

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4286621号
(P4286621)

(45) 発行日 平成21年7月1日(2009.7.1)

(24) 登録日 平成21年4月3日(2009.4.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-327070 (P2003-327070)
 (22) 出願日 平成15年9月19日(2003.9.19)
 (65) 公開番号 特開2005-87576 (P2005-87576A)
 (43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)
 審査請求日 平成18年5月30日(2006.5.30)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (72) 発明者 佐藤 智夫
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フイルム株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波送受信装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

印加される複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する第1及び第2の超音波送信手段と

、
 前記第1及び第2の超音波送信手段にそれぞれ与えられる駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、

前記第1の超音波送信手段から第1の超音波を周波数掃引しながら送信させると共に、
 第1の超音波と所定の差周波数を保つように、前記第2の超音波送信手段から第2の超音波を周波数掃引しながら送信させるように、前記駆動信号生成手段を制御する制御手段と

、
 第1又は第2の超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコーを受信する第1の受信手段と、

第1及び第2の超音波を被検体内の所定の領域に向けて照射することにより、該領域から発生した第1の超音波と第2の超音波との差周波数に相当する周波数を有する音波又は超音波を受信して検出信号を出力する第2の受信手段と、

前記第1の受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施す第1の信号処理手段と、

前記第2の受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施す第2の信号処理手段と、

前記第1及び/又は第2の信号処理手段によって信号処理を施された検出信号に基づい

て、超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、
を具備する超音波送受信装置。

【請求項 2】

前記第 1 の信号処理手段が、前記第 1 の受信手段から出力された検出信号に対してパルス圧縮処理を施す、請求項 1 記載の超音波送受信装置。

【請求項 3】

前記画像データ生成手段が、前記第 2 の受信手段から出力された検出信号に基づいて、骨の内部に関する超音波画像を表す画像データを生成することを含む、請求項 1 又は 2 記載の超音波送受信装置。

【請求項 4】

第 1 及び第 2 の超音波が、前記領域と前記第 2 の受信手段との位置関係を保ちながら被検体内を走査するように、前記第 2 の受信手段をメカニカルに駆動する駆動手段をさらに具備する請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 5】

第 1 及び第 2 の超音波を被検体内の所定の領域に向けて照射することにより、該領域から発生した第 1 の超音波と第 2 の超音波との差周波数に相当する周波数を有する音波又は超音波を受信して検出信号を出力する少なくとも 1 つの第 3 の受信手段と、

前記第 2 の受信手段によって受信された音波又は超音波と、前記少なくとも 1 つの第 3 の受信手段によって受信された音波又は超音波とが、前記領域において焦点を形成するように、前記第 2 の受信手段及び前記 1 つ又は複数の第 3 の受信手段から出力された検出信号について受信フォーカス処理を施す手段をさらに具備する、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内臓器の診断等を行うために用いられる超音波送受信装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な画像技術が開発されている。その中でも、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い画像技術として、産科領域における胎児診断、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像においては、音響インピーダンスの異なる物質の境界において反射された超音波を検出することにより、画像を生成する。ここで、一般に、超音波は、周波数が高いほど減衰され易い性質を有している。そのため、被検体の浅部を撮像する場合には、比較的高い周波数（例えば、5 MHz 程度）の超音波が用いられ、被検体の深部を撮像する場合には、比較的低い周波数（例えば、2 MHz 程度）の超音波が用いられている。特に、骨部のように、音響インピーダンスの差が大きい境界が存在する場合には、比較的低い周波数（例えば、0.5 MHz）の超音波が用いられる。

【0004】

ところで、円形開口の 2 次元アレイの場合、方位分解能 $\Delta\theta$ は、焦点距離 F と、超音波の波長 λ と、開口の直径 D とを用いて、次のように表される。

$$\Delta\theta = 1.22 \times \lambda / D$$

同じ大きさの開口であれば、超音波の波長 λ が小さいほど、即ち、超音波の周波数が高いほど、 $\Delta\theta$ の値が小さくなり、方位分解能が良くなる。反対に、超音波の波長 λ が大きいほど、即ち、超音波の周波数が低いほど、 $\Delta\theta$ の値が大きくなり、方位分解能が低下する

10

20

30

40

50

。一方、開口の大きさは、被検体の大きさととの関係により、一定の大きさに制限される。そのため、被検体の深部を撮像するために低い周波数の超音波を用いると、方位分解能が低くなってしまうので、骨の内部のような深部の微細な構造を画像化することができない。

【 0 0 0 5 】

ところで、周波数が僅かに異なる 2 つの超音波を物体に照射すると、超音波を照射された部分から、2 つの超音波の周波数の差に相当する周波数を有する振動が発生することが知られている。この振動は、パイプロ (vibro) 音とも呼ばれている。非特許文献 1 によれば、パイプロ音が発生するメカニズムは、次のように考えられている。即ち、(1) 被検体の検査位置におけるインピーダンスの変化や、超音波の吸収及び拡散による放射圧、又は、(2) 非線形干渉によって生成された音響ビームの反射といった物理現象によるものであると説明されている。

【 0 0 0 6 】

このようなパイプロ音は、数 k H z 程度の可聴域 ~ 数百 k H z 程度の超音波帯域の周波数を有しているので、例えば、音響インピーダンスの差が大きい境界を通過したり、被検体の深部から戻ってきたパイプロ音であっても、十分な強度を有する信号を取得することができる。また、パイプロ音が発生させる際には高周波の超音波が用いられるので、パイプロ音による走査領域を細く絞って高分解能を実現することができる。そこで、非特許文献 1 には、パイプロ音を用いて、被検体から取り出した骨の内部について画像化することが記載されている。また、非特許文献 2 には、被検体の深部の微細構造を画像化することが記載されている。さらに、特許文献 1 には、パイプロ音を可聴域で受信することが開示されている。また、特許文献 2 には、パイプロ音が発生させるために、多リングアニュアラレイを用いたり、複数の超音波トランスデューサを用いて電子スキャンすることが開示されている。

【特許文献 1】米国特許 U S 5 , 9 0 3 , 5 1 6 号明細書

【特許文献 2】米国特許 U S 5 , 9 9 1 , 2 3 9 号明細書

【非特許文献 1】サミュエル カレ (Samuel Calle) 等、「骨弾性撮像へのパイプロ音響記録法の応用 (Application of Vibro-Acoustography to Bone Elasticity Imaging) 」、2 0 0 1 I E E E 超音波シンポジウム、第 1 6 0 1 頁 ~ 第 1 6 0 5 頁

【非特許文献 2】ファテミ (Fatemi) 、グリーンリーフ (Greenleaf) 、「超音波刺激による振動音分波法 (Ultrasound-Stimulated Vibro-Acoustic Spectrography) 」、サイエンス (SCIENCE) 、第 2 8 0 巻、1 9 9 8 年 4 月 3 日、第 8 2 頁 ~ 第 8 5 頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、超音波画像を生成するために必要な程度の波連数を有するパイプロ音が発生させるためには、一般的な超音波撮像の場合と比較して、極端に波連数の大きい連続波超音波を送信しなくてはならない。その結果、骨部の外側、即ち、被検体の浅部に関する検出データの距離分解能が大幅に低下してしまう。そこで、本発明は、被検体における骨部周辺の微細組織と、骨内部の微細組織との両方を、高分解能で画像化することができる超音波送受信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】

【 0 0 0 8 】

上記の課題を解決するため、本発明に係る超音波送受信装置は、印加される複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する第 1 及び第 2 の超音波送信手段と、第 1 及び第 2 の超音波送信手段にそれぞれ与えられる駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、第 1 の超音波送信手段から第 1 の超音波を周波数掃引しながら送信させると共に、第 1 の超音波と所定の差周波数を保つように、第 2 の超音波送信手段から第 2 の超音波を周波数掃引しながら送信させるように、駆動信号生成手段を制御する制御手段と、第 1 又は第 2 の超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコーを受信する第 1 の受信手段と、第 1

及び第２の超音波を被検体内の所定の領域に向けて照射することにより、該領域から発生した第１の超音波と第２の超音波との差周波数に相当する周波数を有する音波又は超音波を受信して検出信号を出力する第２の受信手段と、第１の受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施す第１の信号処理手段と、第２の受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施す第２の信号処理手段と、第１及び／又は第２の信号処理手段によって信号処理を施された検出信号に基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段とを具備する。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、第１及び第２の超音波を用いて発生させたパイブロ音に基づいて、被検体の深部に関する超音波画像データを生成すると共に、第１又は第２の超音波に対応する超音波エコーに基づいて、被検体の浅部に関する超音波画像データを生成する。その際に、所定の差周波を保ったまま周波数掃引しながら第１及び第２の超音波を送信し、それら超音波に対応する超音波エコーに関する検出信号を処理する。これにより、被検体の浅部及び深部の両方について、分解能の高い超音波画像データを生成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図１は、本発明の第１の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。この超音波送受信装置は、超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを受信して画像化すると共に、被検体においてパイブロ（vibro）音を発生させ、そのパイブロ音を受信して画像化する装置である。

【００１１】

まず、パイブロ音について説明する。図２に示すように、周波数が僅かに異なる２つの超音波ビームＵＳ１及びＵＳ２を物体１０１に向けて送信すると、２つの超音波が照射された領域Ｐにおいて振動が生じる（「パイブロ現象」ともいう）。この振動がパイブロ音と呼ばれる音波（超音波）である。図２には、パイブロ音の波面が示されている。パイブロ音は、２つの超音波ＵＳ１及びＵＳ２の差周波に相当する周波数（例えば、数kHz程度の可聴域～数１００kHz程度の超音波帯域）を有している。このように、パイブロ音は、一般に超音波撮像に用いられる超音波と比較して低い周波数を有しているので、被検体の深部に到達し易い（深達性が良い）。また、そのような低周波の音波（超音波）を、高周波の超音波を送信することによって形成するので、低周波の超音波を直接送信する場合と比較して、細いビームスポットを形成することができる。さらに、領域Ｐの性状等の特性に応じて、パイブロ音の発生強度や、発生強度の周波数特性が変化するので、パイブロ音の強度に基づいて画像データを生成することにより、パイブロ音発生領域の性状を画像化することができる。即ち、パイブロ音を用いることにより、被検体への良好な深達性と高分解能とが両立された超音波画像を生成することができる。

【００１２】

図１に示すように、この超音波送受信装置は、被検体１００に当接させて用いられる超音波送信部１０と、メカニカルステージ１３と、受信部１４とを含んでいる。

超音波送信部１０は、送信素子１１及び１２を含んでいる。送信素子１１及び１２としては、ＰＺＴ（Pb(lead) zirconate titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）等のセラミック圧電材やＰＶＤＦ（polyvinyliden difluoride：ポリフッ化ビニリデン）等の高分子圧電材等の圧電素子の両端に電極を形成した超音波トランスデューサによって構成される。このような超音波トランスデューサの電極に、連続波駆動信号を送って電圧を印加すると、圧電素子は伸縮する。この伸縮により、それぞれの超音波トランスデューサから連続的な超音波が発生する。

【００１３】

送信素子１１は円環形状を有しており、送信素子１２は円形状を有している。或いは、

10

20

30

40

50

送信素子 1 2 を円環形状にしても良い。これらの送信素子 1 1 及び 1 2 は、同心円状に配置されており、同軸のアニュラアレイを構成している。なお、図 1 に示す超音波送信部 1 0 においては、送信素子 1 1 及び 1 2 の断面が示されている。このように送信素子を配置することにより、異なる送信素子 1 1 及び 1 2 から送信された複数の超音波ビームに、同一方向の同一深度に焦点を形成させることができる。

【 0 0 1 4 】

メカニカルステージ 1 3 は、送信素子 1 1 及び 1 2 を含むアニュラアレイをメカニカルに駆動することにより、送信される超音波に被検体 1 0 0 をリニアに走査させる。

受信部 1 4 は、P Z T 等を含む複数の受信素子を有しており、被検体からの超音波やパイプ音をそれぞれ受信して検出信号を出力するハイドロホンである。それぞれの受信素子は、伝搬する超音波やパイプ音を受信することによって伸縮し、受信されたパイプ音の強度に応じた電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波やパイプ音の検出信号として出力される。

【 0 0 1 5 】

図 3 は、本実施形態に係る超音波送受信装置において用いられる送信素子及び受信素子の周波数特性を示している。図 3 に示すように、超音波送信部 1 0 に含まれる送信素子 1 1 及び 1 2 は、メガヘルツ帯域（例えば、3 M H z ~ 1 0 M H z ）において、最も感度が高くなるように設定されている。また、受信部 1 4 に含まれる超音波受信用の受信素子は、数 1 0 k H z ~ 数 1 0 M H z の周波数帯域においてほぼ一定の受信感度を有している。一方、受信部 1 4 に含まれるパイプ音受信用の受信素子は、数 1 0 0 H z ~ 数 1 0 0 k H z の周波数帯域においてほぼ一定の受信感度を有している。

【 0 0 1 6 】

再び、図 1 を参照すると、この超音波送受信装置は、シンセサイザ 2 1 及び 2 2 と、パワーアンプ 2 3 及び 2 4 と、プリアンプ 3 1 及び 3 2 と、A / D コンバータ 3 3 及び 3 4 とを有している。シンセサイザ 2 1 及び 2 2 は、後述するシステム制御部 4 6 の制御の下で、送信素子 1 1 及び 1 2 にそれぞれ与えられる連続波駆動信号を生成する。パワーアンプ 2 3 及び 2 4 は、シンセサイザ 2 1 及び 2 2 によってそれぞれ生成された連続波駆動信号を電力増幅する。

【 0 0 1 7 】

プリアンプ 3 1 及び 3 2 は、受信部 1 4 から出力された検出信号をそれぞれ前置増幅する。また、A / D コンバータ 3 3 及び 3 4 は、アナログの検出信号をデジタル信号（検出データ）に変換する。

【 0 0 1 8 】

また、この超音波送受信装置は、処理部 4 0 と、画像表示部 4 7 とを有している。

処理部 4 0 は、例えば、パーソナルコンピュータ等のデータ処理装置であり、信号処理部 4 1 及び 4 2 と、メモリ 4 3 及び 4 4 と、表示画像演算部 4 5 と、システム制御部 4 6 とを含んでいる。

信号処理部 4 1 は、入力された超音波エコーの検出データについて、パルス圧縮や、対数増幅や、検波や T G C (time gain compensation: 時間利得補償) 増幅等の信号処理を行う。また、信号処理部 4 2 は、入力されたパイプ音の検出データについて、対数増幅や、検波や、T G C 増幅等の信号処理を行う。これにより、受信された超音波やパイプ音に対応する音線データが生成される。メモリ 4 3 及び 4 4 は、生成された音線データを所定の記憶領域に記憶する。メモリ 4 3 及び 4 4 にそれぞれ記憶されている音線データは、被検体における 1 つの断面を表す面データを構成する。

【 0 0 1 9 】

表示画像演算部 4 5 は、メモリ 4 3 及び 4 4 にそれぞれ記憶されている面データについて走査フォーマットの変換を行うことにより、B モード画像データを生成する。システム制御部 4 6 は、処理部 4 0 の各部 4 1 ~ 4 5 を制御すると共に、シンセサイザ 2 1 及び 2 2 に生成させる連続波駆動信号の周波数及びその発生時刻を制御する。また、システム制御部 4 6 は、超音波送信部 1 0 によって被検体 1 0 0 の所望の領域が走査されるように、

10

20

30

40

50

メカニカルステージ 13 を制御する。

画像表示部 47 は、例えば、CRT や LCD 等の表示デバイスであり、表示画像演算部 45 によって生成された B モード画像データに基づいて超音波画像を表示する。

【0020】

次に、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波送受信方法について、図 1 及び図 5 ~ 図 7 を参照しながら説明する。図 4 は、本実施形態に係る超音波送受信方法を示すフローチャートである。

図 4 のステップ S 10 において、図 1 に示す超音波送受信装置は、超音波送信部 10 の送信素子 11 及び 12 から、被検体 100 の骨部 110 の表面において焦点を形成するように、異なる周波数をそれぞれ有する超音波を送信する。図 5 の (a) は、送信素子 11 及び 12 から送信される超音波の周波数の時間変化を表している。図 5 の (a) に示すように、本実施形態においては、送信時刻 $t_1 \sim t_2$ に渡って、周波数を掃引しながら超音波を送信している。即ち、送信素子 11 からは、周波数 $f_1(t) = f_{1L} \sim f_{1H}$ を有するチャープ波形を送信し、送信素子 12 からは、周波数 $f_2(t) = f_{2L} \sim f_{2H}$ を有するチャープ波形を送信する。その際に、2 つの超音波の周波数の差 $f = f_1(t) - f_2(t)$ が常に一定になるようにする。また、発生するパイプロ音が 1 つ以上の波連数 (例えば、1 ~ 10) を有するようにするために、超音波の送信期間 T_x を $(1 \sim 10) \times (1/f)$ とする。ここで、送信素子 11 及び 12 としては、図 5 の (b) に示すように、-6 dB となる帯域幅が $f_{1L} \sim f_{1H}$ 、又は、 $f_{2L} \sim f_{2H}$ である超音波トランスデューサを用いることが望ましい。

【0021】

これにより、図 6 に示すように、送信素子 11 からは、周波数 $f_1(t)$ を有する超音波 US 1 が送信され、送信素子 12 からは、周波数 $f_2(t)$ を有する超音波 US 2 が送信される。

被検体 100 の骨部 110 の外側においては、超音波 US 1 や超音波 US 2 が被検体 100 内の軟部組織 120 に反射することにより、周波数 $f_1(t)$ 及び周波数 $f_2(t)$ を有する超音波エコーが生じる。これらの超音波エコーの周波数の差は、周波数に比べて小さいので、ほとんど $f_1(t) - f_2(t)$ の単一周波数を有する超音波エコーが発生していると言える。また、超音波 US 1 及び US 2 は、骨部 110 の表面の領域 P において焦点を形成する。これにより、領域 P から、周波数 f 及び領域 P の性状等の特性に応じた強度を有するパイプロ音が発生する。図 6 において、領域 P を中心とする同心円は、パイプロ音の波面を表している。領域 P から発生したパイプロ音は、骨部 110 の内部や軟部組織 120 を伝播する。

【0022】

図 4 のステップ S 11 において、受信部 14 は、超音波エコーを受信する。超音波エコーの検出信号は、プリアンプ 31 において前置増幅され、A/D コンバータ 33 においてデジタル変換されて信号処理部 41 に入力される。

【0023】

ステップ S 12 において、信号処理部 41 は、入力された超音波エコーの検出データに対して、送信波形と相関を取ることでパルス圧縮処理を施す。ここで、本実施形態においては、パイプロ音を発生するために、通常の超音波撮像において送信されるパルス波と比較して、波連数が大きい連続波超音波を送信している。そのため、そのような連続波超音波に対応する超音波エコーに基づいて超音波画像を形成すると、深度方向に関する距離分解能が低下してしまう。そのため、本実施形態においては、周波数掃引しながら超音波 US 1 及び US 2 を送信し、それらに対応する超音波エコーをパルス圧縮することにより、距離分解能を向上させている。

【0024】

ステップ S 13 において、信号処理部 41 は、パルス圧縮された検出データについて、検波等の所定の信号処理を施すことにより、受信された超音波エコーに対応する音線データを生成する。この音線データは、システム制御部 46 の制御に従って、メモリ 43 の所

10

20

30

40

50

定の記憶領域に記憶される。

【 0 0 2 5 】

一方、ステップ S 2 1 において、受信部 1 4 は、領域 P から伝播したパイプロ音を受信し、検出信号を出力する。パイプロ音の検出信号は、プリアンプ 3 2 において前置増幅され、A / D コンバータ 3 4 においてディジタル変換されて信号処理部 4 2 に入力される。その際に、パイプロ音が伝播する間の減衰量を考慮して、パイプロ音の検出信号に対して伝播距離に応じた強度補正を行うことが望ましい。そのためには、例えば、システム制御部 4 6 の制御により、領域 P と受信部 1 4 との距離に応じて、プリアンプ 3 2 のゲインを調節すれば良い。

【 0 0 2 6 】

ステップ S 2 2 において、信号処理部 4 2 は、入力されたパイプロ音の検出データについて、検波等の所定の信号処理を施す。これにより、受信されたパイプロ音の強度を表す音線データが生成される。この音線データは、システム制御部 4 6 の制御に従って、メモリ 4 4 の所定の記憶領域に記憶される。

【 0 0 2 7 】

ステップ S 3 0 において、被検体 1 0 0 における走査対象領域が残っている場合には、メカニカルステージ 1 3 は、システム制御部 4 6 の制御に従って超音波送信部 1 0 を移動させる（ステップ S 3 1 ）。さらに、超音波送受信装置は、超音波の送受信を行って音線データを蓄積する（ステップ S 1 0 ~ S 1 2 及びステップ S 2 1 ~ S 2 2 ）。

【 0 0 2 8 】

また、被検体 1 0 0 における走査対象領域の走査が終了した場合には、ステップ S 3 2 において、表示画像演算部 4 5 は、メモリ 4 3 及び 4 4 にそれぞれ記憶されているデータに基づいて、B モード画像データを生成する。これにより、図 7 の（ a ）に示すように、メモリ 4 3 に記憶されている超音波エコーに基づいて得られたデータからは、骨部 1 1 0 の外側の軟部組織 1 2 0 が表された超音波画像が生成される。また、図 7 の（ b ）に示すように、メモリ 4 4 に記憶されているパイプロ音に基づいて得られたデータからは、骨部 1 1 0 の内部組織が表された超音波画像が生成される。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 3 3 において、表示画像演算部 4 5 は、生成された B モード画像を表示部 4 7 に表示させる。その際に、表示画像演算部 4 5 は、図 7 の（ a ）や（ b ）に示す超音波画像を順次表示させても良い。或いは、図 7 の（ c ）に示すように、それらの超音波画像を合成することにより、骨部の外側の軟部組織と骨部の内部組織との両方が表された超音波画像を表示させても良い。

【 0 0 3 0 】

本実施形態においては、図 3 に示すような周波数特性を有する送信素子及び受信素子を用いたが、これらに限られず、例えば、図 8 に示す周波数特性を有する送信素子及び受信素子を用いても良い。

一般に、パイプロ音を発生させることができる超音波の周波数は、発生させる領域の性状等の特性によって異なる。そのため、被検体や試料の特性が未知である場合（例えば、研究用）には、広帯域において音波や超音波を受信できる受信素子を用いることが望ましい。そこで、本実施形態においては、図 3 に示すように、検出感度は低い、検出可能な周波数帯域の広い非共振型の受信素子を用いた。しかしながら、被検体や試料の特性が既知である場合（例えば、用途が決まった検査等）には、帯域が絞られた受信素子を用いて、検出感度を高くする方が有利である。そこで、被検体の特性がある程度分かっている場合、即ち、パイプロ音のスペクトルが明確で、その範囲が大きく変化しないものと考えられる場合には、図 8 に示すように、帯域は狭いが、感度の高い共振型の受信素子を用いてパイプロ音を受信することが望ましい。また、併せて、超音波受信用の受信素子についても、送信された超音波とほぼ同じ範囲の周波数特性を有する共振型の受信素子を用いることにより、感度を高くすることが望ましい。

【 0 0 3 1 】

また、パイプロ音や超音波エコーの検出信号について、所定の周波数帯域を通過させるフィルタ処理をそれぞれ施しても良い。これにより、検出信号における不要な帯域を除去し、S/N比を高くすることができる。

【0032】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。

図9に示す超音波送受信装置は、超音波送信部10とメカニカルに連結された受信部16を有している。その他の構成については、図1に示す超音波送受信装置と同様である。

ここで、被検体において発生したパイプロ音の強度は、それが発生した領域の性状を表している。しかしながら、超音波と同様に、パイプロ音も被検体内を伝播する間に減衰する。そのため、パイプロ音の発生領域と受信部との位置関係が変化すると、パイプロ音の減衰率も変化するので、パイプロ音発生領域に関する情報の精度が下がってしまう。

10

【0033】

そこで、本実施形態においては、メカニカルステージ13の駆動によって超音波送信部10を移動させる際に、受信部16も一緒に移動させている。これにより、超音波送信部10から送信される2つの超音波の焦点、即ち、パイプロ音発生領域と、受信部16との位置関係は常に一定となる。従って、被検体において発生したパイプロ音が受信されるまでの間の減衰率もほぼ一定となるので、パイプロ音の検出信号を処理において、パイプロ音の発生領域と受信部16との距離に応じた強度補正を行う必要がなくなる。

【0034】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。

20

図10に示す超音波送受信装置は、図9に示す超音波送信部10及び受信部16の替わりに、超音波の送信及び受信を行う超音波送受信部17と、送受信切替部20と、パイプロ音の受信を行う受信部50とを有している。超音波送受信部17は、超音波の送信及び受信を行う素子として超音波トランスデューサ18及び19を有している。その他の構成については、図9に示す超音波送受信装置と同様である。

【0035】

超音波トランスデューサ18及び19は、互いに異なる周波数を有する超音波をそれぞれ送信することによってパイプロ音を発生させると共に、被検体100内の軟部組織120から反射されて生じた超音波エコーを受信する。また、送受信切替部20は、システム制御部46の制御に従って、超音波トランスデューサ18及び19における超音波の送受信を切り替える。さらに、受信部50は、パイプロ音を受信する。

30

本実施形態によれば、超音波の送信に用いられた超音波トランスデューサを受信にも用いることにより、超音波エコーを高い感度で受信することができる。

【0036】

次に、本発明の第4の実施形態に係る超音波送受信装置について、図3、図11及び図12を参照しながら説明する。図11は、本実施形態に係る超音波送受信装置を示すブロック図である。

図11に示すように、この超音波送受信装置は、被検体100に当接させて用いられる超音波用探触子60を含んでいる。超音波用探触子60は、超音波の送信素子61及び62と、超音波の受信素子63及び64と、メカニカルステージ65を備えている。その他の構成については、図1に示す超音波送受信装置と同様である。

40

【0037】

送信素子61及び62、並びに、受信素子63及び64は、PZT等の圧電素子に電極が形成された超音波トランスデューサである。

送信素子61及び62は、超音波送受信装置の送信系回路に接続されており、被検体100の撮像領域に向けて超音波をそれぞれ送信するために用いられる。また、受信素子63及び64は、超音波送受信装置の受信系回路に接続されており、被検体100を伝播する超音波エコー及びパイプロ音をそれぞれ受信するために用いられる。

【0038】

図12(a)は、図1に示す送信素子61及び62、並びに、受信素子63及び64を

50

拡大して示す正面図であり、図 12 の (b) は、その断面図である。円環形状を有する送信素子 61 及び 62、並びに、受信素子 63 と、円形を有する受信素子 64 とは、同心円になるように配置されており、同軸のアニュラアレイを構成している。なお、受信素子 64 を円環形状にしても良い。このように送信素子及び受信素子を同軸に配置することにより、送信素子 61 及び 62 からそれぞれ送信された 2 つの超音波ビームの焦点 F を容易に合わせることができると共に、パイプ音の発生領域に受信焦点が合わせられたパイプ音を、受信素子 64 によって受信することができる。

【0039】

送信素子 61 及び 62、並びに、受信素子 63 及び 64 は、図 3 に示すような周波数特性を有している。即ち、超音波の送信素子 61 及び 62 は、メガヘルツ帯域（例えば、3 MHz ~ 5 MHz）において、最も感度が高くなるように設定されている。また、受信素子 63 は、数 100 kHz ~ 数 10 MHz の周波数帯域においてほぼ一定の受信感度を有している。さらに、受信素子 64 は、数 kHz ~ 数 100 kHz の周波数帯域においてほぼ一定の受信感度を有している。

メカニカルステージ 65 は、送信素子 61 及び 62、並びに、受信素子 63 及び 64 を含むアニュラアレイを移動させることにより、送信される超音波に被検体 100 をリニアに走査させる。

【0040】

本実施形態によれば、超音波の送信素子と受信素子とが 1 つの超音波用探触子において一体化されているので、被検体においてパイプ音を発生させる領域と、受信素子 64 との位置関係は常に一定となる。従って、超音波用探触子を用いて被検体を走査する場合においても、パイプ音の検出信号を処理する際に、パイプ音の発生領域と受信素子 64 との距離に応じた強度補正を行う必要がなくなる。

【0041】

次に、本発明の第 5 の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。図 13 は、本実施形態に係る超音波送受信装置の一部を示す模式図である。本実施形態に係る超音波送受信装置は、図 11 に示す超音波用探触子 60 の替わりに、超音波用探触子 70 を有している。その他の構成については、図 11 に示す超音波送受信装置と同様である。

【0042】

超音波用探触子 70 は、図 11 に示す超音波用探触子 60 と同様に、同軸のアニュラアレイを構成する送信素子 71 及び 72、並びに、受信素子 73 及び 74 を有している。また、超音波用探触子 70 は、システム制御部 46 の制御に従ってアニュラアレイに首振り運動させるメカニカルステージ 75 を有している。これにより、被検体 100 がセクタ走査される。

【0043】

次に、本発明の第 6 の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。図 14 は、本実施形態に係る超音波送受信装置を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波送受信装置は、超音波を送信する超音波トランスデューサを電子的に制御することにより、被検体を走査するものである。

【0044】

この超音波送受信装置は、例えば、2 次元マトリクス状に配列された複数 ($M \times N$ 個) の超音波トランスデューサ 80a を含む超音波トランスデューサアレイ 80 と、複数の超音波トランスデューサ 80a それぞれに接続されている複数のパルサ回路 81 及びレシーバ 82 とを有している。複数の超音波トランスデューサ 80a は、PZT 等の圧電素子を含んでおり、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、被検体から反射された超音波を受信して検出信号を出力する。

【0045】

各パルサ回路 81 は、後述する発火タイミングコントローラ 87 から供給される発火信号に従って、対応する超音波トランスデューサ 80a に駆動信号を出力する。パルサ回路としては、高い繰り返し周期（例えば、3 MHz ~ 10 MHz）で連続的に駆動信号を出

10

20

30

40

50

力できる高速パルサ回路が用いられる。また、各レシーバ 8 2 は、対応する超音波トランスデューサ 8 0 a から出力された検出信号を前置増幅してデジタル信号に変換し、ラインメモリ 9 1 に出力する。

【 0 0 4 6 】

また、この超音波送受信装置は、被検体からの超音波やパイプ音を受信して検出信号を出力する受信部 8 3 を有している。受信部 8 3 は、例えば、数 kHz ~ 数 100 kHz の周波数帯域においてほぼ一定の受信感度を有する受信素子を含んでいる。受信部 8 3 には、レシーバ 8 4 が接続されており、受信部 8 3 から出力されたパイプ音の検出信号は、レシーバ 8 4 において前置増幅及びデジタル変換され、処理部 9 4 に出力される。

【 0 0 4 7 】

また、この超音波送受信装置は、送信制御部 8 5 と、周波数制御部 8 6 と、発火タイミングコントローラ 8 7 と、システム制御部 8 8 とを有している。

送信制御部 8 5 は、超音波トランスデューサアレイ 8 0 に含まれる複数の超音波トランスデューサ 8 0 aの中から、超音波の送信に用いられる第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサを選択する。ここで、図 1 5 は、超音波トランスデューサ 8 0 を示す平面図である。図 1 5 に示すように、例えば、第 1 群の超音波トランスデューサとして、円環状の領域 2 0 0 に含まれる超音波トランスデューサが選択され、第 2 群の超音波トランスデューサとして、円形状の領域 2 1 0 に含まれる超音波トランスデューサが選択される。また、送信制御部 8 5 は、第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサからそれぞれ送信された超音波の合成によって形成された超音波ビームが、所望の深度において焦点を形成するように、第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサの各々に所定の遅延を与えても良い。

【 0 0 4 8 】

周波数制御部 8 6 は、第 1 群の超音波トランスデューサから、周波数 $f_1(t) = f_{1L} \sim f_{1H}$ を有するチャープ波形が送信され、第 2 群の超音波トランスデューサから周波数 $f_2(t) = f_{2L} \sim f_{2H}$ を有するチャープ波形が送信されるように、発火タイミングコントローラ 8 7 を制御する。

【 0 0 4 9 】

発火タイミングコントローラ 8 7 は、例えば、パターンジェネレータによって構成されており、所定のタイミングで複数の発火信号を、選択された第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサにそれぞれ対応するパルサ回路 8 1 に供給する。

複数のパルサ回路 8 1 から駆動信号を供給されると、選択された第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサは、対応するパルサ回路 8 1 から出力された駆動信号に基づいて超音波パルスを発生する。これらの超音波パルスの合成により、所望の深度において焦点を形成する超音波ビームが、被検体 1 0 0 に送信される。

システム制御部 8 8 は、この超音波送受信装置の各部を制御する。

【 0 0 5 0 】

さらに、この超音波送受信装置は、ラインメモリ 9 1 と、受信フォーカス処理部 9 2 と、信号処理部 9 3 及び 9 4 と、メモリ 9 5 及び 9 6 と、表示画像演算部 9 7 と、表示部 9 8 とを有している。

ラインメモリ 9 1 は、複数のレシーバ 8 2 に対応する複数のラインを有しており、それぞれのレシーバ 8 2 から出力された検出データを、ラインごとに時系列に記憶する。

【 0 0 5 1 】

受信フォーカス処理部 9 2 は、検出データの位相を整合するための演算処理、即ち、受信フォーカス処理を行う。即ち、受信フォーカス処理部 9 2 は、ラインメモリ 9 1 に記憶されている複数の検出データに所望の遅延を与えて加算する。

【 0 0 5 2 】

信号処理部 9 3 は、受信フォーカス処理部 9 2 によって受信フォーカス処理を施された検出データについて、パルス圧縮、対数増幅、検波、TGC 増幅等の信号処理を施す。これにより、所望の走査線に沿った超音波情報を表す音線データが生成される。

信号処理部 9 4 は、入力されたパイプロ音の検出データに対して、対数増幅や、検波や、T G C 増幅等の信号処理を行う。これにより、受信されたパイプロ音に対応する音線データが生成される。

【 0 0 5 3 】

メモリ 9 5 及び 9 6 は、生成された音線データを所定の記憶領域に記憶する。メモリ 9 5 及び 9 6 にそれぞれ記憶されている音線データは、被検体における 1 つの断面を表す面データを構成する。

表示画像演算部 9 7 は、メモリ 9 5 及び 9 6 にそれぞれ記憶されている面データについて走査フォーマットの変換を行うことにより、B モード画像データを生成する。表示部 9 8 は、例えば、C R T や L C D 等の表示デバイスであり、表示画像演算部 9 7 によって生成された B モード画像データに基づいて超音波画像を表示する。

10

【 0 0 5 4 】

本実施形態においては、送信制御部 8 5 によって、超音波トランスデューサアレイ 8 0 における選択領域を変更することにより、超音波の送信位置が変更されるので、送信される超音波によって被検体が一線に走査される。しかしながら、超音波の送信位置を変更しないで、選択された第 1 群及び第 2 群の超音波トランスデューサに与える遅延時間を変更することにより、超音波の送信方向を変更しても良い。これにより、被検体がセクタ走査される。

【 0 0 5 5 】

本実施形態においては、超音波トランスデューサアレイとは別に、パイプロ音を受信する受信部を設けたが、超音波トランスデューサアレイにおいてパイプロ音を受信しても良い。その場合には、超音波トランスデューサアレイに、数 k H z ~ 数 1 0 0 k H z 付近の周波数帯域において受信感度を有するパイプロ音受信用の超音波トランスデューサを、適当な間隔で配列することが望ましい。また、その場合には、受信されたパイプロ音の検出データについて位相整合を施す位相制御部をさらに設けることが望ましい。

20

【 0 0 5 6 】

次に、本発明の第 7 の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。図 1 6 は、本実施形態に係る超音波送受信装置の一部を示すブロック図である。

本実施形態に係る超音波送受信装置は、複数の受信部 1 4 を有しており、図 1 に示す超音波送受信装置におけるプリアンプ 3 1 及び 3 2、及び、A / D コンバータ 3 3 及び 3 4 の代わりに、複数の受信部 1 4 にそれぞれ接続されているプリアンプ 5 1 と、複数の位相調整部 5 2 と、加算部 5 3 と、位置関係検出部 5 4 とを含んでいる。その他の構成については、図 1 に示す超音波送受信装置と同様である。

30

【 0 0 5 7 】

本実施形態においては、複数の受信部 1 4 の位置を固定し、メカニカルステージ 1 3 によって超音波送信部 1 0 を移動させることにより、被検体を一線に走査する。その際に、位置関係検出部 5 4 は、送信される超音波によって形成される焦点の位置、即ち、パイプロ音の発生領域と各受信部 1 4 との位置関係 L 1 及び L 2 を検出する。さらに、位置関係検出部 5 4 は、検出された位置関係 L 1 及び L 2 に基づいて、受信部 1 4 によって受信された検出信号をそれぞれ増幅する複数のプリアンプ 5 1 のゲインをそれぞれ調節すると共に、複数の位相調整部 5 2 において検出信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。これにより、各受信部 1 4 から出力された検出信号は、上記位置関係に応じた強度補正が施されると共に、位相調整部 5 2 において位相を調整される。さらに、複数の位相調整部 5 2 から出力された検出信号は、加算部 5 3 において加算されることにより、パイプロ音の発生位置において焦点を形成するように、受信フォーカス処理を施される。

40

このように、本実施形態によれば、複数の受信部を用いてパイプロ音を受信するので、大きな検出信号を取得することができる。

【 0 0 5 8 】

また、以上説明した本発明の第 1 ~ 第 7 の実施形態においては、周波数の異なる 2 つの超音波を送信することによってパイプロ音を発生させた。しかしながら、パイプロ音の発

50

生方法については、この方法に限られない。例えば、米国特許US5,921,928号明細書に開示されているように、単一周波数の超音波の振幅を変調する方法や、振幅変調された単一周波数の超音波を間歇送信する方法や、米国特許US6,408,679号明細書に開示されているように、低周波の超音波をポンピングして高周波の超音波によって刺激を与えることにより、非線形現象を起こす方法等が挙げられる。

また、パイプ音を受信する際に、米国特許US5,903,516号明細書の図5に開示されているように、ドブラスキャンを行っても良い。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である

10

【図2】パイプ音を発生させる様子を示す図である。

【図3】送信素子及び受信素子の周波数特性を示す図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信方法を示すフローチャートである。

【図5】図5の(a)は、送信される超音波の周波数の時間変化を示す図であり、図5の(b)は、送信周波数と超音波トランスデューサの帯域との関係を示す図である。

【図6】送信素子から超音波が送信される様子を示す図である。

【図7】本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信装置によって撮像される超音波画像を示す図である。

【図8】本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信装置において用いられる送信素子及び受信素子の別の周波数特性を示す図である。

20

【図9】本発明の第2の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示す図である。

【図10】本発明の第3の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示す図である。

【図11】本発明の第4の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示す図である。

【図12】図11に示す超音波用探触子に含まれる超音波トランスデューサの配置を示す図である。

【図13】本発明の第5の実施形態に係る超音波送受信装置の一部を示す図である。

【図14】本発明の第6の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示す図である。

【図15】図14に示す超音波トランスデューサアレイにおいて、送信制御部によって選択される超音波トランスデューサを示す図である。

30

【図16】本発明の第7の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示す図である。

【符号の説明】

【0060】

10、17 超音波送信部

11、12、18、19、61、62、71、72 送信素子

13、65、75 メカニカルステージ

14、16、50、83 受信部

20 送受信切替部

21、22 シンセサイザ

23、24 パワーアンプ

40

31、32、51 プリアンプ

33、34 A/Dコンバータ

40 処理部

41、42、93、94 信号処理部

43、44、95、96 メモリ

45、97 表示画像演算部

46、88 システム制御部

47、98 画像表示部

52 位相調整部

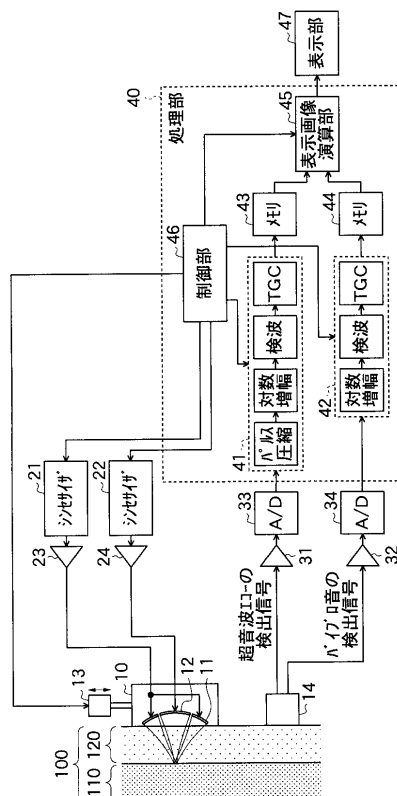
53 加算部

50

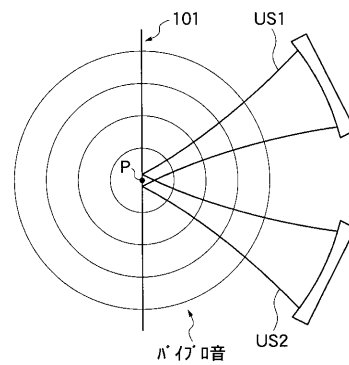
- 5 4 位置関係検出部
- 6 0、7 0 超音波用探触子
- 6 3、6 4、7 3、7 4 受信素子
- 8 0 超音波トランスデューサアレイ
- 8 0 a 超音波トランスデューサ
- 8 1 パルサ
- 8 2、8 4 レシーバ
- 8 5 送信制御部
- 8 6 周波数制御部
- 8 7 発火タイミングコントローラ
- 9 1 ラインメモリ
- 9 2 受信フォーカス処理部
- 1 0 0 被検体
- 1 0 1 物体
- 1 1 0 骨部
- 1 2 0 軟部組織
- 2 0 0、2 1 0 領域

10

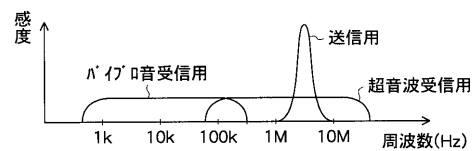
【 図 1 】



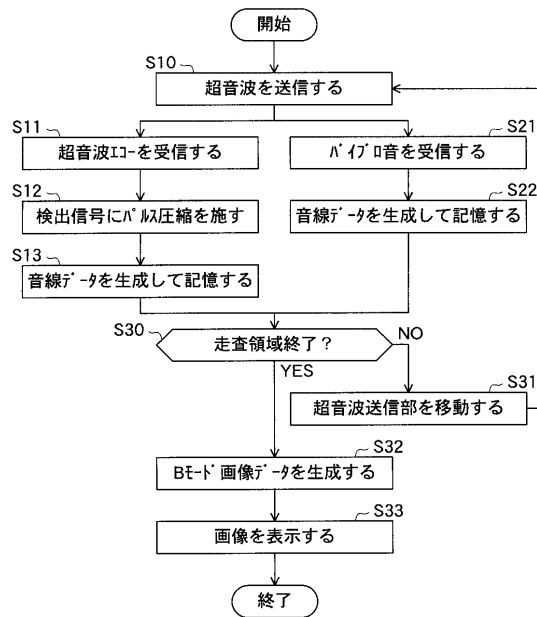
【 図 2 】



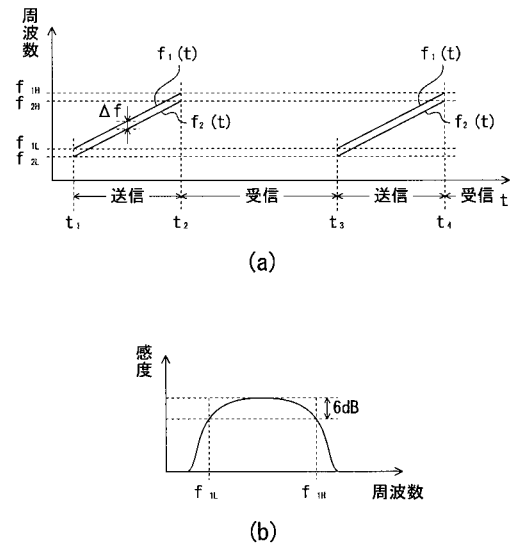
【 図 3 】



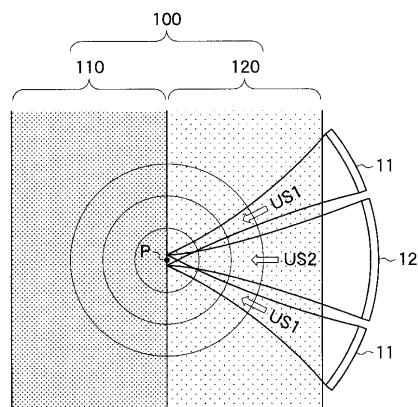
【図 4】



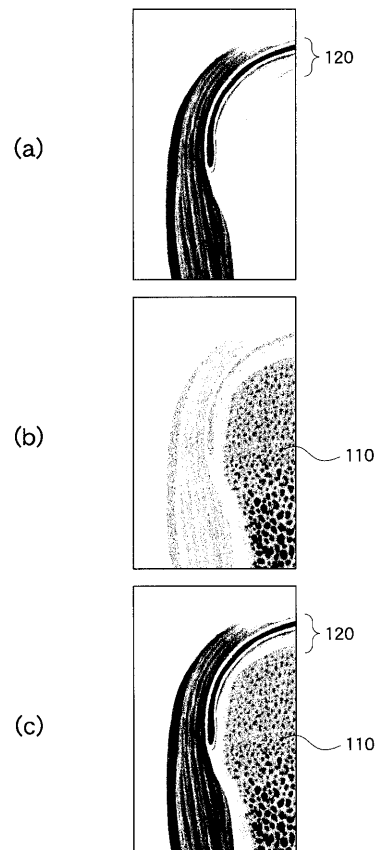
【図 5】



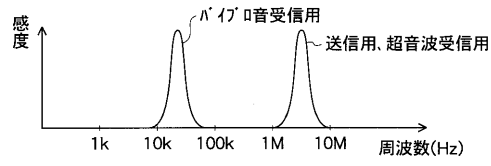
【図 6】



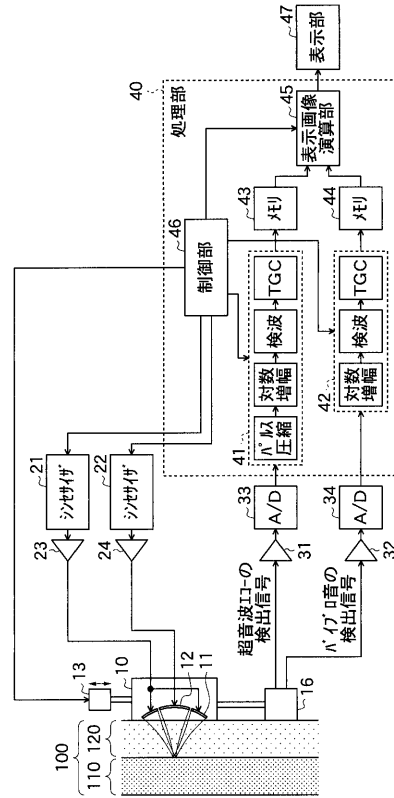
【図 7】



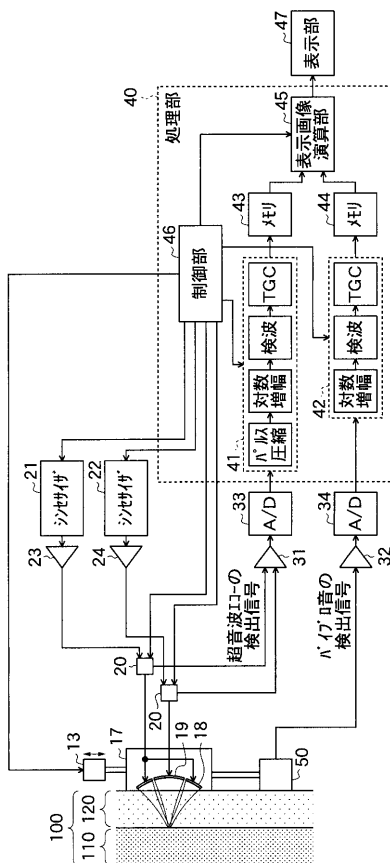
【図 8】



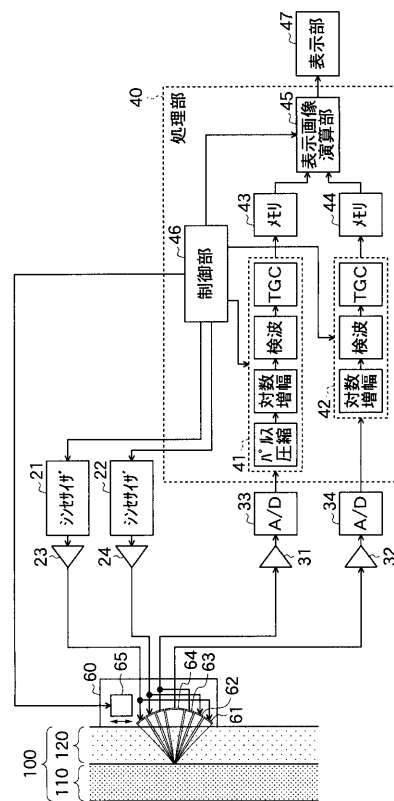
【図 9】



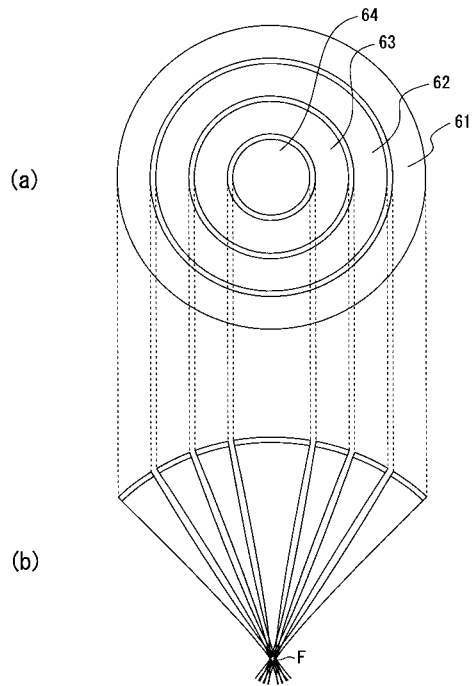
【図 10】



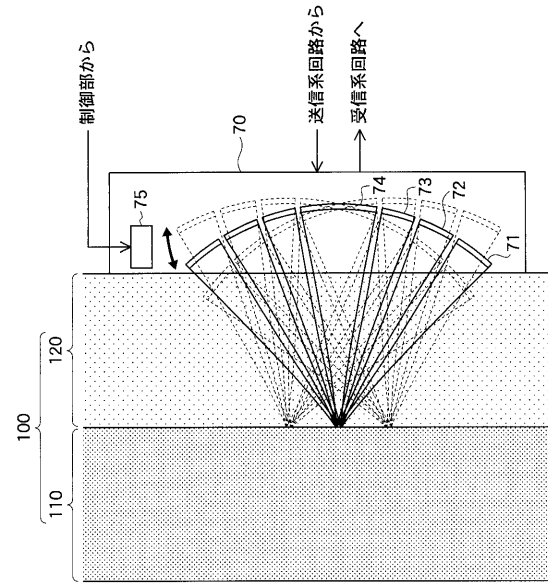
【図 11】



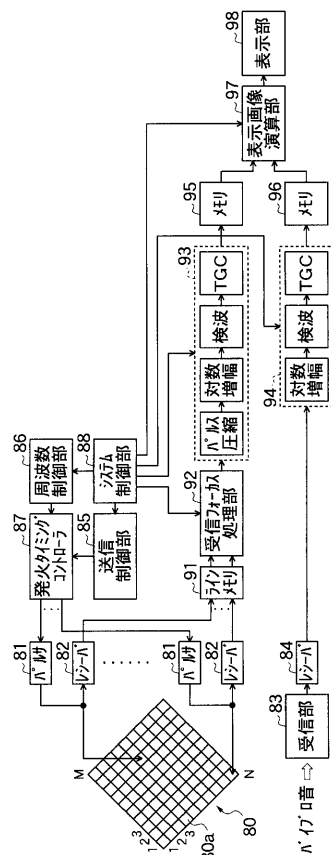
【図 1 2】



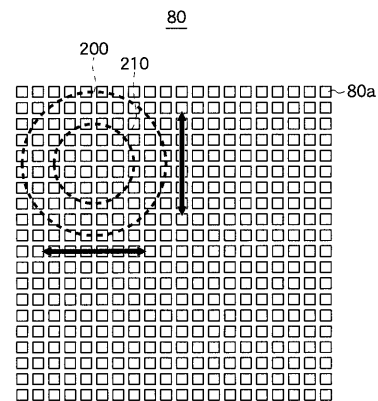
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11 - 309141 (J P , A)
特開2001 - 128971 (J P , A)
特開2003 - 116848 (J P , A)
米国特許出願公開第2002 / 0040188 (U S , A 1)

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

专利名称(译)	超声波送受信装置		
公开(公告)号	JP4286621B2	公开(公告)日	2009-07-01
申请号	JP2003327070	申请日	2003-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00 G01B17/00 A61B8/08 G01B17/06 G01S7/52 G01S7/524 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/0875 G01S7/52038 G01S15/895 G01S15/8961		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14 G01B17/00.B G01B17/06 G01S15/89.B G01S7/52.P G01S7/524.Z		
F-TERM分类号	2F068/AA39 2F068/CC07 2F068/DD04 2F068/FF05 2F068/FF12 2F068/FF21 2F068/JJ02 2F068/JJ03 2F068/KK07 2F068/KK14 2F068/KK17 2F068/PP11 2F068/RR13 4C601/BB11 4C601/BB13 4C601/BB15 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/DD10 4C601/EE01 4C601/GA11 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/HH03 4C601/HH05 4C601/HH10 4C601/HH21 4C601/HH35 4C601/JB01 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB31 4C601/JB44 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL03 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC04 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AE08 5J083/BA03 5J083/BA09 5J083/BC18 5J083/BE28 5J083/CA03 5J083/EA01		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2005087576A JP2005087576A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波发送/接收装置，其能够以高分辨率对骨骼部分周围的微组织和对象骨骼内的微组织进行成像。解决方案：超声波发送/接收装置包括根据多个施加的驱动信号操作的发送元件11和12，用于产生要施加到发送元件的驱动信号的合成器21和22，用于控制合成器的系统控制部分46使发送元件11在扫描频率的同时发送第一超声波并使发送元件12在扫描频率的同时发送第二超声波，从而保持与第一超声波的频率的预定差异，接收部分14用于接收超声回波和振动声并输出检测信号的信号处理部分41，用于对超声回波的检测信号进行预定信号处理，信号处理部分42，用于对所述检测信号进行处理，以对所述检测信号进行处理。振动声音和用于pr。的显示图像操作部分45基于处理后的检测信号的B模式B模式图像数据。 Z

】

