

(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2011-36472

(P2011-36472A)

(43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(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 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-187297(P2009-187297)
(22) 出願日 平成21年8月12日(2009.8.12)

(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 嘉山 崇史
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
(72) 発明者 内田 貴之
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB22 BB23 BB24 EE08
JC37 KK10

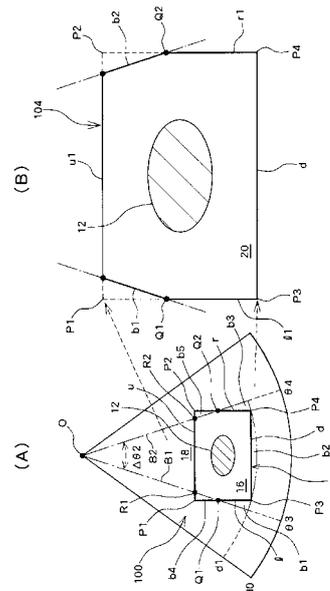
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】断層画像上において矩形の関心領域を設定し、当該領域をそのままズーム画像として表示しようとする、ズーム走査範囲がどうしても広がってしまい、フレームレートを向上できなかった。

【解決手段】断層画像100上において、ユーザーによりズームボックス14が指定される。ズームボックスにおける左辺l及び右辺r上には2つの基準点Q1、Q2が定められており、それぞれを通過するラインB1、B2の間としてズーム走査範囲2が定められる。画像化領域は点Q1、点P3、点P4、点Q2、点R2、点R1で囲まれる六角形の領域となる。四角形の4つの隅付近部分のうち、2つの隅付近部分を切り落とすことができるので、ズーム走査範囲を合理的に縮小できる。その場合においても、ズームボックス14の中央部についての確実なる画像化を行える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲むズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、

前記ズームボックスの上辺及び下辺の間に設定されるマーカーに基づいてズーム走査範囲を決定し、そのズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、

前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記多角形領域の形状が、前記超音波の送受波原点と前記ズームボックスの位置関係に応じて変化する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記多角形領域の形状は六角形である、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、

前記多角形領域の形状は、前記ズームボックスにおける左上隅付近部分及び左下隅付近部分のいずれかを斜めに切り落とし、且つ、前記ズームボックスにおける右上隅付近部分及び右下隅付近部分のいずれかを斜めに切り落とした形状である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【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、

前記マーカーを前記上辺及び前記下辺の間において上下方向に移動させる手段を含む、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記扇状の取込領域と前記ズームボックスの位置関係を示す参照画像を生成する参照画像生成手段と、

前記ズーム画像と前記参照画像とを表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲む矩形のズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、

前記ズームボックスの上辺及び下辺の間であって前記ズームボックスの左辺及び右辺の上に設定される右側基準点及び左側基準点に基づいてズーム走査範囲を決定し、当該ズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、

前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記右側基準点及び前記左側基準点の高さが同一である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

50

請求項 7 又は 8 記載の装置において、

前記左側基準点を通過するビームラインが左側ビーム走査端に相当し、前記右側基準点を通過するビームラインが右側ビーム走査端に相当し、それらの間が前記ズーム走査範囲である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲む矩形のズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、

前記ズームボックスの上辺及び下辺の間に設定される上側基準線及び下側基準線に基づいてズーム走査範囲を決定し、そのズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、

前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、

ビームラインが前記 2 つの基準線とともに通過するビーム条件が満たされる範囲として前記ビーム走査範囲が決定される、

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、ズーム領域の設定及びズーム画像の形成に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受波し、それにより得られたデータに基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波診断に際して実行される電子走査方式として、電子セクタ走査、電子コンベックス走査、等が知られている。電子セクタ走査によれば、送受波原点を中心として超音波ビームが一定の角度範囲にわたって電子的に走査される。これにより扇状の取込領域つまり走査面が形成される。電子コンベックス走査においても、送受波原点を中心として超音波ビームが一定の角度範囲にわたって電子的に走査される。但し、電子コンベックス走査では、円弧状に配列されたアレイ振動子の電子リニア走査により、超音波ビームが扇状に走査される。

【0003】

ところで、超音波診断装置は一般にズーム機能を有している。ズームを行う方式には、いったん取り込まれたデータの一部を拡大表示する方式（表示ズーム方式、特許文献 1 に記載された「読み出しズーム」参照）、及び、狭い一部の領域に対してビーム走査を行った上で、そのデータを拡大して表示する方式（走査ズーム方式、特許文献 1 に記載された「書き込みズーム」参照）、がある。前者の表示ズーム方式は、専らフリーズ後において実行される信号処理あるいはソフトウェア処理によるズームであるから、画像形成の元になったフレームレートやビーム配列は不変である。一方、後者の走査ズーム方式では、ビーム走査条件を変更して、ビーム本数やビーム密度を変えることができるので、フレームレート向上やビーム密度向上といった利点を得られる。

【0004】

走査ズーム方式においては、通常、一定角度範囲に広がる走査面を表す超音波画像（Bモード断層画像）上において、ユーザーにより注目部位を含む関心領域が設定される。関心領域は通常、矩形の領域である。超音波診断装置の制御部は、その関心領域の右上隅座標と左上隅座標とを特定し、送受波原点から左上隅座標を通るビームラインを左側ビーム走査端として定め、送受波原点から右上隅座標を通るビームラインを右側ビーム走査端と

10

20

30

40

50

して定める。そして、それらの間において局所的にズーム走査を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平4-174658号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

以上のようなズーム方式においては、ユーザーは、一般に、矩形の関心領域の中央部に存在する注目部位の詳細観察を望んでいるのが常であり、つまり、関心領域内における隅付近の画像化まで希望していないのが普通である。にもかかわらず、従来においては、ユーザー設定される矩形領域の全体が常に含まれるようにズーム走査範囲を設定していた。矩形領域に対してそれ全体をカバーする扇状のズーム走査範囲を設定すると、両者の形状の相違から、関心領域の左右両側において画像表示されない（非表示）部分領域が生じる。当該部分領域は本来無駄な領域である。

10

【0007】

例えば循環器の超音波診断においてはできる限りフレームレートを上げることが望まれ、あるいは、一定のフレームレート内においてズーム密度を上げることが望まれるが、従来方式ではそのような要請を十分に満たすものとは言い難い。

【0008】

なお、ユーザーの操作性を考えると、ズーム領域を設定する際に当該ズーム領域の目安として矩形のボックスを画面表示させ、そのボックスの位置、大小、縦横比等をユーザーに決めさせるのが望ましい。そのような操作性を維持しつつも、ズーム実行時におけるズーム走査範囲を最適化することが望まれる。

20

【0009】

本発明の目的は、ユーザーが観察したい部位の画像化を行えると共に、ズーム用のズーム走査範囲を合理的に制限できる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲むズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、前記ズームボックスの上辺及び下辺の間に設定されるマーカーに基づいてズーム走査範囲を決定し、そのズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0011】

上記構成によれば、ズームボックスに対する外接条件をもってズーム走査範囲が定められるのではなく、ズームボックスの上辺及び下辺の間に固定的に又は変位可能に設定されるマーカーに基づいて、（ある種の内接条件をもって）ズーム走査範囲が定められる。ズームボックスが矩形であって、その四隅付近についてはユーザーの観察ニーズがあまり高くない、ユーザーの観察ニーズが専らズームボックスの中央付近にあるような場合、上記構成によれば、ズームボックスの4隅付近の内少なくとも1つの隅付近（一般には2つの隅部分）を観察対象から除外して、ズーム走査範囲を合理的な範囲に狭めることが可能となる。最初から画像化される多角形の関心領域そのものを表示することも可能であるが、その場合には関心領域の位置や大きさによって当該関心領域の形状が動的に変化し、それは必ずしもユーザーにおいて使い勝手のよいものではない。上記構成では、単純形状をもったズームボックスをユーザー設定対象としつつも、実際にズーム処理される（画像化される）領域をズームボックス内の主要領域として、隅付近を切り落とすことを可能とすることにより、ズーム領域設定時の操作性とズーム走査範囲の合理的縮小とを両立させる

40

50

ものである。

【0012】

ズームボックスは、矩形等の単純形状であるのが望ましい。ズームボックスの設定は通常、広域走査によって形成された断層画像上においてつまり画面上においてユーザーにより設定される。その場合、断層画像上にはズームボックスを表すグラフィック要素が表示される。ズームボックスが備えるあるいはズームボックスにより定義されるマーカーは、直接的にズーム走査範囲を規定し、あるいは、ズーム走査範囲の両端を定めることにより間接的にズーム走査範囲を規定するものである。そのようなマーカーは画像表示してもよいし、しなくてもよい。マーカーは、望ましい実施形態では、ズームボックスの左辺上及び右辺上に設定される2つの基準点である。その場合、送受波原点から2つの基準点を通過する2つのビームラインが2つのビーム走査端となる。ズームボックス内外にそのような基準点を定めることも可能である。2つの基準点はそれらを結ぶラインとして観念することもできる。マーカーは、別の望ましい実施形態では、上辺及び下辺の間に平行に設けられた2つの基準線（水平ライン）により構成される。その場合、2つの基準線の両方をビームラインが横切る条件をもってズーム走査範囲が規定される。もちろん、マーカーの態様としてはそれら以外のものが考えられる。マーカーに基づいてズーム走査範囲を決定する条件についても上記以外のものが考えられる。

10

【0013】

走査制御手段は以上のように定められたズーム走査範囲内において超音波ビームの走査が繰り返し実行されるように制御を行う。その場合の電子走査方式として電子セクタ走査、コンベックス走査、コンケープ走査、等があげられる。ズーム画像形成手段は、以上のように定められたズーム走査範囲内において取得されるデータに基づいてズーム画像を形成する。ズーム画像は通常、多角形の画像となる。望ましくは、たまたまズームボックスの辺にビーム走査端が一致する特別な場合を除いて、六角形の画像となる。もちろん、マーカーの形態やズーム走査範囲の決定条件を変えれば、それに応じてズーム画像の形状も変化する。

20

【0014】

以上のように、矩形のズーム画像を表示することに固執せずに、ズーム画像の形状を変化させることにより、見たいであろう部分を十分に残しつつそうでない部分を切り落として、フレームレート向上あるいはビーム密度向上といった利点を得ることができる。そのような切り落としを定義するのが上記のマーカーである。

30

【0015】

望ましくは、前記多角形領域の形状が、前記超音波の送受波原点と前記ズームボックスの位置関係に応じて変化する。ズームボックスそれ自体のサイズや形状を維持しても、ズームボックスの位置が変わると、多角形領域の形状が変化する。このような形状変化は、当初ユーザーにおいて違和感を生じさせるかも知れないが、それに慣れればズーム領域の空間的位置の直感的認識を助けるものとなる。望ましくは、前記多角形領域の形状は六角形である。但しその形状は特定の例外的な条件の下での形状を除外した通常現れる基本形状の意味である。

40

【0016】

望ましくは、前記多角形領域の形状は、前記ズームボックスにおける左上隅付近部分及び左下隅付近部分のいずれかを斜めに切り落とし、且つ、前記ズームボックスにおける右上隅付近部分及び右下隅付近部分のいずれかを斜めに切り落とした形状である。このような切り落としはズーム走査範囲の縮小化をもたらす。逆に言えば、従来において不必要であったビーム走査部分を除外することが可能である。

【0017】

望ましくは、前記マーカーを前記上辺及び前記下辺の間において上下方向に移動させる手段を含む。マーカーは固定的に設定されてもよいが、それを上下方向に手動あるいは自動で変位させるようにしてもよい。

【0018】

50

望ましくは、前記扇状の取込領域と前記ズームボックスの位置関係を示す参照画像を生成する参照画像生成手段と、前記ズーム画像と前記参照画像とを表示する表示手段と、を含む。このような参照画像を表示することにより、取込領域つまり原走査領域との関係において、どの部分のズーム画像を表示しているのかを容易に理解できる。

【0019】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲む矩形のズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、前記ズームボックスの上辺及び下辺の間であって前記ズームボックスの右辺及び左辺の上に設定される右側基準点及び左側基準点に基づいてズーム走査範囲を決定し、当該ズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

10

【0020】

望ましくは、前記左側基準点及び前記右側基準点の高さが同一である。ここで、その高さとは、画面垂直方向あるいはビームライン方向の位置である。もちろん、各基準点の高さが手動又は自動で個別的に設定されるようにしてもよい。

【0021】

望ましくは、前記左側基準点を通過するビームラインが左側ビーム走査端に相当し、前記右側基準点を通過するビームラインが右側ビーム走査端に相当し、それらの間が前記ズーム走査範囲である。

20

【0022】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波が行われる扇状の取込領域に対して、注目部位を囲む矩形のズームボックスをユーザー設定するための入力手段と、前記ズームボックスの上辺及び下辺の間に設定される上側基準線及び下側基準線に基づいてズーム走査範囲を決定し、そのズーム走査範囲内において超音波ビームが繰り返し走査されるようにズーム走査制御を実行する走査制御手段と、前記ズーム走査制御により得られるデータに基づいてズーム画像を形成する手段であって、当該ズーム画像として、前記ズームボックスの内部であって前記ズーム走査範囲に属する多角形領域を表す画像を形成するズーム画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0023】

望ましくは、ビームラインを走査した場合において当該ビームラインが前記2つの基準線をととも通過するビーム条件が満たされる範囲として前記ビーム走査範囲が決定される。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、ユーザーが観察したい部位の画像化を行えると共に、ズーム用のビーム走査範囲を合理的に制限できる。あるいは、本発明によれば、関心領域設定段階における操作性とビーム走査範囲の制限による効率性とを両立させることが可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】比較例としてのズーム処理を示す説明図である。

【図2】本発明に係るズーム処理の第1例を示す説明図である。

【図3】2つの基準点の移動に伴う画像化領域の変化を示す図である。

【図4】画像化領域の2つの例を示す図である。

【図5】右辺とビームラインとが重なった場合における画像化領域を示す図である。

【図6】2つの基準点を個別的に設定する場合における画像化領域を示す図である。

【図7】ズーム画像とともに表示される参照画像を示す図である。

【図8】本発明に係るズーム処理の第2例を示す説明図である。

50

【図 9】 2つの基準線の位置変更を示す図である。

【図 10】 画像化領域の 2つの例を示す図である。

【図 11】 コンベックス走査が行われる場合における 2つの基準点の設定を示す図である。

【図 12】 コンベックス走査が行われる場合における 2つの基準線の設定を示す図である。

【図 13】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を表すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

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。

10

【0027】

図 1 には比較例としてのズーム処理が示されている。(A) は関心領域 10 の設定を示している。(B) はズーム画像を示している。

【0028】

図 1 の (A) において、送受波原点 O を基準として 方向に超音波ビームの走査を行うと扇状のビーム走査面が形成され、それを画像化したものが扇状の形態を有する断層画像 100 である。断層画像 100 は B モード断層画像であり、それは体内における二次元取込領域に相当する。(A) に示す例では深さ d_0 が診断距離とされている。このような断層画像 100 上においてターゲットとなる注目組織 12 を取り囲むように関心領域 (ROI) 10 がユーザーにより設定される。関心領域 10 はボックス形状のグラフィック要素として画面上に表示される。ユーザーは関心領域 10 を任意の位置に任意のサイズをもって設定することが可能である。一般に、関心領域 10 は断層画像 100 内において設定されるが、関心領域 10 の一部がはみ出すように当該関心領域 10 が設定されてもよい。(A) に示す例としては断層画像 100 の中央部に関心領域 10 が設定されている。

20

【0029】

このように関心領域 10 が設定されると、その関心領域 10 の内部がズーム対象とされ、そのズーム画像を形成するために、限定されたズーム走査範囲が設定される。具体的には、関心領域 10 の左上隅 P1 を通過するビームラインと、関心領域 10 の右上隅 P2 を通過するビームラインとの間 (1) がズーム走査範囲として設定される。この場合における診断距離は関心領域 10 の左下隅 P3 及び右下隅 P4 のいずれか深い位置に相当する深さ (d_1) として設定される。すなわち、そのような縮小された扇状の領域においてビーム走査が実行される。ちなみに図 1 に示される電子走査方式は電子セクタ走査である。ちなみに、一方のビーム走査端に相当する角度が 1 で表され、他方のビーム走査端に相当する角度が 2 で表されている。

30

【0030】

以上のように、いわば関心領域 10 の外接条件をもってズーム走査範囲が定義され、そのズーム走査範囲内におけるビーム走査を繰り返し実行することにより、(B) に示すように各フレームのズーム画像 102 を形成することが可能である。ズーム画像 102 は動画像として表示され、注目する組織 12 を拡大画像として観察することが可能である。しかしながら、(A) において、ズーム走査範囲内には関心領域 10 の外側に存在する部分領域 a_1 , a_2 , a_3 が含まれており、ここにおいて、部分領域 a_2 の発生は仕方ないとしても、部分領域 a_1 , a_3 についてはある意味においては無駄な部分として認識できる。ただし、そのような部分領域 a_1 , a_3 の両者が全く存在しない場合を想定すると、ユーザーが設定した関心領域 10 の形態が全く無視されることになり、必ずしも使い勝手が良いとは言えない。このような課題あるいはユーザーのニーズに応えたのが、以下に説明する本実施形態のズーム処理である。

40

【0031】

図 2 には、本実施形態に係るズーム処理の第 1 例が示されている。なお、図 1 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。これは、後に図 8 以降の各図をもって説明する第 2 例についても同様に言えることである。

50

【 0 0 3 2 】

図 2 の (A) において、電子セクタ走査により形成された断層画像 1 0 0 上においてユーザーによりズームボックス 1 4 が設定されている。ズームボックス 1 4 は、図 2 に示される例において四角形のグラフィック要素である。このズームボックス 1 4 は、図 1 に示した関心領域 1 0 と同じ形態を有しているが、両者の機能は完全には一致していない。すなわちズームボックス 1 4 は後に詳述するように画像化領域を設定する際の基本あるいは目安となるものであり、その内部の全てが画像化対象となる訳ではない。

【 0 0 3 3 】

これについて詳しく説明すると、ズームボックス 1 4 は上辺 u 、下辺 d 、左辺 l 及び右辺 r により構成され、左辺 l 及び右辺 r 上には図 2 に示す例において同じ高さに 2 つの基準点 Q_1 、 Q_2 が定められている。2 つの基準点 Q_1 、 Q_2 は予め固定的に定められてもよいし、それらが任意に上下方向に変化できるように構成してもよい。2 つの基準点 Q_1 、 Q_2 はズーム走査におけるズーム走査端を規定するものであり、具体的には、基準点 Q_1 を通過するビームライン B_1 が左側ビーム走査端として定められ、基準点 Q_2 を通過するビームライン B_2 が右側ビーム走査端として定められる。ビームライン B_1 の設定角度が θ_3 で表されており、ビームライン B_2 の設定角度が θ_4 で表されている。ズーム走査範囲 2 においてビーム走査が行われるわけであるが、その場合における診断深さはズームボックス 1 4 の左下隅 P_3 及び右下隅 P_4 のうちの深い方をちょうどカバーする深さ d_1 とされている。すなわち下側については外接条件が従来同様に採用されている。その一方上側については外接条件ではなくある種の内接条件が採用されている。

【 0 0 3 4 】

(A) においてはビーム走査領域が符号 1 8 で表されており、ズームボックス 1 4 内の領域が符号 1 6 で表されている。ボックス内領域 1 6 とビーム走査領域 1 8 との重なり部分が本実施形態において画像化領域として定められる。すなわち 6 つの点、具体的には Q_1 、 P_3 、 P_4 、 Q_2 、 R_2 、 R_1 で囲まれる六角形の領域が画像化領域である。ここで、点 R_1 は上辺 u においてビームライン B_1 が交差する点であり、同じく点 R_2 は上辺 u においてビームライン B_2 が交差する点である。この結果、従来の画像化領域に比べて、部分領域 b_4 、 b_5 が画像化対象から除外され、すなわち部分的に画像化領域が切り落とされた結果となる。その一方において画像化されない領域 b_1 、 b_3 を小さくすることができ、全体としてビーム走査範囲 2 を小さくできるという利点がある。ちなみに、図 2 (A) における画像化されない部分領域 b_2 は図 1 に示した部分領域 a_2 と基本的に同じである。ただし、図 1 の (A) に示した画像化されない部分領域 a_1 、 a_3 がかなり大きかったのに比べて、図 2 (A) に示す画像化されない部分領域 b_1 、 b_3 は相対的に小さくなっている。もっとも、部分領域 b_4 、 b_5 については画像化されなくなるため、その部分だけ画像情報が欠落することになるが、基本的にユーザーが見たい部分はズームボックス 1 4 の中央部分であり、隅付近はことさら観察を求めている領域であるから、そのようなことを前提とするなら、上述のような角部分の切り落としが生じたとしても画像観察上格別支障が生じるものではない。ズーム走査範囲を制限することでフレームレート向上あるいはビーム密度向上という利点が得られるのであり、そのような実際上の利点から本発明における技術的な有用性には非常に高いものがある。

【 0 0 3 5 】

図 2 の (B) にはズーム画像 1 0 4 が示されている。このズーム画像 1 0 4 は上述した多角形領域 (画像化領域) 2 0 を画像化したものである。図においては多角形領域 (画像化領域) 2 0 は 6 つの辺からなる六角形として表されており、それは換言すれば矩形の領域の左上隅部分及び右上隅部分を切り落とした形状に相当する。画像化領域 2 0 は下辺 d 、上辺 u 中の部分辺 u_1 、左辺 l 中の部分辺 (l_1)、右辺 r 中の部分辺 r_1 、左端ビームライン上の部分辺 b_1 及び右端ビームライン上の部分辺 b_2 により構成される。

【 0 0 3 6 】

図 3 乃至図 6 には、いくつかの画像化領域設定例が示されている。図 3 に示す例においては、ズームボックス 1 4 が示され、その左辺及び右辺上の二つの基準点 Q_1 、 Q_2 を上

10

20

30

40

50

方へ移動させるならば、すなわち Q_1 を Q_1' にし、 Q_2 を Q_2' にするならば、点 R_1 が点 R_1' に移動し、点 R_2 が点 R_2' に移動する。すなわち二つの基準点を上方に運動させれば相対的に見て切り落とし領域を小さくすることができ、逆に二つの基準点を下方に移動させるならば、二つの切り落とし領域を相対的に大きくすることができる。観察目的や診断対象に応じて、このように二つの基準点の位置を変化させるようにしてもよい。二つの基準点は上辺及び下辺の間において設定されるものであり、二つの基準点が最も下げられた位置においては二つの基準点は下辺上に位置し、二つの基準点が最も上方に引き上げられた状態では二つの基準点が上辺上に位置する。ただし、そのような上辺上に二つの基準点が位置した状態においては図 1 に示した比較例と同じとなるのであり、本願における請求範囲はそのような状態を含むものではない。

10

【0037】

図 4 に示す例においては二つのズームボックス 14 A、14 B が示されている。それらは同時に設定されてもよいし、別々の時相において設定されてもよい。ズームボックス 14 A において二つの基準点 Q_1 、 Q_2 が定められており、この場合において、左端ビームラインは上辺を通過しており、その上辺上には交点 R_1 が存在している。一方、右端ビームラインは下辺を通過しており、その下辺上には交点 R_2 が存在している。この場合においても画像化領域は六角形の形状となる。ただし、左上隅部分が切り落とされるのに対し、右側においては右下隅部分が切り落とされている。一方、ズームボックス 14 B においては基準点 Q_3 を通過する左側ビームラインが下辺を通過しており、その下辺上に交点 R_3 が存在している。基準点 Q_4 を通過する右端ビームラインは上辺を通過しており、その上辺上には交点 R_4 が存在している。このズームボックス 14 B においては、左下端部分及び右上端部分がそれぞれ切り落とされている。二つの基準点の位置を上下動させると、対角関係にある二つの切り落とし部分の大小関係が逆転する。

20

【0038】

図 5 に示す例においては、ズームボックス 14 において、基準点 Q_2 を通過する右端ビームラインが右辺と一致しており、その結果、右上隅に交点 R_2 が存在している。一方、基準点 Q_1 を通過する左端ビームラインは上辺を通過しており、その上辺上に交点 R_1 が存在している。このような例外的な場合においては、見かけ上、五角形の形状が成立する。

30

【0039】

図 6 に示す例においては、各基準点 Q_1 、 Q_2 については個別的に高さが設定されている。すなわち、その高さの違いが t で表されている。二つのビームラインは上辺を通過しており、それぞれのビームラインに対応して交点 R_1 、 R_2 が存在している。

【0040】

図 7 には参照画像の表示例が示されている。すなわち符号 106 は表示画面を表しており、その表示画面 106 内にはズーム画像 104 と参照画像 108 とが表示されている。両者は図 7 に示す例において重なっていないが、両者が重合関係にあってもよい。参照画像 108 はグラフィック画像として構成されており、当該グラフィック画像は走査領域を示す扇状のグラフィック要素 22 と、その内部に表されるズームボックスを表すグラフィック要素 24 とを含んでいる。すなわち断層画像上においてズームボックスを設定すると、その位置関係が反映されるように参照画像 108 が構成される。その場合においては基準点を通過する二つのビームラインをグラフィック要素 26、28 として表すようにしてもよい。このような参照画像の表示によればズーム画像 104 を観察する場合において、当該ズーム画像 104 が元の走査面上のどの部位を拡大表示したのかを直感的に理解できるという利点を得られる。もっとも、本実施形態においてはズームボックスの設定位置に応じて画像化領域の形状が変化することになり、すなわち、もともとの矩形から切り落とした形状として六角形が構成されるため、そのような六角形の形状、特に二つの斜め線の位置関係からズームボックスがおよそどの部位に設定されたのかを認識することが可能である。

40

【0041】

50

図 8 には、本実施に係るズーム処理の第 2 例が示されている。

【 0 0 4 2 】

扇状の断層画像 1 0 0 上には上記の第 1 例と同様に、四角形のズームボックス 3 0 がユーザー設定されている。ここで符号 1 6 はそのような四角形のズームボックスの内部領域すなわちボックス領域を表しており、符号 1 8 はズーム走査範囲 3 に対応する扇状の走査領域 1 8 を表している。この第 2 例においては上辺 u と下辺 d との間に互いに離間した状態において二つの基準線 L 1 , L 2 が設定されている。各基準線 L 1 , L 2 は上辺 u 及び下辺 d に平行なラインであって、ズームボックス 3 0 を水平に横切るラインである。ただし、各基準線 L 1 , L 2 の長さは上辺 u 及び下辺 d の長さに一致している。この第 2 例においては二つの基準線 L 1 , L 2 を共に交差するという条件を満たす範囲内でズーム走査が行われる。すなわち、そのような条件を満たすものとしてズーム走査範囲 3 が定められる。

10

【 0 0 4 3 】

具体的には、(A)において、ズームラインを走査した場合において、二つの基準線 L 1 , L 2 をともに通過する範囲としてズーム走査範囲 3 が定められ、当該範囲は左端ズームライン B 1 と右端ズームライン B 2 との間の範囲である。左端ズームライン B 1 は下側の基準線 L 2 の左端点 T 1 を通過するラインであり、右端ズームライン B 2 は下側の基準線 L の右端点 T 2 を通過するラインである。左端点 T 1 は左辺 l 上の点であり、右端点 T 2 は右辺 r 上の点である。

20

【 0 0 4 4 】

以上のように、ズーム走査範囲 3 が定められると、ズーム走査領域 1 8 とズームボックス 3 0 内の内部領域 1 6 との重複部分として画像化領域が定められる。当該領域は多角形の領域であり、具体的には六角形の領域である。

【 0 0 4 5 】

図 8 における (B) には、ズーム画像 1 1 0 が示されている。このズーム画像 1 1 0 は上述した多角形領域を画像化したものであり、当該領域を構成する多角形は 6 つの辺、具体的には下辺 d、上辺 u 中の部分辺 u 1、左辺 l 上の部分辺 l 1、右辺 r 上の部分辺 r 1、左端ズームライン上の部分辺 b 1 及び右端ズームライン上の部分辺 b 2 により構成されている。ちなみにズーム画像 1 1 0 において、基準線 L 1 , L 2 はグラフィックとして表示するようにしてもよいが、目障りとなるのであればそのようなグラフィックを表示しないほうが望ましい。同じく、(A) に示したズームボックス 3 0 の設定にあたって、基準線 L 1 , L 2 を表示するようにしてもよいし、表示しなくてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

この図 8 に示すズーム処理の第 2 例においては、上記の第 1 例と同様に 2 つの隅付近部分を切り落としてズーム走査範囲を縮小することができるので、その分だけフレームレートあるいはズーム密度を向上できるという利点がある。また、二つの基準線を通過するズームラインの中で最も左側に位置するラインを左端ズームラインとし、同じく 2 つの基準線をとともに通過するズームラインのうちで最も右側に位置するズームラインを右端ズームラインとしたので、以下に図 9 及び図 1 0 を用いて説明するように、ズームボックスにおける中央部分の画像化を確実に確保しつつも、画像化にあたってあまり必要でない部分を大きく切り落とせるという利点がある。

40

【 0 0 4 7 】

図 9 には、断層画像上にズームボックス 3 0 が設定されており、そのズームボックス 3 0 には二つの基準線 L 1 , L 2 が定められている。それらの水平な基準線 L 1 , L 2 は上辺 u と下辺 d との間において設定されるものであり、それぞれ個別的に高さ調整をすることが可能である。このようなそれぞれの基準線 L 1 , L 2 の高さ調整によれば、より多様な画像化領域形状を実現できるという利点が得られる。

【 0 0 4 8 】

図 1 0 には 2 つのズームボックス 3 0 A , 3 0 B が表されている。それらは同時に設定され、あるいは異なる時相において設定されるものである。ズームボックス 3 0 A におい

50

ては2本の基準線L1, L2が定められ、このような設定状況においては左端ビームラインB1が下側の基準線L2の左端点を通過するラインとして定められ、一方右端ビームラインB2が上側の基準線L1の右端点を通過するラインとして定められる。この場合においても六角形の形状が構成される。もう一方のズームボックス30Bも2つの基準線L1, L2を含み、左端ビームラインB3は上側の基準線L1の左端点Q3を通過するラインとして定められ、右端ビームラインB4は下側の基準線L2の右端点Q4を通過するラインとして定められる。この場合においても六角形が構成される。

【0049】

以上のようにズームボックスが様々な位置に設定されたとしても、ズームボックス中央部分の確実なる画像化を達成することができ、その一方において、4つの隅付近部分のうち、2つの隅付近部分を切り落としてズーム走査範囲を合理的に縮小することができるという利点が得られる。

10

【0050】

図13には本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図が示されている。この図13に示される超音波診断装置は上述したズーム処理を実現するものである。具体的にはズーム処理は制御部42の作用として実現されており、すなわち制御部42はズームコントローラとして機能している。プローブ32は体表面上に当接して用いられる超音波探触子である。プローブ32は1Dアレイ振動子を有し、1Dアレイ振動子は複数の振動素子により構成されている。1Dアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子的に走査される。本実施形態においては電子走査方式として電子セクタ走査または電子コンベック走査が適用される。1Dアレイ振動子に変えて、2Dアレイ振動子を設け、3次元エコーデータを取り込むようにしてもよい。また体腔内に挿入されるプローブを利用するようにしてもよい。

20

【0051】

送受信部34は送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能するものである。すなわち、送受信部34は送信時において複数の送信信号を複数の振動素子に対して供給する。これにより送信ビームが構成される。受信時において、体内からの反射波が1Dアレイ振動子にて受波され、そこから複数の受信信号が送受信部34へ出力される。送受信部34においては複数の受信信号に対する整相加算処理を実行し、これによって受信ビームに相当する整相加算後の受信信号すなわちビームデータを出力する。ビームデータは画像形成部36へ送られる。

30

【0052】

画像形成部36は本実施形態においてデジタルスキャンコンバータ(DSC)により構成されており、入力されるビームデータを構成する各エコーデータに対して座標変換処理等を適用し、これによってBモード断層画像を構成する。その画像データは表示処理部38へ送られる。表示処理部38は表示部46に表示される画像を構成する機能を有し、必要に応じて断層画像に対してグラフィック画像形成部40から出力されるグラフィック画像を合成する処理を実行する。表示部46には断層画像等の表示画像が表示される。

【0053】

制御部42は本実施形態においてCPU及び動作プログラムにより構成され、制御部42はズーム処理にあたってズームコントローラとして機能する。制御部42は必要に応じてグラフィック画像形成部40に対して画像形成命令を発し、これに基づきグラフィック画像形成部40が上述したような参照画像等の画像を生成する。入力部44は操作パネルとして構成されており、ユーザーはそのような操作パネルを用いてズームボックスの設定を行える。

40

【0054】

ズーム処理を用いた超音波診断においては、まずプローブ32が体表面上に当接され、広域走査により生成される断層画像を見ながら、プローブ32の当接位置及び姿勢が調整される。これによって、注目する組織が断層画像上に表れた場合、ズームモードを実行させ、これにより断層画像上にズームボックスを表示させる。そのズームボックスの位置や

50

サイズをユーザーが設定すると、そのズームボックスに基づいて、具体的にはズームボックスと共に定められるマーカーとしての2つの基準線あるいは2つの基準点に基づいてズーム走査範囲が決定される。そしてそのズーム走査範囲に対してビーム走査が繰り返される。

【0055】

これにより各フレームごとのズーム画像データが得られ、それが画面上にズーム動画像として表示される。そのような表示にあたっては必要に応じて上述した参照画像も表示される。ズーム画像は上述したように基本的に六角形の形状を有する画像であり、その場合において2つの隅付近部分が切り落とされているが、中央部の画像化は確実にできるため、ターゲット組織の観察を適切に行える。その一方において、2つの隅付近部分の切り落

10

【0056】

上述した実施形態においては、断層画像が表示されていたが、それにさらに血流画像が合成表示されてもよい。また、上述した実施形態においては電子セクタ走査あるいは図1及び図2に示すコンベックス走査の例が説明されていたが、コンベックス走査等の他の電子走査が適用される場合においても上述したズーム処理を実行することができる。

20

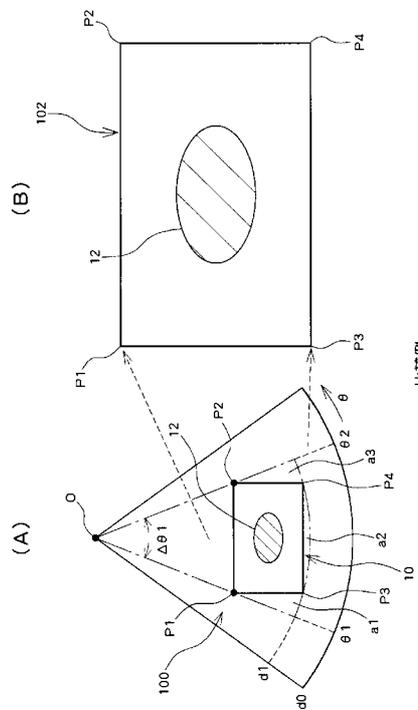
【符号の説明】

【0057】

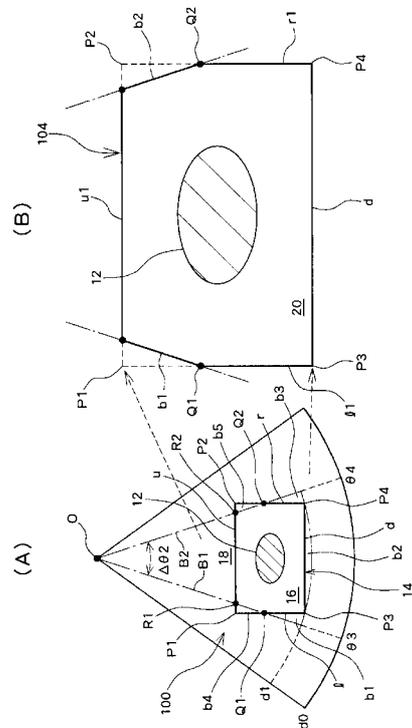
14 ズームボックス、16 ボックス内部領域、18 ビーム走査領域、20 画像化領域、100 断層画像、104 ズーム画像。

【図1】

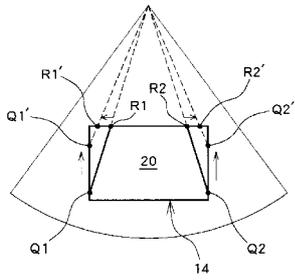
【図2】



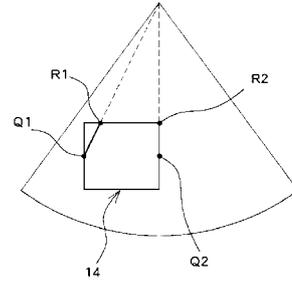
比較例



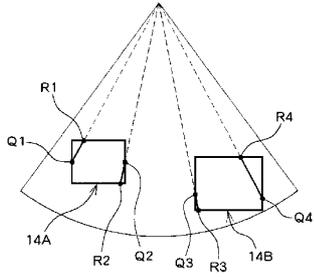
【 図 3 】



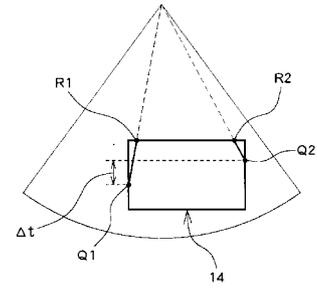
【 図 5 】



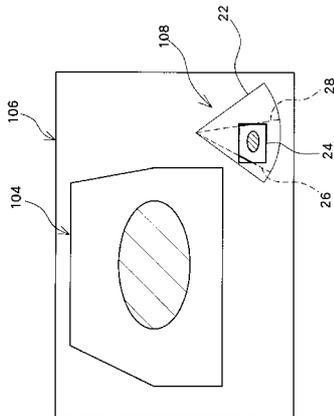
【 図 4 】



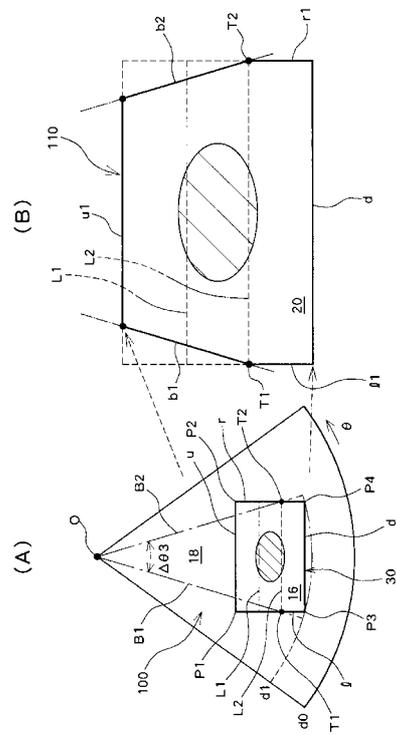
【 図 6 】



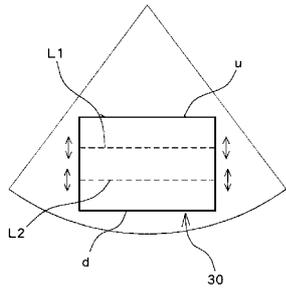
【 図 7 】



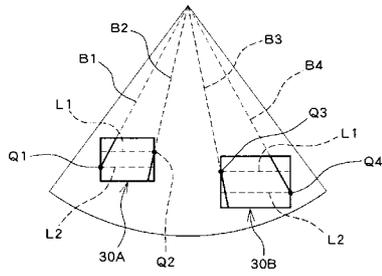
【 図 8 】



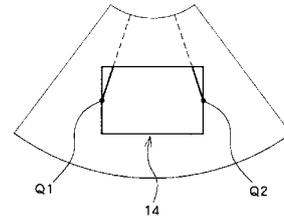
【図 9】



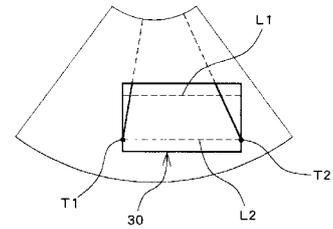
【図 10】



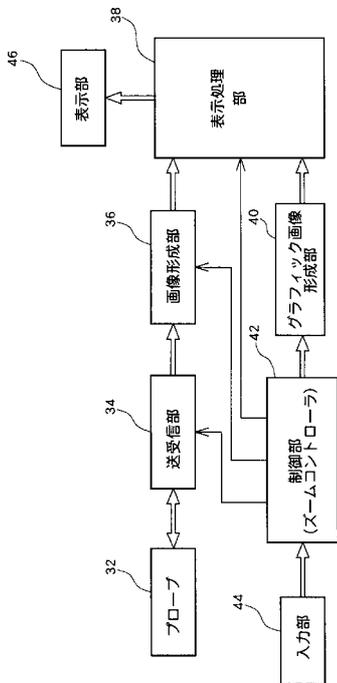
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011036472A	公开(公告)日	2011-02-24
申请号	JP2009187297	申请日	2009-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	嘉山崇史 内田貴之		
发明人	嘉山 崇史 内田 貴之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE08 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/HH15		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5406626B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决在断层图像上设置矩形关注区域并试图将区域原样显示为缩放图像的问题，不可避免地扩大了缩放扫描范围并且不能提高帧速率。ŽSOLUTION：在断层图像100上，用户指定缩放框14。两个参考点Q1和Q2固定在变焦盒的左侧（l）和右侧（r），并且变焦扫描范围 $\Delta\theta 2$ 固定在穿过每个的线B1和B2之间。成像区域是由点Q1，点P3，点P4，点Q2，点R2和点R1围绕的六边形区域。在四边形的四个角附近的部分中，可以切掉两个角附近的部分，从而合理地减小变焦扫描范围。即使在这种情况下，也可以可靠地成像变焦盒14的中心部分。Ž

