

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6180798号
(P6180798)

(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)

(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-119160 (P2013-119160)
 (22) 出願日 平成25年6月5日 (2013. 6. 5)
 (65) 公開番号 特開2014-233599 (P2014-233599A)
 (43) 公開日 平成26年12月15日 (2014. 12. 15)
 審査請求日 平成28年5月30日 (2016. 5. 30)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 笠原 英司
 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

審査官 宮澤 浩

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】

生体内に観察対象となる横断面を設定する横断面設定手段と、
 前記横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、
 前記複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、
 前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームの形成によって得られた受信情報であって前記横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットに基づいて、前記横断面を表す断層画像を形成する画像形成手段と、
 を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
 前記横断面を表す断層画像を見ながら前記横断面の深度をユーザーによって可変するための手段を含む、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、
 当該超音波診断装置は、前記生体内の三次元領域からボリウムデータを取得して前記ボリウムデータに基づいて三次元超音波画像を形成するボリウムモードと、前記横断

面に対する超音波の送受波により前記横断面を表す断層画像を形成する横断面モードと、
を有し、

前記横断面モードにおける各送信ビームは、前記ボリュームモードにおける各送信ビームよりも送信フォーカス点付近においてより絞り込まれた形態を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

前記横断面モードにおける各送信ビームの送信パワーは、前記ボリュームモードにおける各送信ビームの送信パワーよりも小さい、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記送信ビームフォーマーは、前記横断面の深度の増大に伴って前記横断面上の送信フォーカス点数が増大するように送信ビーム数を増加させ、

前記受信ビームフォーマーは、前記横断面の深度の増大に伴って前記横断面上の受信サンプル点数が増大するように受信ビーム数を増大させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、

1 つの送信ビーム当たり複数の受信ビームが形成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 7】

生体内の三次元領域内に深さ方向に並ぶ複数の横断面を設定する横断面設定手段と、

前記横断面ごとに当該横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、

前記横断面ごとの複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面ごとに当該横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、

前記横断面ごとに前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームを形成して得られた受信情報であって前記各横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットを順次格納し、これにより前記複数の横断面に対応する複数の受信データセットからなる受信データ集合を構成する手段と、

30

前記受信データ集合に基づいて三次元画像を形成する画像形成手段と、

を含み、

前記送信ビームフォーマーは、前記各横断面の深度の増大に伴って当該横断面上の送信フォーカス点数が増大するように送信ビーム数を増加させ、

前記受信ビームフォーマーは、前記各横断面の深度の増大に伴って当該横断面上の受信サンプル点数が増大するように受信ビーム数を増大させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

40

胸部内に観察対象となる横断面を設定する横断面設定手段と、

前記横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、

前記複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、

前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームの形成によって得られた受信情報であって前記横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットに基づいて、前記横断面を表す断層画像を形成する画像形成手段と、

を含み、

更に、前記胸部を覆うように設けられた装着型ユニットを含み、

50

前記装着型ユニットは、
前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームを形成する送受波器と、
前記送受波器と前記胸部の表面との間に設けられた音響媒体と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、
前記装着型ユニットは、前記胸部を構成する 2 つの乳房の両方を覆う形態を有し、
前記送受波器によって前記 2 つの乳房の両方を超音波診断することが可能である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 記載の装置において、
前記装着型ユニットは、前記横断面を表す断層画像を表示する表示器を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、
前記装着型ユニットは、ベッド上に仰向けで横たわった被検者の前記胸部である 2 つの乳房を覆う形態を有し、

前記表示器は、前記 2 つの乳房の上方に上向き又は斜め上向きで設けられた、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、三次元空間を横切る横断面の画像化に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、三次元データとしてのボリュームデータは、一般に、第 1 走査方向（ビーム走査方向）、第 2 走査方向（走査面走査方向）及び深さ方向（ビーム方向）に並ぶエコーデータの集合として構成される。そのようなボリュームデータを取得するために、一般に、第 1 走査方向に超音波ビームを走査することにより形成される走査面が第 2 走査方向に走査される。1 つの走査面は第 1 走査方向に並ぶ複数のビームデータにより構成され、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータで構成される。走査面を走査する方式として、電子走査方式及び機械走査方式が知られている。前者の電子走査方式においては 2D アレイ振動子を備えたプローブが利用され、後者の機械走査方式においては 1D アレイ振動子及びそれを機械的に走査する機構を備えたプローブが利用される。

【0003】

第 1 走査方向及び第 2 走査方向は、一般に、超音波ビームの偏向走査が行われる方向であり、ボリュームデータは原始的には極座標系（例えば θ ϕ r 座標系）によって定義される。そのボリュームデータに対して座標変換を適用することにより、直交座標系（XYZ 座標系）に従うボリュームデータが構成される。

【0004】

直交座標系で表されたボリュームデータに対してボリュームレンダリング処理を適用することにより三次元画像を形成することができる。そのボリュームデータに対して直交三断面を設定し、それぞれの断面の断層画像を形成することも可能である。更に、そのボリュームデータに対して任意の位置及び姿勢で断面を設定し、その断層画像を形成することが可能である。直交三断面は、XZ 断面（第 1 垂直断面）、YZ 断面（第 2 垂直断面）及び XY 断面（横断面あるいは水平断面であり「C 面」と称されている。）からなるものである。なお、C 面は直交座標系において（かつ実空間において）平面を構成するものである。極座標系において一定深さのエコーデータ群を抽出してそれらを画像化することにより、湾曲した横断面（C 面）を表す断層画像を表示することも可能である。

【 0 0 0 5 】

従来において、横断面（Ｃ面）画像（「Ｃモード画像」とも称されている）は、一般に、直交座標系に従うボリュームデータにおいて任意の深さにＣ面を設定した上で、そのＣ面上のエコーデータ群をボリュームデータから抽出し、それらを輝度表現することにより形成される。つまり、従来、横断面画像の形成はボリュームデータの取得を前提としている。

【 0 0 0 6 】

特許文献１には上記の三断面に相当するトリプレーン画像の形成について記載されている。特許文献２には血管の投影画像の形成について記載されており、特に被検部位を覆うように配置される表示装置が開示されている。特許文献３には三次元走査領域の底面を平面にする技術が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献１】特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 1 4 号公報

【特許文献２】特許第 4 3 3 2 3 7 2 号公報

【特許文献３】特開 2 0 0 4 - 2 7 5 2 2 3 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

20

上記のように、従来、横断面画像はボリュームデータから生成される。ボリュームデータに対して横断面は、送信フォーカス点深さとは無関係に任意の深さに設定されるため、横断面は、通常、各超音波ビーム上の送信フォーカス点からずれている。通常、送信フォーカス点深さは、診断レンジの中間的な深さに設定される。そのような中間的深さよりも、横断面が浅くなればなるほど及び深くなればなるほど、横断面上でのビームの広がりが大きくなり、空間分解能が低下する。

【 0 0 0 9 】

近時、乳腺の超音波診断で横断面画像が活用されている。すなわち、横断面画像上において乳房中の腫瘍の有無や浸潤状態等が診断されている。このような場合、画像分解能を高めて高精細な横断面画像を形成することが望まれる。すなわち、ボリュームデータの全体の分解能を高めるのではなく、横断面画像の分解能を高めたいとの要望がある。なお、従来においては 1 枚の横断面画像を形成する場合でも常に 1 つのボリュームデータの全体が取得されており、横断面画像の形成の観点からは無駄な期間が存在していた。これはフレームレートの低下を生じさせるものである。

30

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、横断面画像の画質を高めることにある。あるいは、横断面画像の形成に適合した送受信方式を実現することにある。あるいは、乳房の超音波診断に適した送受信方式を実現することにある。あるいは、全体的に高分解能化されたボリュームデータを取得できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

40

【 0 0 1 1 】

（１）本発明は、生体内に観察対象となる横断面を設定する横断面設定手段と、前記横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、前記複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームの形成によって得られた受信情報であって前記横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットに基づいて、前記横断面を表す断層画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

上記構成によれば、生体内（例えば乳房内）に仮想的な面あるいは観察面として横断面

50

が設定される。望ましくは、ユーザーの指定に基づいて任意の深さに横断面が設定される。この横断面は上記C面に相当するものである。横断面は、送受波器の送受面あるいは水平面に対して平行な面であるのが望ましいが、それらに対して傾斜した面であってもよい。横断面は平面であるのが望ましいが、湾曲面その他の面であってもよい。横断面上には複数の送信フォーカス点が設定される。つまり、そのような複数の送信フォーカス点が設定されるように横断面に向けて複数の送信ビームが形成される。一方、横断面上には複数の受信サンプル点が設定される。個々の受信サンプル点は、受信データ取得位置であり、同時に、受信フォーカス点に相当するものである。1つの送信フォーカス点に1つの受信サンプル点に対応しているのが望ましいが(1送信1受信)、1つの送信フォーカス点に複数の受信サンプル点に対応していてもよい(1送信多受信)。1送信1受信の場合、1つの送信ビームの形成後に1つの受信ビームが形成される。その場合に、受信ダイナミックフォーカスが適用されて、深さ方向に並ぶ複数の受信サンプル点に対応する複数の受信データを取得した上で、その中から横断面上の受信サンプル点に対応する受信データを抽出するようにしてもよいし、あるいは、単なる1点受信フォーカスが適用されて、横断面上の受信サンプル点に対応する受信データを取得するようにしてもよい。他の手法を適用することも可能である。横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットに基づいて横断面を表す断層画像(横断面画像)が形成される。横断面が深さ方向に移動した場合、それに伴い、複数の送信フォーカス点及び複数の受信サンプル点が深さ方向も移動する。

10

【0013】

20

上記構成によれば、特に、横断面の深さ位置に応じて個々の送信フォーカス点を横断面上(付近を含む)に設定することができるので、横断面上において良好なビーム集束性を得られるから、空間分解能を向上できる。また、横断面上において送信パワーを集中させることができるから、受信感度を向上でき、あるいは、送信パワーを低減しても受信感度を維持できる。また、深さ範囲の全体にわたって受信期間を確保する必要がなく、1つの送受信当たり期間を短くできるから、これにより断層画像全体として見て画像形成レート(典型的にはフレームレート)を向上できる。乳房中の乳腺の超音波診断においては特に横断面画像の表示が求められ、しかも高分解能表示が求められるところ、上記構成によればそれらの要望に十分に 대응することが可能な横断面画像を提供可能である。

【0014】

30

望ましくは、前記横断面を表す断層画像を見ながら前記横断面の深度をユーザーによって可変するための手段を含む。横断面画像がリアルタイム断層画像として構成されれば、横断面の深度を可変しながら、患部をサーチすること等を容易に行える。患部が特定された場合にその部分を拡大表示するズーム機能を実行させるように構成してもよい。

【0015】

望ましくは、当該超音波診断装置は、前記生体内の三次元領域からボリュームデータを取得して前記ボリュームデータに基づいて三次元超音波画像を形成するボリュームモードと、前記横断面に対する超音波の送受波により前記横断面を表す断層画像を形成する横断面モードと、を有し、前記横断面モードにおける各送信ビームは、前記ボリュームモードにおける各送信ビームよりも送信フォーカス点付近においてより絞り込まれた形態を有する。深さ方向の全体にわたって受信を行うためには送信ビームの形態を深さ方向全体として細くする必要があり、このためどうしても送信フォーカス点付近でビームを十分に絞り込むことが困難となる。これに対して上記構成では基本的に横断面しか観察対象とならないために送信フォーカス点での絞り込みを優先させた送信ビームプロファイルを利用可能である。これにより、空間分解能の向上、送信パワー削減可能、等の利点を得ることが可能である。上記構成によれば、通常のボリュームモードと横断面モードとで送信ビームプロファイルを切り換えて、各モードにおいて良好な送信ビームを形成できる。

40

【0016】

望ましくは、前記横断面モードにおける各送信ビームの送信パワーは、前記ボリュームモードにおける各送信ビームの送信パワーよりも小さい。上記構成によれば、横断面モー

50

ドにおいて、横断面上の送信フォーカス点に送信エネルギーを集中できるから、従来よりも送信パワーを引き下げても受信感度を十分に確保できる。

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記送信ビームフォーマーは、前記横断面の深度の増大に伴って前記横断面上の送信フォーカス点数が増大するように送信ビーム数を増加させ、前記受信ビームフォーマーは、前記横断面の深度の増大に伴って前記横断面上の受信サンプル点数が増大するように受信ビーム数を増大させる。通常、三次元領域である送受波領域の形態は末広がりとなり、深いところほど送信ビーム間隔及び受信ビーム間隔が大きくなる。これに対して上記構成によれば深さに応じて送信フォーカス点数及び受信サンプル点数を増大させて、空間分解能の低下を補填して、画質低下を改善できる。望ましくは、横断面の深度によらずに、横断面上の送信フォーカス点密度及び受信サンプル点密度が一定になるように、送受信制御を行う。もっとも、ズーム等の場合にはそれに応じて密度を更に引き上げててもよい。

10

【 0 0 1 8 】

望ましくは、1つの送信ビーム当たり複数の受信ビームが形成される。水平方向に多点受信が行われてもよいし、深さ方向に多点受信が行われてもよい。前者は従来の平行受信技術により実現でき、後者は従来のダイナミックフォーカス技術により実現できる。

【 0 0 1 9 】

(2) 望ましくは、本発明に係る超音波診断装置は、生体内の三次元領域内に深さ方向に並ぶ複数の横断面を設定する横断面設定手段と、前記横断面ごとに当該横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、前記横断面ごとの複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面ごとに当該横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、前記横断面ごとに前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームを形成して得られた受信情報であって前記各横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットを順次格納し、これにより前記複数の横断面に対応する複数の受信データセットからなる受信データ集合を構成する手段と、前記受信データ集合に基づいて三次元画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記送信ビームフォーマーは、前記各横断面の深度の増大に伴って当該横断面上の送信フォーカス点数が増大するように送信ビーム数を増加させ、前記受信ビームフォーマーは、前記各横断面の深度の増大に伴って当該横断面上の受信サンプル点数が増大するように受信ビーム数を増大させる、ことを特徴とするものである。

20

30

【 0 0 2 0 】

上記構成によれば、深さ方向に複数の横断面が設定され、それぞれの横断面に対して高分解能送受信が適用される。複数の横断面に対応する複数の受信データセットがボリュームデータを構成し、それに基づいて高精細な三次元画像を形成できる。従来においては、ビーム走査面を基本としてボリュームデータが構成されていたが、上記構成によれば、横断面を基本としてボリュームデータを構成できる。個々の横断面については送受信条件が最適化されるから、ボリュームデータ全体として分解能のバラツキを抑制できる。

【 0 0 2 1 】

40

(3) 望ましくは、本発明に係る超音波診断装置は、胸部内に観察対象となる横断面を設定する横断面設定手段と、前記横断面上に複数の送信フォーカス点が形成されるように複数の送信ビームを順次形成する送信ビームフォーマーと、前記複数の送信ビームの順次形成に伴い、前記横断面上に複数の受信サンプル点が形成されるように複数の受信ビームを順次形成する受信ビームフォーマーと、前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームの形成によって得られた受信情報であって前記横断面上の複数の受信サンプル点に対応する受信データセットに基づいて、前記横断面を表す断層画像を形成する画像形成手段と、を含み、更に、前記胸部を覆うように設けられた装着型ユニットを含み、前記装着型ユニットは、前記複数の送信ビーム及び前記複数の受信ビームを形成する送受波器と、前記送受波器と前記胸部の表面との間に設けられた音響媒体と、を含むことを特徴とする。

50

【 0 0 2 2 】

上記構成によれば、被検体に対して胸部を覆うように装着型ユニットが設けられ、装着型ユニットが有する送受波器により超音波が送受波される。胸部が覆われているので被検者のプライバシーに配慮できる。上記構成によれば横断面上に複数の送信フォーカス点が設定され、また、複数の受信サンプル点が設定されるので、高精細な横断面画像を形成可能である。

【 0 0 2 3 】

望ましくは、前記装着型ユニットは、前記胸部を構成する２つの乳房の両方を覆う形態を有し、前記送受波器によって前記２つの乳房の両方を超音波診断することが可能である。望ましくは、前記装着型ユニットは、前記横断面を表す断層画像を表示する表示器を含む。この構成によれば、表示器を通じて胸部の透視像のように横断面画像を表示することが可能である。よって、胸部と患部の位置関係を容易に把握できる。望ましくは、前記表示器は、前記２つの乳房の上方に上向き又は斜め上向きで設けられる。

10

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、横断面画像の画質を高められる。あるいは、横断面画像の形成に適した送受信方式を実現できる。あるいは、乳房の超音波診断に適した送受信方式を実現できる。あるいは、全体的に高分解能化されたボリュームデータを取得できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

20

【図１】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図２】三次元空間に対して設定される横断面（Ｃ面）を示す図である。

【図３】送信ビーム及び受信ビームを示す図である。

【図４】送信パルス繰返し周期を示す図である。

【図５】受信サンプル点アレイ（送信フォーカス点アレイ）を示す図である。

【図６】送信ビームのプロファイルを示す図である。

【図７】図１に示した超音波診断装置の動作例を示すフローチャートである。

【図８】三次元空間に対して設定される複数の横断面を示す図である。

【図９】一送信多受信を説明するための図である。

【図１０】湾曲した横断面を示す図である。

30

【図１１】図１に示した超音波診断装置を用いた超音波診断例を示す図である。

【図１２】第２実施形態に係る超音波診断装置を示す図である。

【図１３】図１２に示したプローブユニットの断面図である。

【図１４】図１２に示したプローブユニットの側面図である。

【図１５】第３実施形態に係る超音波診断装置を示す図である。

【図１６】図１５に示した超音波診断装置の正面図である。

【図１７】図１５に示した超音波診断装置の側面図である。

【図１８】図１５に示した超音波診断装置の第１断面図である。

【図１９】図１５に示した超音波診断装置の第２断面図である。

【図２０】図１５に示した超音波診断装置の動作を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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おり、図１はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は病院等の医療機関において用いられ、生体としての人体に対して超音波を送受波することにより得られる受信データに基づいて超音波画像を形成する装置である。本実施形態においては、超音波診断装置が生体内の三次元空間に対して超音波の送受波を行う三次元診断機能を備えている。本実施形態において、超音波診断の対象となる部位は胸部であり、特に乳房である。

50

【 0 0 2 8 】

図 1 において、3 D プローブ 1 0 は、生体組織としての乳房に対して超音波を送受波する送受波器である。本実施形態において、3 D プローブ 1 0 は、1 D アレイ振動子を備えた振動子ユニットと、その振動子ユニットを電子走査方向に直交する方向に対して機械的に走査する走査機構と、を有している。このように電子走査と機械走査との組み合わせにより超音波ビームが二次元走査され、これにより三次元エコーデータ取込空間が形成される。本実施形態において、振動子ユニットは、湾曲した配列を有する複数の振動素子により構成されている。3 D プローブ 1 0 に対して 2 D アレイ振動子を設け、2 つの水平方向に対する電子走査により三次元エコーデータ取込空間が形成されてもよい。

【 0 0 2 9 】

送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能するものである。すなわち、送受信部 1 2 は、送信時において、3 D プローブ 1 0 が有するアレイ振動子に対して複数の送信信号を供給する。これにより、アレイ振動子において送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子により受波され、これによりアレイ振動子から複数の受信信号が送受信部 1 2 に対して出力される。送受信部 1 2 は、複数の受信信号に対する整相加算処理により、整相加算後の受信信号としてビームデータを出力する。送信ビームの形成条件及び受信ビームの形成条件は送受信制御部 2 8 により定められている。本実施形態においては、超音波診断装置がボリウムモードと横断面モードとを有しており、ボリウムモードにおいては、生体内の三次元空間に対して超音波の送受波が実行され、それにより得られたボリウムデータに基づいて三次元画像が形成される。一方、横断面モードにおいては、三次元空間内に設定された水平断面としての横断面に対して超音波の送受波が実行され、これにより得られた受信データセットに基づいて横断面に対応する断層画像すなわち横断面画像が形成される。それらについては後に詳述する。送受信制御部 2 8 は、ユーザーにより選択された表示モードにしたがって、送受信条件の設定を行っている。

【 0 0 3 0 】

信号処理部 1 4 は、ビームデータに対して検波、対数圧縮等の公知の信号処理を適用し、信号処理後のビームデータがメモリ 1 6 に格納される。実施形態においては、メモリ 1 6 へのデータ書き込み時において座標変換が実行されている。すなわち、その座標変換は、送受波座標系（極座標系）から表示座標系への変換である。

【 0 0 3 1 】

横断面画像形成部 1 8 は、横断面モードにおいて機能するモジュールであり、メモリ 1 6 に格納された横断面上の受信データセットに基づいて断層画像を形成するモジュールである。形成された断層画像のデータは表示処理部 2 2 を経由して表示部 2 4 へ送られ、表示部 2 4 の画面上には横断面画像が表示される。この横断面画像は従来における B モード断層画像の一種である。それは、送受波器から見て水平断面に相当するものであるために、従来においてそれは C モード画像とも称されている。

【 0 0 3 2 】

三次元画像形成部 2 0 は、メモリ 1 6 内に格納されたボリウムデータに基づいてボリウムレンダリング法等を実行し、これにより三次元画像を形成する。その画像データは表示処理部 2 2 を経由して表示器 2 4 に送られ、表示器 2 4 の画面上には三次元画像が表示される。

【 0 0 3 3 】

制御部 2 6 は、C P U 及び動作プログラムにより構成され、上述した送受信制御部 2 8 をプログラム機能として備えている。操作パネル 3 0 はキーボードやトラックボール等を含み、制御部 2 6 に接続されている。操作パネル 3 0 を利用してユーザーにより横断面の深さ位置を設定することが可能であり、また動作モードを切り替えることが可能である。

【 0 0 3 4 】

以下に、本実施形態において特徴事項をなす横断面モードにおける送受信制御について詳述する。

【 0 0 3 5 】

図 2 には、三次元空間 3 2 が示されている。三次元空間 3 2 は、図 2 に示す例において、深さ方向（ r 方向）、電子走査方向（ θ 方向）及び機械走査方向（ ϕ 方向）により特定される座標系にしたがった空間である。例えば、符号 3 4 で示すように超音波ビームが形成され、その電子走査により走査面 3 6 が構成される。その走査面 3 6 を機械走査することにより三次元空間 3 2 に相当するボリュームデータを取得可能である。なお、三次元空間 3 2 の上面 3 2 A は送受波面に相当している。符号 3 2 B は三次元空間 3 2 の底面に相当している。

【 0 0 3 6 】

本実施形態においては、三次元空間 3 2 に対してユーザーにより所定の深さに横断面 3 8 が設定される。この横断面 3 8 は、送受波面から垂直に出る中心軸に直交する水平面である。もちろん、横断面 3 8 が斜めに傾斜した面として定義されてもよい。この横断面 3 8 は、断層画像として観察を行う面である。したがって、横断面 3 8 上における複数の地点からエコーデータを取得する必要がある、その一方、横断面 3 8 の前側及び後側に存在する領域からのエコーデータは必ずしも取得する必要がない。

【 0 0 3 7 】

本実施形態においては、横断面 3 8 上に一定の均等な間隔をもって二次元の送信フォーカス点アレイが設定され、また、同様に、横断面 3 8 上に互いに均等な間隔をもって二次元の受信サンプル点アレイが設定される。望ましくは、1つの送信フォーカス点が1つの受信サンプル点すなわち受信フォーカス点に相当する。その場合、1つの受信サンプル点を通過するように送信ビームが形成され、また受信ビームが形成される。図 2 においては、それらが超音波ビーム 4 0 として示されている。超音波ビーム 4 0 は横断面 3 8 上における特定の受信サンプル点 4 2 を通過している。すなわち、送信時においては、受信サンプル点 4 2 が送信フォーカス点となるように送信ビームが形成され、受信時においては、受信サンプル点 4 2 に受信フォーカス点が形成されるように受信ビームが形成される。そして、そのような送受信が各受信サンプル点 4 2 毎に繰り返し実行される。

【 0 0 3 8 】

横断面 3 8 は、直交三次元空間上において定義し得る面であり、横断面 3 8 における一方方向が X 方向であり、他方方向が Y 方向である。それらの方向に直交する方向が Z 方向である。横断面 3 8 は Z 方向における任意の深さに設定することが可能である。横断面 3 8 の移動に伴い、送信フォーカスアレイ及び受信サンプル点アレイの深さが追従変化することになる。

【 0 0 3 9 】

図 2 において、例えば超音波ビーム 4 0 を Y 方向に電子走査すると、各ビームアドレス毎にサンプル点 4 2 が形成され、これにより Y 方向に並ぶサンプル点列 4 4 が構成される。そして X 方向の各位置において受信サンプル点列 4 4 を形成すれば、それら全体として二次元の受信サンプル点アレイを構成することができる。このことは送信フォーカス点アレイについても同様である。

【 0 0 4 0 】

図 3 には、横断面モードにおける送信ビーム 4 0 A 及び受信ビーム 4 0 B が示されている。それらは同一軸線上のものであるが、図 3 においてはそれらが便宜上離間して表わされている。送信ビーム 4 0 A は、受信サンプル点 4 2 すなわち送信フォーカス点を通過するように形成される。ここでは送信ビーム 4 0 A の深さ範囲が r_1 で示されているが、その深さ範囲は特に意味のないものである。受信ビーム 4 0 B は受信サンプル点 4 2 を通過するビームとして構成される。ただし、少なくとも受信サンプル点 4 2 におけるエコーデータが取得できれば十分であり、従来のような受信ダイナミックフォーカスを必ずしも行う必要はない。もちろんそのような受信ダイナミックフォーカスを適用した上で、受信サンプル点 4 2 に対応するエコーデータを抽出するようにしてもよい。受信サンプル点 4 2 の深さが図 3 において r_2 で示されている。これに対し、 r_3 は受信期間に相当する受信深さを示している。本実施形態においては、送信波の回り込みを避けるために、受信サン

10

20

30

40

50

ブル点 4 2 よりも深い地点まで受信期間が到達するように送信パルス繰返し周期が定められている。ただし、送受波の回り込みが問題とならないような場合には、少なくとも受信期間として r_2 に相当する期間が設定される。図 3 に示したような受信サンプル点に対する送受信が各受信サンプル点毎に繰返し実行される。

【 0 0 4 1 】

図 4 には、送信パルス繰返し周期の深さ依存性が示されている。(A) は受信サンプル点の浅い位置にある場合を示している。(B) は受信サンプル点が中間的な深さにある場合を示している。(C) は受信サンプル点の深い位置にある場合を示している。各波形における横軸は時間軸であり、その横軸上には送信パルス列が示されている。本実施形態においては、受信サンプル点が深くなればなるほど送信パルス繰返し周期が増大している。すなわち送信パルス繰返し周期が $t_a < t_b < t_c$ のように増大している。

10

【 0 0 4 2 】

本実施形態においては、横断面の深さ位置によらずに横断面上の受信サンプル点アレイすなわち送信フォーカス点アレイの間隔が一定とされている。よって、横断面の中央から周辺に変位するに際して、必要に応じて、送信パルス周期を徐々に増大させるようにしてもよい。

【 0 0 4 3 】

図 5 には、受信サンプル点アレイ(送信フォーカス点アレイ)が示されている。(A) には浅い位置に設定された横断面 3 8 A が示されており、(B) には中程度の深さ位置に設定された横断面 3 8 B が示されており、(C) には深い位置に設定された横断面 3 8 C が示されている。いずれの深さにおいても、横断面上における X 方向のピッチ ΔX_1 , ΔX_2 , ΔX_3 は同一であり、また Y 方向におけるピッチ ΔY_1 , ΔY_2 , ΔY_3 も同一である。すなわち深さによらずに横断面上におけるビーム密度が均一とされている。

20

【 0 0 4 4 】

ここで、符号 4 6 A は浅い位置に設定された横断面 3 8 A 上の受信サンプル点アレイを示している。符号 4 6 B は中程度の深さ位置に設定された横断面 3 8 B 上の受信サンプル点アレイを示している。符号 4 6 C は深い位置に設定された横断面 3 8 C 上における受信サンプル点アレイを示している。深さによらずにビーム密度を一定にする場合、横断面の深さ位置に応じて横断面上の受信サンプル点数が変化することになり、これによりフレームレートが変化してしまうが、本実施形態においては画質を優先させている。乳房特に乳腺の超音波診断においてはフレームレートよりも画質が優先されるためである。

30

【 0 0 4 5 】

送受信制御部は、各横断面上において X 方向及び Y 方向において均一な送信フォーカス点アレイが構成されるように、個々の送信ビームの方位を定めている。従来においては、電子走査方向及び機械走査方向においてビーム間ピッチが一定であったが、本実施形態においては横断面上において送信フォーカス点アレイの均一性が確保されるように各送信ビームの方位が個別的に設定されている。このことは受信サンプル点アレイを実現する受信制御においても同様である。すなわち受信ビーム間の角度ピッチは均一ではなく、個々の二次元の受信サンプル点アレイにおいてピッチが均一になるように個々の受信サンプル点を通る受信ビームの方位が個別的に設定されている。もっとも、スキャンコンバート処理等を行うことを前提として、送信ビーム及び受信ビームにおけるビーム間角度ピッチを均一にするようにしてもよい。

40

【 0 0 4 6 】

図 6 には、受信ビームのプロファイル(形態)が示されている。(A) にはボリュームモードにおける送信ビームのプロファイルが示されており、(B) は横断面モードにおける送信ビームのプロファイルが示されている。いずれの場合においても深さ r_4 に送信フォーカス点 5 4 が設定されている。なお、符号 4 8 はアレイ振動子を示している。(A) に示すボリュームモードにおいては、送信ビーム 5 0 が浅い位置から深い位置までおよそ全体に亘って分解能がある程度向上するように構成されており、その結果、送信フォーカス点 5 4 における水平方向の幅 w_1 はある程度の大きさをもっている。これに対し、(B

50

）に示す横断面モードにおいては、送信ビーム 5 2 が送信フォーカス点 5 4 付近で非常に絞られており、その水平方向の幅 w_2 は w_1 よりもかなり小さくなっている。すなわち、横断面モードにおいては、送信フォーカス点 5 4 が設定された地点だけからエコーデータが取得され、その前後における分解能はあまり問題とならないため、図示のように強い絞り込みが行われている。

【 0 0 4 7 】

以上の結果、通常のボリウムモードにおける送信パワーよりも、横断面モードにおける送信パワーを小さくすることが可能である。すなわち送信パワーを小さくしても、ビームの十分な絞り込みから、送信フォーカス点 5 4 から強いエコーを得ることが可能である。もちろん、送信パワーをそのまま維持すればより強いエコーを得られる。

10

【 0 0 4 8 】

ボリウムモードにおいては、深さ方向の全体に亘ってエコーデータの取得を行う必要があり、深さ位置の中間位置に送信フォーカス点 5 4 の深さが設定されるが、一方、横断面モードにおいては、任意の深さに横断面が設定され、その横断面上に送信フォーカス点 5 4 が設定されるため、横断面の位置が深さ方向に変化した場合、各送信フォーカス点 5 4 の深さ位置も連動して変動する。その結果、常に良好な送信条件を得ることが可能である。送信フォーカス点の移動に伴い上述した受信サンプル点すなわち受信フォーカス点も一緒に移動することになる。このように、横断面上における受信サンプル点毎に理想的な送受信条件を設定した上でそこから受信データを取得できるので、それらによる受信データセットに基づいて断層画像を形成すれば高精細な断層画像を得ることが可能であり、乳房内における腫瘍の診断に有用な画像情報を提供可能である。本実施形態においては、横断面の深さ位置を変更すると、例えばより深い方向に変更すると、それに伴いビーム密度が維持されるように受信サンプル点すなわち送信フォーカス点の数が増大されるため、横断面の深さ位置によらずに空間分解能として一定のものを得られるという利点も得られる。

20

【 0 0 4 9 】

図 7 には、図 1 に示した超音波診断装置の動作例がフローチャートとして示されている。S 1 0 においては、装置に対する初期設定が行われる。S 1 2 においては、ユーザーにより選択されたモードが通常のボリウムモードであるか横断面モードであるかが判断される。ボリウムモードが選択されている場合、S 1 4 において、送受信条件が定められ、S 1 6 において設定された送受信条件にしたがって超音波の送受信が実行されてボリウムデータが取得される。S 1 8 においてはボリウムデータに基づいて三次元画像が形成され、S 2 0 においてその三次元画像が表示される。

30

【 0 0 5 0 】

一方、S 1 2 において横断面モードであると判断された場合、S 2 4 及び S 2 6 において横断面モードにしたがった送受信条件が設定される。例えば、S 2 4 において、個々の受信サンプル点毎にビーム方位及びサンプル点深度が計算される。この例では、各受信サンプル点と各送信フォーカス点とが一致しており、この S 2 4 において、送信ビーム方位及び送信フォーカス点深度が計算される。S 2 6 においては、個々の送信ビーム毎に送信パワーが設定される。その場合において、各送信ビームについて共通の送信パワーが設定されてもよい。S 2 8 においては、以上のように設定された送受信条件の下で実際に超音波送受信が実行され、これにより横断面上における複数の受信サンプル点に対応する受信データアレイが横断面データとして取得される。S 3 0 においては受信データアレイに基づいて横断面画像が形成される。そして、S 2 0 においてその画像が表示される。

40

【 0 0 5 1 】

S 3 2 において、本処理を終了させるか否かが判断され、終了させない場合には S 1 2 以降の各工程が繰返し実行される。例えば、ユーザーが横断面深さを変更した場合、その新しい深さに基づいて送受信条件が再度計算され、それにしたがって横断面上への超音波の送受波が再び行われて横断面画像が形成されることになる。例えばリアルタイムで表示される横断面画像を見ながら最適な横断面深さがユーザーにおいて探索的に選ばれるよう

50

にしてもよい。あるいは、浅い位置から深い位置に亘ってあるいはその逆方向に横断面の深さが連続的に切り替えられつつ各深さに対応した横断面画像が順次表示されるようにしてもよい。

【0052】

次に、図8乃至図10を用いて上記で説明した第1実施形態についての変形例を説明する。

【0053】

図8に示す例では、三次元空間32に対してZ方向に沿って均等な間隔で複数の横断面が設定されている。ここでは横断面56-1から横断面56-nまでのn個の横断面が階層的に設定されている。そして、各横断面毎に上述した送受信が実行される。すると、各横断面毎に受信データセットが得られることになり、それらをすべて蓄積することにより、ボリュームデータに相当する複数の受信データセットを得ることができる。そしてそのようなデータ集合に対してボリュームレンダリング等の処理を行うことにより三次元画像を形成できる。その場合においては、各横断面毎に高分解能のデータが得られているので、形成される三次元画像の画質を極めて向上することが可能である。特に、浅い位置の横断面と深い位置の横断面とでは送受信条件が切り替えられるため、具体的には、ビーム密度が維持されるように送信フォーカス点数等が増大されているため、浅い位置から深い位置までに亘って良好な画質を有する三次元画像を構築することが可能である。

【0054】

図9には、一送信多受信の例が示されている。三次元空間32内にはZ方向に均等な間隔をもってこの例において3つの横断面58-1, 58-2, 58-3が設定されている。その内で中間の横断面58-2上に受信サンプル点64-2が設定されており、それと同一の位置と送信フォーカス点62が設定されている。そして、その送信フォーカス点62が形成されるように送信ビーム60が形成される。この送信ビーム60に対応して、受信ビーム63が同じ位置に形成される。その際、従来同様の受信ダイナミックフォーカスが適用され、各深さ位置毎に受信フォーカスが適用されて受信データが取得される。具体的には、横断面58-1上の受信サンプル点64-1からの受信データ、横断面58-2上の受信サンプル点64-2上のデータ、横断面58-3上の受信サンプル点64-3からのデータを1回の送受信で取得することが可能である。

【0055】

この場合において、3つの横断面58-1, 58-2, 58-3に対応する3つの断層画像を並列的に表示するようにしてもよいし、それらを合成して一定の厚みをもった画像として表示するようにしてもよい。上記の例においては深さ方向に多受信が行われていたが、水平方向に多受信を行うことも可能である。その場合においては従来の平行受信法を適用可能である。

【0056】

図10には、湾曲した横断面66が示されている。すなわち送受波面に相当する上面32Aから等距離の点を結ぶ面として横断面66が構成されている。横断面66上においては受信サンプル点アレイ68が構成される。その場合において、各受信サンプル点の深さは互いに同一となる。このような送受信条件を定めた上で、受信データセットを取得し、それを画像化すると、図2に示した横断面38に対応する断層画像に近い画像を得ることが可能である。ただし、空間的に湾曲する像を平面として表すため湾曲度合いによっては大きなひずみが生じ得る。

【0057】

図11には、図1に示した超音波診断装置を用いた超音波診断例が模式的に示されている。ベッド72に隣接して超音波診断装置70が設けられている。ベッド72上には被検者74が仰向けで寝かされている。超音波診断装置70は可搬型の3Dプローブ76を有している。この3Dプローブは、一次元アレイ振動子を有する振動子ユニットを機械的に走査することにより三次元エコーデータ取込空間を形成するプローブである。

【0058】

図１２は、第２実施形態に係る超音波診断装置が示されている。ベッド７２上には被検者７４が載せられており、その胸部には装着型のプローブユニット７８が設けられている。プローブユニット７８はケーブルによって超音波診断装置本体７０に接続されている。プローブユニット７８は、二つの乳房を覆う形態を有しており、胸部の両側に跨って設けられている。

【００５９】

図１３には、図１２に示したプローブユニット７８の断面が示されている。プローブユニット７８は、胸部を跨ぐ形態を有し、それは乳房カバーとしての機能を備えている。すなわち患者のプライバシーに配慮した形態を有している。プローブユニット７８は本体８０を有し、その下部には脚部８２が設けられている。脚部８２は左側脚８２Ｌと右側脚８２Ｒとからなるものである。それらの内部には支持板８４Ｌ、８４Ｒが設けられている。その支持板８４Ｌ、８４Ｒはベッドの表面上に載せられるものである。その支持板８４Ｌ、８４Ｒに対して昇降板８６Ｌ、８６Ｒが上下動自在に設けられている。本体８０は昇降板８６Ｌ、８６Ｒに搭載されている。プローブ９２Ｌ、９２Ｒにより支持板８４Ｌ、８４Ｒの突出量を定めることができ、すなわちベッド上での本体８０の高さを機械的に可変させることができる。

【００６０】

左側脚８２Ｌ、及び右側脚８２Ｒの内部には内側に向かって水平運動可能なスライダ８８Ｌ、８８Ｒが設けられている。それらのスライド量はアクチュエータ９０Ｌ、９０Ｒによって定められる。

【００６１】

プローブユニット７８の内部には胸部が収容され、その外側を包みこむように水袋９０が設けられている。水袋９０は音響媒体を構成する柔軟な部材である。プローブユニット７８の内部の大きさ、具体的には横幅及び高さは、上述した駆動部９２Ｌ、９２Ｒの動作により及びアクチュエータ９０Ｌ、９０Ｒの動作により可変することが可能である。

【００６２】

本体８０は水平板状の形態を有し、その内部には一又は複数の基板９４が設けられ、それぞれの基板９４には電子回路９６が搭載されている。その電子回路９６は、例えばチャネルリダクション用の回路である。一又は複数の基板の下側にはバッキング層等を介して２Ｄアレイ振動子９２が設けられている。２Ｄアレイ振動子９２は水平方向に二次元配列された複数の振動素子からなるものである。この二次元アレイ振動子９２において、Ｘ方向及びＹ方向の２つの水平方向に超音波ビームの電子走査を行うことにより三次元エコーデータ取込空間が形成される。

【００６３】

図１４には、プローブユニットの概略的な側面図が示されている。プローブユニット７８の内部には水袋９０が設けられている。また基板８４Ｒに対して昇降板８６Ｒが上下方向に運動可能であり、これによって本体の高さが調整される。

【００６４】

図１２乃至図１４に示した第２実施形態においては、支持板が突出した状態においてプローブユニットが胸部に装着され、その後、本体の高さを引き下げると共に２つのスライダを内側に突出させることにより水袋を胸部表面に密着させることが可能である。その状態において超音波ビームの二次元走査が実行される。そして、各乳房毎に所望の深さに設定された横断面に対して上述した超音波の送受信が実行される。そのような送受信の結果、超音波診断装置の画面上に例えば２つの横断面画像を同時に表示することが可能である。なお、上下方向の高さ調整及び２つのスライダのスライド量については超音波診断装置本体における制御部において動作制御が行われる。その動作制御を行うために、プローブユニット７８内に必要なセンサを設けるのが望ましい。

【００６５】

図１５乃至図２０には第３実施形態が示されている。図１５には、第３実施形態に係る装着型超音波診断装置１００が示されている。ベッド７２上には仰向けで被検者７４が横

10

20

30

40

50

たわっており、その胸部には装着型超音波診断装置 100 が設けられている。この装着型超音波診断装置 100 はオールインワンタイプであり、それは送受信機能から表示機能までのすべてを備えている。ちなみに、装着型超音波診断装置 100 のケース上には例えば横断面の深さ位置を可変するためのスライドバーが設けられ、またゲイン等を調整するためのダイヤルが設けられている。その他、後述する表示器が設けられている。図 16 には、装着型超音波診断装置 100 の正面図が示されており、図 17 には装着型超音波診断装置 100 の側面図が示されている。

【0066】

図 18 には、装着型超音波診断装置 100 の正面から見た断面図が示されている。装着型診断装置 100 は、本体 80 と、その下部をなす脚部 82 とからなる。脚部 82 は、左側脚 82L 及び右側脚 82R とからなるものである。それらは、図 13 に示した第 2 実施形態に係る脚部と同一の構成を有している。本体 80 の下部には水袋 90 が設けられている。

10

【0067】

本体 80 は水平方向に広がるケーシングとして構成され、その内部には基板群 102 が設けられている。その基板群 102 は、送受信ボード、画像処理ボード、制御ボード等からなるものであり、それぞれの基板上には必要な電子回路が搭載されている。また本体 80 の下部には 2D アレイ振動子 92 が設けられている。そして、本体 80 の上部には表示器 104 が設けられている。

【0068】

図 19 には、装着型超音波診断装置 100 の概略的な側面図が示されている。上述したように、本体の下部には脚部 82 が設けられ、また 2 つの脚部の間には水袋 90 が設けられている。本体の上部には斜め上向きで表示器 104 が設けられている。もちろんその表示器 104 が上向きで設けられてもよい。表示器 104 が胸部から見て上方に設けられているため、そこに横断面画像を表示した場合、患部と表示内容の位置関係を直感的に認識することが可能である。表示器の画面角度を変更できるように構成してもよい。

20

【0069】

図 20 には、上述した装着型超音波診断装置 100 の動作例が示されている。最初に、(A) に示すように、2 つの支持板が突出した状態において、胸部を跨ぐように装着型超音波診断装置 100 がセットされる。それは本体 80 と脚部 82 とからなり、脚部 82 は上述したように伸長状態にある。符号 106 は胸部すなわち 2 つの乳房を示している。

30

【0070】

次に、(B) に示すように、2 つのアクチュエータを動作させ、2 つのスライダ 88L, 88R を互いに近づく方向に運動させる。そしてそれらが水袋を介して生体表面に当たった時点でそれらのスライド運動が完了する。次に、(C) に示すように、2 つのプロープの作用により、2 つの支持板 84L, 84R に対する 2 つの昇降板 86L, 86R の高さが引き下げられる。これによって本体 80 は下方に運動する。水袋 90 が全体的に胸部表面に密着した状態が例えばセンサにより検知され、その時点において下方への運動が停止する。

【0071】

その状態において、2D アレイ振動子 92 を用いて超音波ビームの 2 次元走査が実行される。その走査範囲は胸部 106 の全体、具体的には 2 つの乳房の全体をカバーしている。その場合において、それぞれの乳房に対して例えば同じ深さに横断面が設定され、それぞれの横断面に対応する横断面画像が形成された上で、それが本体に設けられた表示器の画面上に表示される。ユーザーにより横断面の深さ位置が可変設定されると、それに追従して横断面画像の内容も変更される。この構成によれば、2 つの乳房に対して同時に超音波診断を行うことが可能である。もちろん、1 つずつ乳房に対する超音波診断が実行されてもよい。また、それぞれの乳房に対して異なる深さに横断面が設定されてもよい。

40

【0072】

第 2 実施形態及び第 3 実施形態によれば、胸部の全体を覆うような部材が設けられてい

50

るため、被検者のプライバシーに配慮することが可能である。また第3実施形態によれば、診断部位の上部に表示器が設けられ、あたかも表示器を通じて体内を観察したかのような断層画像を表示させることができるので、表示内容と実際の患部との空間的な位置関係を直感的に認識することが可能である。

【 0 0 7 3 】

上述した第2実施形態及び第3実施形態において、上下動の駆動がモータ等の駆動源により行われていたが、それを手動によって行うようにしてもよい。このことは2つのスライダの運動についても同様に言えることである。

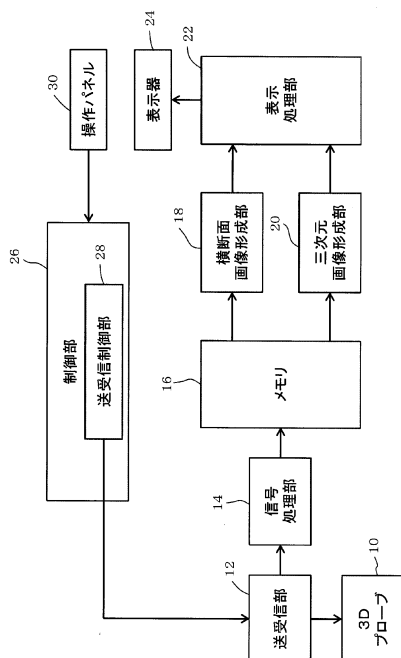
【符号の説明】

【 0 0 7 4 】

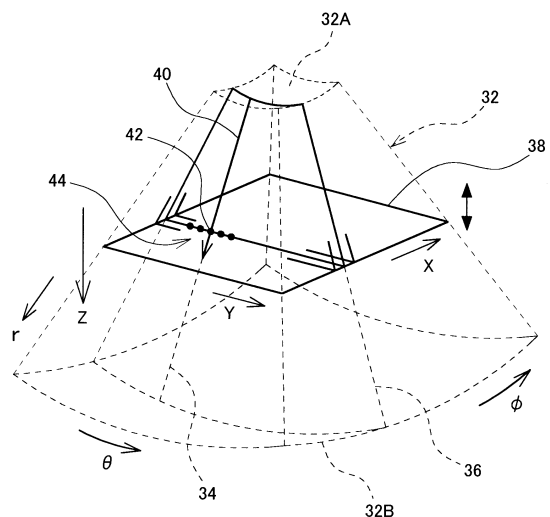
18 横断面画像形成部、20 三次元画像形成部、28 送受信制御部、32 三次元空間、38 横断面。

10

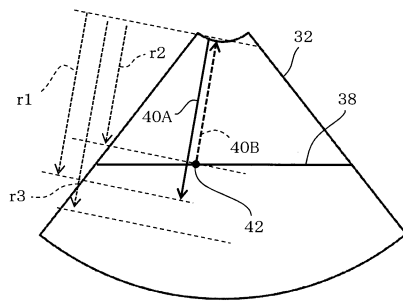
【 図 1 】



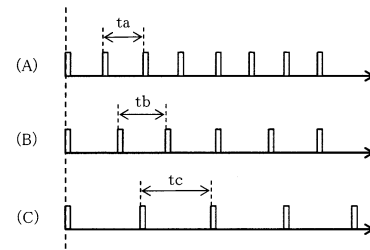
【 図 2 】



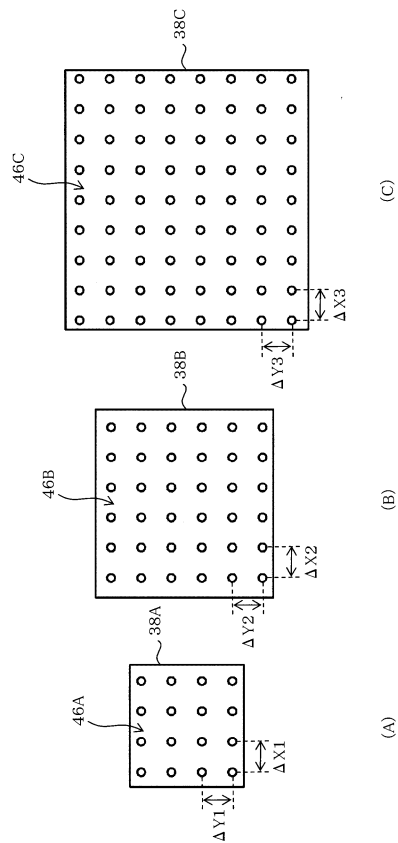
【図 3】



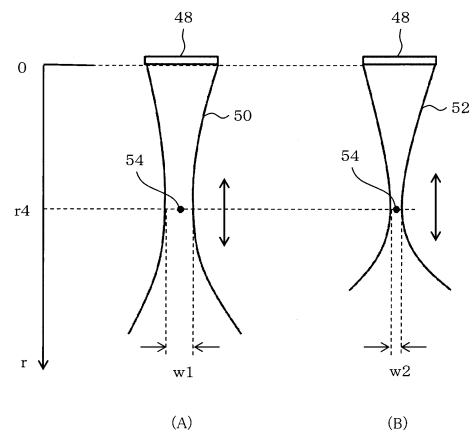
【図 4】



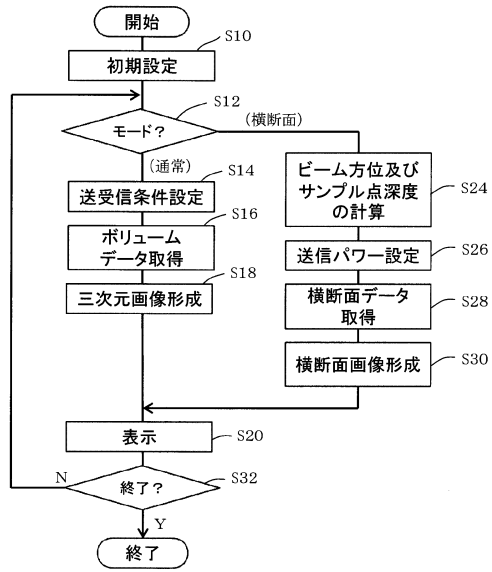
【図 5】



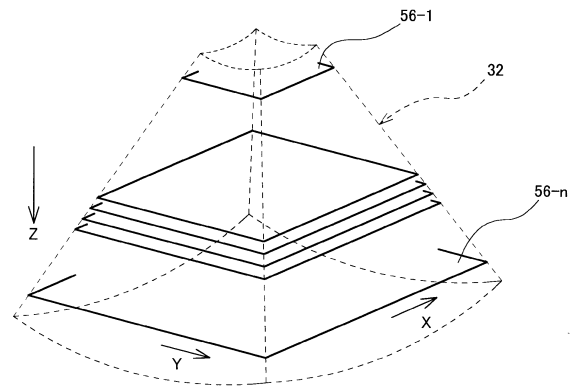
【図 6】



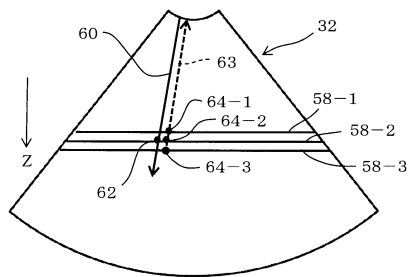
【図 7】



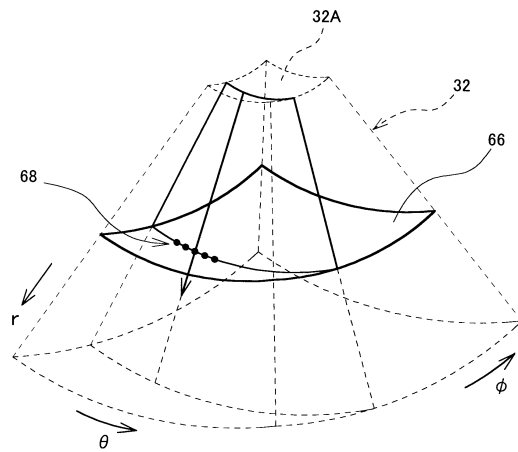
【図 8】



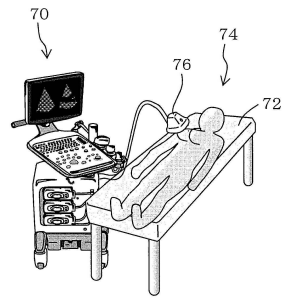
【図 9】



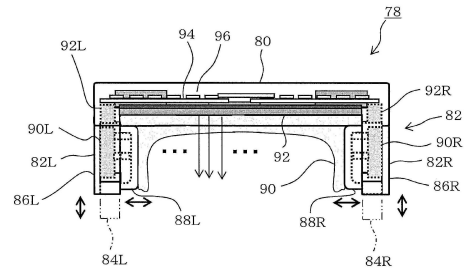
【図 10】



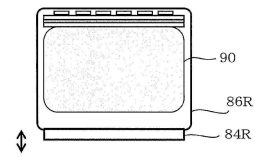
【図 1 1】



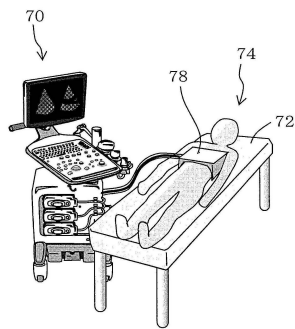
【図 1 3】



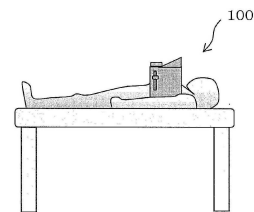
【図 1 4】



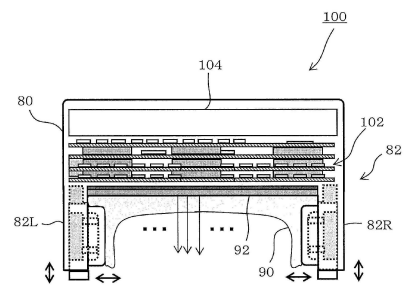
【図 1 2】



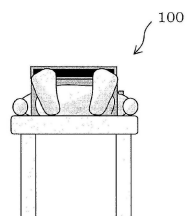
【図 1 7】



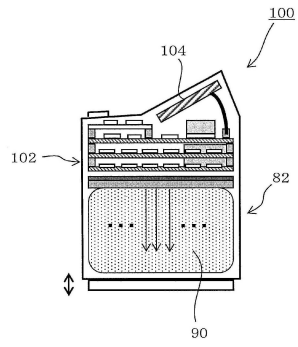
【図 1 8】



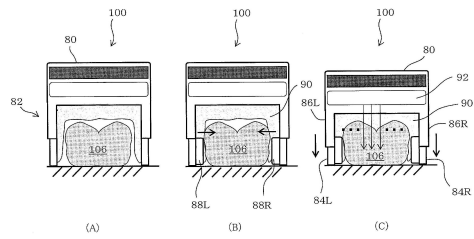
【図 1 6】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 9 - 2 4 3 3 4 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 3 0 9 2 7 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 1 3 8 9 9 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 0 3 1 4 3 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 4 9 5 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 3 2 5 7 8 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 0 / 0 4 2 1 4 6 (W O , A 2)
国際公開第 2 0 1 2 / 1 7 0 7 1 4 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 6 8 0 8 6 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6180798B2	公开(公告)日	2017-08-16
申请号	JP2013119160	申请日	2013-06-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GC10 4C601/HH15 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/JC33 4C601/KK15 4C601/KK22		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2014233599A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提高乳房超声诊断等中的横截面图像的图像质量。在三维空间（32）中，横向平面（38）设定在任意深度。发射焦点阵列设置在横向平面38上。传输波束形成为穿过每个传输焦点。而且，在横截面38上，定义了接收采样点阵列。接收波束形成为穿过接收采样点，并且执行接收聚焦。无论横截面38的深度如何，都保持横向平面38上的发射焦点阵列和接收采样点阵列的密度。也可以构建探头单元等以横跨受检者的胸部。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6180798号 (P6180798)
(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)	(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/08 (2006.01)	F I A 6 1 B 8/08	
請求項の数 11 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日	特願2013-119160 (P2013-119160) 平成25年6月5日 (2013. 6. 5) 特開2014-233599 (P2014-233599A) 平成26年12月15日 (2014. 12. 15) 平成28年5月30日 (2016. 5. 30)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 110001210 (74) 代理人 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所 笠原 英司 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 審査官 宮澤 浩
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		