

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5041907号  
(P5041907)

(45) 発行日 平成24年10月3日(2012.10.3)

(24) 登録日 平成24年7月20日(2012.7.20)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-206080 (P2007-206080)                  (22) 出願日 平成19年8月8日(2007.8.8)                  (65) 公開番号 特開2009-39232 (P2009-39232A)                  (43) 公開日 平成21年2月26日(2009.2.26)                  審査請求日 平成22年8月4日(2010.8.4)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791                  日立アロカメディカル株式会社                  東京都三鷹市牟礼6丁目2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 笠原 英司                  東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ                  カ株式会社内                    審査官 宮澤 浩</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する複数の振動素子を備えたプローブと、  
 複数の振動素子を制御して超音波ビームを走査させる送受信部と、  
 超音波ビームを介して走査領域内から得られる受信信号に基づいて超音波画像データを  
 形成する画像形成部と、

超音波画像データに対応した超音波画像を表示する表示部と、  
 を有し、

前記送受信部は、各ビーム番号ごとに算出されるビーム位置データに基づいて複数のビ  
 ーム番号の各々に対応した超音波ビームを順次形成することにより走査領域内において超  
 音波ビームを走査させ、

前記ビーム位置データは、走査領域内において関心領域の位置に応じて変更される超音  
 波ビームのビーム間隔に対応したビーム間隔データを利用して算出され、

前記ビーム間隔データは、ビーム間隔の最小値に対応した最小ビーム間隔データとビー  
 ム番号に応じてビーム間隔を調整するためのピッチ変換係数とを利用して算出される、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記ピッチ変換係数は、走査領域の領域端における超音波ビームのビーム位置に対応し  
 た領域端位置データと、走査領域の領域端における超音波ビームのビーム番号に対応した

10

20

領域端ビーム番号と、前記最小ビーム間隔データと、に基づいて算出される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記プローブは、前記最小ビーム間隔データと前記ピッチ変換係数のうちの少なくとも一方についての変更操作を受け付けるユーザ操作デバイスを備える、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記送受信部は、前記ビーム間隔データを利用して各ビーム番号ごとに算出されるビーム位置データに基づいて複数のビーム番号の各々に対応した受信ビームを形成し、互いに隣接する 2 本の受信ビームの間に 1 本の送信ビームを形成することにより、当該 1 本の送信ビームに当該 2 本の受信ビームを対応させた送受信処理を実行する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波ビームの走査技術に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に超音波診断装置においては、診断画像の画像範囲すなわち超音波ビームの走査範囲の広さと、診断画像のフレームレートすなわち単位時間当たりの当該走査範囲の走査回数と、診断画像の分解能は、相互にトレードオフの関係にある。例えば、広範囲の診断画像を高い分解能で得ようとするともフレームレートが低くなり、フレームレートを維持したまま高分解能の画像を得ようすると画像範囲を狭くする必要がある。

20

【0003】

これに対し、例えば特許文献 1, 2 には、比較的粗く超音波ビームを走査させて広域画像を形成し、比較的密に超音波ビームを走査させて狭域画像を形成し、広域画像と狭域画像を合成して合成画像を形成する技術が記載されている。この技術により、フレームレートの低下を抑えつつ、限定された狭域内において高分解能を実現することができる。

30

【0004】

また、特許文献 3 には、ビーム間隔が粗いデータについて、ビーム間において補間したビームを形成することによりビーム間隔を密にする技術が記載されている。ちなみに、特許文献 4 には、ビーム走査空間を構成する各ビームラインごとに、ビームアドレスやビーム長などのビーム形成条件を個別的に設定する技術が記載されている。

【0005】

【特許文献 1】特開 2005 - 152346 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 232978 号公報

【特許文献 3】特開 2001 - 231781 号公報

【特許文献 4】特開 2004 - 275223 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のように、相互にトレードオフの関係にある診断画像についての画像範囲とフレームレートと分解能をできるだけ悪化させずに並立させようとする試みがいくつ成されてきた。このような状況を背景としつつ、本願発明者は、画像範囲とフレームレートと分解能を良好に並立させるための技術について研究開発を重ねてきた。特に、超音波ビームの走査技術に注目した。

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、画像範囲と

50

フレームレートと分解能を良好に並立させる超音波ビームの走査技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様の超音波診断装置は、超音波を送受波する複数の振動素子を備えたプローブと、複数の振動素子を制御して超音波ビームを走査させる送受信部と、超音波ビームを介して走査領域内から得られる受信信号に基づいて超音波画像データを形成する画像形成部と、超音波画像データに対応した超音波画像を表示する表示部と、を有し、前記送受信部は、各ビーム番号ごとに算出されるビーム位置データに基づいて複数のビーム番号の各々に対応した超音波ビームを順次形成することにより走査領域内において超音波ビームを走査させ、前記ビーム位置データは、走査領域内において関心領域の位置に応じて変更される超音波ビームのビーム間隔に対応したビーム間隔データを利用して算出されることを特徴とする。

10

【0009】

望ましい態様において、前記ビーム間隔データは、ビーム間隔の最小値に対応した最小ビーム間隔データとビーム番号に応じてビーム間隔を調整するためのピッチ変換係数とを利用して算出されることを特徴とする。

【0010】

望ましい態様において、前記ピッチ変換係数は、走査領域の領域端における超音波ビームのビーム位置に対応した領域端位置データと、走査領域の領域端における超音波ビームのビーム番号に対応した領域端ビーム番号と、前記最小ビーム間隔データと、に基づいて算出されることを特徴とする。

20

【0011】

望ましい態様において、前記プローブは、前記最小ビーム間隔データと前記ピッチ変換係数のうちの少なくとも一方についての変更操作を受け付けるユーザ操作デバイスを備えることを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、前記ビーム間隔データは、段階的に変更されるビーム間隔の段階数に対応した段階係数と、走査領域の大きさに対応した走査角度データと、走査領域内に形成される超音波ビームの本数に対応したビーム数データと、に基づいて算出されることを特徴とする。

30

【0013】

望ましい態様において、前記送受信部は、前記ビーム間隔データを利用して各ビーム番号ごとに算出されるビーム位置データに基づいて複数のビーム番号の各々に対応した受信ビームを形成し、互いに隣接する2本の受信ビームの中間に1本の送信ビームを形成することにより、当該1本の送信ビームに当該2本の受信ビームを対応させた送受信処理を実行することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、画像範囲とフレームレートと分解能を良好に並立させる超音波ビームの走査技術が提供される。

40

【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図面に基づいて説明する。

【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。

【0017】

プローブ10は、超音波を送受波する超音波プローブであり、複数の振動素子を備えている。複数の振動素子は、例えば、1列に配列されて電子的に制御されることにより、走

50

査領域 30 内において 2 次的に超音波を送受波する。なお、複数の振動素子が格子状に 2 次的に配列されて電子的に制御されることにより、3 次的に超音波を送受波してもよい。

【0018】

送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力する。送受信部 12 は、各振動素子の送信信号に対してその振動素子に応じた遅延処理などを施す。送受信部 12 から出力された送信信号は、プローブ 10 の各振動素子へ供給される。つまり、送受信部 12 が送信ビームフォーマとして機能し、各振動素子が送受信部 12 で形成された送信信号に応じて振動し、超音波の送信ビームが形成されてその送信ビームが走査制御される。超音波の送信ビームは、例えば、頂点角度 の扇形状の走査領域 30 内で走査される。

10

【0019】

また、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子から得られる受信信号に基づいて受信ビームを形成する。送受信部 12 は、各振動素子の受信信号に対してその振動素子に応じた遅延処理などを施し、そして複数の振動素子から得られる受信信号を加算処理する。つまり、送受信部 12 は、受信ビームフォーマとして機能し、複数の振動素子から出力される受信信号を例えば整相加算処理して受信ビームデータを形成する。こうして、例えば、扇形状の走査領域 30 内の全域から受信ビームデータが収集される。

【0020】

超音波画像形成部 14 は、送受信部 12 において形成された受信ビームデータに基づいて超音波画像の画像データを形成する。例えば、超音波の送信ビームが二次元的に走査されて得られる受信ビームデータに基づいて、走査領域 30 に対応した二次元 B モード画像の画像データを形成する。もちろん、超音波の送信ビームが三次元的に走査されて得られる受信ビームデータに基づいて三次元超音波画像の画像データを形成してもよい。また、画像データとしてドブラ画像などの画像データを形成してもよい。

20

【0021】

表示画像形成部 16 は、超音波画像形成部 14 において形成された超音波画像（画像データ）に基づいて表示画像を形成する。また、表示画像形成部 16 は、本超音波診断装置の装置状態に応じた表示画像やユーザインターフェース画像などを形成する。そして、表示画像形成部 16 において形成された表示画像は表示部 18 に表示される。

30

【0022】

操作パネル 22 は、ユーザ操作を受け付ける操作デバイスである。操作パネル 22 は、例えば、トラックボール、マウス、キーボード、タッチパネルなどであり、例えば本超音波診断装置の装置本体に設けられる。

【0023】

制御部 20 は、本超音波診断装置内の各部を制御する。制御部 20 は、例えば、操作パネル 22 を介して入力されるユーザ操作に応じて装置内の各部を制御する。本実施形態においては、超音波画像の画像範囲とフレームレートと分解能を良好に並立させるように、超音波ビームの走査制御が行われる。その制御の際には、必要に応じて、例えば装置本体に設けられた操作パネル 22 やプローブ 10 に設けられた操作デバイス（図 4, 5 参照）を介してユーザから操作を受け付ける。そこで、以下に、本実施形態における超音波ビームの走査制御について説明する。

40

【0024】

本実施形態では、関心領域の位置に応じてビーム間隔を変更させて走査を行う。例えば、走査領域 30 内において、診断対象となる組織などが存在する関心領域内で超音波ビームのビーム密度を比較的密に維持し、且つ、広範囲な走査領域 30 を観察するために、関心領域以外の領域では超音波ビームのビーム密度を比較的粗くする。

【0025】

図 2 は、関心領域の位置に応じたビーム間隔の変更を説明するための図である。図 2 (a) には、走査領域 30 内においてビーム間隔を変更せずに一定間隔で超音波ビームを走

50

査させた場合の例（比較例）が示されている。一方、図2（b）には、走査領域30内の中央に位置する関心領域においてビーム間隔を比較的狭くして、走査領域30の両端に向かって関心領域から遠ざかるにつれてビーム間隔を次第に広くした場合の例（本実施形態例）が示されている。

【0026】

本実施形態においては、例えば比較例の場合と同じ超音波ビーム本数であっても、関心領域の位置において超音波ビームの間隔が狭いため高分解能を実現することができ、且つ、超音波ビーム本数を増加させる必要がないことからフレームレートを低下させることなく、比較例の場合と同じ広さの走査領域30内で超音波ビームを走査させることが可能になる。

10

【0027】

図2（a）に示す比較例の場合には、扇形状の走査領域30の頂点角度（図1の頂点角度）であるスキャンエリア（SCAN\_AREA）を走査領域30内に形成される超音波ビームの本数であるビーム本数（BEAM\_NUM）で割ることにより、次式のように超音波ビーム間のビーム間隔であるピッチ（Pitch）が算出される。

【0028】

【数1】

$$\text{Pitch} = \text{SCAN\_AREA} / \text{BEAM\_NUM} \quad \dots (1)$$

【0029】

さらに、ピッチ（Pitch）を利用して、各ビーム番号（BEAM\_NO）に対応した超音波ビームのビーム角度であるビーム位置（BEAM\_POS）が次式のように算出される。

20

【0030】

【数2】

$$\text{BEAM\_POS} = \text{Pitch} \times \text{BEAM\_NO} \quad \dots (2)$$

【0031】

比較例においては、ビーム間隔であるピッチ（Pitch）が走査領域30内において固定されているため、図2（a）に示すように、走査領域30の全域においてビーム間隔が一定となる。

30

【0032】

これに対し、本実施形態においては、走査領域30内において関心領域の位置に応じて超音波ビームのビーム間隔を変更する。つまり、ビーム間隔の最小値に対応した最小ビーム間隔（minPitch）と、ビーム番号（BEAM\_NO）と、ビーム番号に応じてビーム間隔を調整するためのピッチ変換係数（Pc）を利用して、比較例の固定的なピッチ（Pitch）に換えて、ビーム間隔データ（minPitch + (Pc × |BEAM\_NO|））を算出し、このビーム間隔データを利用してビーム位置（BEAM\_POS）を次式のように算出する。

【0033】

【数3】

$$\text{BEAM\_POS} = (\text{minPitch} + (\text{Pc} \times |\text{BEAM\_NO}|)) \times \text{BEAM\_NO} \quad \dots (3)$$

40

【0034】

ちなみに、ビーム間隔データを（minPitch + (Pc × |BEAM\_NO|）<sup>n</sup>）とし、n乗を含んだビーム間隔データを用いてもよい。

【0035】

また、（3）式において、ピッチ変換係数（Pc）は、走査領域30の領域端における超音波ビームのビーム位置であるスキャン終了位置（END\_AREA）と、走査領域30の領域端における超音波ビームのビーム番号であるスキャン終了ビーム番号（END\_BEAM\_NO）と、ビーム間隔の最小値に対応した最小ビーム間隔（minPitch）に基づいて次式のように算出される。

50

【 0 0 3 6 】

【 数 4 】

$$Pc = \frac{(END\_AREA - \minPitch \times END\_BEAM\_NO)}{(END\_BEAM\_NO \times |END\_BEAM\_NO|)} \quad \dots (4)$$

【 0 0 3 7 】

例えば、スキャンエリア (SCAN\_AREA) を 60 度 (-30 度 ~ 30 度) とするとスキャン終了位置 (END\_AREA) が 30 度となり、ビーム本数 (BEAM\_NUM) を 31 本 (-15 ~ 15) とするとスキャン終了ビーム番号 (END\_BEAM\_NO) が 15 となり、さらに最小ビーム間隔 (minPitch) を 1 度とすると、(4) 式から、ピッチ変換係数は  $Pc = 0.0666666667$  と

10

【 0 0 3 8 】

図 3 は、各ビーム番号 (BEAM\_NO) とビーム位置 (BEAM\_POS) との対応関係を示す図である。なお、図 3 には、上記 (3) (4) 式を利用して算出される本実施形態のビーム位置と、上記 (1) (2) 式を利用して算出される比較例のビーム位置が示されている。

【 0 0 3 9 】

比較例においては、走査領域の全域において超音波ビームのビーム間隔が一定である。これに対し、本実施形態においては、ビーム番号が 0 の付近すなわち走査領域 (図 2 の符号 30) の中央付近において、ビーム位置の間隔が比較的狭く、ビーム番号の絶対値が大きくなるにつれてビーム位置の間隔が広がっている。つまり、走査領域の中央付近に関心領域があり、その中央付近において超音波ビームのビーム密度が比較的密であり、中央付近の関心領域から離れるに従って超音波ビームのビーム密度が次第に粗くなっている。

20

【 0 0 4 0 】

このように、本実施形態では、比較例の場合と同じビーム本数でありながら、つまり、比較例の場合と同じフレームレートを実現可能でありながら、走査領域の中央付近にある関心領域においてビーム密度を高めて、関心領域内において高分解能を実現することができる。さらに、本実施形態では、比較例の場合と同じ大きさの走査領域を形成することができる。

【 0 0 4 1 】

30

図 1 に示す送受信部 12 は、例えば上記 (3) (4) 式を利用して算出されるビーム位置に超音波ビームを形成するようにプローブ 10 を制御する。そのプローブ 10 には、走査の制御態様を変更するためのユーザ操作デバイスが設けられる。そして、そのユーザ操作デバイスを介して受け付けたユーザ操作に応じて制御部 20 が動作し、制御部 20 から送受信部 12 へ制御情報が伝えられて走査の制御態様に変更される。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、プローブ 10 に設けられるユーザ操作デバイス 120 を説明するための図である。ユーザ操作デバイス 120 は、例えば、上記 (3) (4) 式におけるピッチ変換係数 ( $Pc$ ) と最小ビーム間隔 (minPitch) をユーザが変更する際に利用される。ユーザは、プローブ 10 を把持した状態で変更操作を行うことができる。そのため、ユーザ操作デバイス 120 は、例えば、プローブ 10 の先端側 (超音波の送受波側) の側面などに設けられる。

40

【 0 0 4 3 】

図 4 (A) は、操作デバイスとして静電パッド 120A を利用したプローブ 10 を示している。ユーザは、プローブ 10 を把持した状態で静電パッド 120A の表面で指を滑らせる。これにより、例えば指が滑る方向に応じてピッチ変換係数や最小ビーム間隔の値が変化する。

【 0 0 4 4 】

一方、図 4 (B) は、操作デバイスとしてスライドレバー 120B を利用したプローブ 10 を示している。ユーザは、スライドレバー 120B を指でスライドさせる。これによ

50

り、例えばスライドレバー 120B のスライド方向に応じてピッチ変換係数や最小ビーム間隔の値が変化する。なお、スライドレバー 120B 表面の中央部には、ユーザの指に対応した窪み 122 が設けられおり、この窪み 122 にユーザの指が嵌められることによって、スライド操作を容易にしている。

【0045】

図5は、プローブ10に設けられるユーザ操作デバイス120の別の態様を説明するための図であり、操作デバイスとしてダイヤル120Cを利用したプローブ10を示している。ユーザはダイヤル120Cを回転させ、その回転に応じてピッチ変換係数や最小ビーム間隔の値が変化する。

【0046】

なお、図4および図5に示した各操作デバイスにボタン機能が設けられ、例えばボタンが押される度に最小ビーム間隔を「狭、中、広、狭、中、広」あるいは「狭、中、広、中、狭」のように変更し、順次大きさが切り換えられるようにしてもよい。また、図4および図5に示した各操作デバイスによってピッチ変換係数と最小ビーム間隔のうち的一方を操作し、装置本体に設けられた操作パネル(図1の符号22)によってピッチ変換係数と最小ビーム間隔のうち他方を操作するようにしてもよい。

【0047】

上述した例においては(3)(4)式を利用してビーム間隔を変更させているが、ビーム間隔を段階的に変更するようにしてもよい。例えば、段階的に変更されるビーム間隔の段階数を示す段階係数(dk)と、走査領域の大きさに対応した走査角度(SCAN\_AREA)と、走査領域内に形成される超音波ビームの本数であるビーム本数(BEAM\_NUM)を利用し、次式のようにS\_pitch, M\_pitch, L\_pitchと段階的にビーム間隔であるピッチ(Pitch)を変化させてもよい。

【0048】

【数5】

$$\begin{aligned} S\_pitch &= SCAN\_AREA / (BEAM\_NUM \times (dk - 1)) \\ M\_pitch &= S\_pitch \times 2 \\ L\_pitch &= S\_pitch \times 6 \end{aligned}$$

【0049】

例えば、走査角度(SCAN\_AREA)を90度(-45~45)、ビーム本数(BEAM\_NUM)を30、段階係数(dk)を3とすると、S\_pitch=0.97261、M\_pitch=1.956522、L\_pitch=.869565となる。さらに、この場合におけるビーム位置(BEAM\_POS)を各ビーム番号ごとに算出すると図6に示すとおりとなる。

【0050】

図6は、各ビーム番号(BEAM\_NO)とビーム位置(BEAM\_POS)との対応関係を示す図である。図6には、ピッチ(Pitch)も示されており、走査領域の中央にあるビーム番号0から走査領域の端にあるビーム番号-14, 15に向かって、S\_pitch, M\_pitch, L\_pitchと段階的に切り換えられている。図6に示す例においても、例えば、走査領域の大きさを維持しつつ、走査領域の中央付近にある関心領域においてビーム密度を高めて、関心領域内において高分解能を実現することができる。

【0051】

また、図1に示す送受信部12は、ビーム間隔データを利用して各ビーム番号ごとに算出されるビーム位置(例えば図3や図6に示すBEAM\_POS)に基づいて複数のビーム番号の各々に対応した受信ビームを形成し、互いに隣接する2本の受信ビームの間に1本の送信ビームを形成することにより、1本の送信ビームに2本の受信ビームを対応させたパラレル受信処理を実行してもよい。

【0052】

図7は、本実施形態におけるパラレル受信処理を説明するための図である。例えば、送信ビームの本数を31本とする場合には、受信ビームの本数を62本とし、上述した(3

10

20

30

40

50

) (4) 式を利用して受信ビームのビーム位置を算出する。そして、互いに隣接する2本の受信ビーム R X A と R X B のビーム位置に基づいて、送信ビーム T X 1 のビーム位置を「T X 1 のビーム位置 = ( R X A のビーム位置 + R X B のビーム位置 ) / 2」とする。同様に、送信ビーム T X 2 のビーム位置を「T X 2 のビーム位置 = ( R X C のビーム位置 + R X D のビーム位置 ) / 2」とする。こうして、1本の送信ビームに2本の受信ビームを対応させたパラレル受信処理を実行してもよい。

【0053】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態により、例えば、関心領域内で高分解能を維持しつつ広範囲の情報を高速に得ることが可能になる。特に、近年においては、手術の支援装置として超音波診断装置が利用されている。例えば、こうした術中支援装置として、本実施形態の超音波診断装置を利用することができる。

10

【0054】

例えば、本実施形態の超音波診断装置により二次元あるいは三次元の超音波画像を形成し、治療器具を患者の体内へ挿入する際の画像を映し出す。そして、挿入が開始された直後においては、走査領域内において均一なビーム間隔で超音波ビームを走査させて画像を形成し、治療器具が患部に近づいた時点で、患部を含む関心領域内において高密度で超音波ビームを形成してそれ以外の領域では低密度で超音波ビームを形成する。これにより、画像形成の処理速度の低下を抑えつつ患部を含む関心領域内において分解能を高めることができ、患部に到達した治療器具の様子を高分解能な画像で観察することが可能になる。

【0055】

20

ちなみに、赤外線センサや磁気センサを利用して超音波プローブと治療器具の先端の位置関係を追跡し、その位置情報に基づいて治療器具の先端付近が常に高密度となるように超音波ビームを形成するような態様も可能である。

【0056】

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】

【0057】

【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。

30

【図2】関心領域の位置に応じたビーム間隔の変更を説明するための図である。

【図3】各ビーム番号とビーム位置との対応関係を示す図である。

【図4】プローブに設けられるユーザ操作デバイスを説明するための図である。

【図5】ユーザ操作デバイスの別の態様を説明するための図である。

【図6】各ビーム番号とビーム位置との対応関係を示す図である。

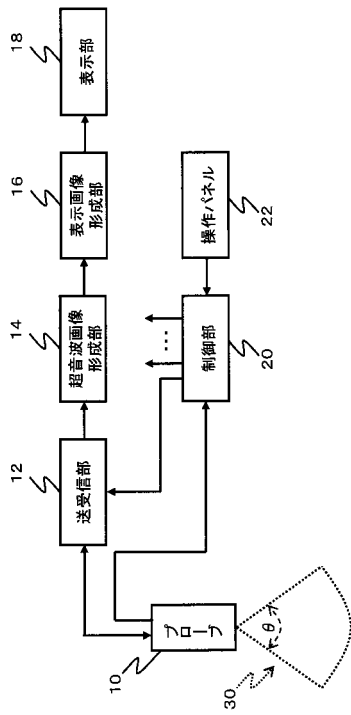
【図7】本実施形態におけるパラレル受信処理を説明するための図である。

【符号の説明】

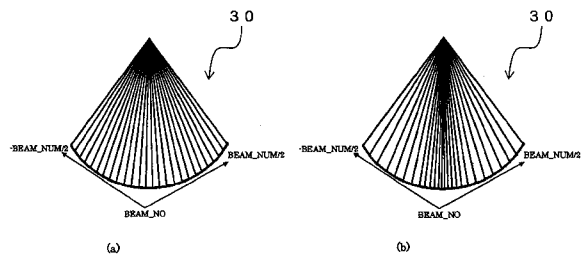
【0058】

10 プローブ、12 送受信部、14 超音波画像形成部、20 制御部。

【図1】



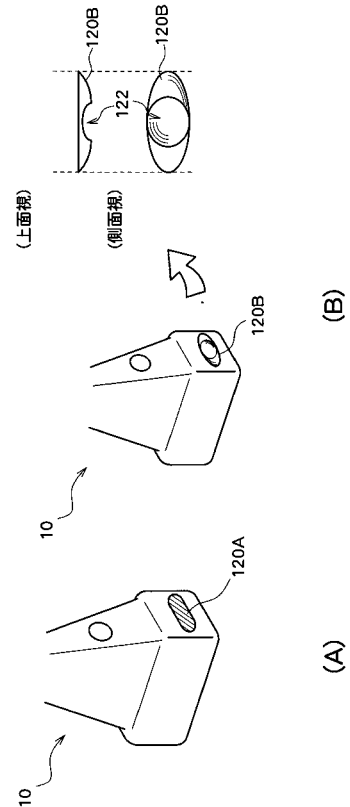
【図2】



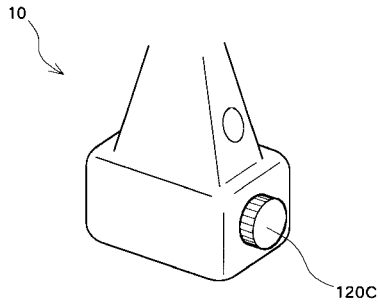
【図3】

BEAM_NO (ビーム番号)	BEAM_POS (本実施形態)	BEAM_POS (比較例)
-15	-30	-30
-14	-27	-28
-13	-24	-26
-12	-22	-24
-11	-19	-22
-10	-17	-20
-9	-14	-18
-8	-12	-16
-7	-10	-14
-6	-8	-12
-5	-7	-10
-4	-5	-8
-3	-4	-6
-2	-2	-4
-1	-1	-2
0	0	0
1	1	2
2	2	4
3	4	6
4	5	8
5	7	10
6	8	12
7	10	14
8	12	16
9	14	18
10	17	20
11	19	22
12	22	24
13	24	26
14	27	28
15	30	30

【図4】



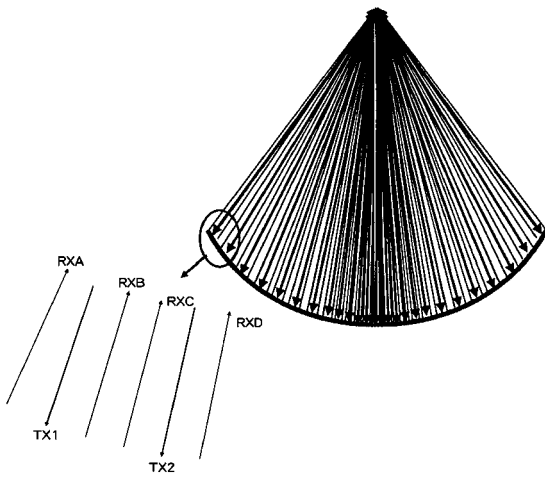
【 図 5 】



【 図 6 】

BEAM_NO (ビーム番号)	BEAM_POS (ビーム位置)	Pitch (ビーム間隔)
-14	-45.00	5.869565
-13	-39.13	5.869565
-12	-33.26	5.869565
-11	-27.39	5.869565
-10	-21.52	5.869565
-9	-15.65	5.869565
-8	-13.70	1.956522
-7	-11.74	1.956522
-6	-9.78	1.956522
-5	-7.83	1.956522
-4	-5.87	0.978261
-3	-4.89	0.978261
-2	-3.91	0.978261
-1	-2.93	0.978261
0	-1.96	0.978261
1	-0.98	0.978261
2	0.00	0.978261
3	0.98	0.978261
4	1.96	0.978261
5	2.93	0.978261
6	3.91	1.956522
7	5.87	1.956522
8	7.83	1.956522
9	9.78	1.956522
10	15.65	5.869565
11	21.52	5.869565
12	27.39	5.869565
13	33.26	5.869565
14	39.13	5.869565
15	45.00	5.869565

【 図 7 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭59-144442(JP,A)  
特開2005-253852(JP,A)  
特開2004-275223(JP,A)  
特開平04-152939(JP,A)  
特開平05-269129(JP,A)  
特開平09-192130(JP,A)  
特開平10-033535(JP,A)  
特開平10-309276(JP,A)  
特開平11-033021(JP,A)  
特開平11-299777(JP,A)  
特開2001-299756(JP,A)  
特開2003-010182(JP,A)  
実開平07-024309(JP,U)

(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		
公开(公告)号	<a href="#">JP5041907B2</a>	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	JP2007206080	申请日	2007-08-08
[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		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE05 4C601/EE08 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JC37		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2009039232A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供超声波束的扫描技术，有利地满足所有图像范围，帧速率和分辨率。解决方案：收发器部分12控制设置在探头10中的多个振动元件以扫描超声波束。收发器部分12基于针对每个光束数计算的光束位置数据顺序地形成与多个光束数中的每一个相对应的超声波束，以扫描扫描范围30中的超声波束。使用对应于的光束间隔数据计算光束位置数据。超声波束的光束间隔根据扫描范围30中的感兴趣区域的位置而改变。使用对应于光束间隔的最小值的最小光束间隔数据和用于调整光束间隔的音调转换系数来计算光束间隔数据。根据波束数量的波束间隔。Ž

BEAM_NO (ビーム番号)	BEAM_POS (本実施形態)	BEAM_POS (比較例)
-15	-30	-30
-14	-27	-28
-13	-24	-26
-12	-22	-24
-11	-19	-22
-10	-17	-20
-9	-14	-18
-8	-12	-16
-7	-10	-14
-6	-8	-12
-5	-7	-10
-4	-5	-8
-3	-4	-6
-2	-2	-4
-1	-1	-2
0	0	0
1	1	2
2	2	4
3	4	6
4	5	8
5	7	10
6	8	12
7	10	14
8	12	16
9	14	18
10	17	20
11	19	22
12	22	24
13	24	26
14	27	28
15	30	30