

(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2015-136449

(P2015-136449A)

(43) 公開日 平成27年7月30日(2015.7.30)

(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 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-8893 (P2014-8893)
(22) 出願日 平成26年1月21日 (2014.1.21)(71) 出願人 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 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 松村 剛
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 EE09 HH04 HH33 JB05
JB34

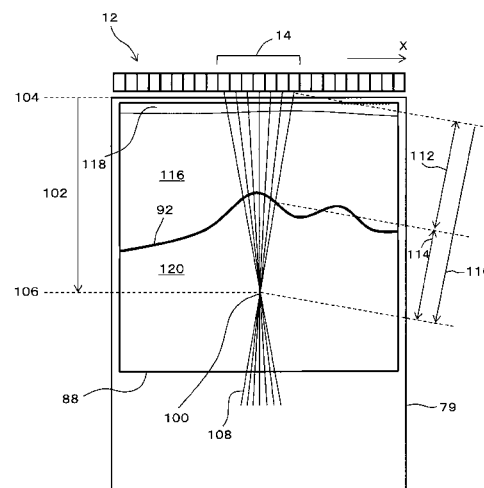
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びビームフォーミング方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、ディレイデータの演算精度を高める。

【解決手段】 各振動素子と焦点100とを結ぶ各経路108上において、脂肪層116の厚さが特定される。これにより、各経路108上において、振動素子と焦点100との間の距離110が脂肪層区間112と非脂肪層区間114とに分けられる。ディレイデータの計算に際して、脂肪層区間112に対しては脂肪用音速が適用され、非脂肪層区間114に対しては一般音速が適用される。皮膚層区間を更に特定し、それに対して皮膚用音速を適用するようにしてもよい。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを形成する複数の振動素子を有するアレイ振動子と、
前記超音波ビームの電子走査によって形成される走査面上の組織構造を表す画像であって B モード断層画像とは別の脂肪層参照用断層画像に基づいて、ビーム焦点と前記各振動素子との間の各経路上の脂肪層厚を個別的に計測する計測手段と、
前記複数の振動素子に対応する複数の経路上において計測された複数の脂肪層厚に基づいて、前記超音波ビームを形成するためのディレイデータを演算する演算部と、
前記ディレイデータに基づいてビームフォーミングを実行するビームフォーマーと、
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 記載の超音波診断装置において、
脂肪用音速及び代表音速を示す情報が格納された記憶部を含み、
前記演算部は、前記各経路上において前記脂肪層厚として特定される脂肪層区間に対して前記脂肪用音速を適用すると共に他の区間の全部又は一部に対して前記代表音速を適用することにより前記ディレイデータを演算する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置において、
前記記憶部には更に皮膚用音速を示す情報が格納され、
前記他の区間には、皮膚層区間、及び、前記脂肪層下面と前記ビーム焦点との間の内部区間が含まれ、
前記演算部は、前記皮膚層区間に対して前記皮膚用音速を適用し、前記内部区間に対して前記代表音速を適用する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記走査面上から得られた受信データに基づいて、前記脂肪層参照用断層画像として、組織弾性を表す組織弾性画像を形成する組織弾性画像形成手段を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置において、
前記受信データに基づいて前記ディレイデータの演算に際して参照する組織弾性画像を選択する選択手段を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
他の医療用装置によって取得されたボリュームデータから前記走査面に対応する断面データを取得することにより非超音波型断層画像を形成する手段を含み、
前記脂肪層参照用断層画像は前記非超音波型断層画像である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記走査面の順次形成と並行して前記脂肪層参照用断層画像が順次形成されて前記ディレイデータがリアルタイムで順次更新される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記計測手段は、
前記脂肪層参照用断層画像上で前記脂肪層の下側境界線を検出する第 1 検出手段と、

50

前記脂肪層参照用断層画像上で前記脂肪層の上側境界線を検出する第2検出手段と、
を含み、
前記複数の脂肪層厚が前記下側境界線と前記上側境界線との間の距離として計測される

、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】

生体内の組織構造を表す脂肪層計測用データに基づいて、ビーム焦点と各振動素子との間の各経路上の脂肪層厚を個別的に計測する工程と、

前記複数の振動素子に対応する複数の脂肪層厚、前記脂肪層中の超音波の音速、及び、生体組織中の超音波の一般的音速に基づいて、前記超音波ビームを形成するためのディレイデータを演算する工程と、

前記ディレイデータをビームフォーマーに与える工程と、

前記ビームフォーマーによるディレイ処理により送信ビーム及び受信ビームの少なくとも一方を形成する工程と、

を含むことを特徴とするビームフォーミング方法。

【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、ビームフォーミングのためのディレイデータの生成に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断においては、一般に、複数の振動素子からなるアレイ振動子を収容したプローブが生体表面に当接され、その状態で超音波の送受波が実行される。アレイ振動子によって超音波ビームが形成され、超音波ビームは電子的に走査される。

【0003】

複数の振動素子に対して所定の遅延関係をもって複数の送信信号を供給することにより送信ビームが形成される。また、複数の振動素子からの複数の受信信号に対して整相加算処理を実行することにより受信ビームが形成される。受信時においては受信焦点を動的に深い方向へシフトさせる受信ダイナミックフォーカス技術が適用される。

【0004】

所望の方向に所望の形態を有する超音波ビーム（送信ビーム、受信ビーム）を形成するために、複数の送信信号及び複数の受信信号に対して適切な遅延処理を適用する必要がある。そのためにビームフォーマーに対してディレイデータが与えられる。そのようなデータに基づいて遅延処理条件が定められる。

【0005】

一般に、生体中の音速が一定であるとの前提の下でディレイデータが計算される。しかし、実際の音速は生体組織の性状に応じて異なる。特に、脂肪層は多くの被検者においてある程度の厚みをもって皮下に存在し、脂肪層中の音速は他の一般的な組織の音速とは異なる。

【0006】

特許文献1には、脂肪層の厚さに基づいてディレイデータを計算する超音波診断装置が開示されている。かかる装置において、脂肪層の厚さは断層画像上において脂肪層の2つの境界をマニュアルで指定させることにより特定されている。また、脂肪層が一定の厚みをもっていることを前提としてディレイデータが計算されている。

【0007】

特許文献2に開示された超音波診断装置においても、脂肪層の厚さに基づいてディレイデータが計算されている。同文献には、ユーザーによる厚さの入力の他、受信信号処理による厚さの演算が開示されているが、その具体的な方法までは開示されていない。同文献

10

20

30

40

50

には脂肪層の厚みを各方位において決定することについての言及もあるが、その具体的な手法までは開示されていない。一般に、Bモード断層画像上において脂肪層の境界はかなり不鮮明であり、Bモード断層画像それ自体を基礎として脂肪層の全体を自動的に抽出することは困難である。脂肪層の特定精度が低いと脂肪層の厚さを精度良く計測できない結果、ディレイデータの演算精度が低下してしまう。なお、特許文献3には音速補正技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許第4711583号公報

10

【特許文献2】特許第2759808号公報

【特許文献3】特開平5-115475号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の目的は、ビームフォーミング精度を高めて超音波画像の画質を向上することにある。あるいは、本発明の目的は、ユーザーにおいて格別な負担なく、実際の生体内構造に適合した遅延処理条件を設定できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、脂肪層を的確に特定した上でその形態が反映されたディレイデータを生成できるようにすることにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームを形成する複数の振動素子を有するアレイ振動子と、前記超音波ビームの電子走査によって形成される走査面上の組織構造を表す画像であってBモード断層画像とは別の脂肪層参照用断層画像に基づいて、ビーム焦点と前記各振動素子との間の各経路上の脂肪層厚を個別的に計測する計測手段と、前記複数の振動素子に対応する複数の経路上において計測された複数の脂肪層厚に基づいて、前記超音波ビームを形成するためのディレイデータを演算する演算部と、前記ディレイデータに基づいてビームフォーミングを実行するビームフォーマーと、を含む。

【0011】

30

脂肪層中での超音波の音速は他の組織中での超音波の音速に対してかなり異なっているので、脂肪層と他の組織とを区別することなく、生体内組織の全部に対して一律の音速（代表音速）を適用すると、良好なフォーカスが得られなくなり、あるいは、設計通りの超音波ビーム形状が得られなくなる。これは、超音波画像の画質の低下を生じさせるものである。

【0012】

これに対し、上記構成によれば、各振動素子とビーム焦点との間の各経路上における脂肪層厚が個別的に計測される。通常、脂肪層の厚みはビーム走査方向に変化しているので、上記構成では、個々の経路ごとに脂肪層厚が計測されている。もっとも、複数の経路について脂肪層厚を実測し、他の経路については補間によって脂肪層厚を推定してもよい。いずれにしても、経路ごとに脂肪層厚を特定し、それらに基づいてディレイデータが演算される。よって、ビームフォーミング用ディレイデータの計算に際し、個々の経路上における脂肪層に相当する部分に対してその脂肪層固有の音速を適用することができるので、精度良くディレイデータを計算することができ、これにより、良好なフォーカスを実現でき、また実際の超音波ビーム形状を理想的な形状に近付けることが可能となる。つまり、超音波画像の画質を向上できる。

40

【0013】

ディレイデータの計算に際して、望ましくは、脂肪層の奥に存在する内部組織に対しては一般的な音速（代表音速）が適用される。組織種別ごとの音速を示すテーブルを用意しておき、組織ごとに固有の音速を適用してディレイデータを計算することも可能である。

50

【0014】

エコー強度を輝度で表現したBモード断層画像上においては、一般に、脂肪層を明瞭に特定し難い場合が多い。上記構成においては、Bモード断層画像とは異なる、脂肪層を比較的明瞭に特定可能な脂肪層参照用断層画像を基礎として、各経路上における脂肪層厚を計測できるから、計測精度を高められ、ひいては良好なビームフォーミングを実現できる。

【0015】

上記脂肪層厚は、脂肪層だけの厚さであるのが望ましいが、皮膚層は薄いので、脂肪層及び皮膚層を合わせた部分の厚さを脂肪層厚と定義してもよい。これによれば脂肪層と皮膚層との間の境界を検出する必要がなくなる。プローブ内の超音波伝搬層（音響レンズ等）も薄いので、脂肪層、皮膚層及びプローブ内の超音波伝搬層を合わせた部分の厚さを脂肪層厚として定義してもよい。もっとも、プローブ内の超音波伝搬層の厚みは既知であるため、それに対しては別の音速が適用されてもよい。あるいは、そのような超音波伝搬層を無視してディレイデータが計算されてもよい。所定タイミングで取得された脂肪層参照用断層画像に基づいて計算されたディレイデータを適用した後、診断部位が変更されるまで、そのディレイデータをそのまま維持するようにしてもよい。ディレイデータを定期的に更新してもよく、その場合、ディレイデータをリアルタイムで更新してもよい。なお、個々の経路上において複数種類の音速を適用する点を除き、ディレイデータの計算に際しては従来の計算方法を利用することが可能である。個々の経路として直線的な経路を想定してもよいが、屈折を考慮した経路を想定してもよい。望ましくは、送信用ディレイデータ及び受信用ディレイデータが上記手法により更新される。但し、それらの一方に対して上記手法を適用し、他方に対してはデフォルトのディレイデータを適用してもよい。生体安全性の観点からは、送信用ディレイデータではなく、受信用ディレイデータに対して上記手法を適用するのが望ましい。受信ダイナミックフォーカスを実行する場合、個々のサンプル点の深さごとにディレイデータが計算される。

【0016】

望ましくは、脂肪用音速及び代表音速を示す情報が格納された記憶部を含み、前記演算部は、前記各経路上において前記脂肪層厚で特定される脂肪層区間に対して前記脂肪用音速を適用すると共に他の区間の全部又は一部に対して前記代表音速を適用することにより前記ディレイデータを演算する。望ましくは、前記記憶部には更に皮膚用音速を示す情報が格納され、前記他の区間には、皮膚層区間、及び、前記脂肪層下面と前記ビーム焦点との間の内部区間が含まれ、前記演算部は、前記皮膚層区間に対して前記皮膚用音速を適用し、前記内部区間に対して前記代表音速を適用する。この構成によれば、個々の組織に対してそれに適合する音速をきめ細かく適用できるので、ビームフォーミング精度をより高められる。

【0017】

望ましくは、前記走査面上から得られた受信データに基づいて、前記脂肪層参照用断層画像として、組織弾性を表す組織弾性画像を形成する組織弾性画像形成手段を含む。この構成によれば、超音波の送受波によって得られた情報に基づいて脂肪層厚を計測することが可能となる。組織弾性画像は、生体内の各位置における弾性情報（変位、歪み、弾性率等）を表した画像である。脂肪層と他の組織とでは弾性情報が異なるので、脂肪層を比較的明瞭に特定することが可能である。なお、最初に計測を行う場合、デフォルトのディレイデータが利用される。ディレイデータの更新を繰り返すと、脂肪層厚を計測する際の基礎をなす脂肪層厚参照用断層画像が優良化していくので、ビームフォーミングの精度が高まってゆく。

【0018】

望ましくは、前記受信データに基づいて前記ディレイデータの演算に際して参照する組織弾性画像を選択する選択手段を含む。この構成によれば、例えば、プローブの当接状態が適正でない状態で取得された組織弾性画像を除外し、プローブの当接状態が適正な状態で取得された組織弾性画像に基づいて脂肪層厚を計測することが可能となる。例えば、プ

ローブ移動中においてはフレーム間相関値が悪化するので、フレーム間相関値を基準としてプローブの安定化状態つまり走査面の安定化状態を判定することが可能である。

【0019】

望ましくは、他の医療用装置によって取得されたボリュームデータから前記走査面に対応する断面データを取得することにより非超音波型断層画像を形成する手段を含み、前記脂肪層参照用断層画像は前記非超音波型断層画像である。この構成によれば、X線CT装置、MRI装置等で取得されたボリュームデータから、現在のビーム走査面に対応する断層データが取得され、その断層データに基づいて脂肪層厚が計測される。そのような断層データにおいては脂肪層を明瞭に特定することが可能である。より詳しく説明すると、X線CT装置、MRI装置等によれば、高分解能をもった断層データあるいは組織差が強調された断層データを得られるので、上記構成によれば、そのような断層データを用いて脂肪層を正しく特定した上で、その脂肪層の厚さ（距離）を精度良く演算することが可能である。よって、上記構成によれば、エコー情報に基づく組織弾性画像を用いて演算を行う場合に比べて、ビームフォーミング精度をより高められる。

【0020】

上記手法は、Bモード以外の各種のモードにおいて適用可能である。脂肪層参照用断層画像を表示する必要は必ずしもないが、その画像を表示してもよい。その場合、検出した脂肪層境界を明示するようにしてもよい。

【0021】

本発明に係るビームフォーミング方法は、生体内の組織構造を表す脂肪層計測用データに基づいて、ビーム焦点と各振動素子との間の各経路上の脂肪層厚を個別的に計測する工程と、前記複数の振動素子に対応する複数の脂肪層厚、前記脂肪層中の超音波の音速、及び、生体組織中の超音波の一般的音速に基づいて、前記超音波ビームを形成するためのディレイデータを演算する工程と、前記ディレイデータをビームフォーマーに与える工程と、前記ビームフォーマーによるディレイ処理により送信ビーム及び受信ビームの少なくとも一方を形成する工程と、を含む。上記方法は、プログラムの機能として実現することが可能である。そのプログラムは、可搬型記憶媒体やネットワークを介して超音波診断装置にインストールされる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、ビームフォーミング精度を高めて超音波画像の画質を向上できる。あるいは、本発明によれば、ユーザーにおいて格別な負担なく、実際の生体内構造に適合した遅延処理条件を設定できる。あるいは、本発明によれば、脂肪層を的確に特定した上でその形態が反映されたディレイデータを生成できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第1実施形態を示すブロック図である。

【図2】送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーの構成例を示す図である。

【図3】第1実施形態における表示例を示す図である。

【図4】各経路上における区間分けの第1例を示す図である。

【図5】各経路上における区間分けの第2例を示す図である。

【図6】本発明に係る超音波診断装置の第2実施形態を示すブロック図である。

【図7】第2実施形態における表示例を示す図である。

【図8】電子セクタ走査に対して区間分けを適用した場合を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の第1実施形態が示されている。この超音波診断装置は、病院等の医療機関において設置され、生体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。図1に示された超音波診断装置はBモード断層画像及び弾性画像を形成する機能を備えている。

10

20

30

40

50

【0025】

図1において、プローブ10は超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ10は、本実施形態において複数の振動素子からなるアレイ振動子12を有している。複数の振動素子は図示の例において直線的に配列されている。もちろん、それらが円弧状に配列されてもよい。

【0026】

アレイ振動子12により超音波ビーム16が形成される。超音波ビーム16は電子的に走査され、これにより走査面が形成される。電子走査方式として、本実施形態では電子リニア走査方式が適用されている。もちろん、電子セクタ方式等の他の走査方式が適用されてもよい。電子リニア走査方式においては、アレイ振動子12上に送受信開口14が設定され、その送受信開口14内に含まれる複数の振動素子を利用して超音波ビーム16が形成される。送受信開口14を素子配列方向に移動させることにより、超音波ビーム16が電子的に走査される。

【0027】

本実施形態においては、1Dアレイ振動子12が設けられているが、2Dアレイ振動子を設けるようにしてもよい。また、生体に当接されるプローブ10の他、体腔内に挿入されるプローブを用いるようにしてもよい。

【0028】

送信ビームフォーマー18は送信回路を構成するものである。送信時において、送信ビームフォーマー18からアレイ振動子12に対して複数の送信信号が並列的に供給される。この場合、個々の送信信号に対しては超音波ビーム（送信ビーム）を形成するために遅延時間が与えられる。送信ビームフォーマー18は、送信用ディレイデータに基づいて個々の送信信号に対する遅延処理を実行する。複数の送信信号がアレイ振動子12に送られると、アレイ振動子12により送信ビームが形成される。

【0029】

受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子12において受波されると、アレイ振動子12から複数の受信信号が受信ビームフォーマー20へ出力される。受信ビームフォーマー20は受信回路を構成するものである。それは、入力される複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより整相加算後の受信信号としてビームデータを送る。整相加算処理においては、個々の受信信号に対して受信ビームを形成するための遅延処理が適用される。受信ビームフォーマー20は、いわゆる受信ダイナミックフォーカス法にしたがって個々の深さ毎に受信フォーカス点が形成されるように整相加算処理を実行する。その場合においては受信用ディレイデータが用いられる。

【0030】

図1に示す第1実施形態において、送信用ディレイデータ及び受信用ディレイデータはディレイデータ計算部24において計算されている。デフォルトの送信用ディレイデータ及び受信用ディレイデータも用意されている。後に詳述するように、ディレイデータ計算部24は、本実施形態において、個々の振動素子と焦点との間とを結ぶ各経路上における脂肪層厚にしたがって、脂肪層区間に対して脂肪用音速（脂肪層中の音速）を適用し、それ以外の区間に対して代表音速（生体内の一般的な音速）を適用することにより、ディレイデータの計算を行っている。その際においては、音速テーブル46が参照される。

【0031】

図1に示す構成では、送信用ディレイデータ及び受信用ディレイデータの両方が算出されているが、例えば受信用ディレイデータだけが算出されるようにしてもよい。その場合においては、送信用ディレイデータとして、デフォルトデータとして用意されたデータが利用される。

【0032】

音速テーブル46には、本実施形態において、代表音速として例えば1540 m/sが登録されており、脂肪用音速として1470 m/sが登録されている。更に、必要に応じて、皮膚用音速として例えば1605 m/sが登録されてもよく、更に、他の組織につい

10

20

30

40

50

ての音速が登録されてもよい。上記で挙げた数値はいずれも例示であり、状況に応じて個々の数値を変動させることも可能である。

【0033】

信号処理部26は、受信ビームフォーマーから出力されたビームデータに対して所定の信号処理を実行するモジュールである。その信号処理には、検波、対数圧縮、フィルタリング等の処理が含まれる。

【0034】

Bモード画像形成部28は、本実施形態において、デジタルスキャンコンバータ(DSC)により構成されている。Bモード画像形成部28は、入力された複数のビームデータに対して座標変換及び補間処理等を適用することにより、白黒断層画像としてのBモード画像を形成している。その画像データが、表示処理部30を介して、表示器40へ送られている。

【0035】

次に、弾性画像の形成及びそれに基づく脂肪層厚の計測について説明する。

【0036】

フレーム選択部32は、順次入力されるフレーム(フレームデータ)間において相関演算を実行している。個々のフレームは1つの走査面に対応し、それは複数のビームデータにより構成される。個々のビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。フレーム選択部32は、隣接フレーム間において相関演算を行って相関値を求め、その相関値が一定の優良範囲内に入っているか否かを判定している。相関値が優良範囲内に入っている場合、変位演算が実行され、あるいは、変位演算結果が有効とされる。例えば、プローブを体表上において移動させている状況下では、フレーム間における相関値が非常に悪くなる。そのような状況において弾性画像を形成した場合、ディレイデータ計算の基礎をなす適切な弾性画像を得ることは困難である。つまり、そのような状況下で得られた弾性画像を基礎とする場合、脂肪層厚の計測精度が低下してしまう。これに対し、本実施形態では、フレーム選択部32によって、プローブが安定している状態を判定し、そのような安定化状態で取得されたフレーム列に基づいて弾性画像が形成されるようにしている。本実施形態においては、受信ビームフォーマーから出力されるRF信号に基づいて相関値演算が実行され、それによって安定化状態が判定されているが、弾性画像を基礎として安定化状態を判定するようにしてもよい。

【0037】

安定化状態で取得されたフレーム列が変位演算部34に送られる。変位演算部34はフレーム間において個々の座標毎に変位を演算するモジュールである。変位の演算にあたっては各種の公知手法を利用することが可能である。たとえば、フレーム間において注目する座標毎にパターンマッチング処理を適用することにより変位を演算することが可能である。その場合、二次元変位ベクトルが演算されてもよいし、ビーム方向すなわち深さ方向の変位成分が演算されてもよい。隣接するフレーム間において変位を演算する手法の他、基準となるフレームと、現在得られたフレームとの間で、変位演算を行う手法等が挙げられる。

【0038】

弾性情報演算部36は、フレーム上の座標毎に演算された変位に基づき、空間微分処理等を適用することにより、座標毎に弾性情報を演算するモジュールである。弾性情報は例えば歪み(ストレイン)であり、それに代えて弾性率等が演算されてもよい。弾性情報の演算にあたっては、例えば、放射圧によるプッシュパルスによって変位を与え、その変位により生成された横波の音速情報に基づいて弾性情報を演算する手法など、公知の各種手法を利用することが可能である。

【0039】

弾性画像形成部38は、個々の座標毎に求められた弾性情報を二次元的にマッピングすることにより弾性画像を形成するモジュールである。本実施形態において弾性画像形成部38はデジタルスキャンコンバータ(DSC)により構成されている。

【0040】

表示処理部30は、カラー演算機能、画像合成機能等を有するものである。弾性画像に対しては弾性情報を色相に対応付ける処理を実行し、これによりカラー画像としての弾性画像を形成する。この場合、例えば、柔らかい組織部分が赤系の色で表現され、硬い組織部分が青系の色で表現される。弾性画像をカラー画像として表示器40に表示する場合、その背景画像としてBモード画像も表示される。

【0041】

本実施形態においては、弾性情報が境界検出部42に送られている。境界検出部42は、走査面上において脂肪層を特定し、その脂肪層の下側境界を検出する機能を有する。すなわち、脂肪層とその奥側にある内部組織との間の境界を特定するものである。更に、脂肪層の上側境界、すなわち皮膚層と皮膚層の間の境界が特定されてもよい。更に、他の組織の境界が特定されてもよい。境界の特定にあたっては、ビーム方向すなわち深さ方向に沿ったエッジ探索等の手法を利用できる。これに関しては、公知の各種のエッジ検出技術を利用することが可能である。第1実施形態においては、弾性画像に基づいて脂肪層の下側境界が特定されている。具体的には、弾性情報を深さ方向に沿って観測することにより、その弾性情報の変化度合いから境界が特定されている。更に、特定された複数の境界点を電子走査方向に繋げ、それにより得られた曲線に対して補間処理、平滑化処理等を適用することにより、脂肪層の境界線が形成されている。

【0042】

厚さ演算部44は、個々の振動素子と焦点とを結ぶ各経路上において、脂肪層の厚さを演算するモジュールである。その場合においては、境界検出部42で検出された境界が参照される。脂肪層厚の定義として幾つかが考えられる。例えば、個々の振動素子から脂肪層の下側境界までの距離を脂肪層厚として定義するようにしてもよい。また、体表面から脂肪層の下側境界までの距離を脂肪層厚として定義するようにしてもよい。更に、脂肪層における上側境界と下側境界との間の距離を脂肪層厚として定義するようにしてもよい。

【0043】

送受信制御部22は送信ビームフォーマー18及び受信ビームフォーマー20を制御するコントローラである。送受信制御部22は、本実施形態において送信用ディレイデータ及び受信用ディレイデータを計算するディレイデータ計算部24を備えている。ディレイデータ計算部24は、振動素子毎に、経路上における脂肪層厚に相当する区間に対して脂肪用音速を適用し、それ以外の非脂肪層区間に対して代表音速を適用することにより、ディレイデータを計算している。その場合においては、音速テーブル46上に登録された各音速が参照される。区間毎にそれに対応する音速を適用する点を除き、ディレイデータの計算にあたっては、従来におけるディレイデータ計算手法を利用することが可能である。後に説明するように、脂肪層厚を特定すると共に、皮膚層厚も特定し、それぞれに対して最適な音速を適用するようにしてもよい。計算された送信用ディレイデータが送信ビームフォーマー18に送られ、計算された受信用ディレイデータが受信ビームフォーマー20へ送られる。あるいは、そのようなディレイデータに基づいて送信ビームフォーマー18及び受信ビームフォーマー20における遅延条件が設定される。図1に示される構成は主制御部（図示せず）により制御されている。その主制御部はCPU及び動作プログラムにより構成されるものである。主制御部は送受信制御部22を制御している。主制御部には操作パネルが接続され、その操作パネルを利用してユーザーは動作モードの選択や各種の入力を行える。図1に示されている個々のブロック（構成）をソフトウェアの機能として実現することも可能である。

【0044】

以上のように、図1に示す実施形態によれば、安定化状態において取得された弾性画像に基づき個々の経路上において脂肪層厚を計測し、それらに基づいて精度良くディレイデータを計算できる。ディレイデータの更新が所定のイベントに基づいて実行されるようにしてもよいし、あるいは定期的に行われるようにしてもよい。リアルタイムでディレイデータが逐次更新されるようにしてもよい。なお、送信ディレイデータは、複数の送信ビー

10

20

30

40

50

ムアドレスに対応した複数のディレイデータからなるものである。電子リニア走査において、それらのディレイデータの内容を共通にしてもよい。受信ディレイデータは、複数の受信ビームアドレスに対応した複数のディレイデータセットからなるものである。電子リニア走査において、それらのディレイデータセットの内容を共通にしてもよい。各ディレイデータセットは複数の受信点深さに対応した複数のディレイデータからなる。

【0045】

図2には、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーの構成例が示されている。アレイ振動子12は上述したように複数の振動素子12aにより構成されている。アレイ振動子12はスイッチング回路48を介して送信ビームフォーマー18及び受信ビームフォーマー20に接続されている。スイッチング回路48は送受信開口を素子配列方向（電子走査方向）にスキャンするための回路である。

10

【0046】

送信ビームフォーマー18は複数の送信器50を有している。各送信器50は、波形メモリ52、遅延回路54、D/A変換器56及びパワーアンプ58を有している。波形メモリ52からの波形データの読み出しタイミングが制御信号59により制御され、波形メモリ52から読み出された波形データが遅延回路54によって遅延処理される。この場合においては、例えば、波形メモリ52の読み出しタイミングの調整により粗い遅延処理が実行され、遅延回路54には更に精細な遅延処理が適用されてもよい。遅延回路54における遅延条件は制御信号61によって定められている。遅延回路54は例えば補間回路として構成することが可能である。D/A変換器56は、入力されるアナログ信号としての送信信号をデジタル信号としての送信信号に変換する。波形メモリ52の読み出しタイミング及び遅延回路54における遅延条件が上述したディレイデータに基づいて決定されている。複数の波形メモリを単一の波形メモリによって構成してもよい。

20

【0047】

受信ビームフォーマー20は複数の受信器60及び加算器62を備えている。各受信器60はプリアンプ64、D/A変換器66及び遅延回路68を有している。各受信信号はプリアンプ64で増幅された上で、D/A変換器66に入力され、そこでデジタル信号に変換される。そのデジタル受信信号が遅延回路68において遅延処理される。その場合における遅延条件が制御信号70によって決定されている。遅延処理後の複数の受信信号が加算器62において加算される。これによって電子的に受信ビームが構成される。整相加算処理後のビームデータ72が図1に示した信号処理部26及びフレーム選択部32へ出力されている。そのビームデータはRF信号である。受信ダイナミックフォーカスの実行に際しては、受信焦点の切り換えごとに遅延処理条件が切り換えられる。なお、スイッチング回路48と受信ビームフォーマー20との間に設けられている保護回路等については図示省略されている。

30

【0048】

図3には、第1実施形態に係る表示例が示されている。図3に示される例において、表示画面74上にはBモード画像76と弾性画像78とが左右方向に並んで表示されている。Bモード画像76及び弾性画像78の両者ともリアルタイムで更新される画像である。Bモード画像76上において、脂肪層の下側境界84及び上側境界86は一般に不明瞭である。また腫瘍82の輪郭もかなりぼやけている。

40

【0049】

一方、弾性画像78は上述したように各位置における弾性情報を表示した画像であり、すなわち個々の組織における硬さを表した画像である。図示の例ではカラーによって組織の硬さが表されている。その色見本がカラーバー80である。弾性画像78においては、腫瘍90の全体が一定範囲内の色によって表されており、また脂肪層の全体が別の一定範囲内の色によって表されている。脂肪層は柔らかい層であり、硬い腫瘍等とは異なる色によって表示される。よって、脂肪層の下側の境界92を容易に特定することが可能である。更に、脂肪層の上側の境界94を特定することも容易である。ちなみに、符号88は関心領域を表しており、その関心領域88内の弾性情報がカラー表現されている。もちろん

50

走査面の全体にわたって弾性情報が表示されるようにしてもよい。弾性画像 7 8 の背景として B モード画像も表示されている。

【0050】

B モード画像 7 6 上においては必ずしも脂肪層を明確に特定することはできないが、弾性画像 7 8 によれば、比較的容易に、脂肪層、特にその境界、を特定することが可能である。図 3 においては弾性画像 7 8 がカラー画像として表示されていたが、弾性画像 7 8 は脂肪層厚を計測できる限りにおいて必ずしも表示される必要はない。すなわち、バックグラウンド処理において弾性画像 7 8 が利用されてもよい。

【0051】

図 4 には、各経路上における区間分けの第 1 例が示されている。図 4 においては、アレイ振動子 1 2 と走査面 7 9 との関係が概念図として示されている。x 方向が素子配列方向すなわち電子走査方向である。アレイ振動子 1 2 上には送受信開口 1 4 が設定され、それが電子走査方向にスキャンされる。走査面 7 8 上には関心領域 8 8 が設定されており、それは弾性情報を演算する範囲に相当している。本実施形態によれば、弾性画像に基づいて脂肪層 1 1 6 の下側の境界 9 2 を容易に特定することが可能である。なお、符号 1 1 8 は皮膚層を表しており、図 4 に示す例において、皮膚層 1 1 8 と脂肪層 1 1 6 との間の境界は格別特定されていない。符号 1 2 0 は脂肪層 1 1 6 の奥側にある内部組織を表している。符号 1 0 4 は体表面レベルを示しており、符号 1 0 6 は焦点 1 0 0 が存在するレベルを表している。符号 1 0 2 は焦点深さを示している。

【0052】

図 4 には、個々の振動素子と焦点 1 0 0 とを結んだ複数の線として経路群が示されている。符号 1 0 8 は 1 つの経路を示している。本実施形態において、境界 9 2 が特定されると、各経路 1 0 8 上において脂肪層の厚さが特定される。図 4 において、符号 1 1 0 は振動素子から焦点 1 0 0 までの距離を示しており、符号 1 1 2 が脂肪層区間を示しており、符号 1 1 4 が非脂肪層区間（内部区間）を示している。図示の例では、振動素子の端面から境界 9 2 までの距離 1 1 2 が脂肪層厚であると定義されている。すなわち、脂肪層区間 1 1 2 には厳密な意味で脂肪層以外の部分が含まれているが、その部分は比較的薄い領域であるため、ディレイデータ計算上あまり問題は生じない。ディレイデータの計算にあたっては、脂肪層区間 1 1 2 に対しては脂肪用音速が適用され、非脂肪層区間 1 1 4 に対しては代表音速が適用される。そのような処理が各経路上における各区間に対して実行される。これにより精度良くディレイデータを計算することが可能である。特に、境界 9 2 の形態に応じて、個々の経路毎に快適な音速設定を行える。図 4 においては、個々の経路が直線的な経路として表されているが、屈折を考慮して経路を設定することも可能である。但し、そのような経路設定を行うと、計算量が膨大となるため、本実施形態のような直線的な経路を前提とするのが望ましい。図 4 においては、プローブ内の超音波伝播部分までが考慮されているが、もちろんプローブにおける送受波面から境界 9 2 までの距離を脂肪層厚として定義してもよい。図 4 においては、一点に交わる経路が示されていたが、超音波ビームの形状を操作するために多様な焦点を実現することが可能である。

【0053】

図 5 には、区間分けの第 2 例が示されている。図 4 に示した構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。図 5 に示す第 2 例においては、各経路 1 0 8 上において、振動素子から焦点 1 0 0 までの距離 1 1 0 が複数の区間に分割されている。符号 1 1 4 は非脂肪層区間（内部区間）を示しており、符号 1 2 6 は脂肪層区間を示しており、符号 1 2 4 は皮膚層区間を示しており、符号 1 2 2 はプローブ内超音波伝搬区間を示している。このように、より細かく区間分けを行うことにより、それぞれの区間に対して最適な音速をきめ細かく適用し、これによってディレイデータの精度をより高めることが可能である。特に皮膚層においては脂肪層とはかなり異なる音速が認められるので、皮膚層を独立して取り扱うことにより、ディレイデータの精度をより高めることが可能である。この例においては、皮膚層 1 1 8 を特定するために、脂肪層 1 1 6 の下側境界 9 2 の他、上側境界 9 4 も特定されている。皮膚層 1 1 8 と脂肪層 1 1 6 は互いにかなり異なる弾性率を有

するため、弾性画像上においてそれらの両者を明確に特定することが可能である。図5に示す区分け例においても、プローブ内部の伝搬部分を区間分けから除外するようにしてもよい。

【0054】

次に、図6乃至図7に基づき第2実施形態について説明する。なお、それらの図の内容に関して、図1に示した構成と同一の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【0055】

図6において、プローブ10にはセンサ130が一体的に設けられている。センサ130はプローブについての三次元空間における位置及び姿勢を検出するための検出器である。例えば磁気検出方式、光学的検出方式等を利用することが可能である。磁気検出方式を利用する場合、三次元磁場を発生する発生器が別途設けられ、それにより生成された三次元磁場がセンサ130によって検出される。その場合、センサ130は三方向に対応した3つの磁気センサにより構成される。センサ130の出力信号が読み出し制御部132に送られている。

【0056】

読み出し制御部132は、プローブの位置及び姿勢に基づいて三次元空間内における走査面の位置を特定する。そして、特定された位置に対応する断面データ（二次元データ）をボリュームデータ記憶部134から読み出す。ボリュームデータ記憶部134内にはボリュームデータが格納されている。ボリュームデータはX線CT装置において取得されたデータ、あるいは、MRI装置において取得されたデータである。可搬型のメディアを介してあるいはネットワークを介してボリュームデータ記憶部134にボリュームデータが格納される。ボリュームデータ記憶部134から読み出された断面データは、現在の走査面と同じ位置の断面を表すデータであり、そのデータは表示処理部30及び境界検出部42へ送られている。例えばCT断層画像を表示器40に表示させることが可能である。一方、そのデータが境界検出部42において参照され、例えばCT断層画像に基づいて脂肪層の境界が特定される。これにより厚さ演算部44において、複数の振動素子に対応する複数の経路上においてそれぞれ脂肪層厚が計測される。その計測結果がディレイデータ計算部24へ送られている。

【0057】

この第2実施形態によれば、超音波画像上においては明瞭性を欠く脂肪層を他の医療画像を基礎として明確に特定することが可能であり、それに基づいて脂肪層の境界を高精度に検出できるという利点が得られる。第1実施形態と同様に、所定のイベントが生じた時点においてディレイデータが更新されてもよく、あるいはそれが間欠的に更新されてもよい。更にリアルタイムでディレイデータが更新されてもよい。

【0058】

図7には、第2実施形態に係る表示例が示されている。図7においては、表示画面138と共にアレイ振動子12も模式的に示されている。表示画面138上にはBモード画像140と共に、この例ではCT断層画像142が表示されている。それらの画像140、142はいずれも同一の断面を表すものである。CT断層画像142に対するエッジ検出処理により、脂肪層146の境界148が特定される。更に、必要に応じて、上側の境界145も特定される。特定の経路152に着目した場合、振動素子から焦点151までの間が図示の例において3つの区間に区分されている。区間154は上側の境界145と振動素子との間の距離を示すものであり、区間156は上側の境界145と下側の境界148との間の距離を示すものであり、区間158は下側の境界148と焦点151との間の距離を示すものである。区間158は非脂肪層区間であり、それに対しては代表音速が適用される。区間156は脂肪層区間であり、それに対しては脂肪用音速が適用される。区間154に対しては、必要に応じて皮膚用音速が適用され、あるいは代表音速が適用される。なお、符号144は皮膚層を示しており、符号150は内部組織を表している。

【0059】

このように、上記構成によれば、超音波診断装置以外の他の医療装置で取得された、脂

肪層等を明瞭に特定可能な画像を基礎として、超音波診断装置におけるビームフォーミング条件を定めることが可能である。特に、個々の経路上において脂肪層厚を特定し、それに対して脂肪用音速を適用することにより、高精度のビームフォーミングを実現することが可能である。よって、超音波診断の結果として生成される各種の超音波画像の画質を著しく高めることが可能である。

【0060】

図8には電子セクタ走査に対する区間分け例が示されている。電子セクタ走査においては、アレイ振動子160を構成する全ての振動素子が利用される。図8において、符号180は皮膚層を表しており、符号181は皮膚層180と脂肪層182との間の境界を示している。符号183は脂肪層182と内部組織184との間の境界を示している。符号162は電子セクタ走査によって形成された走査面を示している。個々の振動素子と焦点164とを結ぶ複数の経路が設定されており、図8においては特定の経路が符号166で示されている。その経路166に着目すると、図示の例においては、皮膚層180に相当する一定の深さ区間168が固定的に設定されており、各経路上においては一定の深さ168に対応する区間170が設定されている。その区間170の大きさは個々の経路によって相違する。この構成では、皮膚層が一定の厚みのものとして取り扱われている。

【0061】

区間172は脂肪層区間であり、それは一定の厚さ168を超えた地点から境界183が存在するまでの距離に相当するものである。区間174は非脂肪層区間であり、それは内部区間である。脂肪層データの計算にあたり、脂肪層区間172に対しては脂肪用音速が適用され、非脂肪層区間174に対しては代表音速が適用される。区間170に対しては皮膚用音速が適用される。この例においては、境界181は検出されていないが、それを検出するようにしてもよい。電子セクタ走査においては、頂点部における領域が狭いため、上述したように一定の厚さをもった層として皮膚層を固定的に想定するのが望ましい。もちろん、皮膚層を無視して下側の境界183までの距離を脂肪層厚として定義するようにしてもよい。境界の検出にあたっては、上述したように弾性画像を基礎とすることができ、あるいは、他の医療画像を基礎とするようにしてもよい。いずれにしても、Bモード画像よりも脂肪層を明瞭に特定可能な断層画像を基礎として脂肪層を特定することによりディレイデータの演算精度を従来よりも高めることが可能である。本実施形態においては、脂肪層が一律の厚みとして取り扱われているのではなく、経路毎に個別的に脂肪層厚が演算されているため、個々の経路ごとに適切な遅延条件を設定できるという利点を得られる。その結果、超音波画像における像の歪みを改善でき、超音波画像の画質を高めることが可能である。

【符号の説明】

【0062】

10 プローブ、12 アレイ振動子、16 超音波ビーム、18 送信ビームフォーマー、20 受信ビームフォーマー、24 ディレイデータ計算部、32 フレーム選択部、34 変位演算部、36 弾性情報演算部、42 境界検出部、44 厚さ演算部、46 音速テーブル。

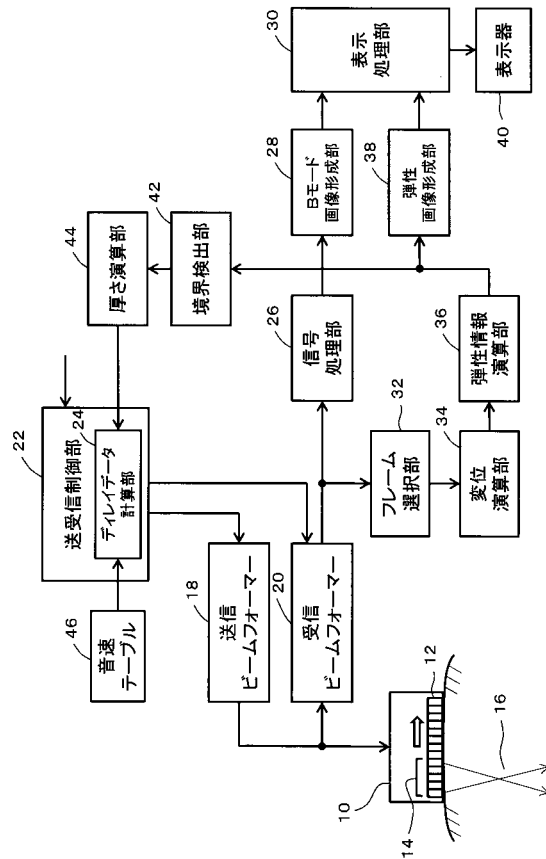
10

20

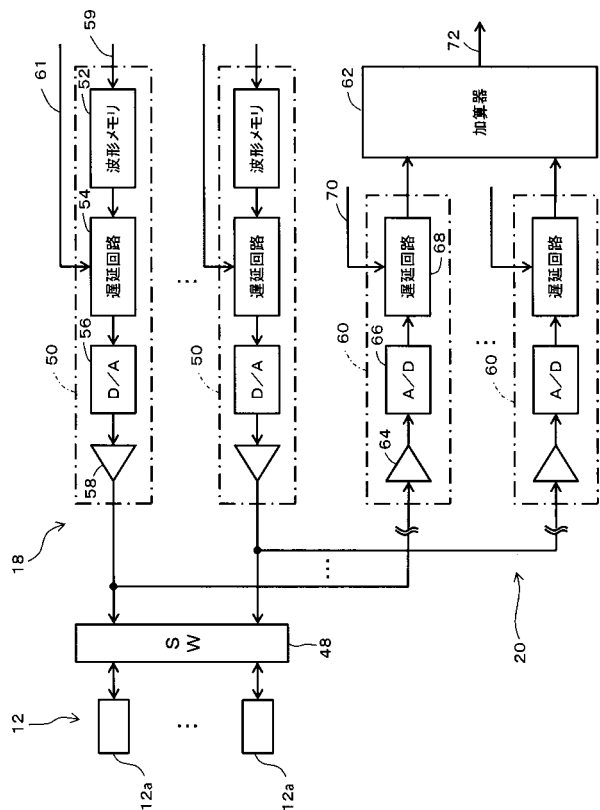
30

40

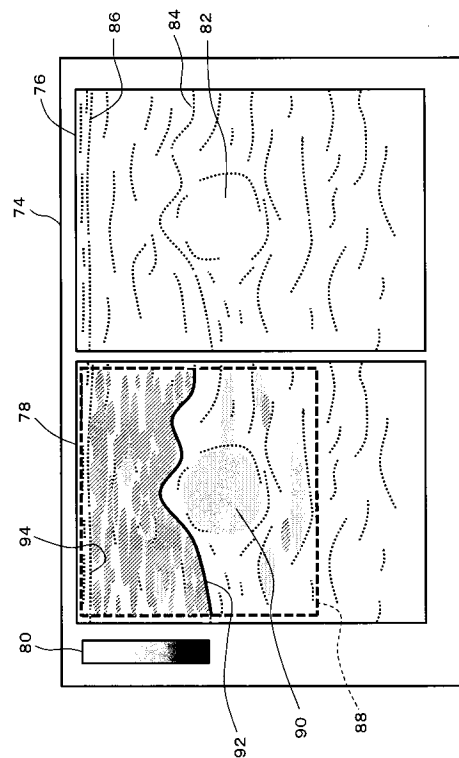
【 図 1 】



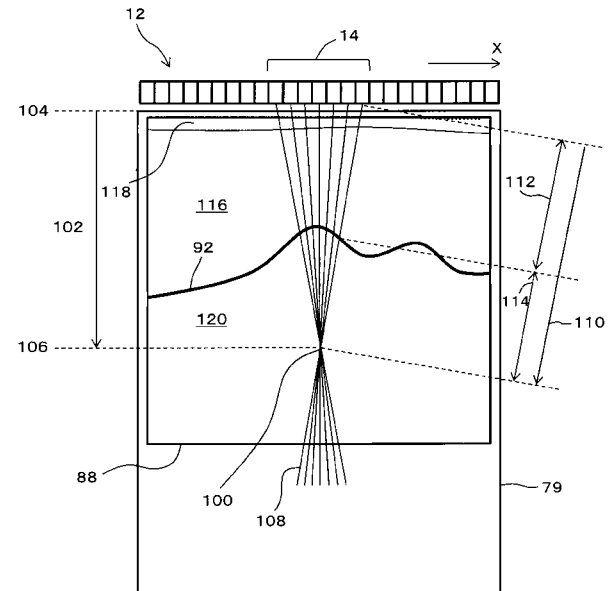
【圖 2】



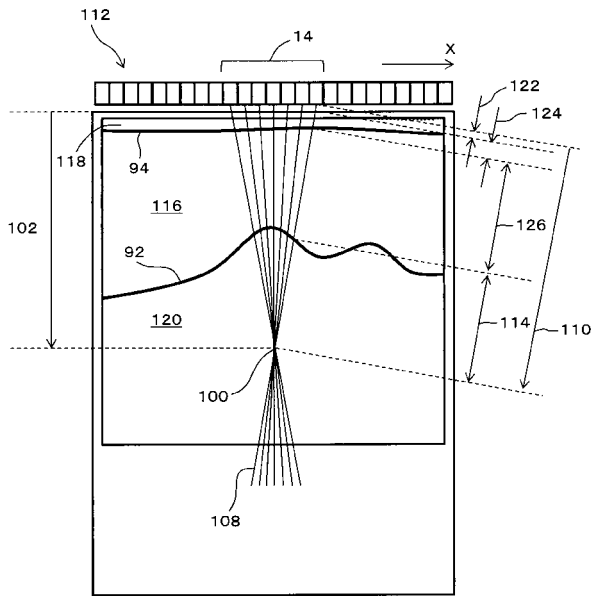
【図 3】



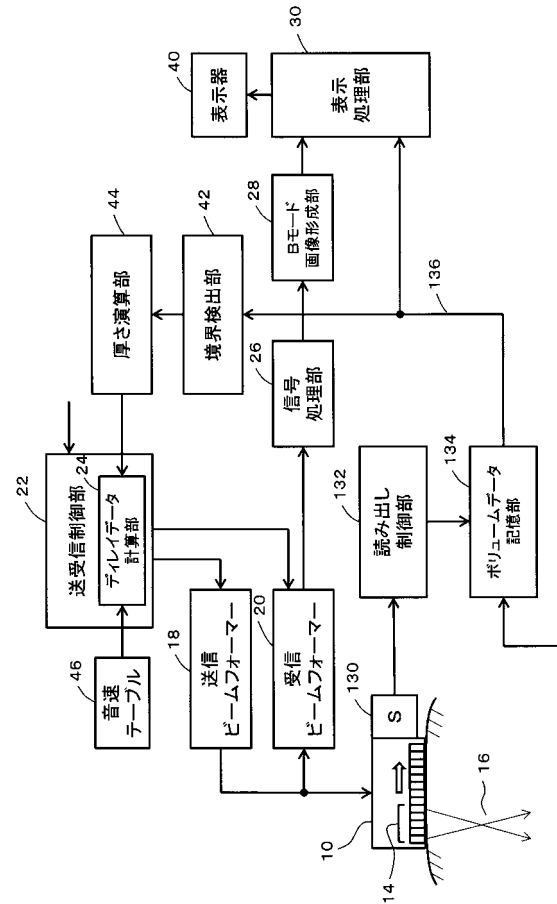
【 図 4 】



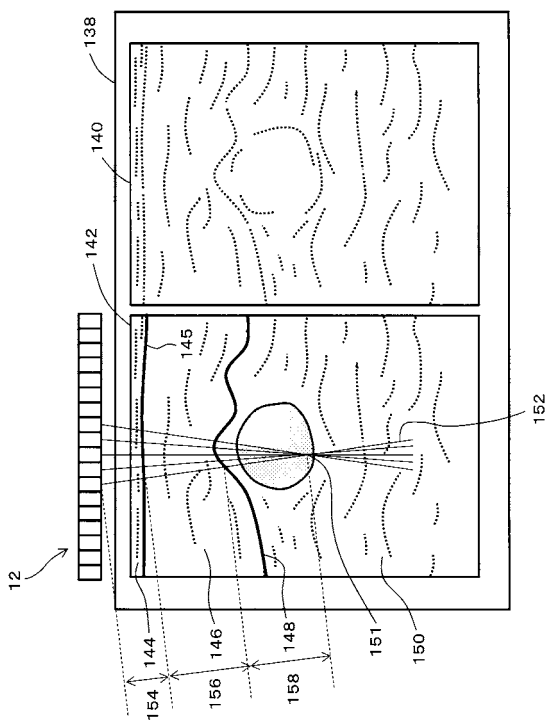
【図 5】



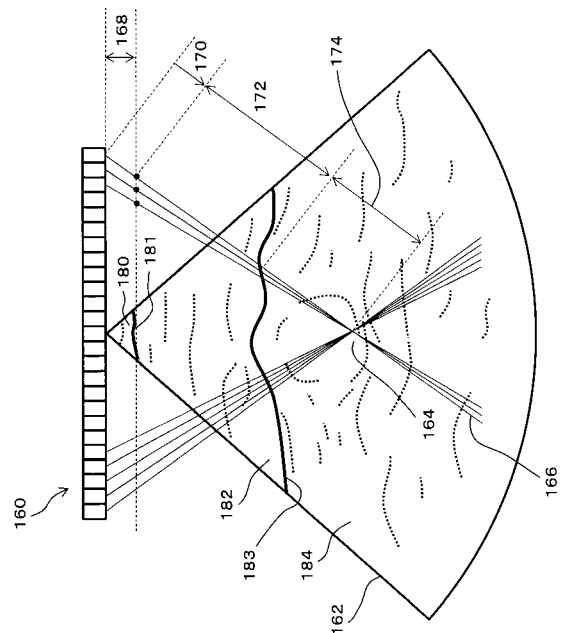
【 図 6 】



【图 7】



【图 8】



专利名称(译)	超声波诊断装置和波束形成方法		
公开(公告)号	JP2015136449A	公开(公告)日	2015-07-30
申请号	JP2014008893	申请日	2014-01-21
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	松村 剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH33 4C601/JB05 4C601/JB34		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-8893 (P2014-8893) 平成26年1月21日 (2014.1.21)	(71) 出願人 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 110001210 特許業務法人YKK 国際特許事務所 (72) 発明者 松村 剛 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 Fターム(参考) 4C601 EE04 EE09 HH04 HH33 JB05 JB34
-------	-----------------------	--	---