

(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2020-18789

(P2020-18789A)

(43) 公開日 令和2年2月6日(2020.2.6)

(51) Int.Cl.

A61B 8/15 (2006.01)

F1

A61B 8/15

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2018-147076 (P2018-147076)
 (22) 出願日 平成30年8月3日(2018.8.3)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 鈴木 敦郎
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 (72) 発明者 坪田 悠史
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 (72) 発明者 武 文晶
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

最終頁に続く

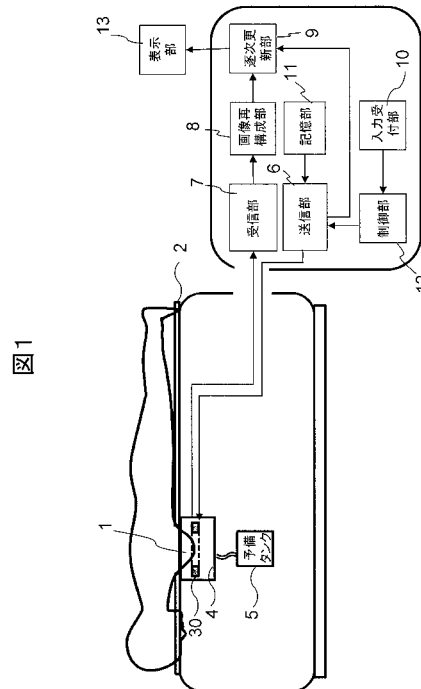
(54) 【発明の名称】 超音波CT装置、超音波画像生成装置、および、超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 仮想焦点法で生成された透過波画像をFWI法により逐次更新して高空間分解能の透過波画像を生成する。

【解決手段】 複数の振動子が配列された振動子アレイの2以上の振動子に送信信号を出力し、2以上の振動子から超音波を送信させることにより、送信された超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射する。照射波が被写体を透過した透過波を、振動子アレイの複数の振動子が受信して出力する測定受信信号を得る。測定受信信号を処理して、撮像領域の透過波画像を生成する。模擬的な照射波を透過波画像が表す撮像領域に照射し、その透過波を複数の振動子が受信することにより得られる模擬受信信号を、透過波画像を用いて演算により求め、模擬受信信号を用いて透過波画像を修正する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子が配列された振動子アレイの 2 以上の前記振動子に送信信号を出力し、前記 2 以上の振動子から超音波を送信させることにより、送信された前記超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射する送信部と、

前記照射波が前記被写体を透過した透過波を、前記振動子アレイの複数の前記振動子が受信して出力する測定受信信号を受け取る受信部と、

前記測定受信信号を処理して、前記撮像領域の透過波画像を生成する画像再構成部と、

模擬的な照射波を前記透過波画像が表す撮像領域に照射し、その透過波を複数の振動子が受信することにより得られる模擬受信信号を、前記透過波画像を用いて演算により求め、前記模擬受信信号を用いて前記透過波画像を修正する逐次更新部とを有することを特徴とする超音波 CT 装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波 CT 装置であって、前記逐次更新部は、前記模擬受信信号と前記測定受信信号との誤差を小さくするように前記透過波画像を逐次的に修正することを特徴とする超音波 CT 装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波 CT 装置であって、前記透過波画像は、前記被写体の物性値分布を示す画像であることを特徴とする超音波 CT 装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波 CT 装置であって、前記送信部は、予め定められた仮想焦点で前記照射波が焦点を結ぶように、複数の前記振動子に出力する前記送信信号をそれぞれ所定の遅延時間で遅延させ、

前記逐次更新部は、前記模擬的な照射波として、前記仮想焦点に焦点を結ぶ波形を用いることを特徴とする超音波 CT 装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波 CT 装置であって、前記逐次更新部は、撮像領域に対する位置関係が、前記送信部が送信信号を出力して超音波を送信させた 2 以上の前記振動子と同じ位置にそれぞれ模擬音源を配置して、複数の前記模擬音源から照射される超音波の重ね合わせた波形を前記模擬的な照射波とすることを特徴とする超音波 CT 装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波 CT 装置であって、前記逐次更新部は、前記送信部から前記振動子ごとの前記遅延時間を受け取って、複数の前記模擬音源から送信させる超音波の波形をそれぞれ遅延させることを特徴とする超音波 CT 装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波 CT 装置において、 A を前記模擬音源の強度および位相を調整する複素数の係数、 i を虚数、 ω を角周波数、 t_0 をある基準となる時刻、 t_{delay} を前記遅延時間、 t_{error} を前記振動子が超音波を発生する時刻の誤差としたときに、前記模擬音源の発生する超音波の音圧波形 $f(\omega)$ を

【数 1】

$$f(\omega) = A \cdot \exp\{i \cdot \omega \cdot (t_0 - t_{delay} - t_{error})\}$$

と表すことを特徴とする超音波 CT 装置。

【請求項 8】

請求項 4 に記載の超音波 CT 装置であって、前記逐次更新部は、前記仮想焦点の位置に単一の模擬音源を配置し、前記模擬音源の発生する超音波を前記模擬的な照射波とすることを特徴とする超音波 CT 装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波 CT 装置において、記憶部をさらに有し、前記記憶部には、事前に計算しておいた前記単一の模擬音源から発せられた前記模擬的な照射波が前記振動子

40

50

アレイの位置に到達する時刻までの模擬照射波の音圧分布が記憶され、

前記逐次更新部は、前記記憶部から前記模擬照射波の音圧分布を読み出し、記憶した模擬照射波の分布から計算を開始することを特徴とする超音波CT装置。

【請求項10】

請求項4に記載の超音波CT装置において、前記仮想焦点は、前記振動子が発生した超音波が伝搬する方向とは、逆側に設定されることを特徴とする超音波CT装置。

【請求項11】

請求項4に記載の超音波CT装置において、前記仮想焦点は、前記振動子が発生した超音波が伝搬する方向に設定されることを特徴とする超音波CT装置。

【請求項12】

請求項4に記載の超音波CT装置において、前記送信部は、前記照射波を、前記被写体に対する入射角度の異なる複数のビューごとに照射し、

前記仮想焦点と前記撮像領域の中心との距離は、前記ビューごとに異なることを特徴とする超音波CT装置。

【請求項13】

請求項1に記載の超音波CT装置において、前記画像再構成部の生成した透過波画像を表示するか、前記逐次更新部に修正された前記透過波画像を生成させ、それを表示するかどうかの選択を、ユーザから受け付ける入力受付部をさらに有することを特徴とする超音波CT装置。

【請求項14】

請求項4に記載の超音波CT装置において、複数の前記模擬音源を用いるか、単一の前記模擬音源を用いるかの選択を、ユーザから受け付ける模擬音源数受付部をさらに有し、

前記逐次更新部は、前記模擬音源数受付部においてユーザが複数の前記模擬音源を用いることを選択した場合、前記送信部から前記振動子ごとの前記遅延時間を受け取って、複数の前記模擬音源から送信させる超音波の波形をそれぞれ遅延させて前記模擬的な照射波の波形を生成し、ユーザが単一の前記模擬音源を用いることを選択した場合、仮想焦点に一つの前記模擬音源を配置することにより、前記模擬的な照射波の波形を生成することを特徴とする超音波CT装置。

【請求項15】

2以上の振動子から超音波を送信された前記超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射し、前記照射波が前記被写体を透過した透過波を複数の振動子により受信した測定受信信号を受け取る測定受信信号受付部と、

前記測定受信信号を処理して、前記撮像領域の透過波画像を生成する画像再構成部と、

模擬的な照射波を前記透過波画像が表す撮像領域に照射し、その透過波を複数の振動子が受信することにより得られる模擬受信信号を、前記透過波画像を用いて演算により求め、前記模擬受信信号を用いて前記透過波画像を修正する逐次更新部とを有することを特徴とする超音波画像生成装置。

【請求項16】

請求項15に記載の超音波画像生成装置であって、前記逐次更新部は、前記模擬受信信号と前記測定受信信号との誤差を小さくするように前記透過波画像を逐次的に修正することを特徴とする超音波画像生成装置。

【請求項17】

請求項15に記載の超音波画像生成装置であって、前記照射波が予め定められた仮想焦点で焦点を結ぶように、2以上の前記振動子から送信された超音波はそれぞれ所定の遅延時間で遅延させられたものであり、

前記測定受信信号受付部は、前記仮想焦点の位置を受け取り、

前記逐次更新部は、前記模擬的な照射波として、前記仮想焦点に焦点を結ぶ波形を生成することを特徴とする超音波画像生成装置。

【請求項18】

請求項17に記載の超音波画像生成装置であって、前記逐次更新部は、撮像領域に対す

10

20

30

40

50

る位置関係が、前記 2 以上の振動子と同じ位置にそれぞれ模擬音源を配置して、前記模擬音源からそれぞれ前記遅延時間で遅延させた超音波の波形を発生させた場合、発生させた超音波の波形の重ね合わせによって生じる波形を演算により求めることにより、前記模擬的な照射波を演算により求めることを特徴とする超音波画像生成装置。

【請求項 19】

請求項 17 に記載の超音波画像生成装置であって、前記逐次更新部は、前記仮想焦点の位置に単一の模擬音源を配置することにより、前記模擬的な照射波として、前記仮想焦点に焦点を結ぶ波形を生成することを特徴とする超音波画像生成装置。

【請求項 20】

2 以上の振動子から超音波を送信された前記超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射し、前記照射波が前記被写体を透過した透過波を複数の振動子により受信した測定受信信号を受け取り、

前記測定受信信号を処理して、前記撮像領域の透過波画像を生成し、

模擬的な照射波を前記透過波画像が表す撮像領域に照射し、その透過波を複数の振動子が受信することにより得られる模擬受信信号を、前記透過波画像を用いて演算により求め、前記模擬受信信号を用いて前記透過波画像を修正することを特徴とする超音波画像生成方法。

10

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波 CT の画像再構成法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波測定を乳がんの検出に応用した医療用診断装置として、乳房専用超音波 CT (Computed tomography) 装置が知られている (特許文献 1)。超音波 CT 装置では、水中に挿入された乳房の周囲に、超音波の送信および受信器である振動子アレイを配置し、全周方向について超音波の反射信号および透過信号を測定し、反射信号からは反射波画像を、透過信号からは透過波画像を再構成する。これにより、乳房の断層画像が取得される。反射波画像からは、乳房組織の構造に関する情報が得られる。透過波画像としては、音速画像や減衰量画像が生成され、組織における超音波の音速・減衰に関する情報が得られる。一般に、組織の音速および減衰量は定量値であり、腫瘍における音速および減衰量は、周囲の乳腺、脂肪等の正常組織に比べて高いため、透過波画像から腫瘍を定量的に検出することが可能である。音速画像や減衰量画像の信頼性の向上のため、透過信号を高感度に取得する技術と、透過信号から空間分解能の高い透過波画像を高精度に再構成する画像再構成法が重要である。

30

【0003】

透過波画像の撮像方法として、一つの音源 (振動子) から所定の角度で広がる拡散波を被写体に照射し、透過信号を取得する方法がある (非特許文献 1)。この方法では、乳房サイズが大きい場合、超音波が減弱して透過信号の強度が小さくなるため、空間分解能の高い透過波画像を再構成することが難しい場合がある。一方、高感度に透過波画像を撮像する方法として、仮想焦点を仮定し、振動子アレイ上の複数の音源からそれぞれ所定の遅延時間ずつ遅延させた超音波を発生することで、仮想焦点から所定の角度で広がる拡散波が照射された場合と同様の広がり角や波面をもつ拡散波を照射する仮想焦点法がある (特許文献 1)。この仮想焦点法は、複数の音源から超音波を照射するため、一つの音源から照射する場合に比べて照射波の音圧が大きい。このため、仮想焦点法は、信号対雑音比を大きくすることが可能であり、乳房サイズが大きい場合でも空間分解能の高い透過波画像を生成することが可能となる。

40

【0004】

50

透過信号から透過波画像を生成する画像再構成法としては、ストレートレイ(straight-ray)法やベントレイ(bent-ray法)がある(非特許文献2)。straight-ray法は超音波の軌跡を直線に近似して画像再構成を行う方法であり、計算は高速であるが空間分解能は低い。bent-ray法は超音波の屈折を考慮して画像再構成を行う方法であり、空間分解能はstraight-ray法よりも高い。また、これらの画像再構成法より高い空間分解能の透過波画像を再構成可能な方法として、FWI(full waveform inversion)法が知られている(非特許文献1)。FWI法は、測定された透過信号から従来の再構成法で透過波画像を得て、この透過波画像に基づいて超音波の伝搬シミュレーションを行い、測定された透過信号データとシミュレーションデータの誤差が小さくなるように透過波画像を逐次更新していく方法である。超音波の伝搬シミュレーションを行う際には、超音波の屈折、回折、干渉、減衰等の物理モデルを考慮して行うため、更新される透過波画像の空間分解能は、従来の再構成法よりも高い。非特許文献3には、FWI法における超音波の伝搬シミュレーション方法として、透過波画像に対して模擬的な音源を配置して模擬的な照射波を照射した場合の音圧分布を、周波数領域のヘルムホルツ方程式を有限差分法で解くことにより求める方法が開示されている。

10

【0005】

また、特許文献4には、超音波CT装置の振動子アレイの振動子(音源)ごとの超音波発生時刻の誤差をキャリブレーションにより求める方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0006】

【特許文献1】特開2018-94022号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Proc. SPIE 6510, Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging, 65104S

【非特許文献2】Ultrasound in medicine & biology 2007, 35; 1615-28

【非特許文献3】GEOPHYSICS 1999, 64; 888-901

【非特許文献4】Japanese Journal of Applied Physics 2017, 56; 07JF07

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

非特許文献1に記載の技術では、一つの音源(振動子)から拡散波を被写体に照射して取得した透過波信号を再構成した透過波画像を初期画像としてFWI法を行っており、透過波画像に基づく超音波の伝搬シミュレーションも、一つの音源から模擬的な超音波が照射される場合について行われている。

【0009】

一方、特許文献1の仮想焦点法は、振動子アレイ上の複数の振動子から、それぞれ所定の遅延時間ずつ遅延させた超音波を照射する方法であるため、従来の一つの振動子から超音波を発生するFWI法を仮想焦点法に適用することはできない。

40

【0010】

本発明の目的は、仮想焦点法で生成された透過波画像をFWI法により逐次更新して高空間分解能の透過波画像を生成することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明によれば、複数の振動子が配列された振動子アレイの2以上の振動子に送信信号を出力し、2以上の振動子から超音波を送信させることにより、送信された超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射する送信部と、照射波が被写体を透過した透過波を、振動子アレイの複数の振動子が受信して出力する測定受信信号を受け取る受信部と、測定受信信号を処理して、撮

50

像領域の透過波画像を生成する画像再構成部と、模擬的な照射波を透過波画像が表す撮像領域に照射し、その透過波を複数の振動子が受信して得られる模擬受信信号を、透過波画像を用いて演算により求め、模擬受信信号を用いて透過波画像を修正する逐次更新部とを有する超音波CT装置が提供される。

【発明の効果】

【0012】

このような構成により、高感度撮像法である仮想焦点法における透過波画像の空間分解能を向上することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施形態1の超音波CT装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施形態1の超音波CT装置の振動子アレイの構造を示す説明図である。

【図3】(a)仮想焦点法により図2の振動子アレイの複数の振動子から照射される照射波の波面を示す説明図であり、(b)は(a)の拡大図である。

【図4】(a)仮想焦点法により複数の振動子から照射される照射波を示す説明図であり、(b)単一の振動子から照射される照射波を示す説明図である。

【図5】実施形態1の超音波CT装置の動作を示すフローチャートである。

【図6】実施形態1の超音波CT装置において、各ビューについて超音波を送信する振動子の遅延時間と遅延誤差の値を、仮想焦点位置ごとに示すテーブルである。

【図7】実施形態1において、照射波の反射波と透過波を示す説明図である。

【図8】(a)超音波CT装置で再構成された透過波画像を示す説明図であり、(b)透過波画像に対して模擬音源を設定し模擬照射波を照射して模擬受信信号を求め、模擬受信信号を測定受信信号の差から修正後の画素値を求めるシミュレーションを説明する図であり、(c)修正後の透過波画像を示す説明図である。

【図9】実施形態1の変形例として、仮想焦点を振動子アレイの内側に配置した例を示す説明図である。

【図10】実施形態1の変形例として、仮想焦点の位置をビューごとに異ならせる例を示す説明図である。

【図11】実施形態2の単一の模擬音源を仮想焦点の位置に配置してFWI法により模擬的な照射波を照射するシミュレーションを示す説明図である。

【図12】実施形態2において、事前計算領域を透過波画像の撮像領域の外側に設定して、予め音圧分布の計算を実行しておく方法を示す説明図である。

【図13】実施形態1, 2の変形例として、ユーザから選択を受け付けるユーザインタフェース用画面の例を示す説明図である。

【図14】実施形態3の超音波画像生成装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明を一実施形態について、図面を参照して説明する。

【0015】

<<実施形態1>>

実施形態1の超音波CT装置について図1等を用いて説明する。ここでは、乳癌検診に適した超音波CT装置について説明するが、撮影対象は、乳房に限定されない。

【0016】

図1のように、実施形態1の超音波CT装置は、送信部6と、受信部7と、画像再構成部8と、逐次更新部9と、入力受付部10と、記憶部11と、全体の動作を制御する制御部12とを備えて構成される。送信部6および受信部7には、図2に示したように、複数の振動子3が、所定の形状(例えばリング状)に配列された振動子アレイ30が接続されている。逐次更新部9には、表示部13が接続されている。

【0017】

振動子アレイ30は、円柱状の水槽4の内部に配置されている。水槽4は、被写体1を

10

20

30

40

50

乗せるベッド 2 に設けられた開口の下部に配置されている。被写体 1 は、ベッド 2 上でうつぶせになり、ベッド 2 の開口に乳房を挿入する。図示していないが、水槽 4 の軸方向に振動子アレイを平行移動することができる駆動機構が備えられていてもよい。振動子は、超音波の送受信器であり、例えば圧電素子を用いる。水槽 4 には、温水が満たされ、予備タンク 5 が接続されている。予備タンク 5 は、水槽 4 の温水を浄化、過熱、脱気する機能を備えている。

【0018】

送信部 6 は、振動子アレイ 30 の 2 以上の振動子 3 a に送信信号（電気信号）を出力し、2 以上の振動子 3 a から超音波を送信させる。これにより、2 以上の振動子 3 a から送信された超音波の重ね合わせにより形成された照射波 40 を、撮像領域に配置された被写体 1 に照射する。リング状の振動子アレイ 30 の場合、撮像領域はリング内の領域である。

10

【0019】

このとき、送信部 6 は、図 3 (a)、(b) に示したように予め定められた仮想焦点 60 で照射波が焦点を結ぶように、複数の振動子 3 a に出力する送信信号を仮想焦点 60 と振動子 3 a との距離に応じた遅延時間ずつ遅延させる。これにより、図 4 (a) のように仮想焦点 60 から所定の広がり角で扇型に広がるファンビームと同様の広がり角および波面の照射波（ファンビーム）40 を、複数の振動子 3 a から照射することができ、図 4 (b) のように単一の振動子から照射する照射波と比較して、音圧の大きな照射波 40 を被写体 1 に向かって照射できる。

20

【0020】

照射波 40 が被写体 1 を透過した透過波 50 は、振動子アレイ 30 の複数の振動子 3 により受信される。複数の振動子 3 は、受信した透過波 50 を電気信号に変換した測定受信信号を出力する。受信部 7 は、測定受信信号を受け取って A / D 変換する。

【0021】

画像再構成部 8 は、測定受信信号を処理して、撮像領域の透過波画像を再構成する。透過波画像として、撮像領域における物性値分布（例えば、音速分布および / または減衰量分布）を示す画像を公知の方法により生成する。

【0022】

逐次更新部 9 は、透過波画像が表す物性値分布に対して、模擬的な照射波を照射し、その透過波を複数の振動子が受信した場合に得られる模擬受信信号を、透過波画像の示す音速分布や減衰量分布を用いて演算（シミュレーション）により求める。模擬的な照射波としては、仮想焦点 60 に焦点を結ぶ波形を生成する。求めた模擬受信信号を用いて、透過波画像を逐次修正する。例えば、逐次更新部 9 は、模擬受信信号と測定受信信号との誤差を小さくするように透過波画像を逐次的に修正する。

30

【0023】

このように、本実施形態では、仮想焦点 60 を設定し、仮想焦点 60 から所定の広がり角で広がっていると同様の広がり角をファンビームの照射波を複数の振動子から照射して、測定受信信号を取得するとともに、逐次更新部 9 は、模擬的な照射波を仮想焦点に焦点を結ぶ波形を生成する。これにより、仮想焦点法で生成された透過波画像を逐次更新して高空間分解能の透過波画像を生成することができる。

40

【0024】

なお、画像再構成部 8、逐次更新部 9 および制御部 12 は、CPU (Central Processing Unit) や GPU (Graphics Processing Unit) 等のプロセッサと、メモリとを備えたコンピュータ等によって構成され、CPU が、メモリに格納されたプログラムを読み込んで実行することにより、画像再構成部 8 および逐次更新部 9 の機能をソフトウェアにより実現する。また、画像再構成部 8 および逐次更新部 8 は、その一部または全部をハードウェアによって実現することも可能である。例えば、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) のようなカスタム IC や、FPGA (Field-Programmable Gate Array) のようなプログラマブル IC を用いて画像再構成部 8 および逐次更新部 8 を構成し、

50

その動作を実現するように回路設計を行えばよい。

【0025】

以下、実施形態1の超音波CT装置の各部の動作について、図5のフローを用いて説明する。

【0026】

制御部12は、入力受付部10を介して、撮像条件として、ユーザ（オペレータまたは被写体1自身）から仮想焦点60の位置（リング状の振動子30の中心からの距離）等を受け付ける（ステップ101）。もしくは、予め決めておいた仮想焦点60の位置を制御部12が用いてもよい。ユーザは、被写体1をベッド2に横たわらせて、乳房を水槽4に挿入させる。

10

【0027】

そして、入力受付部10がユーザから撮像開始の指示を受けた場合（ステップ102）、ステップ103に進み、送信部6は、記憶部11に予め格納しておいた図6のようなテーブルを参照することにより、送信信号を受け渡して照射波40を送信させる複数の振動子3aをビューごとに特定するとともに、ステップ101で設定された仮想焦点とリング状の振動子アレイ30の中心との距離に応じて、複数の振動子3aにそれぞれ出力する送信信号の遅延時間 t_{delay} を読み込む。遅延時間 t_{delay} は、仮想焦点60から所定の広がり角でファンビームを照射したのと同様の広がり角および波面を有する照射波40を複数の振動子3aから照射させた超音波の重ね合わせにより生成するための、複数の振動子3aごとの超音波の遅延時間である。遅延時間 t_{delay} は、仮想焦点60と複数の振動子3aとの距離に応じて予め算出された値である。送信部6は、周波数が数MHz程度の送信信号を生成し、記憶部11から読み込んだ遅延時間 t_{delay} で遅延させて複数の振動子3aにそれぞれ出力する（ステップ103）。

20

【0028】

これにより、送信信号を受け取った複数の振動子3aは、超音波をそれぞれ発生する。各振動子3aが発生した超音波は重なり合うことにより、図3(a)、(b)のように、仮想焦点60から拡散波（ファンビーム）が照射された場合と同様の広がり角および波面の照射波40を形成する。照射波40は被写体1に対して照射される（ステップ104）。このように複数の音源（振動子3a）から超音波を照射することにより、一つの音源から超音波を照射する場合に比べて信号対雑音比を大きくすることが可能となる。

30

【0029】

被写体1に照射された照射波40の一部は、被写体1の表面や被写体1内に存在する構造体（組織）の表面で反射され、これらの反射波70は、図7のように振動子アレイ30の振動子3により受信される。また、照射波40の一部は、被写体1の表面や内部で屈折を繰り返しながら被写体を透過し、これらの透過波50も振動子アレイの振動子3により受信される。受信部7は、振動子アレイ3から受信信号を受け取って、A/D変換等の処理を行う（ステップ105）。これら一連の超音波の送信および受信を、被写体の全周方向（全ビュー）から行う（ステップ106）。

【0030】

画像再構成部8は、透過波の受信信号を画像再構成することにより被写体内における超音波の音速分布画像と減衰量の分布画像の2種類を透過波画像として生成する。具体的には、例えば、画像再構成部8は、ストレートレイ法により音速分布画像を求めるため、各ビューにおける各振動子3の出力した透過信号に対して、時間方向にヒルベルト変換を実施し、受信波の最大振幅の受信タイミングを求める。画像再構成部8は、被写体1の挿入前に受信しておいた各振動子3の受信信号についても同様に最大振幅の受信タイミングを求める。画像再構成部8は、被写体1の挿入前後の受信タイミングの差を、各ビュー、各受信チャンネル毎にそれぞれ計算し、それらデータの集合であるサイノグラムを得る。画像再構成部8は、受信タイミングの差のサイノグラムをフィルタ補正逆投影法等で処理することにより、断層画像を再構成する。この断層画像は、被写体1の挿入前後の、超音波の「遅さ（Slowness）」の差の分布画像である。「遅さ」は、音速の逆数である。画像再構

40

50

成部 8 は、水の音速値（推定値）を用いて、「遅さ（Slowness）」の差の分布画像から、被写体 1 の音速の分布画像（音速画像）を生成する。

【 0 0 3 1 】

また、画像再構成部 8 は、ストレートレイ法により減衰量分布画像を生成するため、各ビューにおいて被写体 1 が挿入された状態で受信した透過信号について、各振動子 3 の振幅を求める。一方、画像再構成部 8 は、被写体 1 を挿入することなく受信しておいた各振動子 3 の受信信号の振幅を求める。画像再構成部 8 は、被写体 1 の挿入前後の振幅の対数の差を、各ビュー、各受信振動子について求め、サイノグラムを得る。画像再構成部 8 は、振幅の対数の差のサイノグラムを、X 線 CT の分野で広く利用されているフィルタ補正逆投影法（Filtered Back Projection, FBP）等で処理することにより、被写体 1 の断層画像を再構成する。これにより、被写体 1 の挿入前後の減衰量の差の分布画像が得られる。画像生成部は、水の減衰率として予め定めておいた値（推定値）を用いることにより、上記減衰率の差の分布画像から、被写体 1 の減衰量（単位：dB/cm）の分布を示す画像を生成することができる。

10

【 0 0 3 2 】

画像再構成部 8 は、反射波を受信した振動子 3 の受信信号を、遅延加算法等により整相加算することにより、各画素の信号強度を求め、被写体 1 の構造の境界が表れた反射波画像を生成する。

【 0 0 3 3 】

なお、振動子アレイ 30 を上下（水槽 4 の軸方向）に移動しながら、反射波信号および透過波信号を受信部 7 が収集することにより、画像再構成部 8 は、被写体 1 の反射波画像および透過波画像をそれぞれ三次元画像として取得することができる。

20

【 0 0 3 4 】

次に、逐次更新部 9 は、ステップ 107 で生成した透過波画像（音速分布画像または減衰量分布画像）を初期画像として、FWI 法により更新し、空間分解能を向上させる。このとき、本実施形態では、ステップ 104 において、仮想焦点法により、仮想焦点 60 から照射されたファンビームと同様の広がり角および波面の照射波 40 を複数の振動子 3 から照射しているため、FWI 法においても同様に、仮想焦点 60 から照射されたファンビームと同様の模擬照射波を、想定した模擬音源からシミュレーションにより生成する。

【 0 0 3 5 】

ここで、具体的な逐次更新部 9 の処理動作を説明する前に、本実施形態において、仮想焦点法で得られた透過波画像を FWI 法により更新する原理について説明する。FWI 法では、透過波画像が表す空間に模擬音源を配置し、模擬音源から照射波 40 に相当する模擬照射波をシミュレーションにより照射し、透過波画像が表す空間を透過した透過波の受信信号をシミュレーションにより求める。実施形態 1 では、模擬音源の数を実音源（振動子 3a）と同数とし、模擬音源の透過波画像の表す空間に対する位置を、実音源（振動子 3a）の撮像空間に対する位置と同一の関係になるように配置する。さらに、それぞれの模擬音源から発生する超音波を、実音源と同一の遅延時刻で遅延させる。ただし、FWI 法において超音波をシミュレーションする空間は、離散化されているため、模擬音源と実音源（振動子 3a）の位置が完全に同一でなくてもよい。また、実音源（振動子 3a）は、有限の広がりをもっているため、一つの実音源に対応する模擬音源を複数の超音波発生源の集合によって近似してもよい。あるいは、一つの実音源に対応する模擬音源を、一つの超音波発生源で近似してもよい。

30

40

【 0 0 3 6 】

FWI 法を時間領域で実行する場合には、模擬音源から発生する超音波の時刻を遅延時間の分だけ遅らせればよい。一方、FWI を周波数領域で実行する場合には、模擬音源の音圧波形 $f(\)$ を以下の式 (1) のように複素数で表せばよい。

【 0 0 3 7 】

【数 1】

$$f(\omega) = A \cdot \exp\{i \cdot \omega \cdot (t_0 - t_{\text{delay}} - t_{\text{error}})\} \quad (1)$$

ここで、Aは模擬音源の音圧波形の強度および位相を調整する複素数の係数、iは虚数、 ω は角周波数、 t_0 はある基準となる時刻、 t_{delay} は遅延時間、 t_{error} は実音源が超音波を発生する時刻の誤差を表す。遅延誤差 t_{error} は、複数の振動子3aごとの超音波を発生する時刻の誤差を補正するための遅延時間であり、予め行ったキャリブレーションにより求めた値等を用いる（キャリブレーション方法の一例については非特許文献4参照）。模擬音源の調整係数Aは、例えばPrattの信号推定法により求めることができる（非特許文献1）。 t_0 は模擬音源によらない定数であり、例えば0でもよい。遅延時間 t_{delay} 、遅延誤差 t_{error} は、模擬音源ごとに値を設定する。本実施形態では、実音源（振動子3a）と同じ遅延時間 t_{delay} 、遅延誤差 t_{error} の値を用いるため、逐次更新部9は、送信部6から遅延時間 t_{delay} 、遅延誤差 t_{error} を受け取る構成とする。

10

【0038】

次に、模擬照射波が初期画像である透過波画像を透過した後の模擬透過波を振動子3と同じ位置に配置した模擬振動子が受信して得られる模擬受信信号を計算により求める。そして、ステップ105で受信部7が受信した透過波50の受信信号（以下、測定受信信号と呼ぶ）と、模擬受信信号の誤差が小さくなるように、初期画像を修正する。この一連のシミュレーションと透過波画像の修正を逐次的に繰り返すことで、測定受信信号と模擬受信信号の誤差を小さくし、誤差が十分に小さくなった後、つまり透過波画像が収束した後に画像を出力する。このようにして仮想焦点法で得られた透過波画像にFWIを実行することにより、空間分解能の高い透過波画像を取得することが可能となる。なお、測定受信信号と模擬受信信号の誤差を表示部画面上に出力することで、透過波画像が収束していく様子をユーザーに提示してもよい。

20

【0039】

FWI法は具体的には、まず、模擬音源と透過波画像から模擬照射波の音圧分布を計算することにより、模擬受信信号の音圧を計算により求めるアルゴリズムと、得られた音圧（模擬受信信号）と測定で得られた音圧（測定受信信号）の誤差の関数である目的関数を最小にするように透過波画像を修正する逆問題のアルゴリズムとからなる。模擬音源と透過波画像から模擬照射波の音圧分布を求めるアルゴリズムとしては、例えば、周波数領域のヘルムホルツ方程式を有限差分法で解く方法を用いることができる（非特許文献3）。周波数領域におけるヘルムホルツ方程式は次の式で表わされる。

30

【0040】

【数 2】

$$\left(\nabla^2 + \frac{\omega^2}{c(\mathbf{r})^2} \right) u(\mathbf{r}, \omega) = f(\mathbf{r}, \omega) \quad (2)$$

ここで、 ω は角周波数、 \mathbf{r} は位置である。 $c(\mathbf{r})$ は、透過波画像の位置 \mathbf{r} の画素の画素値である音速または減衰量を表す。 $u(\mathbf{r}, \omega)$ は、撮像領域（透過波画像）の位置 \mathbf{r} の音圧を表す。 $f(\mathbf{r}, \omega)$ は、式(1)の関数でそれぞれ表される複数の模擬音源の音圧 $f(\mathbf{r}, \omega)$ であり、 \mathbf{r} は、音源の位置である。式(2)の

40

【数 3】

$$\nabla^2 \quad (3)$$

はラプラシアンである。

【0041】

空間を離散化し、式(2)を有限差分法による行列表現で表わすと以下のようなになる。

【0042】

【数 4】

$$\mathbf{S}(\omega)\mathbf{u}(\omega) = \mathbf{f}(\omega) \quad \text{or} \quad \mathbf{u}(\omega) = \mathbf{S}(\omega)^{-1}\mathbf{f}(\omega) \quad (4)$$

式(4)において、 $\mathbf{S}(\omega)$ は、インピーダンス行列と呼ばれ、有限差分法における音圧 $u(r, \omega)$ の係数行列を表す。すなわち、 $\mathbf{S}(\omega)$ は、式(2)における音圧 $u(r, \omega)$ の左側の括弧内の行列を表している。なお、式(4)において、位置座標を表す r は省略している。

【0043】

式(4)から明らかなように、式(1)で表される音源とインピーダンス行列 $\mathbf{S}(\omega)$ の逆行列から、撮像領域(透過波画像)の位置 r の音圧を表す行列 $\mathbf{u}(r, \omega)$ を求めることができる。

【0044】

一方、上述の逆問題の解法としては、式(4)の計算で得られる音圧を表す行列 $\mathbf{u}(r, \omega)$ (式(5)では、 $\mathbf{u}_s(r, \omega, c)$ と表す)と、ステップ105で受信部7が得た測定受信信号(音圧)を表す行列 $\mathbf{u}_m(r, \omega)$ の残差二乗和である目的関数 $E(r, \omega, c)$ の最小化を行う。

【0045】

【数 5】

$$E(\omega, c) = \frac{1}{2}(\mathbf{u}_s(\omega, c) - \mathbf{u}_m(\omega))^H (\mathbf{u}_s(\omega, c) - \mathbf{u}_m(\omega)) \quad (5)$$

式(5)において、 H はエルミート転置を表す。

【0046】

式(5)の目的関数 $E(r, \omega, c)$ を最小化するために、透過波画像の画素値 c は、例えば以下の式(6)で表される最急降下法により逐次的に修正することができる。

【0047】

【数 6】

$$c^{n+1} = c^n - \alpha \nabla E(\omega, c^n) \quad (6)$$

式(6)において、 n は反復回数であり、 c^n は、修正前(n 回目)の透過波画像上の画素値(音速または減衰量)、 c^{n+1} は、修正後($n+1$ 回目)の透過波画像上の画素値であり、 α はステップ長と呼ばれる修正量を調整するパラメータである。

【0048】

このように、本実施形態では仮想焦点法において、複数の音源から遅延時間を設定して超音波を発生させて撮像した透過波画像に、FWI法を適用することができ、さらに高い空間分解能を有する透過波画像を生成することができる。

【0049】

なお、上記説明においては、最急降下法により透過波画像を修正しているが、修正する方法は最急降下法に限定されない。例えば、共役勾配法などの他のアルゴリズムを用いてもよい。また、本発明のFWIは、周波数領域、時間領域のいずれの領域でも実行することが可能である。

【0050】

以上の原理に基づいて、ステップ107で画像再構成部8が生成した透過波画像を、逐次更新部9が逐次修正する動作について、具体的に説明する。

【0051】

まず、図8(a)のようにステップ107で生成された透過波画像の画素値の行列 $\mathbf{c}(r)$ (r は、画素の位置)と、図8(b)のように透過波画像に対して設定した複数の模擬音源の音圧の行列 $\mathbf{f}(r, \omega)$ (r は、模擬音源の位置)を用いて、撮像領域(透過波画像)の音圧の行列 $\mathbf{u}(r, \omega)$ (r は、位置 r)を式(4)により求める。これにより、ステップ105で測定受信信号を受信した振動子3の位置 r の音圧 $u(r, \omega)$ をそれぞれ算出することにより、模擬受信信号 $\mathbf{u}(r, \omega)$ を求める(ステップ108)。

【0052】

10

20

30

40

50

このとき、複数の模擬音源の音圧の行列 $f(r,)$ で用いる模擬音源の位置 r は、ステップ107で生成された透過波画像に対して、実音源（振動子3a）と被写体1の位置関係と同じになるようにし、模擬音源の数も振動子3aと同数とする。また、 $f(r,)$ で用いられる各模擬音源の音圧 $f()$ は、式(1)で表される。式(1)における各模擬音源の遅延時間 t_{delay} および遅延誤差 t_{error} は、逐次更新部9が、送信部6から値を受け取ってその値を用いる。

【0053】

つぎに、逐次更新部9は、ステップ105で受信部7が受信した透過波50の測定受信信号と、ステップ108で算出した模擬受信信号の差である目的関数 $E(, c)$ を上述の式(5)により求める（ステップ109）。差（目的関数 $E(, c)$ ）が予め定めた閾値 th よりも大きい場合（ステップ110）、式(6)により、透過波画像の画素値ごとに、修正後の画素値 c^{n+1} を算出する（ステップ111）。すべての画素について修正後の画素値 c^{n+1} を算出して、透過波画像の画素値 c^n を修正後の画素値 c^{n+1} に置き換えることにより、図8(c)のように透過波画像を修正する（ステップ112）。

10

【0054】

逐次更新部9は、ステップ112で得られた修正後の透過波画像に対して上記ステップ108～ステップ112を繰り返すことによりさらに透過波画像を修正する。逐次更新部9は、ステップ108～ステップ112をステップ110において差（目的関数 $E(, c)$ ）が予め定めた閾値 th 以下になるまで繰り返す。ステップ110において、差（目的関数 $E(, c)$ ）が予め定めた閾値 th 以下になった場合、逐次更新部9は、逐次修正が収束したと判断して、透過波画像を表示部13に表示させる。

20

【0055】

以上により、仮想焦点法により、複数の音源から遅延時間を設定して超音波を発生させて撮像した透過波画像に、FWI法を適用して、高い空間分解能を有する透過波画像を生成する処理を実現できる。

【0056】

なお、ステップ110において、上述の実施形態では、差（目的関数 $E(, c)$ ）が予め定めた閾値 th 以下になった場合に逐次修正が収束したと判断しているが、これ以外の判断基準を用いることも可能である。例えば、上記ステップ108～ステップ112を予め定めた回数繰り返した場合には、逐次修正が収束したと判断することができる。

30

【0057】

<<実施形態1の変形例>>

以下では、仮想焦点60の設定位置の変形例について説明する。図2等に示したように、上述した実施形態1では、仮想焦点60を、複数の振動子3aが発生した超音波が伝搬する方向とは反対側、つまりリング状の振動子アレイ30の外側に設定する例について説明した。このように、仮想焦点60を振動子アレイ30の外側に配置することにより、撮像領域をリング状の振動子アレイ30の内側全体にすることができるため、撮像領域を広く設定できる。しかしながら、本実施形態は、この構成に限られるものではなく、図9に示したように、振動子3aに対して超音波が伝搬する方向、つまり振動子アレイ30の内側に設定してもよい。この場合、撮像領域は、リング状の振動子アレイ30よりも狭くなるが、拡散波（ファンビーム）による被写体1の拡大撮像の効果が增大するため、空間分解能の向上が期待できる。

40

【0058】

また、図10に示すように、仮想焦点60から撮像領域（リング状の振動子アレイ30）の中心までの距離をビューごとに変えて撮像してもよい。仮想焦点60から撮像領域の中心までの距離が一定の場合、隣接するビュー同士の情報は相関が強いが、距離を変えることにより相関を弱くし、情報量を増加することが可能となる。結果として、透過波画像の画質の向上が期待できる。

【0059】

<<実施形態2>>

50

実施形態 2 の超音波 CT 装置について説明する。

【 0 0 6 0 】

上述した実施形態 1 では、逐次更新部 9 は、ステップ 1 0 8 において、模擬音源をステップ 1 0 4 で超音波を送信した実音源（複数の振動子 3 a）に対応する位置に配置し、FWI 法により模擬受信信号を算出していた。実施形態 2 では、逐次更新部 9 は、図 1 1 のように、単一の模擬音源を仮想焦点 6 0 の位置に配置し、単一の模擬音源の発生する超音波波形を模擬的な照射波としてシミュレーションに用いる。

【 0 0 6 1 】

なお、FWI 法において超音波をシミュレーションする空間は離散化されているため、模擬音源と仮想焦点の位置が完全に同一でなくてもよい。また、模擬音源は、複数の超音波発生源の集合によって近似してもよい。FWI 法を周波数領域で実行する場合、模擬音源の音圧波形は任意の複素数でよい。例えば、実施形態 1 で説明した式 (1) において、遅延時間 t_{delay} と遅延誤差 t_{error} をいずれもゼロとした数式で表される波形を用いる。このとき、式 (1) において A で表される、模擬音源の音圧波形の強度と位相を調整する係数は、例えば Pratt の信号推定法により求めることができる（非特許文献 1）。

【 0 0 6 2 】

実施形態 2 のように単一の模擬音源を用いた場合、シミュレーションする超音波の音圧分布は、実施形態 1 のように複数の模擬音源を用いた場合に比べて、滑らかな分布となる場合がある。結果として、実施形態 2 の透過波画像の画質は実施形態 1 よりも改善される場合がある。その一方で、仮想焦点 6 0 の位置が振動子アレイ 3 0 の外側にあることにより、図 1 1 に示すように、シミュレーションにより算出する音圧分布（透過波画像）の範囲が、模擬音源の位置である仮想焦点 6 0 の位置と、振動子アレイ 3 0 全体とを含む範囲となる。このため、実施形態 1 のように、複数の振動子 3 a の位置に模擬音源を配置する場合と比較して、音圧分布を算出する透過波画像のマトリクスサイズが増大するため、実施形態 2 の計算時間は実施形態 1 よりも長くなる。

【 0 0 6 3 】

そこで、実施形態 2 では、計算時間を短縮するため、図 1 2 に示すように、画像再構成部 8 がステップ 1 0 7 で生成する透過波画像の撮像領域（振動子アレイ 3 0 の内側領域）の外側に事前計算領域 1 2 1 を設定し、事前計算領域 1 2 1 における音圧分布を事前に計算しておく方法を用いてもよい。ただし、FWI 法は、時間領域で実行する場合を想定して説明する。まず、事前計算領域 1 2 1 として、仮想焦点 6 0 を含み、透過波画像の領域よりも広い領域を設定し、事前計算領域 1 2 1 において、模擬音源から発せられた超音波（模擬照射波）が振動子アレイ 3 0 の実音源（振動子 3 a）に到達する時刻 t までの音圧分布の計算を実行し、時刻 t における透過波画像の領域内の音圧分布を記憶部 1 1 に格納しておく。逐次更新部 9 は、ステップ 1 0 8 において、記憶部 1 1 から音圧分布を読み出して、透過波画像の領域内の模擬照射波の音圧分布の計算を開始し、模擬受信信号を算出する。これにより、計算時間を短縮することが可能となる。

【 0 0 6 4 】

超音波 CT 装置の他の構成および動作は、実施形態 1 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 6 5 】

< < 実施形態 1 , 2 の変形例 > >

逐次更新部 9 が、FWI 法により逐次修正して生成した透過波画像は、空間分解能は高いが計算時間は長い。そのため、図 1 3 のように、画像再構成部 8 が straight-ray 法や bent-ray 法などの単純画像再構成法で生成した画像を表示部 1 3 に表示させるか、もしくは、逐次更新部 9 が高精細画像再構成法である FWI 法により生成した画像を表示部 1 3 に表示させるか、ユーザが選択するユーザインタフェース用画面を制御部 1 2 が表示部 1 3 に表示させ、入力受付部 1 0 を介して、ユーザの選択を受け付けてもよい。例えば、実施形態 1 の図 5 のステップ 1 0 1 において図 1 3 の画面を制御部 1 2 が表示部 1 3 に表示させ、ユーザから選択を受け付ける。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

ステップ 1 0 1 において、ユーザが単純画像再構成法を選択した場合には、超音波 C T 装置は、ステップ 1 0 1 ~ ステップ 1 0 7 までを行い、ステップ 1 0 7 において画像再構成部 8 が s t r a i g h t - r a y 法や b e n t - r a y 法により生成した画像を画面内に透過波画像として表示する。このとき、図 1 3 の画面例において、ユーザが、単純画像再構成法のうち、s t r a i g h t - r a y 法および b e n t - r a y 法の一方を選択した場合には、ステップ 1 0 7 において画像再構成部 8 は、選択された方法により画像再構成を行う。

【 0 0 6 7 】

一方、ステップ 1 0 1 において、ユーザが高精細画像再構成法を選択した場合には、超音波 C T 装置は、ステップ 1 0 1 ~ ステップ 1 1 3 をすべて行って、逐次更新した透過波画像を表示部 1 3 に表示する。このとき、図 1 3 の画面例において、ユーザが、高精細画像再構成法 (F W I) を、複数音源で行うか単一音源で行うかのいずれか一方を選択した場合には、ステップ 1 0 8 において逐次更新部 9 は、選択された音源数でシミュレーションを行う。具体的には、複数音源 F W I が選択された場合には、逐次更新部 9 は、実施形態 1 で説明した方法でシミュレーションを行い、単一音源 F W I が選択された場合には、実施形態 2 で説明した方法でシミュレーションを行う。

10

【 0 0 6 8 】

< < 実施形態 3 > >

実施形態 1 および実施形態 2 では、送信部 6 および受信部 7 を含む超音波 C T 装置全体について説明したが、実施形態 3 では、外部の超音波 C T 装置が受信した測定受信信号を通信回線等を介して受け取って、逐次更新した高空間分解能の透過波画像を生成する超音波画像生成装置について図 1 4 を用いて説明する。

20

【 0 0 6 9 】

実施形態 3 の超音波画像生成装置は、図 1 4 のように測定受信信号受付部 1 4 1 と、画像再構成部 8 と、逐次更新部 9 とを備えて構成される。

【 0 0 7 0 】

外部の超音波 C T 装置は、2 以上の振動子から超音波を送信して、超音波の重ね合わせにより形成された照射波を、撮像領域に配置された被写体に照射し、照射波が被写体を透過した透過波を複数の振動子により受信することにより、受信信号を取得する。測定受信信号受付部 1 4 1 は、ユーザからこの受信信号を測定受信信号として通信回線等を介して受け取る。

30

【 0 0 7 1 】

また、測定受信信号受付部 1 4 1 は、測定受信信号の他に、測定受信信号の取得時の仮想焦点の位置、振動子の位置、および、送信信号の遅延時間も併せて受け取る。

【 0 0 7 2 】

画像再構成部 8 および逐次更新部 9 は、実施形態 1 および 2 と同様に、図 5 のステップ 1 0 7 ~ ステップ 1 1 3 を実行することにより、測定受信信号を処理して撮像領域の透過波画像を生成し、この透過波画像を F W I 法により逐次更新し、更新後の透過波画像を生成する。更新後の透過波画像は、通信回線等を介してユーザに出力する。

40

【 0 0 7 3 】

このように、実施形態 3 の超音波画像生成装置は、測定受信信号等を受け取って、逐次更新した高空間分解能の透過波画像を生成して出力することができる。

【 0 0 7 4 】

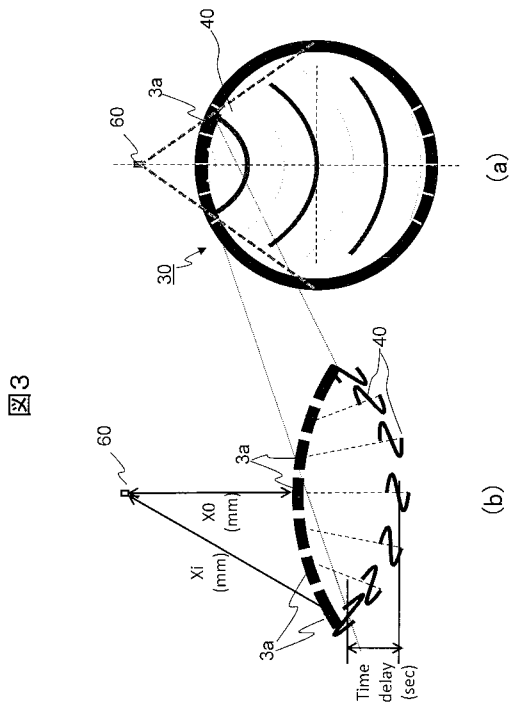
実施形態 3 の超音波画像生成装置は、既存の超音波 C T 装置の外付け装置として、また、既存の超音波 C T 装置と公衆回線やインターネット回線で接続されたアプリケーションサービスプロバイダ (A S P) や S a a S (Software as a service) 等のクラウドサービスを実現する装置として用いることができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

50

【 図 3 】



【 図 4 】

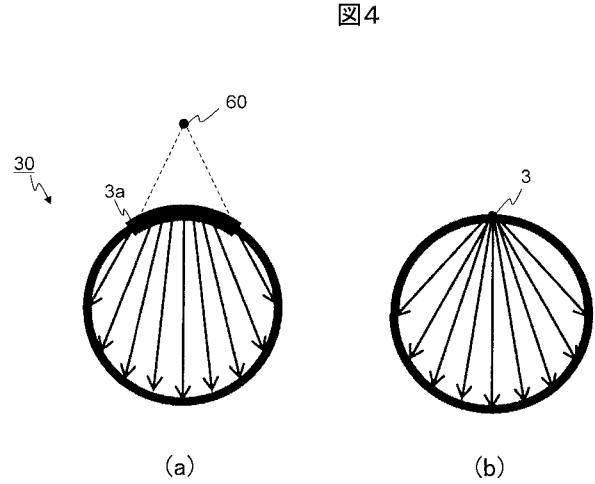
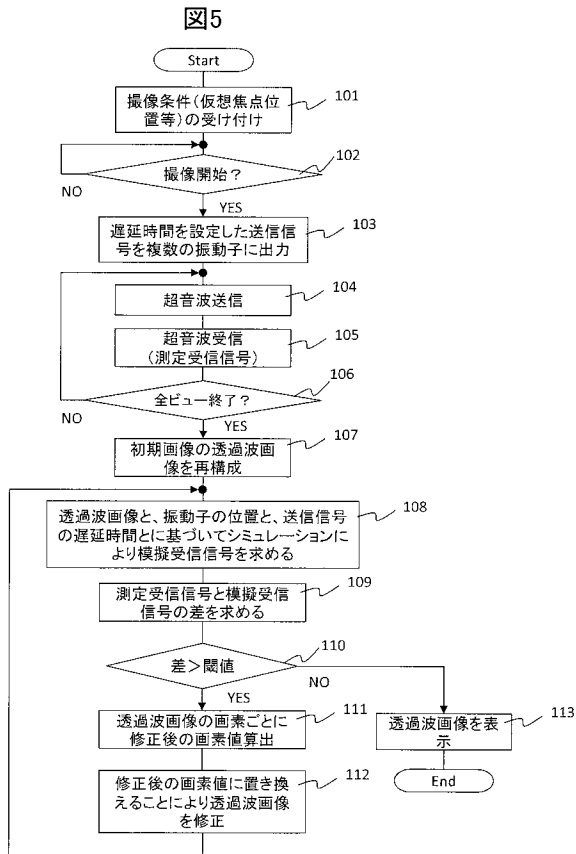


図4

【 図 5 】

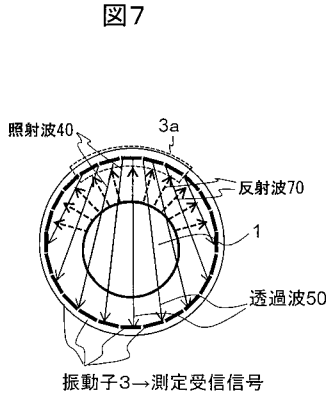


【 図 6 】

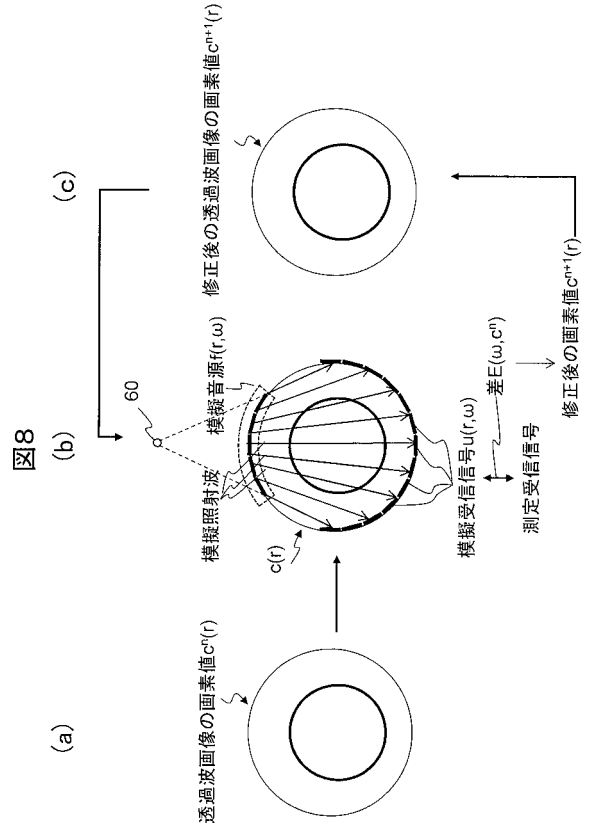
図6

			仮想焦点と振動子アレイの中心との距離		
			110mm	120mm	130mm
ビューNo.1	振動子No.1	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
	振動子No.2	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
			
ビューNo.2	振動子No.12	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
	振動子No.13	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
			
ビューNo.n	振動子No.240	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
	振動子No.241	遅延時間 t_{delay} (msec)			
		遅延誤差 t_{error} (msec)			
			

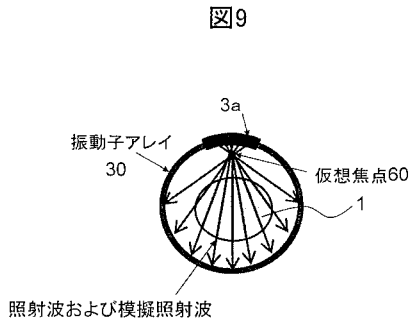
【 図 7 】



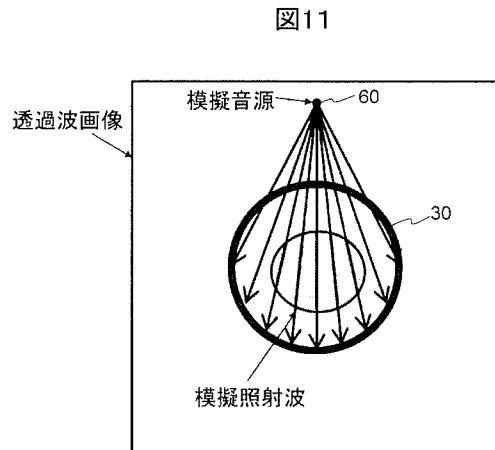
【 図 8 】



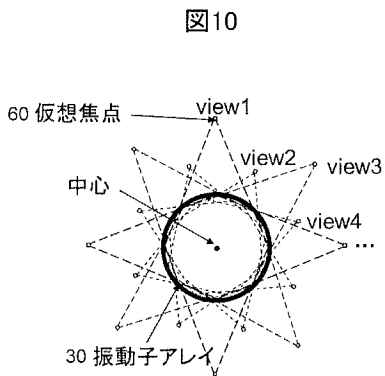
【 図 9 】



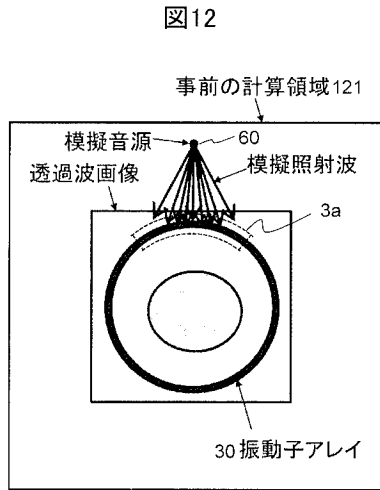
【 図 1 1 】



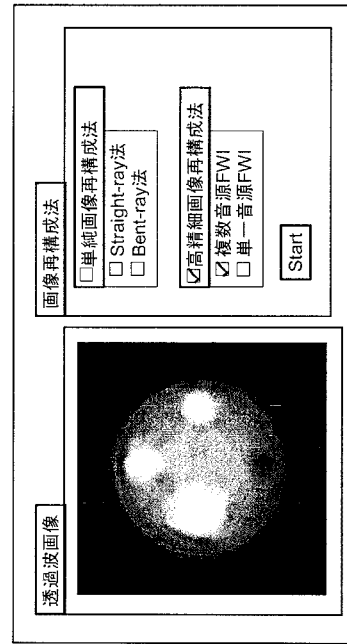
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】

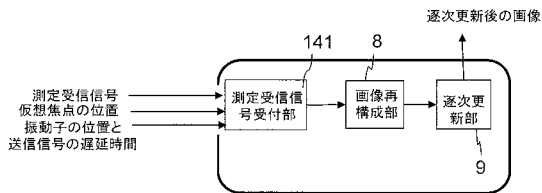


【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

図14



フロントページの続き

(72)発明者 山中 一宏

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

(72)発明者 川畑 健一

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD08 DD20 DD21 DE17 DE18 EE01 GB10 GC02 GC10
HH21 JB01 JB34 JB51 JB53 KK31

专利名称(译)	超声波ct装置，超声波图像生成装置以及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	JP2020018789A	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2018147076	申请日	2018-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	鈴木敦郎 坪田悠史 武文晶 山中一宏 川畑健一		
发明人	鈴木 敦郎 坪田 悠史 武 文晶 山中 一宏 川畑 健一		
IPC分类号	A61B8/15		
FI分类号	A61B8/15		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/DE18 4C601/EE01 4C601/GB10 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/HH21 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/JB53 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过虚拟聚焦方法生成的透射波图像通过FWI方法顺序更新，以生成具有高空间分辨率的透射波图像。 解决方案：传输信号输出到换能器阵列中的两个或更多个换能器，其中布置了多个换能器，并且从两个或更多个换能器传输超声波以叠加传输的超声波。 由此形成的照射波照射到布置在成像区域中的被摄体。 换能器阵列的多个换能器接收并输出已经穿过被检体的照明波的发射波，以获得测量接收信号。 处理测量的接收信号以生成成像区域的透射波图像。 通过将模拟辐射波照射到由透射波图像表示的成像区域来获得模拟接收信号，并且多个换能器接收该透射波以通过使用透射波图像进行计算来获得模拟接收信号。 校正透射波图像。 [选择图]图1

