

(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2006-512129

(P2006-512129A)

(43) 公表日 平成18年4月13日(2006.4.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

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2004-563458 (P2004-563458)
 (86) (22) 出願日 平成15年12月17日 (2003.12.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年6月27日 (2005.6.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/006033
 (87) 国際公開番号 W02004/058071
 (87) 国際公開日 平成16年7月15日 (2004.7.15)
 (31) 優先権主張番号 0216861
 (32) 優先日 平成14年12月30日 (2002.12.30)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

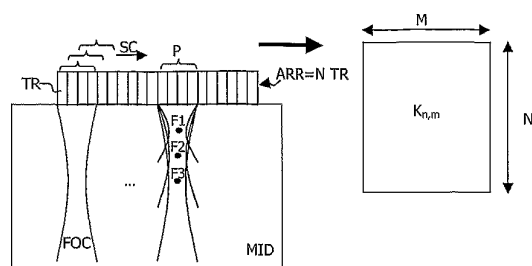
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用超音波撮像における小規模欠陥の検出

(57) 【要約】

本発明は、ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する媒体を解析するための超音波医用撮像装置に関連する。M個の別個の連続励起により所与の深度に集束される超音波信号が放射され、画像形成モジュールが、媒体からの応答の受信後にその深度の画像を得ることを可能にする。本発明では、装置は、面積 $N * M$ の矩形応答行列を構成し、応答行列を特異値に分解し、更に、媒体における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう特異値に対応する特異ベクトルを使用するために、応答を利用するモジュールを有する。面積 $N * M$ の矩形応答行列の係数 $K_{n,m}$ は、励起 m 後の振動子 n によって受信される媒体の応答を表す。本発明は、特に医用分野の超音波装置に適用される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する有機媒体を解析する方法であって、
前記媒体は、 N 個の振動子からなるセットによって放射され、且つ、 M 個の別個の連続
励起で所与の深度に集束される超音波信号によって励起され、それにより、前記媒体から
の応答の受信後に、前記深度の画像を得る方法であって、

面積 $N * M$ の矩形応答行列を構成する段階と、

前記応答行列を特異値に分解する段階と、

前記媒体における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう前記特異値に対応する特異
ベクトルを使用する段階と、

を有し、

前記面積 $N * M$ の矩形応答行列の係数 $K_{n \ m}$ は、励起 m 後に振動子 n によって受信され
る前記媒体の応答を表す、解析方法。

10

【請求項 2】

応答行列 $K_{n \ m}$ は、複数の周波数に対して得られる請求項 1 記載の解析方法。

【請求項 3】

M 個の連続励起は、前記媒体の複数の深度に対して行われる請求項 1 又は 2 記載の解析
方法。

【請求項 4】

ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する媒体を解析するための超音波医用撮像
装置であって、

20

前記装置は、 M 個の別個の連続励起により所与の深度に集束される超音波信号を放射す
る振動子のセットと、

前記媒体からの応答の受信後に、前記深度の画像を得るための画像形成モジュールと、

面積 $N * M$ の矩形応答行列を構成し、前記応答行列を特異値に分解し、更に、前記媒体
における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう前記特異値に対応する特異ベクトルを
使用するために、前記応答を利用するモジュールと、

を有し、

前記面積 $N * M$ の矩形応答行列の係数 $K_{n \ m}$ は、励起 m 後に振動子 n によって受信され
る前記媒体の応答を表す、装置。

30

【請求項 5】

応答行列 $K_{n \ m}$ は、複数の周波数に対して構成される請求項 4 記載の装置。

【請求項 6】

M 個の連続励起は、前記有機媒体の複数の深度に対して行われる請求項 4 又は 5 記載の
装置。

【請求項 7】

請求項 4 乃至 6 のうちいずれか一項記載の装置において使用されるプロセッサによって
実行されるべきコンピュータプログラムであって、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の有機媒体を解析する方法の段階を実行する命
令のセットを有することを特徴とするコンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する有機媒体を解析する方法に
係り、この媒体は、一組の振動子によって放射される超音波信号によって励起される。本
発明は、特に、医用撮像及び超音波撮像機器内に導入可能な進歩した機能に係る。本発明
は、特に、乳房の撮像及び乳房における微細石灰化の検出に係る。

【背景技術】

【0002】

このような方法は、2002 年の 8 月の IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferr

50

oelectrics, and Frequency Control (第49巻、第8号)においてE. Kerbrat、C. Prada、D. Cassereau、及びM. Finkによって公開された論文「Ultrasonic Nondestructive Testing of Scattering Media using the Decomposition of the Time-Reversal Operator」から公知である。公知の方法は、時間反転演算子の分解を用いて媒体を調べることを提案する。提案される方法では、振動子のアレイにおける第1のアレイが、短い励起によって励起され、媒体の応答の結果もたらされる信号は、そのアレイにおける全ての振動子によって受信される。この演算は、同じ励起を用いて各振動子に対して繰り返される。媒体のこれらの応答のフーリエ変換を生成することによって、四角の伝達行列 K が得られる。時間反転演算子は、 $K * K$ によって決定され、対角行列にされることが可能である。有意に非ゼロの固有値の数は、この方法によって検出される欠陥の数に等しい。次に、欠陥は、固有ベクトルの計算によって位置が突き止められる。

【0003】

この文書の中で提案される方法は、方法に特有の多くの励起を必要とするという欠点を有する。これらの励起の特定の特性は、媒体内に存在する情報の一部のみしか考慮に入れることができないようにしてしまう。この方法は、従って、例えば、媒体の画像を得るために他の情報にアクセスを有することを可能にするために、媒体の他の高周波音波照射 (insonification) と並列に、且つ、独立して使用されなければならない。更に、これらの特定の励起は、一般的な超音波撮像装置では行うことができず、従って、特定の装置の使用が必須となる。これは、結果が高速である、又は、更にはリアルタイムであることを必要とする適用のためにデータの容易且つ高速な獲得を必要とする医用撮像の分野においては問題である。更に、ここに開示される方法では、エネルギーは、媒体にほとんど伝達されず、これは、超音波の制限された伝搬をもたらす。この制限された伝搬は、正しい超音波画像を生成することを可能にしない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、従来技術の方法の欠点を有さない、ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する媒体を解析する方法であって、その媒体は超音波信号によって励起される方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の目的は、超音波信号は、 M 個の別個の連続励起によって所与の深度に集束され、それにより、媒体からの応答の受信後にその深度の画像を得るような導入段落に記載したような解析方法によって達成される。この方法は更に、面積 $N * M$ の矩形応答行列を構成する段階と、応答行列を特異値に分解する段階と、媒体における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう特異値に対応する特異ベクトルを使用する段階とを有し、面積 $N * M$ の矩形応答行列の係数 K_{nm} は、励起 m 後の振動子 n によって受信される媒体の応答を表す。

【0006】

本発明では、媒体は、例えば、一連の振動子又は振動子アレイの振動子の一連の幾何学的な一部分上に集中されて、超音波撮像において従来から使用される集束により励起される。

【0007】

本発明は更に、媒体における欠陥を見つけるために振動子のそれぞれによって個々に受信した媒体のエコー応答を使用する。従って、本発明は、媒体の任意の特定の励起を必要とせず、また、従って、単一のデータ獲得を達成することを可能にする。更に、本発明は、反射特性の局所的な変化による特異ゾーンの発生源である反射体の検出及び位置の選定における認め得るほどの改善を得るために、小さな変更のみで超音波撮像装置に導入可能である。

【0008】

第1の実施例では、応答の行列 K_{nm} は、複数の周波数に対して得られる。実際は、様々な特異値は、全ての周波数に対して同じ強度で現れないことを以下に明記する。従って、幾つかの応答行列を構成することが有利であり得る。幾つかの応答行列、つまり、1つの応答行列を複数の周波数からの1つの周波数に対して構成することが有利である。

【0009】

1つの有利な実施例では、M個の連続励起は、媒体の複数の深度に対して達成される。これは、一般的に、画像を得るために行われ、また、様々な深度における応答行列を構成するために有利に使用され、更に、媒体の拡大ゾーンでの特異ゾーンの検出を有するために行われる。

【0010】

本発明の1つの好適な実施例では、特異ゾーンを見つけるために固有ベクトルを使用する段階は、媒体のバイナリ画像の形成をもたらす。即ち、値1は、コヒーレントな反射体の存在が検出されるゾーンに割当てられ、値0は、それ以外（例えば、ノイズの多いゾーン）に割当てられる。この実施例の目的は、本発明の方法によって与えられた情報の表示を可能にする、また、特に、例えば、媒体の高周波音波照射を適応させる、欠陥が検出されたゾーンを区別して処理する等のためにこの情報を利用することを可能にすることを目的とする。

【0011】

本発明は、任意の超音波装置内に、ノイズの多いデータが結果としてもたらされる媒体におけるコヒーレントな反射体を検出する手段を導入することを可能にする。従って、本発明は更に、ノイズの多い構造において欠陥を潜在的に有する媒体を解析するための装置にも関連し、この装置は、M個の別個の連続励起により所与の深度に集束される超音波信号を放射する振動子のセットと、媒体からの応答の受信後に、深度の画像を得るための画像形成モジュールと、面積 $N \times M$ の矩形応答行列を構成し、応答行列を特異値に分解し、更に、媒体における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう特異値に対応する特異ベクトルを使用するために、応答を利用するモジュールとを有し、面積 $N \times M$ の矩形応答行列の係数 K_{nm} は、励起 m 後の振動子 n によって受信される媒体の応答を表す。

【0012】

従って、本発明は、医用撮像、特に、従来において得られる画像はノイズが多く、コヒーレントな反射変化は検出するのが困難であった超音波撮像の分野において有利に適用される。従って、本発明の装置は、従来通りの医用撮像ステーションである。

【0013】

合成画像上では可視ではないコヒーレントな反射体を見つけることを可能にすることによって、本発明は更に、撮像結果の改良に寄与し、また、医用撮像の特定のケースにおけるより精密及び正確な診断を可能にし得る。この

本発明は更に、M個の別個の連続励起により所与の深度に集束される超音波信号を放射する振動子のセットと、媒体からの応答の受信後に、深度の画像を得るための画像形成モジュールとを有する撮像装置内に挿入可能な信号利用モジュールに関連し、この信号利用モジュールは、面積 $N \times M$ の矩形応答行列を構成し、応答行列を特異値に分解し、更に、媒体における欠陥に対応する特異ゾーンを見つけるよう特異値に対応する特異ベクトルを使用することによって応答を利用する。面積 $N \times M$ の矩形応答行列の係数 K_{nm} は、励起 m 後に振動子 n によって受信される前記媒体の応答を表す。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明は、図面に示す実施例を参照しながら更に説明するが、本発明は、これらの実施例に制限されるものではない。

【0015】

以下に述べることは、参照符号に関する。同様のエンティティは、全図面において同一の文字で示す。幾つかの同様のエンティティが、単一の図面中に示される場合もある。その場合、類似のエンティティを区別するために、文字参照に、数字又は添え字が付けられ

10

20

30

40

50

る。この数字又は添え字は、便宜上省略する場合もある。このことは、説明及び請求項に適用する。

【 0 0 1 6 】

以下の説明は、当業者が、本発明を実施し且つ利用することができるよう提示する。好適な実施例の様々な代案が、当業者には明らかであり、また、本願に開示する本発明の一般的な原理は、他の実施例にも適用し得る。従って、本発明は、記載する実施例に制限されるものではなく、以下に説明する原理及び特徴に応じた最大限の範囲を有すると考えられる。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明の要件に応じて媒体 M I D からくるエコー超音波信号の受信を説明する図である。媒体 M I D は、集束された超音波 F O C によって励起される。集束は、振動子アレイ A R R における P 個の振動子 T R 上で行われ、これらの P 個の振動子の幾何学的中央に中心が合わされる。図 1 では、 $P = 4$ である。集束技術は更に、振動子アレイの任意の点に、超音波を集中することを可能にする。本発明では、媒体 M I D により返されたエコー信号は、次に、振動子 T R のアレイ A R R における N 個の振動子 T R のそれぞれにおいて記録される。医用撮像において従来から使用されている超音波獲得方法では、励起は、P 個の振動子に、同じ集束であるが、図 1 に矢印 S C と示す走査方向において前の励起とオフセットにされて繰り返される。従って、従来の走査では、M 個の獲得が行われる。獲得数 M は、様々であり得、そして、一般的に、振動子 T R のアレイ A R R における振動子 T R の数 N とは異なる。更に、従来の獲得は、一般的に、また、本発明の有利な実施例では、点 F 1、F 2、及び F 3 と示す様々な集束深度に対して行われる。所与の深度における各獲得は、その深度における特定の情報を与える。しかし、これらの励起は、従来技術の提案される方法の実施には必須であるパルスに対する要素間応答 (inter-element response) にアクセスすることを可能にしない。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、本発明を実施する超音波撮像装置の部分的な機能図である。この機能図は、より具体的には、振動子アレイにおける第 1 の P 個の振動子に集束される広い周波数スペクトル波によって行われる第 1 の励起 $m = 1$ を用いて本発明に従って行われた獲得を示す。例えば、スペクトルは、3 乃至 5 M H z の周波数に中心が合わされ、全帯域幅の 40 % の帯域幅を有する。エコー信号 $S [n = 1, m = 1] \dots S [n = N, m = 1]$ は、励起 $m = 1$ の後に、振動子 n ($n [1, N]$) のそれぞれによって独立して受信され、そして、当業者には周知である手段に応じて超音波画像を生成するようビーム形成手段 B F に伝送される。この超音波画像は、図 5 を見て分かるように、一般的に、媒体 M I D と、この媒体 M I D の中にある物体 O B J を観察することを可能にするが、一般的に、特に、スペckルノイズを示す、一様にノイズの多い画像における小規模の欠陥 X を区別することは可能にしない。この物体は、例えば、臓器であり、小さな欠陥は、病んでいる領域があることによる反射体であり得る。従って、乳房の場合、この小さな欠陥は、微細石灰化であり得る。本発明では、振動子アレイ全体における各振動子 n によって独立して受信されたエコー信号 $S [1, m = 1] \dots S [N, m = 1]$ ($S_{n, 1}$ と示す) は、各振動子において受信された信号の時間部分を選択するセクタ S E L にも伝送される。この時間部分は、一般的に、図 1 に示すような焦点 F (1、2、又は 3) の付近から来て受信される信号に対応する。この付近の大きさは、ユーザが有することを希望する、大きい深度における検出とこの検出の精度との間の妥協に依存する。次に、m 個の励起の走査が、医用超音波撮像において従来から使用される技術に従って、振動子アレイに沿って行われる。受信した信号 $S [1, m] \dots S [N, m]$ の時間部分は、M 個の励起の媒体の走査の励起 m のそれぞれに対し選択される。従って、m は、 $[1, M]$ に含まれる。これらの信号時間部分は、 $k_{n, m}$ 又は $k [n, m]$ と示され、また、時間関数である。次に、これらの信号部分 $k [n, m]$ は、信号の特定の利用のためのモジュール P E M に伝送される。走査の各励起 m に対し、モジュール P E M は、特定の深度間隔に対応する媒体 M I D からの振動子 n によって受信された応答関数 $S_{n, m}$ の部分 $k_{n, m}$ を、メモリ内に格納する。信号のフーリエ

変換 $k_{nm}(t)$ は、行列 $K = (K_{nm}(\omega))_{1 \leq n \leq N; 1 \leq m \leq M}$ を与え、これは、応答行列と呼ぶ。従って、媒体の集束された励起 m の後に素子 n によって受信された所与の励起周波数に対する媒体の応答をそれぞれ表す係数 K_{nm} の行列が得られる。この行列は、矩形であり、また、一般的に、その要素 (making) とは別個の要素によってスペクトルの各周波数に対し計算可能である。単一の周波数に対して 1 つの行列のみを獲得することが可能であるが、結果は、あまり正確ではないかもしれない。選択される周波数も、解像度及び媒体における減衰の制約に合うよう選択され得る。このような周波数は、実際には、本発明では、従来の媒体の超音波画像の獲得によって決定される。

【0019】

モジュール PEM は次に、応答関数 K の特異値への分解を計算する。事実上、この分解は、特に、特異系の解決 (resolution) に対して使用され、また、実係数又は複素係数を有する面積 NM の矩形行列は、形式 $K = UDV$ に分解され得、ここでは、 U は、面積 NN のユニタリ行列であり、 V は、面積 MM のユニタリ行列であり、 D は、面積 NM の対角行列である。面積 NM の行列 D の対角要素は、単に、行列 $K^* K$ の特異値の平方根であり、 K^* は、転置の共役である。

【0020】

行列 $K^* K$ の特異ベクトルは、 U の列である。

【0021】

第 1 の実施例では、モジュール PEM は、複数の周波数に対して複数の応答行列を計算する。この場合、図 3 に示すような周波数 f に応じた特異値 V_P の振幅 AMP を表すグラフが得られる。特異値 V_{P1} 、 V_{P2} 、及び V_{P3} は全て同じ周波数値に対して同じ相対強度で現れるわけではない。媒体における欠陥は、信号の反射における局所的な変化によってマーク付けされるので、反射体表現 (reflector term) で考えられ且つ決定されることが可能である。時間反転演算子の対角化の簡単な方法に対し、反射体の存在と非ゼロ特異値の存在との対応が、C. Prada、M. Fink による「Eigenmodes of the Time-Reversal Operator: A Solution to Selective Focusing in Multiple-Target Media」(Wave Motion 20/1994, pp. 151-163) において調べられた。本発明は、この対応を得ることも可能であることが観察された。従って、本発明では、調べられた周波数領域において構成された矩形行列の非ゼロ特異値は、反射体の存在を明らかにする。従って、対応は、特異値 = 反射体、また、最大特異値は、最大反射体に対応する。

【0022】

第 1 の実施例では、複数の行列は、様々な周波数に対し構成され、行列 U の列である固有ベクトルの逆フーリエ変換が計算可能である。このことは、特異周波数ベクトルに対応する特異時間ベクトルを得ることを可能にする。これは、次には、圧力場を決定するように単に、特異時間ベクトルを媒体内に伝搬することを可能にする。この圧力場の最高点は、媒体における欠陥に対応する。位相及び振幅における特異ベクトルの戻り伝搬は、例えば、受信集束技術を使用し、また、一般的に、媒体における音場をシミュレートするデジタル手段によって行われる。実際には、ソフトウェアが、この概念的な時間波動伝搬の機能を行う。例えば、図 4 では、この特異時間ベクトルの第 1 の伝搬技術は、高い圧力ゾーン PFI の特定の方法でのカラーリングをもたらす。カラーレベルを有する画像も得ることが可能である。

【0023】

ソフトウェアは更に、媒体の各深度に対する、従って、別個にされる伝搬行列を再構成するために提案されることも可能である。センサの平面から所与の深度の平面までの通過のための行列が得られ、従って、面積 Y 上の反射体の位置を突き止めることを可能にする。有利な実施例を用いたこの様々な深度に対する再構成は、様々な深度において且つ別個にされるような方法で集束される波による媒体の高周波音波照射の結果であり得る。例えば、図 1 では、3 つの深度 F_1 、 F_2 、 F_3 の集束が達成され、そして、これらの 3 つの深度に対して伝搬行列が構成される。上に提案した特異ゾーンの位置を突き止める 2 つの技術が、1 つのゾーンを分離し、また、実際には、図 5 に示すように物体 OBJ を含む媒

10

20

30

40

50

体 M I D の従来の超音波画像上に圧力場 P F I を表示することを可能にする。従って、1 つ以上の欠陥を見つけるために調べられたゾーンの超音波画像上にマーク付けが行われる。例えば、本発明によって、微細石灰化は、乳房内において検出可能である一方で、従来の超音波画像上のノイズ（「スペックル」）からは浮かび上がってこない。

【0024】

本発明は、超音波獲得を用いる全てのタイプの医用撮像に導入可能である。本発明では、超音波撮像において使用される様々なタイプの集束による励起後の有機媒体によって与えられる応答を使用することが可能である。線密度（つまり、2つの連続する励起間の幾何学的間隔）も、本発明に関係なく適応され得、それにより、本発明によって与えられる結果を横方向により正確にし得る。従って、数 M を N より大きくすることが可能である。この場合、分解されるべき系は、退縮（degenerate）される。

【0025】

本発明は、適応可能な高周波音波照射ビームを形成するよう用いられることが可能である。即ち、特異ベクトルは、扱いにくい領域に強い圧力場を送ることを可能にし、それにより、この領域に関するより正確な情報を有することを可能にする。

【0026】

図6は、本発明の方法が内部で実施される装置を示す。本発明は、移動不可か、又は、モジュラー形式で実施可能であり、反射体検出モジュールが、従来の超音波装置に追加される。この検出モジュールは、超音波装置の振動子と関係なくエコー信号を受信し、また、例えば、上述したようなセレクトア S E L と利用モジュール P E M を有する。図6では、本発明が不変である装置を示す。

【0027】

この装置は、受信素子 T R を有するプローブ P R O B を有し、このプローブは、従来の手段によって、データ処理装置 L A B に接続される。公知の超音波撮像の技術に応じて戻りビーム及び画像を形成するモジュール B F に追加して、任意のデータ処理装置 L A B は、上述したようなセレクトア S E L 及び動作モジュール P E M を有する。装置 L A B は、従来の表示機能によって、超音波装置によって従来通りに得られる画像に加えて、モジュール P E M によって得られる情報から構成される画像を表示するディスプレイモジュール D I S に接続される。組み合わせモジュール C M B は、例えば、ビーム形成手段 B F によって得られたデータ、及び、動作モジュール P E M によって得られたデータを組み合わせる。次に、組み合わせモジュール C M B は、ディスプレイモジュール D I S に接続される。従って、図5に示されるような、また、特異ゾーンの位置決めをする画像が、本発明によって得られる。特異ゾーンのグラフィカル表現の任意の手段（ゾーンを囲むバイナリ画像等）が、本発明の適用に区別なく使用することが可能である。ユーザインタフェース U I F が、装置 L A B を制御し且つそれをパラメータ化するために、装置 L A B に有利に接続される。例えば、検出閾値、並びに、本発明の目的である反射体の位置の選定/検出の精度を決定可能な深度増加値がユーザによって変更可能である。

【0028】

本発明は、ノイズの多い信号（「スペックル」）が得られる均一な媒体における任意の反射する欠陥の正確な場所を得ることを可能にし、それらの信号内では、公知の手段を用いてそのような欠陥を検出することは一般的に困難である。その適用の1つにおいて、本発明は、様々な方向において媒体を高周波音波照射し、より完全且つノイズの少ない画像が得られるよう結果を組み合わせることよりなる複合撮像に有利に関連する。

【0029】

本発明の方法の段階において示された機能を満たす前述したモジュールは、従来の超音波装置における追加の適用として組み込まれるか、又は、本発明の機能を満たすよう従来の超音波装置に接続されることを意図する独立装置において使用されることが可能である。本発明の方法の段階において示された機能を、当業者がアクセス可能であるソフトウェア及び/又はハードウェア手段によって実施する方法は多く存在する。これは、図面が概略的である理由である。従って、図面は、様々なユニットによって行われる様々な機能を

示すが、これは、幾つかの機能を実行可能にする単一のソフトウェア及び／又はハードウェア手段を排除するものではない。更に、これは、１つの機能を実行可能にするソフトウェア及び／又はハードウェア手段の組み合わせを排除するものではない。本発明は、提示する実施例に従って説明したが、当業者は、提示する実施例に対する変形が存在し、これらの変形は、本発明の精神及び範囲内であることを即座に認識するであろう。従って、多くの修正が、請求項によって決定される精神及び範囲から排除されることなく、当業者によって達成可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 0 】

【図 1】本発明による媒体からくるエコー信号の受信と、矩形応答行列の形成を説明する図である。 10

【図 2】本発明を実施する超音波撮像装置を示す部分機能図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施例に応じて得られる特異値のグラフである。

【図 4】本発明の特異ゾーンの場所を示す図である。

【図 5】超音波画像への本発明の適用を示す図である。

【図 6】本発明の媒体を解析する装置を示す概略機能図である。

【 図 1 】

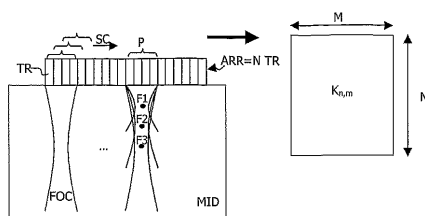


FIG.1

【 図 2 】

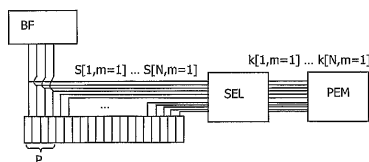


FIG.2

【 図 3 】

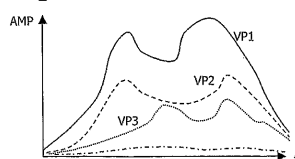


FIG.3

【 図 4 】

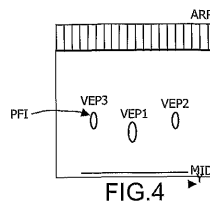


FIG.4

【 図 5 】

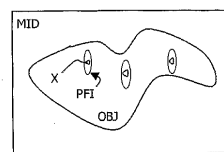


FIG.5

【 図 6 】

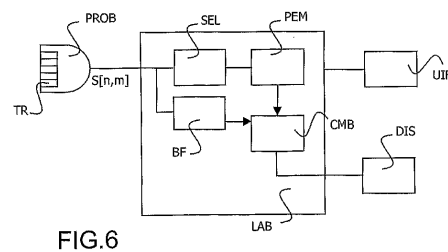


FIG.6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internal Application No PCT/IB 03/06033
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 063 033 A (HAIDER BRUNO HANS ET AL) 16 May 2000 (2000-05-16) abstract; claim 1	1-7
A	KERBRAT E ET AL: "Ultrasonic Nondestructive Testing of Scattering Media Using the Decomposition of the Time-Reversal Operator" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 49, no. 8, August 2002 (2002-08), pages 1103-1110, XP002245568 ISSN: 0885-3010 cited in the application page 1103, line 1 -page 1110, line 1	1-7
☐ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *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 *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 *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 *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search: 12 March 2004		Date of mailing of the international search report: 27/04/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL- 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-3016		Authorized officer: Chopinard, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/IB 03/06033

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6063033	A	16-05-2000	DE 10081609 T0	16-08-2001
			JP 2003500150 T	07-01-2003
			WO 0072755 A1	07-12-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, 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, IT, LU, MC, NL, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ブラダ, クレール

フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6, ソシエテ・シヴィル・エスピーイーデー内

(72)発明者 コーエン - バクリ, クロード

フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6, ソシエテ・シヴィル・エスピーイーデー内

(72)発明者 フィンク, マティアス

フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6, ソシエテ・シヴィル・エスピーイーデー内

(72)発明者 エントレキン, ロバート ランドール

フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6, ソシエテ・シヴィル・エスピーイーデー内

F ターム(参考) 4C601 EE04 HH35 JB03 JB34 JB49

专利名称(译)	医学超声成像中小规模缺陷的检测		
公开(公告)号	JP2006512129A	公开(公告)日	2006-04-13
申请号	JP2004563458	申请日	2003-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	プラダクレール コーエンバクリクロード フィンクマティアス エントレキンロバートランドール		
发明人	プラダ,クレール コーエン-バクリ,クロード フィンク,マティアス エントレキン,ロバート ランドール		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8977 A61B8/0825 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH35 4C601/JB03 4C601/JB34 4C601/JB49		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2002016861 2002-12-30 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声医学成像设备技术领域本发明涉及一种用于分析可能具有噪声结构中的缺陷的介质的超声医学成像设备。发射超声信号，其通过M个单独和顺序激励聚焦在给定深度，并且使得成像模块在接收到来自介质的响应之后获得该深度的图像。在本发明中，该装置构成了一个矩形的响应矩阵区 $N \times M$ ，以响应矩阵分解为奇异值，进一步，使用对应于奇异值的奇异向量找到对应于该缺陷在介质中的特定区为此，我们有一个利用响应的模块。区域 $N \times M$ 的矩形响应矩阵的系数 $K_{n,m}$ 表示在激励m之后由换能器n接收的介质的响应。本发明特别适用于医疗领域的超声波装置。

