

(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2009-232947

(P2009-232947A)

(43) 公開日 平成21年10月15日(2009.10.15)

(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 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-80150(P2008-80150)
(22) 出願日 平成20年3月26日(2008.3.26)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 早坂 一純
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
社内

最終頁に続く

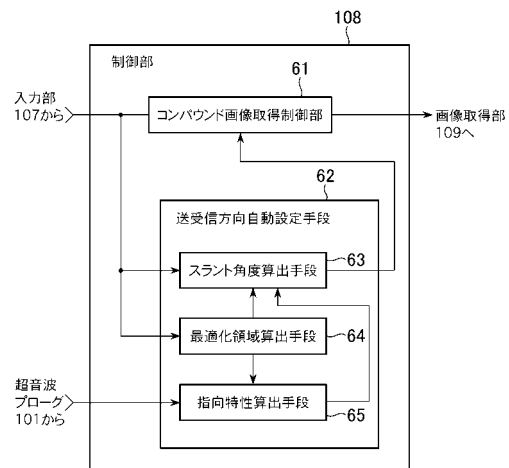
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】コンパウンド画像を取得する際のスラント角度の設定作業を、無くすことができる超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】送受信方向自動設定手段62により、コンパウンドスキャンを行う場合のスラント角度を、自動で設定し、オペレータがコンパウンド画像の撮像を行う際の操作性を向上することを実現させる。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の深度方向に当たる第 1 の方向への超音波の送受信により、第 1 の断層画像情報を取得し、さらに前記第 1 の方向に対して正負のスラント角度を有する第 2 の方向および第 3 の方向への超音波の送受信により、前記被検体の第 2 の断層画像情報および第 3 の断層画像情報を取得し、前記第 1 の断層画像情報、前記第 2 の断層画像情報および前記第 3 の断層画像情報を合成し、コンパウンド画像を形成する超音波撮像装置であって、前記超音波撮像装置は、さらに前記第 1 の方向の送受信を行う際の送受信条件である撮像条件情報を入力する入力部と、前記撮像条件情報に基づいて前記スラント角度を算出し、前記算出されたスラント角度を用いて前記第 2 の方向および前記第 3 の方向への超音波の送受信を行わせる制御部と、
を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

被検体に対して送受信を行う送受信方向を、一次元的に配列された圧電素子アレイを構成する複数の圧電素子を遅延駆動する電子フォーカスにより制御し、前記送受信方向の断層画像情報を取得する画像取得部と、
前記画像取得部に、前記被検体の深度方向に当たる第 1 の方向の送受信により、第 1 の断層画像情報を取得させ、さらに前記第 1 の方向に対して正負のスラント角度を有する第 2 の方向および第 3 の方向の送受信により、第 2 の断層画像情報および第 3 の断層画像情報を取得させるコンパウンド画像取得制御部と、
前記第 1 の断層画像情報、前記第 2 の断層画像情報および前記第 3 の断層画像情報を合成し、コンパウンド画像を形成するコンパウンド画像形成部と、
を備える超音波撮像装置であって、
前記超音波撮像装置は、さらに前記第 1 の方向の送受信を行う際の送受信条件である撮像条件情報を入力する入力部と、前記撮像条件情報に基づいて、前記スラント角度を算出し、前記コンパウンド画像取得制御部に設定する送受信方向自動設定手段と、
を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 3】

前記撮像条件情報は、前記被検体の深度方向に設定される前記第 1 の方向における、前記電子フォーカスの焦点深度および前記被検体の深度方向に設定される前記断層画像情報の撮像範囲深度を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 4】

前記送受信方向自動設定手段は、前記焦点深度および前記撮像範囲深度の少なくとも 1 つを用いて、前記スラント角度を算出するスラント角度算出手段を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記スラント角度算出手段は、前記焦点深度および前記撮像範囲深度の少なくとも 1 つを用いて、前記コンパウンド画像の深度方向に位置する最適化領域を求める最適化領域算出手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記最適化領域算出手段は、前記最適化領域の深度方向の中心位置を、前記焦点深度の位置とし、前記最適化領域の深度方向の幅を、前記撮像範囲深度に最適化領域比率を乗じて求めた最適化領域深度幅とすることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 7】

前記入力部は、前記最適化領域比率の情報をを入力する最適化領域比率入力手段を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記スラント角度算出手段は、前記圧電素子アレイを含む超音波プローブのプローブ情報に基づいて、前記圧電素子で発生される超音波の音圧が示す指向特性の角度分布情報を算出する指向特性算出手段を備えることを特徴とする請求項 5 ないし 7 のいずれか 1 つに

50

記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記スラント角度算出手段は、前記角度分布情報を用いて、前記圧電素子で発せられる超音波が有する前記深度方向の音圧に対する前記深度方向と所定角度をなす方向の音圧の比率が所定の許容比率以上となる最大振れ角度を求め、前記圧電素子のいずれもが、前記電子フォーカスを行う方向の超音波の射出角度を、前記最適化領域の一部あるいはすべてで前記最大振れ角度以下となるように前記スラント角度を算定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記入力部は、前記許容比率の情報を入力する許容比率入力手段を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

前記スラント角度算出手段は、前記スラント角度が、所定の下限スラント角度以下である場合に、前記許容比率を小さな値にすることを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記入力部は、前記下限スラント角度の情報を入力する下限スラント角度入力手段を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

この発明は、コンパウンド (compound) 画像を取得して画質の向上を計る超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波撮像装置の画質改善の為、コンパウンドスキャン (compound scan) が用いられている。コンパウンドスキャンは、同一の撮像領域で、超音波の照射方向が異なる複数の断層画像情報を取得し、これら複数の断層画像情報を重ね合わせてコンパウンド画像を作成する。

30

【0003】

コンパウンド画像では、断層画像に含まれるスペックル (speckle) として知られているアーチファクト (artifact) を軽減し、画質の向上が計られる (例えば、特許文献 1 参照) 。

【0004】

オペレータは、コンパウンド画像の取得を行う場合に、被検体の深度方向をなす正面方向に照射される超音波に対して、斜め方向に傾いて照射される超音波の傾き角度を、手動で設定する。このスラント (slant) 角度と呼ばれる傾き角度は、オペレータの目的とする診断部位で最適の画像が取得される様に調整される。

【特許文献 1】特開 2005 - 152648 号公報、(第 1 頁、第 1 図)

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記背景技術によれば、スラント角度の手動設定は、超音波撮像装置の操作性を低下させるものである。すなわち、オペレータは、撮像を開始する前に、焦点深度および深度方向の撮像範囲等の撮像条件情報を設定し、スキャン (scan) を開始する。

【0006】

ここで、撮像条件情報は、診断部位に応じて決まり、概ね撮像中は一定とされる。一方、コンパウンド画像を取得する際のスラント角度は、コンパウンド画像の撮像を行い、画

50

像を参照しつつ逐次調整されることも多い。この作業は、手間のかかるものであり、臨床現場で早急に診断部位の撮像を行いたいオペレータにとって負担となる。

【0007】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するために為されたものであり、コンパウンド画像を取得する際のスラント角度の設定作業を、無くすることができる超音波撮像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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体の深度方向に当たる第1の方向への超音波の送受信により、第1の断層画像情報を取得し、さらに前記第1の方向に対して正負のスラント角度を有する第2の方向および第3の方向への超音波の送受信により、前記被検体の第2の断層画像情報および第3の断層画像情報を取得し、前記第1の断層画像情報、前記第2の断層画像情報および前記第3の断層画像情報を合成し、コンパウンド画像を形成する超音波撮像装置であって、前記超音波撮像装置は、さらに前記第1の方向の送受信を行う際の送受信条件である撮像条件情報を入力する入力部と、前記撮像条件情報に基づいて前記スラント角度を算出し、前記算出されたスラント角度を用いて前記第2の方向および前記第3の方向への超音波の送受信を行わせる制御部とを備えることを特徴とする。

10

【0009】

この第1の観点による発明では、制御部により、撮像条件情報に基づいて、スラント角度を自動的に算出し、第2および第3の断層画像情報を取得する。

20

【0010】

また、第2の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体に対して送受信を行う送受信方向を、一次元的に配列された圧電素子アレイを構成する複数の圧電素子を遅延駆動する電子フォーカスにより制御し、前記送受信方向の断層画像情報を取得する画像取得部と、前記画像取得部に、前記被検体の深度方向に当たる第1の方向の送受信により、第1の断層画像情報を取得させ、さらに前記第1の方向に対して正負のスラント角度を有する第2の方向および第3の方向の送受信により、第2の断層画像情報および第3の断層画像情報を取得させるコンパウンド画像取得制御部と、前記第1の断層画像情報、前記第2の断層画像情報および前記第3の断層画像情報を合成し、コンパウンド画像を形成するコンパウンド画像形成部とを備える超音波撮像装置であって、前記超音波撮像装置は、さらに前記第1の方向の送受信を行う際の送受信条件である撮像条件情報を入力する入力部と、前記撮像条件情報に基づいて、前記スラント角度を算出し、前記コンパウンド画像取得制御部に設定する送受信方向自動設定手段とを備えることを特徴とする。

30

【0011】

この第2の観点による発明では、送受信方向自動設定手段により、撮像条件情報に基づいて、スラント角度を自動的に算出し、コンパウンド画像取得制御部に設定する。

【0012】

また、第3の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第2の観点に記載の超音波撮像装置において、前記撮像条件情報が、前記被検体の深度方向に設定される前記電子フォーカスの焦点深度および前記被検体の深度方向に設定される前記断層画像情報の撮像範囲深度を含むことを特徴とする。

40

【0013】

また、第4の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第3の観点に記載の超音波撮像装置において、前記送受信方向自動設定手段が、前記焦点深度および前記撮像範囲深度の少なくとも1つを用いて、前記スラント角度を算出するスラント角度算出手段を備えることを特徴とする。

【0014】

この第4の観点の発明では、スラント角度を、診断したい部位で最適な画像を得る様に

50

【 0 0 1 5 】

また、第5の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第4の観点に記載の超音波撮像装置において、前記スラント角度算出手段が、前記焦点深度および前記撮像範囲深度の少なくとも1つを用いて、前記コンパウンド画像の深度方向に位置する最適化領域を求める最適化領域算出手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

この第5の観点の発明では、焦点深度および撮像範囲深度の少なくとも1つを用いて、深度方向の最適化領域を決める。

【 0 0 1 7 】

また、第6の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第5の観点に記載の超音波撮像装置において、前記最適化領域算出手段が、前記最適化領域の深度方向の中心位置を、前記焦点深度の位置とし、前記最適化領域の深度方向の幅を、前記撮像範囲深度に最適化領域比率を乗じて求めた最適化領域深度幅とすることを特徴とする。

10

【 0 0 1 8 】

この第6の観点の発明では、最適化領域を、最適化領域比率から求まる最適化領域深度幅を有するものにする。

【 0 0 1 9 】

また、第7の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第6の観点に記載の超音波撮像装置において、前記入力部が、前記最適化領域比率の情報を入力する最適化領域比率入力手段を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 2 0 】

この第7の観点の発明では、最適化領域比率を、オペレータにより設定できるようにする。

【 0 0 2 1 】

また、第8の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第5ないし7の観点のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記スラント角度算出手段が、前記圧電素子アレイを含む超音波プローブのプローブ情報に基づいて、前記圧電素子で発生される超音波の音圧が示す指向特性の角度分布情報を算出する指向特性算出手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

この第8の観点の発明では、指向特性算出手段により、圧電素子が有する指向特性の角度分布情報を求める。

30

【 0 0 2 3 】

また、第9の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第8の観点に記載の超音波撮像装置において、前記スラント角度算出手段が、前記角度分布情報を用いて、前記圧電素子で発せられる超音波が有する前記深度方向の音圧に対する前記深度方向と所定角度をなす方向の音圧の比率が所定の許容比率以上となる最大振れ角度を求め、前記圧電素子のいずれもが、前記電子フォーカスを行う方向の超音波の射出角度を、前記最適化領域の一部あるいはすべてで前記最大振れ角度以下となるように前記スラント角度を算定することを特徴とする。

40

【 0 0 2 4 】

この第9の観点の発明では、スラント角度算出手段により、スラント角度を、圧電素子が射出する超音波の電子フォーカス方向の最適化領域で、概ね最大振れ角度以下とし、感度の高いものにする。

【 0 0 2 5 】

また、第10の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第9の観点に記載の超音波撮像装置において、前記入力部が、前記許容比率の情報を入力する許容比率入力手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

この第10の観点の発明では、オペレータによる許容比率の設定により、最大振れ角度

50

を調整する。

【0027】

また、第11の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第9または10の観点に記載の超音波撮像装置において、前記スラント角度算出手段が、前記スラント角度が、所定の下限スラント角度以下である場合に、前記許容比率を小さな値にすることを特徴とする。

【0028】

この第11の観点の発明では、スペックルの除去が充分でない場合には、感度を低下させる。

【0029】

また、第12の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第11の観点に記載の超音波撮像装置において、前記入力部が、前記下限スラント角度の情報を入力する下限スラント角度入力手段を備えることを特徴とする。

【0030】

この第12の観点の発明では、オペレータによる下限スラント角度の設定により、スペックルの除去具合を調整する。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、コンパウンドスキャンを行う際の、オペレータの操作性を向上し、オペレータにとって負担の無い撮像を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0033】

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成について説明する。図1は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成を示すブロック(block)図である。この超音波撮像装置は、超音波プローブ(probe)101、画像取得部109、コンパウンド画像形成部103、画像メモリ部(memory)部104、画像表示制御部105、表示部106、入力部107および制御部108を含む。

【0034】

超音波プローブ101は、超音波を送受信するための部分、つまり被検体1の撮像断面に超音波を繰り返し照射し、被検体1の内部から反射される超音波信号を、時系列的な音線として受信する。超音波プローブ101は、同時に超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査を行う。超音波プローブ101の内部には、アレイ(array)状に圧電素子が配列された圧電素子アレイおよび電子走査を行う際に、駆動する圧電素子を順次切り換えるアナログマルチプレクサが存在する。

【0035】

画像取得部109は、超音波プローブ101と同軸ケーブル(cable)によって接続され、超音波プローブ101の圧電素子を駆動するための電気信号の発生および受信した超音波信号の初段増幅を行う送受信部および受信信号を処理し、断層画像情報であるBモード(mode)画像情報あるいは血流情報であるCFMモード等の画像情報を形成する処理部を含む。

【0036】

また、画像取得部109は、コンパウンドスキャン(compound scan)を行う場合には、被検体1の深度方向をなす第1の方向に超音波ビームの音線が向く第1の断層画像情報、第1の方向からスラント角度だけ斜めに向いた音線からなる第2の断層画像情報および第1の方向に対して第2の方向と対称方向をなす第3の方向の音線からなる第3の断層画像情報を、順次、繰り返し取得する。なお、送受信部およびBモード処理部については、後に詳述する。

【0037】

10

20

30

40

50

コンパウンド画像形成部 103 は、メモリおよび画像加算部を有し、第 1 の断層画像情報、第 2 の断層画像情報および第 3 の断層画像情報を重ねあわせ一枚のコンパウンド画像情報を形成する。

【0038】

画像メモリ部 104 は、取得されるコンパウンド画像情報等の断層画像情報を蓄積するための画像メモリ (memory) である。特に、画像メモリ部 104 は、時間的に変化する断層画像情報を、一枚の断層画像情報を構成するフレーム (frame) を最小単位として、撮像が行われた取得の時間情報と共に保存する。

【0039】

画像表示制御部 105 は、Bモード処理部で生成された Bモード画像情報等の表示フレームレート (frame rate) 変換、カラー表示制御、並びに、Bモード画像情報の表示画像の形状や位置制御を行う。また、Bモード画像情報等の表示画像上での関心領域を示す ROI (region of interest) の表示も行う。

10

【0040】

表示部 106 は、CRT (cathode ray tube) あるいは LCD (liquid crystal display) 等を用いて、画像表示制御部 105 から出力された画像情報を、オペレータに対して可視表示する。

【0041】

入力部 107 は、キーボード (keyboard) およびポインティングデバイス (pointing device) 等からなり、オペレータにより、スキャン (scan) を行う際の撮像条件情報が入力される。撮像条件情報は、撮像モードの選択情報、送信超音波の焦点深度情報および深度方向の撮像範囲深度等を含み、制御部 108 に入力される。

20

【0042】

また、入力部 107 は、コンパウンド画像を形成する際の、第 1 の方向と、第 2 の方向および第 3 の方向とのなす角度であるスラント角度を自動設定する場合に用いられる、最適化条件の最適化条件入力部も有する。

【0043】

制御部 108 は、入力部 107 から入力された撮像条件情報および予め記憶されたプログラム (program) やデータ (data) に基づいて、上述した超音波撮像装置各部の動作を制御し、表示部 106 にコンパウンド画像等を表示する。例えば、制御部 108 は、入力された撮像条件情報およびコンパウンドスキャンの最適化条件に基づいて、コンパウンドスキャンを行う場合のスラント角度を決定し、画像取得部 109 を制御する遅延時間等の送受信パラメータ値を算出し、画像取得部 109 に送信する。

30

【0044】

図 2 は、超音波プローブ 101 および画像取得部 109 の詳細な構成を示すブロック図である。超音波プローブ 101 は、圧電素子アレイ 10 およびアナログマルチプレクサ (analog multiplexer) 11 を含み、画像取得部 109 は、送受信部 102 および Bモード処理部 110 を含む。

40

【0045】

送受信部 102 は、超音波プローブ 101 と同軸ケーブル (cable) によって接続されており、超音波プローブ 101 の圧電素子を駆動するための高電圧の電気信号を発生するパルサ (pulsar) および受信した反射超音波パルスの初段増幅を行う増幅器を有する。送受信部 102 は、電子フォーカス (focus) を行う為に、概ね同時駆動される複数のパルサおよび増幅器を有する。

【0046】

アナログマルチプレクサ 11 は、高耐電圧のアナログ電子スイッチ (switch) で、圧電素子アレイ 10 の圧電素子と一対一に接続される入出力端子および送受信部 102

50

と一対一に接続される入出力端子を有する。例えば、圧電素子の数が256チャンネル(channel)からなる圧電素子アレイ10および送受信回路の数が64チャンネルからなる送受信部102の場合には、アナログマルチプレクサ11は、探触子アレイと接続される側に256チャンネルの接続端子を有し、送受信回路と接続される側には64チャンネルの接続端子を有する。なお、圧電素子アレイ10は、圧電素子がアレイ状に1次元配列されたものである。

【0047】

図3は、アナログマルチプレクサ11の動作および圧電素子アレイ10で送受信される超音波パルスの動作を模式的に示す説明図である。図3は、圧電素子アレイ10および5チャンネルの送受信回路を有する送受信部102の場合の例である。アナログマルチプレクサ11は、アレイ状に配列された圧電素子アレイ10から、送受信を行う隣接した5チャンネルの圧電素子を選択する。なお、送受信を行う圧電素子の選択情報、すなわち超音波が送受信される音線の位置情報は、制御部108からアナログマルチプレクサ11に入力される。

10

【0048】

図3の例では、選択された5つの圧電素子により、Bモード画像で一つの音線を形成する画像情報の送受信を行う。この送受信では、5つの圧電素子の内の中心に位置するチャンネルで、送信の起動パルスあるいは受信の反射超音波パルスに最も大きな遅延時間が加えられる。送信超音波は、この遅延動作により、探触子アレイの表面から超音波が照射される音線方向の所定の深さにある焦点深度位置で同位相に重なり合い焦点を結ぶ。なお、焦点深度位置は、圧電素子アレイ10の超音波を照射する側の表面位置を原点とし、超音波の照射方向に正の値を有する座標軸を用いて表現される。従って、焦点深度位置の値と、圧電素子アレイ10の表面から焦点までの距離である焦点深度とは、同一の値を有し、以下では同等のものとして扱う。

20

【0049】

図3には、音線1の実線および音線2、3の破線を用いて、超音波パルスの軌跡および焦点深度位置で焦点が結ばれる様子を模式的に示している。なお、受信超音波パルスは、選択された圧電素子相互で遅延加算される。遅延加算された照射方向の反射超音波パルスは、送信と同様に焦点深度位置に焦点を結ぶ、一本の音線上のBモード画像情報を形成する。図3には、Bモード画像を構成する音線1, 2, 3, ...の電子走査を行う場合の走査位置が図示されている。

30

【0050】

アナログマルチプレクサ11は、圧電素子が配列される配列方向に、選択された圧電素子の位置を、例えば一つずつ移動し電子走査を行う。この電子走査により、音線は、配列方向に一つの圧電素子の大きさだけ移動する。図3には、電子走査により配列方向に移動する音線位置が、破線により図示されている。なお、図3には、焦点深度位置が、電子走査により変化しない場合を模式的に示した。

【0051】

図2に戻り、Bモード処理部110は、受信ビームフォーマ(beam former)21、送信ビームフォーマ22および焦点位置制御部20を含む。送信ビームフォーマ22は、送受信部102のパルサ(pulsar)を駆動するトリガ(trigger)信号を形成する。このトリガ信号は、探触子から発せられる超音波が、音線上の焦点深度位置において同位相で重ね合わされ、焦点を結ぶようにされる。受信ビームフォーマ21は、圧電素子で受信される反射超音波パルスを、音線の焦点深度位置に焦点を結ぶように遅延加算し、音線上の受信パルスを形成する。

40

【0052】

また、焦点位置制御部20は、遅延時間を調節することにより、超音波パルスを発生する圧電素子の深度方向に焦点を結ばせるだけでなく、超音波パルスを発生する圧電素子の深度方向から斜め方向に傾いた位置に焦点を結ばせることもできる。

【0053】

50

図4は、コンパウンドスキャンを行う際に、取得される斜め方向に傾いた断層画像情報を示す説明図である。図4(A)は、音線が圧電素子アレイ10の正面方向をなす深度方向を向く第1の方向31にある場合の第1の断層画像情報34を示す図である。第1の断層画像情報34は、矩形形状の画像を形成する。図4(B)は、音線が圧電素子アレイ10の深度方向と、正負のスラント角度だけ傾いた第2の方向および第3の方向32, 33を向く場合の第2および第3の断層画像情報45、46を示す図である。第2および第3の断層画像情報44は、平行四辺形の画像を形成する。

【0054】

図4(C)は、第1～第3の断層画像情報34～36を重ね合わせたコンパウンド画像情報37を示す説明図である。ここで、3つの画像が重なり合う重畳領域38では、第1～第3の断層画像情報34～36に含まれていたスペckルノイズ(speckle noise)が軽減された画像となる。なお、この軽減効果は、スラント角度が大きければ大きいほど大きなものとなる。

10

【0055】

図5は、入力部107のパネル(panel)の一例を示す図である。入力部107は、キーボード40、TGC(Time Gain Controller)41およびニューパシエントキー(New Patient Key)等を含む患者指定部42、ポインティングデバイス(pointing device)であるトラックボール(track ball)、ROI設定等を含む計測入力部43、並びに、コンパウンドスキャンを行う場合にスラント角度を最適化する最適化条件を入力する最適化条件入力部44を含む。

20

【0056】

キーボード40は、文字情報あるいは数値情報を入力する場合に用いられ、例えば被検体1の氏名、IDNo.(Identification No.)等の入力に用いられる。TGC41は、深さ方向の受信超音波信号の利得を調整する。患者指定部42は、新たな患者による撮像を行うごとに入力が行われる。この入力により、被検体1の氏名またはIDNo.と関連付けて、検査情報を格納するメモリ領域が確保される。計測入力部43は、ROIの設定、ROI面積の計測およびROI内画素値を用いた計測等を、トラックボール等を用いて行う。

【0057】

最適化条件入力部44は、最適化領域比率入力手段45、許容比率入力手段46および下限スラント角度入力手段47を含む。最適化領域比率入力手段45、許容比率入力手段46および下限スラント角度入力手段47は、各々ボタンが押される際に、ボリューム48から最適化領域比率、許容比率および下限スラント角度が入力される。なお、最適化領域比率、許容比率および下限スラント角度については、後述する制御部108の動作のところで説明する。

30

【0058】

図6は、制御部108の構成を示すブロック図である。制御部108は、コンパウンド画像取得制御部61および送受信方向自動設定手段62を含む。また、送受信方向自動設定手段62は、スラント角度算出手段63、最適化領域算出手段64および指向特性算出手段65を含む。ここでは、コンパウンド画像取得制御部61についてのみ説明し、送受信方向自動設定手段62については、後述する制御部108の動作のところで詳述する。

40

【0059】

コンパウンド画像取得制御部61は、画像取得部109にコンパウンドスキャンを行う場合の送受信パラメータ、例えば開口幅、焦点深度、撮像範囲深度、さらに第1～第3の断層画像情報34～36の取得シーケンス(sequence)、スラント角度等の設定を行い、コンパウンドスキャンを制御する。

【0060】

また、コンパウンド画像取得制御部61は、コンパウンド画像形成部103にも制御信号を送信し、第1～第3の断層画像情報34～36の取得に応じて、順次断層画像情報の

50

合成を行い、コンパウンド画像を形成させる。

【 0 0 6 1 】

つぎに、制御部 1 0 8 の動作について図 7 を用いて説明する。図 7 は、制御部 1 0 8 の動作を示すフローチャートである。まず、オペレータは、入力部 1 0 7 の最適化条件入力部 4 4 からスラント角度を最適化する際の最適化条件を入力する（ステップ S 7 0 1）。最適化条件としては、最適化領域比率入力手段 4 5 により入力される最適化領域比率 D R、許容比率入力手段 4 6 により入力される指向特性の許容比率 P R、下限スラント角度入力手段 4 7 により入力される下限スラント角度 等がある。

【 0 0 6 2 】

図 8 は、これらの最適化条件を説明する説明図である。図 8 (A) は、スラント角度が零の第 1 の断層画像情報 3 4 を示す図である。第 1 の断層画像情報 3 4 は、深度方向に撮像範囲深度 D P の長さの撮像範囲を有する。この撮像範囲深度 D P は、入力部 1 0 7 から入力される撮像条件情報である。

10

【 0 0 6 3 】

また、第 1 の断層画像情報 3 4 には、最適化領域 8 1 が設定される。最適化領域 8 1 は、後に詳述するようにスラント角度を決定する際に用いられる指向特性の検索領域である。最適化領域 8 1 の深度方向の幅である最適化領域深度幅 O W は、最適化領域比率 D R により撮像範囲深度 D P から求められる。最適化領域比率 D R は、最適化領域深度幅 O W と撮像範囲深度 D P との比率として定義されるので、

【 0 0 6 4 】

$$O W = D R \times D P$$

20

により最適化領域深度幅 O W が算出される。なお、最適化領域 8 1 の深度方向の中心位置は、第 1 の断層画像情報 3 4 が有する焦点深度の位置と一致される。最適化領域 8 1 の最も浅い深度方向の位置は、上限深度 9 2 と称し、最適化領域 8 1 の最も深い深度方向の位置は、下限深度 9 3 と称する。

【 0 0 6 5 】

図 8 (B) は、圧電素子アレイ 1 0 の 1 つの圧電素子が有する音圧の指向特性を、深度方向を向く軸からの角度分布情報として示したものである。指向特性の角度分布情報は、深度方向にメインビーム 8 3 を有し、その両脇に小さなサイドローブを有する。圧電素子 8 6 の表面位置から、中心軸に沿ってメインビーム 8 3 の表面まで伸びるベクトル 8 4 は、その大きさが、中心軸に沿って射出される超音波の音圧に比例したものとなる。

30

【 0 0 6 6 】

また、圧電素子 8 6 の表面位置から、中心軸に対して角度 だけ傾いた方向に沿ってメインビーム 8 3 の表面まで伸びるベクトル 8 5 は、その大きさが、角度 の方向に射出される超音波の音圧に比例したものとなる。

【 0 0 6 7 】

従って、圧電素子 8 6 は、メインビーム 8 3 の形状から、中心軸に沿って最大音圧の超音波が射出し、角度 が大きくなるにつれて音圧を徐々に低下させる。角度 が小さな内は、音圧の低下と比較して、角度 の拡がりが大きく、効率的に斜め方向に超音波が射出される。一方、圧電素子 8 6 は、角度 が大きくなると、音圧の急激な低下が生じ、斜め方向に射出される超音波は、殆ど無くなる。ここで、角度 の方向でのベクトル 8 5 の大きさを、中心軸方向のベクトル 8 4 の大きさで除算した比率を、音圧を示す指標として用いる。なお、この比率は、デシベル (d B) 値で示され、この指向特性の角度分布情報は、指向性関数 D () を用いて、圧電素子の幅および共振周波数等の値を代入して求めることができる。超音波プローブ 1 0 1 の圧電素子の幅および共振周波数は、超音波プローブ 1 0 1 が超音波撮像装置に接続された際に、指向特性算出手段 6 5 に読み込まれる。

40

【 0 0 6 8 】

指向特性の許容比率 P R は、上述した比率の許容範囲を示すもので、中心軸方向のベクトル 8 4 の大きさからの低下の許容限度をデシベルで示したものである。例えば、許容比率 P R は、 - 6 d B あるいは - 1 0 d B とした値で示される。

50

【 0 0 6 9 】

下限スラント角度 は、許容されるスラント角度の下限値を示すものである。コンパウンド画像は、スラント角度が大きい程、スペックル除去の効果が大きく、スラント角度が小さい程、スペックル除去の効果が低減し、事実上画像を合成する意味がなくなる。下限スラント角度 は、実験的に決定されるものの、この画像合成を行う意味が無くなる角度である。また、オペレータは、スペックル除去の効果を大きくしたい場合には、大きい値の下限スラント角度 を、設定することもできる。

【 0 0 7 0 】

その後、オペレータは、焦点深度および撮像範囲深度 D P 等の撮像条件情報を、入力部 1 0 7 から入力し (ステップ S 7 0 2)、スラント角度最適化処理を行う (ステップ S 7 0 3)。

10

【 0 0 7 1 】

図 9 は、制御部 1 0 8 で行われる、スラント角度最適化処理の動作を示すフローチャートである。まず、最適化領域算出手段 6 4 は、入力された焦点深度および撮像範囲深度 D P の値から、最適化領域を求める (ステップ S 8 0 1)。最適化領域は、図 8 (A) に示した最適化領域 8 1 の様なものであり、最適化領域幅 O W は、予め入力された最適化領域比率 D R を用いて、 $O W = D R \times D P$ により算出される。また、最適化領域が有する深度方向の中心位置は、入力部から設定された第 1 の断層画像情報 3 4 が有する焦点深度と一致させられる。

【 0 0 7 2 】

その後、指向特性算出手段 6 5 は、指向特性の角度分布情報を求める (ステップ S 8 0 2)。ここで、指向特性算出手段 6 5 は、超音波プローブ 1 0 1 の装着と共に入力される超音波プローブ 1 0 1 の、圧電素子の構造、共振周波数と言ったプローブ情報を用いて、指向性関数 $D (\quad)$ から計算する。

20

【 0 0 7 3 】

その後、スラント角度算出手段 6 3 は、指向特性の許容比率から、圧電素子が射出する超音波の最大振れ角度を求める (ステップ S 8 0 3)。図 1 0 は、最大振れ角度を示す説明図である。図 1 0 には、圧電素子 8 6 および圧電素子 8 6 で発生させられる超音波が示す指向特性の角度分布情報であるメインビーム 8 3 が図示されている。例えば、指向特性の許容比率が $- 6 \text{ dB}$ である場合には、中心軸方向のベクトル 8 4 の大きさに対して、 $- 6 \text{ dB}$ の大きさとなるベクトル 9 1 の中心軸からの振れ角度を最大振れ角度 M A X とする。この最大振れ角度 M A X は、圧電素子 8 6 が許容比率内の感度を有する超音波を射出できる最大の角度となる。

30

【 0 0 7 4 】

その後、スラント角度算出手段 6 3 は、最大振れ角度 M A X から、開口幅情報および最適化領域 8 1 の情報に基づいてスラント角度 を求める (ステップ S 8 0 4)。図 1 1 は、開口幅情報および最適化領域 8 1 の情報に基づいて、第 2 の断層画像情報 3 5 を取得する際の第 2 の方向 3 2 をなすスラント角度を求める方法を示す説明図である。図 1 1 は、単純化のために開口幅が 6 エレメントの圧電素子からなる場合を考えている。スラント角度算出手段 6 3 は、超音波の振れ角度が最も大きくなる開口内の左端に位置する圧電素子 A が最大振れ角度方向を向く場合の音線 A を求め、音線 A が圧電素子アレイ 1 0 の表面から最適化領域 8 1 の最も浅い上限深度 9 2 の深さになる点を P とする。

40

【 0 0 7 5 】

そして、スラント角度算出手段 6 3 は、圧電素子 B ~ F の音線 B ~ F を、点 P を通る様に設定する。この際、音線 B ~ F の平均方向が中心軸となす角度を、スラント角度とする。これにより、開口内にある圧電素子 A ~ F が射出する超音波の方向は、すべて中心軸方向に対して最大振れ角度以下となり音圧は許容比率以内に納まる。また、最適化領域 8 1 に含まれるすべての点は、点 P よりも深い位置にあるので、音線の振れ角度は、最大振れ角度よりも小さいものとなる。

【 0 0 7 6 】

50

また、上述した例では、スラント角度算出手段 6 3 は、音線 A の深度位置が上限深度 9 2 になる点 P を用いてスラント角度を求めたが、同様に音線 A の深度位置が焦点深度 9 4 あるいは最適化領域 8 1 の最も深い下限深度 9 3 になる点を P として、スラント角度を求めることもできる。

【 0 0 7 7 】

ここで、点 P が焦点深度 9 4 の深さにある場合には、図 1 1 中の点 P は、音線 A に沿って右側に移動した状態となり、最適化領域 8 1 の焦点深度より深いすべての位置で音線が最大振れ角度以下となり、焦点深度より浅い位置では、感度が低下したコンパウンド画像が取得される。一方、スラント角度は、大きくなり、スペckルの少ないコンパウンド画像となる。また、点 P が下限深度 9 3 の深さにある場合には、図 1 1 中の点 P は、さらに右側に移動した状態となり、最適化領域 8 1 で確実に音線が最大振れ角度以上となるのは下限深度 9 3 だけとなり、感度を軽視したコンパウンド画像が取得される。一方、スラント角度は、大きくなり、一層スペckルの少ないコンパウンド画像となる。

10

【 0 0 7 8 】

その後、スラント角度算出手段 6 3 は、スラント角度が、下限スラント角度を超えているかどうかを判定する（ステップ S 8 0 5）。スラント角度算出手段 6 3 は、スラント角度が、下限スラント角度を超えていない場合には（ステップ S 8 0 5 否定）、指向特性の許容比率を低下させる（ステップ S 8 0 6）。例えば、スラント角度算出手段 6 3 は、許容比率を 1 d B 下げ、- 7 d B とし、ステップ S 8 0 3 に移行し、最大振れ角度の算出を再度行い、最大振れ角度を大きなものとし、ステップ S 8 0 4 のスラント角度の算出を行う。

20

【 0 0 7 9 】

また、スラント角度算出手段 6 3 は、スラント角度が、下限スラント角度を超えている場合には（ステップ S 8 0 5 肯定）、スラント角度をコンパウンド画像取得制御部 6 1 に設定し（ステップ S 8 0 6）、本処理を終了する。

【 0 0 8 0 】

その後、図 7 の主ルーチンに戻り、制御部 1 0 8 は、コンパウンド画像の撮像を行って（ステップ S 7 0 4）、本処理を終了する。

【 0 0 8 1 】

上述してきたように、本実施の形態では、送受信方向自動設定手段 6 2 により、コンパウンドスキャンを行う場合のスラント角度を、自動で設定し、オペレータがコンパウンド画像の撮像を行う際の操作性を向上することができる。

30

【 0 0 8 2 】

また、本実施の形態では、事前に初期設定される指向特性の許容比率を高めに設定し、固定値を有する下限スラント角度に基づいて、許容比率を低くして最適値を求めたが、同様に下限スラント角度を高めに設定しておき、固定値を有する許容比率に基づいて、下限スラント角度を低くして最適値を求めることもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 3 】

【 図 1 】 超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

40

【 図 2 】 実施の形態にかかる超音波プローブおよび画像取得部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 実施の形態にかかる超音波プローブの電子走査を示す説明図である。

【 図 4 】 実施の形態にかかるコンパウンド画像の合成を示す説明図である。

【 図 5 】 実施の形態にかかる入力部の操作パネルを示す外観図である。

【 図 6 】 実施の形態にかかる制御部の構成を示すブロック図である。

【 図 7 】 実施の形態にかかるコンパウンドスキャンの動作を示すフローチャートである。

【 図 8 】 実施の形態にかかる最適化領域および指向特性の角度分布情報を示す説明図である。

【 図 9 】 実施の形態にかかるスラント角度最適化処理の動作を示すフローチャートである

50

。

【図10】実施の形態にかかるスラント角度算出手段の動作を示すフローチャートである（その1）。

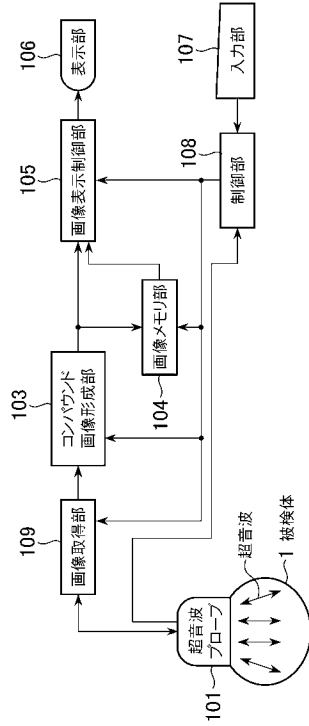
【図11】実施の形態にかかるスラント角度算出手段の動作を示すフローチャートである（その2）。

【符号の説明】

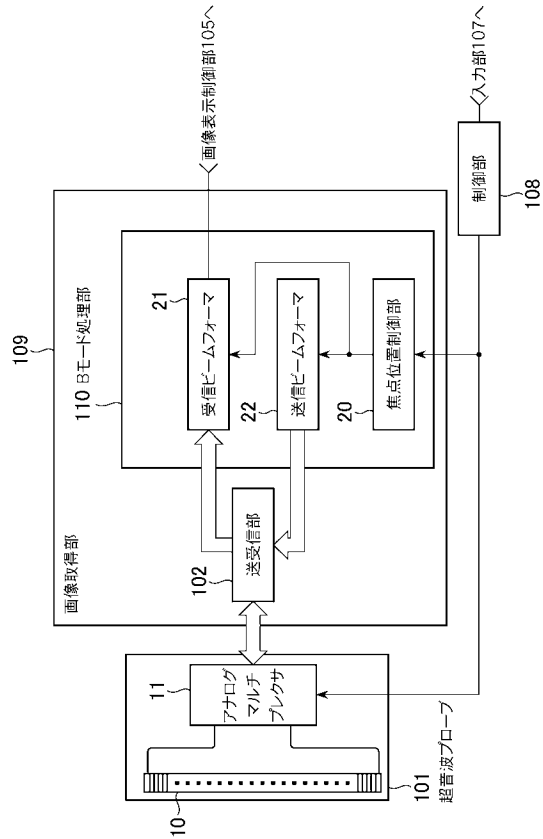
【0084】

1、2、3	音線	
7	被検体	
10	圧電素子アレイ	10
11	アナログマルチプレクサ	
20	焦点位置制御部	
21	受信ビームフォーマ	
22	送信ビームフォーマ	
40	キーボード	
31	第1の方向	
32	第2の方向	
33	第3の方向	
34 ~ 36	第1 ~ 第3の断層画像情報	
37	コンパウンド画像情報	20
38	重畳領域	
42	患者指定部	
43	計測入力部	
44	最適化条件入力部	
45	最適化領域比率入力手段	
46	許容比率入力手段	
47	下限スラント角度入力手段	
48	ボリューム	
61	コンパウンド画像取得制御部	
62	送受信方向自動設定手段	30
63	スラント角度算出手段	
64	最適化領域算出手段	
65	指向特性算出手段	
81	最適化領域	
83	メインビーム	
84、85、91	ベクトル	
86	圧電素子	
92	上限深度	
93	下限深度	
94	焦点深度	40
101	超音波プローブ	
102	送受信部	
103	コンパウンド画像形成部	
104	画像メモリ部	
105	画像表示制御部	
106	表示部	
107	入力部	
108	制御部	
109	画像取得部	
110	Bモード処理部	50

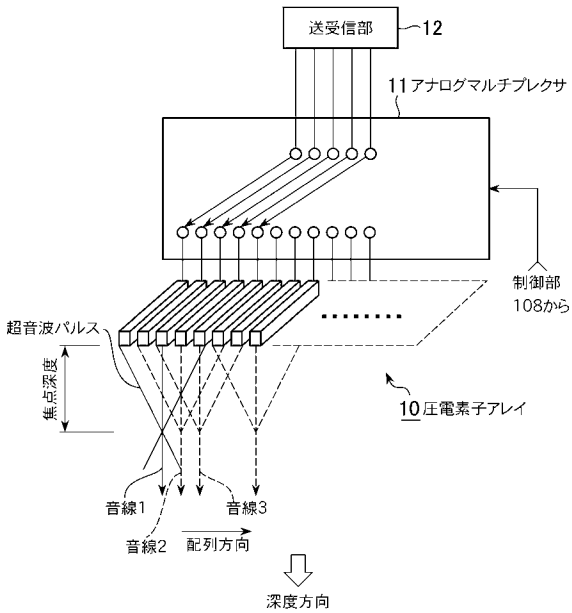
【 図 1 】



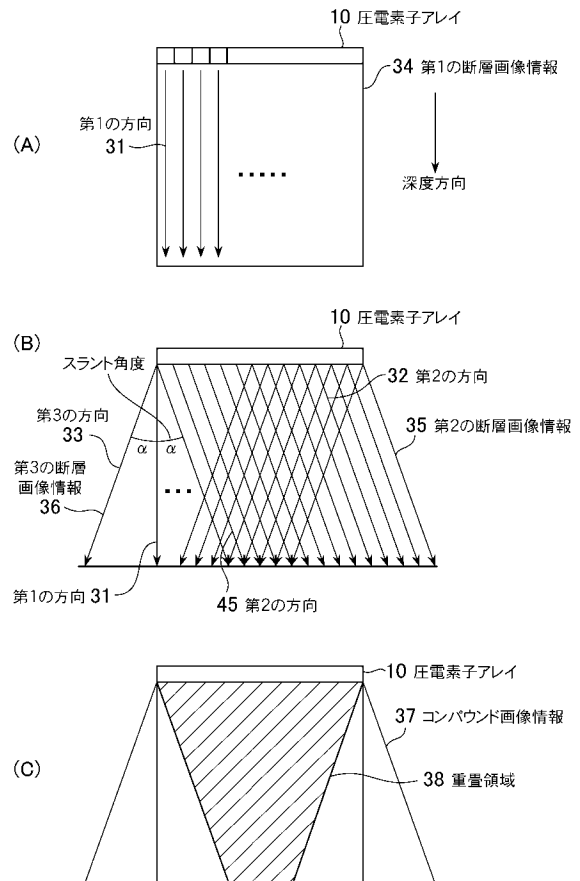
【 図 2 】



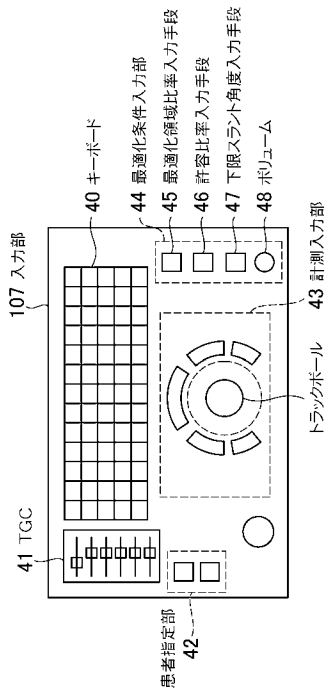
【 図 3 】



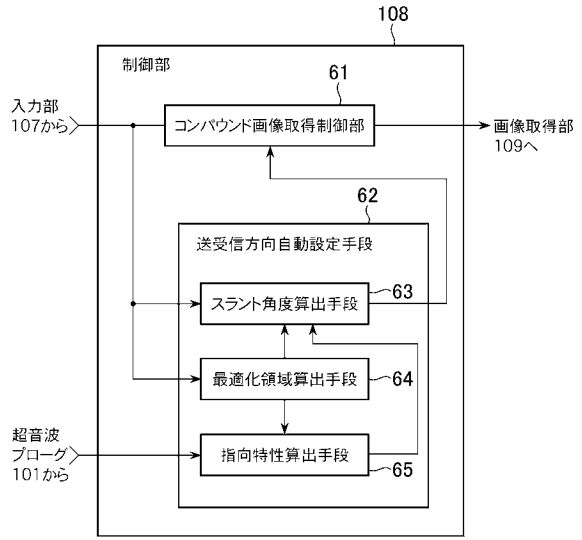
【 図 4 】



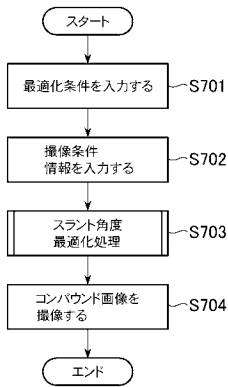
【 図 5 】



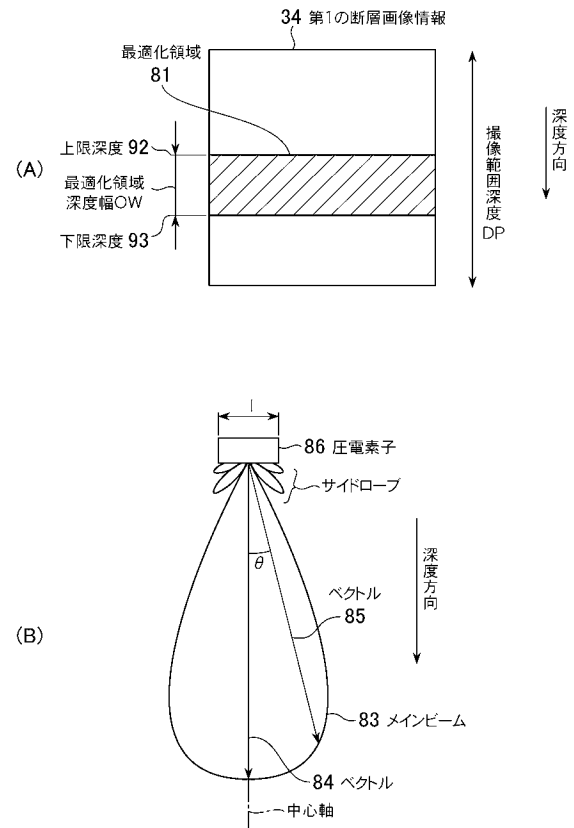
【 図 6 】



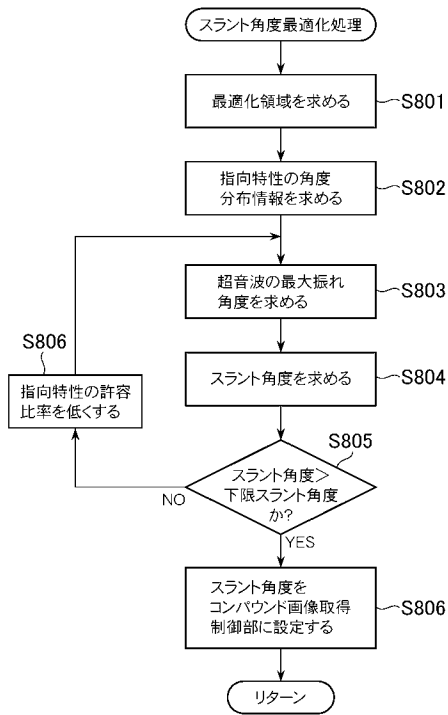
【 図 7 】



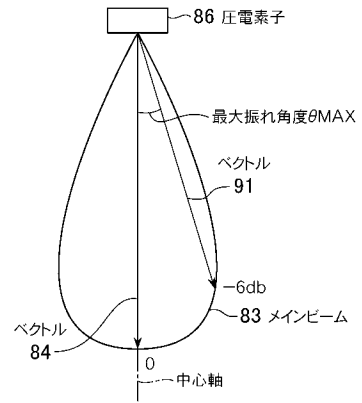
【 図 8 】



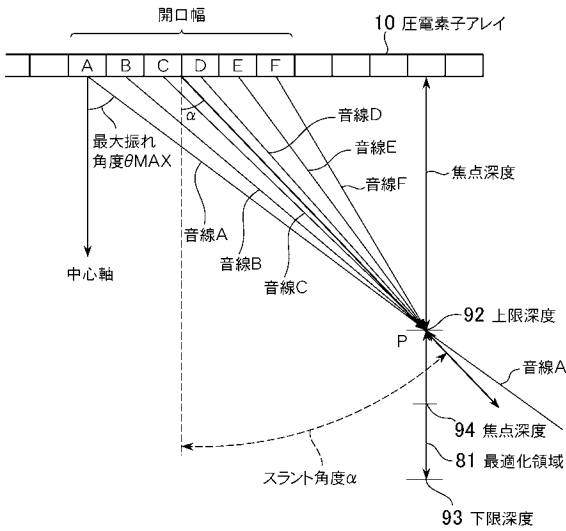
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB27 EE04 EE11 EE22 GB04 HH31 JB45 JC20
KK12

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2009232947A	公开(公告)日	2009-10-15
申请号	JP2008080150	申请日	2008-03-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	早坂一純		
发明人	早坂 一純		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/HH31 4C601/JB45 4C601/JC20 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波成像设备，其能够在获取复合图像时消除倾斜角度的设定操作。 解决方案：通过发送/接收方向自动设置装置62自动设置在执行复合扫描的情况下的倾斜角度，并且实现了操作者对复合图像成像时的可操作性。 [选图]图6

