

(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2008-79885

(P2008-79885A)

(43) 公開日 平成20年4月10日(2008.4.10)

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

F 1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-263967 (P2006-263967)  
(22) 出願日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(71) 出願人 390029791  
アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号  
(74) 代理人 100075258  
弁理士 吉田 研二  
(74) 代理人 100096976  
弁理士 石田 純  
(72) 発明者 赤羽 睦弘  
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ  
カ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE08 HH15 HH17 JC01  
JC21 JC25

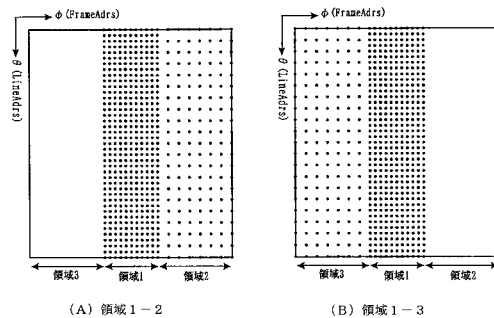
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】高空間分解能と高ボリウムレートを実現する超音波ビームの走査に関する改良技術を提供する。

【解決手段】領域1-2のパターン(A)において、領域1は超音波ビームが高密度に走査される高密度領域であり、領域2は超音波ビームが低密度に走査される低密度領域であり、領域3は超音波ビームが走査されないブランク領域である。一方、領域1-3のパターン(B)において、領域1は高密度領域であり、領域2はブランク領域であり、領域3は低密度領域である。これらのビーム走査パターンが交互に選択されて各ビーム走査パターンに応じた走査制御が行われることにより、ブランク領域に対応した空間部分を含む三次元空間内の全域に亘って超音波ビームが走査される。そして、送受波空間内の全域から得られる複数のエコーデータに基づいて画像形成処理が実行される。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数のビーム走査パターンを順次選択して各ビーム走査パターンに応じた走査制御を行うことにより、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する送受波手段と、  
超音波ビームを介して三次元空間内から得られる複数のエコーデータに基づいて、対象組織を三次元的に表現した超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、

を有し、

前記各ビーム走査パターンは、ビーム密度が高い高密度領域とビーム密度が低い低密度領域とを含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記各ビーム走査パターンは、高密度領域と低密度領域とに加えて超音波ビームが走査されないブランク領域を含み、

前記複数のビーム走査パターンが順次選択されて各ビーム走査パターンのブランク領域が他のビーム走査パターンの低密度領域によって埋め合わされることにより、ブランク領域に対応した空間部分を含む三次元空間内の全域に亘って超音波ビームが走査される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記複数のビーム走査パターンが順次選択されて複数のビーム走査パターンの高密度領域が互いに重ね合わされることにより、高密度領域に対応した空間部分に超音波ビームが高密度に走査される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

画像データを形成するにあたり、高密度領域に対応した画像部分と低密度領域に対応した画像部分との間のビーム密度差を補う補間処理を行う、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

30

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波ビームの走査技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査することにより複数のエコーデータを取得し、取得された複数のエコーデータから対象組織を立体的に表現した三次元画像を形成する超音波診断装置が知られている。三次元画像を形成する際には、三次元的に複数のエコーデータを取得する必要がある、超音波ビームが三次元的に走査される。そのため、二次元画像の場合に比べて三次元画像を形成する場合には、超音波ビームの本数が増大して高いボリュームレート（単位時間あたりの画像枚数に関する指標値）を維持することが難しい。

40

**【0003】**

動きを伴う対象組織、例えば、拍動している心臓を動画で表示する場合には、特に高いボリュームレートが要求される。一時相あたりの超音波ビーム本数を減らすことによりボリュームレートを高くすることは可能である。しかし、一時相あたりの超音波ビーム本数を単純に減らした場合には空間分解能が低下してしまう。つまり、ボリュームレートと空間分解能とは、互いにトレードオフの関係にある。

**【0004】**

こうした背景において、高ボリュームレートと高空間分解能とを両立させる試みがいく

50

つか成されている。例えば、特許文献1には、広い範囲に亘って超音波ビームを粗く送受信してエコーデータを取得した後、狭い範囲に超音波ビームを密に送受信してエコーデータを取得し、広い範囲の画像と狭い範囲の画像とを合成処理する技術が開示されている。また、特許文献2には、特に注目すべき領域についてはビーム密度を密にしてそれ以外についてはビーム密度を低減させる旨の技術が開示されている。

【0005】

ちなみに、特許文献3には、例えば、カラードプライメージング法に基づくドブラ画像を表示する装置において、画像に設定された関心領域内において高分解能なデータを得る技術が開示されている。

【0006】

【特許文献1】特開2005-152346号公報

【特許文献2】特開2004-275223号公報

【特許文献3】特開平10-33535号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述したように、特に特許文献1や特許文献2に記載された技術により、注目すべき領域については高い空間分解能を維持しつつ高いポリウムレートを実現することが可能になる。本願発明者は、特許文献1や特許文献2に記載された画期的な技術をさらに改良した新しい超音波ビームの走査技術について研究を重ねてきた。

【0008】

本発明は、その研究の過程において成されたものであり、その目的は、高空間分解能と高ポリウムレートを実現する超音波ビームの走査に関する改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、複数のビーム走査パターンを順次選択して各ビーム走査パターンに応じた走査制御を行うことにより、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する送受信手段と、超音波ビームを介して三次元空間内から得られる複数のエコーデータに基づいて、対象組織を三次元的に表現した超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、を有し、前記各ビーム走査パターンは、ビーム密度が高い高密度領域とビーム密度が低い低密度領域とを含むことを特徴とする。

【0010】

上記構成では、複数のビーム走査パターンが順次選択されて各ビーム走査パターンに応じて走査制御が行われる。その走査制御において、各ビーム走査パターンが高密度領域と低密度領域を備えているため、例えば、同時相内で高密度領域に対応した画像部分と低密度領域に対応した画像部分とを得ることが可能になる。

【0011】

望ましい態様において、前記各ビーム走査パターンは、高密度領域と低密度領域とに加えて超音波ビームが走査されないブランク領域を含み、前記複数のビーム走査パターンが順次選択されて各ビーム走査パターンのブランク領域が他のビーム走査パターンの低密度領域によって埋め合わされることにより、ブランク領域に対応した空間部分を含む三次元空間内の全域に亘って超音波ビームが走査されることを特徴とする。

【0012】

上記構成では、各ビーム走査パターンに超音波ビームが走査されないブランク領域が含まれるため、例えば、各ビーム走査パターンに応じた走査に要する時間が短縮され、ポリウムレートをさらに高めることが可能になる。また、各ビーム走査パターンに高密度領域が含まれるため、例えば、高密度領域に対応した画像部分において高空間分解能を維持することが可能になる。

10

20

30

40

50

## 【0013】

望ましい態様において、前記複数のビーム走査パターンが順次選択されて複数のビーム走査パターンの高密度領域が互いに重ね合わされることにより、高密度領域に対応した空間部分に超音波ビームが高密度に走査されることを特徴とする。望ましい態様において、画像データを形成するにあたり、高密度領域に対応した画像部分と低密度領域に対応した画像部分との間のビーム密度差を補う補間処理を行うことを特徴とする。

## 【発明の効果】

## 【0014】

上記のとおり、本発明の好適な態様により、高空間分解能と高ボリュームレートを実現する超音波ビームの走査に関する改良技術が提供される。これにより、例えば、同時相内で高密度領域に対応した画像部分と低密度領域に対応した画像部分とを得ることが可能になる。また、例えば、各ビーム走査パターンにブランク領域を含めることにより、ボリュームレートをさらに高めることが可能になる。また、各ビーム走査パターンに高密度領域が含まれるため、例えば、高密度領域に対応した画像部分において高空間分解能を維持することが可能になる。

10

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

## 【0016】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示す機能ブロック図である。

20

## 【0017】

プローブ10は、図示しない複数の振動素子を備えており、例えば心臓などの対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する。超音波ビームが走査される三次元空間（送受波空間）は、例えば $r$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ の3つの座標（ $r$ 極座標系）によって定義される。例えば深さ $r$ 方向に沿って形成される超音波ビームを $\theta$ 方向に走査して走査面が形成され、この走査面を $\phi$ 方向（エレベーション方向）に走査することにより三次元の送受波空間が構成される。

## 【0018】

プローブ10は、電子走査と機械走査とを組み合わせただのものであってもよいが、超音波ビームを二次元的に電子走査するものが好適である。後者の場合には公知の2Dアレイ振動子が用いられる。

30

## 【0019】

送受信部12は、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能する。つまり、送受信部12は、プローブ10が備える各振動素子に対してその振動素子に応じた送信信号を供給することにより送信ビームを形成し、また、複数の振動素子から得られる受信信号を整相加算処理して受信ビームを形成する。これにより、送受波空間内から複数のエコーデータが取得される。

## 【0020】

本実施形態において、超音波ビームの走査は複数のビーム走査パターンに基づいて制御される。各ビーム走査パターンは、超音波ビームを送受波空間内において部分的に走査させるものである。そして、複数のビーム走査パターンが順次選択されて各ビーム走査パターンに応じた走査制御が実行されることにより、部分的な走査空間が合成されて送受波空間内の全域に超音波ビームが走査される。

40

## 【0021】

ボリューム合成部14は、各ビーム走査パターンによって送受波空間内から部分的に取得される複数のエコーデータを取得し、複数のビーム走査パターンから得られる複数のエコーデータを組み合わせて、送受波空間内の全域から得られる複数のエコーデータを生成する。また、ボリューム合成部14は、エコーデータの組み合わせの際、各ビーム走査パターンから得られるビーム密度の異なるエコーデータの境界近傍において、ビームの密度

50

差を補うための補間処理を行うようにしてもよい。

【0022】

ビーム密度の異なる複数のエコーデータを単に重ね合わせると、データの境界が浮かび上がった不自然な画像が形成されるおそれがある。このため、ビーム密度の低いエコーデータの境界近傍に対し補間処理を行うことで、ビーム密度が異なるエコーデータの境界近傍の画像を滑らかにでき、組織の性状に近い画像を得ることができる。

【0023】

補間処理の例としては、ビーム密度の低いエコーデータの境界近傍において、隣り合う実際のビームの間に仮想のビームが走査されたものとして、その仮想ビームのエコーデータを近傍のビームのエコーデータに基づいて算出する方法が挙げられる。もちろん、他の方法を用いて補間処理を行っても良い。また、仮想ビームの設定本数や補間処理を施す領域については、任意に設定できるようにすることが望ましい。

10

【0024】

三次元画像形成部16は、送受波空間内の全域から得られる複数のエコーデータに基づいて画像形成処理を実行する。本実施形態では、対象組織を三次元的に映し出した超音波画像として、ボリュームレンダリング画像が形成される。ボリュームレンダリング画像の形成には周知の技術が利用される。例えば、特許第2883584号公報に記載された技術が好適である。

【0025】

表示処理部18は、三次元画像形成部16の画像形成処理によって得られた画像データに基づいて表示画像を形成し、形成された表示画像がモニタ20に表示される。こうして、三次元画像形成部16によって形成された超音波画像（ボリュームレンダリング画像）がモニタ20に表示される。

20

【0026】

制御部22はCPUおよびそのための動作プログラムによって構成され、図1に示される各構成の動作制御を行う。その制御部22には操作デバイス24が接続されている。操作デバイス24は、例えば、タッチパネルやキーボードやマウスなどのユーザインタフェースである。ユーザはその操作デバイス24を用いて超音波診断装置の動作モードの選択やパラメータの指定などの各種の入力操作を行うことができる。また、ユーザは操作デバイス24を用いてボリュームレンダリングにおける視点を好みの位置に設定することもできる。

30

【0027】

本実施形態の概要は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置の動作について詳述する。なお、図1に既に示した部分（各構成）については、以下の説明においても図1の符号を利用する。

【0028】

図2は、超音波ビームが走査される三次元空間を説明するための図である。プローブ10は、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する。超音波ビームが走査される三次元空間（送受波空間）は、例えば $r$  極座標系によって定義される。つまり、深さ $r$ 方向に沿って形成される超音波ビームを $\theta$ 方向に走査して走査面が形成され、この走査面を $\phi$ 方向に走査することにより三次元の送受波空間が構成される。

40

【0029】

本実施形態において、三次元の送受波空間は複数の領域に分割され、そして、各領域に応じたビーム密度で超音波ビームが走査される。図2において、送受波空間は領域1から領域3の3つの領域に分割されている。そして、中央に位置する領域1内で超音波ビームが高密度で走査され、領域2と領域3内において超音波ビームが低密度で走査される。この走査を実現するにあたり、本実施形態では、複数のビーム走査パターンが利用される。

【0030】

図3は、ビーム走査パターンを説明するための図であり、図3には二つのビーム走査パターンが示されている。つまり、図3(A)は領域1-2のパターンであり、図3(B)

50

は領域 1 - 3 のパターンである。

【 0 0 3 1 】

図 3 において、各ビーム走査パターンは、横軸にフレームアドレスを示して縦軸にラインアドレスを示している。なお、図 3 における と は、各々、図 2 に示した と に対応している。そして、図 3 に示す各ビーム走査パターン内のドット（黒点）は、超音波ビームが形成されるアドレスを示している。

【 0 0 3 2 】

図 3 ( A ) の領域 1 - 2 のパターンは、領域 1 内においてドットの密度が高い。そして、領域 2 においてドットの密度が低く、領域 3 にはドットが存在しない。つまり、領域 1 - 2 のパターンにおいて、領域 1 は超音波ビームが高密度に走査される高密度領域であり、領域 2 は超音波ビームが低密度に走査される低密度領域であり、領域 3 は超音波ビームが走査されないブランク領域である。ちなみに、図 3 ( A ) において、領域 1 のドットの密度は領域 2 のドットの密度の 4 倍である。

10

【 0 0 3 3 】

これに対し、図 3 ( B ) の領域 1 - 3 のパターンは、領域 1 内においてドットの密度が高く、領域 3 においてドットの密度が低く、領域 2 にはドットが存在しない。つまり、領域 1 - 3 のパターンにおいて、領域 1 は超音波ビームが高密度に走査される高密度領域であり、領域 2 は超音波ビームが走査されないブランク領域であり、領域 3 は超音波ビームが低密度に走査される低密度領域である。

20

【 0 0 3 4 】

本実施形態では、これらのビーム走査パターンが交互に選択されて各ビーム走査パターンに応じた走査制御が行われることにより、ブランク領域に対応した空間部分を含む三次元空間内（送受波空間内）の全域に亘って超音波ビームが走査される。そして、送受波空間内の全域から得られる複数のエコーデータに基づいて画像形成処理が実行される。

【 0 0 3 5 】

図 4 は、超音波ビームの走査から画像処理用のデータが形成されるまでの処理を説明するための図である。図 4 において横方向は時間の経過に対応している。つまり、時刻  $t$  , 時刻  $t + 1$  , 時刻  $t + 2$  ,  $\dots$  と時間の経過が示されている。そして、図 4 において縦方向には各時刻に対応した処理内容が示されている。なお、図 4 は、あくまでも複数の処理内容の対応関係を示した図であり、例えば、同じ時刻に対応した複数の処理内容が必ずしも同時に進行されるとは限らない。

30

【 0 0 3 6 】

まず、時刻  $t$  においてビーム走査パターンとして領域 1 - 2 のパターンが選択される。つまり、制御部 2 2 は、例えば、予め装置に登録されている領域 1 - 2 のパターン（図 3 ( A ) ）を選択する。そして、そのパターンに応じて、送受信部 1 2 が超音波ビームを走査する。これにより、領域 1 から高密度なエコーデータ「領域 1 (  $t$  ) 」が取得され、領域 2 から低密度なエコーデータ「領域 2 (  $t$  ) 」が取得される。領域 1 (  $t$  ) と領域 2 (  $t$  ) はボリューム合成部 1 4 に供給される。

【 0 0 3 7 】

ボリューム合成部 1 4 は、3 つのボリュームバッファを備えている。つまり、バッファ 1 からバッファ 3 を備えている。そして、時刻  $t$  に対応したデータである領域 1 (  $t$  ) と領域 2 (  $t$  ) が、バッファ 1 内の各々の記憶領域に書き込まれる。時刻  $t$  において領域 3 に対応するエコーデータは存在しないため、バッファ 1 内の領域 3 の部分にはデータが書き込まれない。また、時刻  $t$  において、バッファ 2 とバッファ 3 にはデータの書き込みが行われない。

40

【 0 0 3 8 】

次に、時刻  $t + 1$  においてビーム走査パターンとして領域 1 - 3 のパターン（図 3 ( B ) ）が選択され、そのパターンに応じて送受信部 1 2 が超音波ビームを走査する。これにより、領域 1 から高密度なエコーデータ「領域 1 (  $t + 1$  ) 」が取得され、領域 3 から低密度なエコーデータ「領域 3 (  $t + 1$  ) 」が取得される。そして、時刻  $t + 1$  に対応した

50

データである領域 1 (  $t + 1$  ) と領域 3 (  $t + 1$  ) はボリューム合成部 14 に供給され、バッファ 1 とバッファ 2 に書き込まれる。

【 0039 】

つまり、バッファ 1 内の領域 1 と領域 3 の記憶領域に、各々、領域 1 (  $t + 1$  ) と領域 3 (  $t + 1$  ) が書き込まれる。但し、時刻  $t + 1$  に対応する領域 2 のエコーデータは取得されないため、バッファ 1 内の領域 2 の記憶領域にはデータの書き込みが行われない。そのため、バッファ 1 内の領域 2 のデータは領域 2 (  $t$  ) が維持される。また、バッファ 2 内の領域 1 と領域 3 の記憶領域にも、各々、領域 1 (  $t + 1$  ) と領域 3 (  $t + 1$  ) が書き込まれる。時刻  $t + 1$  において、バッファ 3 にはデータの書き込みが行われない。

【 0040 】

次に、時刻  $t + 2$  においてビーム走査パターンとして領域 1 - 2 のパターンが選択され、そのパターンに応じて、送受信部 12 が超音波ビームを走査する。これにより、領域 1 から高密度なエコーデータ「領域 1 (  $t + 2$  )」が取得され、領域 2 から低密度なエコーデータ「領域 2 (  $t + 2$  )」が取得される。そして、領域 1 (  $t + 2$  ) と領域 2 (  $t + 2$  ) はボリューム合成部 14 に供給され、バッファ 2 とバッファ 3 に書き込まれる。

【 0041 】

また、時刻  $t + 2$  において、バッファ 1 は読み出し用バッファとして機能する。つまり、バッファ 1 内に記憶されたエコーデータ「領域 1 (  $t + 1$  )」「領域 2 (  $t$  )」「領域 3 (  $t + 1$  )」が画像処理用のデータ ( 画像処理データ ) として三次元画像形成部 16 によって読み出される。こうして、三次元画像形成部 16 は、3 つの領域の全てから得られるエコーデータに基づいて画像形成処理を実行する。

【 0042 】

次に、時刻  $t + 3$  においてビーム走査パターンとして領域 1 - 3 のパターンが選択され、そのパターンに応じて、送受信部 12 が超音波ビームを走査する。これにより、領域 1 から高密度なエコーデータ「領域 1 (  $t + 3$  )」が取得され、領域 3 から低密度なエコーデータ「領域 3 (  $t + 3$  )」が取得される。そして、領域 1 (  $t + 3$  ) と領域 3 (  $t + 3$  ) はボリューム合成部 14 に供給され、バッファ 3 とバッファ 1 に書き込まれる。

【 0043 】

また、時刻  $t + 3$  において、バッファ 2 は読み出し用バッファとして機能する。つまり、バッファ 2 内に記憶されたエコーデータ「領域 1 (  $t + 2$  )」「領域 2 (  $t + 2$  )」「領域 3 (  $t + 1$  )」が画像処理データとして読み出される。

【 0044 】

さらに、時刻  $t + 4$  以降においても、2 つのビーム走査パターンが交互に利用され、各ビーム走査パターンに応じて得られるエコーデータが、3 つのバッファのうちから循環的に選択される 2 つのバッファに書き込まれる。また、書き込みが行われない残り 1 つのバッファからデータが読み出される。こうして、図 4 に示すように、各時刻ごとに画像処理データが読み出される。

【 0045 】

図 4 の時刻  $t + 2$  から時刻  $t + 5$  までの画像処理データが示すように、高密度領域である領域 1 のデータは、各時刻ごとに新しいデータに書き換えられている。また、低密度領域である領域 2 と領域 3 のデータは、各々、2 時刻に 1 度だけデータの取得が行われるため、領域 2 と領域 3 のエコーデータの収集に要する走査時間を小さくすることができる。つまり、本実施形態では、領域 1 において高密度に超音波を走査して高空間分解能を実現し、且つ、領域 2 と領域 3 における走査時間を小さくして高フレームレートを維持することが可能になる。また、領域 2 と領域 3 のうちのいずれか一方のデータは、領域 1 のデータと同じ時刻のものである。つまり、本実施形態では、同時相内で高密度領域に対応した画像部分と低密度領域に対応した画像部分とを得ることが可能になる。

【 0046 】

次に、図 5 および図 6 を利用して、本実施形態における超音波ビームの走査手順について詳述する。図 5 は、本実施形態で利用されるビームディレイテーブルの説明図であり、

10

20

30

40

50

図 6 は、本実施形態で利用されるビームシーケンステーブルの説明図である。

【 0 0 4 7 】

図 5 に示すビームディレイテーブルは、横軸をラインアドレス として縦軸をフレームアドレス としている。そして、ビームディレイテーブル上において、ラインアドレス の値とフレームアドレス の値によって、 1 から 1 6 0 0 の各超音波ビームのディレイデータが特定される。各超音波ビームのディレイデータには、その超音波ビームを形成する際に複数の振動素子の各々に与えられる遅延量などのデータが含まれている。

【 0 0 4 8 】

ビームディレイテーブルは、例えば、 方向の走査角、 方向の走査角、 1 ボリュームを構成する設定可能最大フレーム数、 1 フレームを構成する設定可能最大ライン数、診断レンジなどのパラメータから、制御部 2 2 によって求められ、装置の初期化時などに制御部 2 2 から送受信部 1 2 内のメモリなどに設定される。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、制御部 2 2 は、超音波ビームを送受信する順に応じて、ビームシーケンステーブルにビーム番号またはビームアドレスを設定する。図 6 に示すビームシーケンステーブルには、超音波ビームを送受信する順がビーム番号 ( 1 ~ 1 6 0 0 ) によって設定されている。ビームシーケンステーブルは、先に説明したビーム走査パターンに基づいて設定される。

【 0 0 5 0 】

例えば、図 3 に示すビーム走査パターンが利用される場合には、まず、領域 1 - 2 のパターンに応じたビームシーケンスが設定される。つまり、図 6 に示すように領域 1 内の複数の超音波ビーム ( 6 0 1 ~ 1 0 0 0 ) がビームシーケンステーブルに設定され、続いて、領域 2 内の複数の超音波ビーム ( 1 0 0 1 ~ 1 6 0 0 ) がビームシーケンステーブルに設定される。

20

【 0 0 5 1 】

そして、領域 1 - 2 のパターンに応じたビームシーケンスが設定されると、続いて、領域 1 - 3 のパターンに応じたビームシーケンスが設定される。つまり、図 6 に示すように、領域 2 に関するビームシーケンスに続けて、領域 1 内の複数の超音波ビーム ( 6 0 1 ~ 1 0 0 0 ) がビームシーケンステーブルに設定され、続いて、領域 3 内の複数の超音波ビーム ( 1 ~ 6 0 0 ) がビームシーケンステーブルに設定される。

30

【 0 0 5 2 】

なお、領域 1 は高密度領域であるため、図 5 のビームディレイテーブル内の領域 1 に対応する全てのビーム番号が図 6 のビームシーケンステーブルに設定される。これに対し、領域 2 と領域 3 は低密度領域であるため、図 5 のビームシーケンステーブル内の領域 2 と領域 3 に対応した複数のビーム番号のうちの選択されたビーム番号のみが図 6 のビームシーケンステーブルに設定される。例えば、近接する 4 つのビームのうちの一つのビームのみが選択される。

【 0 0 5 3 】

超音波の送受信が開始されると、制御部 2 2 は、ビームカウンタをスタートさせる。ビームカウンタはそのカウント値を一つずつカウントアップしていく。そして、ビームカウンタのカウント値に応じて、ビームシーケンステーブルの先頭からビーム番号が次々に送受信部 1 2 に伝えられる。つまり、図 6 に示すビームシーケンステーブルの例では、ビーム番号 6 0 1 から、 6 0 2 , 6 0 3 , . . . とビーム番号が次々に送受信部 1 2 に伝えられる。

40

【 0 0 5 4 】

そして、送受信部 1 2 は、ビームシーケンステーブルに従って次々に伝えられるビーム番号を参照して、ビームディレイテーブルからそのビーム番号のディレイデータを読み出して、そのディレイデータに応じて超音波ビームの送受信処理を実行する。こうして、プローブ 1 0 から送受信空間内に超音波ビームが走査される。

【 0 0 5 5 】

50

以上説明したように、本実施形態では、複数のビーム走査パターンを利用して各ビーム走査パターンに応じた走査制御を行うことにより、三次元空間内（送受波空間内）で超音波ビームを走査させている。従って、ビーム走査パターンを変更することにより、様々な超音波ビームの走査態様を実現することができる。図7から図11は、複数のビーム走査パターンであるビーム走査パターンセットの様々な態様を示している。

【0056】

図7には、ビーム走査パターンセット1～3が示されている。各ビーム走査パターンセットは、ビーム走査パターンAとビーム走査パターンBの二つのパターンで構成されており、ビーム走査パターンAに応じた走査とビーム走査パターンBに応じた走査が交互に繰り返して実行される。

10

【0057】

なお、図7～11の各ビーム走査パターンセットで示される各ビーム走査パターン内において、格子縞の部分は超音波ビームが形成される領域を示しており、格子縞の密な部分は高密度領域であり格子縞の粗な部分は低密度領域である。また、格子縞が存在しない空白部分はブランク領域である。

【0058】

ビーム走査パターンセット1は、先に説明した図3のビーム走査パターンに相当する。また、ビーム走査パターンセット2, 3は、中央に形成された高密度領域を環状の低密度領域が取り囲むパターンである。

20

【0059】

図8には、ビーム走査パターンセット4～7が示されている。図8に示す各ビーム走査パターンセットは、図7のビーム走査パターンセット1～3と同様に、二つのビーム走査パターンで構成されており、二つのビーム走査パターンの各々に応じた走査が交互に繰り返して実行される。

【0060】

図9には、ビーム走査パターンセット8～10が示されている。各ビーム走査パターンセットは、ビーム走査パターンAとビーム走査パターンBとビーム走査パターンCの三つのパターンで構成されており、ビーム走査パターンA ビーム走査パターンB ビーム走査パターンC ビーム走査パターンA …の順に三つのパターンが順次選択されて各パターンに応じた走査が順次実行される。

30

【0061】

図10には、ビーム走査パターンセット11, 12が示されている。各ビーム走査パターンセットは、四つのビーム走査パターンで構成されている。例えば、ビーム走査パターンセット11は、ビーム走査パターンAからビーム走査パターンDの四つのパターンで構成されており、ビーム走査パターンA ビーム走査パターンB ビーム走査パターンC ビーム走査パターンD ビーム走査パターンA …の順に四つのパターンが順次選択されて各パターンに応じた走査が順次実行される。また、ビーム走査パターンセット12についても、それに含まれる四つのパターンが順次選択されて各パターンに応じた走査が順次実行される。

【0062】

さらに、図11には、ビーム走査パターンセット13, 14が示されている。各ビーム走査パターンセットは、四つのビーム走査パターンで構成されている。そして、図10に示したビーム走査パターンセット11, 12と同様に、ビーム走査パターンセット13, 14は、各々、四つのパターンが順次選択されて各パターンに応じた走査が順次実行される。

40

【0063】

図7から図11に示したように、ビーム走査パターンセットには様々な態様が存在する。なお、図示したビーム走査パターンセット1～14のいずれのセットについても、各セットに含まれる一つのビーム走査パターンのブランク領域が他のビーム走査パターンの低密度領域によって埋め合わされている。従って、各パターンに応じた走査が順次実行され

50

ることにより、ブランク領域に対応した空間部分を含む三次元空間内の全域に亘って超音波ビームが走査される。

【0064】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、例えば次のような効果を奏する。本実施形態では、領域1から領域3によって構成される送受波空間の全域を観察しながら、注目すべき領域として領域1内で高空間分解能な画像を形成することが可能になる。

【0065】

また、本実施形態では、注目すべき領域1以外の領域2, 3については、低密度で且つ2ボリュームに1回ずつエコーデータの収集を行うので、領域2, 3のエコーデータ収集に費やす走査時間を小さくすることができ、領域1内における時間分解能を維持しつつ、領域1から領域3によって構成される広い範囲の画像を観察することが可能になる。

【0066】

なお、上述した実施形態やその効果は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】超音波ビームが走査される三次元空間を説明するための図である。

【図3】ビーム走査パターンを説明するための図である。

【図4】超音波ビームの走査から画像処理用のデータが形成されるまでの処理を説明するための図である。

【図5】本実施形態で利用されるビームディレイテーブルの説明図である。

【図6】本実施形態で利用されるビームシーケンステーブルの説明図である。

【図7】ビーム走査パターンセット1～3を示す図である。

【図8】ビーム走査パターンセット4～7を示す図である。

【図9】ビーム走査パターンセット8～10を示す図である。

【図10】ビーム走査パターンセット11, 12を示す図である。

【図11】ビーム走査パターンセット13, 14を示す図である。

【符号の説明】

【0068】

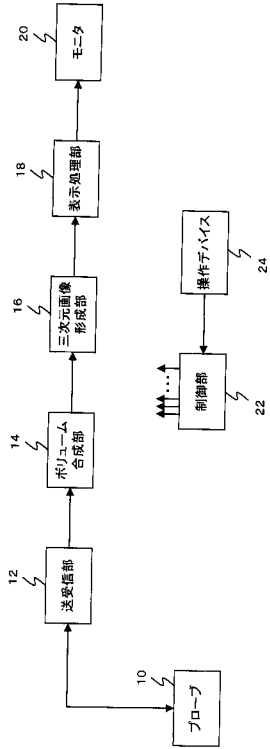
12 送受信部、14 ボリューム合成部、16 三次元画像形成部、22 制御部。

10

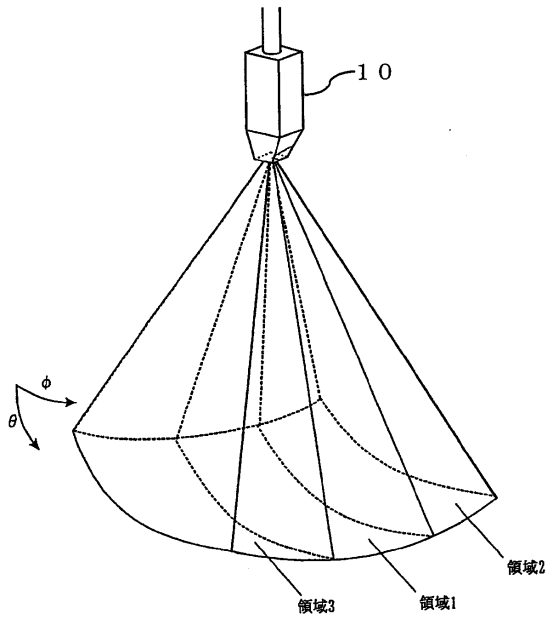
20

30

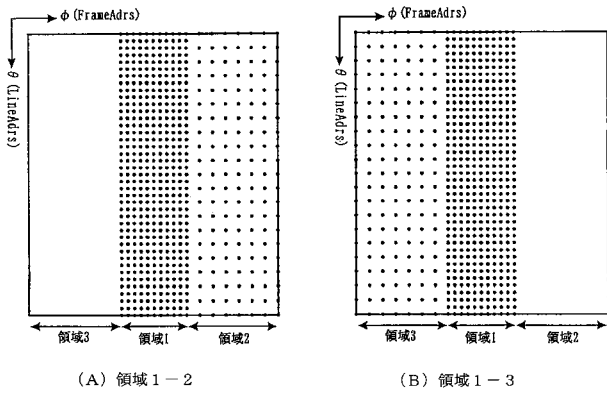
【図1】



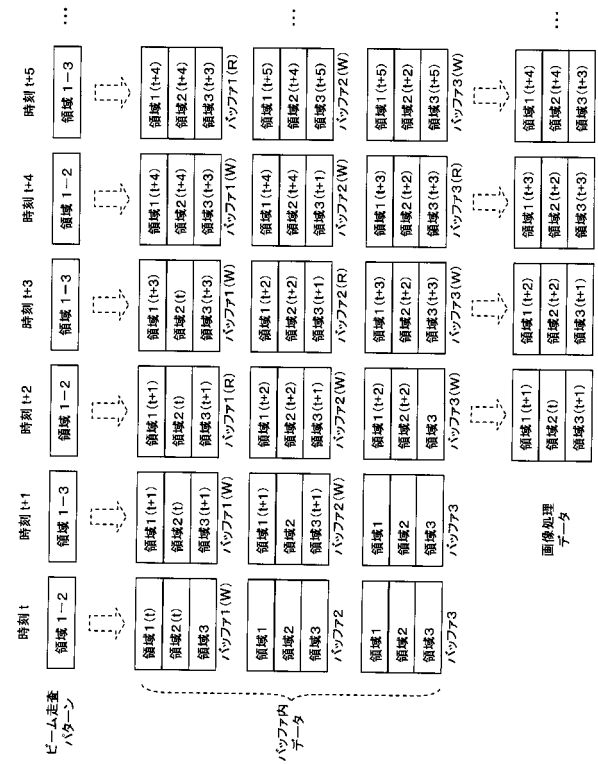
【図2】



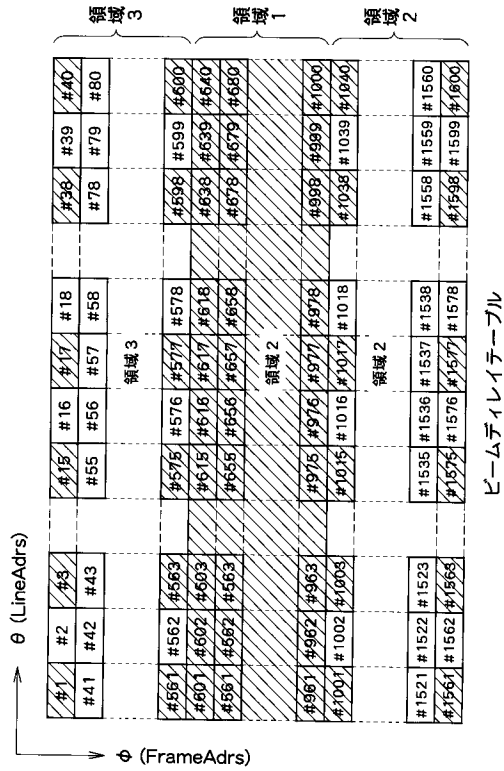
【図3】



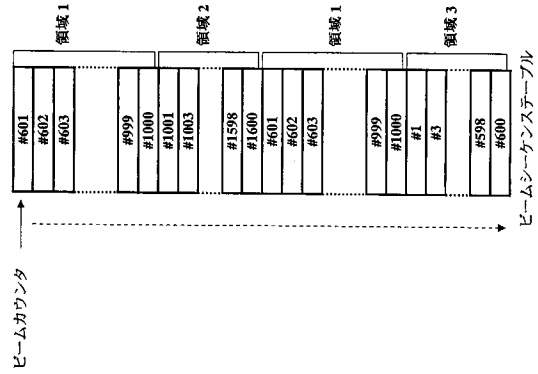
【図4】



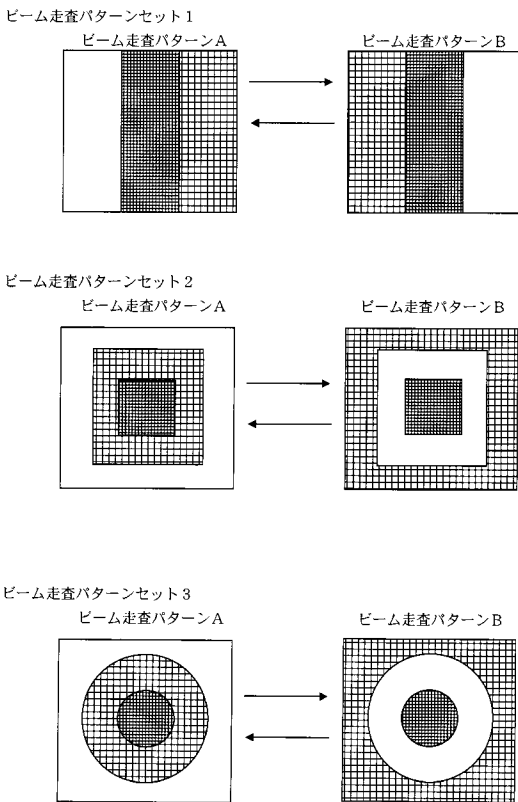
【図5】



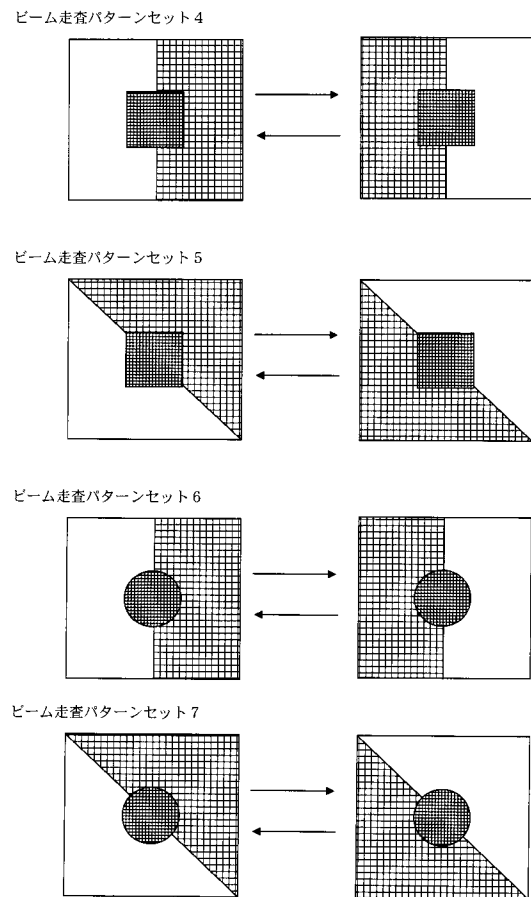
【図6】



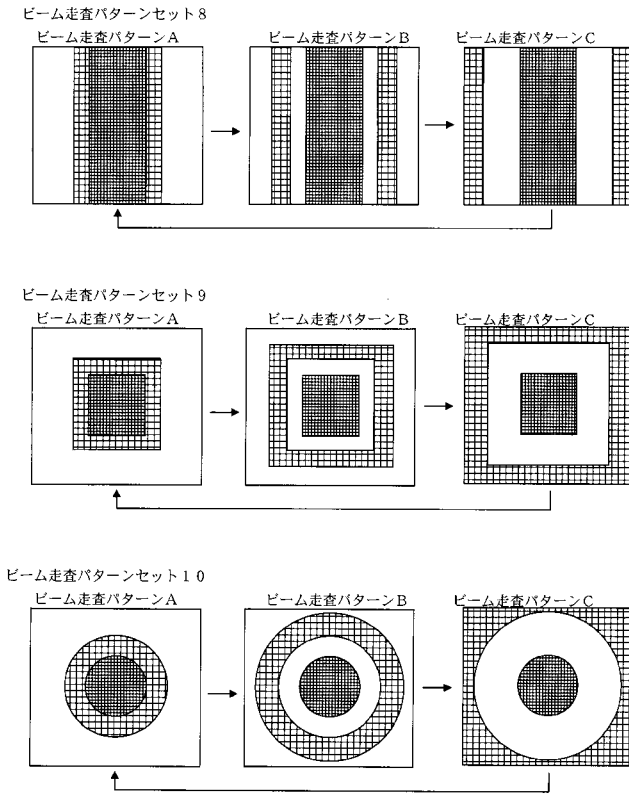
【図7】



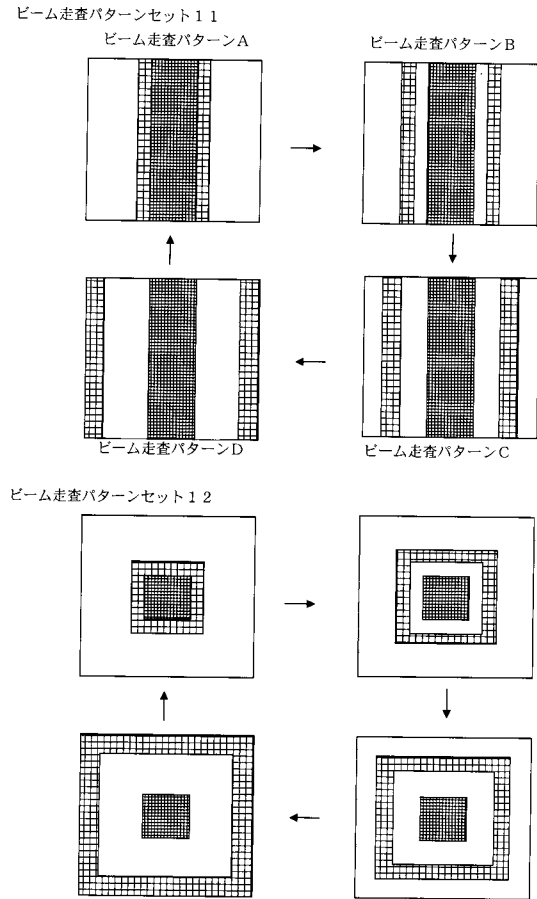
【図8】



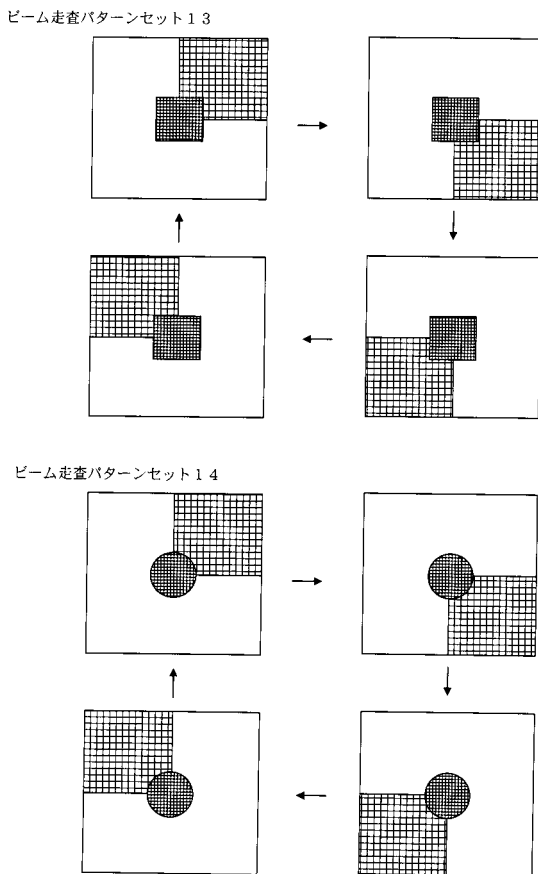
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008079885A</a>	公开(公告)日	2008-04-10
申请号	JP2006263967	申请日	2006-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085 A61B8/13 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE08 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC01 4C601/JC21 4C601/JC25		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4851288B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供与超声波束扫描相关的改进技术，实现高空间分辨率和高体积率。Z-SOLUTION：在区域1-2的图案(A)中，区域1是高密度区域，其中超声波束以高密度扫描，区域2是低密度区域，其中超声波束以低密度扫描区域3是没有扫描超声波束的空白区域。另一方面，在区域1-3的图案(B)中，区域1是高密度区域，区域2是空白区域，区域3是低密度区域。交替地选择光束扫描图案，并且根据每个光束扫描图案执行扫描控制，从而在包括与空白区域对应的空间部分的三维空间中的整个区域上扫描超声波束。基于从波发送/接收空间中的整个区域获取的多个回波数据来执行图像形成处理。Z

