

(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2012-50468

(P2012-50468A)

(43) 公開日 平成24年3月15日(2012.3.15)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
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2010-193004 (P2010-193004)  
(22) 出願日 平成22年8月31日 (2010.8.31)(71) 出願人 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和  
(72) 発明者 本田 正良  
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

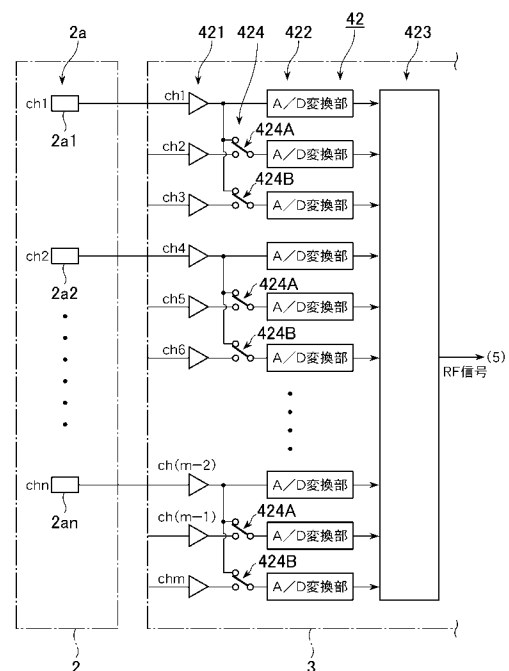
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置

## (57) 【要約】

【課題】受信部の余剰チャンネルを有効活用できる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】超音波の送信を行なってエコー信号を受信する複数チャンネルの超音波振動子2aを有する超音波プローブ2と、前記超音波振動子2aで受信したエコー信号に対するA/D変換を行うA/D変換部422をチャンネル毎に有するとともに、A/D変換部422の後段側に前記各チャンネルのエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマー423を有する受信部42と、を備え、1チャンネルの前記超音波振動子2aが複数チャンネルの前記A/D変換部422と接続されることを特徴とする。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波の送信を行なってエコー信号を受信する複数チャンネルの超音波振動子を有する超音波プローブと、

前記超音波振動子で受信したエコー信号に対する A / D 変換を行う A / D 変換部をチャンネル毎に有するとともに、該 A / D 変換部の後段側に前記各チャンネルのエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマーを有する受信部と、を備え、

1 チャンネルの前記超音波振動子が複数チャンネルの前記 A / D 変換部と接続されることを特徴とする超音波画像表示装置。

**【請求項 2】**

前記受信部は、前記超音波振動子で受信したエコー信号に対する増幅を行なう増幅部を前記 A / D 変換部の前段にチャンネル毎に有し、

前記増幅部と前記 A / D 変換部との間において各チャンネルが接続されることにより、1 チャンネルの前記超音波振動子が複数チャンネルの前記 A / D 変換部と接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 3】**

前記受信部は、前記超音波振動子で受信したエコー信号に対する増幅を行なう増幅部を前記 A / D 変換部の前段にチャンネル毎に有し、

前記増幅部の前段部分において前記受信部の各チャンネルが接続されることにより、1 チャンネルの前記超音波振動子が、複数チャンネルの前記増幅部及び前記 A / D 変換部と接続される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 4】**

前記受信部は、1 チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続を切り替える接続切替部を有することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 5】**

前記超音波プローブにあっては、1 チャンネルの前記超音波振動子で受信したエコー信号を複数チャンネルに分岐する分岐信号ラインを有し、各チャンネルの前記分岐信号ラインは前記受信部の各チャンネルと接続される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 6】**

前記受信部は、接続された各チャンネルのエコー信号を加算する加算部を、前記 A / D 変換部の後段に有することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 7】**

超音波の送信を行なってエコー信号を受信する複数チャンネルの超音波振動子を有する超音波プローブと、

該超音波プローブが接続される装置本体とを備え、

該装置本体には、前記超音波振動子で受信したチャンネル毎のエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマーを有する受信部が設けられ、該受信部は、1 チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続を切り替える接続切替部を有する

ことを特徴とする超音波画像表示装置。

**【請求項 8】**

前記受信部は、前記超音波振動子で受信したチャンネル毎のエコー信号に対する A / D 変換を行なう A / D 変換部を前記ビームフォーマーの前段側に有しており、

前記接続切替部は、前記 A / D 変換部と前記ビームフォーマーとの間において前記切替えを行なう

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像表示装置。

10

20

30

40

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波画像を表示する超音波画像表示装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波画像表示装置としては、例えば患者の体内に超音波プローブから超音波を送信してエコー信号を受信し、このエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置がある。このような超音波診断装置は、超音波の送受信を行なう超音波振動子を複数チャンネル有する超音波プローブと、前記超音波振動子で受信したチャンネル毎のエコー信号に対するA/D変換を行なうA/D変換部を有するとともに、各チャンネルのエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマーを有する受信部とを備えている（例えば、特許文献1参照）。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献1】特開2009-153773号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

20

ところで、前記超音波プローブは前記受信部が設けられた超音波診断装置本体に着脱自在に取り付けられるようになっており、種々の超音波プローブが接続できるようになっている。従って、接続された超音波プローブの種類によっては、前記受信部のチャンネル数と前記超音波振動子のチャンネル数とが異なる場合があり、前記受信部のチャンネル数が前記超音波振動子のチャンネル数よりも多い場合、受信部のチャンネルが余ることになる。従って、受信部の余剰チャンネルを有効活用できる超音波画像表示装置が望まれる。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、超音波の送信を行なってエコー信号を受信する複数チャンネルの超音波振動子を有する超音波プローブと、前記超音波振動子で受信したエコー信号に対するA/D変換を行うA/D変換部をチャンネル毎に有するとともに、該A/D変換部の後段側に前記各チャンネルのエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマーを有する受信部と、を備え、1チャンネルの前記超音波振動子が複数チャンネルの前記A/D変換部と接続されることを特徴とする超音波画像表示装置である。

30

## 【0006】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記受信部は、前記超音波振動子で受信したエコー信号に対する増幅を行なう増幅部を前記A/D変換部の前段にチャンネル毎に有し、前記増幅部と前記A/D変換部との間において各チャンネルが接続されることにより、1チャンネルの前記超音波振動子が複数チャンネルの前記A/D変換部と接続されることを特徴とする超音波画像表示装置である。

40

## 【0007】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記受信部は、前記超音波振動子で受信したエコー信号に対する増幅を行なう増幅部を前記A/D変換部の前段にチャンネル毎に有し、前記増幅部の前段部分において前記受信部の各チャンネルが接続されることにより、1チャンネルの前記超音波振動子が、複数チャンネルの前記増幅部及び前記A/D変換部と接続されることを特徴とする超音波画像表示装置である。

## 【0008】

第4の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、前記受信部は、1チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続

50

を切り替える接続切替部を有することを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0009】

第5の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記超音波プローブにあっては、1チャンネルの前記超音波振動子で受信したエコー信号を複数チャンネルに分岐する分岐信号ラインを有し、各チャンネルの前記分岐信号ラインは前記受信部の各チャンネルと接続されることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0010】

第6の観点の発明は、第1～5の観点の発明において、前記受信部は、接続された各チャンネルのエコー信号を加算する加算部を、前記A/D変換部の後段に有することを特徴とする超音波画像表示装置である。

10

【0011】

第7の観点の発明は、超音波の送信を行なってエコー信号を受信する複数チャンネルの超音波振動子を有する超音波プローブと、該超音波プローブが接続される装置本体とを備え、該装置本体には、前記超音波振動子で受信したチャンネル毎のエコー信号に対する遅延加算を行なうビームフォーマーを有する受信部が設けられ、該受信部は、1チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続を切り替える接続切替部を有することを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0012】

第8の観点の発明は、第7の観点の発明において、前記受信部は、前記超音波振動子で受信したチャンネル毎のエコー信号に対するA/D変換を行なうA/D変換部を前記ビームフォーマーの前段側に有しており、前記接続切替部は、前記A/D変換部と前記ビームフォーマーとの間において前記切替えを行なうことを特徴とする超音波画像表示装置である。

20

【発明の効果】

【0013】

上記観点の発明によれば、1チャンネルの超音波振動子が複数チャンネルの前記A/D変換部と接続されるので、前記1チャンネルの超音波振動子で受信されたエコー信号が複数のA/D変換部でA/D変換される。複数のA/D変換部の出力信号が前記ビームフォーマーで加算されると、A/D変換の際の量子化に伴う誤差が軽減されることになり、前記ビームフォーマーの出力信号のS/Nを向上させることができる。従って、前記受信部における余剰なチャンネルを有効活用することができる。

30

【0014】

また、他の観点の発明によれば、前記受信部が前記増幅部と前記A/D変換部とを有する場合に、前記増幅部の前段部分において前記受信部の各チャンネルが接続され、1チャンネルの前記超音波振動子が、複数チャンネルの前記増幅部及び前記A/D変換部と接続されることにより、S/Nを向上させることができる。従って、前記受信部における余剰なチャンネルを有効活用することができる。

【0015】

また、1チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続を切り替える他の観点の発明によれば、前記受信部のチャンネル数が前記超音波振動子のチャンネル数と比べて余剰な状態になる超音波プローブが前記装置本体に接続された場合には、1の前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとを前記接続切替部によって接続することにより、前記受信部の余剰なチャンネルを有効活用することができる。一方で、前記受信部のチャンネル数が前記超音波振動子のチャンネル数と比べて余剰な状態にならない超音波プローブが前記装置本体に接続された場合には、1チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとを前記接続切替部によって非接続にし、1チャンネル同士の接続とする。このように前記装置本体に接続される超音波プローブのチャンネル数に応じて、1チャンネルの前記超音波振動子と前記受信部における複数チャンネルとの接続及び非接続を切り替えることができるので、前記受信部の余剰なチャンネルの有効な活用を実現しつつも、種々の超音波プローブを接続すること

40

50

ができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明に係る超音波画像表示装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波画像表示装置における送受信部の構成を示すブロック図である。

【図3】図2に示す受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

【図4】受信部のチャンネル数と同じチャンネル数の超音波プローブが接続された場合における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

10

【図5】並列同時受信を行なう場合のビームフォーマーの構成を示すブロック図である。

【図6】第一実施形態の変形例における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

【図7】第一実施形態の変形例において、受信部のチャンネル数と同じチャンネル数の超音波プローブが接続された場合における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

【図8】第二実施形態における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

【図9】第二実施形態の変形例における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

【図10】第三実施形態における受信部と超音波プローブとを示すブロック図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態について、図1～図5に基づいて詳細に説明する。図1に示す超音波画像表示装置1は、例えば患者（超音波の送受信対象）に対する超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置であり、超音波プローブ2とこの超音波プローブ2が接続される装置本体3とを備えている。この装置本体3内には、送受信部4、データ処理部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9を有している。

【0018】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子2a（図3参照）を有して構成され、この超音波振動子2aによって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波プローブ2は、前記超音波振動子2aとして、チャンネル1からチャンネルnまでのnチャンネル（nは任意の自然数）の超音波振動子を有している。前記超音波プローブ2は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

30

【0019】

前記送受信部4は、前記制御部9からの制御信号に基づいて、前記超音波プローブ2による超音波の送受信を、所定の送受信パラメータにより行なわせるものであり、図2に示すように送信部41と受信部42とを有する。前記送信部41は、前記超音波プローブ2を所定の送信パラメータで駆動させ、スキャン面を超音波ビームによって音線順次で走査させる。前記送信部41は前記制御部9からの制御信号によって前記超音波プローブ2を駆動させる。前記受信部42については後述する。

40

【0020】

前記データ処理部5は、前記受信部42から出力された信号に対し、超音波画像を作成するための所定の処理を行なう。例えば、前記データ処理部5は、前記受信部42から出力された信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の所定の処理を行ってBモードデータを作成する。前記データ処理部5から出力されたBモードデータなどのデータは前記表示制御部6に入力される。

【0021】

前記表示制御部6は、前記データ処理部5からのデータをスキャンコンバータ（S c a

50

n Converter)によって走査変換して画像データを作成し、この画像データに基づく超音波画像を前記表示部7に表示させる。

【0022】

前記表示部7は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部8は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

【0023】

前記制御部9は、CPU(Central Processing Unit)を有して構成され、前記超音波画像表示装置1の各部における機能を実行させる。

10

【0024】

さて、前記受信部42について図3に基づいて説明する。前記受信部42は、本発明における受信部の実施の形態の一例であり、エコー信号の信号処理部として増幅部421、A/D変換部422をチャンネル毎に有し、さらにビームフォーマー423を有している。これら増幅部421、A/D変換部422及びビームフォーマー423は、それぞれ本発明における増幅部、A/D変換部及びビームフォーマーの実施の形態の一例である。

【0025】

前記受信部42においては、前記増幅部421において所定のゲインで増幅されたチャンネル毎のエコー信号が前記A/D変換部422でA/D変換される。そして、A/D変換された各チャンネル毎のエコー信号が前記ビームフォーマー423で遅延加算され、R

20

F(radio frequency)信号が作成される。作成されたRF信号は前記データ処理部5へ出力される。

【0026】

前記受信部42は、チャンネル1からチャンネルmまでmチャンネル分の信号処理部を有している。本例では、前記受信部42のチャンネル数mは、前記装置本体3に接続された超音波プローブ2のチャンネル数nの3倍になっている。すなわち、 $m = 3n$ になっている。従って、前記受信部42において、前記超音波プローブ2のチャンネル数の2倍のチャンネルが余剰チャンネルになっている。

【0027】

前記受信部42は、この受信部42における各チャンネルの接続と非接続とを切り替えるスイッチ部424を有している。このスイッチ部424は、本発明における接続切替部の実施の形態の一例であり、前記増幅部421と前記A/D変換部422との間に設けられている。そして、スイッチ部424を切り替えることにより、前記受信部42は、前記増幅部421よりも後段側において複数チャンネルの接続と非接続とが切り替わり、複数チャンネルの前記A/D変換部422を接続することができるようになっている。これにより、1チャンネルの前記超音波振動子2aが、前記受信部42において、複数チャンネルの前記A/D変換部422と接続されるようになっている。

30

【0028】

スイッチ部424は、チャンネル(31-1)(1は任意の自然数)に設けられたスイッチ部424Aとチャンネル31に設けられたスイッチ部424Bからなる。前記スイッチ部424Aは、チャンネル(31-2)側とチャンネル(31-1)側とに切り替えられるようになっている。また、前記スイッチ部424Bは、チャンネル(31-2)側とチャンネル31側とに切り替えられるようになっている。そして、これらスイッチ424A、424Bをチャンネル(31-2)側に切り替えることにより、前記受信部42において、隣り合う3チャンネル、すなわちチャンネル(31-2)、チャンネル(31-1)、チャンネル31が前記増幅部421よりも後段側において接続される。これにより、チャンネル1の超音波振動子2a1が、前記受信部42において前記増幅部421よりも後段側のチャンネル(31-2)、チャンネル(31-1)、チャンネル31と接続される。

40

【0029】

50

例えば、チャンネル 2, 3 に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をチャンネル 1 側に切り替えることにより、チャンネル 1 ~ 3 が前記増幅部 4 2 1 よりも後段側において接続される。これにより、チャンネル 1 の超音波振動子 2 a 1 が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも後段側のチャンネル 1 ~ 3 と接続される。また、チャンネル 5, 6 に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をチャンネル 4 側に切り替えることにより、チャンネル 4 ~ 6 が前記増幅部 4 2 1 よりも後段側において接続される。これにより、チャンネル 2 の超音波振動子 2 a 2 が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも後段側のチャンネル 4 ~ 6 と接続される。さらに、チャンネル (m - 1), m に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をチャンネル (m - 2) 側に切り替えることにより、チャンネル (m - 2) ~ m が前記増幅部 4 2 1 よりも後段側において接続される。これにより、チャンネル n の超音波振動子 2 a n が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも後段側のチャンネル (m - 2) ~ m と接続される。

10

**【0030】**

一方、スイッチ部 4 2 4 A をチャンネル (3 1 - 1) 側、スイッチ部 4 2 4 B をチャンネル 3 1 側に切り替えることにより、前記受信部 4 2 において、各チャンネルが互いに独立する。例えば、図 4 に示すように、前記受信部 4 2 のチャンネル数と同じチャンネル数の超音波振動子 2 a を有する超音波プローブ 2 が前記装置本体 3 に接続された場合、チャンネル 2, 3 に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をそれぞれチャンネル 2, 3 側に切り替え、チャンネル 5, 6 に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をそれぞれチャンネル 5, 6 側に切り替え、チャンネル (m - 1), m に設けられた前記スイッチ部 4 2 4 A, 4 2 4 B をそれぞれチャンネル (m - 1), m 側に切り替える。これにより、前記受信部 4 2 において各チャンネルが互いに独立し、これら独立した各チャンネルにおいて、各チャンネルの超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号が、増幅及び A / D 変換された後に遅延加算される。このように前記スイッチ部 4 2 4 の切替えにより、前記受信部 4 2 のチャンネル数が前記超音波振動子のチャンネル数と比べて余剰な状態にならない超音波プローブ 2 を前記装置本体 3 に接続することが可能になるので、前記スイッチ部 4 2 4 の切替えにより、種々の超音波プローブの接続が可能である。

20

**【0031】**

本例によれば、1チャンネルの超音波振動子 2 a が、並列接続された3チャンネル分の A / D 変換部 4 2 2 と接続されるので、1チャンネルの超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号が3チャンネル分の A / D 変換部 4 2 2 で A / D 変換される。A / D 変換後のエコー信号は、前記ビームフォーマー 4 2 3 において遅延加算され、R F 信号が作成される。この R F 信号においては、3チャンネル分の A / D 変換部 4 2 2 で A / D 変換されたエコー信号が加算されているので、A / D 変換の際の量子化に伴う誤差が軽減されることになり、S / N を向上させることができる。

30

**【0032】**

一回の送受信で一つの受信ビームを形成する場合、前記ビームフォーマー 4 2 3 において遅延加算する際の遅延量は、並列接続された3チャンネルの A / D 変換部 4 2 2 からの各出力信号についてそれぞれ同じ遅延量とする。例えば、チャンネル 1 ~ 3 における遅延量を互いに同じとし、チャンネル 3 ~ 6 における遅延量を互いに同じとする。

40

**【0033】**

また、一回の送受信で複数の受信ビームを形成し、複数の走査線からのエコー信号を得る並列同時受信を行なう場合は、図 5 に示すように前記ビームフォーマー 4 2 3 として、第一ビームフォーマー 4 2 3 1、第二ビームフォーマー 4 2 3 2、第三ビームフォーマー 4 2 3 3 を有する。そして、前記第一ビームフォーマー 4 2 3 1 によって第一受信ビームの R F 信号を作成し、前記第二ビームフォーマー 4 2 3 2 によって第二受信ビームの R F 信号を作成し、さらに前記第三ビームフォーマー 4 2 3 3 によって第三受信ビームの R F 信号を作成する。この場合には、並列接続された3チャンネルの A / D 変換部 4 2 2 からの各出力信号についてそれぞれ遅延量が設定されることになる。例えば、チャンネル 1 ~ 3 における遅延量は互いに異なる。

50

## 【 0 0 3 4 】

具体的に説明すると、前記第一ビームフォーマー 4 2 3 1 は、チャンネル 1、チャンネル 4、・・・、チャンネル (  $m - 2$  ) のエコー信号 ( チャンネル (  $3n - 2$  ) のエコー信号 ) を遅延加算して第一受信ビームの R F 信号を作成する。前記第二ビームフォーマー 4 2 3 2 は、チャンネル 2、チャンネル 5、・・・、チャンネル (  $m - 1$  ) のエコー信号 ( チャンネル (  $3n - 1$  ) のエコー信号 ) を遅延加算して第二受信ビームの R F 信号を作成する。前記第三ビームフォーマー 4 2 3 3 は、チャンネル 3、チャンネル 6、・・・、チャンネル  $m$  ) のエコー信号 ( チャンネル  $3n$  のエコー信号 ) を遅延加算して第三受信ビームの R F 信号を作成する。

## 【 0 0 3 5 】

このようにすることで、余剰チャンネルを利用して一回の送受信で複数音線の受信ビームを形成することができるので、フレームレートを向上させることができる。

## 【 0 0 3 6 】

なお、前記受信部 4 2 における余剰チャンネルを利用せずとも一回の送受信で複数音線の受信ビームを形成するようになっている場合には、余剰チャンネルを利用することによりさらに多くの音線数の受信ビームを形成することができる。例えば、余剰チャンネルを利用しなくても一回の送受信で 2 音線の受信ビームを形成するようになっている場合、本例のように前記受信部 4 2 が前記超音波振動子 2 a のチャンネル数の 3 倍の余剰チャンネルを有する場合には、この余剰チャンネルを利用することにより、 $2 \times 3 = 6$  で 6 音線分の受信ビームを形成することができる。

## 【 0 0 3 7 】

以上説明した本例の超音波画像表示装置 1 によれば、前記受信部 4 2 における余剰チャンネルを利用して、R F 信号の S / N の向上と、フレームレートの向上を図ることができるので、前記受信部 4 2 の余剰チャンネルを有効活用することができる。

## 【 0 0 3 8 】

また、前記装置本体 3 に接続される超音波プローブ 2 のチャンネル数に応じて、1 チャンネルの超音波振動子 2 a と前記受信部 4 2 における複数チャンネルとの接続及び非接続を前記スイッチ部 4 2 4 によって切り替えることができるので、前記受信部 4 2 の余剰なチャンネルの有効な活用を実現しつつも、種々の超音波プローブを接続することができる。

## 【 0 0 3 9 】

次に、第一実施形態の変形例について図 6 に基づいて説明する。この変形例では、前記受信部 4 2 は、前記 A / D 変換部 4 2 2 と前記ビームフォーマー 4 2 3 の間において、前記スイッチ部 4 2 4 によって接続された隣り合う 3 チャンネルのエコー信号を加算する加算部 4 2 5 を有している。この加算部 4 2 5 は、本発明における加算部の実施の形態の一例である。

## 【 0 0 4 0 】

具体的には、前記受信部 4 2 において接続された 3 チャンネルのうち 1 チャンネルに前記加算部 4 2 5 が設けられ、この加算部 4 2 5 と他の 2 チャンネルとがスイッチ部 4 2 6 を介して接続されている。前記加算部 4 2 5 は、前記 A / D 変換部 4 2 2 と前記ビームフォーマー 4 2 3 の間に設けられている。そして、前記加算部 4 2 5 は、前記 A / D 変換部 4 2 2 と前記ビームフォーマー 4 2 3 の間において、他の 2 チャンネルと接続されている。

## 【 0 0 4 1 】

本例では、チャンネル (  $3l - 2$  )、すなわちチャンネル 1, 4, ..., (  $m - 2$  ) に前記加算部 4 2 5 が設けられている。そして、チャンネル 1 の加算部 4 2 5 には、チャンネル 2, 3 が前記スイッチ部 4 2 6 を介して接続され、チャンネル 4 の加算部 4 2 5 には、チャンネル 5, 6 が前記スイッチ部 4 2 6 を介して接続され、さらにチャンネル (  $m - 2$  ) の加算部 4 2 5 には、チャンネル (  $m - 1$  ),  $m$  が前記スイッチ部 4 2 6 を介して接続されている。



## 【 0 0 4 2 】

本例のように、前記受信部 4 2 に余剰チャンネルが生じている場合、前記スイッチ部 4 2 6 をオンにする。これにより、隣り合う 3 チャンネルにおける前記 A / D 変換部 4 2 2 の出力信号が前記加算部 4 2 5 で加算される。そして、各加算部 4 2 5 で加算されたエコー信号が前記ビームフォーマー 4 2 3 で遅延加算され、一音線の受信ビームの R F 信号が作成される。

## 【 0 0 4 3 】

以上説明した変形例においても、1 チャンネルの超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号が 3 チャンネル分の A / D 変換部 4 2 2 で A / D 変換されているので、上述と同様に R F 信号において、A / D 変換の際の量子化に伴う誤差が軽減されることになり、S / N を向上させることができる。

10

## 【 0 0 4 4 】

ちなみに、図 7 に示すように、前記受信部 4 2 のチャンネル数と同じチャンネル数の超音波振動子 2 a を有する超音波プローブ 2 が前記装置本体 3 に接続された場合、前記スイッチ部 4 2 6 をオフにする。また、前記スイッチ部 4 2 4 A をチャンネル ( 3 1 - 1 ) 側に切り替え、前記スイッチ部 4 2 4 B をチャンネル 3 1 側に切り替える。これにより、前記受信部 4 2 において各チャンネルが互いに独立し、これら独立した各チャンネルにおいて、各チャンネルの超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号が、増幅及び A / D 変換された後に遅延加算される。

20

## 【 0 0 4 5 】

( 第二実施形態 )

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる構成及び作用についてのみ説明する。

## 【 0 0 4 6 】

本例の前記受信部 4 2 においては、図 8 に示すように、前記スイッチ部 4 2 4 は、前記増幅部 4 2 1 よりも前段側において、各チャンネル間に設けられている ( スイッチ部 4 2 4 - 1 , 4 2 4 - 2 , 4 2 4 - 3 , 4 2 4 - 4 , 4 2 4 - 5 , . . . , 4 2 4 - ( m - 2 ) , 4 2 4 - ( m - 1 ) ) 。従って、前記スイッチ部 4 2 4 をオンすることにより、前記受信部 4 2 は前記増幅部 4 2 1 よりも前段側において複数チャンネルが接続されて、複数チャンネルの前記増幅部 4 2 1 及び前記 A / D 変換部 4 2 2 が接続されるようになっている。これにより、1 チャンネルの超音波振動子 2 a が前記受信部 4 2 の複数チャンネルと接続され、複数チャンネルの前記増幅部 4 2 1 及び前記 A / D 変換部 4 2 2 と接続されるようになっている。

30

## 【 0 0 4 7 】

本例においても、前記受信部 4 2 のチャンネル数 m は、前記装置本体 3 に接続された超音波プローブ 2 のチャンネル数 n の 3 倍になっており、前記受信部 4 2 において、前記超音波プローブ 2 のチャンネル数の 2 倍のチャンネルが余剰チャンネルになっている。そこで、図 8 に示すように、前記スイッチ部 4 2 4 により、前記増幅部 4 2 1 よりも前段側の前記受信部 4 2 において、第一実施形態と同様に隣り合う 3 チャンネルが接続されている。例えば、チャンネル 1 とチャンネル 2 の間のスイッチ部 4 2 4 - 1 、チャンネル 2 とチャンネル 3 の間のスイッチ部 4 2 4 - 2 がオンになり、チャンネル 1 ~ 3 が前記増幅部 4 2 1 よりも前段側において接続される ( ちなみに、チャンネル 3 とチャンネル 4 の間のスイッチ部 4 2 4 3 はオフ ) 。これにより、チャンネル 1 の超音波振動子 2 a 1 ( 図 8 では符号省略 ) が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも前段側のチャンネル 1 ~ 3 と接続される。また、チャンネル 4 とチャンネル 5 の間のスイッチ部 4 2 4 - 4 、チャンネル 5 とチャンネル 6 の間のスイッチ部 4 2 4 - 5 がオンになり、チャンネル 4 ~ 6 が前記増幅部 4 2 1 よりも前段側において接続される。これにより、チャンネル 2 の超音波振動子 2 a 2 ( 図 8 では符号省略 ) が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも前段側のチャンネル 4 ~ 6 と接続される。さらに、チャンネル ( m - 2 ) とチャンネル ( m - 1 ) の間のスイッチ部 4 2 4 - ( m - 2 ) 、チャンネル ( m - 1 ) とチャンネル m

40

50

の間のスイッチ部 4 2 4 - ( m - 1 ) がオンになり、チャンネル ( m - 2 ) ~ m が前記増幅部 4 2 1 よりも前段側において接続される。これにより、チャンネル n の超音波振動子 2 a n ( 図 8 では符号省略 ) が、前記受信部 4 2 において、前記増幅部 4 2 1 よりも前段側のチャンネル ( m - 2 ) ~ m と接続される。

#### 【 0 0 4 8 】

本例によれば、1チャンネルの超音波振動子 2 a が、並列接続された3チャンネル分の増幅部 4 2 1 と接続されているので、1チャンネルの超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号が3チャンネル分の増幅部 4 2 1 で増幅される。これにより、S / N を向上させることができる。また、第一実施形態と同様に、3チャンネル分の A / D 変換部 4 2 2 で A / D 変換されたエコー信号が加算されて R F 信号が作成されるので、この R F 信号において A / D 変換の際の量子化に伴う誤差軽減による S / N の向上を図ることができる。さらに、第一実施形態と同様に、余剰チャンネルを利用して一回の送受信で複数音線の受信ビームを形成することもできる。以上より、前記受信部 4 2 における余剰チャンネルを有効活用することができる。

10

#### 【 0 0 4 9 】

次に、第二実施形態の変形例について図 9 に基づいて説明する。この変形例では、1チャンネルの超音波振動子 2 a が複数チャンネルの増幅部 4 2 1 及び A / D 変換部 4 2 2 と接続されるものの、前記受信部 4 2 は前記スイッチ部 4 2 4 を有さない。そして、前記スイッチ部 4 2 4 を有さない代わりに、前記超音波プローブ 2 において、1チャンネルの前記超音波振動子 2 a で受信したエコー信号を複数チャンネルに分岐する分岐信号ライン 2 b を有する。これにより、1チャンネルの超音波振動子 2 a が、前記受信部 4 2 の複数チャンネルと接続されるようになっている。前記分岐信号ライン 2 b は、本発明における分岐信号ラインの実施の形態の一例である。

20

#### 【 0 0 5 0 】

本例では、前記受信部 4 2 のチャンネル数 m は、前記装置本体 3 に接続された超音波プローブ 2 のチャンネル数 n の3倍になっているので、前記超音波プローブ 2 において、各チャンネルは前記分岐信号ライン 2 b によって3チャンネルに分岐している。そして、前記超音波プローブ 2 において分岐した各チャンネルは、前記受信部 4 2 の各チャンネルと接続されている。これにより、1チャンネルの超音波振動子 2 a が前記受信部 4 2 の3チャンネルと接続され、3チャンネルの前記増幅部 4 2 1 及び前記 A / D 変換部 4 2 2 と接続されている。

30

#### 【 0 0 5 1 】

具体的には、前記超音波プローブ 2 において、チャンネル 1 は前記分岐信号ライン 2 b によってチャンネル 1 A , 1 B , 1 C に分岐し、チャンネル 2 は前記分岐信号ライン 2 b によってチャンネル 2 A , 2 B , 2 C に分岐し、チャンネル n は前記分岐信号ライン 2 b によってチャンネル n A , n B , n C に分岐している。そして、前記超音波プローブ 2 において分岐したチャンネル 1 A , 1 B , 1 C , 2 A , 2 B , 2 C , . . . , n A , n B , n C は、前記受信部 4 2 のチャンネル 1 , 2 , 3 , 4 , 5 , 6 , . . . , ( m - 2 ) , ( m - 1 ) , m と接続されている。これにより、1チャンネルの超音波振動子 2 a が前記受信部 4 2 における3チャンネルと接続されて3チャンネル分の増幅部 4 2 1 及び A / D 変換部 4 2 2 と接続されている。

40

#### 【 0 0 5 2 】

ここで、本例においても、特に図示しないが、前記受信部 4 2 は、第一実施形態の変形例と同様に、接続された3チャンネルのエコー信号を加算する加算部を、前記 A / D 変換部 4 2 2 と前記ビームフォーマー 4 2 3 の間に有していてもよい。この場合も、第一実施形態の変形例と同様に、前記受信部 4 2 において接続された3チャンネルのうち1チャンネルに前記加算部が設けられ、この加算部 4 2 5 と他の2チャンネルとをスイッチ部を介して接続する。

#### 【 0 0 5 3 】

( 第三実施形態 )

50

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、二実施形態と異なる構成及び作用についてのみ説明する。

【0054】

本例の前記受信部42においては、図10に示すように、前記スイッチ部424（スイッチ部424A，424B）は、前記A/D変換部422と前記ビームフォーマー423の間に上記第一実施形態と同様にして設けられている。そして、前記スイッチ部424により、前記受信部42は前記A/D変換部422の後段側において複数チャンネルが接続されるようになっていいる。これにより、1チャンネルの超音波振動子2aが前記受信部42の複数チャンネルと接続されるようになっていいる。

【0055】

本例においても、前記受信部42のチャンネル数mは、前記装置本体3に接続された超音波プローブ2のチャンネル数nの3倍になっており、前記受信部42において、前記超音波プローブ2のチャンネル数の2倍のチャンネルが余剰チャンネルになっている。そこで、図10に示すように、前記スイッチ部424A，424Bをチャンネル（31-2）側に切り替えることにより、前記A/D変換部422と前記ビームフォーマー423の間の前記受信部42において、隣り合う3チャンネルが接続されている。これにより、1チャンネルの前記超音波振動子2aが、前記受信部42における前記A/D変換部422と前記ビームフォーマー423の間の3チャンネルと接続される。

【0056】

ちなみに、特に図示しないが、本例においても、前記スイッチ部424Aをチャンネル（31-1）側、前記スイッチ部424Bをチャンネル31側に切り替えることにより、前記受信部42において、各チャンネルが互いに独立する。

【0057】

本例においても、前記ビームフォーマー423の入力側において複数チャンネルが接続されているので、第一、二実施形態と同様に、余剰チャンネルを利用して一回の送受信で複数音線の受信ビームを形成することができる。従って、前記受信部42における余剰チャンネルを有効活用することができる。

【0058】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記スイッチ部424は、マトリックススイッチによって構成されていてもよい。また、本発明における超音波画像表示装置は、医用画像としての超音波画像を表示する超音波診断装置に限られるものではない。

【符号の説明】

【0059】

- 1 超音波画像表示装置
- 2 超音波プローブ
- 2a 超音波振動子
- 2b 分岐信号ライン
- 3 装置本体
- 42 受信部
- 421 増幅部
- 422 A/D変換部
- 423 ビームフォーマー
- 424 スwitch部（接続切替部）
- 425 加算部

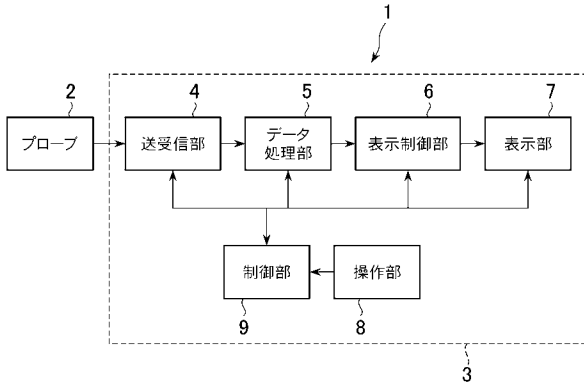
10

20

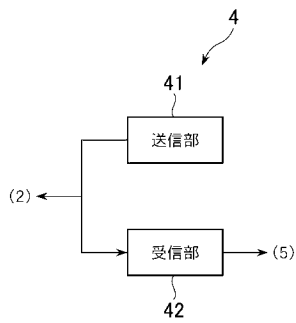
30

40

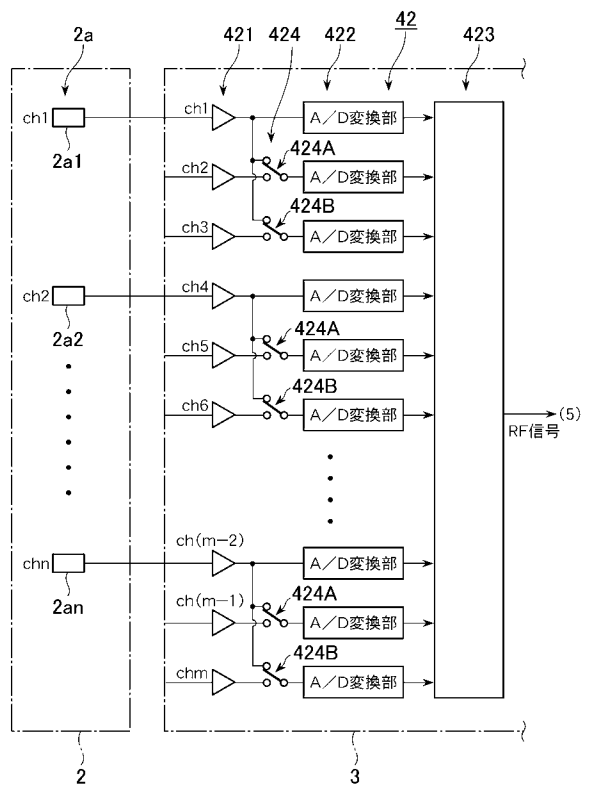
【図 1】



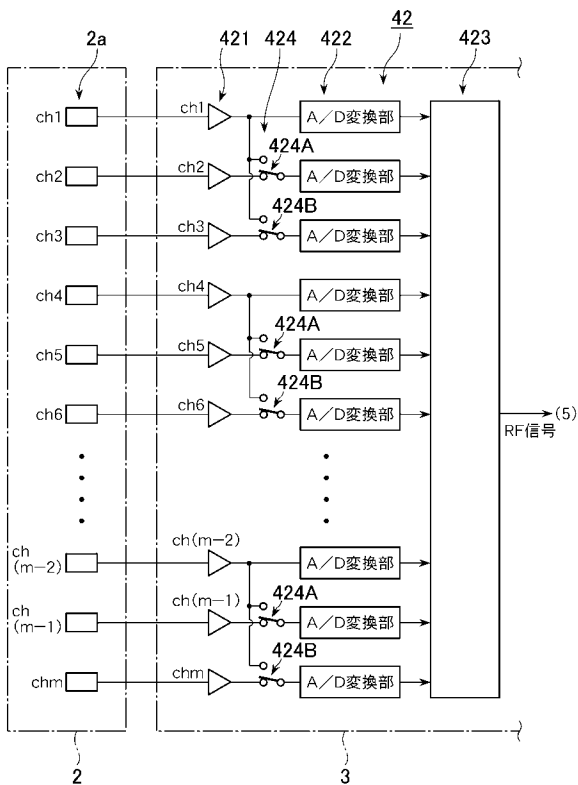
【図 2】



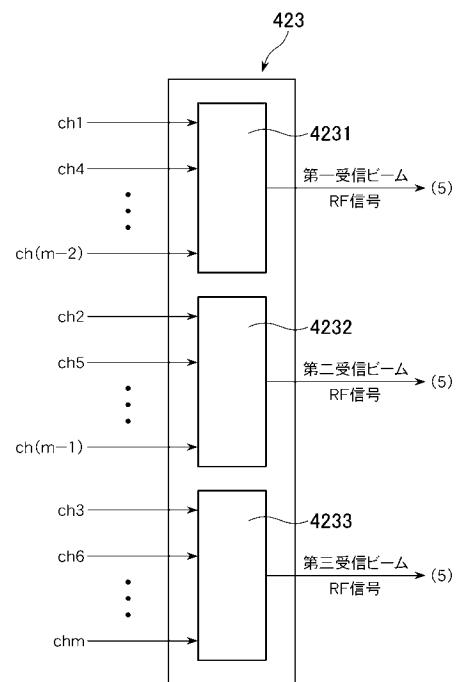
【図 3】



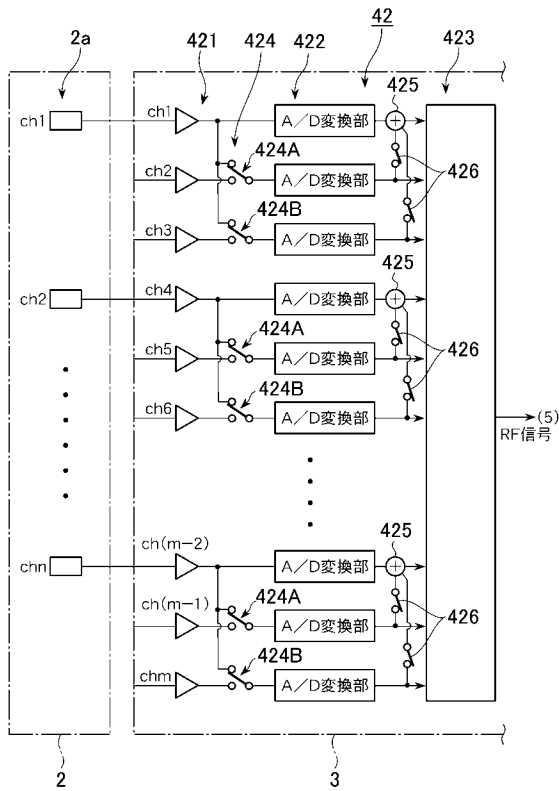
【図 4】



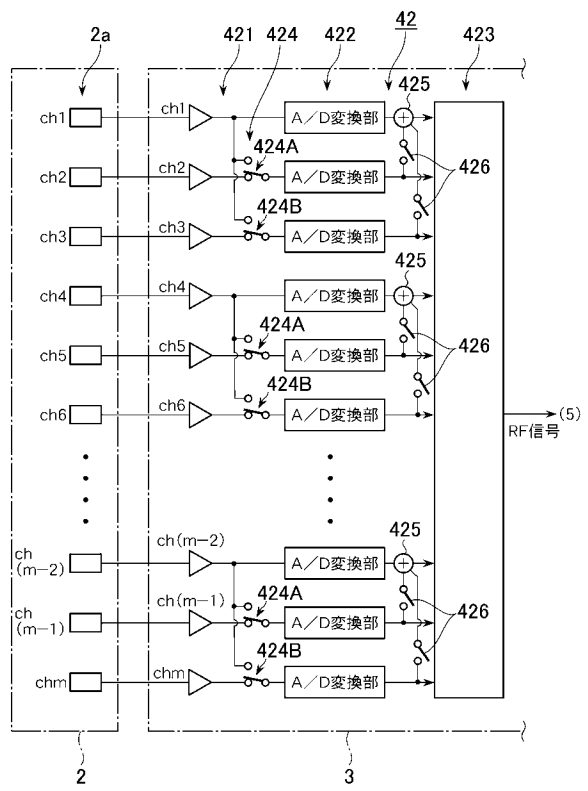
【図 5】



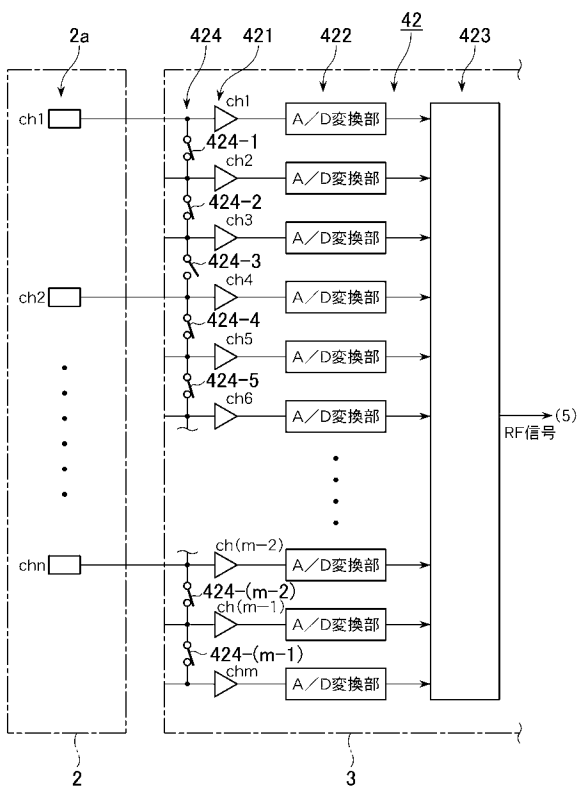
【図 6】



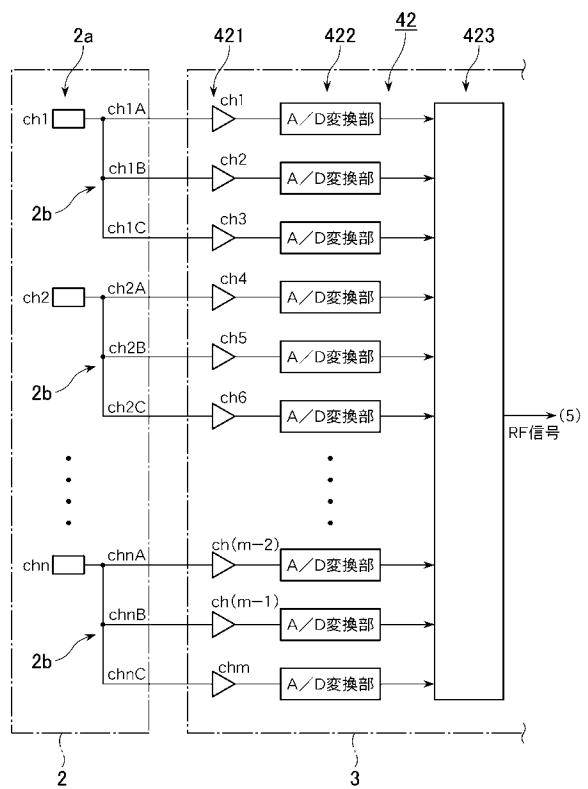
【図 7】



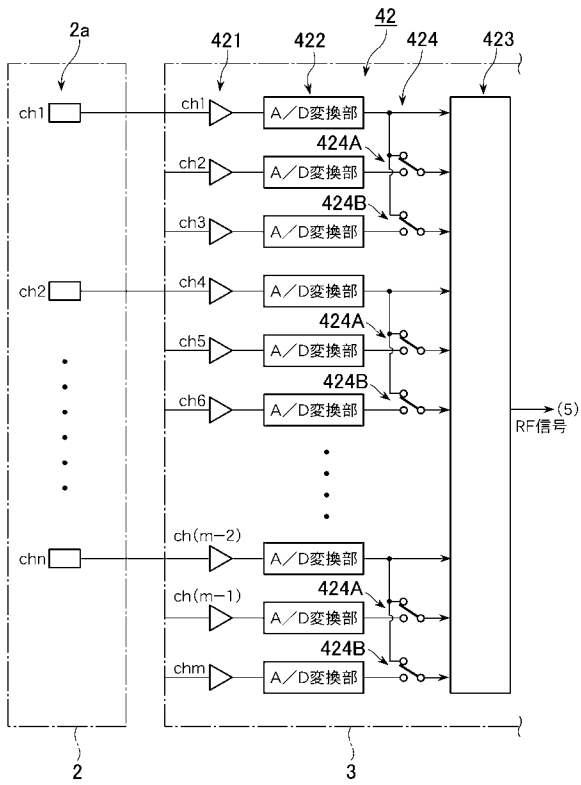
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

(72)発明者 増島 史征

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

(72)発明者 雨宮 慎一

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE02 JB19

|             |                               |         |            |
|-------------|-------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)     | 超音波画像表示装置                     |         |            |
| 公开(公告)号     | <a href="#">JP2012050468A</a> | 公开(公告)日 | 2012-03-15 |
| 申请号         | JP2010193004                  | 申请日     | 2010-08-31 |
| 申请(专利权)人(译) | GE医疗系统环球技术公司有限责任公司            |         |            |
| [标]发明人      | 本田正良<br>增島史征<br>雨宮慎一          |         |            |
| 发明人         | 本田 正良<br>增島 史征<br>雨宮 慎一       |         |            |
| IPC分类号      | A61B8/00                      |         |            |
| FI分类号       | A61B8/00                      |         |            |
| F-TERM分类号   | 4C601/EE02 4C601/JB19         |         |            |
| 代理人(译)      | 伊藤亲                           |         |            |
| 外部链接        | <a href="#">Espacenet</a>     |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题：提供能够有效利用接收部分的多余通道的超声波图像显示装置。解决方案：超声波图像显示装置具有超声波探头2，其具有多个通道的超声波换能器2a，发送超声波并接收回波信号，A / D转换部分422对每个通道中的超声波换能器2a接收的回波信号进行A / D转换，并且还具有接收部分42，其具有波束形成器423，用于干扰延迟和添加每个信号的回波信号。通向A / D转换部分422的后台阶侧的通道特征在于，一个通道的超声换能器2a连接到多个通道的A / D转换部分422。

