

(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2014-184073

(P2014-184073A)

(43) 公開日 平成26年10月2日(2014.10.2)

(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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-62580 (P2013-62580)
(22) 出願日 平成25年3月25日 (2013. 3. 25)(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100126240
弁理士 阿部 琢磨
(74) 代理人 100124442
弁理士 黒岩 創吾
(72) 発明者 海老澤 尚史
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
ノン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 DD19 DE04
EE04 HH29 HH31 HH35 JC21
KK12 KK19 KK24

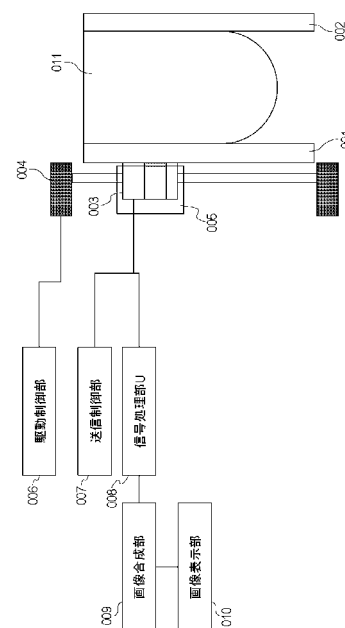
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波画像の更なる高画質化のための装置を提供する。

【解決手段】被検体に超音波を照射し、反射波を受信して、電気信号に変換する探触子003と、前記探触子对被検体に対して往復走査させる走査手段と、超音波の照射を制御する超音波制御手段007と、超音波画像を取得する信号処理手段008と、複数の超音波画像を合成する合成手段009と、を有し、走査手段は、往路と復路とで探触子による超音波照射領域が重複するように往復走査させ、超音波制御手段007は、往路と復路とにおいて、超音波の照射方法を異ならせ、合成手段009は、複数の超音波画像を合成することを特徴とする被検体情報取得装置。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を照射し、該超音波の被検体での反射波を受信して、該反射波を電気信号に変換する探触子と、

前記探触子を被検体に対して往復走査させる走査手段と、

前記探触子による前記被検体への超音波の照射を制御する超音波制御手段と、

前記電気信号に基づいて超音波画像を取得する信号処理手段と、

前記信号処理手段が取得した複数の超音波画像を合成する合成手段と、を有し、

前記走査手段は、前記往復走査における往路と復路とで前記探触子による超音波照射領域が重複するように、該探触子を該被検体に対して往復走査させ、

前記超音波制御手段は、前記往路と復路とにおいて、前記探触子が被検体に照射する超音波の照射方法を異ならせ、

前記合成手段は、前記異なる照射方法で照射された超音波に基づく電気信号に基づいて取得した複数の超音波画像を合成する

ことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記信号処理手段は、前記探触子が前記往路と復路とで変換した電気信号を、それぞれ異なる方法で処理して前記超音波画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記超音波制御手段は、前記超音波のフォーカス位置が前記往路と復路とで異なるように、該探触子による前記被検体への超音波の照射を制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記超音波のフォーカス位置が、フォーカス深さであることを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記超音波制御手段は、前記超音波の周波数が前記往路と復路とで異なるように、該探触子による前記被検体への超音波の照射を制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記超音波制御手段は、前記超音波の照射方向（ステアリング方向）が前記往路と復路とで異なるように、該探触子による前記被検体への超音波の照射を制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 7】

前記信号処理手段が取得する超音波画像は、ドブラ画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記信号処理手段が取得する超音波画像は、エラストグラフィック画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体情報取得装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、超音波診断装置が知られている。この診断装置は、X線照射を伴わないため、被ばくの恐れのない診断装置として注目されている。このような診断装置として、特許文献 1 には、探触子を被検体上で走査させ、3次元画像データを広範囲に取得し、重複画像データを混合する（合成（コンパウンド）する）事で高画質画像を実現させる走査型超

10

20

30

40

50

音波被検体情報取得装置に関する内容が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-45659号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1に記載の技術では、1次元アレイ探触子、もしくは2次元アレイ探触子を用いて被検体上を走査させ、3次元画像データ群を広範囲に取得している。そして3次元画像データ群の重複領域（重複箇所）を合成する事で、つまり、同一箇所（座標）についての情報を、異なる探触子の位置で取得し、それを合成することで高画質化を実現している。

10

【0005】

しかし、高画質化においては更なる改善が求められていた。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決する本発明は、被検体に超音波を照射し、該超音波の被検体での反射波（エコー）を受信して、該反射波を電気信号に変換する探触子と、
前記探触子を被検体に対して往復走査させる走査手段と、
前記探触子による前記被検体への超音波の照射を制御する超音波制御手段と、
前記電気信号に基づいて超音波画像を取得する信号処理手段と、
前記信号処理手段が取得した複数の超音波画像を合成する合成手段と、を有し、
前記走査手段は、前記往復走査における往路と復路とで前記探触子による超音波照射領域が重複するように、該探触子を該被検体に対して往復走査させ、

20

前記超音波制御手段は、前記往路と復路とにおいて、前記探触子が被検体に照射する超音波の照射方法を異ならせ、

前記合成手段は、前記異なる照射方法で照射された超音波に基づく電気信号に基づいて取得した複数の超音波画像を合成することを特徴とする被検体情報取得装置である。

30

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、高画質な画像を取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施の形態に係る被検体情報取得装置の構成を示す図である。

【図2】本発明の信号処理手段の構成を示す図である。

【図3】本発明の実施の形態に係る探触子の走査方法を示した図である。

【図4】本発明の信号処理手段の別の構成を示す図である。

【図5】取得される画像のスキャンライン位置を示す図である。

40

【図6】本発明の反射超音波の受信タイミングを示す図である。

【図7】本発明の被検体情報取得装置の別の構成を示す図である。

【図8】本発明の被検体情報取得装置の別の構成を示す図である。

【図9】本発明の信号処理手段の別の構成を示す図である。

【図10】本発明の探触子が照射する超音波を走査方向に傾けた状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の被検体情報取得装置の一例として、被検体を2枚の保持部材にて保持し、探触子を該保持部材に沿って走査し被検体情報を取得する超音波画像装置システムについて図1を用いて説明する。

50

【 0 0 1 0 】

(装置の構成)

0 0 1、0 0 2 は被検体 0 1 1 を保持する保持部材、0 0 3 は被検体に超音波を照射し、該超音波の被検体での反射波（エコー）を受信して、該反射波を電気信号に変換する超音波探触子である。超音波探触子 0 0 3 は多数の圧電素子 0 2 4 から構成されており、各圧電素子 0 2 4 にて受信されたエコー信号を電気信号に変換する。この探触子 0 0 3 は、キャリッジ 0 0 5 上に固定される。0 0 4 は該キャリッジ 0 0 5 を移動させる駆動機構である。0 0 6 は駆動機構 0 0 4 を制御する駆動制御部であり、駆動機構 0 0 4 と駆動制御部 0 0 6 によって、キャリッジ 0 0 5 は保持部材 0 0 1 に添って撮像エリア上を任意の位置に移動できる。つまり、駆動機構 0 0 4 と駆動制御部 0 0 6 とで、探触子を被検体に対して往復走査させる走査手段を構成する。0 0 7 は探触子による被検体への超音波の照射を制御する超音波制御手段である送信制御部である。0 0 8 は探触子から出力された電気信号に基づいて超音波画像を取得する信号処理手段である信号処理部 U である。0 0 9 は信号処理手段が取得した複数の超音波画像を合成する合成手段である画像合成部である。0 1 0 は合成された画像データを表示する画像表示部である。そして、走査手段を構成する駆動制御部 0 0 6 は、往復走査における往路と復路とで探触子による超音波照射領域が重複するように、探触子を該被検体に対して往復走査させる。また、超音波制御手段である送信制御部 0 0 7 は、往路と復路とにおいて、探触子が被検体に照射する超音波の照射方法を異ならせる。また、合成手段である画像合成部 0 0 9 は、異なる照射方法で照射された超音波に基づく電気信号に基づいて取得した複数の超音波画像を合成する。これによって、探触子の走査速度を低下させることなく、また信号の処理を複雑化することなく、高画質な超音波画像を取得することが可能となる。つまり、往路と復路とで超音波照射領域を重複させるとともに、超音波の照射条件（送信条件）を異ならせることで、同一領域で複数の画像から最適な画像を選択、合成することが可能となり、探触子の走査速度を低下させることなく、また信号の処理を複雑化することなく、高画質な超音波画像を取得することが可能となる。

10

20

【 0 0 1 1 】

図 2 は信号処理部 U 0 0 9 の構成を示している。0 2 4 は探触子を構成する圧電素子である。0 1 2 は各圧電素子 0 2 4 で受信した電気信号の位相を揃える整相遅延部である。0 1 3 は遅延された各信号を合計する加算部である。0 1 4 は加算された信号にヒルベルト変換を施すヒルベルト変換部であり、0 1 5 は包絡線検波する為の包絡線検波部である。0 1 6 は包絡線検波後の信号に LOG 圧縮を施す LOG 圧縮部である。

30

【 0 0 1 2 】

(画像再構成について)

まず、超音波照射による被検体からのエコー信号を画像に再構成する（取得する）手順を、図 1 を用いて説明する。

【 0 0 1 3 】

送信処理部 0 0 7 は、フォーカス位置に送信ビームを収束させる為に、送信開口を形成する各圧電素子 0 2 4 群を駆動させる遅延時間を決定する。その遅延時間を基に送信処理部 0 0 7 から各圧電素子 0 2 4 に対し電気信号を送る。各圧電素子 0 2 4 にて電気信号は超音波信号に変換され保持部材 0 0 1 を介して被検体 0 1 1 に照射される。

40

【 0 0 1 4 】

この保持部材 0 0 1 は超音波を通過させる必要があるため、被検体 0 1 1 と保持部材 0 0 1 の界面での超音波の反射を抑える材料が好ましい。具体的には、被検体 0 1 1 との音響インピーダンスの差が小さい材料が好ましい。例えば、ポリメチルペンテンなどの樹脂材料が挙げられる。厚みについては、超音波が保持部材 0 0 1 を通過する際に、厚みが厚いほど減衰が大きくなるため、より薄いものが好ましいが、被検体を保持出来る程度は必要である。

【 0 0 1 5 】

被検体 0 1 1 に照射された超音波は被検体によって反射・散乱され、エコー信号として

50

圧電素子 0 2 4 に戻ってくる。このうち受信開口を形成する複数の圧電素子 0 2 4 群において、エコー信号が電気信号に変換され受信信号として取得される。

【 0 0 1 6 】

受信信号は信号処理部 U 0 0 8 において画像に再構成される。

【 0 0 1 7 】

信号処理部 U 0 0 8 での処理の手順を、図 2 を用いて説明する。

【 0 0 1 8 】

整相遅延部 0 1 2 では深さ情報を元に受信信号の遅延時間を決定し、各受信信号に対して遅延処理を行う。この遅延時間は探触子 0 0 3 の構造や被検体の音響特性のみならず、保持部材 0 0 1 の厚みや音響特性なども考慮して決定する。

10

【 0 0 1 9 】

遅延処理された受信信号は加算部 0 1 3 にて合計される。その後、合成信号はヒルベルト変換部 0 1 4 と包絡線検波部 0 1 5 においてにてヒルベルト変換と包絡線検波がなされ、画像が再構成される。なお、ここで記載した信号処理部 U 0 0 8 での一連の処理は、一般的な超音波診断装置で使用される整相加算処理の手法を記載しているが、適応型信号処理などの再構成手法も有効である。再構成された画像データは LOG 圧縮部 0 1 6 において LOG 圧縮され、1 ラインの画像データが完成される。探触子 0 0 3 のラテラル方向に画像データを作成するラインを移動させて一連の処理を行うことで、2 次元の超音波画像が再構成される。以上の内容は信号処理部 U 0 0 8 における基本的な処理を説明しており、状況によって、フィルタ処理やゲイン調整も実施している。

20

【 0 0 2 0 】

信号処理部 U 0 0 8 で再構成された複数の画像データは、画像合成部 0 0 9 において合成される。なお、信号処理部 U 0 0 8 で再構成された複数の画像データを一旦保存し、計測終了後時間が経過した後に PC 等の処理機器を用いて合成する事も可能である。

【 0 0 2 1 】

なお、この複数画像データの取得については後述する。また、それぞれの画像データの合成比率は任意に設定出来るが、各撮像条件により比率を決定する事で画質向上の度合いが変化する。

【 0 0 2 2 】

この一連の工程を探触子 0 0 3 を走査させながら行うことで、被検体全域の 3 次元画像データが取得できる。

30

【 0 0 2 3 】

合成した画像は画像表示部 0 1 0 にて表示することで、本実施系の効果を確認する事が出来る。画像表示部 0 1 0 としては、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、F E D などを利用することができる。表示方法については合成した画像データだけでなく、合成前の任意の画像データを 1 種類、若しくは複数種類を並べて表示することも可能である。

【 0 0 2 4 】

(探触子の駆動と撮像手法)

超音波照射エリアを順次移動させることで、撮像エリアを画像化する手順について図 1 と図 3 を用いて説明する。

40

【 0 0 2 5 】

探触子 0 0 3 はキャリッジ 0 0 5 に収められ、駆動機構 0 0 4 に設置される。駆動機構 0 0 4 によりキャリッジ 0 0 5 は保持板 0 0 1 上の任意の位置に移動する事が出来る。駆動機構 0 0 4 は動力と軸からなっており、パルスモータとボールねじの組み合わせや、リニアモータなどが有効である。

【 0 0 2 6 】

撮像エリアを決定すると探触子 0 0 3 が図 3 (A) のように撮像エリアを万遍なく通過しながら画像データを取得する。まず P o s . 1 - 1 から P o s . 1 - 2 に向かって画像データを取得しながらキャリッジ 0 0 5 が移動する。この方向を主走査方向と定義する。

50

撮像エリアの端である P o s . 1 - 2 までキャリッジ 0 0 5 が移動したのち、P o s . 1 - 3 に水平移動し、P o s . 1 - 4 へと画像データを取得しながら移動する。この水平移動の方向を副走査方向と定義する。この時の水平移動量は、図 3 の (B) のように撮像エリア内の同じ領域を少なくとも 2 回は通過する程度に設定する事で、同座標の画像データを少なくとも 2 回取得出来る。例えば、図 3 (B) に記した注目位置では、往路 (P o s . 1 - 1 → P o s . 1 - 2) と復路 (P o s . 1 - 3 → P o s . 1 - 4) で 2 回通過し画像データが取得される。

【 0 0 2 7 】

撮像エリアを探触子 0 0 3 が主走査方向に何度も往復するシステムの特徴上、探触子 0 0 3 の往路と復路で同座標の画像データを取得すると効率が良い。しかし、必ずしもこの走査方法に限定されるものではない。

10

【 0 0 2 8 】

画像再構成は探触子 0 0 3 の走査毎に、送信制御部 0 0 8 の動作を変化させる。そして、それぞれ画像データを再構成した後に合成させることで高画質な画像を得る事が出来る。例えば、図 3 (B) での往路 (P o s . 1 - 1 → P o s . 1 - 2) と復路 (P o s . 1 - 3 → P o s . 1 - 4) で送信フォーカス位置を変化させた画像データを合成すると多段フォーカスの効果をもつ画像が得られる。また、中心周波数が異なる超音波を照射し、取得された画像データを合成する事で周波数コンパウンドの効果をもつ画像が得られる。また、ステアリング角度が異なるパターンで超音波を照射し、取得された画像データを合成する事で空間コンパウンドの効果をもつ画像が得られる。

20

【 0 0 2 9 】

この画像データの合成による効果は、画像データの種類が多い方が発揮する。その為、走査方法を図 3 (B) の時と比べて副走査方向への探触子 0 0 3 の移動量を減らしたり、図 3 (C) のように、探触子 0 0 3 が主走査方向に何度も往復した後に副走査方向に移動させる。この様に走査させることで同座標において重複される画像データの種類を増やす事も有効である。

【 0 0 3 0 】

また、送信制御部 0 0 7 のみでなく、信号処理部 U 0 0 8 における受信のフィルタ特性やゲイン値などを変更する事で画像データ合成の効果をより発揮する事が出来る。例えば、中心周波数の異なる超音波を照射した場合、その中心周波数と対応したバンドパスフィルタを採用することで、周波数コンパウンドの効果をより発揮出来る。また、照射条件に対応したゲイン値に設定する事で、画像データ毎の出力値を合わせる事が出来、深さ方向にムラが少ない画像を合成出来る。

30

【 0 0 3 1 】

撮像条件の切替はキャリッジ 0 0 5 の往復切替時に変更するのが効果的である。撮像条件を切替ながら探触子の走査と撮像を繰り返す必要が無くなる為、送信制御部 0 0 7 の処理負担が軽減され、撮像時間の短縮にもつながる。ただし、送信制御部 0 0 7 の処理規模と撮像時間に余裕がある場合は、一走査時で複数の送受信条件の切替を実施しても構わない。例えば、送信フォーカスが 1 0 m m , 2 0 m m , 3 0 m m , 4 0 m m の位置のある超音波を照射した画像データを合成させる場合を図 3 (B) と (C) を用いて説明する。

40

【 0 0 3 2 】

前者の撮像手順は、図 3 (C) での往路 (P o s . 1 - 1 → P o s . 1 - 2) 時に送信フォーカス 1 0 m m 、復路 (P o s . 1 - 2 → P o s . 1 - 1) 時に送信フォーカス 2 0 m m の撮像条件で画像データを取得する。P o s . 1 - 4 に水平移動した後に、往路 (P o s . 1 - 4 → P o s . 1 - 3) 時に送信フォーカス 3 0 m m 、復路 (P o s . 1 - 3 → P o s . 1 - 4) 時に送信フォーカス 4 0 m m の撮像条件で画像データを取得するものである。それに対し後者の撮像手順は、図 3 (B) での往路 (P o s . 1 - 1 → P o s . 1 - 2) 時に送信フォーカス 1 0 m m と 2 0 m m の撮像条件、復路 (P o s . 1 - 3 → P o s . 1 - 4) 時に送信フォーカス 3 0 m m と 4 0 m m の撮像条件で画像データを取得するものである。

50

【0033】

両者とも4条件の画像データを取得する事が出来るが、後者の方は往復回数を少なくする事が出来る半面、前者の方が走査速度の向上と撮像条件の切替回数の低減が実現出来る。ただし、撮像条件の切替には、大きなテーブルの読み込みが必要な場合もある。その為、撮像条件の切替回数は少ない方が良い。

【0034】

以上本発明は、被検体に沿って探触子を走査させる被検体情報取得装置において、複数の撮像条件の画像データを取得する場合に生じる、走査時間の長期化と処理の複雑化等の問題を解決する事が出来る。つまり、探触子を走査させる超音波画像装置において、高画質化を目指す走査速度の低下と、条件の頻繁な切替えによる複雑化を招くことが懸念される。しかし本発明においては、これらの問題を引き起こすことなく、つまり、条件の切替えによる探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、高画質な画像を実現することが可能となる。

【実施例1】

【0035】

以下、具体的な実施例を挙げて本発明を詳しく説明する。

【0036】

本実施例の被検体情報取得装置のシステム概略図を図1に示す。

【0037】

(装置の構成)

被検体情報取得装置は、保持部材001、保持部材002、超音波探触子003、駆動機構004、キャリッジ005、駆動制御部006、送信制御部007、信号処理部U008、画像合成部009、画像表示部010を備える。

【0038】

(装置の動作)

まず超音波画像装置部分について説明する。超音波探触子003としては128chのリニアプローブを使用する。また、圧電素子024は中心周波数が6MHzであるPZTを用いる。被検体を保持する保持部材001には厚さ7mmのポリメチルペンテンからなる樹脂の平板を、もう片方の保持部材002は厚さ10mmのアクリル樹脂の平板を用意する。送信制御部007により、目標フォーカス位置に送信ビームを形成する電気信号が各圧電素子024に送られる。各圧電素子024において超音波信号に変換され、被検体へと伝播される。伝播された超音波は被検体によって反射・散乱されてエコー信号として受信開口を形成する複数の圧電素子024に保持部材001を介して受信される。なお、本実施例では64個の圧電素子024群から受信開口を形成している為、スキャンライン上の画像データはこの64個の受信信号から再構成される。ちなみに図5(A)は、スキャンライン021と圧電素子024との位置関係を示している。この受信信号は画像処理部U008に送られる。画像処理部U008においてスキャンライン021上の画像データが再構成される。

【0039】

次に走査スキャン方法について説明する。

【0040】

超音波探触子003はキャリッジ005に収められ駆動機構004に設置される。撮像エリアを設定すると駆動制御部006は駆動機構部004を構成するモータを駆動しキャリッジ005を移動させる。本実施例ではモータにはパルスモータを使用する。キャリッジ005は、パルスモータとボールねじを組み合わせた駆動機構部004によって2軸方向に任意の位置に任意の速度で移動出来る。キャリッジ005の通過経路は図3の(B)で示す通りに、探触子003が同座標(同位置)の超音波画像を少なくとも2回取得するように往復走査している。

【0041】

本実施例ではキャリッジ005は副走査方向に10mm移動(Pos.1-2→Pos.

10

20

30

40

50

・ 1 - 3) する。なお、画像データ取得時のリニアスキャン幅はおよそ 25 mm に設定し、少なくとも 2 回は撮像エリア内の同座標の画像データを取得するよう設定する。

【 0042 】

実際のキャリッジ 005 の移動と画像取得のタイミングについて説明する。まず、Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への往路では、送信フォーカス深さが 5 mm に来るように送信制御部 007 を駆動させる。Pos . 1 - 2 に到着後、Pos . 1 - 3 へ 10 mm 移動する。Pos . 1 - 3 から Pos . 1 - 4 への復路では送信フォーカス深さが 15 mm に来るように送信制御部を駆動させる。Pos . 1 - 4 に到着後、Pos . 1 - 5 へ 10 mm 移動し、再び送信フォーカス深さが 5 mm と 15 mm の画像データを交互に取得する工程を繰り返し、撮像エリア全体を移動する。画像合成部 009 深さに応じて画像データを合成することで、多段フォーカスの効果を持つ画像を実現出来る。なお、送信の条件の切替回数も抑えられることと、画像データが探触子走査毎にまとまって出力される為、全体の処理が簡単になる。

10

【 0043 】

また、より深い領域の画像を取得する場合、送信フォーカス位置の条件を増やすことで深部まで高解像度画像が実現出来る。40 mm 深さまでの画像領域を取得する場合、本実施例のキャリッジ 005 の通過経路は図 3 (c) のように探触子 003 が同座標の超音波画像を少なくとも 4 回取得するように往復走査する。

【 0044 】

本実施例ではキャリッジ 005 は副走査方向に 10 mm 移動 (Pos . 1 - 1 → Pos . 1 - 4) する。なお、画像データ取得時のリニアスキャン幅はおよそ 25 mm に設定しており、少なくとも 4 回は撮像エリア内の同座標の画像データを取得するよう設定する。

20

【 0045 】

実際のキャリッジ 005 の移動と画像取得のタイミングについて説明する。まず、Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への往路では、送信フォーカスが 5 mm に来るように送信制御部 007 を駆動させる。Pos . 1 - 2 に到着後、副走査方向には移動をせずに、Pos . 1 - 1 に向かう。この復路では、送信フォーカスが 15 mm に設定されるように送信制御部 007 を駆動させる。Pos . 1 - 1 に到着後、Pos . 1 - 4 へ 10 mm 移動する。Pos . 1 - 4 から Pos . 1 - 3 への往路では送信フォーカスが 25 mm に来るように送信制御部を駆動させる。Pos . 1 - 3 に到着後、副走査方向には移動をせずに、Pos . 1 - 4 に向かう。この復路では、送信フォーカスが 35 mm に設定されるように送信制御部 007 を駆動させる。

30

【 0046 】

Pos . 1 - 4 に到着後、Pos . 1 - 5 へ 10 mm 移動し、再び送信フォーカスが 5 mm、15 mm、25 mm、35 mm の画像データを交互に取得する工程を繰り返し、撮像エリア全体を移動する。

【 0047 】

この一連の工程により、撮像領域全体をフォーカス 4 種類の画像データを取得でき、これを合成する事で 40 mm 深さまで 4 段の多段フォーカスの画像を実現出来る。

【 0048 】

40

なお、一走査時に 2 段分の送信フォーカスの画像取得を実施する事も可能である。本実施例では図 3 (B) のような走査パターンにおいて Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への走査時は送信フォーカス 5 mm と 15 mm の画像を 2 種類撮像し、Pos . 1 - 3 から Pos . 1 - 4 への走査時は送信フォーカス 25 mm と 35 mm の画像を 2 種類撮像する。この様に撮像させる事で 4 段フォーカスの画像を実現出来る。なお、1 走査時に複数の画像を取得する場合、条件切替が増える為、処理やデータ出力が複雑化する為、同走査時には撮像種類を減らすのが好ましい。

【 0049 】

また、実施例ではデータ毎に受信条件を変更する。実施例では送信フォーカス 15 mm での画像において中心周波数 7 MHz のバンドパスフィルタを採用し、40 mm の画像に

50

においては中心周波数 5 MHz のバンドパスフィルタを採用する。また、ゲイン値も異なるものを採用する。これは画像データを合成した時に出力値のムラを生じさせない為である。

【0050】

以上のシステムを実際に使用した。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、多段フォーカスを実現する超音波画像を取得する事が出来る。

【実施例 2】

【0051】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例 1 と同じであり、異なる点は往復走査時における送信波形の中心周波数の違いである。本実施例のキャリッジ 005 を図 3 (c) のように探触子 003 が同座標の超音波画像を少なくとも 4 回取得するように往復走査する。Pos. 1 - 1 から Pos. 1 - 2 への走査時においては中心周波数 5 MHz の送信波形を照射し、Pos. 1 - 2 から Pos. 1 - 1 への走査時においては中心周波数 6 MHz の送信波形を照射する。Pos. 1 - 4 に移動後、Pos. 1 - 4 から Pos. 1 - 3 への走査時においては中心周波数 7 MHz の送信波形を照射し、Pos. 1 - 3 から Pos. 1 - 4 への走査時においては中心周波数 8 MHz の送信波形を照射する。以上の工程で作成された送信周波数の異なる 4 種類の画像データを画像合成部 009 にて合成する。合成比率は任意に設定出来るが、実施例では、浅い部分では一律 25% で混合し、深さ 30 mm よりも深い個所では 5 MHz と 6 MHz の画像の比率を挙げている。なお、照射条件だけでなく、信号処理部 U008 における処理内容も変えることで効果をより発揮する事が可能になる。実施例では、送信周波数に対応させて、中心周波数が 5 MHz, 6 MHz, 7 MHz, 8 MHz のバンドパスフィルタを図 4 のフィルタ処理部 017 において用いる。

【0052】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、周波数コンパウンドの効果を有する超音波画像を取得する事が出来る。

【実施例 3】

【0053】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例 1 と同じであり、異なる点は往復走査時における超音波照射のステアリング方向 (ステアリング角度 θ (図 5 (B) 図示)) の違いである。本実施例のキャリッジ 005 を図 3 (c) のように探触子 003 が同座標の超音波画像を少なくとも 4 回取得するように往復走査する。Pos. 1 - 1 から Pos. 1 - 2 への走査時においてはステアリング角が $\theta = -10^\circ$ になる送信パターンで照射し、Pos. 1 - 2 から Pos. 1 - 1 への走査時においてはステアリング角が $\theta = 10^\circ$ になる送信パターンで照射する。Pos. 1 - 1 から Pos. 1 - 4 に水平移動後、Pos. 1 - 4 から Pos. 1 - 3 への走査時においてはステアリング角が $\theta = 0^\circ$ になる送信パターンで照射し、Pos. 1 - 3 から Pos. 1 - 4 への走査時においては超音波を照射しない。ステアリング角度 θ を実現する送信パターンは送信制御部 007 において制御する。各工程で取得された受信信号は信号処理部 U008 にて再構成され、画像合成部 009 において任意の比率で合成する。なお、実施例では一律 33% で合成する。

【0054】

なお、照射条件だけでなく、信号処理部 U008 における処理を変えることで効果をより発揮する事が可能になる。実施例では、整相遅延部 012 において図 5 (B) のスキャンライン 022 上にフォーカスする遅延処理を施す。この遅延処理は画像データの歪みを生じさせる為、画像合成部 009 において、ステアリング角度 θ に対応させたアフィン変換処理を施し、歪みを修正した後に画像データを合成する。

【0055】

なお、ステアリング角度 θ によって撮像された領域は異なっている為、単純に合成する

と重複されない個所が発生する場合がある。実施例では走査領域を広めに撮像し、表示領域が全ての条件で撮像されるように設定する。

【0056】

また、ビームステアリング角度 θ は副走査方向のみでなく、主走査方向に傾けることも有効である。図10に主走査方向に送信ビームを傾けた様子を示す。

【0057】

本実施例のキャリッジ005を図3(c)のように探触子003が同座標の超音波画像を少なくとも4回取得するように往復走査する。Pos. 1-1からPos. 1-2への走査時においてはステアリング角が $\theta = -10^\circ$ になる送信パターンで照射し、Pos. 1-2からPos. 1-1への走査時においてはステアリング角が $\theta = 10^\circ$ になる送信パターンで照射する。Pos. 1-1からPos. 1-4に移動後、Pos. 1-4からPos. 1-3への走査時においてはステアリング角が $\theta = 0^\circ$ になる送信パターンで照射し、Pos. 1-3からPos. 1-4への走査時においては超音波を照射しない。

【0058】

送信ビームのステアリングはキャリッジ005に探触子003を主走査方向に傾きを制御できる駆動システムを設置し、駆動制御部006にて制御する事で実現する。実施例ではサーボモータを使用しているが、探触子の傾きを制御出来れば、他のアクチュエータを使用しても構わない。また、探触子003に1.5Dプローブを使用し、送信制御部007を制御する事で主走査方向にビームをステアリングする事も有効である。

【0059】

主走査方向にビームを傾けた場合においても、取得した画像データの処理はラテラル方向に傾けた場合と同じである。

【0060】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、空間コンパウンドの効果を有する超音波画像を取得する事が出来る。

【実施例4】

【0061】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例1と同じであり、異なる点は往復走査時における送信アポダイゼーションを変化させることである。本実施例のキャリッジ005の通過経路は図3の(B)で示す通りに、探触子003が同座標の超音波画像を少なくとも2回取得するように往復走査する。Pos. 1-1からPos. 1-2への往路では、送信開口各素子に一律の重みで送信制御部007を駆動させる。Pos. 1-2に到着後、Pos. 1-3へ10mm移動する。Pos. 1-3からPos. 1-4への復路では、送信開口各素子にハミング重みを付けるように送信制御部007を駆動させる。以上の工程で作成された送信アポダイゼーションが異なる2種類の画像データを画像合成部009にて合成する。実施例での合成の手法は、両画像の同位置の出力値をそれぞれ比較し出力値が小さい方を採用する手法を選択する。この合成により解像度が高くサイドローブが抑えられた画像が実現する。なお、このアポダイゼーションの組み合わせは任意に設定出来る。また、照射条件のみでなく、信号処理部U008内の加算機013において各素子毎に重みを付けることでアポダイゼーション効果をより強める事が出来る。本実施例では、送信条件に対応させ、Pos. 1-1からPos. 1-2への往路では素子毎に重みを付けず、Pos. 1-3からPos. 1-4への復路では素子毎にハミング重みを付ける。

【0062】

以上のシステムを実際に使用すると、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、サイドローブを抑えつつ解像度の高い超音波画像を取得する事が出来る。

【実施例5】

【0063】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例1と同じであり、異なる点は往復走査時に

10

20

30

40

50

ける画像撮像ラインの位置を変化する点である。本実施例のキャリッジ005の通過経路は図3の(B)で示す通りに、探触子003が同座標の超音波画像を少なくとも2回取得するように往復走査する。Pos. 1-1からPos. 1-2への往路では、図5(A)の示すような送信開口中央部にスキャンライン021を対応させ、Pos. 1-3からPos. 1-4への復路では、図5(C)で示すような送信開口中央部から半素子分ずらした位置にスキャンライン023を対応させる。このスキャンラインの変化は、送信制御部007と整相遅延部012での遅延時間の調整で実施する。それぞれ再構成した画像データを画像合成部009にて合成する。それぞれの画像データはスキャンライン021、023が、ラテラル方向で半ピッチ毎にずれている為、交互に並び変えることで、ラインピッチの細かい画像が実現出来る。なお、スキャンラインのずらし量は半ピッチに限定されるものではない。また、キャリッジ005の通過経路を変更し、同座標の超音波画像の取得回数を増やし、スキャンラインのずらし量に変化を持たせることで、よりラインピッチの細かい画像を撮像する事ができる。

10

【0064】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、ラテラルピッチが細かい超音波画像を取得する事が出来る。

【実施例6】

【0065】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例1と同じであり、異なる点は往復走査時における撮像タイミングを変化させる点である。本実施例のキャリッジ005の通過経路は図3の(B)で示す通りに、探触子003が同座標の超音波画像を少なくとも2回取得するように往復走査する。Pos. 1-1からPos. 1-2への往路では、図6に示す通りキャリッジ走査方向に0.50mm毎に撮像し、Pos. 1-3からPos. 1-4への復路では、往路で撮像した位置に対し0.25mmずれた位置で撮像する。それぞれ再構成した画像データを画像合成部009にて合成する。再構成した画像データを主走査方向のラインを交互に選択する事で、主走査方向のピッチの細かい画像が実現出来る。なお、撮像タイミングの変化量は上記の数値に限定されるものではない。また、キャリッジ005の通過経路を変更し、同座標の超音波画像の取得回数を増やし、撮像タイミングの変化量を複数持たせることで、よりピッチの細かい画像を撮像する事ができる。

20

【0066】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、主走査方向のピッチの細かい超音波画像を取得する事が出来る。

30

【実施例7】

【0067】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例1と同じであり、異なる点は、図7記載のドブラ機能を有する信号処理部D018を付属しており、これによってドブラ画像を得る点である。本実施例のキャリッジ005の通過経路は図3の(B)で示す通りに、探触子003が同座標の超音波画像を少なくとも2回取得するように往復走査する。Pos. 1-1からPos. 1-2への往路では、実施例1~6の記載に示す画像データを撮像する。Pos. 1-3からPos. 1-4への復路では、信号処理部D018にて超音波ドブラ法を用いた血流画像を作成する。なお、超音波ドブラの手法について、本実施例ではカラードブラを採用するが、パワードブラなどの他のドブラの手法を使用しても構わない。往路で撮像した画像データと復路で撮像された血流データを画像合成部009において合成し、画像表示部010にて重畳画像を表示する。

40

【0068】

血流データは超音波照射方向と血管方向の角度によって精度が変化する。その為、照射角度によっては精度が悪い血流データが取得される場合がある。血流データの精度を向上させる為に、実施例では超音波探触子003からの超音波照射方向を変化させ取得した血流データを2回以上取得し合成する事も実施する。

50

【 0 0 6 9 】

本実施例のキャリッジ 0 0 5 を図 3 (c) のように探触子 0 0 3 が同座標の超音波画像を少なくとも 4 回取得するように往復走査する。Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への往路時と Pos . 1 - 2 から Pos . 1 - 1 への復路時においては実施例 1 ~ 6 の記載にある画像データを取得する。Pos . 1 - 4 から Pos . 1 - 3 への往路時と Pos . 1 - 3 から Pos . 1 - 4 への復路時においては血流データを取得した。血流データ取得時の往路復路においては、図 1 0 に示すように、超音波照射角度を主走査方向に対し 1 0 ° 傾ける。この超音波照射角度を傾ける手法としては、実施例 3 のビームのステアリングの手法と同様で、キャリッジ 0 0 5 に探触子 0 0 3 の主走査方向に傾きを制御できる駆動システムを設置し、駆動制御部 0 0 6 にて制御する事で実現する。なお、実施例 3 で記載の通り、探触子 0 0 3 に 1 . 5 D プローブを使用し、送信制御部 0 0 7 を制御する事で主走査方向にビームをステアリングする事も有効である。

10

【 0 0 7 0 】

信号処理部 D 0 1 8 では往路復路の画像情報を傾斜角度分の補正を加え、往路復路で位置関係が対応させる。取得した画像データと血流データを画像合成部 0 0 9 にて合成し、画像表示部 0 1 0 にて重畳表示する。

【 0 0 7 1 】

今回は傾斜角度を 1 0 ° に設定するが、この角度は任意に設定できる。また、画像データと血流データを重畳するだけでなく、任意の画像位置を示すことで、その個所の血流値を表示するのも効果的である。

20

【 0 0 7 2 】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、超音波画像とドプラ情報を取得し、重畳表示する事が出来る。

【 実施例 8 】

【 0 0 7 3 】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例 1 と同じであり、異なる点は、図 8 記載のエラストグラフィ機能を有する信号処理部 E 0 1 9 を付属しており、これによってエラストグラフィック画像を得ている点である。本実施例のキャリッジ 0 0 5 の通過経路は図 3 の (B) で示す通りに、探触子 0 0 3 が同座標の超音波画像を少なくとも 2 回取得するように往復走査する。Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への往路では、実施例 1 ~ 6 の記載に示す様な画像データを取得する。Pos . 1 - 3 から Pos . 1 - 4 への復路では、探触子 0 0 3 から連続波を照射するように送信制御部 0 0 7 を駆動させる。その時発生する弾性波の伝搬速度を検出し、その情報を信号処理部 E 0 1 9 にて処理する事で照射位置の被検体の硬度データを算出する。本実施例では 4 M H z の連続波を照射し、信号処理部 E 0 1 9 において照射位置毎の硬さ数値と硬さ情報を色に変換した硬度データを作成する。取得した画像データと硬度データは画像合成部 0 0 9 にて合成され、画像表示部 0 1 0 にて重畳表示される。なお、重畳の切替は設定で切り替える事が出来、硬度データは必要な時に数値、および色情報で表示される。なお、本実施例では弾性波の伝達速度を計測することで硬度データを算出する手法を採用しているが、超音波の放射音圧によって生じる歪みを計測する事で硬さ情報を計測する手法を使用する事も有効である。

30

40

【 0 0 7 4 】

以上のシステムを実際に使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、超音波画像と硬さ情報を取得し、重畳表示する事が出来る。

【 実施例 9 】

【 0 0 7 5 】

装置の構成と基本的な装置の動作は実施例 1 と同じであり、異なる点は、図 9 記載の R F データメモリ 0 2 0 を有し、往復走査において個別に取得した R F 信号を一時保存し、合成処理が可能なシステムを有する点である。本実施例のキャリッジ 0 0 5 の通過経路は図 3 の (B) で示す通りに、探触子 0 0 3 が同座標の超音波画像を少なくとも 2 回取得す

50

るように往復走査する。Pos . 1 - 1 から Pos . 1 - 2 への往路では、正負に振動する超音波を照射する。探触子 0 0 3 で取得されたエコー信号は加算部 0 1 3 で加算されたのち、RF データメモリ 0 2 0 に保存される。Pos . 1 - 3 から Pos . 1 - 4 への復路では、往路時の波形の位相を 180° ずらした超音波を照射する。探触子 0 0 3 で取得されたエコー信号は加算部 0 1 3 で加算されたのち、RF データメモリ 0 2 0 に保存されていた往路で取得した RF 信号と加算する。加算した RF 信号をフィルタ処理部 0 1 7 にて高調波に対応したバンドパスフィルタで処理した後に再構成し画像データを取得する。なお、RF データを加算せずに通常の画像データも作成できるので、画像合成部 0 0 9 にて画像データと高調波画像データを合成し、画像表示部 0 1 0 にて重畳表示する事が出来るし、合成せずに単独で画像を出力する事もできる。本実施例では、位相反転法によるハーモニック画像を実現する為に RF データメモリ 0 2 0 を使用しているが、この場合、基本波と高調波を受信できる感度特性を有する探触子 0 0 3 が必要である。

10

【 0 0 7 6 】

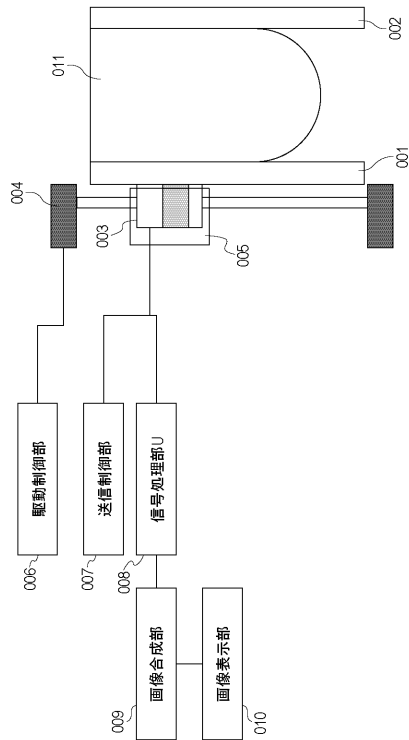
以上のシステムを実際使用する。その結果、条件の切替による探触子走査速度の低下や処理の複雑化を抑えつつ、高調波画像と B モード画像を取得し、重畳表示する事が出来る。

【 符号の説明 】**【 0 0 7 7 】**

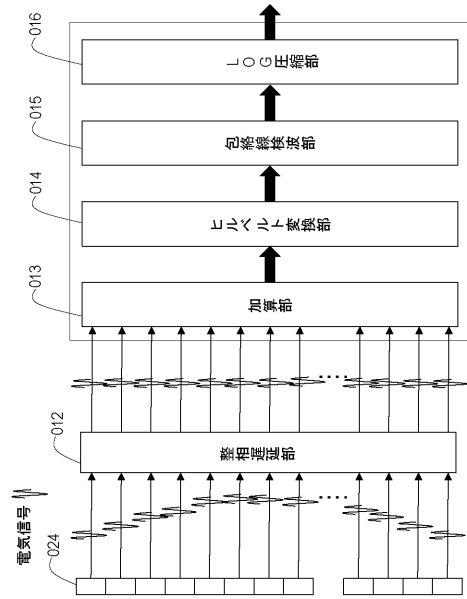
- 0 0 3 超音波探触子
- 0 0 4 駆動機構
- 0 0 5 キャリッジ
- 0 0 6 駆動制御部
- 0 0 7 送信制御部
- 0 0 8 信号処理部 U
- 0 0 9 画像合成部
- 0 1 0 画像表示部
- 0 1 1 被検体
- 0 2 4 圧電素子

20

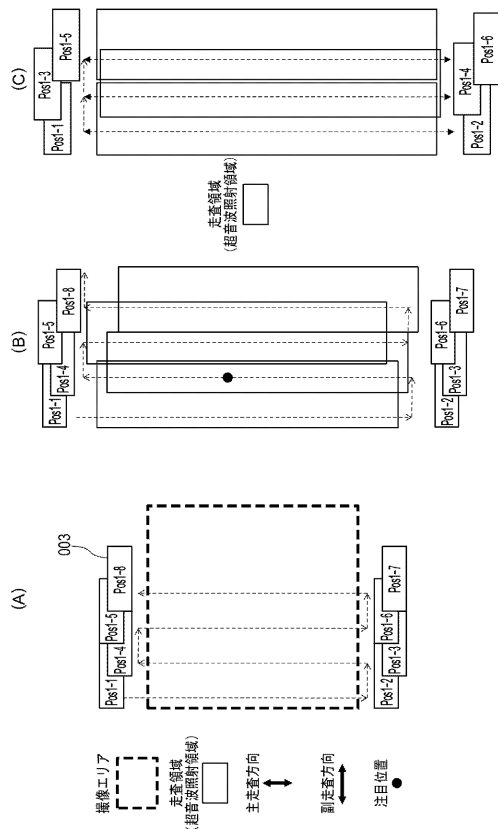
【図 1】



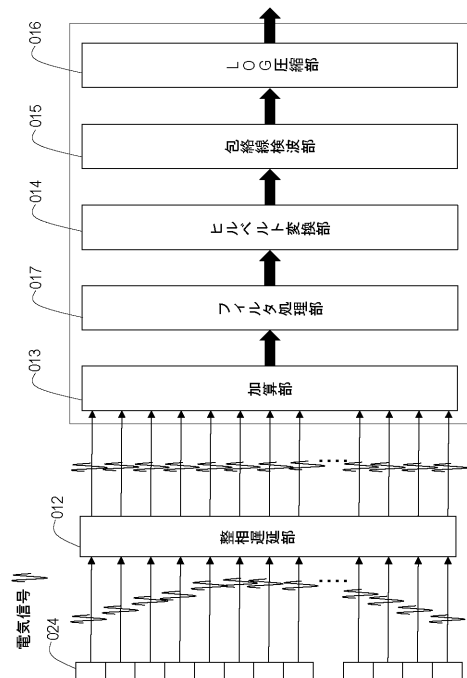
【図 2】



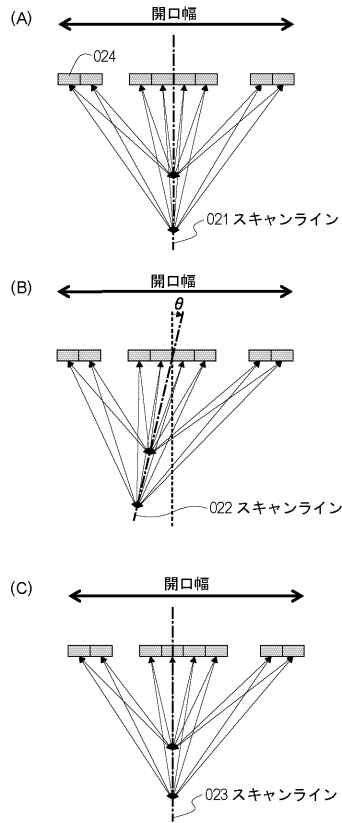
【図 3】



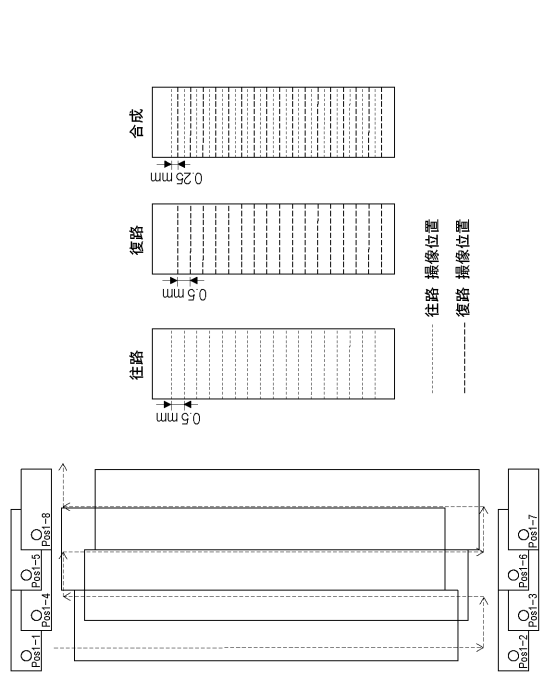
【図 4】



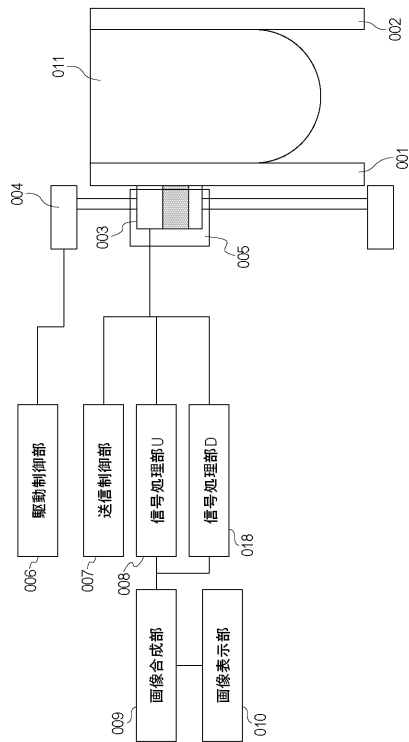
【 図 5 】



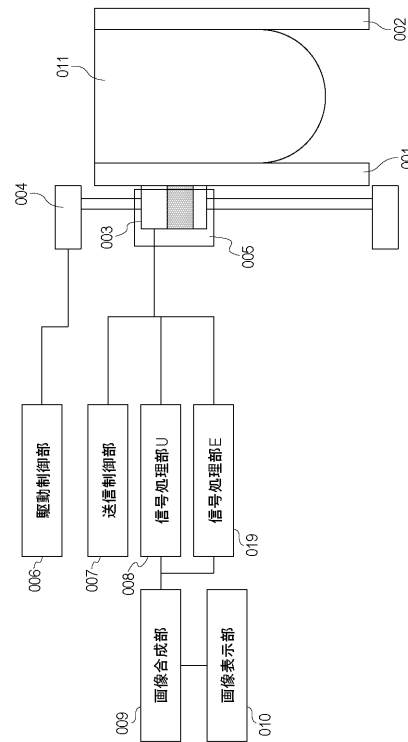
【 図 6 】



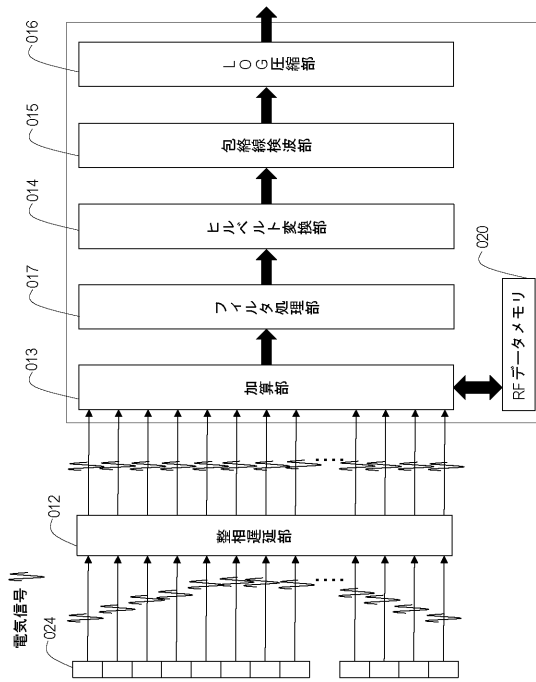
【 図 7 】



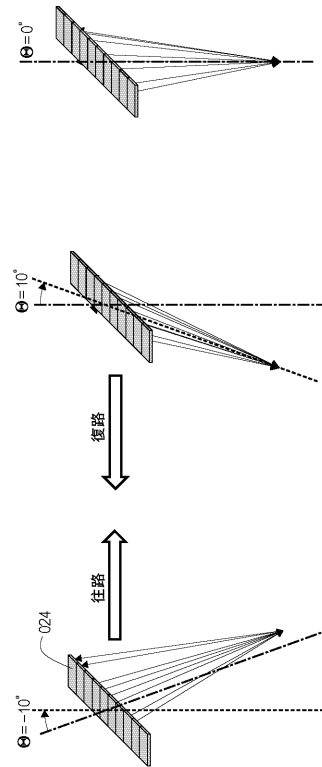
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	被检体情报取得装置		
公开(公告)号	JP2014184073A	公开(公告)日	2014-10-02
申请号	JP2013062580	申请日	2013-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	海老澤尚史		
发明人	海老澤 尚史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 A61B8/485 G01S7/52026 G01S7/52031 G01S7/52036 G01S7/52046 G01S7/52047 G01S15/8915 G01S15/8938 G01S15/895 G01S15/8963 G01S15/8979 G01S15/8993 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/HH35 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
其他公开文献	JP6222955B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于进一步改善超声图像的图像质量的设备。
 解决方案：探针003，用超声波照射物体，接收反射波，然后将其转换为电信号；扫描单元，相对于物体往复扫描探针，以及超声波。用于控制超声波的照射的超声波控制装置007，用于获取超声波图像的信号处理装置008以及用于合成多个超声波图像的合成装置009。往复扫描探头，使得超声波照射区域重叠，超声波控制装置007使超声波照射方法在前进路径和后退路径之间不同，并且合成装置009制作多个超声波图像。以合成为特征的被检体信息获取装置。[选型图]图1

