

(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2014-23934
(P2014-23934A)

(43) 公開日 平成26年2月6日(2014.2.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/44 (2006.01)	G 0 1 N 29/22 5 0 1	4 C 6 0 1
G 0 1 S 15/89 (2006.01)	G 0 1 S 15/89 B	5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2013-155690 (P2013-155690)
 (22) 出願日 平成25年7月26日 (2013.7.26)
 (31) 優先権主張番号 61/676,548
 (32) 優先日 平成24年7月27日 (2012.7.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0063737
 (32) 優先日 平成25年6月3日 (2013.6.3)
 (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 ジュクジョニーサイー2次アパート
 617

最終頁に続く

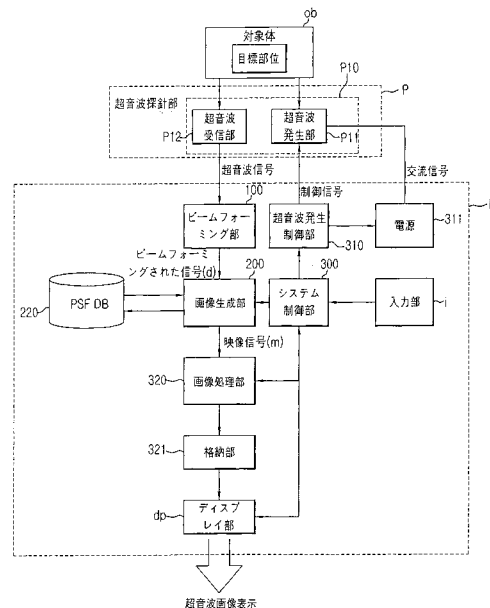
(54) 【発明の名称】 画像処理モジュール及び画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】点広がり関数を、少ないリソースの使用で迅速かつ適切に決定するようにすることによって、高解像度の超音波画像を生成できるようにする画像処理モジュールと画像生成方法を提供する。

【解決手段】画像処理モジュールは、対象体の目標部位に超音波を照射し、対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を用いて画像を取得する画像処理モジュールであって、入力信号をビームフォーミングして、ビームフォーミングされた信号を出力するビームフォーミング部と、ビームフォーミングされた信号に対して少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの2次元の点広がり関数で構築された点広がり関数データベースと、点広がり関数データベースから少なくとも一つの2次元の点広がり関数を選択し、ビームフォーミングされた信号及び選択された点広がり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有する。

【選択図】 図12



【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、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を用いて画像を取得する画像処理モジュールであって、

入力信号をビームフォーミングして、ビームフォーミングされた信号を出力するビームフォーミング部と、

前記ビームフォーミングされた信号に対して少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの 2 次元の点広がり関数 (PSF、point spread function) で構築された点広がり関数データベースと、

前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの 2 次元の点広がり関数を選択し、前記ビームフォーミングされた信号及び前記選択された点広がり関数を用いてデコンボリューション (deconvolution) を行って画像を生成する画像生成部とを有することを特徴とする画像処理モジュール。

10

【請求項 2】

前記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 3】

対象体の目標部位に超音波を照射し、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を用いて画像を取得する画像処理モジュールであって、

入力信号をビームフォーミングして、ビームフォーミングされた信号を出力するビームフォーミング部と、

前記ビームフォーミングされた信号に基づいて少なくとも一つの第 1 点広がり関数を推定し、前記推定された少なくとも一つの第 1 点広がり関数を用いて第 2 点広がり関数を推定した後、前記ビームフォーミングされた信号及び前記推定された第 2 点広がり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有することを特徴とする画像処理モジュール。

20

【請求項 4】

前記ビームフォーミングされた信号に対する少なくとも一つの点広がり関数で構築された点広がり関数データベースをさらに含み、

前記少なくとも一つの点広がり関数は、少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの点広がり関数であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理モジュール。

30

【請求項 5】

前記少なくとも一つの状況変数は、前記超音波の音速、又は前記対象体内部の目標部位との距離であることを特徴とする請求項 1 又は 4 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出して、少なくとも一つの第 1 点広がり関数を推定することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理モジュール。

40

【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信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出して、少なくとも一つの第 1 点広がり関数を推定することを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた信号及び前記推定された少なくとも一つの第 1 点広がり関数を用いて第 2 点広がり関数を推定することを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理モジュール。

50

【請求項 9】

前記画像生成部は、少なくとも一つのフィルターを用いて第 1 点広がり関数を推定することを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 10】

前記少なくとも一つのフィルターは、最小二乗フィルター (LSF、least square filter) 又はケプストラムフィルター (cepstrum filter) であることを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 11】

前記画像生成部は、前記第 1 点広がり関数と少なくとも一つの第 2 点広がり関数推定変数とを用いて第 2 点広がり関数を推定することを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理モジュール。

10

【請求項 12】

前記少なくとも一つの第 2 点広がり関数推定変数は、ビームフォーミング係数であることを特徴とする請求項 11 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 13】

前記少なくとも一つの第 2 点広がり関数推定変数は、前記超音波の音速、前記音速の変化量、前記対象体内部の目標部位との距離、入力信号生成モジュールの配置形態、及び入力信号のチャンネル別減衰率の内の少なくとも一つであることを特徴とする請求項 11 に記載の画像処理モジュール。

【請求項 14】

前記第 1 点広がり関数は、1 次元の点広がり関数であり、前記第 2 点広がり関数は 2 次元の点広がり関数であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理モジュール。

20

【請求項 15】

対象体の目標部位に超音波を照射した後、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を受信し、前記受信されたエコー超音波を超音波信号に変換するステップと、

前記超音波信号に基づいて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、

前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて、点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップと、

前記少なくとも一つの点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた超音波信号から画像を生成するステップとを有し、

前記点広がり関数データベースは、前記出力されたビームフォーミングされた超音波信号に対して少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの点広がり関数で構築されることを特徴とする画像生成方法。

30

【請求項 16】

前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて、点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップは、前記ビームフォーミングされた超音波信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップを含むことを特徴とする請求項 15 に記載の画像生成方法。

40

【請求項 17】

前記少なくとも一つの点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた超音波信号から画像を生成するステップは、前記抽出された少なくとも一つの点広がり関数を用いて他の点広がり関数を推定するステップと、

前記推定された他の点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた信号から画像を生成するステップとを含むことを特徴とする請求項 15 に記載の画像生成方法。

【請求項 18】

前記少なくとも一つの状況変数は、前記超音波の音速、又は前記対象体内部の目標部位との距離であることを特徴とする請求項 15 又は 17 に記載の画像生成方法。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

画像処理モジュールと画像生成方法に関し、特に、複雑な点広がり関数の演算を簡単に
する画像処理モジュールと画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像装置は、対象体の外面、例えば、人体の表皮から内部の所定の目標地点に向
かって超音波を照射し、内部の目標地点で反射された超音波を収集した後、収集された超
音波情報を用いて対象体内部の各種組織や構造などに対する断層画像、例えば、各種臓器
、軟部組織などの断層画像を取得する装置である。

10

このような超音波画像装置は、低廉で且つ他の装置に比べて小型であり、X線のような
放射線被曝の危険性がない上に、リアルタイムで対象体の内部に対する画像の再生が可能
であるので、医療業界で広く用いられている。

【0003】

超音波画像装置が超音波画像を得る方法では、超音波画像装置の超音波プローブの超音
波発生手段、例えば、トランスデューサ (t r a n s d u c e r) を用いて電氣的信号を
超音波に変換した後、変換された超音波を目標地点に向かって照射する。

そして、目標地点で反射された超音波を、超音波センサ、例えば、トランスデューサで
受信し、これを電氣的信号に変換して、複数のチャンネルの超音波信号を取得する。

20

次いで、超音波信号に基づいてビームフォーミング (b e a m f o r m i n g) が行
われる。ビームフォーミングは、超音波センサが収集した超音波信号の時間差を補正し、
各超音波信号毎に所定の加重値を付加して特定位置の信号を強調し、他の位置の信号は相
対的に減殺させて超音波信号を集束するようにする。

その後、超音波画像装置は、ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて超音波画
像を取得する。

【0004】

この時、超音波信号に基づいた画像生成において、適切な点広がり関数を迅速に決定し
なければならないという問題がある。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、ビームフォーミングの後に、超音波画像を生成する過程において、複
雑な点広がり関数の演算を簡単にして、点広がり関数を、少ないリソースの使用で迅速に
決定して、画像生成過程をより迅速に行うことができるようにし、さらに、迅速に画像を
生成しながらも点広がり関数を適切に決定するようにすることによって、高解像度の超音
波画像を生成できるようにする画像処理モジュールと画像生成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】

40

上記目的を達成するためになされた本発明による画像処理モジュールは、対象体の目標
部位に超音波を照射し、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を用いて画像を
取得する画像処理モジュールであって、入力信号をビームフォーミングして、ビームフォ
ーミングされた信号を出力するビームフォーミング部と、前記ビームフォーミングされた
信号に対して少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの2次
元の点広がり関数 (P S F 、 p o i n t s p r e a d f u n c t i o n) で構築され
た点広がり関数データベースと、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの2
次元の点広がり関数を選択し、前記ビームフォーミングされた信号及び前記選択された点
広がり関数を用いてデコンボリューション (d e c o n v o l u t i o n) を行って画像
を生成する画像生成部とを有することを特徴とする。

50

【0007】

前記少なくとも一つの状況変数は、前記超音波の音速、又は前記対象体内部の目標部位との距離であることが好ましい。

記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出することが好ましい。

【0008】

また、上記目的を達成するためになされた本発明による画像処理モジュールは、対象体の目標部位に超音波を照射し、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を用いて画像を取得する画像処理モジュールであって、入力信号をビームフォーミングして、ビームフォーミングされた信号を出力するビームフォーミング部と、前記ビームフォーミングされた信号に基づいて少なくとも一つの第1点広がり関数を推定し、前記推定された少なくとも一つの第1点広がり関数を用いて第2点広がり関数を推定した後、前記ビームフォーミングされた信号及び前記推定された第2点広がり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有することを特徴とする。

【0009】

前記ビームフォーミングされた信号に対する少なくとも一つの点広がり関数で構築された点広がり関数データベースをさらに含み、前記少なくとも一つの点広がり関数は、少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの点広がり関数であることが好ましい。

前記少なくとも一つの状況変数は、前記超音波の音速、又は前記対象体内部の目標部位との距離であることが好ましい。

前記画像生成部は、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出して、少なくとも一つの第1点広がり関数を推定することが好ましい。

前記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出して、少なくとも一つの第1点広がり関数を推定することが好ましい。

前記画像生成部は、前記ビームフォーミングされた信号及び前記推定された少なくとも一つの第1点広がり関数を用いて第2点広がり関数を推定することが好ましい。

【0010】

前記画像生成部は、少なくとも一つのフィルターを用いて第1点広がり関数を推定することが好ましい。

前記少なくとも一つのフィルターは、最小二乗フィルター(LSF、least square filter)又はケプストラムフィルター(cepstrum filter)であることが好ましい。

前記画像生成部は、前記第1点広がり関数と少なくとも一つの第2点広がり関数推定変数とを用いて第2点広がり関数を推定することが好ましい。

前記少なくとも一つの第2点広がり関数推定変数は、ビームフォーミング係数であることが好ましい。

前記少なくとも一つの第2点広がり関数推定変数は、前記超音波の音速、前記音速の変化量、前記対象体内部の目標部位との距離、入力信号生成モジュールの配置形態、及び入力信号のチャンネル別減衰率の内の少なくとも一つであることが好ましい。

前記第1点広がり関数は、1次元の点広がり関数であり、前記第2点広がり関数は2次元の点広がり関数であることが好ましい。

【0011】

上記目的を達成するためになされた本発明による画像生成方法は、対象体の目標部位に超音波を照射した後、前記対象体の目標部位で反射されるエコー超音波を受信し、前記受信されたエコー超音波を超音波信号に変換するステップと、前記超音波信号に基づいて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、前記ビームフォーミングされ

10

20

30

40

50

た超音波信号に基づいて、点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップと、前記少なくとも一つの点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた超音波信号から画像を生成するステップとを有し、前記点広がり関数データベースは、前記出力されたビームフォーミングされた超音波信号に対して少なくとも一つの状況変数に基づいて予め取得された少なくとも一つの点広がり関数で構築されることを特徴とする。

【0012】

前記ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて、点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップは、前記ビームフォーミングされた超音波信号を前記少なくとも一つの状況変数によって分類し、前記分類した結果に基づいて、前記点広がり関数データベースから少なくとも一つの点広がり関数を抽出するステップを含むことが好ましい。

10

前記少なくとも一つの点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた超音波信号から画像を生成するステップは、前記抽出された少なくとも一つの点広がり関数を用いて他の点広がり関数を推定するステップと、前記推定された他の点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、前記ビームフォーミングされた信号から画像を生成するステップとを含むことが好ましい。

前記少なくとも一つの状況変数は、前記超音波の音速、又は前記対象体内部の目標部位との距離であることが好ましい。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る画像処理モジュール及び画像生成方法によれば、画像の復元、例えば、超音波信号に基づいた画像生成において、適切な点広がり関数を決定できるようになる。

従って、超音波画像装置による超音波画像生成過程において、迅速に点広がり関数を決定できるようになることで、超音波画像の復元速度が改善されて、迅速に超音波画像を生成することができる。

さらに、超音波画像の迅速な生成と共に、適切な点広がり関数を決定できるようになることで、高解像度の超音波画像を生成できるようになる効果もある。

また、1次元点広がり関数に基づいて高速に2次元点広がり関数を取得できるので、高解像度及び良質の超音波画像を容易に得ることができる。

30

従って、使用者、例えば、医師や超音波検査者が、超音波イメージング装置によって取得した迅速で且つ正確な高解像度の超音波画像を用いて、患者をより正確に診断できるようになる効果も得ることができる。

また、さらに、点広がり関数の決定方法は、レーダーや音響信号処理にも適用できるので、その応用実施形態によってレーダーや音響信号処理装置の動作を改善できるという効果も得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態による画像生成部を説明するためのブロック図である。

【図2】点広がり関数を説明するための図である。

40

【図3】原画像とRF画像間の関係及びデコンボリューションを説明するための図である。

【図4a】原画像とRF画像間の関係を説明するための図である。

【図4b】深さによる目標部位(o b 1)に対するRF信号ベースの超音波画像の一例を示す図である。

【図4c】目標部位の深さを説明するための超音波画像を示す図である。

【図5】本発明の実施形態による画像生成部の一実施例のブロック図である。

【図6】点広がり関数データベースの一実施例を説明するための図である。

【図7】本発明の実施形態による画像生成部の他の実施例のブロック図である。

【図8】音速による点広がり関数を説明するための図である。

50

【図 9】音速による点広がり関数を説明するための図である。

【図 10】本発明の実施形態による画像生成部の更に他の実施例のブロック図である。

【図 11】本発明の実施形態による超音波画像装置の一実施例の斜視図である。

【図 12】超音波画像装置の一実施例の構成を示すブロック図である。

【図 13】超音波探針部の一実施例に係る平面図である。

【図 14】ビームフォーミング部の一実施例に係る構成図である。

【図 15】本発明の実施形態による超音波画像装置の画像生成部の構成の一実施例を示すブロック図である。

【図 16】第 2 点広がり関数を説明するための図である。

【図 17】入力画像に基づく原画像復元方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

10

【図 18】入力画像に基づく原画像復元方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

【図 19】入力画像に基づく原画像復元方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

【図 20】超音波画像装置を制御する方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

【図 21】超音波画像装置を制御する方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

【図 22】超音波画像装置を制御する方法の様々な実施例を説明するためのフローチャートである。

20

【発明を実施するための形態】

【0015】

次に、本発明に係る画像処理モジュール及び画像生成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説明する。

【0016】

以下、図 1 ~ 図 10 を参照して、画像生成部の一実施形態について説明する。

図 1 は、本発明の実施形態による画像生成部を説明するためのブロック図である。

図 1 に示すように、画像生成部 10 は、入力信号 d に基づいて画像信号 m を生成して出力する。ここで、入力信号 d は、音波や電磁波のような波動に起因して発生した信号であつてもよい。

30

【0017】

例えば、音波による信号である場合には、人間が聞くことができる周波数、すなわち、可聴周波数の音波から取得した信号であつてもよく、可聴周波数 20 kHz より大きい音波である超音波から取得した信号であつてもよい。

また、電磁波による信号である場合、入力信号 (d) は、レーダーなどで用いられる極超短波 (マイクロ波、波長 10 cm ~ 100 cm) などから取得した信号であつてもよい。

【0018】

画像生成部 10 は、入力信号 (d) から画像信号 (m) を生成するために、少なくとも一つの点広がり関数 (PSF、point spread function、以下、図面上では PSF と表記) を推定し、推定された結果を用いてデコンボリューション (deconvolution: 逆畳み込み演算) を行うことによって、元の撮影しようとする対象体と同一、又はほぼ類似した画像を生成及び取得する。

40

画像生成部 10 は、生成及び取得した画像を画像信号 (m) の形態で出力する。

【0019】

点広がり関数は、画像撮影装置の撮影を通じて取得した画像データと組み合わせられて、最終的な画像データを生成するための関数であつて、理想的な画像データを復元するのに主に用いられる。

【0020】

50

図 2 は、点広がり関数を説明するための図である。

図 2 に示すように、画像撮影装置が対象体に対する画像を取得する過程において、画像撮影装置の技術的性質や物理的特性、又は雑音 () (n o i s e) によって、元の画像である原画像 (O) (i d e a l i m a g e) とは異なる信号、例えば、超音波画像装置での超音波信号などのような R F 信号 (d) (r a d i o f r e q u e n c y s i g n a l) を出力する。

言い換えると、画像撮影装置によって取得される R F 信号 (d) は、原画像 (O) に画像撮影装置の技術的性質や物理的特性によって変形され、ここに雑音 () が付加されて出力される信号である。

【 0 0 2 1 】

図 3 は、一例として、超音波画像装置での原画像と R F 画像間の関係及びデコンボリューションを説明するための図である。

図 3 の最左側には、人体内部の組織に対する理想的な形状を示す。

図 3 に示すように、原画像 (i d e a l) が f_R のように与えられると、超音波画像装置において超音波プローブによって収集され、ビームフォーミングされた超音波画像は、中段の g_R のように表現される。

すなわち、原画像と R F 信号による画像は互いに異なる。

これを、図 4 a ~ 図 4 c を参照して、より具体的に説明する。

【 0 0 2 2 】

図 4 a は、原画像と R F 画像間の関係を説明するための図である。

図 4 a に示す入力信号ベースの画像は、超音波画像装置を用いて取得した超音波画像の一例を図式的に表現したものである。

図 4 a に示すように、仮に、理想的な状況での目標部位 (o b 1) に対する原画像 (O) が、図 4 a の左側にある図のように表示されるとすれば、目標部位 (o b 1) に対する入力信号 (d)、例えば、R F 信号ベースの画像は、右側の図のように表示される。

【 0 0 2 3 】

具体的には、入力信号ベースの画像での目標部位 (o b 1) は、原画像での目標部位 (o b 1) が上下及び左右に伸びて表示される。

すなわち、入力信号ベースの画像は、原画像と非常に異なるものとなるため、もし、入力信号 (d)、すなわち、R F 信号に基づいて画像をそのまま復元する場合には、目標部位が元の姿と異なるものとなる。

【 0 0 2 4 】

このような原画像と入力信号ベースの画像とは、深さなどによってさらに異なるものとなる。

図 4 b は、深さによる目標部位 (o b 1) に対する R F 信号ベースの超音波画像の一例を示したもので、図 4 c は、目標部位の深さを説明するための超音波画像を示す図である。

【 0 0 2 5 】

図 4 b に示すように、目標部位 (o b 1) と画像データ収集手段、例えば、超音波探針部間の距離が短いと、例えば、図 4 c に示すように、人体内部の病変が第 1 深さ (D e p t h # 1) に位置すると、目標部位 (o b 1) に対する入力信号ベースの画像は、同部位に対する原画像と同一、又は類似する。

【 0 0 2 6 】

しかし、仮に、画像データ収集手段と目標部位 (o b 1) との間の距離が離れると、例えば、人体内部の病変が、図 4 c の第 4 深さ (D e p t h # 4) や第 5 深さ (D e p t h # 5) などに位置すると、目標部位 (o b 1) の入力信号ベースの画像は側面方向に伸びて表示されて、目標部位 (o b 1) に対する原画像とかなりの相違が発生するようになる。すなわち、原画像 (O) での目標部位 (o b 1) と、入力信号ベースの画像の目標部位 (o b 1) の形態は、データ収集手段と目標部位 (o b 1) との間の距離によってさらに異なるものとなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

したがって、R F 信号 (d) を用いて原画像 (O) を復元する場合には、目標部位 (o b 1) に対する正確な画像を得るために、このような原画像 (O) と R F 信号 (d) による画像との間の差を補正しなければならない。

この場合、原画像 (O) と取得した R F 信号 (d) との間には所定の関係が成立するというを前提として、所定の関係に対応する所定の関数を用いて R F 信号 (d) を補正して画像を復元する。

このときに用いられる所定の関数が、点広がり関数 (H) である。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示した原画像 (O) 、点広がり関数 (H) 、雑音 () 、及び入力信号 (d) 、すなわち、R F 信号間の関係を数式で表現すると、下記の数式 1 のように表すことができる。

(数 1)

$$d = H f +$$

ここで、d は出力される R F 信号、H は点広がり関数、f は原画像に対する信号であり、は雑音を意味する。

【 0 0 2 9 】

仮に雑音がないと仮定すると、R F 信号 (d) は、原画像 (O) と点広がり関数 (H) 間の積で表現できる。

したがって、測定された R F 信号 d に対して適切な点広がり関数 (H) を知れば、測定された R F 信号 (d) に対応する原画像 (O) を得ることができる。言い換えると、点広がり関数 (H) 及び R F 信号 (d) を知ると、対象体と同一、又は最も類似した画像を復元できるようになる。

【 0 0 3 0 】

画像生成部 1 0 は、図 2 と反対方向に、R F 信号、すなわち入力信号 (d) と、入力信号 (d) に適切な点広がり関数 (H) を用いて原画像 (O) と同一又は非常に類似した画像を生成し、生成された画像に対応する画像信号 (m) を出力する。言い換えると、画像生成部 1 0 は、図 3 の中段に示すように、R F 信号 (g_R) に適切な点広がり関数 (h_R) を付加及び合成してデコンボリューションを行うことによって、原画像 (O 、 f_R) と同一又はほぼ類似した復元画像 (r e s t o r e d i m a g e) を生成する。

【 0 0 3 1 】

画像生成部 1 0 は、入力信号 (d) に基づいて対象体と同一又は最も類似した画像を復元するために、1 次元又は 2 次元の点広がり関数で構築された点広がり関数データベース 1 2 (P S F d a t a b a s e) (図 5 参照) を用いたり、又は 1 次元の点広がり関数に基づいて 2 次元の点広がり関数を推定する等の方法を用いて、複数の方向での解像度低下などの問題点なしに、点広がり関数を推定するようにする。

【 0 0 3 2 】

そして、推定された点広がり関数 (H) を用いて、対象体を撮影して取得した入力信号 (d) 、例えば、R F 信号を変換して、元の対象体の形態や形状と同一又は類似した形態や形状に見えるように入力信号 (d) を変換する。

すなわち、画像生成部 1 0 は、点広がり関数を用いて、取得した入力信号 (d) に対する画像を復元して、適切に復元された画像に対する画像信号 (m) を出力する。

【 0 0 3 3 】

図 5 は、本発明の実施形態による画像生成部の一実施例のブロック図である。

図 5 に示すように、画像生成部 1 0 の一実施例では、画像生成部 1 0 は、点広がり関数 (P S F) 選択部 1 1 及びデコンボリューション部 1 4 を含む。

点広がり関数選択部 1 1 は、別途の点広がり関数データベース 1 2 を閲覧し、点広がり関数データベース 1 2 から少なくとも一つの点広がり関数を選択して呼び出す。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

図 6 は、点広がり関数データベース 1 2 の一実施例を説明するための図である。

点広がり関数データベース 1 2 は、図 6 に示すように、少なくとも一つの点広がり関数の集合で構築される。

点広がり関数データベース 1 2 の一実施例によれば、点広がり関数データベース 1 2 は、1 次元の点広がり関数のみを含んでもよく、2 次元の点広がり関数のみを含むこともできる。また、1 次元の点広がり関数及び 2 次元の点広がり関数を全て含んでもよい。実施例によっては、3 次元や 4 次元などのさらに高い次元の点広がり関数を含んでもよい。

【 0 0 3 5 】

10

点広がり関数データベース 1 2 に格納された点広がり関数は、少なくとも一つの状況変数によって予め演算された点広がり関数であってもよい。

ここで、一実施例によれば、状況変数は波動の速度（図 6 の水平方向）であってもよい。波動の速度は、例えば、超音波のような音波の速度（音速）であってもよい。

また、他の実施例によれば、状況変数は、データ収集手段、一例として、超音波探針部と目標部位との間の距離（図 6 の垂直方向）であってもよい。例えば、データ収集手段と目標部位間の距離は、人体内部の特定の目標部位、一例として、病変の深さ（depth）であってもよい。

【 0 0 3 6 】

20

もちろん、点広がり関数データベース 1 2 に格納された点広がり関数は、二つの状況変数によって予め演算された点広がり関数であってもよい。

この場合、二つの状況変数は、図 6 に示すように、音速と目標部位の深さであってもよい。

言い換えると、図 6 に示すように、点広がり関数データベース 1 2 は、音速及び深さという状況変数によって各々別途に取得された点広がり関数の集合であってもよい。

【 0 0 3 7 】

点広がり関数データベース 1 2 は、2 次元の点広がり関数を迅速に推定できるように、軸方向の 1 次元の点広がり関数はほぼ同一であると仮定し、様々な状況変数、例えば、上述した超音波音速や目標部位（ob1）の深さによって実測して取得した少なくとも一つの 2 次元の点広がり関数を含んでもよい。これについては後述する。

30

【 0 0 3 8 】

点広がり関数選択部 1 1 は、上述したように構築することができる点広がり関数データベース 1 2 から少なくとも一つの点広がり関数を選択する。

特に、点広がり関数選択部 1 1 は、一実施例において、点広がり関数データベース 1 2 から 2 次元の点広がり関数（2D point spread function）を選択することができる。

【 0 0 3 9 】

この場合、点広がり関数選択部 1 1 は、入力信号（d）に応じて少なくとも一つの点広がり関数を選択することができる。

仮に、目標部位（ob1）が、人体などの内部で深くない所、例えば、図 4 c の第 1 深さに位置していれば、点広がり関数選択部 1 1 は、図 5 に示した点広がり関数データベース 1 2 において第 1 深さに該当する点広がり関数を選択する。

40

仮に、図 4 c の第 4 深さや第 5 深さの目標部位（ob1）を撮影する場合には、点広がり関数データベース 1 2 において第 4 深さや第 5 深さに該当する点広がり関数を選択するようにする。

【 0 0 4 0 】

点広がり関数選択部 1 1 は、選択された点広がり関数、又はこれに関する情報をデコンボリューション部 1 4 に伝達する。

デコンボリューション部 1 4 は、点広がり関数選択部 1 1 で選択された点広がり関数を用いて、入力信号（d）をデコンボリューションする。

50

それによって、入力信号 (d)、すなわち、図 2 に示した RF 信号 (d) から、原画像 (O) と同一又はほぼ類似した画像信号 (m) を取得する。

【0041】

仮に、点広がり関数選択部 11 が、点広がり関数データベース 12 から 2 次元の点広がり関数を選択する場合であれば、デコンボリューション部 14 は、選択された 2 次元の点広がり関数に基づいて、入力信号 (d) に対して 2 次元デコンボリューションを行うことができる。

もちろん、仮に、点広がり関数選択部 11 が、点広がり関数データベース 12 から 1 次元の点広がり関数を選択した場合であれば、デコンボリューション部 14 は、入力信号 (d) に対して 1 次元デコンボリューションを行うようにすることも可能である。

10

【0042】

これらを通じて、画像生成部 10 は、入力信号 (d) から、原画像 (O) と同一又は類似した画像を生成できるようになる。生成された画像は画像信号 (m) で出力される。

上述したように、画像生成部 10 は、入力信号 (d) に応じて少なくとも一つの 2 次元の点広がり関数を点広がり関数データベース 12 から選択し、選択した 2 次元の点広がり関数を用いてデコンボリューションを行うことによって、入力信号 (d) に基づいて原画像 (O) と同一又は類似した画像を生成できる。

【0043】

図 2 及び数式 1 に示したように、RF 信号 (d) から原画像 (O) を取得する過程は、点広がり関数に対する逆関数を求めることである。

20

したがって、点広がり関数が 2 次元である場合に、2 次元の点広がり関数に対する逆関数を直接的に演算すれば、計算の複雑さが増加せざるを得ない。

また、1 次元の点広がり関数を用いる場合には演算量は減少するが、1 次元という限界があるため、一定領域での解像度低下の問題が発生する。

例えば、一方向、例えば、垂直方向の場合には解像度が低下しないが、他の方向、例えば、側面方向の場合には解像度が低下する可能性がある。

【0044】

しかし、画像生成部 10 は、点広がり関数データベース 12 から入力信号 (d) に適切な 2 次元の点広がり関数を選択した後、選択した点広がり関数を用いて 2 次元デコンボリューションを行うので、逆関数を取得する複雑な演算過程を避けることができる。

30

したがって、画像の復元において、演算の単純化と解像度の改善の効果を共に得ることができる。

【0045】

図 7 は、本発明の実施形態による画像生成部の他の実施例のブロック図である。

図 7 に示すように、画像生成部 10 は、本実施例では、第 1 点広がり関数選択部 11 a、第 2 点広がり関数推定部 13、及びデコンボリューション部 14 を含む。

第 1 点広がり関数選択部 11 a は、上述した点広がり関数選択部 11 と同様に、別途の点広がり関数データベース 12 から少なくとも一つの点広がり関数を選択し、選択した少なくとも一つの点広がり関数を第 2 点広がり関数推定部 13 に伝達する。

40

【0046】

ここで、点広がり関数データベース 12 は、一実施例によれば、少なくとも一つの状況変数によって予め演算された 1 次元の点広がり関数で構築することができる。

例えば、図 4 c に示したように、音速及び深さという状況変数によって各々別途に取得された点広がり関数によって点広がり関数データベース 12 を構築することができる。

【0047】

第 1 点広がり関数選択部 11 a の一実施例によれば、第 1 点広がり関数選択部 11 a は、点広がり関数データベース 12 から少なくとも一つの 1 次元の点広がり関数を選択することができる。この場合、第 1 点広がり関数選択部 11 a は、2 次元の点広がり関数を迅速に推定できるように、軸方向の 1 次元の点広がり関数は類似すると仮定し、様々な状況変数、例えば、上述した超音波音速や目標部位 (ob 1) の深さによる側面方向の 1 次元

50

の点広がり関数を選択することもできる。第1点広がり関数選択部11aで選択された1次元の点広がり関数は、第2点広がり関数推定部13に伝達される。

【0048】

第2点広がり関数推定部13は、伝達された1次元の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を推定する。

このとき、第2点広がり関数推定部13に伝達される点広がり関数は、側面方向の1次元の点広がり関数であってもよい。

1次元の点広がり関数は、軸(axial)方向又は側面(lateral)方向に区別することができる。ここで、軸方向の1次元の点広がり関数の場合には、深さ又は音速によってほぼ類似した形態を示す。

【0049】

図8及び図9は、音速及び深さによる点広がり関数を説明するための図である。

図8及び図9の左側の図は、超音波画像装置で用いられる1次元の点広がり関数(1DPSF)の一例をグラフの形態で示すものである。

図8は、超音波の音速が1540m/sである場合に、図9は、超音波の音速が1450m/sである場合に、互いに異なる深さの三つの目標部位に超音波を照射して取得した超音波信号に対する1次元の点広がり関数を示すグラフである。

【0050】

図8と図9の左側に示すように、超音波の音速は互いに異なるにもかかわらず、全体的な1次元の点広がり関数の形態は互いに非常に類似することがわかる。

また、目標部位の深さが互いに異なる場合(depth1~depth3)にも、1次元点広がり関数はほぼ類似したパターンで形成されている。

したがって、軸方向の1次元の点広がり関数の形態は、音速と目標部位の深さが互いに異なるにもかかわらず、ほぼ類似することがわかる。

【0051】

図8及び図9の右側には、深さによる2次元の点広がり関数を示す。

図8と図9の左側の1次元の点広がり関数とは異なり、2次元の点広がり関数は、深さによって非常に異なることがわかる。すなわち、軸方向の点広がり関数とは異なり、側面方向の点広がり関数の場合には、深さや音速によってその形状が非常に異なる。

【0052】

軸方向の1次元の点広がり関数は、超音波の音速や深さなどによって大きく変化しないので、第2点広がり関数推定部13は、軸方向の1次元の点広がり関数は一定であると仮定し、第1点広がり関数選択部11aが選択した側面方向の1次元の点広がり関数に基づいて、2次元の点広がり関数を演算などの方法を通じて推定する。

【0053】

一実施例によれば、第2点広がり関数推定部13は、第1点広がり関数選択部11aが選択した側面方向の1次元の点広がり関数だけでなく、入力信号(d)の特徴や、又は予め入力された設定や各種変数、すなわち、第2点広がり関数推定変数などをさらに考慮して第2点広がり関数を推定することもできる。

例えば、第2点広がり関数推定部13で用いる第2点広がり関数推定変数は、入力信号(d)のビームフォーミングに用いられたビームフォーミング係数であってもよい。

【0054】

仮に、超音波画像装置に適用された場合であれば、第2点広がり関数推定変数は、超音波の音速、音速の変化量、対象体内部の目標部位との距離、入力信号生成モジュールの配置形態、及び入力信号のチャンネル別減衰率などのような変数であってもよい。

第2点広がり関数推定部13は、このような変数を用いて、より正確な2次元の点広がり関数を推定することができる。

【0055】

デコンボリューション部14は、伝達を受けた推定された2次元の点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、画像信号(m)を生成及び出力する。

10

20

30

40

50

したがって、画像生成部 10 は、入力信号 (d) に応じて点広がり関数データベース 12 から少なくとも一つの 1 次元の点広がり関数を選択し、選択した 1 次元の点広がり関数に基づいて 2 次元の点広がり関数を推定した後、推定された 2 次元の点広がり関数によってデコンボリューションを行うことによって、入力信号 (d) に基づいて原画像 (O) と同一又は類似した画像を生成することができる。

【0056】

図 10 は、本発明の実施形態による画像生成部の更に他の実施例のブロック図である。

図 10 に示すように、画像生成部 10 は、第 1 点広がり関数推定部 11 b、第 2 点広がり関数推定部 13、及びデコンボリューション部 14 を含む。

【0057】

第 1 点広がり関数推定部 11 b は、入力信号 (d) に基づいて適切な 1 次元の点広がり関数を推定する。

1 次元の点広がり関数を推定する場合には、2 次元の点広がり関数を推定する場合より入力画像 (d) の変数を相対的に少なく考慮する。したがって、2 次元の点広がり関数を直接推定することより点広がり関数の決定に必要な演算量が減少する。

【0058】

第 1 点広がり関数推定部 11 b は、一実施例によれば、一方向の点広がり関数を推定してもよく、また、複数の方向の点広がり関数を推定してもよく、一方向に適用する複数の点広がり関数を推定したり、又は複数の方向のそれぞれに適用される複数の点広がり関数を推定するようにしてもよい。

【0059】

第 1 点広がり関数推定部 11 b の一実施例によれば、第 1 点広がり関数推定部 11 b は、少なくとも一つのフィルターを用いて第 1 点広がり関数を推定することができる。

この場合、少なくとも一つのフィルターは、最小二乗フィルター (least square filter) のような最小二乗フィルター (LSF) やケプストラムフィルターであってもよい。

一実施例によれば、第 1 点広がり関数推定部 11 b は、側面方向の点広がり関数を推定するようにすることもできる。

【0060】

第 2 点広がり関数推定部 13 は、第 1 点広がり関数推定部 11 b で推定された第 1 点広がり関数を用いて、第 2 点広がり関数を推定する。

第 2 点広がり関数推定部 13 は、一実施例によれば、図 8 及び図 9 を通じて上述したように、軸方向の点広がり関数は音速及び深さによってほぼ一定であると仮定し、第 1 点広がり関数推定部 11 b で推定した側面方向の点広がり関数に基づいて、2 次元の点広がり関数を演算などの方法を通じて推定する。

【0061】

第 2 点広がり関数推定部 13 は、図 10 に示すように、第 1 点広がり関数選択部 11 a が選択した側面方向の 1 次元の点広がり関数だけでなく、入力信号 (d) の特徴や、又は予め入力された設定や各種変数などをさらに考慮して第 2 点広がり関数を推定することも可能である。

上述と同様に、第 2 点広がり関数推定部 13 は、ビームフォーミング係数を用いて第 2 点広がり関数を推定ことができ、また、仮に超音波画像装置に用いられる場合であれば、超音波の音速、対象体内部の目標部位との距離などのような他の変数を用いるようにして第 2 点広がり関数を推定することができる。

【0062】

デコンボリューション部 14 は、伝達を受けた推定された 2 次元の点広がり関数を用いてデコンボリューションを行って、画像信号 (m) を生成及び出力する。

上述したところにしたがって、画像生成部 10 は、まず、別途のデータベースを閲覧せずに、少なくとも一つの 1 次元の点広がり関数を入力信号 (d) に応じて推定し、次いで、推定された 1 次元の点広がり関数に基づいて 2 次元の点広がり関数を推定した後に、推

10

20

30

40

50

定された2次元の点広がり関数を用いて入力信号(d)に対するデコンボリューションを行うことによって、入力信号(d)に基づいて原画像(O)と同一又は類似した画像を復元することができる。

【0063】

以下、図11～図18を参照して、本発明の実施形態による超音波画像装置の一実施例について説明する。

図11は、本発明の実施形態による超音波画像装置の一実施例の斜視図であり、図12は、超音波画像装置の一実施例の構成を示すブロック図である。

【0064】

図11及び図12に示すように、超音波画像装置の一実施例によれば、超音波画像装置は、超音波を用いて対象体obの内部に対する超音波信号を収集する超音波探針部(P)と、超音波探針部(P)が収集した超音波信号を収集して超音波画像を生成する本体(M)とを含む。

10

【0065】

超音波探針部(P)は、印加される電源によって超音波を生成し、生成した超音波を対象体ob内部の目標部位(ob1)に照射する超音波発生部(P11)と、対象体obの目標部位(ob1)で反射されたエコー超音波を受信して電気的信号に変換する超音波受信部(P12)とを含む。

超音波発生部(P11)は、本体(M)などに設置された超音波発生制御部310の制御によって超音波発生部(P11)に印加されるパルス信号又は交流電流に応じて振動して超音波を生成する。

20

【0066】

超音波発生部(P11)で発生した超音波は、対象体内部の目標部位(ob1)で反射される。

超音波受信部(P12)は、エコー超音波を受信し、エコー超音波の周波数に応じて振動して、受信したエコー超音波を所定の電気的信号に変換させる。

その結果、超音波受信部(P12)は、超音波信号xを出力する。仮に、超音波画像装置の一実施例によって、超音波画像装置が光音響画像装置(photoacoustic imaging apparatus)と結合されている異種画像装置である場合、超音波受信部(P12)は、レーザーなどの照射に起因して目標部位(ob1)から発生した音波、例えば、超音波を受信するようにしてもよい。

30

【0067】

このような超音波発生部(P11)及び超音波受信部(P12)の機能は、超音波探針部(P)の先端に配置された超音波トランスデューサ(P10)によって行うことができる。

図13は、超音波探針部の一実施例に係る平面図である。

超音波トランスデューサ(P10)は、図13に示すように、超音波探針部(P)の一端に設置される。

【0068】

トランスデューサとは、ある形態のエネルギー、一例として、電気エネルギーを他の形態のエネルギー、一例として、波動エネルギーや光エネルギーなどに変換する装置のことをいう。

40

超音波トランスデューサ(P10)は、波動エネルギーと電気的エネルギーを相互変換する。

具体的には、超音波トランスデューサ(P10)は、入力される所定のパルス電流に応じて振動して超音波を生成し、また、外部から受信した超音波、例えば、エコー超音波に応じて振動して所定パルスの電気的信号(以下、超音波信号)を生成する。これによって、超音波トランスデューサ(P10)は、上述した超音波発生部(P11)及び超音波受信部(P12)の機能を全て行うことができる。

【0069】

50

より詳細には、超音波トランスデューサ（P10）は、外部の電源供給装置や、又は内部の蓄電装置、例えば、バッテリーなどのような電源311から交流電流が供給され、印加される交流電流に応じて超音波トランスデューサ（P10）の圧電振動子や薄膜などが振動することによって超音波を生成する。

逆に、超音波トランスデューサ（P10）は、超音波の受信によって上述した圧電物質や薄膜が振動しながら振動周波数に対応する周波数の交流電流を生成して、超音波を超音波信号に変換する。変換された超音波信号は、図12及び図13に示すように、複数のチャンネル（C1～C10）を通じて本体部（M）のビームフォーミング部100に伝達する。

【0070】

図13に示すように、複数個の超音波トランスデューサ（P10）が超音波探針部（P）の先端に設置される。例えば、超音波探針部（P）の先端に64個又は128個の超音波トランスデューサ（P10）が設置されていてもよい。このように、複数の超音波トランスデューサ（P10）が超音波探針部（P）の一端に設置された場合には、伝達される超音波信号もまた超音波トランスデューサ（P10）の個数に対応する複数のチャンネル、例えば、64個又は128個（C1～C10）のチャンネルでビームフォーミング部100に伝達される。

【0071】

上述した超音波トランスデューサ（P10）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（Magnetostrictive Ultrasonic Transducer）や、圧電物質の圧電効果を用いた圧電超音波トランスデューサ（Piezoelectric Ultrasonic Transducer）、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（cMUT、Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer）などを用いることができる。また、それ以外に、電気的信号によって超音波を生成したり、又は超音波によって電気的信号を生成することができる他の種類のトランスデューサもまた、上述した超音波トランスデューサ（P10）の一例に該当する。

【0072】

本体（M）は、一実施例によれば、ビームフォーミング部100、画像生成部200、点広がり関数データベース220、システム制御部300、及び画像処理部320をさらに含むことができる。

【0073】

本体（M）のビームフォーミング部100は、超音波受信部（P12）から伝達される超音波信号を受信し、受信した超音波信号をビームフォーミングする。

具体的には、ビームフォーミング部100は、複数のチャンネルデータに対して、特定空間の反射波の大きさを推定するためのビームフォーミングを行う。

【0074】

図14は、ビームフォーミング部の一実施例に係る構成図である。

図14に示すように、ビームフォーミング部100は、時差補正部110及び集束部120を含む。

図14を参照すると、目標部位（ob1）で反射して戻ってくるエコー超音波は、超音波受信部（P11）、一例として、超音波トランスデューサ（P10）によって受信される。

【0075】

ところで、超音波探針部（P）に設置されたそれぞれの超音波トランスデューサ（T1～T8）と、目標部位（ob1）との間の距離は互いに異なり、音速はほぼ一定であるため、エコー超音波が同一の目標部位（ob1）で反射して戻ってくる場合であるとしても、それぞれの超音波トランスデューサ（T1～T8）は、互いに異なる時間に同一の目標部位（ob1）のエコー超音波を受信するようになる。

10

20

30

40

50

言い換えると、同一の目標部位 (o b 1) のエコー超音波によってそれぞれの超音波トランスデューサ (T 1 ~ T 8) で出力する超音波信号間には所定の時間差が存在する。これによって、各超音波トランスデューサ (T 1 ~ T 8) によって発生した超音波信号間の時間差を先に補正する必要が発生する。

【 0 0 7 6 】

ビームフォーミング部 1 0 0 の時差補正部 1 1 0 は、このような超音波信号間の時間差を補正する。

例えば、時差補正部 1 1 0 は、図 1 3 及び図 1 4 に示すように、特定のチャネルに入力される超音波信号の伝送を、予め定められたところにしたがって一定程度遅延させることで、各チャネルに入力される超音波信号が同じ時間に集束部 1 2 0 に伝達されるようにする。

【 0 0 7 7 】

ビームフォーミング部 1 0 0 の集束部 1 2 0 は、時間差が補正された超音波信号を集束するようにする。

集束部 1 2 0 は、入力された各超音波信号毎に所定の加重値、すなわち、ビームフォーミング係数を付加して特定位置の信号を強調したり、他の位置の信号は相対的に減衰させて超音波信号を集束するようにする。

これによって、使用者の要求事項や使用者の便宜に基づく超音波画像を生成できるようになる。

【 0 0 7 8 】

この場合、集束部 1 2 0 は、超音波受信部 (P 1 2) によって出力される超音波信号と関係なく、定められたビームフォーミング係数を用いて超音波信号を集束することができる (データ独立型ビームフォーミング方式) 。

また、入力される超音波信号に基づいて最適のビームフォーミング係数を演算した後、演算されたビームフォーミング係数を用いて超音波信号を集束することもできる (適応型ビームフォーミング方式) 。

【 0 0 7 9 】

このようなビームフォーミングプロセスは、以下の数式 2 のように表現することができる。

【 数 2 】

$$z[n] = \sum_{m=0}^{M-1} w_m[n] x_m[n - \Delta_m[n]]$$

【 0 0 8 0 】

ここで、n は、目標部位 (o b 1) の位置、例えば、目標部位 (o b 1) の特定の深さを意味する値であり、m は、目標部位 (o b 1) の位置 n において m 番目のチャネルを意味し、w_m は、m 番目のチャネルの超音波信号に付加されるビームフォーミング係数 w を意味する。

一方、_m Δ は、上述した時差補正部 1 1 0 で行われる超音波信号の伝送時間の遅延に用いられる時間遅延値である。上述した数式 2 によって、集束部 1 2 0 は、時差が補正された各チャネルの超音波信号を集束して、ビームフォーミングされた超音波信号 (d) を出力する。

ビームフォーミング部 1 0 0 でビームフォーミングされた超音波信号 (d) は、図 1 2 及び図 1 4 に示したように、画像生成部 2 0 0 に伝達される。

【 0 0 8 1 】

10

20

30

40

50

図15は、本発明の実施形態による超音波画像装置の画像生成部の構成の一実施例を示すブロック図である。

図15に示すように、画像生成部200は、本実施例によれば、点広がり関数選択部210及びデコンボリューション部240を含む。

【0082】

点広がり関数選択部210は、図5に示したような点広がり関数データベース12から少なくとも一つの点広がり関数を選択する。

この場合、点広がり関数データベース220は、1次元の点広がり関数及び/又は2次元の点広がり関数を含んでいてもよい。

【0083】

上述したように、超音波画像装置において、超音波画像の復元の際に点広がり関数に最も影響を及ぼす要素は、超音波の速度、すなわち、音速、及び超音波が発生又は反射される目標部位と収集手段との間の距離、例えば、人体内部の病変の深さである。

したがって、点広がり関数データベース220は、超音波画像復元の点広がり関数に重要な影響を及ぼす超音波の速度と目標部位の深さを状況変数として予め算出、測定された1次元又は2次元の点広がり関数を含み得る。

【0084】

画像生成部200の一実施例において、仮に、点広がり関数選択部210が1次元点広がり関数を選択する場合は、画像生成部200は、1次元点広がり関数選択部210が選択した1次元点広がり関数に基づいて2次元点広がり関数を推定する第2点広がり関数推定部230をさらに含むことができる。

【0085】

この場合、点広がり関数選択部210は、ビームフォーミングされた信号(d)に基づいて対象体(ob)内の目標部位(ob1)の深さや超音波の音速によって、点広がり関数データベース220から適切な1次元の点広がり関数を選択する。

この場合、1次元の点広がり関数は、目標部位(ob1)の側面方向に対する点広がり関数であってもよい。

【0086】

第2点広がり関数推定部230は、点広がり関数選択部210によって選択された1次元の点広がり関数に基づいて2次元の点広がり関数を推定する。

上述したように、軸方向の点広がり関数は、音速や目標部位(ob1)の深さが変化しても大きく相違しないので、第2点広がり関数推定部230は、軸方向の1次元の点広がり関数は一定であると仮定し、点広がり関数選択部210が選択した1次元の点広がり関数、一例として、側面方向の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を推定して取得する。

【0087】

図16は、第2点広がり関数を説明するための図である。

第2点広がり関数推定部230は、図16の左側に示すように、選択された1次元の点広がり関数と別途の係数、例えば、第2点広がり関数推定係数を組み合わせて、図16の右側に示す第2点広がり関数を推定する。

【0088】

第2点広がり関数推定係数は、図16に示すように、ビームフォーミング係数であってもよく、より具体的に、このようなビームフォーミング係数は、超音波トランスデューサ(P10)の配置構造、音速、深さ、信号の減衰率などの内の少なくとも一つを用いて演算されたものであってもよい。

また、第2点広がり関数推定係数は、ビームフォーミング係数の代わりに、上述した超音波トランスデューサp10の配置構造、音速、深さ、信号の減衰率のうち少なくとも一つであってもよい。そのために、第2点広がり関数推定部230は、ビームフォーミングされた超音波信号(d)を受信したり、またはビームフォーミングされた超音波信号(d)に関連する情報をビームフォーミング部100から受信することもできる。

10

20

30

40

50

【0089】

第2点広がり関数推定部230は、上述したように推定された2次元点広がり関数をデコンボリューション部240に伝達して、ビームフォーミングされた信号(d)に対する2次元デコンボリューションを行うことができるようにする。

画像生成部200の他の実施例によれば、点広がり関数選択部210は、点広がり関数データベース220から入力されるビームフォーミングされた超音波信号(d)に対応する適切な2次元の点広がり関数を選択することもできる。

この場合、上述した点広がり関数データベース220の少なくとも一つの2次元の点広がり関数は、軸方向の1次元の点広がり関数は類似すると仮定した状態で、様々な状況変数によって実測して取得した点広がり関数であってもよい。

10

【0090】

点広がり関数選択部210は、2次元の点広がり関数を選択して決定した後、決定された点広がり関数をデコンボリューション部240に直接伝達して、ビームフォーミングされた信号(d)に対する2次元デコンボリューションを行うことができるようにする。

【0091】

画像生成部200の更に他の実施例によれば、画像生成部200は、第1点広がり関数推定部211及び第2点広がり関数推定部230を含むこともできる。

第1点広がり関数推定部211は、点広がり関数データベース220の閲覧なしに、ビームフォーミングされた超音波信号(d)に基づいて1次元の点広がり関数を推定する。

この場合、第1点広がり関数推定部211は、最小二乗フィルターやケプストラムフィルターのよう少なくとも一つのフィルターを用いて1次元の点広がり関数を推定することができる。

20

【0092】

推定された1次元の点広がり関数は、第2点広がり関数推定部230に伝達され、第2点広がり関数推定部230は、推定された1次元の点広がり関数に基づいて2次元の点広がり関数を推定する。上述と同様に、第2点広がり関数推定部230は、軸方向の1次元点広がり関数は一定であると仮定し、第1点広がり関数推定部211によって推定された1次元の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を推定することもできる。

第2点広がり関数推定部230は、デコンボリューション部240に、推定された2次元の点広がり関数を伝達する。

30

【0093】

デコンボリューション部240は、点広がり関数選択部210又は第2点広がり関数推定部230から伝達された2次元の点広がり関数を用いて、ビームフォーミングされた信号(d)に対する2次元デコンボリューションを行う。そして、原画像(O)と同一又は類似した画像を復元する。

復元された画像に対する画像信号(m)は、画像処理部320、格納部321、又はディスプレイ部(dp)に伝達する。

画像処理部320は、画像生成部200で生成された画像に基づいて、使用者が識別できるモードの超音波画像を生成したり、又は画像生成部220で生成された画像に所定の画像処理を行うことができる。

40

【0094】

画像処理部320の一実施例によれば、画像処理部320は、画像生成部200で出力される画像信号(m)に基づいて様々なモードの超音波画像を生成することもできる。

このときに使用できる超音波画像モードとしては、Aモード及びBモードなどがあり得る。

Aモードは、振幅(amplitude)として超音波画像を表示する方法であって、目標部位(ob1)を超音波探針部(P)からの距離又は時間として表示し、反射の強度を振幅として表示するようにするモードである。

Bモードは、エコー超音波の大きさを明るさ(brightness)として画面に表示するようにするモードである。超音波画像がBモードで生成された場合には、使用者が

50

超音波画像のみでも直観的に対象体（o b）内部の組織や構造を容易に把握できるので、広く使用される。図4 cに示した画像がBモード下での超音波画像である。

【0095】

さらに、画像処理部320は、使用者の意図にしたがって、又は使用者の便宜のために画像生成部200で生成された超音波画像を補正することができる。

例えば、画像処理部320は、使用者が超音波画像内の組織を明確に見ることができるように、明度や輝度、対照度（コントラスト）、色相を補正することもできる。仮に、画像生成部200で複数の超音波画像が出力される場合には、出力される複数の超音波画像を用いて3次元立体超音波画像を生成することも可能である。

【0096】

格納部321は、画像生成部200で生成された画像信号（m）、画像処理部320で補正された画像に対する画像信号などを一時的又は非一時的に格納する。

ディスプレイ部（d p）は、超音波画像を使用者に表示する。

実施例によっては、ディスプレイ部（d p）は、画像生成部200でデコンボリューション処理された超音波画像を直接使用者に表示してもよく、画像生成部200で生成された画像に対して画像処理部320が所定の画像処理を行った超音波画像を使用者に表示してもよい。この場合、ディスプレイ部（d p）に表示される超音波画像は、Bモードの超音波画像であってもよく、また、3次元立体超音波画像であってもよい。

【0097】

一方、超音波画像装置の本体（M）は、超音波発生制御部310をさらに含むことができる。

超音波発生制御部310は、システム制御部300などの制御命令を受信し、受信された制御命令に応じて所定のパルス信号を生成して超音波発生部（P11）に伝達する。

超音波発生部（P11）は、伝達されたパルス信号に応じて振動して超音波を生成する。また、超音波発生制御部310は、超音波発生部（P11）と電気的に接続された電源311に対する別途の制御信号を生成し、制御信号を電源311に伝達することができる。電源311は、伝達された制御信号に応じて超音波発生部（P11）に所定の交流電流を印加する。

【0098】

システム制御部300は、超音波探針部（P）、ビームフォーミング部100、画像生成部200、画像処理部320、格納部321、ディスプレイ部（d p）などの全般的な動作を制御する。

実施例によっては、システム制御部300は、既に定められた設定によって、又は別途の入力部（i）を通じて入力される使用者の指示又は命令に応じて上述した超音波探針部（P）などに対する所定の制御命令を生成して超音波画像装置を制御することができる。

【0099】

入力部（i）は、超音波画像装置の制御のために、使用者から所定の指示や命令が入力される。

入力部（i）は、例えば、キーボード（key board）、マウス（mouse）、トラックボール（track ball）、タッチスクリーン（touch screen）、またはパドル（paddle）などの様々なユーザーインターフェースを含むことができる。また、入力部（i）は、本体（M）と別途に接続されたワークステーション（work station）であってもよい。

【0100】

以上、超音波画像装置の実施例を説明するにあたって、超音波トランスデューサ（P10）などは超音波探針部（P）に設置され、ビームフォーミング部100、画像生成部200、超音波発生制御部310や画像処理部320などの構成要素は本体（M）に設置された一例を挙げて説明したが、実施例によっては、ビームフォーミング部100、画像生成部200、超音波発生制御部310や画像処理部320などの本体（M）に設置された一部の構成要素が超音波探針部（P）に設けられてもよい。

10

20

30

40

50

【0101】

以下、図17～図19を参照して、入力画像に基づく原画像復元方法の様々な実施例について説明する。

図17は、点広がり関数を用いた画像生成方法の一実施例を説明するためのフローチャートである。

【0102】

図17に示すように、まず、入力信号(d)が入力される。ここで、入力信号(d)は、一実施例によれば、超音波画像装置などのビームフォーミングされた信号、一例として、ビームフォーミングされた超音波信号であってもよい(ステップs410)。

【0103】

次いで、入力された入力信号dを分析する(ステップs411)。

この場合、入力信号(d)の分析のために、入力信号(d)に別途に付加されるメタ情報を用いることも可能である。入力信号(d)を分析するにあたって、入力信号(d)を取得するために用いられた超音波の音速や、又はデータ収集手段と目標部位(ob1)との距離、一例として、目標部位(ob1)の深さなどの状況変数が分析の基準になることができる。

【0104】

入力信号(d)の分析結果によって、適切な2次元の点広がり関数を選択する。

このときに選択される2次元の点広がり関数は、別途の点広がり関数データベース12に格納された複数の点広がり関数のうち少なくとも一つであってもよい。

選択された2次元の点広がり関数は、点広がり関数データベース12から呼び出される(ステップs412)。

【0105】

点広がり関数データベース12に格納された点広がり関数は、図6に示したように、超音波の音速や、又はデータ収集手段と目標部位(ob1)との距離などの状況変数によって予め測定された点広がり関数であってもよい。

選択された2次元点の広がり関数を用いて、入力信号(d)に対して2次元デコンボリューションを行い(ステップs413)、その結果、原画像と同一又はほぼ類似した画像信号(m)を取得して出力する(ステップs414)。

【0106】

図18は、点広がり関数に基づいて画像を生成する方法の他の実施例を説明するためのフローチャートである。

図18を参照すると、まず、入力信号(d)が入力され(ステップs420)、上述と同様に入力信号(d)が分析される(ステップs421)。

同様に、入力信号(d)はビームフォーミングされた信号であってもよい。また、入力信号(d)の分析は、上述したような状況変数を基準に行われてもよい。状況変数の一例として、音速又は深さなどがあり得る。

【0107】

入力信号(d)の分析結果によって、適切な1次元の点広がり関数を選択する。

このときに選択される1次元の点広がり関数は、点広がり関数データベース12に格納された少なくとも一つの点広がり関数であってもよい。点広がり関数データベース12に格納された点広がり関数は、一実施例によれば、超音波の音速や、又はデータ収集手段と目標部位(ob1)との距離などの状況変数によって予め測定された1次元の点広がり関数であってもよい。例えば、1次元の点広がり関数は、側面方向に対する点広がり関数であってもよい。

【0108】

選択された1次元の点広がり関数は、点広がり関数データベース12から呼び出される(ステップs422)。

選択、呼び出された点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を推定する。

上述したように、軸方向の点広がり関数は、音速や距離などによって大きく変化しない

10

20

30

40

50

ので、側面方向の点広がり関数に基づいて2次元の点広がり関数を推定できる（ステップs 4 2 3）。

【0 1 0 9】

一方、実施例によっては、2次元の点広がり関数の推定のために予め定義したり、又は使用者によって選択される2次元の点広がり関数推定変数を用いることができる。

このような2次元の点広がり関数推定変数は、一例として、ビームフォーミング係数であってもよい。より具体的に、第2点広がり関数推定変数は、超音波の音速、音速の変化量、対象体内部の目標部位との距離、入力信号生成モジュールの配置形態、及び入力信号のチャンネル別減衰率などであってもよい。

【0 1 1 0】

推定された2次元の点広がり関数を用いて、入力信号（d）に対するデコンボリューションを行い（ステップs 4 2 4）、画像を復元する。

すなわち、復元された画像に対する画像信号を取得する（ステップs 4 2 5）。

【0 1 1 1】

図19は、点広がり関数に基づいて画像を生成する方法の更に他の実施例を説明するためのフローチャートである。

図19に示すように、まず、入力信号（d）が入力される（ステップs 4 3 0）。

上述したように、入力信号（d）はビームフォーミングされた信号であってもよい。

【0 1 1 2】

入力信号（d）の分析結果によって、1次元の点広がり関数を推定する（ステップs 4 3 1）。

このとき、入力信号（d）に対して少なくとも一つのフィルターを用いて1次元の点広がり関数を推定することも可能である。

利用可能なフィルターとしては、最小二乗フィルターやケプストラムフィルターなどがあり得る。

【0 1 1 3】

上述したように、1次元の点広がり関数が推定すると、推定した1次元の点広がり関数に基づいて2次元の点広がり関数を推定する（ステップs 4 3 2）。

この場合、図18を通じて説明した実施例と同様に、2次元の点広がり関数を推定することができる。

2次元点広がり関数を取得すると、取得した2次元の点広がり関数を用いて入力信号（d）に対して2次元デコンボリューションを行う（ステップs 4 3 3）。

その結果、画像は復元され、復元された画像に対する画像信号（m）を取得できる（ステップs 4 3 4）。

【0 1 1 4】

次に、図20～図22を参照して、超音波画像装置の制御方法の様々な実施例について説明する。

図20は、超音波画像装置を制御する方法の一実施例を説明するためのフローチャートである。

【0 1 1 5】

図20に示すように、まず、超音波画像装置の超音波探針部（P）が対象体（ob）の目標部位（ob1）に超音波を照射する（ステップs 4 4 0）。

目標部位（ob1）は、照射された超音波の全部又は一部を反射させる。反射して戻ってくる超音波、すなわち、エコー超音波を超音波探針部（P）が受信し、電氣的信号に変換して超音波信号を出力する（ステップs 4 4 1）。

【0 1 1 6】

出力された超音波信号の時差を補正した後、集束して、超音波信号に対するビームフォーミングを行う（ステップs 4 4 2）。

ビームフォーミングされた超音波信号を分析した後（ステップs 4 4 3）、ビームフォーミングされた超音波信号（d）に適切な点広がり関数を選択する。

10

20

30

40

50

【0117】

この場合、ビームフォーミングされた超音波信号(d)の分析のために、一例として、超音波の音速や目標部位(ob1)の深さなどのような状況変数を用いることができる。

ビームフォーミングされた超音波信号(d)の分析のために、ビームフォーミングされた超音波信号(d)だけでなく、超音波信号(d)に付加された各種情報を用いることができる。分析の結果、例えば、超音波信号の取得のために用いられた超音波の音速及び目標部位(ob1)の深さなどが決定され得る。

【0118】

次に、分析結果によって適切な点広がり関数を選択する。

選択される点広がり関数は、点広がり関数データベース220に格納されていてもよい。例えば、分析によって、超音波信号の取得のために用いられた超音波の音速及び目標部位(ob1)の深さが決定されると、図6に示したような点広がり関数データベースから、決定された音速及び深さに対応する点広がり関数を選択する。点広がり関数データベース220から点広がり関数を呼び出す(ステップs444)。

10

【0119】

呼び出された点広がり関数を用いて、ビームフォーミングされた超音波データ(d)に対する2次元デコンボリューションを行う(ステップs445)。

その結果、超音波画像が復元及び取得される(取得s446)。

必要に応じて、復元及び取得された超音波画像に対して画像の明度や対照度(コントラスト)などを調節する画像後処理をさらに行った後(ステップs447)、画像処理された超音波画像をモニタなどのようなディスプレイ部(dp)に出力する(ステップs448)。

20

【0120】

図21は、超音波画像装置を制御する方法の他の実施例を説明するためのフローチャートである。

図21に示すように、超音波探針部(P)が超音波を対象体(ob)の目標部位(ob1)に照射し(ステップs450)、目標部位(ob1)で反射されるエコー超音波を受信した後、これを超音波信号に変換する(ステップs451)。

次いで、超音波信号に対して時差補正及び集束などのビームフォーミングを行う(ステップs452)。

30

【0121】

ビームフォーミングされた超音波信号を分析し(ステップs453)、分析結果によって適切な1次元の点広がり関数を選択する。

1次元の点広がり関数は、点広がり関数データベース220に格納されている点広がり関数であってもよい。また、適切な1次元の点広がり関数を選択するために、目標部位(ob1)の位置、例えば、対象体(ob)内部に目標部位(ob1)が位置する深さ、一例として、人体内部の病変の深さに対する情報を用いることができる。また、超音波探針部(P)が生成した超音波又は受信したエコー超音波の音速に対する情報を用いることもできる。一方、選択される1次元の点広がり関数は側面方向の点広がり関数であってもよい(ステップs454)。

40

【0122】

1次元の点広がり関数に基づいて2次元の点広がり関数を推定する(ステップs455)。

上述したように、軸方向の点広がり関数は音速別にほぼ類似するので、実際の画像復元のための軸方向の点広がり関数は、予め定義された軸方向の点広がり関数と同一であると仮定し、選択された側面方向の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を演算して推定する。

【0123】

2次元の点広がり関数を推定する一実施例によれば、予め定義したり、又は使用者によって選択される2次元の点広がり関数推定変数、一例として、ビームフォーミング係数を

50

用いて2次元の点広がり関数を推定することができる。

超音波の音速、音速の変化量、対象体内部の目標部位との距離、入力信号生成モジュールの配置形態、及び入力信号のチャンネル別減衰率などもまた第2点広がり関数推定変数として用いることができる。

【0124】

そして、2次元の点広がり関数を用いて、ビームフォーミングされた超音波信号(d)に対する2次元デコンポリューションを行って(ステップs456)、超音波画像を復元する(ステップs457)。

復元された超音波画像は、所定の画像後処理を通じて補正され(ステップs458)、ディスプレイ部を通じて出力される(ステップs459)。

10

【0125】

図22は、超音波画像装置を制御する方法の更に他の実施例を説明するためのフローチャートである。

図22に示すように、超音波探針部(P)が超音波を対象体(ob)の目標部位(ob1)に照射し(ステップs460)、目標部位(ob1)で反射されるエコー超音波を受信した後、これを超音波信号に変換する(ステップs461)。

次いで、超音波信号に対して時差補正及び集束などのビームフォーミングを行う(ステップs462)。この過程は上述した実施例と同一である。

【0126】

ビームフォーミングされた超音波信号(d)を分析して(ステップs463)、ビームフォーミングされた超音波信号(d)に対する1次元の点広がり関数を推定する(ステップs464)。

20

ビームフォーミングされた超音波信号(d)の分析及び1次元の点広がり関数の推定のために、少なくとも一つのフィルター、一例として、最小二乗フィルターやケプストラムフィルターを用いて1次元の点広がり関数を推定することができる。その他にも、1次元の点広がり関数の推定のための従来の様々な1次元の点広がり関数推定方法を用いることもできる。このとき、軸方向の1次元の点広がり関数の代わりに、ただ側面方向の1次元の点広がり関数のみを推定することもできる。

【0127】

推定された1次元の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を推定する(ステップs465)。

30

上述した実施例と同様に、実際の画像復元のための軸方向の点広がり関数は、予め定義された軸方向の点広がり関数と同一であると仮定し、推定された側面方向の点広がり関数を用いて2次元の点広がり関数を演算して推定する。

この場合、2次元の点広がり関数推定のために、上述したような2次元の点広がり関数推定係数を用いるようにしてもよい。

【0128】

そして、2次元の点広がり関数を用いて、ビームフォーミングされた超音波信号(d)に対する2次元デコンポリューションを行う(ステップs466)。

その結果、原画像(O)と同一又は非常に類似した超音波画像が復元される(ステップs467)。

40

復元された超音波画像は、所定の画像後処理を通じて補正することができる(ステップs468)。

復元された超音波画像又は後処理された超音波画像は、ディスプレイ部を通じて出力される(ステップs469)。

【0129】

尚、本発明は、上述の実施例に限られるものではない。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】

【0130】

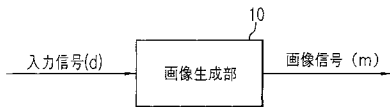
50

- 1 0、2 0 0 画像生成部
- 1 1 a 第 1 点広がり関数選択部
- 1 1 b、2 1 1 第 1 点広がり関数推定部
- 1 2、2 2 0 点広がり関数データベース
- 1 3、2 3 0 第 2 点広がり関数推定部
- 1 4、2 4 0 デコンポリューション部
- 1 0 0 ビームフォーミング部
- 1 1 0 時差補正部
- 1 2 0 集束部
- 2 1 0 点広がり関数選択部
- 2 1 1 第 1 点広がり関数推定部
- 3 0 0 システム制御部
- 3 1 0 超音波発生制御部
- 3 1 1 電源
- 3 2 0 画像処理部
- 3 2 1 格納部
- M 本体
- P 超音波探針部
- P 1 0 超音波トランスデューサ
- P 1 1 超音波発生部
- P 1 2 超音波受信部
- i 入力部
- d p ディスプレイ部

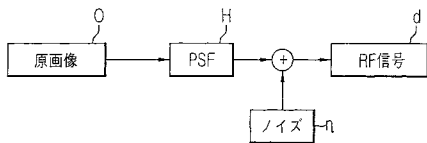
10

20

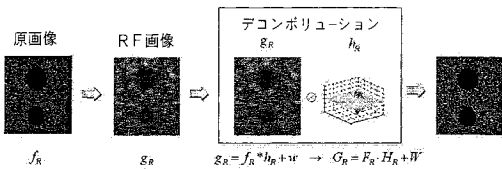
【 図 1 】



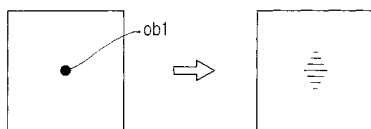
【 図 2 】



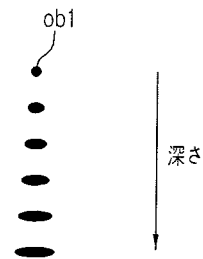
【 図 3 】



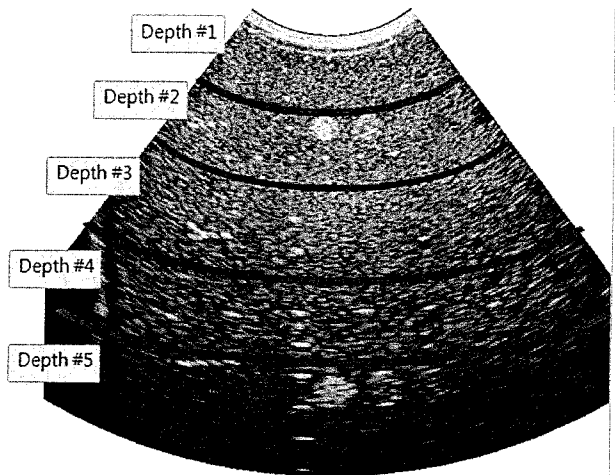
【 図 4 a 】



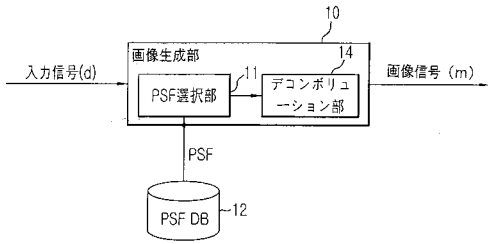
【 図 4 b 】



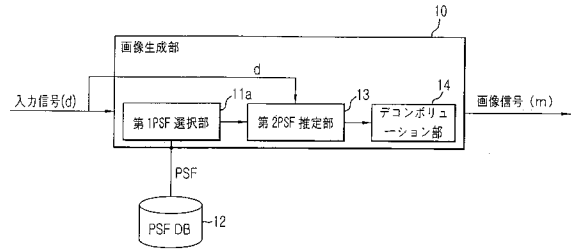
【 図 4 c 】



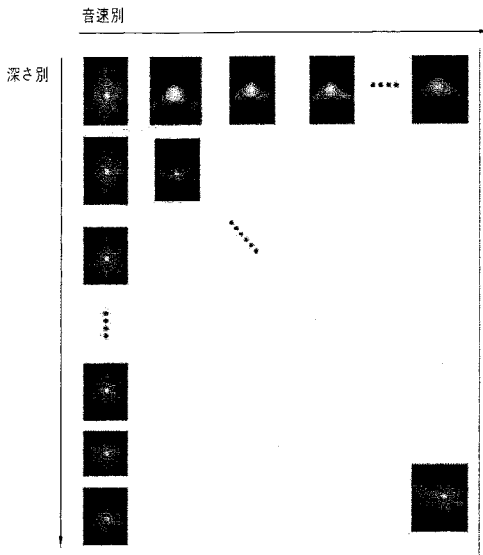
【 図 5 】



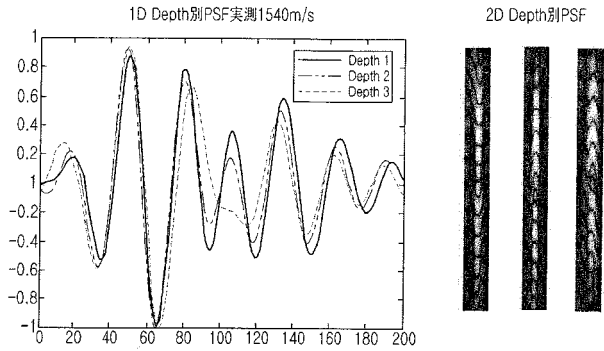
【 図 7 】



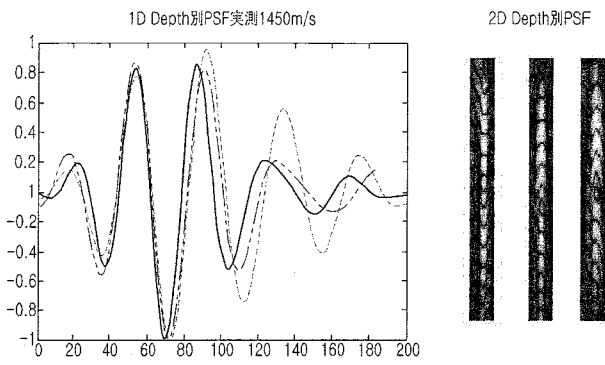
【 図 6 】



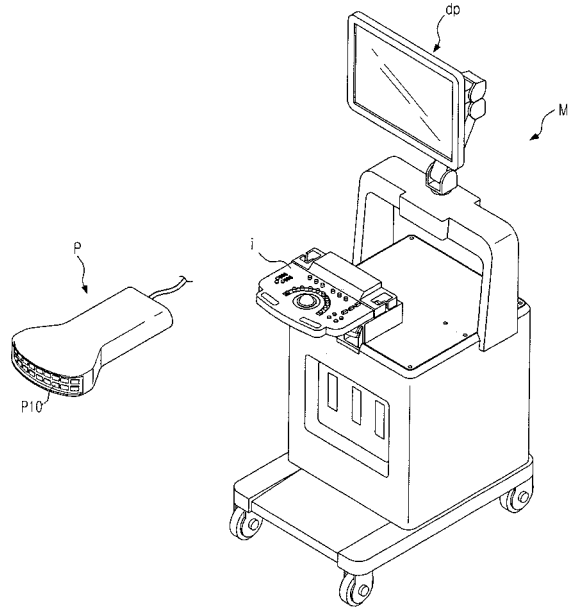
【 図 8 】



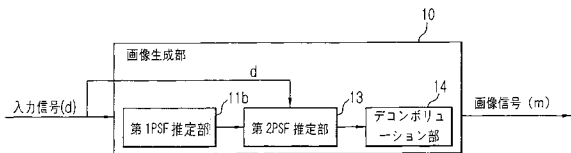
【 図 9 】



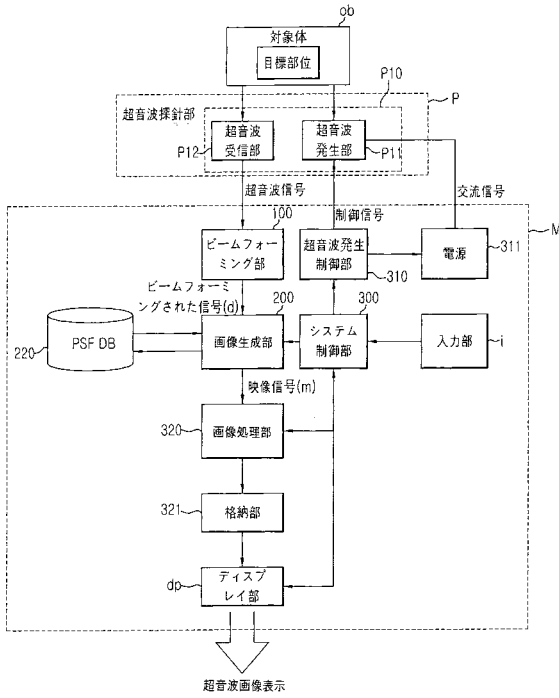
【 図 11 】



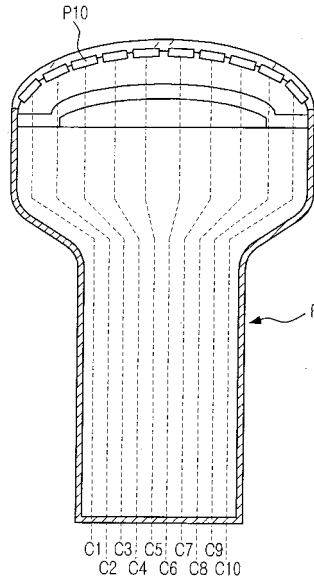
【 図 10 】



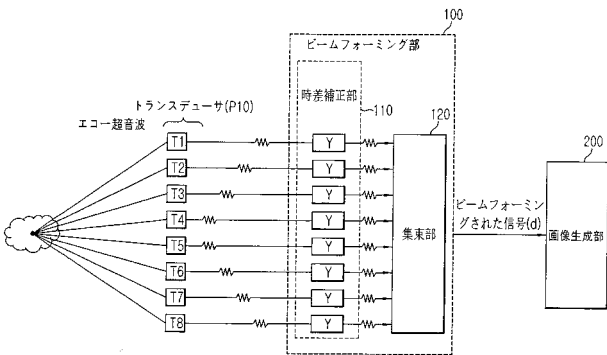
【 図 1 2 】



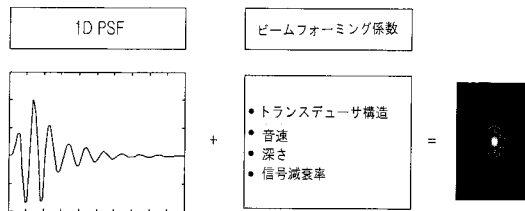
【 図 1 3 】



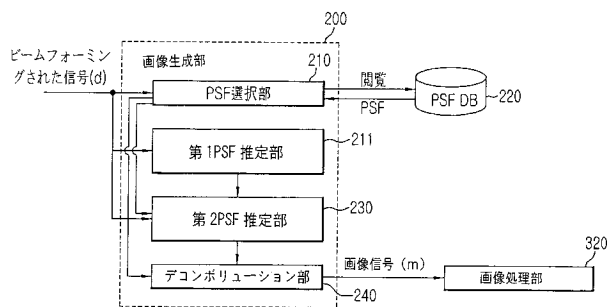
【 図 1 4 】



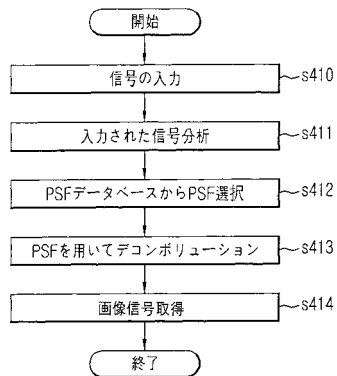
【 図 1 6 】



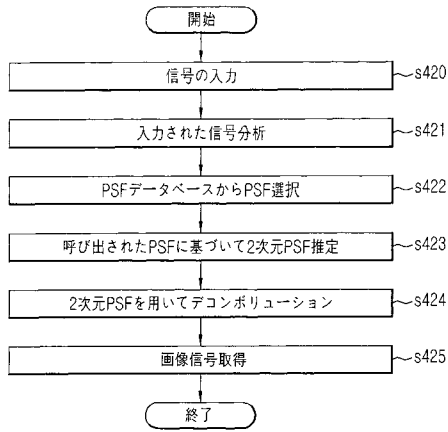
【 図 1 5 】



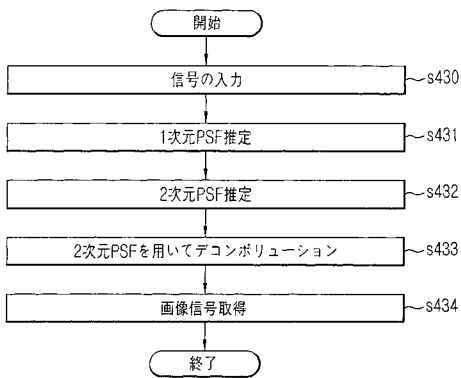
【 図 1 7 】



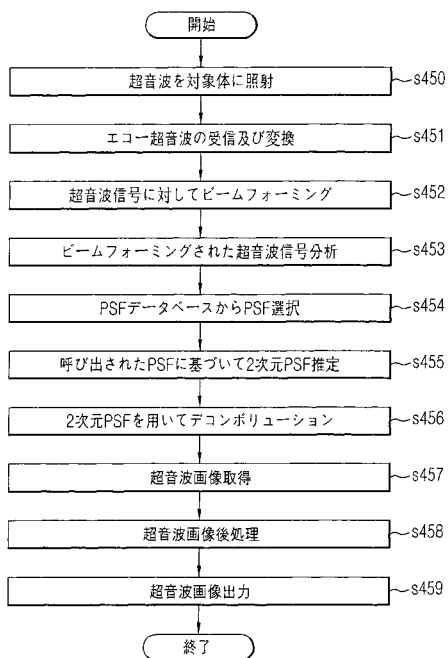
【図18】



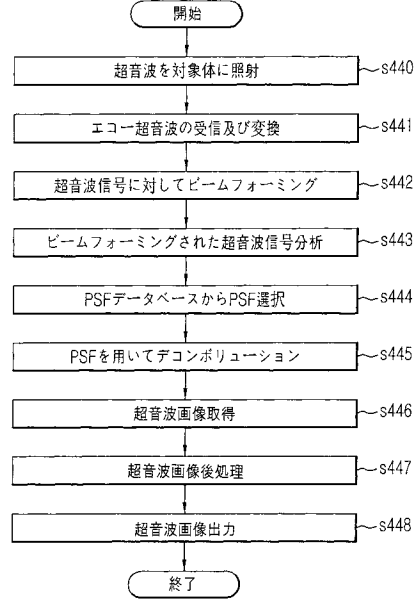
【図19】



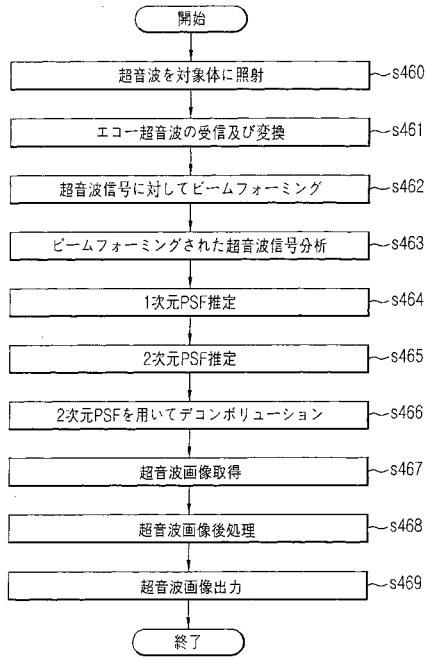
【図21】



【図20】



【図22】



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 靈通区 靈通2洞 ビョクジヨクゴル9次アパート

(72)発明者 金 圭 洪

大韓民国 京畿道 城南市 盆唐区 亭子洞 サンロクマウルウースンアパート 311-1505

(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-ベストビル 503-903

Fターム(参考) 2G047 AC13 BC13 DB02 EA07 EA09 GB02 GG14 GG17 GG34 GG41

GG44

4C601 EE04 EE07 HH21 HH33 JB28 JB46 JB47 JB51

5J083 AA02 AB17 AC28 AC29 AD13 AE08 BC02 BE06 BE53 CA13

DC05

专利名称(译)	图像处理模块和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2014023934A	公开(公告)日	2014-02-06
申请号	JP2013155690	申请日	2013-07-26
[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 金圭洪 金晶亦		
发明人	姜周泳 朴成燦 金圭洪 金晶亦		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52049 G01S15/8977 G06T5/003 G06T2207/10132 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01S15/89.B G01N29/06 G01N29/26 G01N29/44		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/EA09 2G047/GB02 2G047/GG14 2G047/GG17 2G047/GG34 2G047/GG41 2G047/GG44 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/HH21 4C601/HH33 4C601/JB28 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/JB51 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BC02 5J083/BE06 5J083/BE53 5J083/CA13 5J083/DC05		
优先权	61/676548 2012-07-27 US 1020130063737 2013-06-03 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种图像处理模块和图像生成方法，该图像处理模块和图像生成方法使得能够通过使用少量资源快速且适当地确定点扩展函数来生成高分辨率超声图像。图像处理模块是图像处理模块，该图像处理模块用超声波照射目标身体的目标区域，并使用由目标身体的目标区域反射的回波超声波来获取图像。它由执行波束成形并输出波束成形信号的波束成形单元以及基于至少一个用于波束成形信号的状况变量预先获得的至少一个二维点扩展函数构成。一种图像，该图像用于通过从点扩展函数数据库中选择点扩展函数数据库和至少一个二维点扩展函数来生成图像，并使用波束形成的信号和所选择的点扩展函数来进行去卷积。和一个发电单位。[选择图]图12

