

(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2015-20062

(P2015-20062A)

(43) 公開日 平成27年2月2日(2015.2.2)

(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 14 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-105508 (P2014-105508)
 (22) 出願日 平成26年5月21日 (2014.5.21)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0085219
 (32) 優先日 平成25年7月19日 (2013.7.19)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 390019839
 三星電子株式会社
 Samsung Electronics
 Co., Ltd.
 大韓民国京畿道水原市靈通区三星路129
 129, Samsung-ro, Yeon
 gtong-gu, Suwon-si, G
 yeonggi-do, Republic
 of Korea

(74) 代理人 110000051
 特許業務法人共生国際特許事務所

(72) 発明者 姜 周 泳
 大韓民国 京畿道 龍仁市 器興区 寶亭
 洞 ジュクジョーンザイ-2次アパート
 617

最終頁に続く

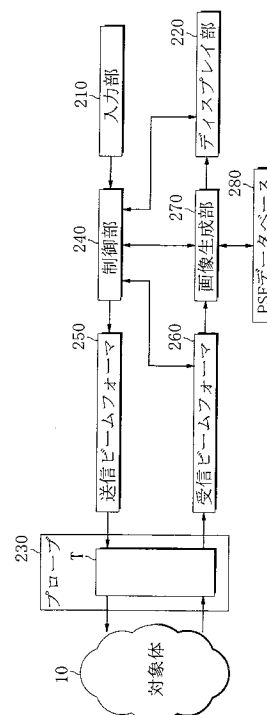
(54) 【発明の名称】 超音波画像装置及びその制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像の復元に必要な点拡散関数を正確で迅速に推定できる超音波画像装置及びその制御方法を提供する。

【解決手段】 対象体の目標部位に超音波を照射し、反射された超音波エコーを受信して超音波信号を出力するプローブ230と、超音波信号をビームフォーミングし、ビームフォーミングされた超音波信号を出力する受信ビームフォーマ260と、ビームフォーミングされた超音波信号に対して状況変数別に予め取得された点拡散関数及び状況変数別に予め設定された位相パラメータを含む点拡散関数データベース280と、ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて点拡散データベースから点拡散関数及び位相パラメータを選択し、選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて推定された点拡散関数を用いてデコンボリューションを行って画像を生成する画像生成部270と、を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体の目標部位に超音波を照射した後、該目標部位で反射された超音波エコーを受信し、該受信した超音波エコーを電氣的信号に変換して超音波信号を出力するプローブと、前記超音波信号をビームフォーミングし、ビームフォーミングされた超音波信号を出力する受信ビームフォーマと、

前記ビームフォーミングされた超音波信号に対して、状況変数別に予め取得された点拡散関数、及び前記状況変数別に予め設定された位相パラメータを含む点拡散関数データベースと、

前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて前記点拡散データベースから点拡散関数及び位相パラメータを選択し、該選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて推定された点拡散関数を用いてデコンボリューションを行って画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波画像装置。

10

【請求項 2】

前記位相パラメータは、前記ビームフォーミングされた超音波信号の大きさ情報に基づいて推定された点拡散関数の形状と、前記予め取得された点拡散関数の形状とを比較した結果によって決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 3】

前記状況変数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速のうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

20

【請求項 4】

前記点拡散関数データベースに含まれる点拡散関数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速別に予め取得されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像装置。

【請求項 5】

前記点拡散関数データベースに含まれる位相パラメータは、前記プローブの種類及び前記目標部位の深さ別に予め設定されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像装置。

【請求項 6】

前記点拡散関数データベースは、前記状況変数別に予め取得された 2 次元点拡散関数を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

30

【請求項 7】

前記画像生成部は、

前記ビームフォーミングされた超音波信号に関連する状況変数に基づいて前記点拡散関数データベースから 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択する点拡散関数選択部と、

前記選択された 2 次元点拡散関数及び位相パラメータに基づいて 2 次元点拡散関数を推定する点拡散関数推定部と、

前記推定された 2 次元点拡散関数を用いて、前記ビームフォーミングされた超音波信号をデコンボリューションするデコンボリューション部と、を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像装置。

40

【請求項 8】

少なくともプローブ、受信ビームフォーマ、点拡散関数データベース、及び画像生成部を備える超音波画像装置の制御方法であって、

状況変数別に予め取得された点拡散関数、及び前記状況変数別に予め設定された位相パラメータを含む点拡散関数データベースを生成するステップと、

前記プローブにより、対象体の目標部位に超音波を照射した後、該目標部位で反射された超音波エコーを受信し、該受信した超音波エコーを電氣的信号に変換して超音波信号を出力するステップと、

前記受信ビームフォーマにより、前記超音波信号をビームフォーミングし、ビームフォー

50

ーミングされた超音波信号を出力するステップと、

前記画像生成部により、前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて前記点拡散データベースから点拡散関数及び位相パラメータを選択し、該選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて推定された点拡散関数を用いてデコンボリューションを行って画像を生成するステップと、を有することを特徴とする超音波画像装置の制御方法。

【請求項 9】

前記位相パラメータは、前記ビームフォーミングされた超音波信号の大きさ情報に基づいて推定された点拡散関数の形状と、前記予め取得された点拡散関数の形状とを比較した結果によって決定されることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 10】

前記状況変数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速のうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 11】

前記点拡散関数データベースに含まれる点拡散関数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速別に予め取得されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 12】

前記点拡散関数データベースに含まれる位相パラメータは、前記プローブの種類及び前記目標部位の深さ別に予め設定されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 13】

前記点拡散関数データベースは、前記状況変数別に予め取得された 2 次元点拡散関数を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 14】

前記画像を生成するステップは

前記ビームフォーミングされた超音波信号に関連する状況変数に基づいて前記点拡散関数データベースから 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択するステップと、

前記選択された 2 次元点拡散関数及び位相パラメータに基づいて 2 次元点拡散関数を推定するステップと、

前記推定された 2 次元点拡散関数を用いて、前記ビームフォーミングされた超音波信号をデコンボリューションするステップと、を含むことを特徴とする請求項 13 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像装置及びその制御方法に関し、より詳細には、超音波画像の復元に必要な点拡散関数を正確で迅速に推定できる超音波画像装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療画像装置としては、X 線撮影装置、X 線透視撮影装置、CT スキャナー (Computerized Tomography Scanner)、磁気共鳴画像装置 (Magnetic Resonance Image: MRI)、陽電子放出断層撮影装置 (Positron Emission Tomography: PET)、超音波画像装置などが挙げられる。

【0003】

超音波画像装置とは、対象体の内部に超音波を照射し、対象体の内部で反射された超音波エコーに基づいて対象体の内部組織に対する断層画像や血流に対する画像を非侵襲的に得ることができる装置のことをいう。

10

20

30

40

50

【0004】

超音波画像装置は、他の医療画像装置に比べて、小型で、安価で、リアルタイム表示が可能であるという長所がある。また、患者がX線などの放射線に晒される危険がなく、安全性が高いという長所もある。このことから、超音波画像装置は、心臓、乳房、腹部、泌尿器、及び産婦人科の診断に広く使われている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、上記従来技術に鑑みてなされたものであって、本発明の目的は、超音波画像の復元に必要な点拡散関数を正確で迅速に推定できる超音波画像装置及びその制御方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成するためになされた本発明の一態様による超音波画像装置は、対象体の目標部位に超音波を照射した後、該目標部位で反射された超音波エコーを受信し、該受信した超音波エコーを電気的信号に変換して超音波信号を出力するプローブと、前記超音波信号をビームフォーミングし、ビームフォーミングされた超音波信号を出力する受信ビームフォーマと、前記ビームフォーミングされた超音波信号に対して、状況変数別に予め取得された点拡散関数、及び前記状況変数別に予め設定された位相パラメータを含む点拡散関数データベースと、前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて前記点拡散データベースから点拡散関数及び位相パラメータを選択し、該選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて推定された点拡散関数を用いてデコンボリューションを行って画像を生成する画像生成部と、を備える。

【0007】

前記位相パラメータは、前記ビームフォーミングされた超音波信号の大きさ情報に基づいて推定された点拡散関数の形状と、前記予め取得された点拡散関数の形状とを比較した結果によって決定され得る。

前記状況変数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速のうちの少なくとも一つであり得る。

前記点拡散関数データベースに含まれる点拡散関数は、前記プローブの種類、前記目標部位の深さ、及び前記超音波の音速別に予め取得され得る。

前記点拡散関数データベースに含まれる位相パラメータは、前記プローブの種類及び前記目標部位の深さ別に予め設定され得る。

前記点拡散関数データベースは、前記状況変数別に予め取得された2次元点拡散関数を含み得る。

前記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた超音波信号に関連する状況変数に基づいて前記点拡散関数データベースから2次元点拡散関数及び位相パラメータを選択する点拡散関数選択部と、前記選択された2次元点拡散関数及び位相パラメータに基づいて2次元点拡散関数を推定する点拡散関数推定部と、前記推定された2次元点拡散関数を用いて、前記ビームフォーミングされた超音波信号をデコンボリューションするデコンボリューション部と、備え得る。

【0008】

上記目的を達成するためになされた本発明の一態様による超音波画像装置の制御方法は、少なくともプローブ、受信ビームフォーマ、点拡散関数データベース、及び画像生成部を備える超音波画像装置の制御方法であって、状況変数別に予め取得された点拡散関数、及び前記状況変数別に予め設定された位相パラメータを含む点拡散関数データベースを生成するステップと、前記プローブにより、対象体の目標部位に超音波を照射した後、該目標部位で反射された超音波エコーを受信し、該受信した超音波エコーを電気的信号に変換して超音波信号を出力するステップと、前記受信ビームフォーマにより、前記超音波信号をビームフォーミングし、ビームフォーミングされた超音波信号を出力するステップと、

前記画像生成部により、前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて前記点拡散データベースから点拡散関数及び位相パラメータを選択し、該選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて推定された点拡散関数を用いてデコンボリューションを行って画像を生成するステップと、を有する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、入力信号に対して状況変数別に点拡散関数を予め取得し位相パラメータを予め設定してデータベースを作り、超音波画像装置で点拡散関数を推定する際に、データベースから選択された点拡散関数及び位相パラメータを用いて、点拡散関数を速かに推定することができる。また、入力信号の大きさ情報及び位相情報を用いて点拡散関数を推定することによって、推定された点拡散関数の正確度を向上させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】対象体の目標部位に対する原画像、目標部位に対する超音波画像、及び超音波画像から復元された復元画像間の関係を説明するための図である。

【図2】原画像と超音波画像間の関係を説明するための図である。

【図3】超音波画像装置の一実施形態を示す斜視図である。

【図4】超音波画像装置の一実施形態を示す構成図である。

【図5】点拡散関数データベースの一実施形態を説明するための図である。

【図6】超音波画像装置の送信ビームフォーマを示す構成図である。

20

【図7】超音波画像装置の受信ビームフォーマを示す構成図である。

【図8】画像生成部の一実施形態を示す構成図である。

【図9】状況変数によって実測された1次元点拡散関数及び実測された2次元点拡散関数を例示する図である。

【図10】推定された1次元点拡散関数及び推定された2次元点拡散関数を例示する図である。

【図11】推定された1次元点拡散関数及び推定された2次元点拡散関数を例示する図である。

【図12】大きさ情報に基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。

30

【図13】大きさ情報及び基本値に設定された位相情報に基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。

【図14】大きさ情報及び予め設定された位相パラメータに基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。

【図15】超音波画像装置の制御方法の一実施形態を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明の利点及び特徴、そしてそれらを達成する方法は、図面を参照しながら詳細に後述する実施形態から明確になるであろう。しかし、本発明は、以下に開示する実施例に限定されるものではなく、他の様々な形態に実施され得る。これらの実施形態は、単に本発明の開示を完全にするため、且つ本発明の属する技術の分野における通常の知識を有する者に発明の範疇を完全に知らせるために提供するものである。

40

【0012】

以下、本発明の超音波画像装置及びその制御方法を実施するための形態の具体例を、図面を参照しながら詳細に説明する。図中、同一の図面符号は同一の構成要素を表す。

【0013】

一般に、超音波画像装置はプローブを用いて目標部位に対する超音波画像を獲得する。そして、獲得された超音波画像から点拡散関数（Point Spread Function：PSF）を推定する。その後、推定された点拡散関数と超音波画像とをデコンボリューションし、目標部位の原画像に近い復元画像を獲得する。原画像、超音波画像、及

50

び復元画像間の関係について、図1を参照してより詳しく説明する。

【0014】

図1は、対象体の目標部位に対する原画像、目標部位に対する超音波画像、及び超音波画像から復元された復元画像間の関係を説明するための図である。

【0015】

図1には、最も左側から順に、原画像 f_R 、超音波画像 g_R 、及び復元画像 h_R を示す。原画像 f_R は、対象体の目標部位に対する理想的な画像 (ideal image) を指す。超音波画像 g_R は、超音波画像装置のプロープを用いて獲得された画像を指す。即ち、超音波画像 g_R は、ビームフォーミングされた超音波信号を意味する。ビームフォーミングされた超音波信号は、対象体の目標部位に超音波を照射し、目標部位で反射された超音波 (以下、「超音波エコー」という) を電気的信号に変換した超音波信号をビームフォーミングして獲得する。復元画像 h_R は、超音波画像 g_R から原画像 f_R に近く復元された画像を指す。

10

【0016】

図1を参照すると、プロープを用いて獲得された超音波画像 g_R は、原画像 f_R に比べて、境界がぼやけており、雑音が入混していることがわかる。このように超音波画像 g_R が原画像 f_R と異なる理由は、プロープを用いて超音波画像を獲得する過程で、プロープの物理的特性により原画像 f_R の画質が低下 (degradation) し、そこに雑音 (noise) が加えられるためである。図2 (a) 及び (b) を参照して、原画像 f_R と超音波画像 g_R との間の関係をより具体的に説明すると、下記の通りである。

20

【0017】

図2 (a) の左側及び右側には、目標部位に対する原画像及び超音波画像をそれぞれ例示する。図2 (a) に示すように、原画像において目標部位が点で表示される場合、超音波画像では目標部位が上下及び左右に伸びた形状で表示される。このような差、即ち原画像と超音波画像との差は、目標部位の深さが深くなるほど増加する。

【0018】

図2 (b) の左側及び右側には、それぞれ異なる深さに位置する目標部位に対する原画像及び超音波画像をそれぞれ例示する。図2 (b) に示すように、プロープから近くに位置する目標部位は超音波画像において原画像の部位と類似の形態で表示される。しかし、プロープから遠くに位置する目標部位は超音波画像において原画像の部位とかなり異なる形態で表示されることがわかる。

30

【0019】

上述した通り、プロープの物理的な特性の他、プロープと目標部位間の距離及びノイズによっても原画像の画質が低下する。このように画質の低下した超音波画像をそのまま出力すると、目標部位に対する正確な診断ができなくなる。そこで、正確な診断のために、超音波画像を原画像に略近く復元する必要がある。

【0020】

原画像の品質を低下させる品質低下モデル (degradation model) を点拡散関数 h_R とすると、超音波画像 g_R は、原画像 f_R と点拡散関数 h_R とをコンボリューションした結果といえる。

40

【0021】

従来の超音波画像装置は、超音波画像 g_R から点拡散関数を推定し、推定された点拡散関数を超音波画像 g_R とデコンボリューションする。その結果、原画像に近い復元画像 (restored image) が得られる。即ち、点拡散関数を正確に推定するほど原画像に近い復元画像が得られる。

【0022】

現在、点拡散関数推定方式は、1次元点拡散関数推定方式と2次元点拡散関数推定方式とに分類される。

【0023】

1次元点拡散関数推定方式としては、ARMA (Autoregressive Mo

50

ving Average) が挙げられる。1次元点拡散関数推定は、短時間で行われるという利点があるが、推定された点拡散関数の正確度が劣るという短所がある。そのため、推定された1次元点拡散関数と超音波画像とをデコンボリューションして復元画像を得た場合、復元画像の軸方向(axial direction)の解像度は向上するが、側方向(lateral direction)の解像度は劣るという問題がある。

【0024】

2次元点拡散関数推定方式としては、ケプストラム(Cepstrum)方式が挙げられる。ケプストラム方式は、時間領域(time domain)での入力信号を周波数領域(frequency domain)に変換した後、周波数領域で2次元点拡散関数を推定する。

10

【0025】

ケプストラム方式は、超音波画像の大きさ情報のみを用いて2次元点拡散関数を推定する方式と、超音波画像の大きさ情報及び位相情報の両方を用いて2次元点拡散関数を推定する方式とに分類される。

【0026】

大きさ情報のみに基づいて推定された2次元点拡散関数は、大きさ及び位相情報の両方に基づいて推定された2次元点拡散関数に比べて正確度が劣る。

【0027】

大きさ及び位相情報の両方に基づいて2次元点拡散関数を推定すると、推定された2次元点拡散関数の正確度が高くなる。しかし、大きさ及び位相情報の両方を考慮しなければならず、複雑度(complexity)及び計算量が増加する。そのため、短時間で2次元点拡散関数を推定するには無理があり、リアルタイムで復元画像を提供しなければならない超音波画像装置に適用するには無理がある。

20

【0028】

高速2次元点拡散推定方式では、複雑度を低減するために位相情報を除去することもある(Minimum phase)。しかし、位相情報を除去すると、それ故に推定された2次元点拡散関数の正確度が低下する。

【0029】

以下、超音波画像の大きさ及び位相情報の両方を用いて2次元点拡散関数を推定するが、既存のケプストラム方式に比べてより迅速で正確に2次元点拡散関数を推定できる本発明の一実施形態による超音波画像装置について説明する。

30

【0030】

図3は、超音波画像装置20の一実施形態を示す斜視図である。

【0031】

図3に示すように、超音波画像装置20は、本体200、入力部210、ディスプレイ部220、及びプローブ230を備える。

【0032】

本体200には超音波画像装置20の主要構成要素が収納される。例えば、図4に示す制御部240、送信ビームフォーマ250、受信ビームフォーマ260、画像生成部270、及び点拡散関数(PSF)データベース280などが収納される。これらの構成要素に関する具体的な説明は、図4を参照して後述する。

40

【0033】

入力部210は、操作者が超音波画像装置20を操作するための指示又は命令を入力する部分である。例えば、操作者は、入力部210を介して診断開始、診断部位選択、診断種類選択、最終的に出力される超音波画像に対するモード選択などを行うための命令を入力する。入力部は、例えば、キーボード、マウス、トラックボール、タッチスクリーン、フットスイッチ(foot switch)、及びフットペダル(foot pedal)のうちの少なくとも一つを備える。

【0034】

一例として、キーボードは、ハードウェアで具現され、本体200の上部に配置される

50

。キーボードは、スイッチ、キー、ホイール、ジョイスティック、トラックボール、及びノブ (k n o b) のうちの少なくとも一つを備える。フットスイッチやフットペダルは、本体 200 の下部に設けられ、操作者はフットペダルを用いて超音波画像装置 20 の一部機能を遂行する。

【0035】

他の例として、キーボードは、グラフィックユーザーインターフェースのようにソフトウェアで具現される。ソフトウェアで具現されたキーボードは、ディスプレイ部 220 に表示される。

【0036】

ディスプレイ部 220 は復元画像を表示する。ディスプレイ部 220 は複数個備えられ得る。少なくとも一つのディスプレイ部 220 は、ディスプレイ機能のみを有するか、又はディスプレイ及び入力機能の両方を有する。例えば、ディスプレイ部 220 がタッチスクリーンで具現された場合、ディスプレイ部 220 はディスプレイ機能及び入力機能の両方を有する。

【0037】

プローブ 230 は、対象体 10 の体表に接触する部分である。プローブ 230 の末端には少なくとも一つの超音波素子 T が設けられる。少なくとも一つの超音波素子 T は、対象体 10 の内部に超音波を照射し、対象体 10 の内部で反射された超音波エコーを受信して電氣的信号に変換する。一例として、超音波素子 T は、超音波を発生させる超音波発生素子、及び超音波エコーを受信して電氣的信号に変換する超音波受信素子を備える。他の例として、一つの超音波素子 T で超音波発生及び超音波エコー受信の両方が行われる。

【0038】

超音波素子 T は超音波トランスデューサー (u l t r a s o u n d t r a n s d u c e r) である。トランスデューサーとは、所定形態のエネルギーを別の形態のエネルギーに変換する装置のことをいう。例えば、超音波トランスデューサーは、電気エネルギーを波動エネルギーに変換し、波動エネルギーを電気エネルギーに変換する。換言すると、超音波トランスデューサーは、超音波発生素子の機能及び超音波受信素子の機能の両方を果たす。

【0039】

超音波トランスデューサーは、圧電物質や圧電薄膜を備える。バッテリーなどの内部蓄電装置や外部の電源供給装置を通して所定周波数の交流電流が圧電物質や圧電薄膜に印加されると、圧電物質や圧電薄膜は所定周波数で振動し、振動周波数によって所定周波数の超音波が生成される。これと逆に、所定周波数の超音波エコーが圧電物質や圧電薄膜に到達すると、圧電物質や圧電薄膜は、到達した超音波エコーの周波数によって振動する。この時、圧電物質や圧電薄膜は、振動周波数に対応する周波数の交流電流を出力する。

【0040】

超音波トランスデューサーとしては、磁性体の磁歪効果を用いる磁歪超音波トランスデューサー (M a g n e t o s t r i c t i v e U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r) 、圧電物質の圧電効果を用いる圧電超音波トランスデューサー (P i e z o e l e c t r i c U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r) 、微細加工された数百又は数千個の薄膜の振動を用いて超音波を送受信する静電容量型微細加工超音波トランスデューサー (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 : c M U T) などを含む種々の超音波トランスデューサーを使用可能である。その他にも、電氣的信号によって超音波を生成するか、又は超音波によって電氣的信号を生成する他の種類のトランスデューサーも超音波トランスデューサーとして使用可能である。

【0041】

少なくとも一つの超音波トランスデューサーは、プローブ 230 の末端に直線的に配列 (L i n e a r a r r a y) されるか、又は曲線的に配列 (C o n v e x a r r a y) される。この場合、少なくとも一つの超音波トランスデューサーは、一列に配列され

るか、又はマトリクス状に配列される。少なくとも一つの超音波トランスデューサーが一列に配列された場合には、プローブ230を走査方向（scanning direction）に移動させることで複数の超音波画像を獲得する。少なくとも一つの超音波トランスデューサーがマトリクス状に配列された場合には、一度の超音波送信で複数の超音波画像が獲得される。

【0042】

図示していないが、超音波トランスデューサーの上部には、超音波トランスデューサーを覆う蓋が設けられる。

【0043】

図4は、超音波画像装置20の一実施形態を示す構成図である。

10

【0044】

図4を参照すると、超音波画像装置20は、入力部210、ディスプレイ部220、制御部240、送信ビームフォーマ250、プローブ230、受信ビームフォーマ260、画像生成部270、及び点拡散関数（PSF）データベース280を備える。

【0045】

入力部210、ディスプレイ部220、及びプローブ230については図3を参照して説明したため、重複する説明を省略する。

【0046】

制御部240は、超音波画像装置20の全般的な動作を制御する。具体的に、制御部240は、入力部210から入力された指示や命令に対応して、送信ビームフォーマ250、受信ビームフォーマ260、画像生成部270、及びディスプレイ部220のうちの少なくとも一つを制御するための制御信号を生成する。場合によって、制御部240は、有線通信又は無線通信を通じて外部装置から受信した指示や命令に対応して、各構成要素を制御するための制御信号を生成する。

20

【0047】

点拡散関数（PSF）データベース280は、少なくとも一つの点拡散関数を有する。ここで、少なくとも一つの点拡散関数は、少なくとも一つの状況変数によって予め実測されて取得された2次元点拡散関数である。状況変数は、プローブの種類、プローブと目標部位間の距離（即ち、目標部位の深さ）、超音波の速度（音速）のうちの少なくとも一つである。

30

【0048】

図5は、点拡散関数データベース280の一実施形態を示す図である。図5は、点拡散関数データベース280が、プローブの種類、目標部位の深さ、及び音速という状況変数によって実測された2次元点拡散関数を含む場合を示す。

【0049】

本実施形態によると、点拡散関数データベース280は、状況変数によって予め実測されて取得された2次元点拡散関数の他、状況変数によって予め設定された位相パラメータを含む。位相パラメータは、点拡散関数データベース280から選択された2次元点拡散関数に基づいて、新しい2次元点拡散関数を推定するために必要な位相情報をパラメータ化したものである。

40

【0050】

位相パラメータを設定するために、先ず超音波画像の大きさ情報に基づいて2次元点拡散関数を推定する。続いて、推定された2次元点拡散関数の位相情報を表す因子の値を変更させながら、推定された2次元点拡散関数の形状と実測された2次元点拡散関数の形状とを比較する。続いて、推定された2次元点拡散関数の形状が実測された2次元点拡散関数の形状に最も近似した時の因子の値を位相パラメータに設定する。

【0051】

位相パラメータの設定方法をより詳しく説明すると、次の通りである。例えば、「プローブA」を使って、深さが5cmである目標部位の超音波画像を獲得する。続いて、超音波画像から2次元点拡散関数を推定する。そして、推定された2次元点拡散関数の位相情

50

報を表す因子の値を変更させながら、推定された2次元点拡散関数の形状と実測された2次元点拡散関数の形状とを比較する。続いて、推定された2次元点拡散関数の形状が実測された2次元点拡散関数の形状に最も近似した時の因子の値を、状況変数がプローブA、目標部位の深さ5cmである場合の位相パラメータに設定する。

【0052】

全ての状況変数によって上述の方法を反復し、状況変数別に位相パラメータを設定する。例えば、プローブの種類及び目標部位の深さによって位相パラメータを設定する。設定された位相パラメータは点拡散関数データベース280に保存される。

【0053】

再び図4を参照すると、送信ビームフォーマ250は、送信ビームフォーミング (transmit beamforming) を行う。送信ビームフォーミングとは、少なくとも一つの超音波素子Tから発生した超音波を焦点 (focal point) に集束させることをいう。即ち、少なくとも一つの超音波素子Tから発生した超音波が焦点に到達する時間差を克服するべく、適宜その順序を定めて超音波素子Tで超音波を発生させることをいう。送信ビームフォーミングについて、図6を参照してより詳しく説明する。

【0054】

図6は、送信ビームフォーマ250の構成図である。図6を参照すると、送信ビームフォーマ250は、送信信号生成部251及び時間遅延部252を備える。

【0055】

送信信号生成部251は、制御部240の制御信号によって、少なくとも一つの超音波素子Tに印加する送信信号 (高周波交流電流) を発生する。送信信号生成部251で発生した送信信号は時間遅延部252に提供される。

【0056】

時間遅延部252は、送信信号生成部251で生成された送信信号毎に時間遅延を加え、各送信信号が各超音波素子Tに到達する時間を調節する。時間遅延部252により時間遅延された送信信号が超音波素子Tに印加されると、超音波素子Tは、送信信号の周波数に対応する超音波を発生させる。各超音波素子Tで発生した超音波は、焦点 (focal point) に集束 (focusing) する。超音波素子Tで発生した超音波が集束する焦点の位置は、送信信号に適用される遅延パターンの形態によって異なる。

【0057】

より具体的に、図6には、5個の超音波素子t1～t5を例示する。また、送信信号に適用可能な3つの遅延パターンを太い実線、中間太さの実線、細い実線で例示する。

【0058】

送信信号生成部251で生成された送信信号に対して太い実線の形態の遅延パターンを適用すると、各超音波素子t1～t5から発生した超音波は第1焦点F1に集束する。

【0059】

送信信号生成部251で生成された各送信信号に対して中間太さの実線の形態の遅延パターンを適用すると、各超音波素子t1～t5から発生した超音波は、第1焦点F₁よりも遠い第2焦点F₂に集束する。

【0060】

送信信号生成部251で生成された各送信信号に対して細い実線の形態の遅延パターンを適用すると、各超音波素子t1～t5から発生した超音波は、第2焦点F₂よりも遠い第3焦点F₃に集束する。

【0061】

上述した通り、送信信号生成部251で生成された送信信号に適用される遅延パターンによって焦点の位置が異なる。そのため、一つの遅延パターンのみを適用する場合、対象体10に照射される超音波は、固定した焦点に集束する (fixed-focusing)。それぞれ異なる遅延パターンを適用する場合、対象体10に照射される超音波は、複数の焦点に集束する (multi-focusing)。

【0062】

10

20

30

40

50

このように、各超音波素子 T から発生した超音波は、一つの地点にのみ固定集束するか、又は複数の地点に多重集束する。集束した超音波は対象体 10 の内部に照射される。対象体 10 の内部に照射された超音波は、対象体 10 内の目標部位で反射される。目標部位で反射された超音波エコーは超音波素子 T で受信される。すると、超音波素子 T は、受信した超音波エコーを電気信号に変換する。以下、変換された電気信号を超音波信号という。超音波素子 T から出力された超音波信号は増幅及びフィルタリングされた後にデジタル信号に変換されて受信ビームフォーマ 260 に提供される。

【0063】

再び図 4 を参照すると、受信ビームフォーマ 260 は、デジタル信号に変換された超音波信号に対して受信ビームフォーミング (receive beamforming) を行う。受信ビームフォーミングとは、各超音波素子 T から出力された超音波信号間に存在する時差を補正して集束させることをいう。受信ビームフォーミングについて、図 7 を参照してより詳しく説明する。

【0064】

図 7 は、受信ビームフォーマ 260 の構成図である。図 7 を参照すると、受信ビームフォーマ 260 は、時差補正部 262 及び集束部 261 を備える。

【0065】

時差補正部 262 は、各超音波素子 T から出力された超音波信号を一定時間遅延させ、これらの超音波信号を同時に集束部 261 に伝達する。

【0066】

集束部 261 では、時差補正部 262 により時差補正された超音波信号が一つに集束される。集束部 261 は、入力された超音波信号毎に所定の加重値、例えばビームフォーミング係数を付加することで、所定の超音波信号を他の超音波信号に比べてより弱めるか又は強めて集束させる。集束した超音波信号は画像生成部 270 に提供される。

【0067】

再び図 4 を参照すると、画像生成部 270 は、超音波信号に基づいて、点拡散関数データベース 280 から少なくとも一つの 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択し、選択された 2 次元点拡散関数及び位相パラメータに基づいて 2 次元点拡散関数を推定する。画像生成部 270 について、図 8 を参照してより詳しく説明する。

【0068】

図 8 は、画像生成部の一実施形態を示す構成図である。図 8 を参照すると、画像生成部 270 は、点拡散関数選択部 271、点拡散関数推定部 273、及びデコンボリューション部 275 を備える。

【0069】

点拡散関数選択部 271 は、ビームフォーミングされた超音波信号の状況変数に基づいて、点拡散関数データベース 280 から少なくとも一つの 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択する。例えば、ビームフォーミングされた超音波信号を分析した結果、ビームフォーミングされた超音波信号がプローブ A を用いて獲得した信号であり、目標部位が図 2 (b) の「深さ 1」に位置する場合、点拡散関数選択部 271 は、点拡散関数データベース 280 から「深さ 1」に該当する 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択する。超音波画像を分析した結果、ビームフォーミングされた超音波信号がプローブ A を用いて獲得した信号であり、目標部位が図 2 (b) の「深さ 3」及び「深さ 5」にそれぞれ位置する場合、点拡散関数選択部 271 は、点拡散関数データベース 280 から「深さ 3」に該当する 2 次元点拡散関数及び位相パラメータ、及び「深さ 5」に該当する 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを選択する。

【0070】

点拡散関数推定部 273 は、点拡散関数選択部 271 により選択された少なくとも一つの 2 次元点拡散関数及び位相パラメータを用いて 2 次元点拡散関数を推定する。2 次元点拡散関数を再び推定する理由は、実測された 2 次元点拡散関数の状況変数と、実際の診断過程で獲得された超音波信号の状況変数とが異なることがあるからである。

10

20

30

40

50

【0071】

例えば、目標部位の深さが同一であっても、音速は対象体である人によって異なることがある。そのため、プローブの種類、目標部位の深さ、及び音速別に2次元点拡散関数を実測して点拡散関数データベース280を構築したとしても、実際の超音波診断過程では、状況変数の変動により、点拡散関数データベース280に含まれる点拡散関数をそのまま使用できなくなる場合が発生する。この場合、実際の診断状況に最も類似する状況変数による点拡散関数を選択し、選択された点拡散関数に基づいて2次元点拡散関数を推定すると、2次元点拡散関数をより速かに推定可能となる。また、予め設定された位相パラメータを用いて2次元点拡散関数を推定するため、推定された2次元点拡散関数の正確度を向上させることができる。

10

【0072】

点拡散関数データベースから、実際の診断過程で獲得された超音波信号の状況変数と同一の状況変数を検索し、点拡散関数データベースから、獲得された超音波信号の状況変数に対応する予め実測されて取得された2次元点拡散関数を選択し、選択された2次元点拡散関数に基づいて、ビームフォーミングされた超音波信号をデコンボリューションする。

【0073】

デコンボリューション部275は、推定された2次元点拡散関数を用いて、ビームフォーミングされた超音波信号をデコンボリューションする。その結果、原画像と略同一の画像信号が獲得される。獲得した画像信号は後処理されて、ディスプレイ部220に表示される。

20

【0074】

図9は、状況変数によって実測された1次元点拡散関数41及び実測された2次元点拡散関数42を例示する図である。

【0075】

図10は、推定された1次元点拡散関数51及び推定された2次元点拡散関数52を例示する図である。ここで、2次元点拡散関数52は、ケプストラム方式によって推定されたものであり、位相情報を除去し(Minimum phase)、大きさ情報に基づいて推定したものである。図10の2次元点拡散関数52の形状は、図9の実測された2次元点拡散関数42の形状から大きく変わることがわかる。

【0076】

図11も、推定された1次元点拡散関数61及び推定された2次元点拡散関数62を例示する図である。ここで、2次元点拡散関数62は、ケプストラム方式によって推定されたものであり、大きさ情報及び予め設定された位相パラメータに基づいて推定したものである。図11の2次元点拡散関数62の形状は、図9の実測された2次元点拡散関数42の形状に類似することがわかる。

30

【0077】

図12は、大きさ情報に基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。左側の原画像と右側のデコンボリューション結果とを比較すると、デコンボリューション結果は、原画像に比べて、軸方向はある程度画像画質を維持するが、側方向(lateral direction)に伸びることがわかる。これは、実測された2次元点拡散関数と推定された2次元点拡散関数間の軸方向への形状はある程度類似するが、側方向への形状には大きな差があるためである。

40

【0078】

図13は、大きさ情報及び基本値に設定された位相情報に基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。左側の原画像と右側のデコンボリューション結果とを比較すると、デコンボリューション画像は、原画像に比べて、側方向はある程度画像画質を維持するが、軸方向に画像画質がやや低下することがわかる。これは、実測された2次元点拡散関数と推定された2次元点拡散関数間の側方向への形状は類似するが、軸方向への形状には差があるためである。

【0079】

50

図14は、大きさ情報及び予め設定された位相パラメータに基づいて推定された2次元点拡散関数を用いたデコンボリューション結果と原画像とを比較した図である。実測された2次元点拡散関数と推定された2次元点拡散関数の形状とを比較すると、側方向の形状及び軸方向の形状の両方において略類似することがわかる。その結果、原画像とデコンボリューション結果も互いに類似することがわかる。

【0080】

図15は、超音波画像装置の制御方法の一実施形態を示すフローチャートである。

【0081】

入力信号が入力されると（ステップS710）、その入力信号を分析する（ステップS720）。ここで、入力信号は、ビームフォーミングされた超音波信号である。入力信号の分析は状況変数によって行われる。状況変数の例としては、プローブの種類、目標部位の深さ、及び音速が挙げられる。

【0082】

入力信号が分析されると、分析結果に基づいて、点拡散関数データベース280から少なくとも一つの点拡散関数及び少なくとも一つの位相パラメータを選択する（ステップS730）。このとき、選択される点拡散関数は、2次元点拡散関数である。即ち、少なくとも一つの2次元点拡散関数を選択する。位相パラメータは、状況変数によって予め設定される。例えば、位相パラメータは、目標部位の深さによって決定される。

【0083】

点拡散関数及び位相パラメータが選択されると、選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて2次元点拡散関数を推定する（ステップS740）。このように選択された点拡散関数及び位相パラメータに基づいて2次元点拡散関数を推定すると、大きさ情報及び位相情報を活用することになるため、推定された2次元点拡散関数の正確度を向上させることができる。

【0084】

2次元点拡散関数が推定されると、推定された2次元点拡散関数と入力信号とをデコンボリューションする（ステップS750）。

【0085】

デコンボリューション結果により画像信号を獲得する（ステップS760）。獲得した画像信号は、復元画像であるといえる。復元画像は、後処理過程を経てディスプレイ部220に表示される。

【0086】

上述した実施形態において、超音波画像装置20を構成する一部の構成要素は、一種のモジュールで具現される。

【0087】

ここで、「モジュール」は、ソフトウェア、若しくはFPGA（Field Programmable Gate Array）又はASIC（Application Specific Integrated Circuit）のようなハードウェアの構成要素を意味し、モジュールは所定の役割を担う。しかし、モジュールがソフトウェア又はハードウェアに限定されるものではない。モジュールは、アドレッシング可能な記憶媒体に存在するように構成されて、一つ又はそれ以上のプロセッサを実行させるように構成され得る。

【0088】

従って、一例として、モジュールは、ソフトウェア構成要素、オブジェクト指向ソフトウェア構成要素、クラス構成要素、及びタスク構成要素のような構成要素、プロセス、関数、属性、プロシージャ、サブルーチン、プログラムコードのセグメント、ドライバ、ファームウェア、マイクロコード、回路、データ、データベース、データ構造、テーブル、アレイ、並びに変数を含む。構成要素とモジュールで提供される機能は、より少ない数の構成要素及びモジュールに統合されるか、又は追加の構成要素とモジュールに更に分離される。また、これらの構成要素及びモジュールはデバイス内で一つ又はそれ以上のCP

10

20

30

40

50

Uを含む。

【0089】

上述した実施形態に加えて、本発明の実施形態は、上述した実施形態の少なくとも一つの処理要素を制御するためのコード／命令を含むコンピュータ読み取り可能な記録媒体、例えば一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録され得る。記録媒体は、コードの記憶及び／又は伝送を可能にする全てのコンピュータ読み取り可能な記録媒体であり得る。

【0090】

コンピュータ読み取り可能なコードは、記録媒体に記録される他、インターネットを介して伝送され得る。記録媒体は、例えば、マグネチック記憶媒体（例えば、ROM、フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）及び光学記録媒体（例えば、CD-ROM又はDVD）のような記録媒体、搬送波（carrier wave）のような伝送媒体を介する記録媒体を含む。また、記録媒体は、非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であり得る。これらの記録媒体は分散ネットワークを介したものであり得、この場合、コンピュータ読み取り可能なコードは分散方式で記憶／伝送されて実行され得る。更に、一例として、処理要素は、プロセッサ又はコンピュータプロセッサを含み、一つのデバイス内に分散及び／又は含まれ得る。

【0091】

以上、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳細に説明したが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的範囲から逸脱しない範囲内で多様に変更実施することが可能である。

【符号の説明】

【0092】

- 10 対象体
- 20 超音波画像装置
- 41、51、61 1次元点拡散関数
- 42、52、62 2次元点拡散関数
- 200 本体
- 210 入力部
- 220 ディスプレイ部
- 230 プロープ
- 240 制御部
- 250 送信ビームフォーマ
- 251 送信信号生成部
- 252 時間遅延部
- 260 受信ビームフォーマ
- 261 集束部
- 262 時差補正部
- 270 画像生成部
- 271 点拡散関数（PSF）選択部
- 273 点拡散関数（PSF）推定部
- 275 デコンボリューション部
- 280 点拡散関数（PSF）データベース
- T、t₁～t₅ 超音波素子

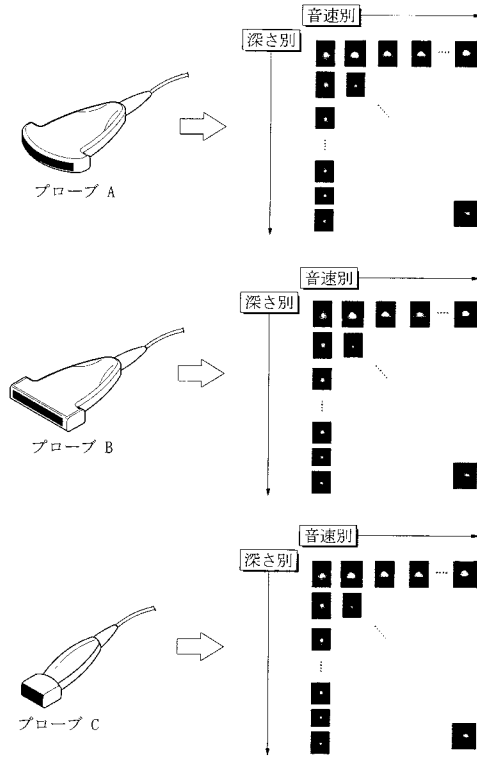
10

20

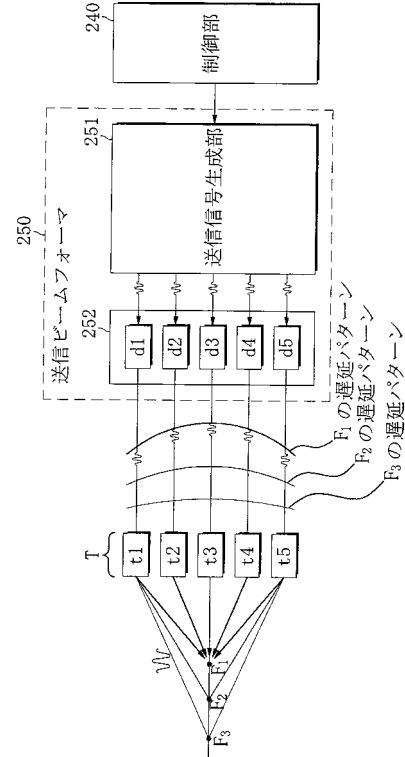
30

40

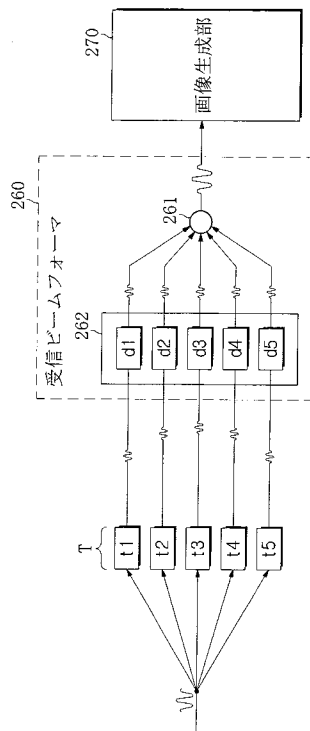
【図 5】



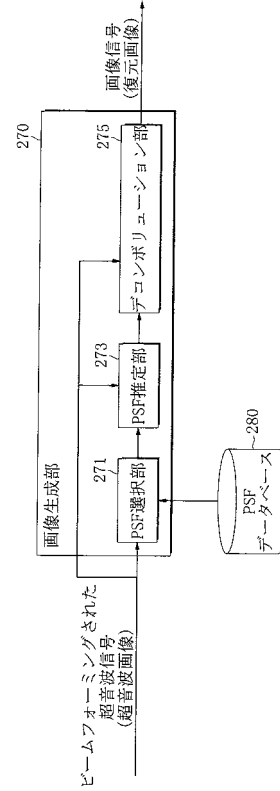
【図 6】



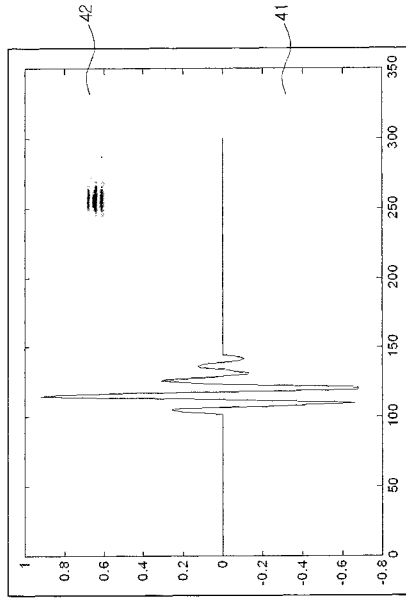
【図 7】



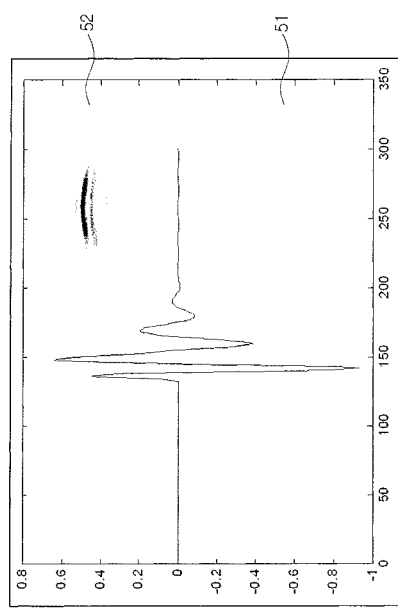
【図 8】



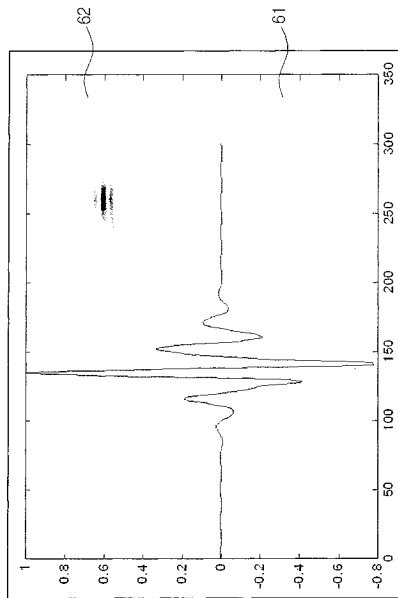
【図 9】



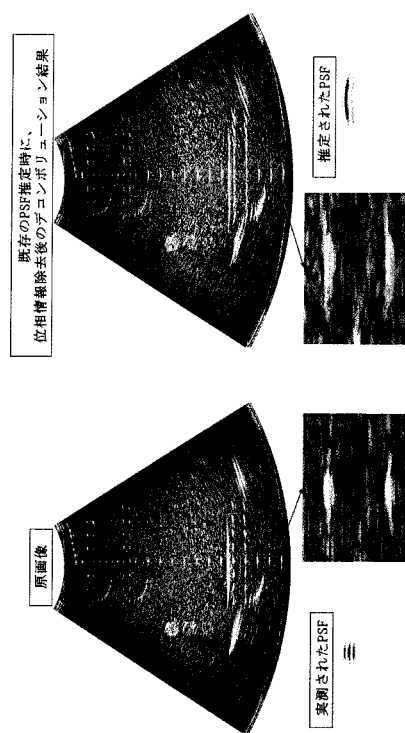
【図 10】



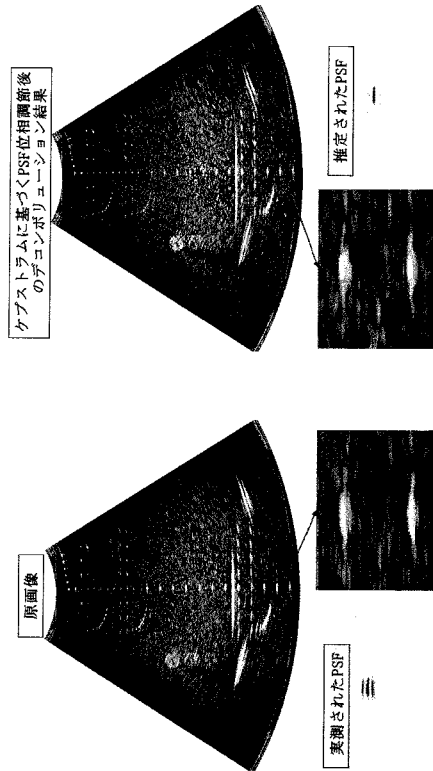
【図 11】



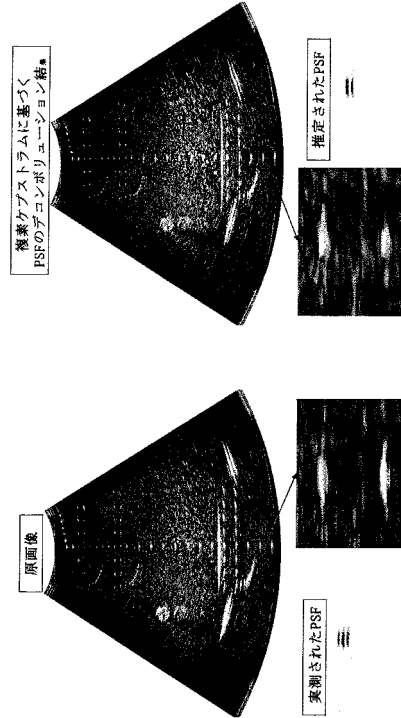
【図 12】



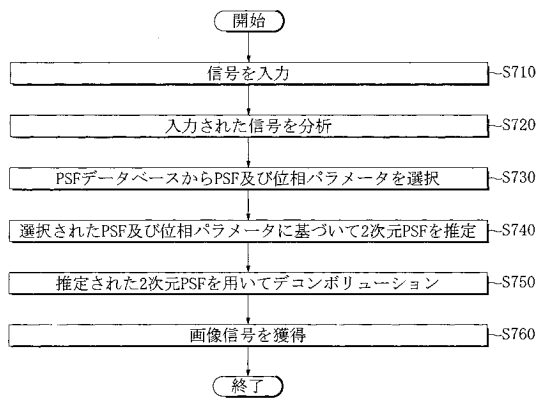
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 朴 成 燦

大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 霊通2洞 ビョクジョクゴルー9次アパート

(72)発明者 金 晶 ホ

大韓民国 京畿道 龍仁市 上ヒョン1洞 グムホーベストビル 503-903

(72)発明者 宋 宗 根

大韓民国 京畿道 龍仁市 水枝区 竹田洞 コッセマウル現代ホームタウン4次アパート 43
7-304

(72)発明者 朴 修 賢

大韓民国 京畿道 華城市 盤松洞 シボムーハンビットマウルードンタンーアイパークアパート
222-604

Fターム(参考) 4C601 EE04 JB41 JB51

专利名称(译)	超声成像设备及其控制方法		
公开(公告)号	JP2015020062A	公开(公告)日	2015-02-02
申请号	JP2014105508	申请日	2014-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	姜周泳 朴成燦 金晶水 宋宗根 朴修賢		
发明人	姜 周 泳 朴 成 燦 金 晶 水 宋 宗 根 朴 修 賢		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/7235 A61B8/56 A61B8/565 G01S7/5205 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB41 4C601/JB51		
优先权	1020130085219 2013-07-19 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够准确且迅速地估计重建超声图像所需的点扩展函数的超声成像设备及其控制方法。 解决方案：探针230，用于向目标对象的目标部分照射超声波，接收反射的超声波回波并输出超声波信号，以及用于对超声波信号进行波束成形的波束成形超声波。 输出信号的接收波束形成器260，点扩展函数数据库280，该点扩展函数数据库280包括预先为波束形成的超声波信号的每个情况变量获取的点扩展函数以及为每个情况变量预设的相位参数，以及波束 通过基于形成的超声信号从点扩展数据库中选择点扩展函数和相位参数并使用基于所选择的点扩展函数和相位参数估计的点扩展函数执行去卷积来获得图像。 并且图像生成单元270生成 [选择图]图4

