

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-521980

(P2009-521980A)

(43) 公表日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-548417 (P2008-548417)  
 (86) (22) 出願日 平成18年12月27日 (2006.12.27)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年6月20日 (2008.6.20)  
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2006/005757  
 (87) 国際公開番号 W02007/075040  
 (87) 国際公開日 平成19年7月5日 (2007.7.5)  
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0131562  
 (32) 優先日 平成17年12月28日 (2005.12.28)  
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

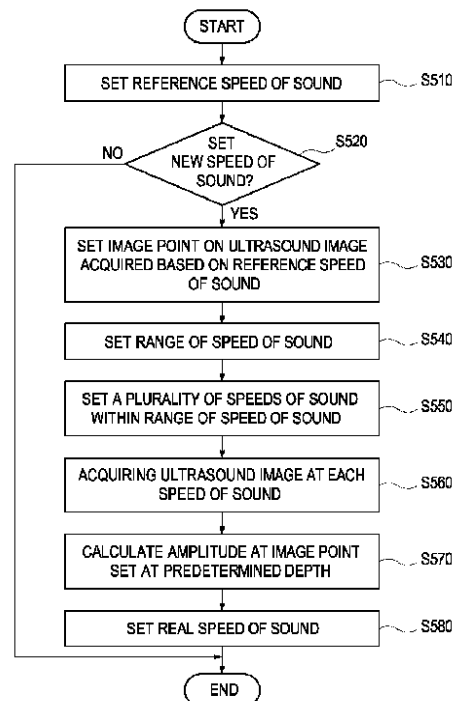
(71) 出願人 597096909  
 株式会社 メディソン  
 MEDISON CO., LTD.  
 大韓民国 250-870 江原道 洪川  
 郡 南面陽▲徳▼院里 114  
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea  
 (74) 代理人 100082175  
 弁理士 高田 守  
 (74) 代理人 100106150  
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波映像の獲得方法

(57) 【要約】

本発明は、配列型変換器を含む超音波映像システムにおいて超音波映像を獲得する方法で、a) 対象体に対して基準音速度に基づいて獲得した超音波映像において所定の深さに映像点を設定する段階と、b) 前記基準音速度を基準に音速度の範囲を設定する段階と、c) 前記音速度の範囲内で一定間隔で複数の音速度を設定する段階と、d) 前記設定された各音速度に基づいてそれぞれ超音波映像を獲得する段階と、e) 各超音波映像の所定の深さに設定された映像点の強度 (amplitude) を計算する段階と、f) 計算された強度に基づいて前記対象体で実際の音速度を決定する段階と、g) 前記対象体で前記決定された音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階とを含む。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

配列型変換器を含む超音波映像システムにおいて超音波映像を獲得するための方法であって、

- a) 対象体に対して基準音速度に基づいて獲得した超音波映像において所定の深さに映像点を設定する段階と、
- b) 前記基準音速度を基準に音速度の範囲を設定する段階と、
- c) 前記音速度の範囲内で一定間隔で複数の音速度を設定する段階と、
- d) 前記設定された各音速度に基づいてそれぞれ超音波映像を獲得する段階と、
- e) 各超音波映像の所定の深さに設定された映像点の強度 (amplitude) を計算する段階と、
- f) 計算された強度に基づいて前記対象体で実際の音速度を決定する段階と、
- g) 前記対象体で前記決定された音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階とを含むことを特徴とする超音波映像の獲得方法。

10

## 【請求項 2】

前記段階 a) は

- a 1) 前記対象体の種類に応じて予め設定された基準音速度を選択する段階と、
- a 2) 前記対象体に対して新たな音速度を設定するかを判断する段階と、
- a 3) 段階 a 2) で新たな音速度を設定すると判断される場合、前記基準音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階と、
- a 4) 前記獲得した超音波映像で所定の深さに映像点を設定する段階とを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像の獲得方法。

20

## 【請求項 3】

前記計算された強度のうち、映像点で最も大きな強度を有する超音波映像に適用された音速度を前記対象体の実際の音速度として決定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波映像の獲得方法。

## 【請求項 4】

前記基準速度は、前記対象体を構成する媒質の平均音速度であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像の獲得方法。

## 【請求項 5】

配列型変換器を含む超音波映像システムにおいて超音波映像を獲得するための方法であって、

- a) 対象体に対して基準音速度に基づいて獲得した超音波映像の所定の深さに映像点を設定する段階と、
- b) 前記基準音速度を基準に音速度の範囲を設定する段階と、
- c) 前記音速度の範囲内で一定間隔で複数の音速度を設定する段階と、
- d) 前記設定された各音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階と、
- e) 各超音波映像で前記所定の深さに設定された映像点の強度を計算する段階と、
- f) 計算された強度に基づいて前記対象体で実際の音速度を決定する段階と、
- g) 前記決定された実際の音速度に基づいて所定の角度にスキャンラインを偏向して多数の超音波映像を獲得する段階と、
- h) 前記獲得した超音波映像を合成して超音波合成映像を形成する段階とを含むことを特徴とする超音波映像の獲得方法。

30

40

## 【請求項 6】

前記段階 a) は、

- a 1) 前記対象体の種類に応じて予め設定された基準音速度を選択する段階と、
- a 2) 前記対象体に対して新たな音速度を設定するかを判断する段階と、
- a 3) 段階 a 2) で新たな音速度を設定すると判断される場合、前記基準音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階と、
- a 4) 前記獲得した超音波映像で所定の深さに映像点を設定する段階と

50

を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波映像の獲得方法。

【請求項 7】

前記計算された強度のうち、映像点で最も大きな強度を有する超音波映像に適用された音速度を前記対象体の実際の音速度として決定することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波映像の獲得方法。

【請求項 8】

前記基準速度は、前記対象体を構成する媒質の平均音速度であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波映像の獲得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は映像形成方法に関し、特に集束誤差を補正した超音波合成映像を形成する方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波映像システムは、対象体に超音波信号を送信し、超音波エコー信号を受信する。超音波エコー信号は、プローブで電気的信号に変換される。超音波映像システムは、電気的信号に対して信号処理を施して超音波映像を形成する。超音波映像システムは、無侵襲及び無破壊特性で医療技術に幅広く用いられている。高解像度の超音波映像を得るために多様な技術が超音波映像システムで研究されている。最近になって、高解像度の超音波映像を得るために複数の変換素子を含む配列型変換器が用いられている。また、高解像度の超音波映像を得るために送信集束及び受信集束方法が採択されている。

20

【0003】

図 1 は、超音波信号が配列型変換器の各変換素子に到達する遅延を示す概略図である。配列型変換器 10 から生成される超音波信号が集束点に集束されるように送信パルス信号に対して所定の遅延プロファイルを設定し、配列型変換器の各変換素子は所定の遅延プロファイルに従って超音波信号を生成する。集束点から反射された超音波エコー信号は各変換素子に互いに異なる時間で到達する。

【0004】

図 1 に示した通り、集束点で反射された超音波エコー信号は距離  $d$  だけを進行して変換素子 ( $T_c$ ) に到達する反面、集束点で反射された超音波エコー信号は  $r$  ( $r = d + r(x)$ ) 距離だけ進行して変換素子 ( $T_x$ ) に到達する。即ち、変換素子 ( $T_x$ ) に受信された超音波エコー信号は集束点から反射されて変換素子 ( $T_c$ ) に到達する超音波信号より  $r(x)$  だけ遅れる。各変換素子に受信された超音波信号は電気的信号 (以下、受信信号という) に変換される。映像信号を得るために受信信号を集束させなければならない。受信信号を集束させる時、各変換素子に到達する超音波エコー信号の遅延を補償しなければならない。超音波エコー信号の遅延を補償するために受信集束遅延方式を一般に用いている。

30

【0005】

各変換素子に到達する超音波エコー信号の遅延は次の数式で計算することができる。

40

$$\Delta\tau(x) = \frac{\Delta r(x)}{v} = \frac{\sqrt{x^2 + d^2} - d}{v} \quad (1)$$

【0006】

ここで、 $\tau(x)$  は変換素子  $T(x)$  に到達する超音波エコー信号の遅延時間であり、 $v$  は対象体での超音波信号の伝播速度 (以下、音速度という) であり、 $x$  は変換素子  $T_c$  及び  $T_x$  の間の距離であり、 $d$  は変換素子  $T(c)$  と集束点との間の距離を示す。 $d$  は次の数式を用いて計算することができる。

$$d = vt \quad (2)$$

ここで  $t$  は集束点から変換素子  $T(c)$  まで超音波信号が到達する時間である。

【0007】

前記数式で示されるように、超音波エコー信号の遅延を決定するために対象体で音速度が重要である。対象体が人体の場合、薄い組織 (soft tissue) での平均速度である  $1540 \text{ m/s}$  を音速度として設定して用いている。しかし、媒質が人体の場合、音速度は脂肪で  $1460 \text{ m/s}$ 、肝で  $1555 \text{ m/s}$ 、血液で  $1560 \text{ m/s}$ 、筋肉で  $1600 \text{ m/s}$  である。即ち、音速度は媒質の種類に応じて変わる。従って、固定された音速度を用いるようになれば、各変換素子に到達する超音波エコー信号の遅延で計算誤差が発生し得る。

10

【0008】

最近では、超音波映像の画質を改善するために合成超音波映像が用いられている。合成超音波映像を得るために、スキャンラインを互いに異なる方向に偏向し、スキャンラインの各角度で超音波映像を獲得する。その後、獲得した超音波映像を空間合成して合成超音波映像を形成する。この時、音速度が正確に設定されない場合、偏向した各スキャンラインに対して各変換素子に到達する超音波エコー信号の遅延を正確に計算することができない。従って、対象体の同一の映像に対応するピクセルが正確に重ならない可能性がある。従って、全体合成映像が暗くなり、信号対雑音比 (SNR) 及びコントラストが減少し得る。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

前述したように、音速度が対象体に対して不正確に設定されれば、スキャン角度を偏向して獲得した超音波映像内で対象体の同一位置に対応する映像ピクセルが超音波映像を合成する時、互いに重ならない場合がある。従って、合成映像が暗くなって信号対雑音比及びコントラストが減少する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、対象体内で実際の音速度を決定して高解像度を有する合成超音波映像を獲得するための方法を提供する。

30

【0011】

本発明の実施例による、配列型変換器を含む超音波映像システムにおいて超音波映像を獲得する方法は、a) 対象体に対して基準音速度に基づいて獲得した超音波映像において所定の深さに映像点を設定する段階と、b) 前記基準音速度を基準に音速度の範囲を設定する段階と、c) 前記音速度の範囲内で一定間隔で複数の音速度を設定する段階と、d) 前記設定された各音速度に基づいてそれぞれ超音波映像を獲得する段階と、e) 各超音波映像の所定の深さに設定された映像点の強度 (amplitude) を計算する段階と、f) 計算された強度に基づいて前記対象体で実際の音速度を決定する段階と、g) 前記対象体で前記決定された音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階とを含む。

40

【0012】

本発明の他の実施例による、配列型変換器を含む超音波映像システムにおいて超音波映像を獲得するための方法は、a) 対象体に対して基準音速度に基づいて獲得した超音波映像の所定の深さに映像点を設定する段階と、b) 前記基準音速度を基準に音速度の範囲を設定する段階と、c) 前記音速度の範囲内で一定間隔で複数の音速度を設定する段階と、d) 前記設定された各音速度に基づいて超音波映像を獲得する段階と、e) 各超音波映像で前記所定の深さに設定された映像点の強度を計算する段階と、f) 計算された強度に基づいて前記対象体で実際の音速度を決定する段階と、g) 前記決定された実際の音速度に基づいて所定の角度にスキャンラインを偏向して複数の超音波映像を獲得する段階と、h

50

）前記獲得した超音波映像を合成して超音波合成映像を形成する段階とを含む。

【発明の効果】

【0013】

対象体内で音速度が正確に決定されるため、向上した合成映像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

図2は、本発明によってスキャンラインを偏向して得た複数の超音波映像から合成超音波映像を得る例を概略的に示す概略図である。

【0015】

図2で示されるように、第1、2及び3の角度に偏向したスキャンラインからそれぞれ獲得した第1の超音波映像20、第2の超音波映像22及び第3の超音波映像24を重ねて合成超音波映像を形成する。図2において斜線で表示された領域26は第1、第2及び第3の超音波映像20、22、24を組み合わせて形成された合成超音波映像を示す。

【0016】

図3は、偏向したスキャンラインが重なった集束点から超音波映像データの獲得を説明する例を示す概略図である。図3に示されるように、合成超音波映像はスキャンヘッドに対して所定の角度(θ、θ')で偏向したスキャンラインと垂直のスキャンラインが重なる集束点から得られた映像データを用いて形成される。

【0017】

図4は、偏向したスキャンラインに従って超音波エコー信号の遅延の例を示す図面である。図4に示したように、変換素子(Tc)から設定されたスキャンラインがθ角度に偏向しているため、スキャンライン上に位置した集束点から反射された超音波エコー信号の偏向遅延が発生し得る。変換素子(Tc)からxだけ離れた変換素子(Tx)での偏向遅延(Δτθ(x))は、次の数式で計算できる。

$$\Delta\tau_{\theta}(x) \approx \frac{x \cdot \sin\theta}{v} \quad (3)$$

【0018】

ここで、θはスキャンラインの偏向角を、vは音速度を示す。数式3を通じて分かるように、各変換素子で偏向遅延を計算するためには音速度が対象体で正確に設定されなければならない。もし偏向遅延(Δτθ(x))が正確に計算されなければ偏向したスキャンライン上に同一の集束点から獲得した映像信号が重ならない場合がある。

【0019】

図5は、本発明の実施例によって対象体での実際の音速度を決定する方法を説明するためのフローチャートである。便宜上、対象体で実際の音速度を計算する方法を配列型変換器10のスキャンヘッドに垂直なスキャンライン31を通じて獲得した超音波映像を用いて説明する。また、線形構造の配列型変換器を用い、複数のチャネルを用いて超音波信号を送信する。

【0020】

図5に示したように、所定の音速度(以下、基準速度という)を設定する(S510)。基準速度は対象体を構成する媒質の特性に応じて任意に設定できる。望ましくは対象体を構成する媒質の平均速度を基準速度として設定することができる。また、人体のように超音波映像システムを用いて診断する頻度の高い対象体に基準速度を予め設定することができる。予め設定された基準速度を保存することができ、対象体の種類に応じて適切な基準速度を用いることができる。例えば、対象体が人体の場合、脂肪、血液、筋肉などでの平均速度を基準速度として設定することができる。普通人体で平均速度は1540m/sの軟組織での速度に設定することができる。

【0021】

引き続き、新たな音速度を設定するかどうかを判断するS520。もし、新たな音速度を設定しないと判断されれば、段階S510で設定された基準音速度を用いて超音波映像

10

20

30

40

50

を獲得する。反面、新たな音速度を設定すると判断されれば、設定された基準音速度に基づいて獲得した対象体の超音波映像で所定の深さに映像点を設定する（S 5 3 0）。映像点は超音波映像で超音波映像システムから提供される多様なマーカ（marker）のいずれか一つを用いて任意に設定することができる。超音波映像システムの所定の位置に設けられた設定ボタンを用いて新たな音速度を設定することができる。また、新たな音速度の設定は超音波映像システムのプローブに感知センサを設けてプローブが対象体の表面に当接する瞬間に実施することができる。

#### 【 0 0 2 2 】

新たな音速度を設定するために、基準音速度を基準に所定範囲の音速度を設定する（S 5 4 0）。音速度の範囲は対象体を構成する全ての媒質での音速度を含むように設定することができる。また、人体のように超音波映像システムを用いて頻りに検査する対象体に対して多様な範囲の音速度を予め設定することができる。予め設定された範囲の音速度は保存される。対象体の形態に応じて基準音速度のように適切な範囲の音速度が用いられる。

10

#### 【 0 0 2 3 】

音速度の範囲を設定した後、可変音速度範囲内で最も遅い音速度から一定間隔で複数の音速度を設定することができる S 5 5 0。各設定された音速度で複数の超音波映像を獲得する S 5 6 0。獲得した各超音波映像で対象体の所定の深さに設定された映像点の明るさを計算する S 5 7 0。最大明るさを有する超音波映像に適用された音速度を対象体での実際の音速度として設定する S 5 8 0。

20

#### 【 0 0 2 4 】

図 6 は、互いに異なって設定された音速度で深さによる映像信号の強度（amplitude）の変化を示すグラフである。対象体で実際の音速度が 1 5 5 0 m / s である時、音速度を 1 5 0 0 m / s（6 1）、1 5 5 0 m / s（6 2）、1 6 0 0 m / s（6 3）に設定して、これをシミュレーションして曲線（6 1、6 2、6 3）を得ることができる。シミュレーションは 4 0 mm 長さの 1 9 2 個の変換素子で 7 . 5 M H z の周波数で 2 0 m m の深さの映像点に送信集束するように実施された。

図 6 に示されるように、実際の音速度より速く音速度を設定した場合、2 0 m m の深さより 0 . 8 m m 深い所で最大の強度を有することが分かる。反面、実際の音速度より遅く音速度を設定した場合、6 1、2 0 m m の深さより 0 . 7 m m 浅い所で最大の強度を有することが分かる。即ち、映像点を 2 0 m m の深さに設定した場合、音速度を 1 5 0 0 m / s、1 5 5 0 m / s 及び 1 6 0 0 m / s に設定した時、該当映像点で強度が約 0 . 6、1 及び 0 . 6 である。従って、1 5 5 0 m / s の音速度を対象体の実際の音速度として選択する。

30

#### 【 0 0 2 5 】

図 7 は、音速度の変化によって映像点に対応する映像信号の強度の変化を示すグラフである。図 7 に示されるように、音速度を 1 5 0 0 m / s から 1 6 0 0 m / s まで一定間隔で増加させて大きさを計算し、音速度 - 強度の曲線を得ることができる。図 7 に示される曲線は各音速度で得られた 2 次関数の最大点を曲線適合（curve-fitting）して形成することができる。図 7 に示されるように、音速度 1 5 5 0 m / s の時、強度が最大になる。従って、1 5 5 0 m / s の音速度を対象体の実際の音速度として採択することができる。

40

#### 【 0 0 2 6 】

上述した方法で対象体で正確な音速度が設定されれば、設定された音速度を数式 1 及び数式 2 に適用して正確な受信集束遅延及び偏向遅延を計算することができる。本発明の実施例によって遅延が正確に計算できるため、偏向したスキャンラインを所望の映像点に正確に重畳することができ、高解像度を有する合成映像を得ることができる。

#### 【 0 0 2 7 】

映像点で明るさの強度を用いて音速度を決定する場合、ノイズによって音速度を決定するのが難しい場合がある。従って、所定の大きさのウィンドーを対象体の映像に設定し、ウィンドー内に含まれた画素値の強度の和を対象体の音速度を決定するのに用いることが

50

できる。本発明の他の実施例に従ってこのように音速度を設定することによってノイズによる計算誤差を減らすことができる。

【0028】

本発明を望ましい実施例を通じて説明して例示したが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【産業上の利用可能性】

【0029】

前述したように、対象体内で音速度が正確に決定されるため、向上した合成映像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】配列型変換器で各変換素子に到達する超音波エコー信号の遅延を示す概略図である。

【図2】偏向したスキャンラインで獲得した複数の超音波映像から合成映像を獲得する例を示す概略図である。

【図3】偏向したスキャンラインが重畳した映像点で超音波映像データを獲得する例を示す概略図である。

【図4】偏向したスキャンラインによって超音波エコー信号の遅延例を示す図面である。

【図5】本発明の実施例によって対象体で実際の音速度を決定する方法を示すフローチャートである。

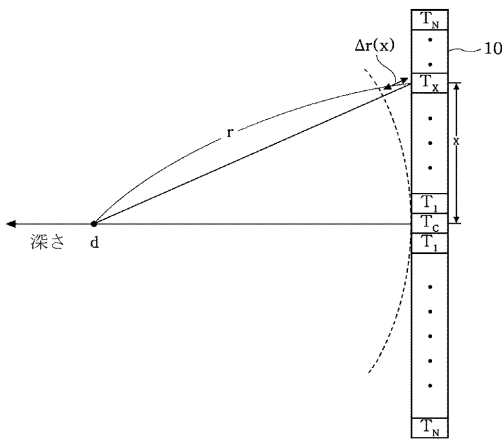
【図6】互いに異なって設定された音速度に対して映像信号の強度変化を示すグラフである。

【図7】音速度の変化に応じて映像点に対応する映像信号の強度変化を示すグラフである。

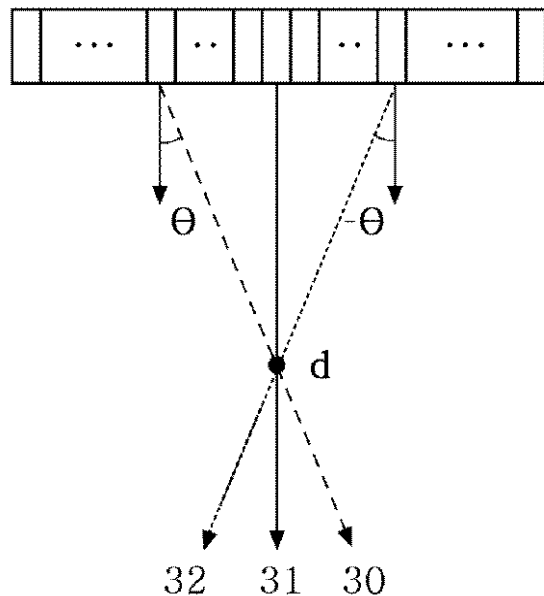
10

20

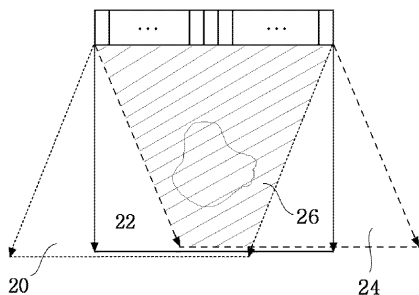
【図1】



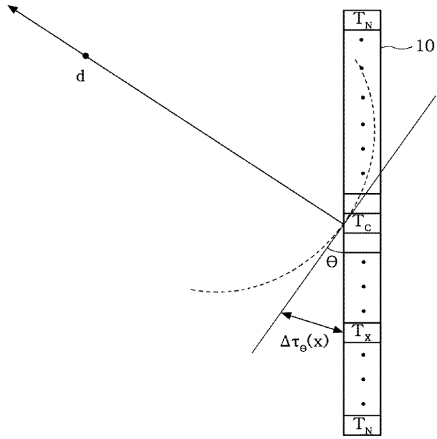
【図3】



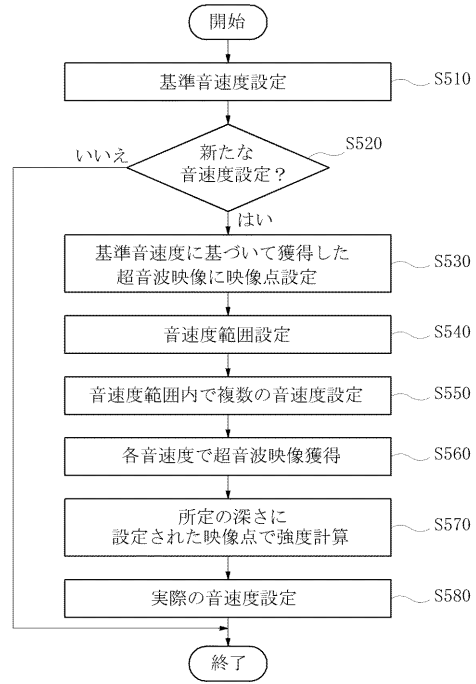
【図2】



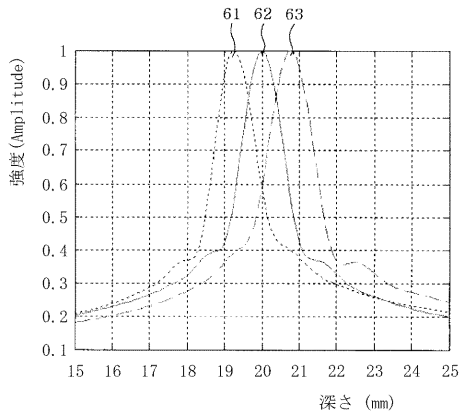
【 図 4 】



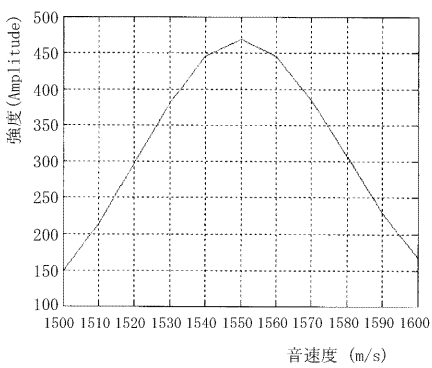
【 図 5 】





【 図 6 】



【 図 7 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/KR2006/005757
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 8/00(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC8 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched KR, JP : IPC as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKIPASS (KIPO Internal) "ultrasonic", "speed", "transducer"		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6971992 B2 (CEROFOLINI, M) 06 December 2005 See abstract and figures 1 and 2	1-8
A	US 4972838 A (YAMAZAKI, N) 27 November 1990 See abstract and figures 1 to 3	1-8
A	US 5129399 A (HIRAMA, M) 14 July 1992 See abstract and figure 3	1-8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 06 APRIL 2007 (06.04.2007)		Date of mailing of the international search report <b>06 APRIL 2007 (06.04.2007)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 920 Dunsan-dong, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer PAEK, Jin Wook Telephone No. 82-42-481-8458 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2006/005757

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US06971992	06.12.2005	US20040077945A1	22.04.2004
		US2004077945AA	22.04.2004
		US6971992BB	06.12.2005
US04972838	27.11.1990	JP02126836	15.05.1990
		JP2126836A2	15.05.1990
		JP2772048B2	02.07.1998
		KR1019900001352	27.02.1990
		KR960004973B1	18.04.1996
		US04972838A	27.11.1990
US05129399	14.07.1992	JP03015455	23.01.1991
		JP2777197B2	16.07.1998
		JP3015455A2	23.01.1991
		US5129399A	14.07.1992

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 チョン モク グン

大韓民国 ソウル ノウォング サンゲ 9ドン ボラム アパート203-907

(72)発明者 クォン ソン ジェ

大韓民国 ソウル トンデムング チョンリャンリ 1ドン ミジュ アパート4-902

(72)発明者 ユン ラ ヨン

大韓民国 ソウル カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 GB04 HH29 HH33 JB34 JB36 JB51 JC37 KK12

KK31

专利名称(译)	获取超声图像的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009521980A</a>	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2008548417	申请日	2006-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	チョンモクグン クオンソングエ ユンラヨン		
发明人	チョン モク グン クオン ソン ジェ ユン ラ ヨン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8995 A61B8/00 A61B8/5269 A61B8/585 G01H5/00 G01S7/52049 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB34 4C601/JB36 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050131562 2005-12-28 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种在具有阵列换能器的超声成像系统中获取超声图像的方法，包括：a) 在基于目标对象的声音的参考速度获取的超声图像上设置预定深度的图像点；b) 参考参考速度设定声速范围；c) 在声速范围内以预定间隔设定多个声速；d) 以每个声速获取超声图像；e) 计算在每个超声图像的预定深度处设置的图像点的幅度；f) 基于计算的幅度确定目标对象中的实际声速；g) 基于所确定的目标对象中的实际声速获取超声图像。

