

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体から反射されてくる超音波を、複数の超音波変換素子を含み構成されている超音波プローブで受信し、取得されるエコー信号に基づいて、被検体に関する画像データを作成する超音波診断装置であって、

複数の前記超音波プローブと、

前記複数の超音波プローブ毎に設けられており、前記超音波変換素子による超音波の送信あるいは受信するタイミングを電子的に遅延させるための遅延手段と、

前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を検出するための位置及び方向検出手段と、

前記複数の超音波プローブにおける、前記複数の超音波変換素子に対する信号遅延を制御する遅延制御信号を発生するための遅延制御信号発生手段とを具備し、

前記遅延制御信号は、前記位置及び方向検出手段から取得される情報に応じて前記信号遅延を制御し、

前記遅延制御信号を前記遅延手段に入力することにより、前記超音波変換素子による被検体への超音波の送信タイミングあるいは該被検体から反射される超音波の受信タイミングを制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向が変わるようにビーム走査が行なわれ、該ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に、前記複数の超音波プローブの前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブにより受信される超音波ビームの受信方向が変わるようにビーム走査が行なわれ、該ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に、前記複数の超音波プローブの前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段を有することを特徴とする請求項 1 あるいは 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブから送信される超音波ビームは、前記遅延手段により該超音波ビームのフォーカシングが行なわれ、ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に前記複数の超音波プローブの前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記被検体から反射されてくる超音波に対して、前記遅延手段により受信フォーカシングが行なわれ、前記超音波ビーム走査を開始する時点、或いは超音波ビーム走査中に、前記超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段を有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブによるビーム走査を開始する前に、前記遅延量算出手段による算出結果を遅延量テーブルに書き込み、前記ビーム走査中は、該遅延量テーブルに基づき前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子各々の信号遅延制御を行うことを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

一つのフレーム画像を取得する度ごとに前記位置及び方向検出手段により情報を取得し、且つ前記複数の超音波変換素子に対する遅延量を遅延量算出手段により算出して、前記遅延制御信号を発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

フレーム画像間での前記超音波プローブの相対位置及び相対角度情報の変動が基準値を超えた場合のみ、前記遅延量を再度前記遅延量算出手段により算出して、前記遅延制御信号を発生させることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを送信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報に基づき、前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出することを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを送信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を取得し、取得された情報が直前の情報と比較して、基準値以上の変動があった場合のみ、再度、前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブにより超音波ビームを受信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報方向に基づき、前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出することを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを受信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を取得し、取得された情報が直前の情報と比較して、基準値以上の変動があった場合のみ、再度、前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出することを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記複数の超音波プローブ同士が、支持肢連結手段により互いに連結されていることを特徴とする請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波エコー信号に基づいて画像データを作成する超音波診断装置や医用画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置に於いて、複数のプローブから体内組織の異なる方向からの体組織断面画像を合成することで、単一プローブを用いるよりも簡便に多くの情報を採取する装置が知られている。

【0003】

特許文献 1 に開示されているのは、複数の超音波プローブとそれらを固定する固定具、音響カップリング材、プローブ切り替え部、画像データ計測部、画像データ合成部、動画表示部からなる体組織横断面の動画撮影装置である。

40

【0004】

複数のプローブは、各々超音波を送信し、体組織からのエコー信号を各々受信する。そして、プローブ切り替え部は複数プローブからのエコー信号を順次切り替えて画像データ計測部へ送り、画像データ切り替え部ではプローブからのエコー信号をもとに体内の断面画像を作成する。プローブ切り替え部において、プローブからのエコー信号を順次切り変えることで、画像データ計測部では、各プローブにより順次異なる視点からの体組織断面画像を作成することが可能となる。さらに、

50

複数プローブを固定する固定具には角度センサが具備されており、各プローブの相対位

置が検出される。画像データ合成部では、この相対位置情報を利用することで、画像データ計測部で順次作成される体組織断面画像を合成することが可能となる。

【 0 0 0 5 】

こうして、プローブを逐次移動して得られるのと同様に、異なる視点から撮像した体組織断面合成画像が得られる。異なる視点からの断面合成像を得ることで、例えば、超音波反射が高くエコー画像が撮り難い骨組織の影に位置する体組織が撮影でき、また組織間の位置関係が把握し易くなるなどの診断に有効な情報を採取することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

10

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 3 5 7 5 8 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の超音波診断装置では、各プローブに付随したセンサからのプローブ位置に関わる情報は、各プローブでほぼ独立に作成された画像を合成する際に用いられるのみである。そして、各プローブは、予め定められた撮像画角やフォーカシング動作を行うのみであり、撮像対象の体組織とプローブの位置関係に関わらず、各プローブの撮像動作は実質的に固定されている。このため、上記特許文献 1 に開示されているように、複数プローブを体表面の形状に合わせて自在に配置した場合であっても、所望の体組織の診断上有効となる方向や画角からの断面画像を得る上では制約があることになる。

20

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明は、このような制約が比較的少ない新規な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波診断装置は、

被検体から反射されてくる超音波を、複数の超音波変換素子を含み構成されている超音波プローブで受信し、取得されるエコー信号に基づいて、被検体に関する画像データを作成する超音波診断装置であって、

30

複数の前記超音波プローブと、

前記複数の超音波プローブ毎に設けられており、前記超音波変換素子による超音波の送信あるいは受信するタイミングを電子的に遅延させるための遅延手段と、

前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を検出するための位置及び方向検出手段と、

前記位置及び方向検出手段から取得される情報を用いて、前記複数の超音波プローブにおける、前記複数の超音波変換素子に対する信号遅延を制御する遅延制御信号を発生するための遅延制御信号発生手段とを具備し、

前記遅延制御信号を前記遅延手段に入力することにより、前記超音波変換素子による被検体への超音波の送信タイミングあるいは該被検体から反射される超音波の受信タイミングを制御することを特徴とする。

40

【 0 0 1 0 】

また、別の本発明に係る超音波診断装置は、

被検体から反射されてくる超音波を、複数の超音波変換素子を含み構成されている超音波プローブで受信し、取得されるエコー信号に基づいて、被検体に関する画像データを作成する超音波診断装置であって、

複数の前記超音波プローブと、

前記複数の超音波プローブ毎に設けられており、前記超音波変換素子による超音波の送信あるいは受信するタイミングを電子的に遅延させるための遅延手段と、

50

前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を検出するための位置及び方向検出手段と、

前記複数の超音波プローブにおける、前記複数の超音波変換素子に対する信号遅延を制御する遅延制御信号を発生するための遅延制御信号発生手段とを具備し、

前記遅延制御信号は、前記位置及び方向検出手段から取得される情報に応じて前記信号遅延を制御し、

前記遅延制御信号を前記遅延手段に入力することにより、前記超音波変換素子による被検体への超音波の送信タイミングあるいは該被検体から反射される超音波の受信タイミングを制御することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の効果】

【0011】

本発明では、複数プローブ間の相対位置情報等を用いて、複数の超音波プローブの個々の超音波変換素子に対する信号送受の遅延量を決める。それによって、複数プローブからの送信ビーム方向や送信フォーカス位置、並びに受信フォーカス位置を所望の位置へ適宜設定することができる。更に、複数の超音波プローブからの受信信号の位相を揃えた加算信号を用いて画像構築を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態を説明するための模式図である。

【図2】本実施形態を説明するための処理フロー図である。

【図3】本実施形態を説明するための処理フロー図である。

【図4】本実施例を説明するための模式図である。

【図5】本実施例を構成する位置センサの構造の模式図である。

【図6】本実施形態を説明するための処理フロー図である。

【図7】本実施形態を説明するための処理フロー図である。

【図8】本実施形態を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体から反射されてくる超音波を、複数の超音波変換素子を含む構成されている超音波プローブで受信し、取得されるエコー信号に基づいて、被検体に関する画像データを作成するものである。

【0014】

そして、当該超音波診断装置には、複数の前記超音波プローブ（図1の符号1、100）と、前記複数の超音波プローブ毎に設けられており、前記超音波変換素子による超音波の送信あるいは受信するタイミングを電子的に遅延させるための遅延手段を有する。ここでいう遅延手段は、図1における送信遅延発生器4あるいは受信遅延発生器7に該当する。

【0015】

更に、本発明に係る超音波診断装置は、前記複数の超音波プローブ（1、100）の相対位置情報と相対角度情報を検出するための位置及び方向検出手段（位置センサ10）を有する。そして、この前記位置及び方向検出手段（10）から取得される情報を用いて、前記複数の超音波プローブ1における、前記複数の超音波変換素子に対する信号遅延を制御する遅延制御信号を発生するための遅延制御信号発生手段12とを具備する。

【0016】

ここで、前記遅延制御信号は、前記位置及び方向検出手段（10）から取得される情報に応じて前記信号遅延を制御することが好ましい。なお、前記位置及び方向検出手段（10）から取得される情報は、例えば、前記複数の超音波プローブ（1、100）の相対位置情報と相対角度情報のことである。さらに、前記複数の超音波プローブそれぞれから所定のフォーカシング位置までの距離に基づいて、前記複数の超音波変換素子に対する前記信号遅延を制御することが好ましい。このとき、所定のフォーカシング位置（点）は、前

10

20

30

40

50

記複数の超音波プローブにとって共通に設定されることが好ましい。

【0017】

前記遅延制御信号を前記遅延手段4、7に入力することにより、前記超音波変換素子による被検体への超音波の送信タイミングあるいは該被検体から反射される超音波の受信タイミングを制御することが可能となる。

【0018】

(ビーム走査)

前記超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向が変わるようにビーム走査を行うことができる。そして、該ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に、前記複数の超音波プローブ1、100の前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定するための遅延量算出手段(不図示)を利用することができる。

10

【0019】

また、前記超音波プローブにより受信される超音波ビームの受信方向が変わるようにビーム走査を行なうことができる。そして、該ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に、前記複数の超音波プローブの前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段(不図示)を利用することができる。

【0020】

(ビームフォーカシング)

前記超音波プローブから送信される超音波ビームは、前記遅延手段により該超音波ビームのフォーカシングを行うことができる。ビーム走査を開始する時点、或いは該ビーム走査中に前記複数の超音波プローブの前記相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段(不図示)を利用する。

20

【0021】

また、前記被検体から反射されてくる超音波に対して、前記遅延手段により受信フォーカシングを行うことができる。そして、前記超音波ビーム走査を開始する時点、或いは超音波ビーム走査中に、前記超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報に応じて前記超音波変換素子の遅延量を決定する遅延量算出手段(不図示)を利用することができる。

【0022】

図1は、本発明に係る超音波診断装置を説明する為の図である。ただし、本発明に特徴的な構成を主として示し、超音波医用画像診断装置に関する技術領域で一般的な事項であることに關しては一部記載を省略してある。

30

【0023】

符号1は、超音波の送受信を行う複数のあるプローブの内の一つ(第一のプローブ)であり、複数(本例ではn個)の超音波変換素子1-1から1-nがアレイ上に配列されている。図の簡便のために、第二のプローブ以下は省略してあるが、第一のプローブ1と同様の構成からなっており、各プローブは、以下詳述する符号2から7の構成要素、並びに後述のセンサ10を具備している。

【0024】

第一のプローブ1の各超音波変換素子(1-1から1-n)は各々送信用増幅器2、受信用増幅器5、D/A変換器3、A/D変換器6、送信用遅延発生器4、受信用遅延発生器7に接続されている。そして、送信用遅延発生器4は分波器8に、受信用遅延発生器4は加算器9にそれぞれ接続されている。

40

【0025】

図1では、送信用増幅器2、受信用増幅器5、並びにD/A変換器3、A/D変換器6及び送信用遅延発生器4、受信用遅延発生器7を各々受信用、送信用別個に用意してあるが、それぞれ受信用送信用を兼用させて、構成を簡略化することも可能である。斯かる場合、部品点数を減らし全体構成をコンパクトにしコストを低減させる効果がある。勿論、図1の構成では、たとえば増幅器に関しては送信用としては高電圧を発生し得るものを選択し、受信用には低ノイズのものを選択するなど機能上求められる特性の異なるものを別

50

個に選択することが可能となる。

【0026】

送信用遅延発生器4、受信用遅延発生器7は、各々の送信遅延制御信号、受信遅延制御信号に基づきデジタル時系列信号に時間遅延を生じせしめるものであり、周知のデジタル遅延回路で構成できる。勿論、入力デジタル時系列信号をメモリ上に格納し、遅延量に応じたタイミングで読み出しを行うことで遅延を生じせしめることもできる。更に、送信遅延制御信号、受信遅延制御信号に信号振幅の情報を含めることもできる。斯かる場合には、送信用遅延発生器4、受信用遅延発生器7には、遅延の他に、入力信号にデジタル的な乗算を行う振幅増幅機能をも含めることができる。このような構成をとることで後述のアポダイゼーション処理を行うことができる。なお、アポダイゼーション処理とは、例えば送信の場合に、一つのプローブ内に内在する複数の振動子間で、送信信号の振幅を変えて送信する処理をいう。受信の場合には、受信信号の増幅量を振動子間で帰る処理のことをいう。

10

【0027】

また各プローブには位置センサが付随している。

【0028】

図1では、第一のプローブ1に付属した第一の位置センサ10を図示しているが、不図示の各プローブにも同様の位置センサが付属している。第一の位置センサ10は、第一のプローブ1の位置及びプローブ1の相対角度及び超音波素子アレイのアジマス角度を検出する。これら位置、相対角度、アジマス角度は既知の磁気センサ、光センサ、ロータリーエンコーダーを組み合わせることで検出できる。特に後述のように各プローブを保持する保持具に装備したリニアセンサとロータリーエンコーダーにより検出できる。

20

【0029】

この意味で第一の位置センサは位置・角度複合センサであるが、本説明では説明の簡便のため一括して位置センサと称する。

【0030】

また、前述したように、第一のプローブ以外の他のプローブにも同様に位置センサを具備し、各プローブの位置、相対角度、超音波素子アレイのアジマス角度を検出することができる。ここでいう、位置には、複数のプローブ同士の相対位置、あるいは、何らかの基準位置に基づく各プローブの相対位置が含まれる。また、相対角度には、2つのプローブがそれぞれ向いている方向によりなる角度（対向角度）や、基準方向に対して、個々のプローブが向いている方向がなす角度が含まれる。なお、超音波素子アレイのアジマス角度は、個々のプローブに対する相対角度（個々のプローブの送信あるいは受信ビーム方向を軸にした場合の回転角度）でよい。

30

【0031】

第一の位置センサ10で検出された第一のプローブ1の位置、相対角度、超音波素子アレイのアジマス角度は走査制御手段11、遅延制御信号発生手段12へ入力される。

【0032】

更に、二番目以降のプローブに付随し、付随した各プローブの位置、相対角度、超音波素子アレイのアジマス角度を検出する二番以降の位置センサからの出力も走査制御手段11、遅延制御信号発生手段12へ入力される。

40

【0033】

走査制御手段11及び遅延制御信号発生手段12は個別の電子回路を用いて構成することもできるが、CPUに処理方法をプログラムしておくことにより構成することも可能である。本例では、走査制御手段11及び遅延制御信号発生手段12とを区別して記載しているが、同一CPU内の別処理として実現することも可能である。

【0034】

（データ作成手順）

次に、本実施形態における体組織の断層映像データ作成手順について述べる。

【0035】

50

通常、断層映像は複数の時系列の断層画像から構成される。これらの断層画像をフレーム画像と称し、本実施形態においても、フレーム画像ごとに断層画像の画像データを作成し、これらの時系列データである断層映像データを表示する。このフレーム画像データを作成する処理をフレーム処理と呼ぶ。

【0036】

フレーム処理において、各断層画像データ（フレーム画像データ）を作成するために、始めに対象体組織を横切る断層面を設定し、当該断層面を複数の画像走査線で分割する。

【0037】

各画像走査線のデータを得るために、各プローブからの超音波の送信ビーム方向と受信時の指向性方向を走査する（以降、これらをそれぞれ、「送信ビーム方向」、「受信ビーム方向」と称する。）。 10

【0038】

超音波の送信ビームは対象を有効に照射するためフォーカシングされる。送信フォーカシングは、送信ビーム方向の一つ或いは一つ以上の点（送信フォーカス点）へ送信超音波を集束させるもので、各プローブの超音波変換素子から発生する超音波のパルスに各々遅延を生じさせることで送信超音波を集束させる。

【0039】

また、超音波エコーの受信時には集束された送信ビームに添って伝搬する送信超音波パルスに対して、受信ビーム方向の各点からのエコーを集束して受信するように各プローブの超音波変換素子で受信するエコー信号に各々遅延を生じさせる。このようにすることで受信フォーカシングが行われる。受信フォーカシングする点（受信フォーカス点）は超音波の伝播に合わせて受信時に複数点設定することも可能である。 20

【0040】

送信ビーム方向と送信パルスのタイミング、受信ビーム方向を設定することで受信したエコー信号より画像走査線データを作成する。

【0041】

例えば、画像走査線の方法は、複数の超音波プローブのいずれかのプローブの送信ビーム方向と一致させることが好ましい。この場合、当該プローブからの送信超音波パルスの伝播のタイミングに応じて、複数のプローブの受信フォーカス点を各プローブで一致させながら送信ビーム方向へ移動させる。このようにすることで、当該送信超音波パルスに対する体組織の超音波エコーが複数のプローブで同時に時系列信号として受信できる。 30

【0042】

このようにして、画像走査線上の各点からの超音波エコー信号が各プローブに於いて時系列信号として作成される。次に、隣接する画像走査線に対して同様の動作を行うことで断層面を構成する画像走査線に対応した時系列信号の複数列が得られこれより超音波エコーからの断層映像が作成される。さらに、後述するように、複数プローブの送信ビームにより合成されたビームを送信ビームとして用いることもできる。この場合は合成ビームの方向を画像走査線方向として、この方向に沿って各プローブ受信フォーカス点を移動させることで各プローブで超音波エコーが同時に時系列信号として受信できる。斯かる場合、体組織の点からの超音波エコー信号は、ほぼ同時刻に各超音波プローブへ到達する。 40

【0043】

本発明の特徴的な適用例は、複数の各プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度を検出し、これら検出された情報を基に、各プローブの各超音波変換素子の受信信号に遅延を生じさせる。このようにすることで、各超音波変換素子からのエコー時系列信号上での体組織同一点からのエコー信号を同期させ、各プローブからの信号の整相加算を行った時系列エコー信号を作成し、このエコー信号より一つの断層画像を作成することである。複数の超音波プローブからのエコー信号を整相加算することで、各プローブの超音波素子アレイの開口を合成した効果が得られることになる。一般に、超音波素子アレイの開口の大きさが大きくなるほど横方向の解像度が向上し、例えば電波レーダーの技術分野では、限定された開口を有する複数のアンテナ素子出力を整相加算することで分解 50

能を向上させることができる。本発明を適用することにより、複数のプローブからなる超音波診断装置に開口合成を行わせることが可能であり、これにより作成される超音波エコー断層画像の解像度が向上する。

【 0 0 4 4 】

また、上記のように複数プローブからの受信信号を整相加算して一つの断層画像データを作成するのではなく、複数プローブの各々で断層画像データを作成後、それらの画像データを合成することで2D或いは3D画像を作成する場合には本発明は適用できる。即ち、従来は、各プローブで作成された断層画像データをもとにひて、2D、3D画像を構築する際に、画像データ間の繋ぎ合わせ（レジストレーション）での位置合わせが重要となっていた。そして、このとき画像データをもとに位置合わせを行うと、その位置合わせの精度は画像データのピクセル単位が限界となる。本実施形態に係る発明のように、上記のような受信時の走査、フォーカシングを行うと、前記画像走査に対応した各プローブからの時系列信号は体組織のエコー源からの対応信号が同期しているため、信号上で大きく位置がずれることはない。

10

【 0 0 4 5 】

更に、検波前のエコーRF信号は超音波の周波数をキャリア周波数としている。そのため、異なるプローブからのエコー時系列信号間を周知の位相検知法、例えば直交検波による位相測定や相互相関検出法を用いることで超音波波長以下の精度で信号間のずれを検出することが可能である。この検出を行うことで各プローブ間の画像データを使用超音波波長程度の位置精度で合成できる。一般に使用超音波波長は画像データのピクセル径より小さいため、画像データ合成の精度が向上する。

20

【 0 0 4 6 】

なお、複数の超音波プローブをいくつかの群に分けて、各群ごとにプローブからのエコー時系列信号を整相加算し画像データを作成した後に、各群の画像データを上記エコー時系列信号を用いた位置合わせにより合成することも可能である。

【 0 0 4 7 】

また、前記画像走査線を複数のプローブからの送信ビームで構成することも可能である。

【 0 0 4 8 】

一般に超音波は、体組織内で吸収・散乱されるために送信超音波の減衰が生じ、特に吸収が大きい10MHz程度以上の高周波の超音波は、波長が短い為厚み方向分解能が高いものの、表層あるいは表層から浅い部分の断層画像しか得られないとされていた。一方、体組織深部の同一点に対し送信フォーカスを行った複数のプローブからの送信ビームを当該点で交差させることにより、超音波が干渉し当該点付近でビーム交差角度に応じて横長状の高音圧領域が形成される。このとき、複数各プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジマス角度を検出しこれらを基に各プローブの各超音波変換素子の送信信号に遅延を生じさせることで、送信超音波パルスの到達タイミング及び送信パルス波形の位相を揃えることが可能である。送信ビーム交差領域では各プローブからの超音波が干渉により合成させるために位相までを揃えるように各プローブから超音波パルスを送信することで効率的に高音圧部分を形成できる。さらに云えば、このようなフォーカス点で位相を揃えるような波の送信は各プローブ超音波アレイ開口を合成して有効開口を増加させることに相当する。周知のごとく受信時と同様に送信時の開口が大きく程細いビームにフォーカスできるため、送信ビーム交差領域の高音圧領域は細くなり効率的に音圧を高くできる。超音波診断装置としてこのような送信フォーカシングを行うことは以下のような利点を有する。即ち、深部断層を得るため高出力超音波変換素子を用いると体表より超音波を送信するため表層付近でも強度の高い超音波が体内を通過するため組織へダメージを与えやすくなる。本発明を用いた以上のような超音波送信方法では有効開口が大きい超音波変換素子アレイを用いて体深部でのフォーカスを有効に用いるため表層組織へのダメージが生じ難いという利点を有する。特に以上のような超音波送信方法では複数のプローブによる開口を合成して使用するため、例えば心臓などのように骨により部分的に覆われ、超音波が

30

40

50

到達できる領域に体表へ充分な開口をまとめて形成できない場合にも有効である。具体的には、複数のプローブ開口を骨の欠損部分に配し、開口を合成することで送信超音波を有効に収束でき、深部組織より輝度の高い画像を得ることができる。

【0049】

図2に本実施例を用いたフレーム処理のフローを示す。

【0050】

特徴事項としては、前記超音波プローブによるビーム走査を開始する前に、前記遅延量算出手段による算出結果を遅延量テーブルに書き込む。そして、前記ビーム走査中は、該遅延量テーブルに基づき前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子各々の信号遅延制御を行うことである。以下、詳細に説明する。

10

【0051】

本実施例の特徴は時系列の断層画像であるフレーム画像を作成する各フレーム処理毎に、各プローブの位置センサ10で各プローブの位置を計測する。そして、この計測により得られる情報を用いて各プローブの各超音波変換素子アレイに接続した送信遅延発生器4及び/又は受信遅延発生器7への遅延量を遅延量計算手段で算出することにある。遅延量計算手段は走査制御手段11あるいは遅延制御信号発生手段12内に電気回路あるいはCPU上のプログラムとして構成される。遅延量計算手段により計算された送信遅延発生器4及び/又は受信遅延発生器7への遅延量の組をもとにして、送信、受信のタイミングに応じて遅延制御信号発生手段12で各プローブの各送信遅延発生器4及び受信遅延発生器7への遅延制御信号を送る。こうして、送受信ビームの形成が行われる。

20

【0052】

これらの処理を行なうために、まず位置センサ10により各超音波プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度からなるプローブ位置情報を検出する(S21)。

【0053】

走査制御手段11では与えられた走査制御信号に応じて、各プローブ位置情報をもとに各プローブに於ける各変換素子毎の遅延量を遅延量算出手段で算出し、各プローブの各変換素子に対する遅延量テーブルを作成する(S22)。

【0054】

そして、走査制御信号には、上記の様々な走査方法に応じて送信ビーム、受信ビームの走査方法についての情報が含まれている。具体的には取得したい断層面、画像走査線方向、画像走査線上での送信フォーカス点の位置、受信フォーカス点の位置などである。送信フォーカス点、受信フォーカス点は走査方法により複数とることが可能であり、各フォーカス点を設定するタイミング情報を含めてもよい。

30

【0055】

遅延量テーブルは例えば各走査角、各プローブ毎に、またフォーカス点が複数ある場合にはそのフォーカス点を設定するタイミングごとに、各変換素子に対する遅延量を記載したテーブルとすれば良い。

【0056】

図2に記載のフローでは、位置センサ10からの情報の採取はフレーム処理毎に取得したい一断層面を構成する全ての画像走査線を走査する以前に一度行うことを特徴とする。

40

【0057】

これに対応して遅延テーブルの作成は一断層面を構成する画像走査線の走査分をそれ以前に行うことができる。このような構成をとることで走査時に遅延テーブルの演算を行うことによる走査処理時間の増加を防ぐことができる。これにより走査時間を短くし心拍の影響などによる体動による断層面走査時の画像のゆがみを生じにくくできる。また遅延計算の演算を断層面走査に先立ち一回のみ行うので全体のフレームレートの増加を防ぐこともできるという効果がある。更に、本実施形態ではフレーム処理ごとに各プローブの位置情報を取得する。そして、それに基づいて遅延量を算出しているため、フレーム処理間でプローブの相対位置が変動した場合にもその変動に対応して送信遅延発生器4及び/又は

50

受信遅延発生器 7 の遅延量を制御できる。特に、本発明に於いては算出した遅延を用いて送受信のビーム走査やビームのフォーカシングを行う。このため従来例に関して述べたように各プローブでフレーム画像を独立に構成した画像を合成したものに比べ、プローブ位置の変動が単純にフレーム断面画像の画像合成精度のみならず、画像形成を行うビームの解像度や走査線方向精度に寄与する。このためプローブ位置変動に対しては少なくともフレーム画像形成の間隔以下の間隔で遅延量制御へ反映されることが望ましい。本実施例ではフレーム処理開始時に遅延量を更新している。そのため、フレーム処理間隔以上の時間間隔でのプローブ位置変動に対して遅延量制御を追従させるとともに、処理量の増加を押さえ上記の如くフレーク間の時間を大幅に増加させることがないため本発明の実施例として好ましいものとなっている。

10

【 0 0 5 8 】

次に、プローブ i に具備した超音波変換素子 j の遅延量 $\tau_j^{(i)}$ の算出方法について説明する。プローブ i に具備した超音波変換素子 j の遅延量 $\tau_j^{(i)}$ は、以下の式で算出される。

【 0 0 5 9 】

【 数 1 】

$$\tau_j^{(i)} = \frac{|\bar{R}_f - (\bar{R}_i + \bar{r}_j)| - |\bar{R}_f - \bar{R}_0|}{c}$$

20

..... (式 1)

【 0 0 6 0 】

ここで、 i はプローブを、 j は各プローブ内での超音波変換素子を表す指標であり、 R_f は送信あるいは受信の各フォーカス点の位置を表す三次元位置ベクトルである。 R_i はプローブ i の基準位置、例えば当該プローブの超音波変換素子アレイの中心位置、を表す三次元位置ベクトルである。 r_j は当該プローブの基準位置に対する超音波変換素子 j の相対位置を表す三次元位置ベクトル、 R_0 は座標基準原点の位置を表す三次元位置ベクトルである。また c は音速である。

30

【 0 0 6 1 】

簡便のため R_0 は複数プローブのうち何れかの基準位置を表す三次元位置ベクトルにすることが可能である。但し、 R_0 の取り方によっては遅延時間量が負になることがある。この場合には全てのプローブに関する全ての超音波振動子に関して一定のベース遅延量を加算することで全ての遅延時間を正にすることができる。

【 0 0 6 2 】

R_i は位置センサからのプローブ位置情報により決定できる。また各プローブに於ける各超音波変換素子の相対位置は各超音波変換素子アレイの中で固定的であり、各プローブの対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度の情報からプローブ内での各超音波変換素子の位置とプローブの相対向きを用いて r_j が算出できる。 R_f は各画像走査線及び送受信タイミングに対して、所望の受送信のフォーカス位置より各走査線制御信号として与えられる。

40

【 0 0 6 3 】

特に、 R_f の値を送受信のタイミングに応じて変化させたテーブルを走査線制御信号として一括に与えることで、送受信のフォーカスを各々画像走査線のエコー受信データ取得中に動的に変化させるための情報をフレーム処理開始時に走査制御手段 11 に与え得る。

【 0 0 6 4 】

次に、プローブに具備した超音波変換素子の遅延量について、図 8 (a) 及び (b) を用いて、より詳細に説明する。ここでは、説明を判りやすくするために二つのプローブ 1 a、1 b を考える。なお、各位置の座標は、プローブ 1 a の中心を基準とする。この場合

50

、座標基準位置 R_0 は、零ベクトルとなる。また、フォーカス点の位置の座標も、プローブ 1 a の中心を基準となる。

【 0 0 6 5 】

ここで、図 8 (a) は、二つのプローブ及びプローブ上の超音波変換素子とフォーカスさせる点の位置関係を表す模式図である。また、図 8 (b) は、二つのプローブ上の超音波変換素子素子アレイの相対的な向きの関係を示す模式図である。

【 0 0 6 6 】

まず、プローブ位置情報 (相対位置情報と相対角度情報) について、図 8 (b) を用いて説明する。各プローブの各超音波変換素子のプローブに対する相対位置は、超音波変換素子アレイでの当該超音波変換素子の位置で決定される。図 8 (b) において、1 0 1 a は、プローブ 1 a 内の超音波変換アレイを示す。また、1 0 1 b は、プローブ 1 b 内の超音波変換アレイを示す。ここでは、各超音波変換素子を 2 D アレイ型として図示してある。超音波変換素子アレイ上での各素子の位置は各プローブに固定した三次元座標を用いて三次元のベクトルで表記できる。図 8 (b) では、プローブ 1 a に固定した三次元座標系を x 、 y 、 z で表す。このとき、この座標系で測った各超音波変換素子のプローブ 1 a の基準位置 O に対する三次元位置ベクトルを $j^{(1a)}$ と記す。同様に、プローブ 1 b に固定した三次元座標系を x' 、 y' 、 z' で表し、この座標系で測った各超音波変換素子のプローブ 1 b の基準位置 O' に対する三次元位置ベクトルを $j^{(1b)}$ と記す。

【 0 0 6 7 】

また、図 8 (b) では、各超音波変換素子アレイの相対方向を表すため、プローブ 1 a の基準位置 O とプローブ 1 b の基準位置 O' を重ねて示している。一般の 2 D アレイ型超音波変換素子アレイは略平面方向となるため、通常は超音波変換素子アレイが作る平面を $x - y$ 、及び $x' - y'$ 平面とし、2 D アレイの配列と x 軸、 y 軸及び x' 軸、 y' 軸を一致させるのが好ましいが、これに限定されることはない。さらに、 $j^{(1a)}$ 、 $j^{(1b)}$ を三次元ベクトルで表すためコンベックス型のような超音波変換素子アレイの厚み方向に超音波変換素子アレイ上の各超音波変換素子の位置が変化してもよい。本実施形態では、 z 方向、 z' 方向をそれぞれプローブ 1 a、プローブ 1 b の各超音波変換素子アレイの略法線方向即ちプローブの向きとする。

【 0 0 6 8 】

二つのプローブ上の超音波変換素子素子アレイの相対的な向きは、プローブの相対対向角度 (、) と相対アジマス角度 を用いて指定することができる。相対対向角度 (、) は、座標系 $x - y - z$ と $x' - y' - z'$ の回転関係より、以下のように定義できる。

【 0 0 6 9 】

始めに、 z 軸周りに (反時計周りに) の角度だけ回転する。この回転に伴って x 軸が 軸に、 y 軸が 軸に回転する。続いて、 軸周りに の角度だけ回転し、 z 軸が z' 軸に回転し、 軸が ' 軸に回転する。この 、 の二つの角度によりプローブ 1 a 全体とプローブ 1 b 全体の相対対向角度が決定される。続いて、プローブ 1 b の向きを表す z' 軸周りに相対アジマス角 だけ 軸、 ' 軸を回転させた場合に 軸が x' 軸に、 ' 軸が y' 軸に重なる。

【 0 0 7 0 】

プローブの相対対向角度 (、) と相対アジマス角度 の測定は、各プローブの相対向きの差とプローブに対する超音波変換素子の方向が指定できれば、必ずしも上記の定義方法に限らない。しかし、上記のような各プローブに対する回転の合成によって、相対対向角度、相対アジマス角を計測するような構成をとることが好ましい。更にまた、プローブに付加される位置センサを用いて、プローブ保持部分に対するプローブの回転の合成として、プローブの相対対向角度 (、) 及び、相対アジマス角度 を計測することが好ましい。

【 0 0 7 1 】

上記の方法では、 z 軸、 z' 軸、及び 軸に関する角度計測でプローブの相対対向角度

(、) 及び、相対アジムス角度 が計測できる。このとき、 z' 軸は z 軸を回転させたものであり、 x' 軸は x 軸を回転させたものである。このため、プローブ保持部分に対しては二軸の回転角を計測すればよく、プローブ附随の位置センサを構成する回転計測部分の構成を簡略化することができる。ここで、この方法では回転の順にそって計測する必要があるため、一般の三軸方向の回転計測を行って相対対向角度 (、) と相対アジムス角度 を計測してもよい。以下の説明では、上記の方法で計測した相対対向角度 (、) 相対アジムス角度 を用いて行う。ただし、本発明はこれに限らず、一般的な座標変換の方法を用いて、三軸方向の回転計測を行っても良い。

【 0 0 7 2 】

次に、遅延量の計算方法について、図 8 (a) を用いて説明する。

10

【 0 0 7 3 】

上記のようなプローブ基準位置をとることで、プローブ 1 a 内の超音波変換素子に関しては単一プローブと同様に遅延量を決定できる。即ち、式 1 に於いて R_i 、 R_0 を零ベクトルと取ることにより、プローブ 1 a の j 番目の超音波変換素子に対する遅延量は

【 0 0 7 4 】

【 数 2 】

$$\tau_j^{(1a)} = \frac{|\vec{R}_f - \vec{r}_j^{(1a)}| - |\vec{R}_f|}{c} \dots \dots \dots (式 2)$$

20

【 0 0 7 5 】

と計算できる。ここで、図 8 (a) より判るように、上記遅延量は、プローブ 1 a の基準点 O からフォーカス点 F までの距離に基づいた遅延量となっている。

【 0 0 7 6 】

また、 $\vec{r}_j^{(1a)}$ は、プローブ 1 a の j 番目の超音波変換素子の位置を表す三次元位置ベクトルである。これは、プローブ 1 a に固定された座標系での素子の三次元位置ベクトル $\vec{r}_j^{(1a)}$ を用いて

【 0 0 7 7 】

【 数 3 】

$$\begin{pmatrix} \vec{r}_j^{(1a)} \\ \vec{r}_j^{(1a)} \\ \vec{r}_j^{(1a)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{\rho}_j^{(1a)} \\ \vec{\rho}_j^{(1a)} \\ \vec{\rho}_j^{(1a)} \end{pmatrix} \dots \dots \dots (式 3)$$

30

【 0 0 7 8 】

と計算される。ここで、 $[]_x$ 、 $[]_y$ 、 $[]_z$ は、三次元ベクトルのそれぞれ x 成分、 y 成分、 z 成分を表す。

40

【 0 0 7 9 】

一方、プローブ 1 b 内の超音波変換素子に関する遅延量は、プローブ 1 b に付加される位置センサ (不図示) より求まる位置、対向角度、アジムス角度からなるプローブ位置情報を用いて計算される。図 8 (a) では、プローブ 1 a の中心を O、プローブ 1 b の中心を P、フォーカス点を F で表す。プローブ 1 a とプローブ 1 b の相対位置 OP は、それぞれのプローブに付加される位置センサのプローブ位置情報より算出される。上記のような位置基準を取ったときにはこの相対位置 OP が式 1 の三次元ベクトル R_i に相当する。同様に、プローブ 1 a とプローブ 1 b に附随の位置センサより得られたプローブの対向角度とアジムス角度より二つのプローブの相対対向向き と相対アジムス角 が算出できる。図 8 (a) において、平面図で表示するために相対対向向き と相対アジムス角 を一括し

50

て と表示した。相対対向向き と相対アジムス角 は、プローブ 1 a の超音波変換素子の配列とプローブ 1 b の超音波変換素子の配列の相対方向の差異を表すものであり、これらを用いてプローブ 1 b 上の j 番目の超音波変換素子の位置ベクトル $\vec{r}_j^{(1b)}$ は

【 0 0 8 0 】

【 数 4 】

$$\begin{pmatrix} \vec{r}_j^{(1b)} \\ \vec{r}_j^{(1b)} \\ \vec{r}_j^{(1b)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \phi - \sin \alpha \cos \beta \sin \phi & -\cos \alpha \sin \phi - \sin \alpha \cos \beta \sin \phi & \sin \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha \cos \phi + \cos \alpha \cos \beta \sin \phi & -\sin \alpha \sin \phi + \cos \alpha \cos \beta \sin \phi & -\cos \theta \sin \beta \\ \sin \beta \sin \phi & \sin \beta \cos \phi & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{\rho}_j^{(1b)} \\ \vec{\rho}_j^{(1b)} \\ \vec{\rho}_j^{(1b)} \end{pmatrix}$$

・・・・・・(式 4)

10

【 0 0 8 1 】

と計算される。三次元位置ベクトル $\vec{r}_j^{(1b)}$ は、プローブ 1 b に固定した座標系での素子の位置を表す位置ベクトルである。また、 $[]_x$ 、 $[]_y$ 、 $[]_z$ は、それぞれ x 成分、y 成分、z 成分である。さらに、これを用いてプローブ 1 b 上の j 番目の超音波変換素子に与える遅延量は

【 0 0 8 2 】

【 数 5 】

$$\tau_j^{(1b)} = \frac{|\vec{R}_f - (\vec{R}_i + \vec{r}_j^{(1b)})| - |\vec{R}_f|}{c}$$

20

・・・・・・(式 5)

【 0 0 8 3 】

と算出される。この遅延量も図 8 (a) より判るようにプローブ 1 a での基準点 O を元にしたフォーカス点 F までの距離を基準とした遅延量であり、異なるプローブ 1 b においてもプローブ 1 a と同期がとれたフォーカス用の遅延量が算出できる。

【 0 0 8 4 】

以上では、プローブ 1 a の中心を基準として位置ベクトルを用いて説明したが、三次元位置ベクトル \vec{R}_i 、 \vec{R}_f は同一の基準点より計測すればよい。これにより、同じ基準点から図った三次元位置ベクトル \vec{R}_0 を用いて遅延の基準を変更することができる。

30

【 0 0 8 5 】

また、以上では、二つのプローブを用いて説明をしたが、三つ以上のプローブを用いても、式 1 を用いることにより、同様の方法で遅延量を計算することができる。

【 0 0 8 6 】

これによりフレーム処理の始めに位置センサ 1 0 からの各プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度からなるプローブ位置情報を所得することで、各々のフレーム処理に対して各プローブの各超音波変換素子の遅延量が算出できる。このようにして、遅延量計算手段を用いて前述の遅延テーブルに各送受信タイミングにおける各プローブに対する送信遅延発生器 4 及び / 又は受信遅延発生器 7 への遅延量を記載できる。

【 0 0 8 7 】

40

走査制御信号に基づいて始めの送信フォーカスがセットされる (S 2 3)。遅延制御信号発生手段 1 2 に於いて遅延量テーブルに基づいて各超音波変換素子の送信遅延発生器 4 へ送信遅延制御信号を送り、送信遅延発生器 4 で各超音波変換素子ごとに遅延量がセットされる (S 2 4)。

【 0 0 8 8 】

このとき遅延制御信号発生手段 1 2 で同時に受信用の始めのタイミングに於ける遅延量の情報を遅延量テーブルに基づいて各超音波変換素子の受信遅延発生器 7 へ受信遅延制御信号として送り、受信遅延発生器 7 で初期の受信遅延量を設定しておくこともできる。遅延量設定後超音波パルスの送信動作へ移る。

【 0 0 8 9 】

50

不図示の送信信号発生器で発生された送信パルス信号は、分波器 8 で各超音波変換素子用に分波され送信遅延発生器 4 へ入力される。送信遅延発生器 4 では遅延制御信号発生手段 1 2 からの送信遅延制御信号に基づいて各変換素子への送信信号に遅延を発生させる。さらに好ましくは遅延制御信号発生手段 1 2 で各変換素子への信号振幅倍率を制御する振幅制御信号を発生する、送信遅延発生器 4 に増幅作用を具備しこの振幅制御信号に基づいて各変換素子への送信信号振幅を制御することも可能である。このような構成をとることで、プローブ 1 の変換素子間に送信信号振幅の分布を持たせ、当該技術分野で周知のアボダイゼーション処理を行うことが可能となる。周知の如くアボダイゼーション処理によりプローブ 1 よりの送信超音波ビームに生じるサイドローブを抑制し、送信超音波ビームを効率よく対象へ照射することが可能となる。

10

【0090】

送信遅延発生器 4 により所定の時間遅延を与えられた送信パルス信号は D / A 変換器 3 でアナログ信号に変換され増幅器 2 で増幅されたのち各超音波変換素子を駆動することで超音波を発生する。プローブ 1 の各超音波変換素子で発生した超音波は重ね合わされ所定の送信フォーカス点へ収束する超音波送信ビームを体組織へ送信する (S 2 5) 。

【0091】

送信された超音波送信ビームは、体組織の各部で反射され超音波エコーを生じる。遅延制御信号発生手段 1 2 は遅延テーブルに基づいて所定のタイミングで受信遅延制御信号を作成し受信遅延発生器 7 へ送る。遅延制御信号発生手段 1 2 は受信遅延制御信号に基づき遅延量を設定する。

20

【0092】

体組織各部の超音波エコーはプローブ 1 の各超音波変換素子で検知され超音波エコー時系列信号を発生する (S 2 6) 。各超音波変換素子からの超音波エコー時系列信号は装置ノイズに比して十分な強度まで増幅器 5 で増幅された後、A / D 変換器 6 でデジタル信号へ変換され、受信遅延発生器 7 へ入力される。受信遅延発生器 7 では各超音波変換素子ごとに、各超音波エコー時系列信号を所定のタイミングで設定された遅延量だけ遅延させる。

【0093】

受信遅延発生器 7 から出力する各超音波エコー時系列信号は、前述した種々の走査方法に応じて、各プローブの各超音波変換素子ごとに設定された遅延量だけ遅延されている。この遅延量の配置は種々の走査方法に応じて走査制御手段 1 1 で所望の遅延配置を記載した遅延テーブルを作成することで決められる。本実施例では一例として送信ビームに添って受信フォーカス点を、超音波の伝播に対応したタイミングで移動させ、各プローブでの受信信号を開口合成法で整相加算する場合について説明する。

30

【0094】

この場合は各受信遅延発生器 7 から出力する各超音波エコー時系列信号は、当該信号上、体組織の同一点からのエコー時系列信号が同一の時間位置になるようにそれぞれ遅延されている。そのため、そのままの時間タイミングで加算することで開口合成した整相加算ができる。各超音波エコー時系列信号はプローブ毎に加算器 9 で加算され (S 2 7) 、続いて全てのプローブについて加算器 1 3 で加算される (S 2 8) 。整相加算後の信号は検波器 1 4 で法絡線検波され、その後画像データ作成手段 1 5 で当該技術分野で周知の処理で画像データを作成する。この処理の概略を云えば、信号ダイナミックレンジを輝度のダイナミックレンジに調整するための対数増幅を行った後、デジタルスキャンコンバーターで前記超音波受信走査を変換する。そして、ディスプレイなどの画像表示装置へ出力、あるいは画像データとして記録手段へ記録する。

40

【0095】

そして、これらの一連の処理に対応する画像走査線分繰り返しフレーム分の断層画像即ちフレーム画像を作成する。上記説明に於いては、送信フォーカスを画像走査線ごとに設定しているが、一つの画像走査線に対して複数の送信フォーカス点を設定することも可能である。その場合には走査制御手段 1 1 で作成される遅延テーブルに於いて送信遅延量

50

の組を送信フォーカス点を変化させるタイミングに応じて作成すればよい。このような構成をとることで一つの画像走査線のデータ取得に対して音圧の高い点を複数設定でき、当該画像走査線上に対応する体組織からの超音波エコーが均一に高い強度を持つものとなり、輝度高い鮮明な画像を作成されるという利点を有する。

【0096】

図6に本実施形態に係る発明におけるフレーム処理の他のフローの例を示す。

【0097】

図6では、一つのフレーム画像を取得する度ごとに前記位置及び方向検出手段により情報を取得し、且つ前記複数の超音波変換素子に対する遅延量を遅延量算出手段により算出して、前記遅延制御信号を発生させることが特徴である。そして、後述しているように、フレーム画像間での前記超音波プローブの相対位置及び相対角度情報の変動が基準値を超えた場合のみ、前記遅延量を再度前記遅延量算出手段により算出して、前記遅延制御信号を発生させることも可能である。

【0098】

以下、図6を参照しながら、詳細に処理フローを説明する。本フローでは、走査線制御手段11において、位置センサ10で取得した各プローブ位置情報を前回のフレーム処理に於いて使用した各プローブ位置情報と比較し、その結果により遅延テーブルの更新・作成を行うかを決定する処理を含む。以下の説明は図2のフローと異なる点のみについて記述する。図6では、各フレーム処理毎に位置センサ10で取得した各プローブ位置情報を格納するメモリ手段と、取得した各プローブ位置情報のフレーム間での値を比較するプローブ位置情報比較手段を利用する。

【0099】

そして、プローブ位置情報比較手段での比較結果に基づいて、各プローブに於ける送受信時の送信遅延発生器4及び/又は受信遅延発生器7での遅延量の算出及びそれらを記載する遅延テーブルの更新・作成を行うか否かを制御する制御手段を有する。このような制御手段を有する点が図6と図2とでは異なる。

【0100】

これらのメモリ手段、プローブ位置情報比較手段、及び制御手段はCPUなどの処理プロセッサ上にプログラミングすることで実装できる。またプローブ位置情報は各プローブのプローブ位置 R_0 と各プローブの対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度の最大各6個の数値データでよい。

【0101】

従って、フレーム処理開始時に、位置センサ10で取得した各プローブ位置情報はメモリ手段内に格納された前回フレーム処理の各プローブ位置情報とプローブ位置情報比較手段で比較される。プローブ位置情報比較手段では、各プローブの位置と前回のフレーム処理時の各位置との差を求めて、この差が設定された基準値を超えた場合には、フレーム処理間でプローブ位置が変化したと判定する。そして、新たに取得した各プローブ位置情報に基づいて前述の用に各プローブの送信遅延発生器4及び/又は受信遅延発生器7への遅延量を遅延量計算手段で算出して遅延テーブルを更新・作成する処理へ進む。一方、新たに取得した各プローブ位置情報と前回のフレーム処理時の各位置との差が所定の基準値を超えない場合には、遅延量算出と遅延テーブルの更新・作成を行わずに前回のフレーム処理時に使用した遅延テーブルを行い以下の処理を行う。

【0102】

また、比較後メモリ手段内の数値は新たに採取した各プローブ位置情報に置き換える。その後、遅延テーブルを用いて遅延制御信号発生手段12に於いて各超音波変換素子の送信遅延発生器4へ送信遅延制御信号を送り、送信遅延発生器4で各超音波変換素子ごとに遅延量がセットされる。これ以降は図2を用いて説明した処理と同様の処理を行う。

【0103】

図6に示したフローでは、フレーム処理開始の際に採取した各プローブ位置情報を前フレーム処理時に使用した各プローブ位置情報と比較する。そして、各プローブの位置と方向

変化が一定の設定値を超えない場合にはフレーム処理ごとに遅延計算と遅延テーブル作成を省略する。そのため、フレーム処理間でのプローブ位置の変動に好適に追従しつつ、不要の処理を省くことでプローブ位置変動が少ない場合にもフレーム間処理が増加することを防ぐことができる。その結果、実効的な走査処理時間の増加を防ぎ、走査時間を短くし心拍の影響などによる体動による断層面走査時の画像のゆがみを生じにくくする効果はさらに向上することになる。

【0104】

図3には、図2とは異なる処理フローで断層画像を作成する場合のフローを示す。

【0105】

図3では、一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを送信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報に基づき、前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子の遅延量を算出する。

10

【0106】

また、受信に関しても、以下のように処理を行なうことが可能である。即ち、一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブにより超音波ビームを受信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報方向に基づき、前記超音波プローブの前記複数の超音波変換素子の遅延量を算出する。

【0107】

具体的には、位置センサ10からの情報の採取を、フレーム処理の中で一断層面を構成する各画像走査線に対して、走査中の各送信動作及びまたは受信動作に先立って行うものである。図2に示した処理に比べ各画像走査線ごとに位置センサ10からのプローブ位置情報の採取を行うため、プローブ位置情報採取の間隔が短くなる。

20

【0108】

特に、ビームフォーカスを行う送信、受信の直前に各プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジマス角度を検出する。そして、これら検出情報を用いて各プローブの各超音波変換素子の遅延量を決めることにより、各プローブ位置の時間的变化に好適に追従が可能となる。

【0109】

当該構成は、特に超音波診断装置に於いて、被験者に対する違和感を緩和するため、複数プローブの装着を自由とし、光・磁気・その他の遠隔位置センサを用いて本発明の実施例を構成することが可能である。この場合には体表に装着した各プローブ位置が心拍や被験者の動きなどによって時間的に変化する場合がある。このような構成において図3に示す処理の流れを行うことで、各プローブ位置の時間的变化に追従したビーム走査を行うことが可能となる。

30

【0110】

以下、図3に記載した処理フローについて説明するが、図2を用いて前記説明と同様の処理については省略する。

【0111】

与えられた走査制御信号に応じて走査制御手段11で送信フォーカス位置を設定する(S31)。なお、同時に複数の受信フォーカス位置を設定することも可能である。

40

【0112】

次に、走査制御手段11内の遅延計算手段で位置センサ10から各プローブの位置、対向角度、超音波変換素子アレイのアジマス角度を検出して、送信遅延量を算出して(S33)、各変換素子の遅延量を設定する(S34)。

【0113】

さらに、受信遅延量を算出し設定する。一つの超音波送信に対して受信時に複数の受信フォーカスを設定することも可能である。その場合には受信時に受信フォーカスを切り替える各タイミングとそのときの受信遅延量を遅延量テーブルとして作成すればよい。

【0114】

遅延制御信号発生手段12では算出された送信遅延量の情報を送信遅延制御信号として

50

各プローブの各超音波変換素子に対する送信遅延発生器 4 へ送り、送信遅延発生器 4 では送信遅延量を設定する (S 3 4)。このとき受信の始めの受信フォーカス位置についての遅延量を受信遅延発生器 7 へ送り、受信遅延発生器 7 で前もって受信遅延量を設定しておいてもよい。

【0115】

次に送信動作に入り図 2 について説明したと同様の動作を行うことで、各プローブからフォーカスされた超音波ビームが送信される (S 3 5)。

【0116】

その後、受信動作へ移り、図 2 に説明したと同様に各プローブの各超音波変換素子から受信エコー時系列信号が発生され (S 3 6)、増幅器 5、A/D 変換器 6 を経た後受信遅延発生器 7 へデジタル化した受信エコー時系列信号が入力される。遅延制御信号発生手段 1 2 では各受信フォーカス切り替えタイミングに応じて前もって作成された遅延量テーブルに基づいて受信遅延制御信号を受信遅延発生器 7 へ送る。そして、そのタイミングに応じて各プローブの各超音波変換素子ごとに入力されたエコー時系列信号に遅延を生じせしめる。

10

【0117】

その後、図 2 で説明したのと同様に、エコー時系列信号の整相加算をプローブ毎に行ない (S 3 7)、更に、全プローブについて加算し (S 3 8)、検波器 1 4 を通して画像作成手段 1 5 へ送られる。

【0118】

そして、以上の動作を画像走査ごとに繰り返し、画像作成手段 1 5 で断層画像を作成する。

20

【0119】

本処理に於いて受信遅延量の算出と受信時の遅延量テーブルの作成は送信動作に先立って、送信遅延量の算出と同時期に行ってもよいが、受信動作を行っている最中に走査制御手段 1 1 で行ってもよい。これにより処理全体の時間が短縮できフレームレートを低下させないという利点を有する。

【0120】

また、上記説明では送信動作、受信動作に位置センサ 1 0 からの各プローブの位置情報に基づいた遅延量を設定することとしたが、受信、送信の一方のみに対して動作を行うことも可能である。その場合には位置センサ 1 0 からの位置情報を用いない動作に置ける各プローブの各超音波変換素子に対する遅延量は走査制御信号に対向した固定の値を用いることができる。

30

【0121】

これらの固定遅延量の組を固定遅延量テーブルとして走査制御手段 1 1 または遅延制御信号発生手段 1 2 に格納しておく。そして、対応する送信または受信動作時に、各々の遅延量発生器 4 及び又は 7 へ遅延量情報を送り、遅延量発生器 4 及び / または 7 でその遅延量を設定すればよい。これにより走査制御手段 1 1 での遅延量算出を省くことができる。

【0122】

さらにまた、位置センサ 1 0 からのプローブ位置情報を格納するメモリ手段とプローブ位置情報比較手段を設け、取得した各プローブ位置情報を前回の送信動作及びまたは受信動作時に使用した各プローブ位置情報と比較することもできる。そして、各プローブ位置情報の送信動作及びまたは受信動作間での変動が設定された基準値を超えた場合のみプローブ位置遅延計算手段での遅延量計算を行うことで、プローブ位置変動が小さい場合には遅延計算動作を省き、フレーム処理の増加を防ぐことができる。

40

【0123】

図 7 には、このような処理を行うフレーム処理動作のフローを示す。

【0124】

(送信の場合) 一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを送信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を

50

取得することは図3のフローと同様である。しかし、取得された情報を直前の情報と比較して、予め設定された基準値以上の変動があった場合のみ、再度、前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出する。

【0125】

(受信の場合)一つのフレーム画像を形成するために、前記超音波プローブから超音波ビームを受信する度ごとに、前記複数の超音波プローブの相対位置情報と相対角度情報を取得することは図3のフローと同様である。しかし、取得された情報が直前の情報と比較して、基準値以上の変動があった場合のみ、再度、前記複数の超音波変換素子の遅延量を前記遅延量算出手段により算出する。

【0126】

以下、より具体的に説明する。

【0127】

送信動作及びまたは受信動作時開始時に、位置センサ10で取得した各プローブ位置情報はメモリ手段内に格納された前回送信動作及びまたは受信動作時の各プローブ位置情報とプローブ位置情報比較手段で比較される。プローブ位置情報比較手段では各プローブの位置と前回の送信動作及びまたは受信動作時の各位置との差を求めこの差が設定された基準値を超えた場合には、送信動作及びまたは受信動作時間でプローブ位置が変化すると判定する。そして、新たに取得した各プローブ位置情報に基づいて、図3と同様に各プローブの送信遅延発生器4及び/又は受信遅延発生器7への遅延量を遅延量計算手段で算出する。一方、新たに取得した各プローブ位置情報と前回の送信動作及びまたは受信動作時の各位置との差が所定の基準値を超えない場合には、遅延量算出を行わずに前回のフレーム処理時に使用した遅延量を行いビーム送信以下の処理を行う。以降は図3の処理と同様であるので説明を省略する。

【0128】

このような構成をとることで、図6に説明したより短い時間間隔でのプローブ位置変化に追従するとともにプローブ位置変動が少ない場合には図3に示した処理よりも実効的に少ない処理でフレーム処理を行えるという利点を有する。

【0129】

以上の説明に於いて遅延計算手段は走査制御手段11内に構成したが、遅延制御信号発生手段12に構成することも可能である。特に以上の実施例をCPUなどのデジタル信号処理器で構成するときには前述のように同一処理器内にプログラムにより走査制御手段11及び遅延制御信号発生手段12を構成可能であり、プログラムによる処理手段として遅延計算手段を構成できる。

【0130】

なお、詳細は以下の実施例で説明するが、前記複数の超音波プローブ同士を支持肢連結手段により互いに連結しておくことも好ましい形態である。

【実施例】

【0131】

次に本発明を超音波診断装置の血流計測に適用した例について、図4を用いて説明する。

【0132】

本実施例では、体内の特定部位、特に血管内部の血液などの運動部分についての特定位置の組織や血液の速度を求める計測に用いることが可能である。

【0133】

以下では、代表的に血液流速測定として説明を加えるが、記述内容は一般的な運動部位の速度測定に関するものである。従来の超音波診断装置ではドップラー法やカラードップラー法により血流速度ならびにこれを用いた血流量の計測が行われていた。しかしながらドップラー法、カラードップラー法は超音波エコー信号の位相差を検知する方法であるため原理的に超音波進行方向の速度成分しか得られない。このため従来では超音波進行方向を血液流方向に合わせるか、超音波進行方向以外の速度成分を推定により求めるか、送受

10

20

30

40

50

信ビームの偏角を利用した測定を行っていた。超音波進行方向を血液流方向に合わせる場合は測定に規制を生じ、超音波進行方向以外の速度成分を推定により求める場合は誤差の混入を避けられない。送受信ビームの偏角を利用した測定に関しては単一プローブでのビーム偏向は限りがあるため精度向上が期待しにくいという欠点を有していた。

【0134】

本実施例では、複数超音波プローブの相対位置と各超音波プローブの対向方向を検出する位置・方向検出手段を用いる。そして、該位置・方向検出手段からの該超音波プローブの相対位置及びプローブの対向方向情報を用いて各プローブに於ける該複数超音波変換素子各々への信号遅延を制御する遅延制御信号を発生する遅延制御信号発生手段を利用する。被検体への超音波送信、及び/または、該被検体から反射される該超音波の受信を遅延する該遅延手段を該遅延制御信号により制御することで、複数プローブからの送受信ビームを大きな交差角で設定することができ、高精度の三次元速度ベクトル測定が可能となる。

10

【0135】

表記の簡便のために、図4では図1と同様に複数プローブのうちの一つについて図示しているが他のプローブに関しても同様の構成要素を具備している。また図1と同一符合を記したものは同じ構成要素を示している。

【0136】

与えられた走査制御信号に応じて走査制御手段11で体内速度計測をすべき点に送信フォーカス位置を設定する。同時に同じ点に受信フォーカスを設定する。さらに走査制御手段11で各プローブの位置センサ10より各センサの位置情報、即ち各プローブの位置、対向角度、超音波素子アレイのアジムス角度を採取する。そして、各プローブの各超音波変換素子に対して送信フォーカス位置、受信フォーカス位置に対応した送信遅延量、受信遅延量を算出する。

20

【0137】

走査制御手段11で算出した各プローブの各超音波変換素子に対する送信遅延量、受信遅延量に基づき遅延制御信号手段12で、各プローブの各超音波変換素子に対する送信遅延量、受信遅延量が送られ、各遅延発生器18に遅延量が設定される。

【0138】

同時に走査制御手段11では受信フォーカス位置と各プローブの対向方向情報から受信ビーム方向を算出し、後述の速度合成回路23へ受信ビーム方向情報を入力する。

30

【0139】

本実施例では増幅器16、A/D-D/A変換器17、遅延発生器18は送受信に共用できるものを利用するが、これを図1と同様に送受信に個別に具備することも可能である。19は送受信切り替えスイッチで走査制御手段11からの制御信号により送受信を切り替える。

【0140】

直交検波器20、自己相関回路21、速度成分演算回路22は当該技術分野のカラー Doppler法などで利用されている速度検出回路である。

【0141】

これらと速度合成回路23は、個別デジタル回路として構成してもよく、走査制御手段11、遅延制御信号手段12と同様に汎用CPUなどにソフトウェアにより実装されていてもよい。

40

【0142】

不図示の送信信号発生手段により発生した送信パルス信号は不図示の分波器で各プローブの各超音波変換素子用に分波され、19の切り替えスイッチを通して各遅延発生18へ入力される。各遅延発生18では遅延制御信号手段12からの送信遅延制御信号により、送信フォーカス位置に対応した送信遅延量がおのこの設定されており、各送信パルス信号に遅延を生じさせる。その後各送信パルス信号はD/A変換器17でアナログ信号に変換され、増幅器16で増幅された後、各プローブの各超音波変換素子を駆動することで、所

50

定の送信フォーカス点へフォーカスした超音波ビームを送信する。

【0143】

その後、受信動作に入る時点で切り替えスイッチ19を受信用に切り替えると同時に遅延制御信号手段12から受信遅延制御信号を各遅延発生18へ入力し、各遅延発生18で受信遅延量を設定する。

【0144】

各プローブの各超音波変換素子では、目標とする受信フォーカス点からの超音波エコーを感受して受信エコー信号を発生する。受信エコー信号は増幅器16、A/D変換器17をとおり増幅、デジタル化され遅延発生器18で受信フォーカスに対応した遅延を受ける。その後送受信切り替えスイッチ19をとおり、加算器9でプローブ毎に加算される。各超音波変換素子からの受信エコー信号は遅延発生器18で生じた遅延によって受信フォーカス点に対して時間が一致しているため、この加算は整相加算となる。この信号を直交検波器20、自己相関回路21、速度成分演算回路22に順次入力することで、プローブの受信ビーム方向の速度成分が求められる。

10

【0145】

一般に、複数プローブの各々は個別の対向方向を向いており、異なるプローブから目的対象へフォーカスした受信ビーム方向は異なるものとなり、速度成分演算回路22によって得られる速度成分は異なる方向に対してのものとなる。このように同一目標点からの異なる方向への超音波エコーをもとに得られる速度成分はその点での速度の異なる方向への成分となる。

20

【0146】

速度合成回路23では走査制御手段11からの各プローブの受信ビーム方向情報と各プローブの速度成分演算回路22からの速度成分を用いて合成した三次元速度ベクトルを算出する。

【0147】

図5には本発明を実施する上での位置センサ10の実施例を示す。

【0148】

本例では、複数プローブを保持する器具に位置センサを設けたものである。

【0149】

プローブ保持器具は、保持肢37とプローブ保持部38からなる。位置センサは保持肢37に具備された一つリニアセンサ36と一つのロータリーエンコーダー35、及びプローブ保持部38に具備された4つのロータリーエンコーダー31、32、33、34からなる。保持肢37は坎合自在でありその長さが自由に変更可能であると同時にリニアセンサ36を用いてその長さが計測可能である。また保持肢37間はプローブ保持部38を介して接続されその角度が変えられると同時にロータリーエンコーダー34で保持肢37間角度が計測できる。また保持肢37の軸方向角度はロータリーエンコーダー35で計測可能である。プローブの対向方向はプローブ保持部38によって変更可能であり、その仰角、方位角はそれぞれロータリーエンコーダー32、33で計測可能である。またプローブ上の超音波変換素子アレイ39のアジムス角はロータリーエンコーダー31で計測できる。

30

40

【0150】

リニアセンサ36とロータリーエンコーダー34、38によりプローブ間の相対位置が検出でき、ロータリーエンコーダー32、33でプローブの対向方向が、ロータリーエンコーダー31で超音波変換素子アレイ39の相対アジムス角が検出できる。

【0151】

これらの構成により、前記の位置センサ10からのプローブ位置情報が算出できる。

【0152】

本実施例に係る超音波診断装置は、該超音波プローブに接続した長さが可変な支持肢と、該支持肢の長さを計測する長さ検出手段と含むように構成できる。そして、該支持肢により、結合する超音波プローブ同士の対向角度を計測することができる。前記支持肢は互

50

いに直接または支持肢連結手段により連結することができる。また、前記超音波プローブの全てを連結することもでき、該支持肢間または該支持肢と該支持肢連結手段との角度を計測する角度検出手段を設けることもできる。そして、前記長さ検出手段と前記角度検出手段からの出力を用いて複数の超音波プローブの相対位置と対向方向に関する情報の取得が可能となる。

【 0 1 5 3 】

本構成のように保持具で複数プローブを一括に保持し、その上に位置センサを設けることで被検体に対して一体で配置できるとともに各プローブの位置、方向が自在にとれ、診断時の複数プローブ配置が簡便に行えるという利点を有する。

【 符号の説明 】

10

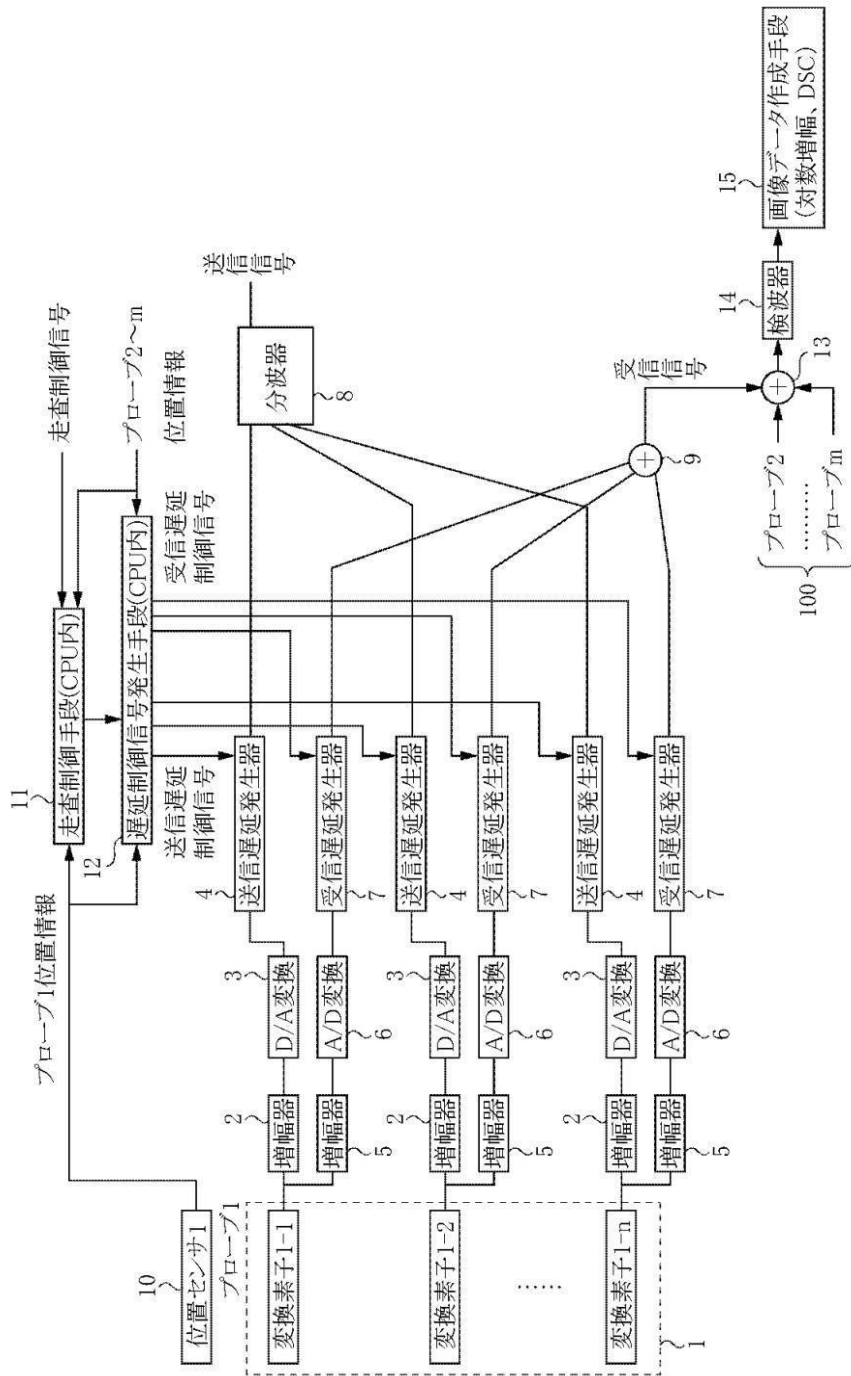
【 0 1 5 4 】

- 1 プローブ
- 2 , 5 , 1 6 増幅器
- 3 D / A 変換器
- 6 A / D 変換器
- 1 7 D / A A / D 変換器
- 4 送信遅延発生器
- 7 受信遅延発生器
- 1 8 遅延発生器
- 8 分波器
- 9、1 3 加算器
- 1 0 位置センサ
- 1 1 走査制御手段
- 1 2 遅延制御信号発生手段
- 1 4 検波器
- 1 5 画像データ作成手段
- 2 0 直交検波器
- 2 1 自己相関回路
- 2 2 速度成分演算回路
- 2 3 速度合成回路
- 3 1 , 3 2 , 3 3 , 3 4 , 3 5 ロータリーエンコーダー
- 3 6 リニアセンサ
- 3 7 保持肢
- 3 8 プローブ保持部
- 3 9 超音波変換素子アレイ

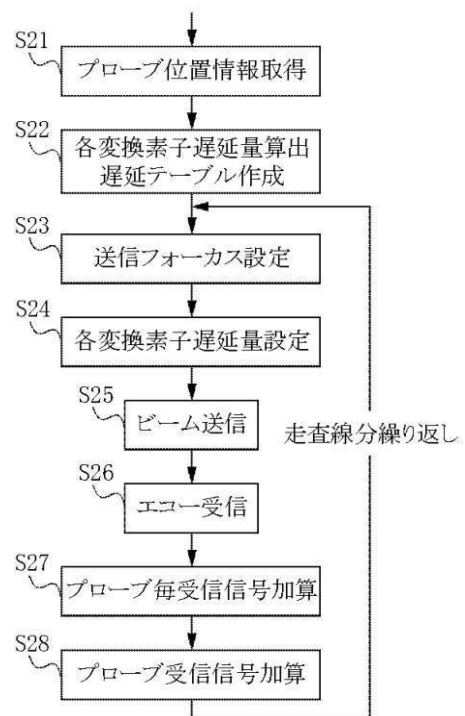
20

30

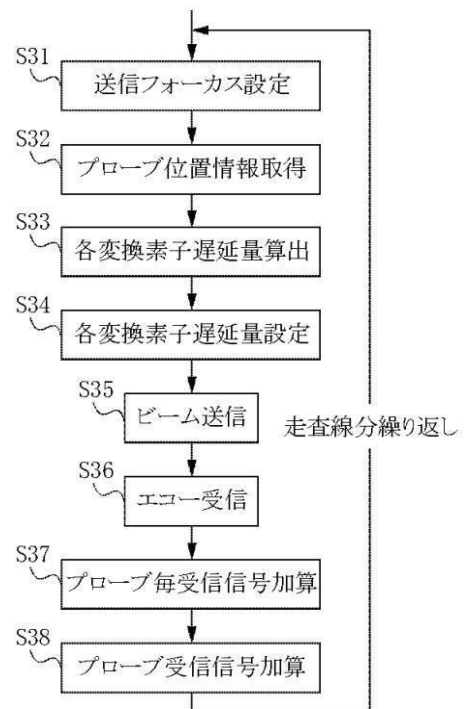
【図 1】



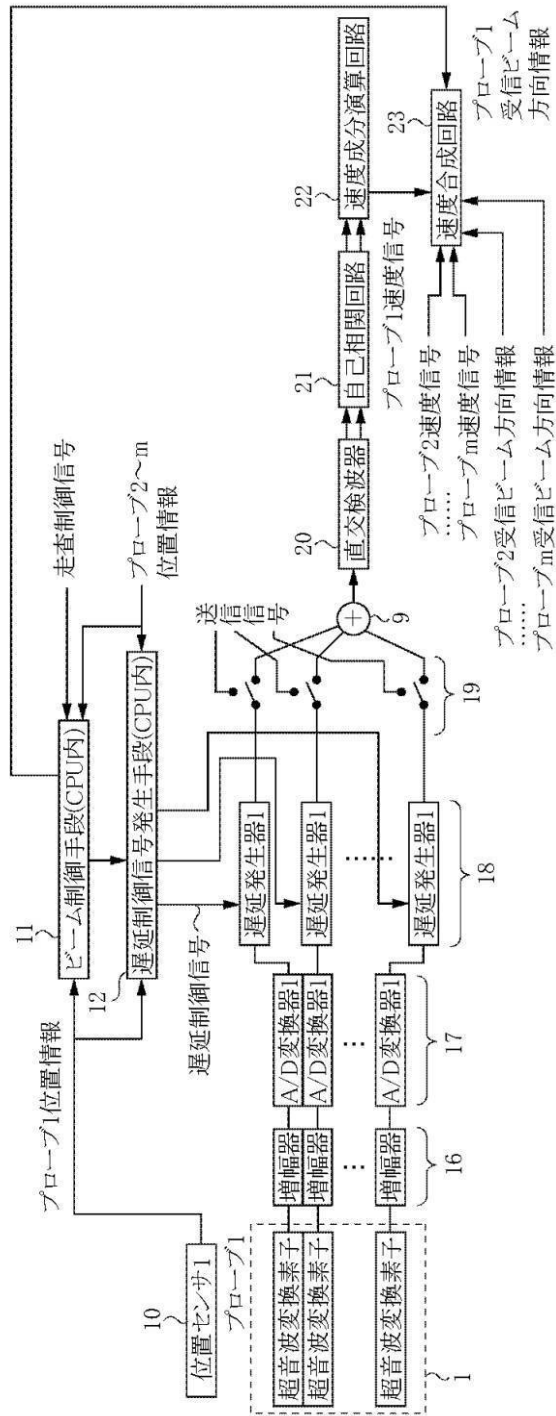
【図 2】



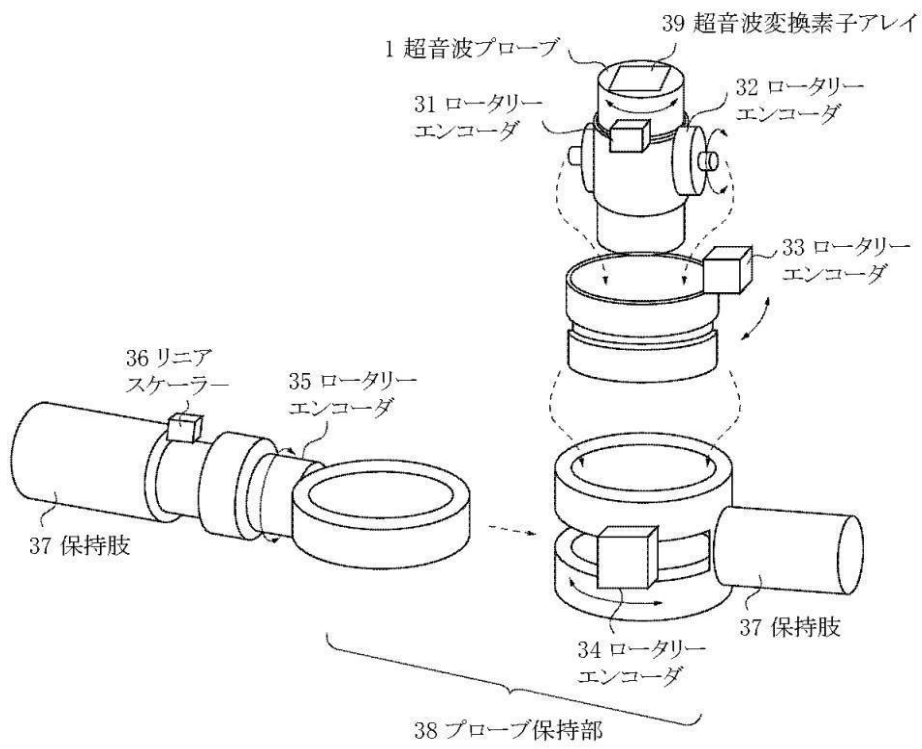
【図 3】



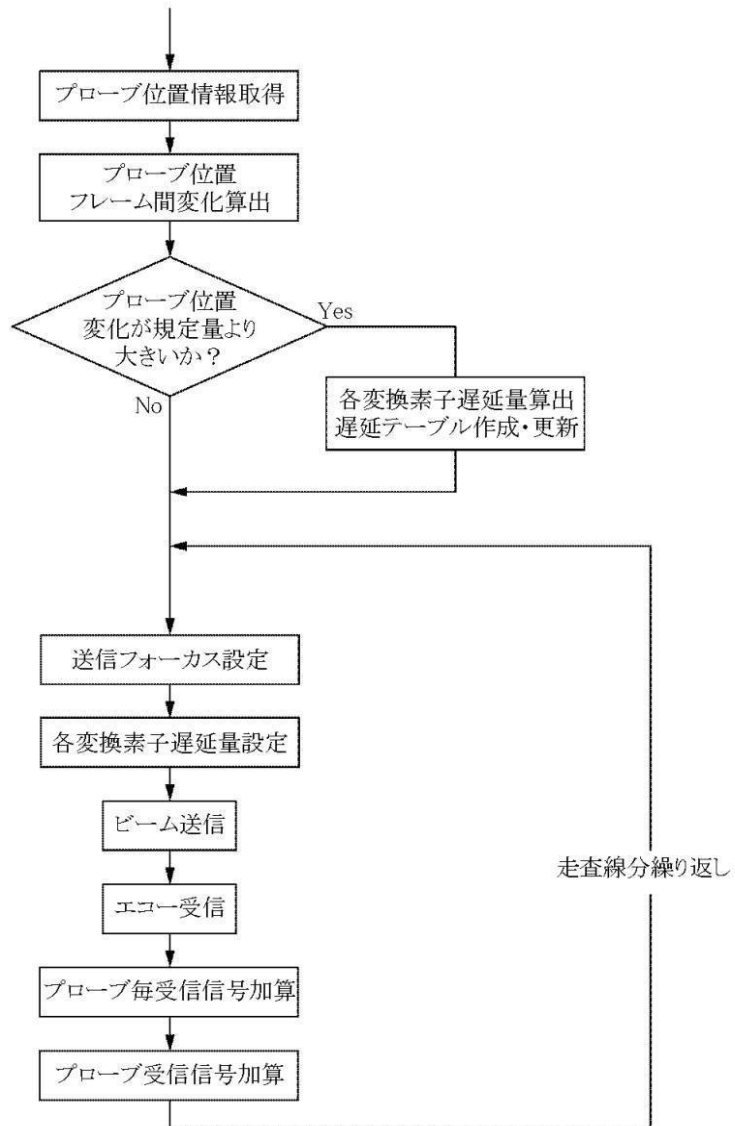
【図 4】



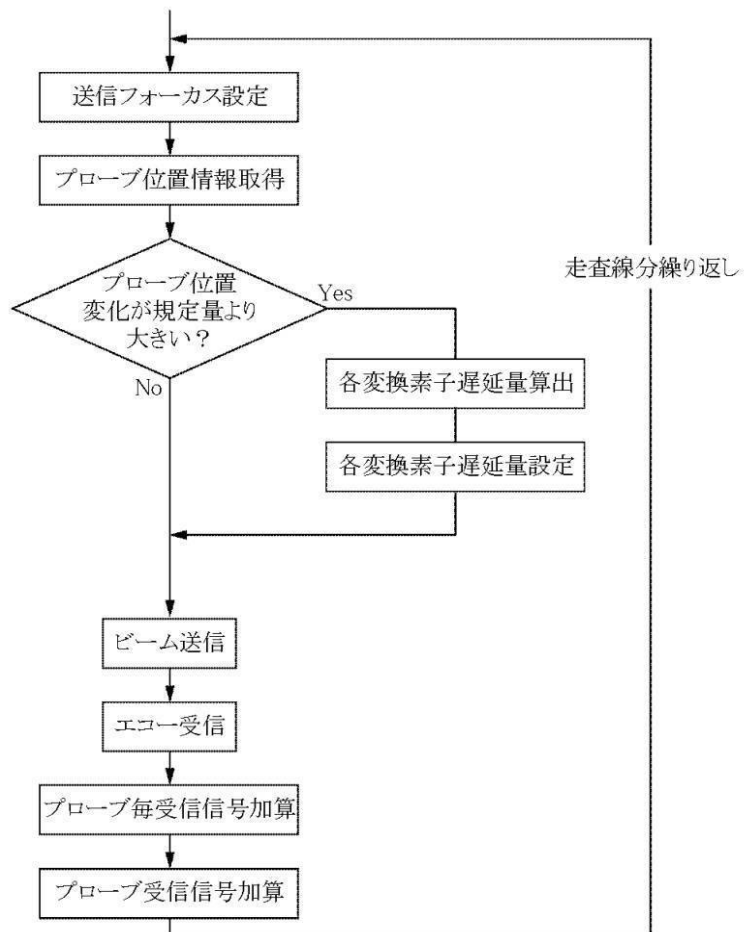
【図 5】



【図 6】

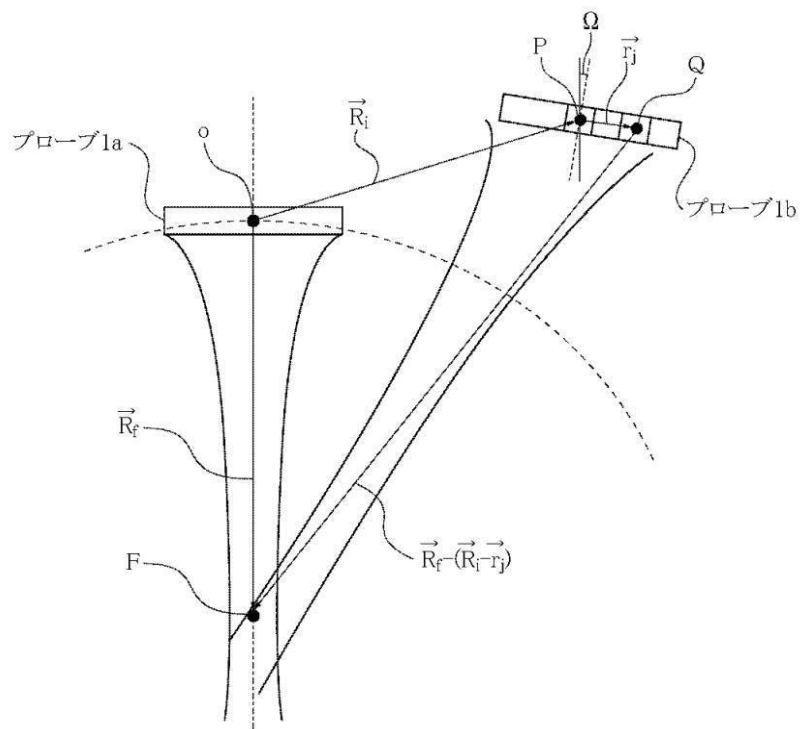


【図 7】

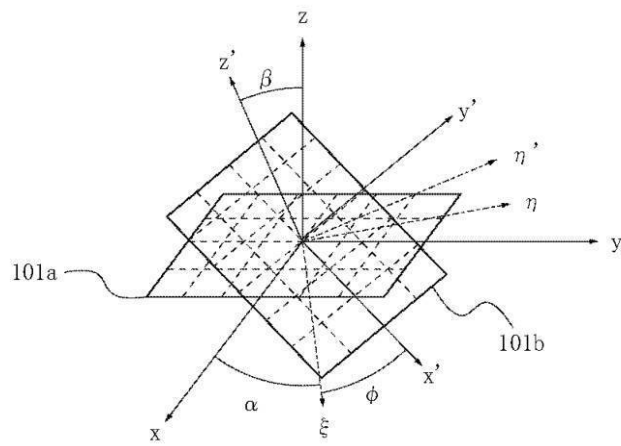


【図 8】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 長永 兼一

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE11 GA18 GB06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010005375A	公开(公告)日	2010-01-14
申请号	JP2009097225	申请日	2009-04-13
[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	及川克哉 染田恭宏 長永兼一		
发明人	及川 克哉 染田 恭宏 長永 兼一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4477 A61B8/14 A61B8/4209 A61B8/4254 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GB06		
代理人(译)	雄一Uchio		
优先权	2008138055 2008-05-27 JP		
其他公开文献	JP5495607B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种使用多个超声波探头的新型超声波诊断设备。解决方案：多个超声探头1，以及为多个超声探头中的每个超声探头提供的延迟单元，用于通过电子方式延迟超声转换元件发送或接收超声波的时间。有4,7。为了使用从位置和方向检测装置10获得的信息并使用从装置10获得的信息来产生用于控制相对于多个超声探头中的多个超声换能器元件的信号延迟的延迟控制信号。延迟控制信号产生装置。然后，将延迟控制信号输入到延迟装置，以控制超声波向被检体的发送定时。[选型图]图1

