

(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2004-141447

(P2004-141447A)

(43) 公開日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/06	G 0 1 N 29/06	4 C 3 0 1
G 0 1 N 29/18	G 0 1 N 29/18	4 C 6 0 1
G 0 1 S 15/89	G 0 1 S 15/89 B	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 J 0 8 3
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)		

(21) 出願番号 特願2002-310556 (P2002-310556)  
 (22) 出願日 平成14年10月25日 (2002.10.25)

(71) 出願人 503360115  
 独立行政法人 科学技術振興機構  
 埼玉県川口市本町4丁目1番8号  
 (72) 発明者 山田 晃  
 埼玉県狭山市中央2-16-7  
 (72) 発明者 金 正順  
 東京都小金井市中町2-24-16 小  
 金井国際交流会館209号  
 Fターム(参考) 2G047 BA02 BC02 DB02 EA07 EA09  
 FA02 GB02 GB16 GG12  
 4C301 AA02 BB22 CC03 EE07 EE10  
 GB07 JB34 JC01  
 4C601 BB05 BB06 EE04 EE07 GB01  
 GB03 GB04 JB34 JB49 JC01

最終頁に続く

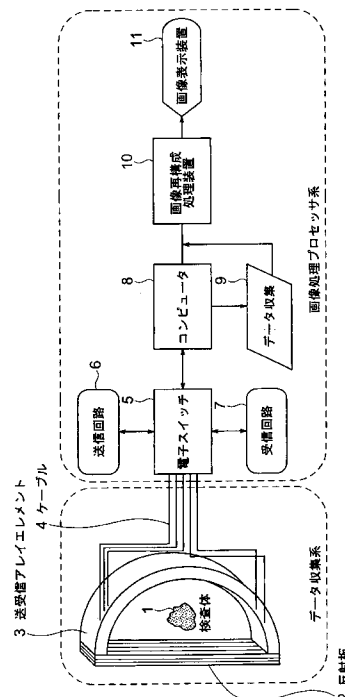
(54) 【発明の名称】 反射透過型超音波逆散乱CT装置

(57) 【要約】

【課題】 照射角度の制限に対する性能が格段に高く、良好な画像が再現できる機械回転が不要な超音波逆散乱CT装置を実現する。

【解決手段】 散乱波データの散逸を極力なくすようにするために、検査体1周囲の半円弧上に送受信アレイエレメント3を配置する。アレイエレメント3は送受信兼用であり、コンピュータ8の指令により電子スイッチ5が送信回路6あるいは受信回路7をアレイエレメント3に切換え接続することにより一つの送受信角度で、鏡面反射角度方向に送信、受信を逆にした一対の観測を行う。アレイエレメント3のパルス送信時間をコンピュータ8の制御によって、任意の角度方向にパルス平面波を照射する。受信回路7からのデータを収集し、その際、受信パルス波のフーリエ変換によって抽出される多周波の散乱情報を利用して、画像再構成処理装置10により散乱波情報の不足を補い物体音速画像を再現し、画像表示装置11に表示する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

データ収集系と画像処理プロセッサ系からなり、該データ収集系は半円弧状に配列された送受信アレイエレメントと、該送受信アレイエレメントの内側に配置された反射板と、該送受信アレイエレメントと該反射板とで形成される空間に検査体が配置され、該画像処理プロセッサ系は該送受信アレイエレメントから収集した散乱波データを処理して音速画像を再構築することを特徴とする反射透過型超音波逆散乱CT装置。

**【請求項 2】**

前記画像処理プロセッサ系はコンピュータと、該コンピュータの制御により、送信回路あるいは受信回路を前記送受信アレイエレメントに切換え接続するための電子スイッチと、該受信回路からのデータを収集するデータ収集装置と、前記データ収集装置の収集データに基づき音速画像を再現する画像再構成処理装置と、該画像再構成処理装置の出力を表示する画像表示装置からなることを特徴とする請求項 1 記載の反射透過型超音波逆散乱CT装置。

10

**【請求項 3】**

医用診断に適用されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の反射透過型超音波逆散乱CT装置。

**【請求項 4】**

建築、海洋、空中超音波などの一般的な用途に適用されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の反射透過型超音波逆散乱CT装置。

20

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は反射板を検査物体の背部に配置した反射透過型超音波逆散乱CT装置に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

現在、X線CT、MRI、超音波の3種類の画像診断装置が病院などで広く使われている。このうち、超音波診断装置は、他のX線CTやMRIに比べて、動画が再現できて、安全、小型、安価であり、取扱い易いという利点があるため、その長所を生かした使い方がされている。

30

**【0003】**

超音波診断装置に使われているBモード法は、簡単なパルスエコー原理に基づいて、各々の到着時間におけるエコー強度を、各々の場所の濃淡に対応させて画像化する方法である。しかし、このBモード法は、エコー画像の濃淡が物体の物理的特性を必ずしも正確に反映していないため、再現された画像の定量性は損なわれている。このため、画像のテクスチャー情報、物体の輪郭や形状等の定性的な情報に基づいて、医師の経験と勘を頼りにした診断が行われている。

**【0004】**

これに対して、超音波逆散乱CT法は、生体組織の物理パラメータ（音速）分布の定量画像が再現できる方法であり、その実現が強く期待されている。しかし、従来の超音波CT法では、対象物体の360度の全周囲で透過型の送受信データを観測する必要がある（例えば、特許文献1参照。）。この装置の人体への適用にあたっては脊髄や胸骨などの音波の障害物を避けなければならないため、全周囲からの観測が困難になると共に、観測角度範囲が広いと測定時間が非常に長くなってしまいう問題があり、実用化の障害になっていた。

40

**【0005】**

本発明者等は、観測角（照射角）が狭い範囲に制限されていても再現可能な逆散乱CTの実現を目的として、反射板を対象物体の背部に配置した反射透過型逆散乱CT法を提案してきた。本手法には、反射板で反射した後に物体を透過する波と、物体を透過した後に反射板で反射する波の、観測方向が90度異なる2種類の波が一度に取得できるため、透過

50

型観測の半分の角度範囲の観測データから画像が再現できる利点がある。

【0006】

次に、かかる反射透過型逆散乱CT装置の反射透過型画像再構成法について、その概要を説明する。図6のように、送信器31とy軸上に反射板(反射板は完全剛体無限平板とする)2を配置し、右平面内に置かれた検査体1に送信器31より入射角度 $\theta_i$ の方向から平面波を照射する。媒質中を伝搬する照射波は、反射板2により反射角度 $\theta_r$ の方向に鏡面反射して再び媒質中を伝搬する。

【0007】

反射板のない通常の場合は $\theta_i$ 方向の後方側で透過散乱波を観測する。これに対して、反射板2を設けることにより $\theta_r$ 方向の前方側で受信器(アレイエレメント)32により反射透過散乱波を観測する。 $\theta_i$ 、 $\theta_r$ が互いに鏡面反射角度になるように保ちながら、 $\theta_i$ を $0^\circ \sim 180^\circ$ の範囲で変化させて同様の観測を繰り返す。これらの多方向の角度における反射透過型の観測データに基づいて、逆散乱画像再構成を行う。

【0008】

いま、図6の反射透過型の原観測モデルに、鏡像の原理を用いることにより、図7(A)のような反射板2を取り除いた等価観測モデルを考える。ここで、本来の右半平面内の実領域の検査物体1と送信機(音源)31に加えて、反射板2を取り除いた左半平面内のy軸に鏡面对称な位置に鏡像の検査体と送信器(音源)を配置する。

【0009】

この等価モデルでは、音波が反射板2で反射する代わりに、鏡像領域を真っ直ぐに進むと考えると、 $\theta_i$ 方向の本来の観測点と鏡面对称な位置で観測すると考える。このとき、中央のy軸上(反射板上)において、実像空間と鏡像空間の各々からの散乱波の変位のx方向成分が、物体配置の対称性により常にゼロであり、反射板剛体表面の境界条件を満足する。これにより、図6の原観測モデルは図7(A)の観測モデルに等価的に置き換え可能であることが理解できる。

【0010】

以上から、この反射透過型画像再構成における散乱波の散乱経路は、図8に示すように、(a)物体中を透過伝搬、(b)反射板による反射、(c)物体による斜め方向散乱、(d)反射板による反射の4種類になる。

【0011】

ここでは、画像再構成計算のために、上記(c)、(d)の散乱過程による散乱振幅が他の(a)、(b)のそれに比べて無視できると仮定する。これにより、図7(A)の精密観測モデルを図7(B)のような近似観測モデルに置き換える。この観測モデルは、通常透過型の観測モデルと同一であり、今までの透過型の画像再構成法がそのまま適用可能となる。

【0012】

但し、 $\theta_i$ が $180^\circ \sim 360^\circ$ の範囲は反射板の後の鏡像領域であるため、実際にはこの範囲のデータが観測できないことが問題になる。しかし、物体配置の幾何学的対称性から、散乱波は $(X, \theta_i) = (-X, 2\pi - \theta_i)$ の性質を満足する。この性質を利用すれば、 $\theta_i$ が $180^\circ \sim 360^\circ$ のデータは $\theta_i$ が $0^\circ \sim 180^\circ$ の範囲の観測データを用いて補うことができ、物体半周囲の観測データだけを用いた反射透過型画像再構成が実現可能になる。

【0013】

即ち、(a) $0^\circ \sim 180^\circ$ の散乱波の観測データの収集、(b)対称性を利用した $180^\circ \sim 360^\circ$ の鏡像データの作成、(c)後方伝搬、(d)リトフ近似、(e)回折フーリエ切断面定理によるフーリエ平面データの作成、(f)逆フーリエ変換、の手順によって音速画像が再現される。これらの反射透過型画像再構成技術については本発明者等が既に詳細な発表を行なっている(例えば、非特許文献1, 2参照。)

【0014】

10

20

30

40

50

## 【特許文献 1】

特開平 8 - 5 4 3 7 9 号公報

## 【非特許文献 1】

電子情報通信学会発行、「信学技報」US 99 - 57 (1999, 10)、金正順, 山田晃, “半周面上の反射透過型の観測データに基づいた逆散乱画像再構成” PP 35 - 42

## 【非特許文献 2】

電子情報通信学会発行、論文誌 A、Vol. J 84 - A, No. 12 (2001, 12)、山田晃, 金正順, “多周波の反射透過型観測データに基づいた超音波逆散乱画像再構成”, PP 1580 - 1515

## 【0015】

10

## 【発明が解決しようとする課題】

反射板を対象物体の背部に配置した反射透過型逆散乱 CT 法は、これまで多周波の照射波を用いることの改善により、照射角度範囲を 100°まで狭くできる結果を示してきた。しかし、リニアアレイプローブを用いた直線上観測法を用いていたため、プローブ長をかなり長くしても低周波領域での散乱波の取りこぼしが避けられなかった。このため、制限可能な角度範囲は 100°が限界であり、機械回転が不要な CT を実現するに当たって、照射角度範囲をより狭くできるようにするための改善が望まれていた。そこで、本発明は照射角度の制限に対する性能が格段に高い、良好な画像が再現できる機械回転が不要な超音波逆散乱 CT 装置を実現することを目的とする。

## 【0016】

20

## 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明の請求項 1 に係る反射透過型超音波逆散乱 CT 装置は、データ収集系と画像処理プロセッサ系からなり、該データ収集系は半円弧状に配列された送受信アレイエレメントと、該送受信アレイエレメントの内側に配置された反射板と、該送受信アレイエレメントと該反射板とで形成される空間に検査体が配置され、該画像処理プロセッサ系は該送受信アレイエレメントから収集した散乱波データを処理して音速画像を再構築するように構成した。

## 【0017】

30

本発明の請求項 2 に係る反射透過型超音波逆散乱 CT 装置は、データ収集系と画像処理プロセッサ系からなり、該データ収集系は半円弧状に配列された送受信アレイエレメントと、該送受信アレイエレメントの内側に配置された反射板と、該送受信アレイエレメントと該反射板とで形成される空間に検査体が配置され、前記画像処理プロセッサ系はコンピュータと、該コンピュータの制御により、送信回路あるいは受信回路を前記送受信アレイエレメントに切換え接続するための電子スイッチと、該受信回路からのデータを収集するデータ収集装置と、前記データ収集装置の収集データに基づき音速画像を再現する画像再構成処理装置と、該画像再構成処理装置の出力を表示する画像表示装置からなり、該画像処理プロセッサ系は該送受信アレイエレメントから収集した散乱波データを処理して音速画像を再構築するように構成した。

## 【0018】

40

こうして、本発明の反射透過型超音波逆散乱 CT 装置は、鏡面反射方向で送受信を入れ替えた 1 対の観測を前提にしているので、片側の送受信でその半分の狭い範囲で照射角を変化させるだけでよく、この角度範囲は、円弧上アレイエレメントによって電子走査可能な範囲であるので、これによって半円弧上観測によって低周波領域の散乱波情報が取りこぼしなく取得できると共に、機械回転機構が不要な超音波 CT を実現可能とした。その結果、従来の直線上観測ではエレメントも長くなると共に、散乱波の散逸が避けられなかったのに対して、照射角制限範囲を約 60 度の狭い範囲に制限しても、良好な逆散乱音速 CT 画像を再現することができる。

## 【0019】

本発明の請求項 3 に係る反射透過型超音波逆散乱 CT 装置は、上記請求項 1 又は請求項 2 の反射透過型超音波逆散乱 CT 装置が医用診断に適用されるように構成した。

50

## 【0020】

本発明の請求項4に係る反射透過型超音波逆散乱CT装置は、上記請求項1又は請求項2の反射透過型超音波逆散乱CT装置が建築、海洋、空中超音波などの一般的な用途に適用されるように構成した。

## 【0021】

こうして、本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置は、対象物体の360度の全周囲で透過型の送受信データを観測する必要がある従来の超音波CT法に対して、照射角制限範囲を約60度の狭い範囲に制限しても、良好な逆散乱音速CT画像を再現することができるので、その用途も医用診断への応用はもとより、再生医療を目的とした摘出臓器の検査や、医療以外の建築、海洋、空中超音波などの一般的な用途にも、幅広く利用できる。

10

## 【0022】

## 【発明の実施の形態】

本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置を図面を参照して説明する。図1は本発明装置の概略構成であり、データ収集系と画像処理プロセッサ系からなる。データ収集系において、1は検査体、2は反射板、3は半円弧上に配置された送受信アレイエレメント、4は電子スイッチと送受信アレイエレメントを接続するケーブルラインである。画像処理プロセッサ系において、5は電子スイッチ、6は送信回路、7は受信回路、8は制御用のコンピュータ、9はデータ収集手段、10は画像再構成処理装置、11は画像表示装置である。

## 【0023】

次に図1により本発明の装置の概要を説明する。本発明の特徴は、散乱波データの散逸を極力なくすようにするために、検査体1周囲の半円弧上にアレイエレメント3を配置する。アレイエレメント3は送受信兼用であり、コンピュータ8の指令により電子スイッチ5が送信回路6あるいは受信回路7に切換え接続することにより一つの送受信角度で、鏡面反射角度方向に送信、受信を逆にした一对の観測を行う。

20

## 【0024】

ここでは、半円弧上のアレイエレメント3のパルス送信時間をコンピュータ8の指令により制御する電子走査によって、任意の角度方向にパルス平面波を照射する。受信回路7からのデータをコンピュータ8の制御により収集する。その際、受信パルス波のフーリエ変換によって抽出される多周波の散乱情報を利用して、画像再構成処理装置10により、照射角が制限されたことによる散乱波情報の不足を補う。こうして観測される反射透過型の散乱波をもとに物体音速画像を再現し、画像表示装置11に出力して表示する。

30

## 【0025】

反射透過散乱波の円弧上送受信について以下に説明する。図2のように、半径a、音速分布c(x, y)の物体の背部に反射板(完全剛体)2を置き、更に、送受信円半径Rの半円周上に、rの間隔でアレイエレメント3を配置した場合、円弧上のアレイエレメント3の指向性合成により、 $\theta_T$ 方向( $0 < \theta_T < \pi/2$ )に多周波の平面波音波を照射した際の反射透過散乱波を、鏡面反射方向 $\theta_R = \pi - \theta_T$ のアレイエレメント3で受波する。同様に、送受信位置を入れ替えた反対の $\theta_T$ 方向( $\pi/2 < \theta_T < \pi$ )から平面波を照射した際の反射透過散乱波を、鏡面反射方向のアレイエレメント3で受波する。

40

## 【0026】

照射角度 $\theta_T$ を、 $\pi/4$ ならびに $3\pi/4$ の2組の互いに鏡面反射方向の角度を中心として、各々次式(1)のように、 $2\pi$ の角度範囲に渡って変化させながら反射透過散乱波を送受信する。

## 【0027】

## 【数1】

$$\frac{\pi}{4} - \frac{\pi}{2} < \theta_T < \frac{\pi}{4} + \frac{\pi}{2}, \quad 3\frac{\pi}{4} - \frac{\pi}{2} < \theta_T < 3\frac{\pi}{4} + \frac{\pi}{2} \quad (1)$$

## 【0028】

50

この送受信データに後方伝搬リトフ近似に基づいた線形化逆散乱演算を施すことにより、物体音速  $c(x, y)$  を画像再構成する。ここで、既に一部は上述したが、あらためて逆散乱画像再構成する際における、実像データと虚像データの対称性やフーリエ平面データについて簡単に説明する。

【0029】

音源から送信角度  $\tau$  で照射した平面波音波を、鏡面反射角度になる  $\tau_r (= \pi - \tau)$  の方向のアレイエレメントで散乱波を観測し、この反射透過型の観測データに鏡像の原理を適用することにより、実像物体と鏡像物体の何れか一方だけを考えた2種類の透過型の近似観測モデルに置き換える(図7参照)。

【0030】

例えば、実像モデルに基づいた実像データ  $r(x, \tau)$  を、通常の透過型の逆散乱画像再構成法に用いることにより、物体の音速画像が再現できる。その際、もう一方の鏡像モデルに基づいた鏡像データ  $m(x, \tau)$  も同時に取得され、両者の間には、等価モデルにおける物体配置の幾何学的対称性から、次式(2)の関係がある。

【0031】

【数2】

$$m(x, \tau) = r(x, \pi - \tau) \quad (2)$$

【0032】

即ち、本来の角度  $\tau$  における実像データ  $r(x, \tau)$  に加えて、虚像データ  $m(x, \tau)$  から、 $\pi - \tau$  の角度の実像データ  $r(x, \pi - \tau)$  が求められる。これにより、観測角度範囲は本来の半分の角度範囲のデータで済ませることができる。

【0033】

フーリエ平面上のデータ取得可能領域は、フーリエ回折切断面定理に従って、一つの照射角における観測データから、図4のように、角度  $\theta$  の回転座標軸上の中心位置  $(-k_0, 0)$ 、半径  $k_0$  の半円軌跡上のフーリエ平面上のデータが得られる。

【0034】

を  $0 \sim \pi$  の全範囲でデータを取得すれば、上記の実像、虚像のデータの対称性により、 $0 \sim 2\pi$  の範囲で半径  $2^{1/2} k_0$  の円内のフーリエ領域が埋め尽くされて、画像再構成が可能になる。

【0035】

従って、画像処理プロセッサ系における反射透過型データに基づいた逆散乱画像再構成による物体音速を画像再構成はコンピュータ8の制御により計算を次のように行う。

【0036】

イ) 各々の観測角における散乱波データを受信回路7で受信し、実像物体と虚像物体の各々の位置まで、後方伝搬することにより、実像および虚像の各々に対する後方伝搬リトフデータをデータ収集手段9で求める。

【0037】

次に画像再構成処理装置10では、

ロ) データ対称性に基づいて、実像データと虚像データの両者をマージする。

ハ) 欠落領域を補う意味を含めて、後方伝搬リトフデータを円周角度方向に補間する。

ニ) 回折フーリエ切断面定理に基づいて、後方伝搬リトフデータをフーリエ平面上の半円軌跡上の物体データに関係づける。即ち、フーリエ平面上の格子グリッド座標  $(u, v)$  が何れの領域に属するかを判別しながら、半径  $2^{1/2} k_0$  の円内の全ての座標  $(u, v)$  における物体データを双一次補間計算により求める。ホ) 最後に、2次元逆フーリエ変換計算を行うことにより、物体画像(音速画像)が再構成される。

ヘ) 画像再構成処理装置10の出力を画像表示装置11に表示する。

【0038】

次に、送受信角度の制限と送受信半径の関係について述べる。上記の画像再構成において、照射角度  $\tau$  に以下のような制限がある。ここで、この制限を満足させる意味で、で

10

20

30

40

50

きるだけ狭い角度範囲のデータだけを用いて画像を再現することとする。その際、送受信が制限されると画像再構成に必要なデータが不足することになるが、多周波の照射波音波の送受信データを利用して、受信パルス波の多周波の散乱情報（フーリエ変換による抽出）を用いることにより散乱波情報の不足を補う。

【0039】

(イ)  $\theta_T$  ( $\theta_L < \theta_T$ ) の下限：本発明の画像再構成法では、図3(A)の経路1と2の2種類の反射透過型データ（前方散乱データ）を用いることを前提としている。照射角度が  $\theta_T$  の場合に、経路1、2の送受信を行うのに必要な送受信円半径  $R$ （反射板の長さ  $\times 0.5$ ）は次式(3)で求めることができる。

【0040】

【数3】

$$R = a (1 / \sin \theta_T + \cot \theta_T) \quad (3)$$

但し、 $a$  は画像再現領域の半径

【0041】

この結果から、 $\theta_T$  が小さいほど送受信円半径  $R$  を大きくしなければならない。ところで、 $\theta_T$  が小さい領域では、画像再構成に必要な経路1、2の前方散乱成分に加えて、経路3、4の不要な側方散乱波成分が大きく受信されてしまい、画像劣化を引き起こす。以上の二つの理由により、 $\theta_T$  が小さい領域の受信データは使わないことが望まれる。これまでの検討結果では、 $\theta_L = 22^\circ$  以上の角度に選べば経路3、4の散乱波の影響が小さいことが確かめられている。

【0042】

これにより、 $\theta_L = 22^\circ$  を上記式(3)に代入することにより、送受信円半径は  $R \sim 5a$  程度に選ぶ必要があることが分かる。このように、検査体寸法  $a$  が与えられると、それに必要な送受信円半径  $R$  が決定される。

【0043】

(ロ)  $\theta_T$  ( $\theta_T < \theta_U$ ) の上限：一方、図3(B)に示すように、 $\theta_T$  が  $90^\circ$  に近づくとつれて、経路1と経路2の側方散乱波がお互いに重なってしまう。このため、 $\theta_T$  が付近の領域では、2つの伝搬経路で届いた受信波の分離が難しく、画像計算に有効なデータとして寄与しない。そのため、上限の角度  $\theta_U$  も適当な値に選ぶ必要がある。

【0044】

本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置による画像再構成の有効性を確認するために、図2の構成に従って、平面波照射の際に半円弧上で観測される反射透過型散乱波を差分法によりシミュレーション計算した。このための数値模擬試料には、図5(A)に示すような周囲媒質に対する音速比が  $c/c_0 = 1.04$ 、寸法が  $12\text{ mm} \times 16\text{ mm} \times 20\text{ mm}$  の直角三角形を用いた。

【0045】

三角形試料は、その中心が反射板2の中心（座標原点）から  $a = 24\text{ mm}$  になる位置に配置した。基本周波数の  $f = 750\text{ kHz}$  に  $f = 600, 450, 300\text{ kHz}$  を加えた4つの多周波の平面波を物体に照射した。円弧状アレイエレメント3の半径は、 $\theta_L = 22^\circ$ 、 $a = 24\text{ mm}$  を式(3)に代入した計算により、 $R = 120\text{ mm}$  に決めた。

【0046】

また、エレメント間隔  $r$  は、基本周波数  $f = 750\text{ kHz}$  における  $1/2$  波長の長さとして、 $r = 1\text{ mm}$  に選んだ。この時、円弧上受信エレメント3で観測される反射透過型散乱波をもとに画像再構成処理装置により画像再構成計算を行った。照射角度制限範囲を  $\theta = 50^\circ, 30^\circ, 20^\circ$  の3種類に変えた場合について、再構成された音速画像の  $x$  軸上の断面音速分布を各々図5(B)の(a), (b), (c)に示す。照射角度範囲が  $\theta = 50^\circ$  と比較的広い範囲に選んだ同図(a)の結果では、照射角度  $\theta_T$  が小さい領域を含むため、それらの領域で大きな側方散乱波が混入している。この混入雑音の

10

20

30

40

50

影響のため、再構成された画像の三角形形状が乱れている。

【0047】

これに対して、図5(B)の(b)の結果は、側方散乱波が混入しなくなったため、 $\theta = 30^\circ$ と照射角範囲を狭くしたにも関わらず、良好な三角形形状が再現された。これは、円弧上観測によって取りこぼしのない状態で取得された低周波データが、照射角制限によるデータの不足を補うことが成功したことを示している。

【0048】

最後に、図5(B)の(c)の $\theta = 20^\circ$ の場合のように、照射角度範囲がさらに狭くなると、多周波の照射波を用いてデータの欠落を補うことの限界を超えてしまい、良好な画像を再現できなくなっている。

10

【0049】

以上の円弧上データ観測法の優位性を示すために、従来の直線上観測を想定して、同様の評価試験を行った(受信条件を除いて円弧上観測と同様の条件を用いた)。リニアアレイプローブの長さを、 $L_x = 256\text{ mm}$ として行った画像の再構成結果を図5(C)に示す。 $L_x = 256\text{ mm}$ とかなり長いプローブを用いても、低周波領域でのデータの取りこぼしが避けられないために、照射角度範囲を狭くした図5(C)の(b)、(c)では、再現される画像が著しく劣化してしまっている様子が確認できる。

【0050】

このように、本発明の装置は、従来の直線上観測に比べて円弧上観測の方が低周波領域の散乱情報を取りこぼし無く取得できるため、照射角度の制限に対する性能が格段に高い良好な画像が再現できた。その結果、照射角範囲を $\theta = 30^\circ$ まで制限できる結果が示され、機械回転が不要な超音波逆散乱CT装置の実現を可能にした。

20

【0051】

【発明の効果】

以上のように、本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置は、鏡面反射方向で送受信を入れ替えた1対の観測を前提にしているため、片側の送受信でその半分の $30^\circ$ の狭い範囲で照射角を変化させるだけでよく、この角度範囲は、円弧上アレイエレメントによって電子走査可能な範囲であり、これによって半円弧上観測によって低周波領域の散乱波情報が取りこぼしなく取得できると共に、機械回転機構が不要な超音波CTが実現可能とした。その結果、従来の直線上観測ではエレメントも長くなると共に、散乱波の散逸が避けられ

30

なかったのに対して、照射角制限範囲を約 $60^\circ$ の狭い範囲に制限しても、良好な逆散乱音速CT画像を再現することができる。

【0052】

また、本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置は、対象物体の $360^\circ$ の全周囲で透過型の送受信データを観測する必要がある従来の超音波CT法に対して、照射角制限範囲を約 $60^\circ$ の狭い範囲に制限しても、良好な逆散乱音速CT画像を再現することができるので、その用途も医用診断への応用はもとより、再生医療を目的とした摘出臓器の検査や、医療以外の建築、海洋、空中超音波などの一般的な用途にも、幅広く利用できるものである。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明の反射透過型超音波逆散乱CT装置の構成図。

【図2】本発明の音波の送受信形態図。

【図3】本発明の受信散乱波の伝搬経路図。

【図4】フーリエ平面上のデータ図。

【図5】検査体の試料と音速再構成図の比較図。

【図6】従来の反射透過型超音波逆散乱CT装置の構成図。

【図7】等価的な透過型観測モデル図。

【図8】音波の散乱経路の説明図。

【符号の説明】

1

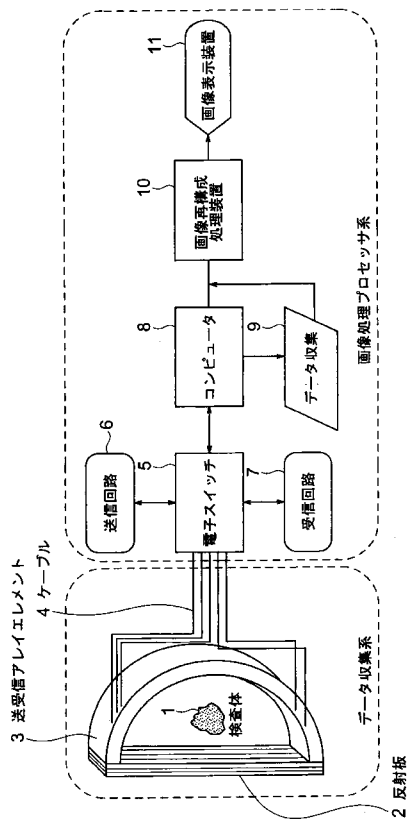
検査体

50

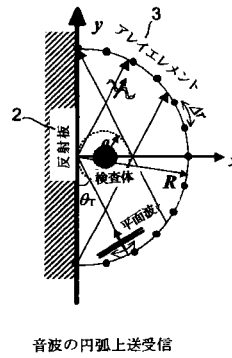
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11

反射板  
送受信アレイエレメント  
接続するライン  
電子スイッチ  
送信回路  
受信回路  
コンピュータ  
データ収集手段  
画像再構成処理装置  
画像表示装置

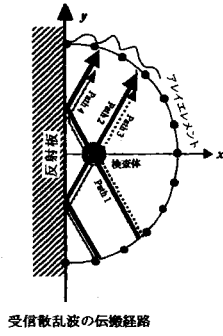
【 図 1 】



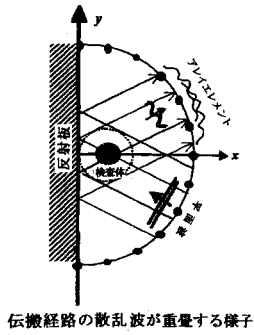
【 図 2 】



【 図 3 】

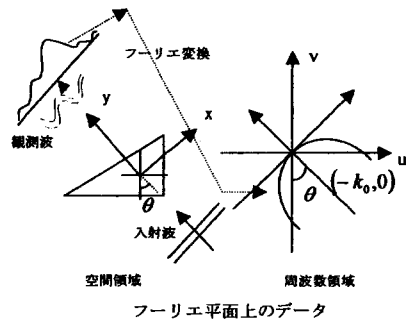


( A )

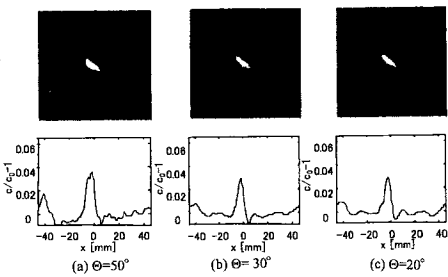
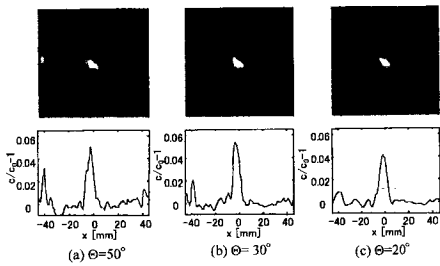
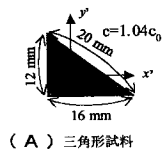


( B )

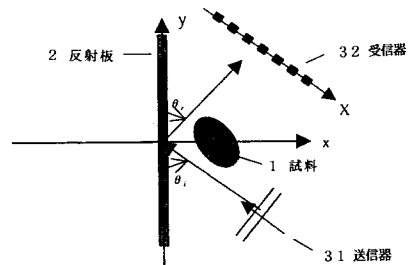
【 図 4 】



【 図 5 】

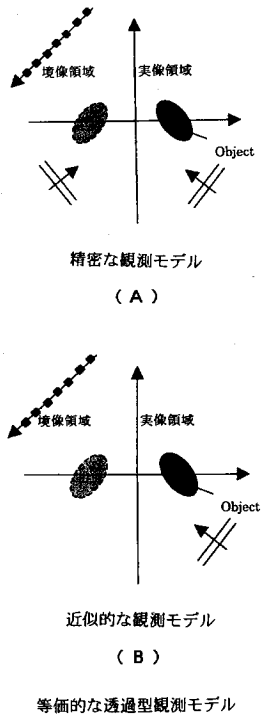


【 図 6 】

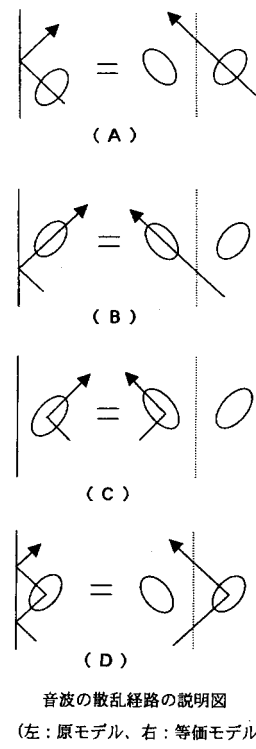


反射板を設けた反射透過型観測の説明図

【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 BA05 BA12 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB12 CB16  
CC01 CD06 CE20  
5J083 AA04 AB17 AC03 AC29 AD13 AE08 AF01 BE41 CA01 CA12  
EA01

专利名称(译)	反射透射型超声逆散射CT装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004141447A</a>	公开(公告)日	2004-05-20
申请号	JP2002310556	申请日	2002-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
申请(专利权)人(译)	独立行政法人 科学技术振兴机构		
[标]发明人	山田晃 金正顺		
发明人	山田 晃 金 正顺		
IPC分类号	G01N29/06 A61B8/00 G01N29/00 G01S15/89 G06T1/00 G01N29/18		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/06 G01N29/18 G01S15/89.B G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2G047/BA02 2G047/BC02 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/EA09 2G047/FA02 2G047/GB02 2G047/GB16 2G047/GG12 4C301/AA02 4C301/BB22 4C301/CC03 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/GB07 4C301/JB34 4C301/JC01 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JC01 5B057/BA05 5B057/BA12 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD06 5B057/CE20 5J083/AA04 5J083/AB17 5J083/AC03 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/AF01 5J083/BE41 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/EA01 4C601/GB21 4C601/LL33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波逆向散射CT装置，其相对于照射角度的极限具有极高的性能，再现良好的图像并且省去机械旋转。解决方案：发射/接收阵列元件3设置在对象1的圆周上的半圆弧上，以尽可能地减少散射波数据。阵列元件3用于发送和接收，并且电子开关5通过计算机8的指令选择性地将发送电路6或接收电路7连接到阵列元件，以便提供一对反转的数据。通过单个传输/接收角度在镜子反射角方向上传输和接收。通过电子扫描在任意角度方向上照射脉冲平面波，其中阵列元件3的传输时间由计算机8控制。收集来自接收电路7的数据。然后，图像重建处理器使用通过接收脉冲波的傅里叶变换提取的多频散射信息来补充散射波信息的不足，以再现物体声速图像并将其显示在图像显示装置11上。

