

(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2015-116201

(P2015-116201A)

(43) 公開日 平成27年6月25日(2015.6.25)

(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 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-259328 (P2013-259328)
(22) 出願日 平成25年12月16日 (2013.12.16)

(出願人による申告) 平成25年度、独立行政法人科学技術振興機構、内閣府最先端研究開発支援プログラムに係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(74) 代理人 100120053
弁理士 小田 哲明
(72) 発明者 仲本 秀和
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内
Fターム(参考) 4C601 DD20 DE18 EE04 FF13 GB10
GB13 HH14 JB16 KK12 KK21

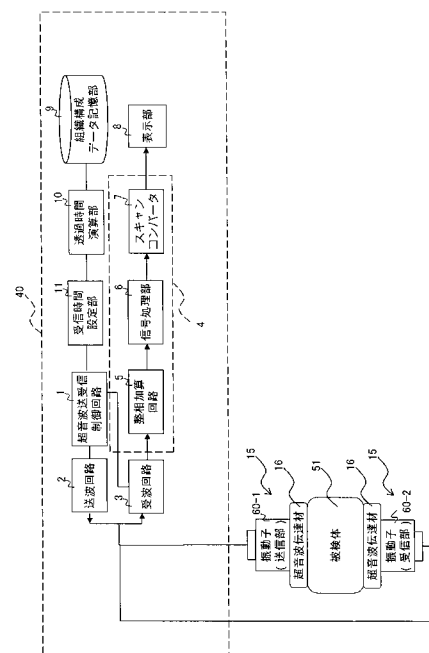
(54) 【発明の名称】 超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法

(57) 【要約】

【課題】 散乱波信号を受信しないように受信部の受信時間を設定することで、虚像（アーチファクト）を抑制することができる超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法を提供する。

【解決手段】 本発明の超音波画像撮像装置は、被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波を受信する受信部と、前記被検体の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する組織構成データ記憶部と、前記組織構成データに基づいて、前記組織構成を透過する前記超音波の透過時間を演算する透過時間演算部と、前記透過時間に基づいて、前記受信部の受信時間を設定する受信時間設定部と、前記受信部により前記受信時間に受信された前記超音波から超音波画像を生成する超音波画像生成部とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信する送信部と、
前記超音波を受信する受信部と、
前記被検体の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する組織構成データ記憶部と、
前記組織構成データに基づいて、前記組織構成を透過する前記超音波の透過時間を演算する透過時間演算部と、
前記透過時間に基づいて、前記受信部の受信時間を設定する受信時間設定部と、
前記受信部により前記受信時間に受信された前記超音波から超音波画像を生成する超音波画像生成部と
を備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 2】

前記透過時間演算部は、前記送信部と前記受信部との直線距離、前記組織構成に含まれる組織の種類、及び前記組織を伝達する前記超音波の速度に基づいて、前記直線距離を透過する前記超音波の前記透過時間を演算することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 3】

複数の振動子を備え、
前記透過時間演算部は、前記複数の振動子から超音波画像生成用の送信部を選択し、前記複数の振動子から超音波画像生成用の受信部を選択し、前記選択された送信部と受信部とが送受信する前記超音波の前記透過時間を演算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 4】

複数の振動子と、
前記複数の振動子から加熱処理用の送信部を選択し、前記選択された送信部が加熱処理用の前記超音波を送信することにより前記組織の加熱処理を行う加熱処理制御部と
を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れかに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 5】

前記加熱処理制御部は、前記組織構成に含まれる組織の種類に基づいて、所定の前記組織が過熱されないように、前記加熱処理用の超音波の照射方向、照射強度、照射時間、及び照射回数のうち少なくとも 1 つを制御することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 6】

前記加熱処理制御部は、前記複数の振動子から超音波画像用の送信部と加熱処理用の送信部を選択することを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 7】

前記送信部は、超音波画像用と加熱処理用とに切り替わることを特徴とする請求項 4 乃至 6 の何れか 1 つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 8】

前記受信部は、前記被検体を透過した前記超音波を受信する透過用と前記被検体の内部から反射した前記超音波を受信する反射用とに切り替わることを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 9】

複数の振動子を備え、
前記複数の振動子が略同心円状に配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 10】

前記組織構成データは、超音波画像、X 線 CT 画像、及び MRI 画像のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 つに記載の超音波画像撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 11】

被検体に超音波を送信し、
前記超音波を受信し、
前記被検体の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶し、
前記組織構成データに基づいて、前記組織構成を透過する前記超音波の透過時間を演算し、
前記透過時間に基づいて、前記受信部の受信時間を設定し、
前記受信部により前記受信時間に受信された前記超音波から超音波画像を生成すること
を特徴とする超音波画像撮像方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波画像撮像装置に関し、特に、被検体を透過（通過）した超音波画像を撮像する超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波信号を音場（音波が作用する領域）に対して送信し、被検体の媒質境界で散乱した複数の散乱波信号を受信することで媒質境界の分布画像を生成する超音波画像撮像装置が提案されている（例えば、特許文献1）。

【先行技術文献】

20

【特許文献】**【0003】**

【特許文献1】特許第2901048号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

超音波画像撮像装置は、X線CT装置やMRI装置に比べて空間分解能が高く、医用画像診断に有用である。しかしながら、被検体である生体は、音場が不均質であることが多く、音場に送信された超音波信号が被検体の媒質境界で散乱することにより、超音波画像撮像装置が複数の散乱波信号（回折波信号や屈折波信号を含む）を受信してしまうため、虚像（アーチファクト）が超音波画像上に表示されてしまうという問題がある。また、超音波の伝達率が低く、超音波が生体内で減衰するので、超音波の伝達深度が生体の5～15cmと浅くなり、従来の超音波画像撮像装置は被検体からの反射波データを用いる。

30

【0005】

本発明は、被検体を透過（通過）した超音波画像を撮像する超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法に関し、散乱波信号を受信しないように受信部の受信時間を設定することで、虚像（アーチファクト）を抑制することができる超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法を提供する。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

40

本発明の超音波画像撮像装置は、被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波を受信する受信部と、前記被検体の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する組織構成データ記憶部と、前記組織構成データに基づいて、前記組織構成を透過する前記超音波の透過時間を演算する透過時間演算部と、前記透過時間に基づいて、前記受信部の受信時間を設定する受信時間設定部と、前記受信部により前記受信時間に受信された前記超音波から超音波画像を生成する超音波画像生成部とを備える。

【0007】

この構成によれば、組織構成データに基づいて、組織構成を透過する超音波の透過時間を演算することで、散乱波信号を受信しないように受信部の受信時間を設定することができ、虚像（アーチファクト）を抑制することができる。

50

【発明の効果】

【0008】

本発明は、散乱波信号を受信しないように受信部の受信時間を設定することにより、虚像（アーチファクト）を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の一例を示した図である。

【図2】（a）本実施形態に係る超音波画像撮像装置を適用した超音波画像撮像システムを示した図である。（b）超音波画像撮像装置を適用した超音波画像撮像システムの一部を上側から示した図である。

【図3】医用画像取得部により取得される医用画像がMRI画像である場合における超音波画像撮像システムを示した図である。

【図4】（a）被検体に円形状の探触子が装着されたことを示す側面図である。（b）被検体に円形状の探触子が装着されたことを示す上面図である。

【図5】本実施形態に係る超音波画像撮像装置に用いられる円形状の探触子の一例を示した図である。

【図6】透過時間演算部が透過時間を演算することを示したフローチャートである。

【図7】透過時間の演算を模式的に説明した図である。

【図8】表示部により表示される伝達時間（透過時間）及び信号強度の一例を示した図である。

【図9】直線経路ごとに演算した伝達時間（透過時間）の一例を示す図である。

【図10】超音波画像生成部が被検体を透過（通過）した超音波から2次元超音波画像を生成することを説明する図である。

【図11】加熱処理を行う超音波画像撮像装置の一例を示した図である。

【図12】複数の振動子を備える探触子を用いて加熱処理を行う超音波画像撮像装置の一例を示した図である。

【図13】（a）所定の組織が過熱されないように、加熱処理用の超音波の照射方向などを制御することを示した図である。（b）医用画像に含まれる組織を特定（セグメンテーション）して分類することを示した図である。

【図14】加熱処理用の送信部と受信部とが交互に配置された探触子の一例を示した図である。

【図15】超音波画像用の送信部と加熱処理用の送信部を選択することを示した図である。

【図16】透過用の受信部と反射用の受信部を選択することを示した図である。

【図17】回転可能な振動子を備える探触子の一例を示した図である。

【図18】本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の表示例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施の形態の超音波画像撮像装置について、図面を用いて説明する。図1は、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の一例を示した図である。図1に示すように、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置40は、被検体51の内部に超音波を送受信し、超音波の受信信号を用いて被検体51の超音波画像を生成する。

【0011】

超音波画像撮像装置40は、超音波送受信制御回路1、送波回路2、受波回路3、超音波画像生成部4、組織構成データ記憶部9、透過時間演算部10、及び受信時間設定部11を備える。超音波画像生成部4は、整相加算回路5、信号処理部6、スキャンコンバータ7、及び表示部8を備える。また、超音波画像撮像装置40には、探触子15が接続される。

【0012】

探触子15は、機械的又は電子的にビーム走査を行って、超音波伝達材16を介して被

10

20

30

40

50

検体 5 1 に超音波を送信及び受信する。探触子 1 5 は、長軸方向に 1 ~ m チャンネルの振動子を配列する。また、探触子 1 5 は、短軸方向に 1 ~ k チャンネルの振動子を配列してもよい。短軸方向に 1 ~ k チャンネルの振動子が配列されている場合、短軸方向の各振動子 (1 ~ k チャンネル) に与える遅延時間を変化させることにより、探触子 1 5 は、長軸のみならず短軸方向にも送波や受波のフォーカスをかけることができる。また、探触子 1 5 は、短軸方向の各振動子に与える超音波信号の振幅を変化させることにより、送波の重み付けを行うことができ、短軸方向の各振動子からの超音波信号の増幅度又は減衰度を変化させることにより、受波の重み付けを行うことができる。さらに、探触子 1 5 は、短軸方向の各振動子をオン / オフすることにより、口径制御を行うことができる。なお、送波回路 2 及び受波回路 3 から供給される駆動信号に重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて、振動子の超音波送受信感度 (すなわち、電気機械結合係数) が変化する。例えば、c M U T : C a p a c i t i v e M i c r o m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r) が振動子として適用される。c M U T は、半導体微細加工プロセス (例えば、L P C V D : L o w P r e s s u r e C h e m i c a l V a p o r D e p o s i t i o n) により製造される超微細容量型超音波振動子である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

振動子は、入力されるパルス波又は連続波の送波信号を超音波に変換して超音波を発射 (送信) する機能と、被検体 5 1 の内部を透過 (通過) する超音波又は被検体 5 1 の内部から反射する超音波を受信して電気信号に変換し、受波回路 3 に出力する機能を有する。振動子が超音波を送信する場合、振動子は送信部 6 0 - 1 となり、振動子が超音波を受信する場合、振動子は受信部 6 0 - 2 となる。受信部 (振動子) 6 0 - 2 は、被検体 5 1 を透過した超音波を受信する透過用と被検体 5 1 の内部から反射した超音波を受信する反射用とに切り替わることができる。

【 0 0 1 4 】

超音波送受信制御回路 1 は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御する。送波回路 2 は、探触子 1 5 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、内蔵された送波整相加算回路によって、送信される超音波の収束点のある深さに設定し、被検体 5 1 に超音波を送信する。受波回路 3 は、探触子 1 5 (受信部 6 0 - 2) から超音波信号を受波し、所定のゲインで増幅する。整相加算回路 5 は、受波回路 3 で増幅された超音波信号の位相を制御し、R F 信号フレームデータを形成する。

【 0 0 1 5 】

信号処理部 6 は、整相加算回路 5 からの R F 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ補正、検波、輪郭強調、及びフィルタ処理などの各種信号処理を行う。スキャンコンバータ 7 は、信号処理部 6 から出力される R F 信号フレームデータを超音波周期で取得し、R F 信号フレームデータを表示するために、テレビジョン方式の周期で読み出すための断層走査部及びシステム制御部を備える。例えば、スキャンコンバータ 7 は、信号処理部 6 からの R F 信号フレームデータをディジタル信号に変換する A / D 変換器と、A / D 変換器でディジタル化された断層画像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどを含む。表示部 8 は、スキャンコンバータ 7 によって得られた時系列の断層画像データ (すなわち、超音波画像) を表示する。表示部 8 は、スキャンコンバータ 7 から出力される画像データをアナログ信号に変換する D / A 変換器と、D / A 変換器からアナログビデオ信号を入力して画像として表示するモニタ (C R T モニタや液晶モニタなど) とを含む。

【 0 0 1 6 】

組織構成データ記憶部 9 は、被検体 5 1 の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する。組織構成データは、被検体 5 1 の内部を画像化した医用画像 (2 次元画像及び 3 次元画像) であり、超音波画像、X 線 C T 画像、及び M R I 画像を含む。透過時間演算部 1 0 は、組織構成データに基づいて、組織構成を透過する超音波の透過時間を演算する。透過時間演算部 1 0 は、送信部 6 0 - 1 と受信部 6 0 - 2 との直線距離、組織構成に含まれる組織の種類、及び組織を伝達する超音波の速度に基づいて、送信部 6 0 - 1 と受信部 6

0 - 2 との直線距離を透過する超音波の透過時間を演算する。受信時間設定部 11 は、透過時間に基づいて、受信部（振動子）60 - 2 の受信時間を設定する。超音波画像生成部 4 は、受信部により受信時間に受信された超音波から超音波画像を生成する。超音波画像生成部 4 は、被検体 51 の内部の 2 次元超音波画像（B モード画像）又は 3 次元超音波画像を生成する。

【0017】

図 2（a）は、本実施形態に係る超音波画像撮像装置 40 を適用した超音波画像撮像システム 50 を示した図である。図 2（b）は、超音波画像撮像装置 40 を適用した超音波画像撮像システム 50 の一部を上側から示した図である。図 2（a）に示すように、超音波画像撮像システム 50 は、探触子 15、超音波画像撮像装置 40、移動ベッド 41、制御部 42、医用画像取得部 43、及び医用画像記憶部 44 を備える。探触子 15 は円形状である。探触子 15 の内側側面には、複数の振動子（送信部 60 - 1 及び受信部 60 - 2）が略同心円状に配置されている。移動ベッド 41 は、被検体 51 を乗せて保持する。制御部 42 は、超音波画像撮像システム 50 の各構成要素を制御する。例えば、制御部 42 は、超音波画像撮像装置 40 と同期して、移動ベッド 41 の動きを制御する。医用画像取得部 43 は、被検体 51 の内部を画像化した医用画像（2 次元画像及び 3 次元画像）を取得し、医用画像を医用画像記憶部 44 に記憶させるとともに、医用画像を組織構成データとして組織構成データ記憶部 9 に出力する。医用画像は、超音波画像、X 線 CT 画像、及び MRI 画像を含む。

【0018】

図 2（a）では、医用画像取得部 43 が取得する医用画像は、超音波画像である。この場合、医用画像取得部 43 は、超音波画像撮像装置 40 が探触子 15 を用いて取得した超音波画像を医用画像記憶部 44 に記憶させるとともに、組織構成データとして組織構成データ記憶部 9 に出力する。

【0019】

図 3 は、医用画像取得部 43 により取得される医用画像が MRI 画像である場合における超音波画像撮像システム 55 を示した図である。図 3 に示すように、超音波画像撮像システム 55 は、探触子 15、超音波画像撮像装置 40、移動ベッド 41、制御部 42、医用画像取得部 43、医用画像記憶部 44、及び MRI 装置（核磁気共鳴撮像装置）70 を備える。MRI 装置 70 は、ベッド 71、上部磁石 72、下部磁石 73、支柱 74、及び MRI 表示部 75 を備える。MRI 装置 70 は、被検体 51 中の水素や炭などからの核磁気共鳴信号（MR 信号）を連続的に測定し、核の密度分布や緩和時間分布などを映像化する。臨床で普及している MRI 装置 70 の撮像対象は、被検体 51 の主たる構成物質であるプロトンである。MRI 装置 70 は、プロトン密度の空間分布や励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、被検体 51 の頭部、腹部、及び四肢などの形態又は機能を 2 次元 MRI 画像もしくは 3 次元 MRI 画像として撮像する。

【0020】

MRI 装置 70 は、被検体 51 の周囲に静磁場を発生させる磁石と、静磁場が発生する空間に傾斜磁場を発生させる傾斜磁場コイルと、静磁場と傾斜磁場とが発生する領域に高周波磁場を発生させる RF コイルと、被検体 51 から発生する MR 信号を検出する RF 受信コイルとを含む。傾斜磁場コイルは、X、Y、Z の 3 方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生させる。RF コイルは、RF 送信部からの信号に応じて高周波磁場を発生させる。RF 受信コイルの受信信号は、信号検出部により検出され、信号処理部により信号処理され、計算により画像信号に変換される。画像信号は、MRI 表示部 75 により MRI 画像として表示される。制御部 42 は、超音波画像撮像システム 55 の各構成要素を制御する。例えば、制御部 42 は、傾斜磁場電源、RF 送信部、及び信号検出部などを制御する。制御部 42 による制御のタイムチャートは、一般にパルスシーケンスと呼ばれている。また、制御部 42 は、超音波画像撮像装置 40 と同期して、移動ベッド 41 の動きを制御する。移動ベッド 41 は、被検体 51 を乗せて保持し、ベッド 71 に対して移動する。移動ベッド 41 の移動により、被検体 5

1 は、RF 受信コイル、RF コイル、及び傾斜磁場コイルなどで囲まれたMRI装置70内の空間に搬送され、被検体51の断層面のMRI画像が撮像される。

【0021】

MRI装置70は、例えば、垂直磁場方式0.3T永久磁石MRI装置である。上部磁石72と下部磁石73は、垂直な静磁場を発生させる。支柱74は、上部磁石72と下部磁石73を連結するとともに上部磁石72を支持する。MRI装置70の傾斜磁場発生部は、傾斜磁場をパルス的に発生させる。傾斜磁場は、最大傾磁場強度15mT/mで、スルーレート20mT/m/msである。MRI装置70は、静磁場中の被検体51に核磁気共鳴を生じさせるためのRF送信器、被検体51からの核磁気共鳴信号を受信するためのRF受信器を備える。RF送信器及びRF受信器は、12.8MHzの共振型コイルである。

10

【0022】

図3では、医用画像取得部43が取得する医用画像は、MRI画像である。この場合、制御部42は、超音波画像撮像装置40とMRI装置70との連動やデータ管理を行う。医用画像取得部43は、MRI装置70が被検体51の内部を画像化したMRI画像(2次元画像及び3次元画像)を取得し、MRI画像を医用画像記憶部44に記憶させるとともに、MRI画像を組織構成データとして組織構成データ記憶部9に出力する。

【0023】

図4は、本実施形態に係る超音波画像撮像装置40により人体の四肢(被検体)の超音波画像を生成する場合を示した図である。図4(a)は、人体の四肢(被検体)に円形状の探触子15が装着されたことを示す側面図であり、図4(b)は、人体の四肢(被検体)に円形状の探触子15が装着されたことを示す上面図である。図4に示すように、人体の四肢(例えば、腕)402が円形状の探触子15の中空部に通され、超音波伝達材16を探触子15と四肢402との間に介在させることで四肢402に探触子15が装着される。腕や足の太さに関する個人差を超音波伝達材16の厚さにより調整することで、超音波伝達材16は探触子15と四肢402との間で超音波を確実に伝達することができる。また、四肢(被検体)402を囲むように超音波伝達材16を配置することで、超音波伝達材16は、全方向から探触子15と四肢402との間で超音波を確実に伝達することができる。つまり、超音波伝達材16を四肢(被検体)402の360°方向に敷き詰めることで、超音波が全方向から四肢(被検体)402に送受信される環境を構築することができる。

20

30

【0024】

図5は、本実施形態に係る超音波画像撮像装置40に用いられる円形状の探触子15の一例を示した図である。図5(a)に示すように、円形状の探触子15の内側側面には、複数の振動子61(1)~61(2n)が等間隔で略同心円状に配置されている。振動子61が超音波を送信する場合、振動子61は送信部62となり、振動子61が超音波を受信する場合、振動子61は受信部63となる。円形状の探触子15の同一の径方向にある1組の振動子61が送信部62と受信部63を構成し、1組の送受信部を構成する。例えば、図5(b)に示すように、同一の径方向にある送信部62(1)と受信部63(n+1)が1組の送受信部を構成する。この場合、送信部62(1)により被検体に送信された超音波は、被検体を透過(通過)して受信部63(n+1)により受信される。

40

【0025】

図5(b)に示すように、円形状の探触子15の内側側面に配置された複数の振動子61のうち半円部分の振動子61(1)~61(n)が超音波画像生成用の送信部62(1)~62(n)として選択され、別の半円部分の振動子61(n+1)~61(2n)が超音波画像生成用の受信部63(n)~63(2n)として選択される。送信部62(1)~62(n)により被検体に送信された超音波が受信部63(n)~63(2n)により受信された場合、円形状の探触子15の中空部に通された被検体の断層画像を得ることができる。

【0026】

50

また、図 5 (c) に示すように、1 組の送受信部の送信部 6 2 と受信部 6 3 が切り替えられることにより、全方向から送信部 6 2 と受信部 6 3 との間で超音波を送受信することができる。例えば、送信部 6 2 (3) により被検体に送信された超音波が受信部 6 3 ($n + 3$) により受信され、送信部 6 2 と受信部 6 3 が切り替えられ、送信部 6 2 (3) は受信部 6 3 (3) に切り替えられ、受信部 6 3 ($n + 3$) は送信部 6 2 ($n + 3$) に切り替えられ、送信部 6 2 ($n + 3$) により被検体に送信された超音波が受信部 6 3 (3) により受信される。全方向 (360°) から送信部 6 2 (1) ~ 6 2 ($2n$) と受信部 6 3 (1) ~ 6 3 ($2n$) との間で超音波を送受信することにより、補償された鮮明な画像を得ることができる。

【 0 0 2 7 】

10

図 5 (b) 及び図 5 (c) に示すように、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 ($2n$) が配置されることにより、又は複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 ($2n$) が送信部 6 2 と受信部 6 3 とに切り替えられることにより、透過時間演算部 1 0 は、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 ($2n$) から超音波画像生成用の送信部を選択し、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 ($2n$) から超音波画像生成用の受信部を選択し、選択された送信部と受信部とが送受信する超音波の透過時間を演算する。

【 0 0 2 8 】

図 6 は、透過時間演算部 1 0 が透過時間を演算することを示したフローチャートである。図 7 は、透過時間の演算を模式的に説明した図である。

【 0 0 2 9 】

20

図 6 に示すように、ステップ S 1 0 0 において、医用画像取得部 4 3 は、被検体 5 1 の内部を画像化した医用画像 (2 次元画像及び 3 次元画像) を取得し、医用画像を組織構成データとして組織構成データ記憶部 9 に出力する。ステップ S 1 0 1 において、組織構成データ記憶部 9 は、医用画像に含まれる組織を特定 (セグメンテーション) して分類し、被検体 5 1 の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する。組織構成データ記憶部 9 は、輝度情報、弾性情報、又はドプラ情報に基づく画像処理により、医用画像に含まれる組織の境界及び種類を組織構成データとして自動的に特定 (セグメンテーション) してもよいし、操作者が医用画像に含まれる組織の境界及び種類を入力することにより、医用画像に含まれる組織の境界及び種類を組織構成データとして特定 (セグメンテーション) してもよい。例えば、図 7 (a) に示すように、組織構成データ記憶部 9 は、医用画像に含まれる組織 A , B , C を特定 (セグメンテーション) して分類し、被検体 5 1 の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する。組織構成データは、被検体 5 1 内の組織構成を画像化した医用画像 (2 次元画像及び 3 次元画像) 、組織構成に含まれる組織 A , B , C の境界や種類、及び組織 A , B , C を伝達する超音波の速度を含む。例えば、図 7 (b) に示すように、組織構成データ記憶部 9 は、特定 (セグメンテーション) された組織ごとに臓器の種類を記憶し、組織 (臓器) を伝達する平均音速を記憶する。

30

【 0 0 3 0 】

ステップ S 1 0 2 において、超音波伝達材 1 6 を探触子 1 5 と被検体 5 1 との間に介在させることで被検体 5 1 に探触子 1 5 が接触する。この場合、組織構成データ記憶部 9 又は透過時間演算部 1 0 は、複数の振動子 (送信部 6 0 - 1 と受信部 6 0 - 2) と被検体 5 1 との位置関係を記憶する。例えば、被検体 5 1 における送信部 6 0 - 1 と受信部 6 0 - 2 との直線距離 (直線経路) が記憶される。

40

【 0 0 3 1 】

ステップ S 1 0 3 において、透過時間演算部 1 0 は、組織構成データに基づいて、組織構成を透過する超音波の透過時間を演算する。例えば、透過時間演算部 1 0 は、送信部 6 0 - 1 と受信部 6 0 - 2 との直線距離、組織構成に含まれる組織の種類、及び組織を伝達する超音波の速度に基づいて、透過時間を演算する。透過時間演算部 1 0 は、複数の振動子 (送信部 6 0 - 1 と受信部 6 0 - 2) の直線経路 R P を伝達する超音波の伝達時間を透過時間として演算する。また、透過時間演算部 1 0 は、複数の振動子の直線経路 R P 以外の経路 P (回折経路や屈折経路など) を伝達する超音波の伝達時間を透過時間として演算

50

する。

【0032】

透過時間演算部10は、式(1)又は式(2)を用いて媒質を伝達する超音波の音速Cを算出する。

$$C = \lambda / T = \lambda \cdot F \quad \dots\dots (1)$$

T：超音波の周期[m s] λ：超音波の波長[mm] F：超音波の周波数[Hz]

$$C = (K / \rho)^{1/2} \quad \dots\dots (2)$$

K：媒質の弾性率 ρ：媒質の密度

【0033】

透過時間演算部10は、Snellの法則を用いて、送信部60-1から送信された超音波が散乱(回折や屈折など)して受信部60-2に到達する経路P(回折経路や屈折経路など)を求める。例えば、図7(a)に示すように、超音波が組織Aと組織Bの境界で屈折する。この場合の屈折角度は、Snellの法則を用いて式(3)で表される。

$$\sin \theta_1 / C_1 = \sin \theta_2 / C_2 \quad \dots\dots (3)$$

θ₁, θ₂：境界の法線と超音波伝達方向との角度 C₁：組織Aにおける音速 C₂：組織Bにおける音速

【0034】

各媒質の音速C₁, C₂は、式(1)又は式(2)により算出されてもよいし、図7(b)に示す組織構成データから読み出されてもよい。操作者が超音波の経路を予め参照することができるように、経路RP, Pは表示部8に表示されてもよい。

【0035】

透過時間演算部10は、式(4)に示すように、直線経路RPにおける各組織(媒質)A, B, Cの距離(長さ)d₁~d₅を音速C(各媒質の音速C₁, C₂)で除することにより、各組織A, B, Cを伝達する超音波の伝達時間を演算し、各組織A, B, Cにおける伝達時間を加算することで、直線経路RPを伝達する超音波の伝達時間t_{RP}を透過時間として演算する。同様に、透過時間演算部10は、経路Pを伝達する超音波の伝達時間t_Pを演算してもよい。

$$t = \sum d / C \quad \dots\dots (4)$$

t：伝達時間(透過時間) d：組織(媒質)の長さ C：媒質での音速

【0036】

ステップS104において、表示部8は、透過時間演算部10が経路ごとに演算した伝達時間(透過時間)及び受信部60-2が受信した超音波の信号強度を表示する。図8は、表示部8により表示される伝達時間(透過時間)及び信号強度の一例を示した図である。図8に示すように、経路RP, Pにおける伝達時間(透過時間)t_{RP}, t_Pが棒グラフ80, 81で表示され、受信部60-2が受信した超音波の信号強度82が表示される。

【0037】

ステップS105において、受信時間設定部11は、経路RPにおける伝達時間(透過時間)t_{RP}に基づいて、受信部60-2の受信時間を設定する。受信時間設定部11は、伝達時間(透過時間)t_{RP}を含む所定の時間範囲TR1において受信部60-2の受信時間を設定する。または、受信時間設定部11は、伝達時間(透過時間)t_{RP}から伝達時間(透過時間)t_Pまでの時間範囲TR2において受信部60-2の受信時間を設定してもよい。さらに、受信時間設定部11は、超音波照射開始から伝達時間(透過時間)t_{RP}までの時間範囲TR3において受信部60-2の受信時間を設定してもよい。送信部60-1が超音波を送信すると同時にカウンタがスタートして受信時間を計測し、受信時間に従って受信部60-2が被検体51を透過(通過)した超音波を受信する。

【0038】

ステップS106において、超音波画像生成部4は、受信部60-2により受信時間(時間範囲TR)に受信された超音波から超音波画像を生成する。なお、受信時間にかかわらず、受信部60-2が超音波を受信し、超音波画像生成部4が、受信部60-2により

10

20

30

40

50

受信された超音波から受信時間（時間範囲 T_R ）に対応する超音波信号を選択し、選択された超音波信号から超音波画像を生成してもよい。この場合、選択されなかった超音波信号（超音波データ）は破棄されてもよい。超音波を送信及び受信するタイミングは、超音波送受信制御回路1により制御される。

【0039】

ステップS107において、超音波画像生成部4がボリュームスキャンする場合は、ステップS108において、制御部42が移動ベッド41を移動させて、ステップS103に戻る。移動ベッド41を移動させて、透過時間演算部10は、組織構成データに基づいて、組織構成を透過する超音波の透過時間を演算し（ステップS104）、受信時間設定部11は、経路RPにおける伝達時間（透過時間） t_{RP} に基づいて、受信部60-2の受信時間を設定することで（ステップS105）、超音波画像生成部4は、複数の超音波画像（2次元超音波画像）を生成する（ステップS106）。複数の2次元超音波画像に基づいて、超音波画像生成部4は被検体51の内部の3次元超音波画像を生成する。

10

【0040】

図5に示すように、複数の振動子61(1)~61(2n)を備える探触子15の場合、透過時間演算部10は、各組の送信部62(1)~62(2n)と受信部63(1)~63(2n)との間における直線経路RP(1)~RP(2n)を伝達する超音波の伝達時間（透過時間） t_{RP} を演算する（ステップS103）。例えば、透過時間演算部10は、送信部62(1)と受信部63(n+1)との間における直線経路RP(1)を伝達する超音波の伝達時間（透過時間） $t_{RP}(1)$ の演算から開始し、送信部62(2n)と受信部63(1)との間における直線経路RP(2n)を伝達する超音波の伝達時間（透過時間） $t_{RP}(2n)$ の演算まで行う。

20

【0041】

図9に示すように、表示部8は、透過時間演算部10が直線経路RP(1)~RP(2n)ごとに演算した伝達時間（透過時間） $t_{RP}(1)$ ~ $t_{RP}(2n)$ を表示する（ステップS104）。受信時間設定部11は、直線経路RP(1)~RP(2n)におけるそれぞれの伝達時間（透過時間） $t_{RP}(1)$ ~ $t_{RP}(2n)$ に基づいて、受信部63(1)~63(2n)の受信時間を設定する（ステップS105）。受信時間に従って受信部63(1)~63(2n)が被検体51を透過（通過）した超音波を受信する。この場合、各組の送信部62(1)~62(2n)と受信部63(1)~63(2n)とが順次超音波の送受信を行う。超音波画像生成部4は、全方向から送受信された超音波から超音波画像（2次元超音波画像）を生成する（ステップS106）。各組の送信部62(1)~62(2n)と受信部63(1)~63(2n)とが順次送受信した超音波信号に基づいて、超音波画像生成部4は被検体51の内部の2次元超音波画像又は3次元超音波画像を生成する。

30

【0042】

図10は、超音波画像生成部4が被検体を透過（通過）した超音波から2次元超音波画像を生成することを説明する図である。超音波画像生成部4は、送信部62と受信部63とが送受信した超音波により被検体51をスキャン計測し（ステップS701）、投影データの生データ711を取得する（ステップS702）。超音波画像生成部4は、生データ711に前処理を施し（ステップS703）、検出器とプリアンプの感度補正及びオフセット補正を行うことで投影データの補正データを取得する。超音波画像生成部4は、補正データにフーリエ変換を行い（ステップS704）、周波数空間上の投影データを取得する（ステップS705）。超音波画像生成部4は、フィルタ関数713~715を取得し（ステップS706）、周波数空間上の投影データとフィルタ関数とを周波数空間上で乗算することにより、フィルタリングを行う（ステップS707）。超音波画像生成部4は、フィルタリングされた投影データにフーリエ逆変換を行い（ステップS708）、投影データを実空間上に戻す。投影データはファンビーム状であるため、超音波画像生成部4は、フーリエ逆変換により実空間上に戻された投影データにファンビームバックプロジェクションを行うことにより、ファンビームバックプロジェクションが施された投影デー

40

50

タ 7 1 6 を取得し（ステップ S 7 0 9）、超音波画像（U S - C T 画像）を取得する（ステップ S 7 1 0）。

【 0 0 4 3 】

図 1 1 は、加熱処理を行う超音波画像撮像装置の一例を示した図である。図 1 と比べ、超音波画像撮像装置 4 0 は、複数の振動子から加熱処理用の送信部 6 0 - 1 を選択し、選択された送信部 6 0 - 1 が加熱処理用の超音波を送信することにより組織の加熱処理を行う加熱処理制御部 1 2 をさらに備える。

【 0 0 4 4 】

加熱処理用の超音波として、高密度焦点式超音波（H I F U : H i g h - I n t e n s i t y F o c u s e d U l t r a s o u n d）が用いられる。送信部 6 0 - 1 が H I F U を病変部に照射して、病変部（治療対象）の組織を破壊して治療する。加熱処理制御部 1 2 は、組織構成に含まれる組織の種類に基づいて、所定の組織が過熱されないように、加熱処理用の超音波の照射方向、照射強度、照射時間、及び照射回数のうち少なくとも 1 つを制御する。送信部 6 0 - 1 は、超音波画像用と加熱処理用とに切り替わってもよい。

10

【 0 0 4 5 】

図 1 2 は、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 (2 n) を備える探触子 1 5 を用いて加熱処理を行う超音波画像撮像装置の一例を示した図である。図 1 2 (a) に示すように、円形状の探触子 1 5 の内側側面には、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 (2 n) が等間隔で略同心円状に配置されている。振動子 6 1 が超音波を送信する場合、振動子 6 1 は送信部 6 2 となり、振動子 6 1 が超音波を受信する場合、振動子 6 1 は受信部 6 3 となる。また、送信部 6 2 は、加熱処理制御部 1 2 の制御により超音波画像用と加熱処理用とに切り替わってもよい。

20

【 0 0 4 6 】

図 1 2 (b) に示すように、加熱処理制御部 1 2 は、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 (2 n) から加熱処理用の送信部 6 2 (1) ~ 6 2 (n) を選択し、選択された送信部 6 2 (1) ~ 6 2 (n) が加熱処理用の超音波（H I F U）を送信することにより組織の加熱処理を行う。この場合、送信部 6 2 (1) ~ 6 2 (n) により被検体に送信された超音波は、病変部（治療対象）の組織を破壊するとともに、被検体を透過（通過）して受信部 6 3 (n + 1) ~ 6 3 (2 n) により受信される。

30

【 0 0 4 7 】

また、図 1 3 (a) に示すように、加熱処理制御部 1 2 は、複数の振動子 6 1 (1) ~ 6 1 (2 n) から加熱処理用の送信部 6 2 (1) ~ 6 2 (3) を選択し、組織構成に含まれる組織の種類に基づいて、所定の組織が過熱されないように、加熱処理用の超音波の照射方向、照射強度、照射時間、及び照射回数のうち少なくとも 1 つを制御する。加熱処理制御部 1 2 は、組織構成データ記憶部 9 から組織構成データを読み出し、組織構成データに基づいて、加熱処理用の超音波の照射経路（照射方向）、照射強度、照射時間、及び照射回数を決定する。加熱処理用の超音波の照射経路（照射方向）は、加熱に適さない組織又は超音波の伝播を妨げる組織を避けるように決定される。例えば、加熱に適さない血管又は超音波の伝播を妨げる骨やしこりを避けるように、照射経路（照射方向）が決定される。このように照射経路（照射方向）を決定することで、不要な合併症を避けることができる。

40

【 0 0 4 8 】

図 1 3 (b) に示すように、組織構成データ記憶部 9 は、医用画像に含まれる組織 A , B , C を特定（セグメンテーション）して分類し、被検体 5 1 の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する。組織構成データは、被検体 5 1 内の組織構成を画像化した医用画像（2次元画像及び3次元画像）、組織構成に含まれる組織 A , B , C と治療対象 5 1 0 の境界や種類、及び超音波の照射強度に対する組織 A , B , C と治療対象 5 1 0 の温度上昇速度を含む。例えば、組織構成データ記憶部 9 は、特定（セグメンテーション）された組織ごとに臓器と治療対象 5 1 0 の種類を記憶し、組織（臓器）と治療対象 5 1 0 の温

50

度上昇速度データを記憶する。加熱処理制御部 12 は、所定の組織（例えば、組織 A）が過熱されないように、超音波が所定の組織（例えば、組織 A）を避けて治療対象 510 に到達する照射経路（直線経路 RP）を決定する。また、加熱処理制御部 12 は、Snell の法則を用いて、送信部 62（1）から送信された超音波が散乱（回折や屈折など）した経路 P（回折経路や屈折経路など）を求めてもよい。操作者が超音波の経路を予め参照することができるように、経路 RP、P は表示部 8 に表示されてもよい。また、加熱処理制御部 12 は、組織構成データである組織 A、B、C と治療対象 510 の温度上昇速度データを用いて、組織（臓器）と治療対象 510 の温度上昇のシミュレーション結果を表示部 8 に表示させてもよい。加熱処理制御部 12 は、温度センサーを用いて、組織（臓器）と治療対象 510 の温度上昇をリアルタイムで表示部 8 に表示させてもよい。

10

【0049】

また、加熱処理制御部 12 は、組織構成データである組織 A、B、C と治療対象 510 の温度上昇速度データを用いて、組織（臓器）と治療対象 510 の温度上昇のシミュレーション結果に基づいて、加熱処理用の超音波の照射強度、照射時間、及び照射回数を決定する。また、加熱処理制御部 12 は、温度センサーを用いて、組織（臓器）と治療対象 510 のリアルタイムの温度上昇に基づいて、加熱処理用の超音波の照射強度、照射時間、及び照射回数を決定する。

【0050】

加熱処理制御部 12 は、所定の組織（例えば、組織 B）が過熱されないように、加熱処理用の超音波の照射方向を切り替える制御を行ってもよい。例えば、図 13（a）に示すように、加熱処理制御部 12 は、複数の振動子 61（1）～61（2n）から加熱処理用の送信部 62（1）～62（3）を選択し、所定の照射強度、照射時間、及び照射回数で超音波を照射する制御を行い、加熱処理用の送信部 62（m）～62（m+2）を選択することにより照射方向を切り替えて、所定の照射強度、照射時間、及び照射回数で超音波を照射する制御を行ってもよい。

20

【0051】

図 14 に示すように、加熱処理制御部 12 は、加熱処理用の送信部 62 と受信部 63 とが交互に配置されるように、複数の振動子 61（1）～61（2n）から送信部と受信部とを選択してもよい。図 14 では、送信部 62（1）と受信部 63（2）と送信部 62（3）とが交互に配置され、送信部 62（1）に対応する受信部 63（n+1）と受信部 63（2）に対応する送信部 62（n+2）と送信部 62（3）に対応する受信部 63（n+3）とが交互に配置される。また、送信部 62（m）と受信部 63（m+1）と送信部 62（m+2）とが交互に配置され、送信部 62（m）に対応する受信部 63（n+m）と受信部 63（m+1）に対応する送信部 62（n+m+1）と送信部 62（m+2）に対応する受信部 63（n+m+2）とが交互に配置される。この結果、加熱処理用の振動子（送信部と受信部）の熱破壊や故障を防ぐことができ、超音波が通過する正常組織へのダメージを軽減することができる。

30

【0052】

図 15 に示すように、加熱処理制御部 12 は、複数の振動子 61（1）～61（2n）から超音波画像用の送信部と加熱処理用の送信部を選択してもよい。図 15 では、振動子 61（1）～61（3）が超音波画像用の送信部 62（1）～62（3）として選択され、振動子 61（m）～61（m+2）が加熱処理用の送信部 62（m）～62（m+2）として選択される。この場合、送信部 62（1）～62（3）が超音波画像用から加熱処理用に切り替わってもよいし、送信部 62（m）～62（m+2）が加熱処理用から超音波画像用に切り替わってもよい。この結果、超音波画像用の送信部により治療対象の超音波画像を取得しながら、加熱処理用の送信部により治療対象の加熱処理を行うことができ、操作者は超音波画像で治療対象の状態をリアルタイムで把握しながら、治療対象の加熱処理を行うことができる。また、送信部を加熱処理用と超音波画像用とに切り替えることにより、加熱処理用の超音波の照射方向などを変化させることで、被検体 51（例えば、患者）の状態に合わせて合併症を回避することができる。

40

50

【0053】

また、図16に示すように、加熱処理制御部12は、複数の振動子61(1)~61(2n)から、被検体51を透過した超音波を受信する透過用の受信部と被検体51の内部から反射した超音波を受信する反射用の受信部を選択してもよい。図16では、振動子61(m)~61(m+2)が透過用の受信部63(m)~63(m+2)として選択され、振動子61(2)が反射用の受信部63(2)として選択される。この場合、受信部(振動子)63は、被検体51を透過した超音波を受信する透過用と被検体51の内部から反射した超音波を受信する反射用とに切り替わってもよい。この結果、送信部62(1), 62(3)から送信されて被検体51を透過(通過する)した超音波画像を撮像するとともに、送信部62(1), 62(3)から送信されて被検体51の内部から反射した超音波画像を撮像することができ、補償された鮮明な画像を得ることができる。

10

【0054】

図17は、回転可能な振動子61(1)~61(2n)を備える探触子15の一例を示した図である。図17に示すように、図17(a)~図17(c)に従って、振動子61(1)~61(2n)が被検体に対して回転可能であり、送信部62(1)~62(3)が被検体に対して回転しながら超音波を送信し、送信された超音波を63(n+1)~63(n+3)が被検体に対して回転しながら受信する。例えば、送信部62と受信部63は、5°ごとに0°から180°まで回転しながら超音波の送受信を繰り返す。このように、送信部62と受信部63は、超音波を送受信しながら被検体に対して回転することで、被検体の超音波画像(2次元超音波画像)を生成することができる。また、送信部62と受信部63が0°から360°まで回転しながら超音波の送受信を繰り返すことで、全方向(360°)から送信部62と受信部63との間で超音波を送受信することにより、補償された鮮明な画像を得ることができる。

20

【0055】

図18は、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置40の表示例を示した図である。図18に示すように、表示部8には画面800が映し出される。画面800には、3D画像撮像ボタン801、セグメンテーションボタン802、透過時間演算ボタン803、超音波画像用/熱処理用切替(US-CT/HIFUモード)ボタン804、パラメータ設定ボタン805、超音波画像撮像開始(US-CT撮像)ボタン806、最適化ボタン807、ベッド移動ボタン808、超音波送受信情報810、伝達時間(透過時間)情報811、パラメータ情報(US-CT情報)812、伝達時間(透過時間)情報/信号強度情報814、3次元超音波画像817、3次元リファレンス画像818が表示される。

30

【0056】

3D画像撮像ボタン801が押下されると、医用画像取得部43によりリアルタイムに取得された医用画像又は医用画像記憶部44から読み出された医用画像(X線CT画像やMRI画像など)が3次元リファレンス画像818として表示される。3次元リファレンス画像818は、Axial断面画像821、Sagittal断面画像822、Colonial断面画像823、Volume Rendering画像824として表示される。セグメンテーションボタン812を押下すると、組織構成データ記憶部9は、3次元リファレンス画像(医用画像)818に含まれる組織825~828を特定(セグメンテーション)して分類し、被検体51の内部の組織構成を表す組織構成データを記憶する。例えば、組織構成データ記憶部9は、組織825~828ごとに領域を抽出し、組織825~828の定義付け(組織825~828が何の臓器なのかの定義付け)を行う。

40

【0057】

被検体51に探触子15が装着され、透過時間演算ボタン803を押下すると、透過時間演算部10は、組織構成データに基づいて、組織構成を透過する超音波の透過時間を演算する。透過時間演算部10は、複数の振動子の直線経路RP及び経路P(回折経路や屈折経路など)を伝達する超音波の伝達時間を透過時間として演算する。透過時間演算部10が選択した送信部62及び受信部63は、超音波送受信情報810として表示される。透過時間演算部10により演算された直線経路RP(1)~RP(2n)は、伝達時間(

50

透過時間) 情報 8 1 1 として表示される。スキャン番号 8 1 3 が選択されると、スキャン番号 8 1 3 に対応する直線経路 R P 及び経路 P の伝達時間 (透過時間) と信号強度が伝達時間 (透過時間) 情報 / 信号強度情報 8 1 4 として表示される。

【 0 0 5 8 】

超音波画像用 / 熱処理用切替 (U S - C T / H I F U モード) ボタン 8 0 4 が押下されると、送信部 6 2 は、超音波画像用と加熱処理用とに切り替わる。必要に応じてパラメータ設定ボタン 8 0 5 が押下されると、各種パラメータが設定され、パラメータ情報 (U S - C T 情報) 8 1 2 として表示される。

【 0 0 5 9 】

超音波画像撮像開始 (U S - C T 撮像) ボタン 8 0 6 が押下されると、送信部 6 2 及び受信部 6 3 が超音波の送受信を開始し、超音波画像生成部 4 は、受信時間設定部 1 1 により設定された受信時間で受信部 6 3 が受信した超音波から超音波画像を生成する。超音波送受信情報 8 1 0 には、超音波を実際に送受信しているアクティブな送信部 8 6 2 及び受信部 8 6 3 が認識されるように表示される。また、伝達時間 (透過時間) 情報 8 1 1 には、超音波を既に送受信した直線経路及び超音波を実際に送受信しているアクティブな直線経路 R P が認識されるように表示される。

10

【 0 0 6 0 】

受信部 6 3 の受信時間 (時間範囲 T R) を変更する場合は、最適化ボタン 8 0 7 を押下することで、受信時間 (時間範囲 T R) を変更し、受信時間 (時間範囲 T R) を最適化することができる。超音波画像生成部 4 がボリュームスキャンする場合は、ベッド移動ボタン 8 0 8 を押下することで、制御部 4 2 が移動ベッド 4 1 を移動させる。

20

【 0 0 6 1 】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 2 】

本発明は、散乱波信号を受信しないように受信部の受信時間を設定することにより、虚像 (アーチファクト) を抑制することができ、被検体を透過 (通過) した超音波画像を撮像する超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法などとして有用である。

30

【 符号の説明 】

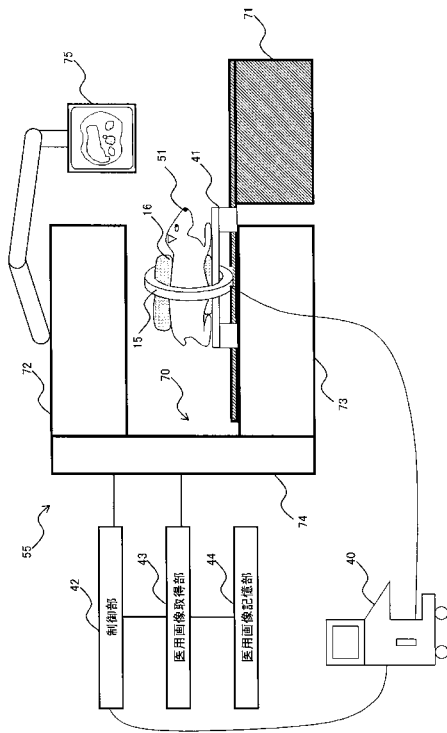
【 0 0 6 3 】

- 1 超音波送受信制御回路
- 2 送波回路
- 3 受波回路
- 4 超音波画像生成部
- 5 整相加算回路
- 6 信号処理部
- 7 スキャンコンバータ
- 8 表示部
- 1 0 透過時間演算部
- 1 1 受信時間設定部
- 1 2 加熱処理制御部
- 1 5 探触子
- 1 6 超音波伝達材
- 4 0 超音波画像撮像装置
- 4 1 移動ベッド
- 4 2 制御部
- 4 3 医用画像取得部
- 4 4 医用画像記憶部
- 5 0 , 5 5 超音波画像撮像システム

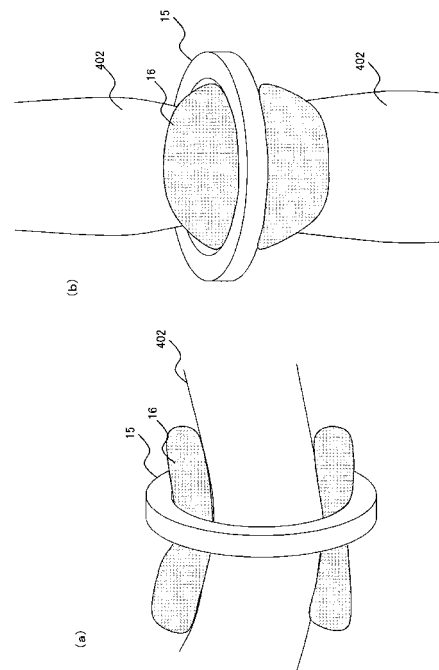
40

50

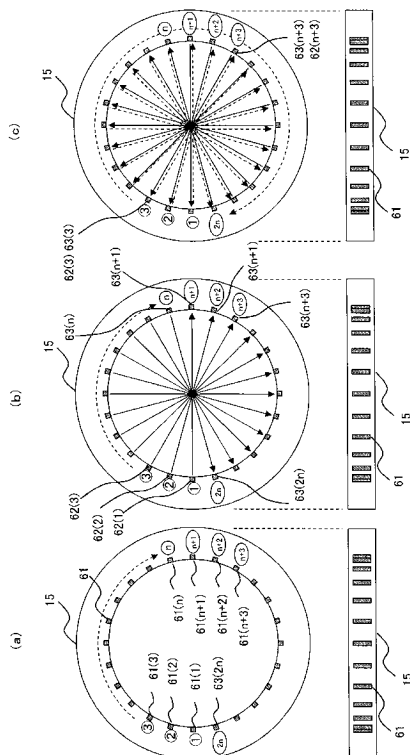
【図 3】



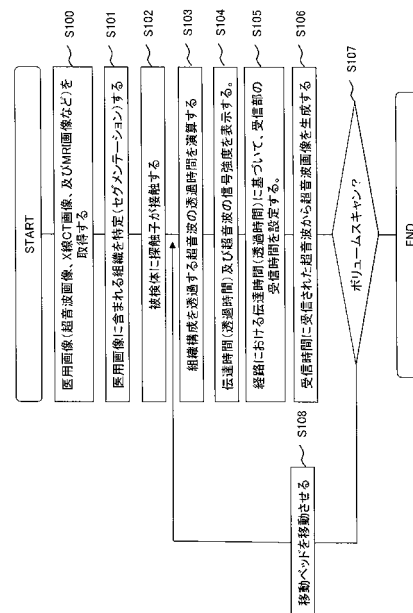
【図 4】



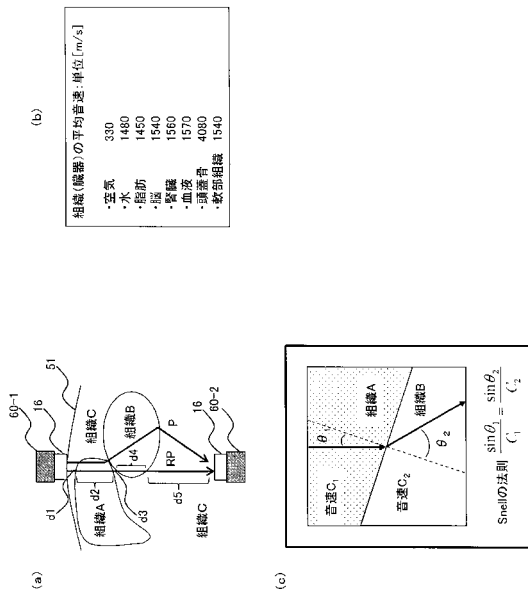
【図 5】



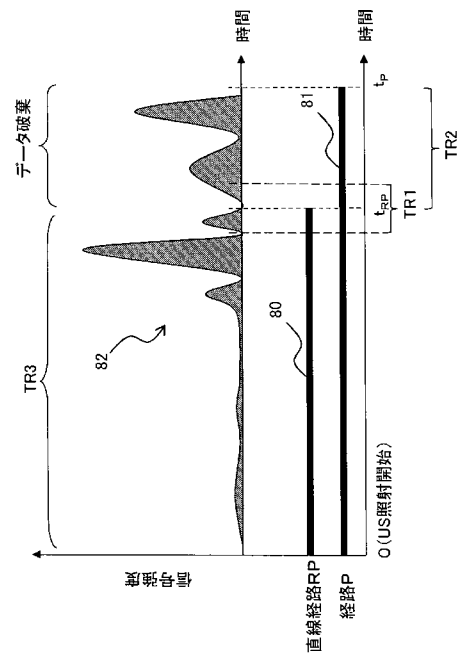
【図 6】



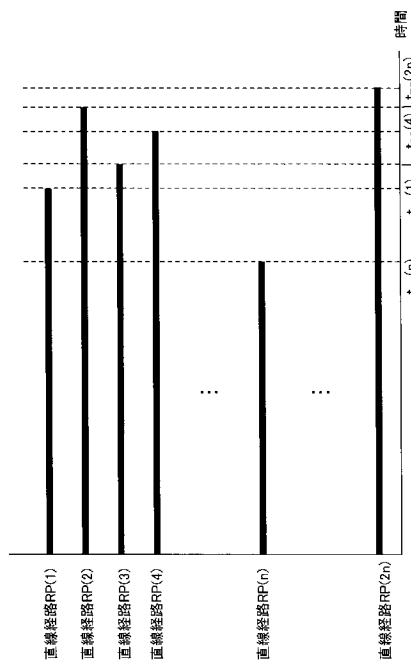
【図 7】



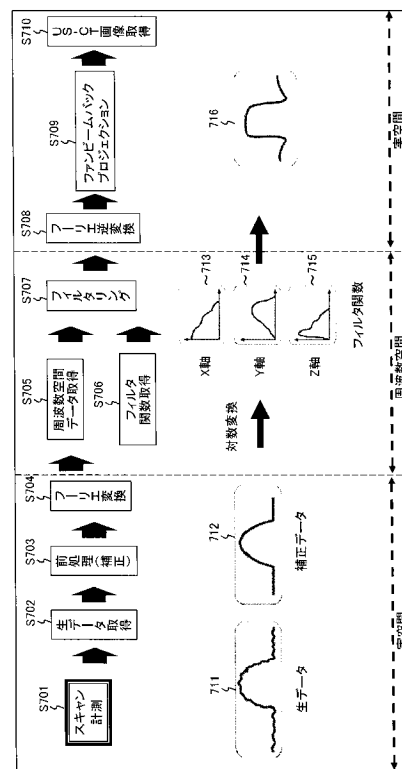
【図 8】



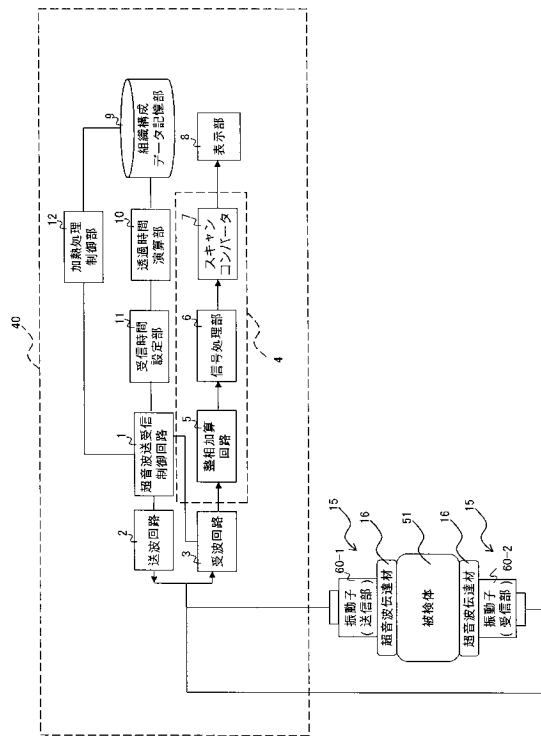
【図 9】



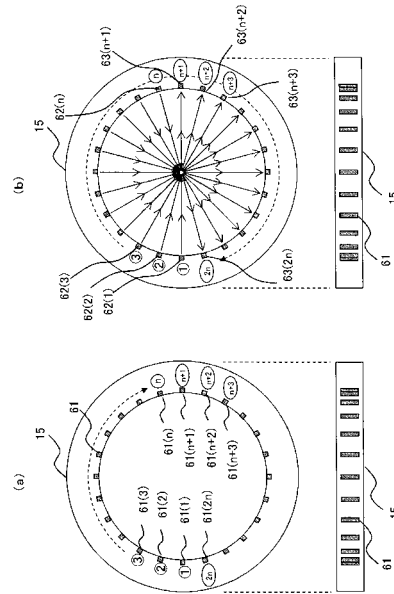
【図 10】



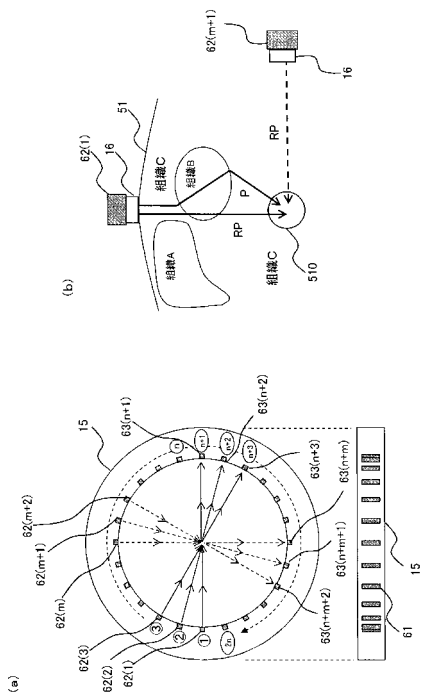
【図 1 1】



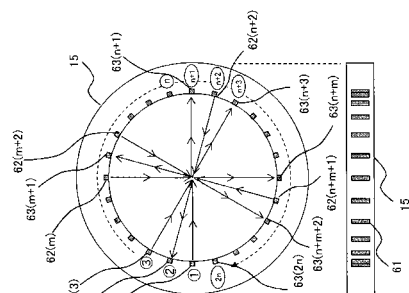
【図 1 2】



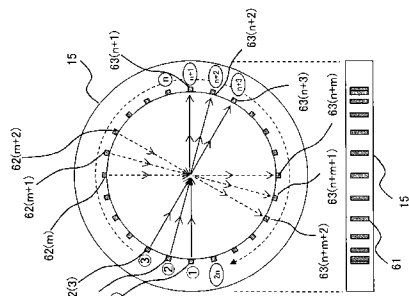
【図 1 3】



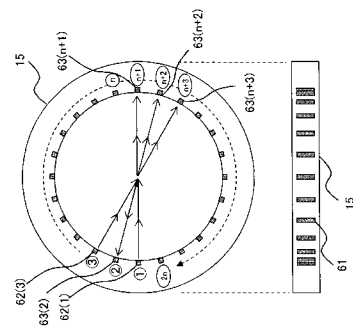
【図 1 4】



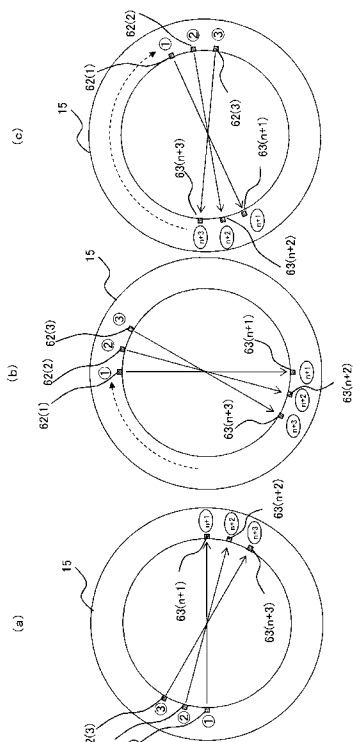
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【図 18】

