。

【 0 0 6 0 】

図 6 A に示した検出領域 5 0 は、扱う画像が実サイズスケールの場合、垂直方向よりも水平方向の幅が長い矩形領域であり、平滑化対象画素 5 1 が中央部付近に含むように設定される。

検出領域 5 0 は、検出領域 5 0 の水平方向の略中央部分に、矩形領域であり、その幅が W 1 である弱めの平滑化処理用の弱平滑化領域 5 2 A と、検出領域 5 0 全体の矩形領域であり、その幅が W 2 である強めの平滑化処理用の強平滑化領域 5 3 A と、からなる。

【 0 0 6 1 】

弱平滑化領域 5 2 A、強平滑化領域 5 3 A は、基本波画像中の穿刺針 3 の穿刺針領域を

50

強調のために検出する領域となる。また、画像解像度が表示深度により変わらない場合、表示深度が深いほど、基本波画像中の穿刺針領域も細くなっていく。このため、表示深度が深いほど、弱平滑化領域 5 2 A、強平滑化領域 5 3 A は、形状は変えず、サイズを小さく設定するものとし、後述する弱平滑化領域 5 2 B、5 2 C、強平滑化領域 5 3 B、5 3 C でも同様である。

#### 【0062】

弱平滑化処理部 2 3 4 は、弱い平滑化処理として、入力された基本波画像データから 1 つの平滑化対象画素 5 1 を選択し、平滑化対象画素 5 1 を囲う弱平滑化領域 5 2 A の平均値を算出する。そして、弱平滑化処理部 2 3 4 は、入力された基本波画像データからの未選択の 1 つの画素の選択と平均値の算出を繰り返して、弱い平滑化処理後の基本波画像データを生成する。

10

#### 【0063】

強平滑化処理部 2 3 5 は、強い平滑化処理として、入力された基本波画像データから 1 つの平滑化対象画素 5 1 を選択し、平滑化対象画素 5 1 を囲う強平滑化領域 5 3 A の平均値を算出する。そして、強平滑化処理部 2 3 5 は、入力された基本波画像データからの未選択の 1 つの画素の選択と平均値の算出を繰り返して、強い平滑化処理後の基本波画像データを生成する。

#### 【0064】

弱平滑化処理部 2 3 4 による弱い平滑化処理により、基本波画像のスペckル等の細かいノイズが除去される。また、強平滑化処理部 2 3 5 による強い平滑化処理により、基本波画像の穿刺針領域以外の背景領域の輝度値が推定される。

20

#### 【0065】

図 4 に示すように、減算部 2 3 6 は、制御部 3 0 の制御に従って、弱平滑化処理部 2 3 4 から入力された弱い平滑化処理後の基本波画像データから、強平滑化処理部 2 3 5 から入力された強い平滑化処理後の基本波画像データを減算して、穿刺針 3 を強調した基本波画像データ（針画像データ）を生成して出力する。減算部 2 3 6 の減算処理により、基本波画像データから穿刺針 3 の太さ相当の周波数成分が抽出される。

#### 【0066】

ユーザーは、多くの場合、被検体の体表に対し、斜め方向に穿刺針 3 を刺入する。この場合、弱平滑化処理部 2 3 4、強平滑化処理部 2 3 5 において、図 6 A に示す検出領域 5 0 が用いられ、減算部 2 3 6 の減算処理により、検出領域 5 0 のうち弱平滑化領域 5 2 A を通る穿刺針領域が強調される（減算値が大きくなる）。つまり、基本波画像上で、垂直方向、斜め方向に刺入された穿刺針 3 は強調され、水平方向に刺入された穿刺針 3 や、水平方向に存在する被検体の組織等は強調されない。

30

#### 【0067】

これに対して、ユーザーが、被検体の体表に対し水平方向に穿刺針 3 を刺入する場合、図 6 A に示す検出領域 5 0 を用いると、基本波画像上で、水平方向に刺入された穿刺針 3 の穿刺針領域が強調されない。このため、弱平滑化処理部 2 3 4、強平滑化処理部 2 3 5 において、検出領域 5 0 を、図 6 B に示すように弱平滑化領域 5 2 B と強平滑化領域 5 3 B とで構成するようにしてもよい。

40

#### 【0068】

図 6 B における検出領域 5 0 は、その中央部付近に平滑化対象画素 5 1 を有し、検出領域 5 0 の垂直方向の中央部分のみの矩形領域であり弱い平滑化処理用の弱平滑化領域 5 2 B と、検出領域 5 0 全体の矩形領域であり強い平滑化処理用の強平滑化領域 5 3 B と、からなる。

#### 【0069】

弱平滑化処理部 2 3 4、強平滑化処理部 2 3 5 において、図 6 B に示す検出領域 5 0 が用いられ、減算部 2 3 6 の減算処理により、検出領域 5 0 のうち弱平滑化領域 5 2 B を通る穿刺針領域が強調される。つまり、基本波画像上で、水平方向や斜め方向に刺入された穿刺針 3 は強調される。但し、水平方向に存在する被検体の組織等も強調され、垂直方向

50

に刺入された穿刺針 3 や、垂直方向に存在する被検体の組織等が強調されない。

【0070】

また、弱平滑化処理部 234、強平滑化処理部 235 において、検出領域 50 を、図 6 C に示すように弱平滑化領域 52C と強平滑化領域 53C とで構成するようにしてもよい。

【0071】

検出領域 50 は、その中心に平滑化対象画素 51 を有し、検出領域 50 の水平方向及び垂直方向の中央部分のみの矩形領域であり弱い平滑化処理用の弱平滑化領域 52C と、検出領域 50 全体の矩形領域であり強い平滑化処理用の強平滑化領域 53C と、からなる。

【0072】

弱平滑化処理部 234、強平滑化処理部 235 において、図 6 C に示す検出領域 50 が用いられ、減算部 236 の減算処理により、検出領域 50 のうち弱平滑化領域 52C を通る穿刺針領域が強調される。つまり、基本波画像上で、垂直方向、水平方向、斜め方向に刺入された穿刺針 3 は強調される。但し、垂直方向、水平方向に存在する被検体の組織等も強調される。

【0073】

平均化で平滑化を行う場合、弱平滑化処理部 234 の平滑化処理は、強平滑化処理部 235 での平滑化処理よりも狭い領域で、強平滑化処理部 235 での平滑化処理よりも弱い平滑化処理を行い、強平滑化処理部 235 の平滑化処理は、弱平滑化処理部 234 での平滑化処理よりも広い領域で、弱平滑化処理部 234 での平滑化処理よりも強い平滑化処理を行うことで実現することができる。

【0074】

なお、画像の平滑化には、ガウシアン等を用いても良い。ガウシアンの分散値を大きくすることによって、平滑化強度を強くすることができる。

ここで、ガウシアンによる平滑化処理の場合は、水平、垂直の分散値のうち、水平の分散値を利用して平滑化を行う。

【0075】

図 4 に示すように、コントラスト補正部 237 は、制御部 30 の制御に従って、減算部 236 から入力された針画像データに対して、例えば、シグモイド関数を用いた階調補正を行うコントラスト処理により、穿刺針領域と非穿刺針領域のコントラストを付ける。

【0076】

乗算部 238 は、制御部 30 の制御に従って、コントラスト補正部 237 から入力されたコントラスト補正処理後の針画像データの各画素の輝度値に、ユーザーから操作入力部 11 に操作入力されて制御部 30 を介して入力された合成率を乗算し、合成率乗算後の針画像データを生成して出力する。

【0077】

高調波画像生成部 251 は、制御部 30 の制御に従って、スイッチ 22 から入力される高調波ラインデータをフレームメモリー 26 に記憶していき、1 フレーム分の高調波ラインデータが記憶されると、当該 1 フレーム分の高調波ラインデータを 1 フレームの高調波画像データとしてフレームメモリー 26 から読み出して出力する。フレームメモリー 26 は、高調波ラインデータを少なくとも 1 フレーム分記憶する記憶部である。

【0078】

コントラスト補正部 252 は、制御部 30 の制御に従って、高調波画像生成部 251 から入力された高調波画像データに階調補正を行う高調波画像用のコントラスト補正処理を行って出力する。高調波画像用のコントラスト補正処理は、高調波画像の輝度値を低くし、暗めにするコントラスト処理であって、高調波画像に比べて針画像（特に穿刺針領域）を強調させるための処理である。

【0079】

合成部 27 は、制御部 30 の制御に従って、穿刺針強調信号処理部 23（乗算部 238）から入力された針画像データの各画素の輝度値と、高調波用信号処理部 25（コントラ

10

20

30

40

50

スト補正部 2 5 2 ) から入力された高調波画像データの各画素の輝度値と、を加算して合成して合成画像データを生成し出力する。

【 0 0 8 0 】

次に、図 7 を参照して、超音波画像診断装置 U の動作を説明する。図 7 は、超音波画像の合成の一例を示す図である。

【 0 0 8 1 】

超音波画像診断装置 U において、ユーザーから表示深度及び合成率が入力され、穿刺針 3 が被検体に適宜刺入されて、超音波画像診断処理が開始される。超音波画像診断装置 U において、送受信部 A により、ラインごとの T H I の正極性の基本波と負極性の基本波との駆動信号が交互に繰り返し生成されて、これらの駆動信号により超音波探触子 2 を介して超音波送受信がなされ受信信号の音線データが得られる。

10

【 0 0 8 2 】

そして、送受信部 A から出力された正極性のパルス信号に対応する音線データは、ライン加算部 B により、そのまま出力されるとともに、ラインメモリー 1 4 に記憶される。そして、ライン信号処理部 C により、ライン加算部 B から出力された正極性のパルス信号に対応する音線データに、基本波画像用のフィルタリング、包絡線検波処理、ログ圧縮処理が行われ基本波ラインデータとされる。そして、フレーム信号処理部 D により、ライン信号処理部 C から出力された基本波ラインデータは、フレームメモリー 2 4 に記憶される。

【 0 0 8 3 】

また、送受信部 A から次に出力された負極性のパルス信号に対応する音線データは、ライン加算部 B により、ラインメモリー 1 4 に記憶された正極性のパルス信号に対応する音線データと加算されて出力される。そして、ライン信号処理部 C により、ライン加算部 B から出力された高調波成分を有する音線データに、高調波画像用のフィルタリング、包絡線検波処理、ログ圧縮処理が行われ高調波ラインデータとされる。そして、フレーム信号処理部 D により、ライン信号処理部 C から出力された高調波ラインデータは、フレームメモリー 2 6 に記憶される。

20

【 0 0 8 4 】

上記の動作の繰り返しにより、フレームメモリー 2 4 に 1 フレーム分の基本波ラインデータが記憶されると、穿刺針強調信号処理部 2 3 により、1 フレームの基本波画像データとして読み出され、当該基本波画像データから針画像データが生成され、合成率が乗算される。同様に、フレームメモリー 2 6 に 1 フレーム分の高調波ラインデータが記憶されると、高調波用信号処理部 2 5 により、1 フレームの高調波ラインデータとして読み出され、高調波画像用のコントラスト補正処理が行われる。

30

【 0 0 8 5 】

そして、フレーム信号処理部 D ( 合成部 2 7 ) により、1 フレームの針画像データと高調波画像データとから、合成画像データが生成され、D S C 2 8 を介して表示部 2 9 に合成画像が表示される。

【 0 0 8 6 】

例えば、図 7 に示すように、フレームメモリー 2 4 から基本波画像 6 0 の基本波画像データが読み出され、検出領域 5 0 を用いた弱平滑化処理部 2 3 4、強平滑化処理部 2 3 5、減算部 2 3 6 により、針画像 7 0 の針画像データが生成されたものとする。また、フレームメモリー 2 6 から高調波画像 8 0 の高周波画像データが読み出されたものとする。針画像 7 0 は、基本波画像 6 0 に比べて、斜め方向に刺入された穿刺針 3 の穿刺針領域の輝度値が明るく強調されているとともに、穿刺針領域以外の背景領域の輝度値が暗くされている。さらに、基本波画像 6 0 内の下方に位置する水平方向に位置する筋組織は、針画像 7 0 では強調されていない。高調波画像 8 0 は、基本波画像 6 0 に比べて、空間分解能が高い。

40

【 0 0 8 7 】

そして、針画像 7 0 の針画像データに任意の合成率が乗算され、合成部 2 7 により、高調波画像 8 0 の高調波画像データと加算されて合成画像 9 0 の合成画像データが生成され

50

る。合成画像 90 は、穿刺針領域が針画像 70 のように強調されて輝度値が高く、しかも穿刺針領域以外の背景領域が高調波画像 80 のように空間分解能が高くなっている。

【0088】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置 U は、穿刺針 3 が刺入される被検体を撮像する超音波診断装置であって、と、パルス信号の入力によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する超音波探触子 2 と、正極性のパルス信号とこの極性を反転した負極性のパルス信号とを交互に繰り返し生成して超音波探触子 2 に出力する送信部 12 と、超音波探触子 2 からの受信信号を受信して音線データを生成する受信部 13 と、を備える。また、超音波画像診断装置 U は、正極性のパルス信号に対応する第 1 の音線データを記憶するラインメモリー 14 と、記憶された第 1 の音線データと負極性のパルス信号に対応する第 2 の音線データを加算して高調波ラインデータを生成する加算部 15 と、生成された第 1 の音線データから基本波ラインデータを生成し、生成された高調波音線データから高調波ラインデータを生成するライン信号処理部 C と、を備える。さらに、超音波画像診断装置 U は、生成された基本波ラインデータから基本波画像データを生成する基本波画像生成部 231 と、生成された基本波画像データから穿刺針 3 に対応する画像領域である穿刺針領域を強調した針画像データを生成する針画像生成部と、生成された高調波ラインデータから高調波画像データを生成する高調波画像生成部 251 と、生成された針画像データと生成された高調波画像データとを合成して合成画像データを生成する合成部 27 と、生成された合成画像データを表示部 29 に表示する制御部 30 と、を備える。

10

20

【0089】

このため、針画像データに基づく穿刺針領域により穿刺針を検出しやすく高調波画像データに基づく空間分解能の高い超音波画像の合成画像データを得ることができるとともに、正極性のパルス信号及び負極性のパルス信号の 2 回のパルス信号送信で 1 ラインのラインデータが得られるので、フレームレートの低下を防ぐことができる。

【0090】

また、超音波画像診断装置 U は、ラインメモリー 14 に記憶された第 1 の音線データと前記第 2 のパルス信号に対応する第 2 の音線データとが加算された高調波音線データと、生成された第 1 の音線データと、を切り替えて出力するスイッチ 16 を有する。このため、高調波音線データと第 1 の音線データとを遅延なく切り替えて出力でき、2 回の超音波送受信で、基本波成分と高調波成分の音線データを出力することができるので、従来の 3 回の超音波送受信よりもフレームレートを向上させることができる。

30

【0091】

また、ライン信号処理部 C は、生成された第 1 の音線データに基本波画像用の処理（フィルタリング、ログ圧縮）を行って基本波ラインデータを生成し、生成された高調波音線データに高調波画像用の処理（フィルタリング、ログ圧縮）を行って高調波ラインデータを生成する。このため、基本波画像用の処理が行われた適切な基本波ラインデータと、高調波画像用の処理が行われた適切な高調波ラインデータと、を生成できるとともに、ラインデータの経路の構成を基本波用と高調波用とで一部共通化でき、装置構成を簡単にできる。

40

【0092】

また、超音波画像診断装置 U は、針画像生成部として、生成された基本波画像データを平滑化して第 1 の平滑化画像データを生成する弱平滑化処理部 234 と、基本波画像データを第 1 の平滑化画像データの平滑化より強く平滑化して第 2 の平滑化画像データを生成する強平滑化処理部 235 と、第 1 の平滑化画像データから、第 2 の平滑化画像データとの差分をとる減算部 236 と、を備える。このため、針画像データにおいて、穿刺針 3 の穿刺針領域をより強調できる。

【0093】

また、上記先行技術文献としての特許文献 2 等の穿刺針撮像において、被検体の体表に対して特に斜め方向に刺入された穿刺針を強調することが要求されている。

50

## 【0094】

これに対し、強平滑化処理部235は、基本波画像データの実サイズスケールで、垂直より水平方向に強く平滑化を行う。また、弱平滑化処理部234、強平滑化処理部235は、第1の平滑化画像データを生成する第1の平滑化領域と、第2の平滑化画像データを生成する第2の平滑化領域とを設定し、第1の平滑化領域は、第2の平滑化領域の略中央部に設定され、平滑化対象画素が、第1の平滑化領域の略中央部に設定される。また、第1の平滑化領域は、第2の平滑化領域の基本波画像データの水平方向、垂直方向の略中央部に設定される。このため、針画像データにおいて、被検体の体表から少なくとも垂直方向及び斜め方向、又は水平方向及び斜め方向に刺入された穿刺針3の穿刺針領域をより強調できるとともに、体表に対し水平方向又は垂直方向の組織等が強調されることを防ぐことができる。

10

## 【0095】

また、超音波画像診断装置Uは、表示深度の入力を受け付ける操作入力部11と、弱平滑化処理部234は、入力された表示深度が深いほど、より小さな第1の平滑化領域を用いて、第1の平滑化画像データを生成し、強平滑化処理部235は、入力された表示深度が深いほど、より小さな第2の平滑化領域を用いて、第2の平滑化画像データを生成する。このため、表示深度が深くなっても、基本波画像中の穿刺針領域が細くなるのを防ぎ、適切な大きさ(太さ)にすることができる。

## 【0096】

また、超音波画像診断装置Uは、生成された針画像データの穿刺針領域と非穿刺針領域のコントラストをつける階調補正を行う第1のコントラスト補正処理を行うコントラスト補正部237を備える。このため、針画像上の穿刺針領域と非穿刺針領域とのコントラストをつけることができる。

20

## 【0097】

また、超音波画像診断装置Uは、生成された高周波画像データに輝度値を低下する階調補正を行う第2のコントラスト補正処理を行うコントラスト補正部252を備える。このため、高調波画像の輝度値を低下することができる。合成部27は、第1のコントラスト補正処理が行われた針画像データと第2のコントラスト補正処理が行われた高調波画像データとを合成して合成画像データを生成することで、合成画像上の穿刺針領域を、穿刺針領域以外の背景領域に比べて、より明るく強調することができる。

30

## 【0098】

また、超音波画像診断装置Uは、針画像データの合成率の入力を受け付ける操作入力部11と、生成された針画像データの輝度値に、入力された合成率を乗算する乗算部238と、を備える。合成部27は、合成率が乗算された針画像データと生成された高調波画像データとを合成して合成画像データを生成する。このため、高調波画像に対する針画像の合成率を自在に設定することができる。

## 【0099】

なお、上記実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。

## 【0100】

例えば、上記実施の形態では、正極性の基本波のパルス信号と当該正極性の基本波を反転した負極性の基本波のパルス信号とを駆動信号として交互に繰り返し生成し、当該正極性の基本波のパルス波に対応する受信信号に基づいて針画像データを生成する構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、負極性の基本波のパルス信号と当該負極性の基本波を反転した正極性の基本波のパルス信号とを駆動信号として交互に繰り返し生成し、当該負極性の基本波のパルス波に対応する受信信号に基づいて針画像データを生成する構成としてもよい。

40

## 【0101】

また、上記実施の形態では、穿刺針強調信号処理部23が(正極性の)基本波のパルス信号に対応する受信信号に基づく基本波ラインデータから針画像データを生成する構成と

50

したが、これに限定されるものではない。例えば、高調波画像生成部 251 が正極性及び負極性の基本波のパルス信号に対応する受信信号に基づく基本波ラインデータから高調波画像データを生成し、当該高調波画像データをフレームメモリ 26 に記憶するとともに、基本波画像生成部 231 を除く穿刺針強調信号処理部 23 が当該生成された高調波画像データから針画像データを生成し、当該針画像データと前記記憶されコントラスト補正部 252 により階調処理された高調波画像データとを、入力された任意の合成率で合成して合成画像データを生成する構成としてもよい。この構成によれば、スイッチ 22、基本波画像生成部 231、フレームメモリ 24 が不要となり、超音波画像診断装置 U の構成を簡単にできる。この構成では、例えば、基本波ラインデータが使用されないため、ライン加算部 B では、基本波のパルス信号に対応する音線データが出力されず高調波成分の音線データが出力され、ライン信号処理部 C では、高調波成分の音線データに各種処理が行われて高調波ラインデータが出力される。

10

#### 【0102】

また、穿刺針強調信号処理部としては、図 8 に示す穿刺針強調信号処理部 300 の構成もとることができる。図 8 は、穿刺針強調信号処理部 300 の機能構成を示すブロック図である。

図 8 において、穿刺針強調信号処理部 300 は、図 4 における穿刺針強調信号処理部 23 における基本波画像生成部 231 を画像生成部 301 に置き換えたものであり、この画像生成部 301 には、ライン信号処理部等から、超音波画像のラインデータが入力される。

20

この入力されたラインデータから、画像生成部 301 で 1 フレーム画像データが生成され、穿刺針強調信号処理部 23 と同様に、強調された針画像データが出力される。

#### 【0103】

また、以上の実施の形態における超音波画像診断装置 U を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0104】

以上のように、本発明の超音波画像診断装置は、穿刺針を用いた超音波画像診断に適用できる。

#### 【符号の説明】

30

#### 【0105】

- U 超音波画像診断装置
- 2 超音波探触子
- 3 穿刺針
- 4 取付部
- 5 ケーブル
- 1 超音波画像診断装置本体
  - 11 操作入力部
- A 送受信部
  - 12 送信部
    - 121 クロック発生回路
    - 122 パルス発生回路
    - 123 電圧及びデューティー設定部
    - 124 遅延回路
  - 13 受信部
- B ライン加算部
  - 14 ラインメモリ
  - 15 加算部
  - 16 スイッチ
- C ライン信号処理部

40

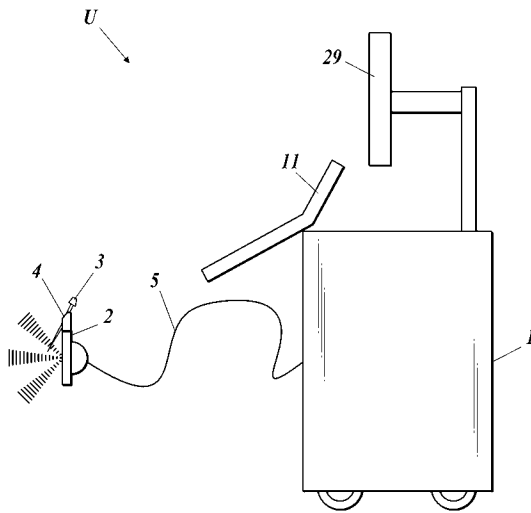
50

- 17 ダイナミックフィルター
- 18 係数メモリー
- 19 検波処理部
- 20 ログ圧縮処理部
- 21 係数メモリー
- D フレーム信号処理部
- 22 スイッチ
- 23, 300 穿刺針強調信号処理部
- 231 基本波画像生成部
- 232, 233 分岐部
- 234 弱平滑化処理部
- 235 強平滑化処理部
- 236 減算部
- 237 コントラスト補正部
- 238 乗算部
- 301 画像生成部
- 24, 26 フレームメモリー
- 25 高調波用信号処理部
- 251 高調波画像生成部
- 252 コントラスト補正部
- 27 合成部
- 28 DSC
- 29 表示部
- 30 制御部

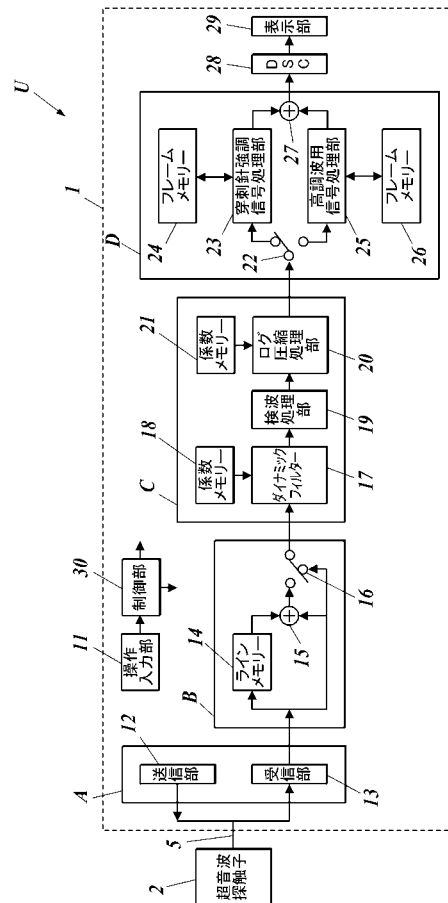
10

20

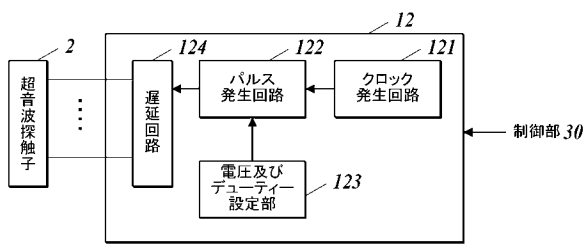
【図1】



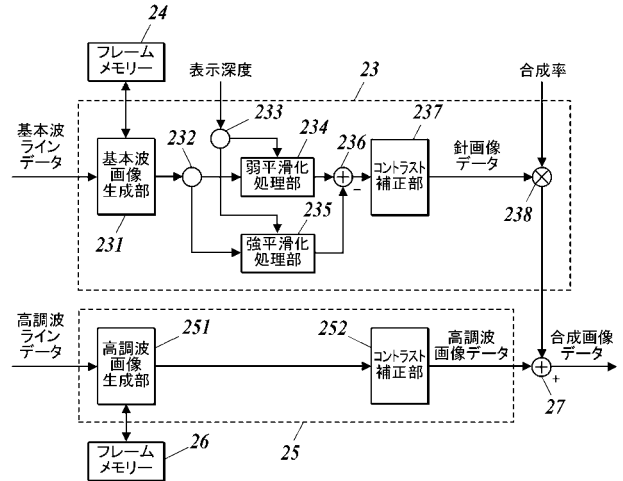
【図2】



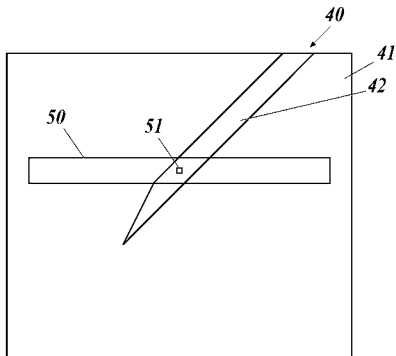
【 図 3 】



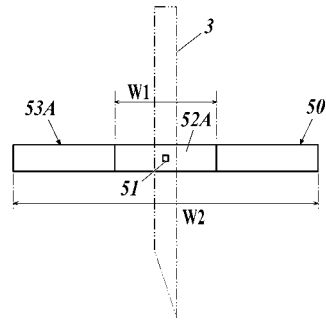
【 図 4 】



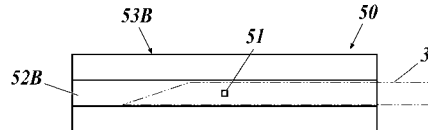
【 図 5 】



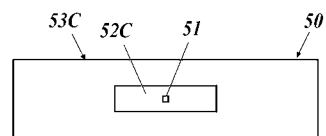
【 図 6 A 】



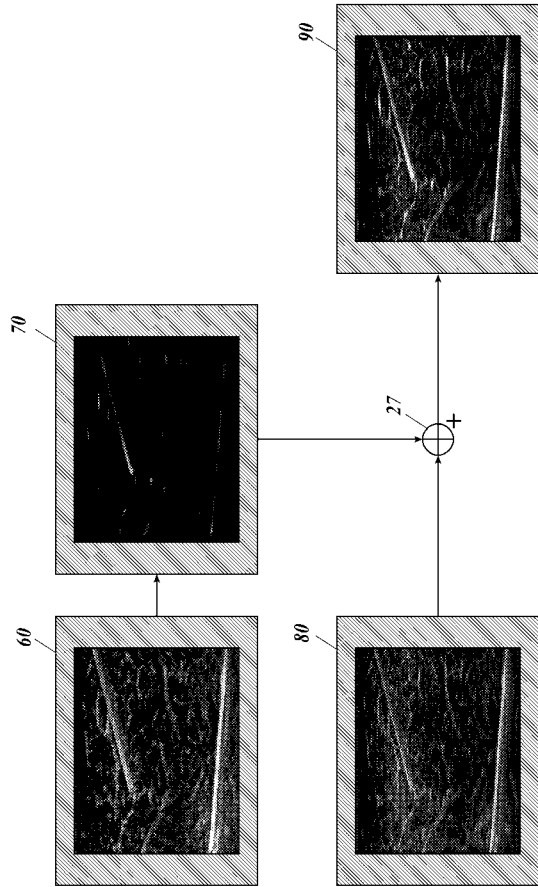
【 図 6 B 】



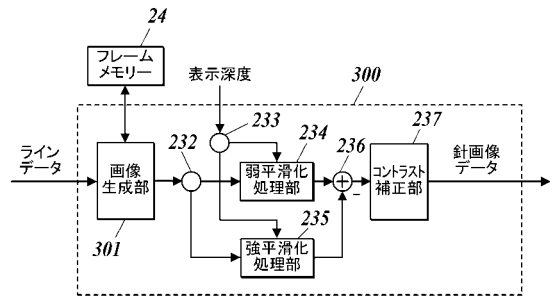
【 図 6 C 】



【 図 7 】



【 図 8 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2016/058534
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/14 (2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/14  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-100556 A (Toshiba Corp.), 05 June 2014 (05.06.2014), paragraphs [0033] to [0046] & US 2015/0223776 A1 paragraphs [0043] to [0057] & WO 2014/065338 A1 & CN 103889337 A	1-11
A	JP 2014-28128 A (Toshiba Corp.), 13 February 2014 (13.02.2014), entire text; all drawings & US 2015/0094569 A1 entire text; all drawings & WO 2014/002963 A1 & CN 103732152 A	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 April 2016 (19.04.16)		Date of mailing of the international search report 26 April 2016 (26.04.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/058534

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-150069 A (Toshiba Corp.), 15 June 2006 (15.06.2006), entire text; all drawings & US 2006/0241451 A1 entire text; all drawings & WO 2006/043639 A1 & EP 1803402 A1 & CN 1909835 A	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 8 5 3 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2014-100556 A (株式会社東芝) 2014.06.05, 段落[0033]-[0046] & US 2015/0223776 A1 段落[0043]-[0057] & WO 2014/065338 A1 & CN 103889337 A	1-11	
A	JP 2014-28128 A (株式会社東芝) 2014.02.13, 全文, 全図 & US 2015/0094569 A1 全文, 全図 & WO 2014/002963 A1 & CN 103732152 A	1-11	
A	JP 2006-150069 A (株式会社東芝) 2006.06.15, 全文, 全図 & US 2006/0241451 A1 全文, 全図 & WO 2006/043639 A1 & EP 1803402 A1 & CN 1909835 A	1-11	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 19.04.2016		国際調査報告の発送日 26.04.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C601 DE14 FF03 GA20 JC04 JC20 KK24

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017029830A1</a>	公开(公告)日	2017-08-17
申请号	JP2016537035	申请日	2016-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	伊藤嘉彦 高木一也 國田政志		
发明人	伊藤 嘉彦 高木 一也 國田 政志		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE14 4C601/FF03 4C601/GA20 4C601/JC04 4C601/JC20 4C601/KK24		
优先权	2015162394 2015-08-20 JP		
其他公开文献	JP6044749B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断成像设备U是发送器12，接收器13和第一单元，该发送器12交替输出极性与超声波探头2相反的第一脉冲信号和第二脉冲信号。行存储器14，其存储与脉冲信号相对应的第一声射线数据；加法单元15，其将与第二脉冲信号相对应的第一声射线数据和第二声射线数据相加；以及用于生成波线数据和谐波线数据的线信号处理单元C，以及用于从基波图像数据生成基波图像数据并生成穿刺针的针图像数据的穿刺针增强信号处理单元23，以及谐波产生波图像数据的谐波信号处理单元25，将针图像数据和谐波图像数据结合的合成单元27，以及显示合成图像数据的控制单元30。

