

(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2014-505555  
(P2014-505555A)

(43) 公表日 平成26年3月6日(2014.3.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
<b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2013-552227 (P2013-552227)  
 (86) (22) 出願日 平成24年2月3日 (2012.2.3)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年7月31日 (2013.7.31)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2012/051900  
 (87) 国際公開番号 W02012/107370  
 (87) 国際公開日 平成24年8月16日 (2012.8.16)  
 (31) 優先権主張番号 1150966  
 (32) 優先日 平成23年2月7日 (2011.2.7)  
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 508291928  
 スーパー ソニック イマジン  
 SUPER SONIC IMAGINE  
 フランス国 F-13857 セデ エク  
 サン プロヴァンス リュ ルネ デカル  
 ト 510 レ ジャルダン ドゥ ラ  
 デュラネ パティモン ウ  
 (74) 代理人 100105957  
 弁理士 恩田 誠  
 (74) 代理人 100068755  
 弁理士 恩田 博宣  
 (74) 代理人 100142907  
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像取得率最適化による撮像装置

(57) 【要約】

予備画像 (Z1) における目的領域 (D1) を画定。目的領域 (D1) および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定。不要領域の送受波器間相関行列の逆数に、目的領域 (D1) の送受波器間相関行列を掛けた積から生じる目的領域 (D1) の特性行列 (MC) を決定。伝送行列を定義すべく、目的領域 (D1) の特性行列 (MC) の固有ベクトルと固有値を算出。発射の固有ベクトルの数 K を確定すべく、目的領域 (D1) における画像取得率と画質との間のトレードオフを調整。完全データセットを得るべく、実行されない発射に対応するゼロに設定されたデータで完成された取得信号からなる受信行列に、伝送行列の逆数を乗じる。合成開口超音波検査撮像法におけるように、目的領域 (D1) に対応する高解像度画像を再構成。連続伝送行列を用いる N 送受波器 (T1 ~ TN) の配列を用いて、媒体 (M) の高解像度超音波画像を取得。

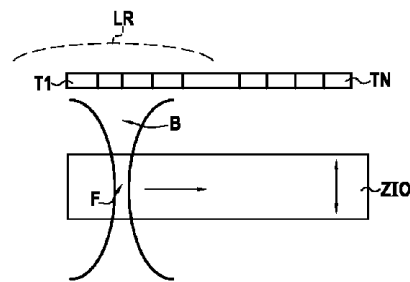


FIG.1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

連続伝送行列を用いる N 送受波器 ( T 1 ~ T N ) の配列を用いることで、媒体 ( M ) の高解像度超音波画像を取得する方法であって、前記方法は、

a ) 前記媒体 ( M ) の少なくとも 1 つの予備画像 ( Z 1 ) を取得する段階と；  
b ) 前記予備画像 ( Z 1 ) において、目的領域 ( D 1 ) を画定する段階と；  
c ) 前記目的領域 ( D 1 ) および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定する段階と；

d ) 前記不要領域の送受波器間相関行列の逆数に、前記目的領域 ( D 1 ) の送受波器間相関行列を掛けた積から生じる、目的領域 ( D 1 ) の特性行列 ( M C ) を決定する段階と；

e ) 前記目的領域 ( D 1 ) の前記特性行列 ( M C ) の固有ベクトルおよび固有値を算出する段階であって、それらの対応固有値の関数として分類されるこれら固有ベクトルは、伝送行列を定義することと；

f ) N 個の固有ベクトルから、K 個までの最も高い固有値に関連する K 個の固有ベクトルを選択する段階と；

g ) 選択された K 個の固有ベクトルによって重付けられた K 個の波を発射する段階であって、それぞれ選択された固有ベクトルは、発射中に前記送受波器 ( T 1 ~ T N ) によって送信された信号に重付け、これら固有ベクトルは、第 1 部分において、前記特性行列の K 個までの最も高い固有値に関連する固有ベクトル群のうちの K 個の固有ベクトルと、第 2 部分において、実行されない発射に対応するゼロ列とからなる短縮伝送行列を定義することと；

h ) 前記媒体 ( M ) によって戻された信号を受信する段階と；

i ) 完全データセットを得るべく、実行されない発射に対応するゼロに設定されたデータによって完成された取得信号からなる受信行列に、前記伝送行列の逆数を乗じる段階と；

j ) 合成開口超音波検査撮像法におけるように前記完全データセットから、低解像度画像を抽出する段階と；

k ) 前記完全データセットから抽出された前記低解像度画像を、合成開口超音波検査撮像法におけるようにコヒーレント加算することで、前記目的領域 ( D 1 ) に対応する高解像度画像を再構成する段階と

を有する、方法。

## 【請求項 2】

前記段階 h ) 中に発射される前記 K 個の波は、集束されない、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

ゼロとは有意に異なる I 個の固有値を有する前記特性行列に対して、K は I に等しい、請求項 1 または 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

前記方法は、前記目的領域 ( D 1 ) における画像取得率 / 画質トレードオフを調整する段階を有し、

数 K は、前記目的領域 ( D 1 ) における前記画像取得率 / 画質トレードオフの調整の関数である、

請求項 1 または 2 記載の方法。

## 【請求項 5】

前記伝送行列は、扁長回転楕円ベクトルからなる、請求項 1 ~ 4 何れか一項記載の方法。

## 【請求項 6】

完全画像 ( Z I ) であると確定された前記目的領域 ( D 1 ) に対して、前記伝送行列は、K 個の扁長回転楕円ベクトルに対応する伝送法を有し、

パラメータ B は、前記完全画像 ( Z I ) を含めるのに十分大きい、  
請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

前記高解像度画像は、高画像取得率および高画質で取得される領域を画定する前記目的領域 ( D 1 ) の前記完全データセットから再構成され、

残りの前記画像は、異なる伝送法によってより低い画像取得率で得られたデータセットから再構成されたいわゆる背景領域である、

請求項 1 ~ 6 何れか一項記載の方法。

【請求項 8】

前記低解像度画像のコヒーレント加算によって前記目的領域 ( D 1 ) に対応する前記高解像度画像を再構成する前記段階は、コヒーレンス測定による空間重付けを用いる、

請求項 1 ~ 7 何れか一項記載の方法。

【請求項 9】

前記方法は、前記予備画像 ( Z I ) における移動と、前記送受波器 ( T 1 ~ T N ) の移動とのうちの少なくとも一方を測定する予備段階を有し、

実行された発射数、つまり選択された固有ベクトルの数は、測定移動の関数として修正されるので、獲得画像取得率を修正する、

請求項 1 ~ 8 何れか一項記載の方法。

【請求項 10】

前記方法は、オペレータが目的領域 ( D 1 ) を選択する段階を有する、

請求項 1 ~ 9 何れか一項記載の方法。

【請求項 11】

媒体 ( M ) の高解像度超音波画像を取得するデバイスであって、前記デバイスは、N 個の送受波器 ( T 1 ~ T N ) の配列と、連続伝送行列とを用いて前記送受波器 ( T 1 ~ T N ) を制御する制御モジュールを備え、前記デバイスはさらに、

・先に取得された画像 ( Z I ) における目的領域 ( D 1 ) を画定する手段と；

・前記目的領域 ( D 1 ) および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定する手段と；

・前記目的領域 ( D 1 ) に特徴的な特性行列 ( M C ) を決定する手段であって、前記特性行列 ( M C ) は、前記不要領域の送受波器間相関行列の逆数に、前記目的領域 ( D 1 ) の送受波器間相関行列を掛けた積から生じることと；

・前記目的領域 ( D 1 ) の前記特性行列 ( M C ) の固有ベクトルと固有値とを算出する手段であって、それら対応固有値の関数として分類されるこれら固有ベクトルは、伝送行列を定義することと；

・K 個までの最も高い固有値に関連する K 個の固有ベクトルを選択する段階であって、前記制御モジュールはさらに、選択された K 個の固有ベクトルによって重付けられた K 個の波を発射するように構成され、それぞれ選択された固有ベクトルは、発射中に前記送受波器によって送信された信号に重付けし、これらの固有ベクトルは、第 1 部分において、前記特性行列の K 個までの最も高い固有値に関連する固有ベクトル群のうちの K 個の固有ベクトルと、第 2 部分において、実行されない前記発射に対応するゼロの列とからなる短縮伝送行列を定義することと；

・前記媒体 ( M ) によって戻された信号を受信する手段と；

・受信行列を構成すべく、実行されない前記発射に対応するゼロに設定されるデータとともに取得信号を取込み、さらに完全データセットを得るため、前記伝送行列の逆数を乗じる手段と；

・合成開口超音波検査撮像法におけるように前記完全データセットから、低解像度画像を抽出する手段と；

・前記完全データセットから抽出された前記低解像度画像を、合成開口超音波検査撮像法におけるようにコヒーレント加算することで、前記目的領域 ( D 1 ) に対応する高解像度画像を再構成する手段と

10

20

30

40

50

を有する、デバイス。

【請求項 1 2】

コンピュータに請求項 1 ~ 1 0 何れか一項記載の方法の段階を実行させる命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 1 3】

コンピュータに請求項 1 ~ 1 0 何れか一項記載の方法の段階を実行させる命令を有するコンピュータプログラムが記憶されるコンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明の分野は、超音波検査撮像分野である。本発明は、ヒト臓器の病態を撮像および治療する方法およびデバイスに関し、より詳細には、合成方法の利用に基づく高い空間および時間解像度で撮像する方法とデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

時間解像度は、画像の再構成に必要な発射 ( f i r i n g ) 数が減少するにつれて増加する。画像取得率、すなわち単位時間当たりの画像数は、この時間解像度に直接関連する。

【0003】

20

標準超音波検査撮像システムは、生物構造に特徴的な音響インピーダンスの変動を分析すべく、したがって前記媒体の画像を再構成すべく、プローブ検出される媒体、一般に生物組織によって後方散乱されたエコーを用いる。

【0004】

30

超音波画像は一般に、画像ラインと称せられるものを生成すべく、所定の焦点距離で集束されるとともに所定の方向に伝送されるビームを生成および伝送することで得られる。これは図 1 において示される。図 1 において、点線の曲線によって図示される遅延法 L R は、送受波器 T 1 ~ T N の配列に適用される。これは点 F の周囲に集束されるビーム B を生成する。矢印によって図示される横断スキャンは、送受波器配列の長さによって行われる。対応する画像ラインは次に、受信信号を集束させることで再構成される。画像全体は、オフセット撮像ラインを連続的に使用する目的領域の横断スキャンによって得られる。次に最適撮像領域 Z I O を考察する。

【0005】

この撮像方法は一般的に、複数の送受波器、たとえば送受信に用いられる圧電素子を備えるマトリクス、線形または湾曲超音波検査プローブを用いる。これらの送受波器は、互いに対して遅延した電気信号を適用できる独立した電子チャネルを介して個々に制御される。送信集束は、送信される様々な信号に遅延を適用することで実行される。これらの遅延は、種々のアンテナ素子と焦点との間の飛行時間差に対応するので、レンズの音響等価物をもたらす。

【0006】

40

以降、焦点集束法、つまりそれぞれの再構成画素に対する遅延法は、所定位置の媒体に由来するとともにその音響画像を再構成する特徴的な音響特性を単離すべく受信で用いられる。これはビーム形成として知られている。

【0007】

商業用システムで非常に広範囲に用いられているこの方法は、Bモード方法と呼ばれている。画質は、焦点距離に近い深度で最適であるが、焦点から離れると低下する。

そのような画像を生成する特徴的な発射数は一般的に、再構成ライン数に等しく、アンテナ素子数、通常 1 2 8 個または 2 5 6 個に同程度の大きさである。

【0008】

この方法の変法が、開発されている。

深度マルチ集束法は、複数の焦点距離の測定と、種々の焦点の近くに位置するライン部

50

分の再構成とを行うことにある。この方法は、画質を改善するが、用いられる焦点距離数である係数  $N_{f,c}$  によって必要な発射数を増やす。これは図 2 において示されるとともに、特許文献 1 において記載される。連続遅延法  $L R 1 \sim L R 4$  が、送信され、それぞれは、異なる点  $F 1 \sim F 4$  で集束されるビームを生成する。より広い最適撮像領域が得られることを認める。

#### 【0009】

合成送信開口法は、それぞれのアンテナ素子から連続的に発せられる非集束ビームを送信し、次に受信焦点調節によって、それぞれの発射に対して、いわゆる「低解像度」画像を再構成することにある。図 3 A において、第 1 アンテナ素子は、拡散媒体 M に向かって波を送信する。信号は、拡散され、媒体によって反射される。次に図 3 B において、第 2

10

#### 【0010】

それぞれのアンテナ素子  $T 1 \sim T N$  からの連続送信後に取得されたデータセットは、完全データセットと呼ばれる。最終画像は、振幅および位相において部分画像を加算することで得られる。この部分画像は、「低解像度」画像と称される。標準撮像モードとは対照的に、画像は、動的送信集束で得られる。前記集束は、合成である。用語、合成送信開口が用いられるのは、このためである。このようにして得られた画像は、最適品質であり、必要な発射数は、アンテナ素子数に等しい。

#### 【0011】

上記の方法には、アンテナからあまりにも遠く離れた領域を撮像できないという大きな欠点がある。信号と、センサに起因する熱雑音との間の比は、標準法の比よりも係数  $N_{e,1}$  低い。 $N_{e,1}$  は、アンテナ素子の数である。これは同じ画素の撮像に対して、標準法は 1 取得のみを要求するが、コヒーレント合成法は、 $N_{e,1}$  発射の取得を要求するためである。すなわちガウス性白色雑音では、 $N_{e,1}$  倍雑音が大きい。これは特許文献 2 および特許文献 3 において記載されている。

20

#### 【0012】

合成開口撮像の信号対雑音比の問題を軽減すべく、いわゆる空間符号化法が開発されている。これは伝送行列を定義および利用することに基づく。伝送行列は、連続送信中にアンテナの様々な重付け法を結び付けることで定義される。

30

#### 【0013】

完全データセットを取得する特例において使用される伝送行列は、恒等行列である。

空間符号化法は、事前に可逆性に選択された伝送行列に含まれる重付け法で媒体を測定することにある。これは図 4 において示される。図 4 において、それぞれの送受波器  $T 1 \sim T N$  は、異なるが所定の強度で送信することがわかる。それぞれの発射強度は、それぞれの送受波器での連続強度をグループ化する伝送行列  $M E$  のベクトルを構成する。このようにして取得された信号は次に、いわゆる標準ベース内に投射される。すなわち送信取得過程での所定時間に送受波器によって受信された信号からなるそれぞれの行列は、伝送行列の逆数を左側に乗じる。

#### 【0014】

この技法は、完全データセットを恒等行列とは異なる伝送行列  $M E$  から取得できるようにする。より正確に言えば、任意の伝送行列は、反転し得る状態で用いることができる。

この技法の主な利益性は、伝送行列の行列式に等しい係数による合成開口撮像法の信号対雑音比の改善を可能にすることである。

40

#### 【0015】

この方法は、チアゴ (Ch i a g o) によって、主としてアダマール (H a d a m a r d) 伝送行列で用いられるような医用超音波との関連で、特に特許文献 4 において最初に導入された。これらは、比較的実行し易いとともに、最適な信号対雑音比を可能にする。

#### 【0016】

開口合成およびインコヒーレント加算法は、例えば特許文献 5 におけるように同時に使

50

用されることもある。

伝送行列に基づかない合成法は、非集束の非鋭角波の送信から形成された画像をコヒーレント加算することにある。ここで遅延法は、波面がプローブ表面に対して所定の角度をなすように適用される。このように伝送波は、プローブの法線に対して特定角度をなす方向に伝搬する。この方法は、空間符号化に同じ性能を提供し、特許文献6において記載される。その場合には、様々な角度で非集束波を送信することで送信の自動集束を合成することに疑問がある。前記技法は上記の開口合成法に近いが、非集束波が、円形波の代わりに送信されるという違いがある。

【0017】

近年、いくつかの方法が開発されており、そのほとんどは、標準Bモード撮像法に基づくとともに、画像取得率を増大することを目的としている。

図5Aに示されるマルチライン法は、特定受信法LR1およびLR4とは異なる特定伝送法LREを用いることで、送信ビームを広げることにより、複数の $N_{line}$ を平行に再構成できるように構成される(この場合には、平行に4ライン)。画像取得率は、 $N_{line}$ によって増加するが、解像度とコントラストに関する画質は、劣化する。これは非特許文献1に記載される。Bモード法に類似した最適撮像領域ZIOが、得られる。

【0018】

図5Bにおいて示されるマルチビーム法は、同時送信法LR1~LR3を用いて点F1~F3にそれぞれが集束される複数の $N_{beam}$ ビームB1~B3を同時送信し、さらに複数のラインを同時に再構成することにある。前記方法は、発射数を係数 $N_{beam}$ 減らすと、画質を劣化させる。前記方法は、非特許文献2から公知である。得られた最適撮像領域ZIOは、Bモード法で得られるものに類似している。

【0019】

一方、図5Cにおいて示される非集束波モードは、非集束波OPを送信し、さらに撮像領域ZIのライン全てを同時に再構成することにある。非集束波は、種々のアンテナ素子T1~TNによって適用された非位相シフトで生じた平面波にすることができる。画像取得率において最適な前記方法は、高度に劣化した画質を示す。

【0020】

3D撮像システムの普及によって、いわゆる適応画像取得率撮像法が、近年開発された。前記方法は、画像取得率を適合させ、その結果、画質を適合させるように撮像関連を考慮することにある。

【0021】

特許文献7は、撮像される媒体の移動を推定し、さらに発射数をそれに応じて調整することを開示する。移動は、連続画像の輝度の相関性を測定することで、または取得信号のドップラ解析によって推定される。撮像法は、Bモード型である。必要な発射数は、送信ビームの開口を変化させることで、したがって撮像ラインの数を減らすことで、変化する。この場合も画像取得率は、画質を損ねて改善される。

【0022】

すでに示されているように合成開口法は、複素数の集合いわゆる「低解像度」画像を提供する。要求されるものの関数として様々な方法でコヒーレント加算に重付けすることが可能である。

【0023】

したがって空間重付けを実行することができる。それは送信器に対する画素の位置の関数として低解像度画像の画素に重付けすることにある。重付けは、主要な送信ローブにおける場合には最大重付けが与えられるが、前記ローブ以外の場合には重付けはゼロに近い。前記重付けは、画質を大きく高めることができる。通常に利用されるカーディナル・サイン、チェビシェフ、あるいはハニング型重付けは、好結果を与えるが、必要な発射数は減らない。

【0024】

また重付けは、コヒーレンス測定によって実行されることができる。次に統計学的測定

10

20

30

40

50

、特にコヒーレンス測定が、低解像度画素群で実行される。無響領域は、理論的に非コヒーレント（白色雑音）なので、コヒーレンス・マップによる重付けは逆に増加をもたらすことになる。そのアイデアは、最終のいわゆる高解像度画像の品質を改善すべく、いわゆる低解像度画像間で同じ画素のコヒーレンス測定を用いることである。その方法は、コヒーレンスの指数関数で重付けすることを特徴とし得るが、スペックルの鮮明さの増加をもたらす。最終的に、予め調整した誤差関数の利用は、スペックルを劣化させることなくコントラストを増大することができる。それでも、この場合も画像取得率を改善することができなく、その技法は、合成開口システムにしか適用することができない。

【0025】

計算能力の絶え間ない進歩および益々増えるフィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（FPGA）型のプログラム可能な電子機器の組み込みは、超音波撮像画像取得率の問題の性格を変えつつある。画像取得率は、次第に画像再構成時間によって制限されなくなり、むしろビームの飛行時間によって、つまり最終画像の再構成に必要な発射数によって制限される。

10

【0026】

これに平行して、高時間解像度で撮像する必要条件には、3種類ある。すなわち

- ・ 時間解像度の改善が、弁の病態を検出できるようにし得る心臓の超音波検査；
- ・ 高時間解像度で組織における横波の伝搬を可視化する必要がある弾性率計測法；
- ・ 標準集束送信法が、高時間解像度を得ることができない3D撮像。

【0027】

時間解像度の改善は通常、発射数を減らすことができるように送信ビームを広げることにある。この減少は、解像度とコントラストに関して画質を劣化させる作用を有する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0028】

【特許文献1】米国特許第5,113,706号明細書

【特許文献2】米国特許第5,623,928号明細書

【特許文献3】米国特許第4,604,697号明細書

【特許文献4】米国特許第6,048,315号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2003/0149257号明細書

30

【特許文献6】米国特許出願公開第2003/0125628号明細書

【特許文献7】米国特許第6,346,079号明細書

【非特許文献】

【0029】

【非特許文献1】ディー・ピー・シャタック（D. P. Shattuck）ら、「エクスプローソ・スキャン - 線形位相配列による高速超音波撮像の平行処理技法（Explososcan - a Parallel Processing Technique for High-Speed Ultrasound Imaging with Linear Phased-Arrays）」、米国音響学会誌（Journal of the Acoustical Society of America）、1984年、第75巻、p.1273-1282

40

【非特許文献2】ジェー・ベルコフ（J. Bercoff）、「超高速超音波検査撮像および人体の粘弾性試験への適用（L'imagerie échographique ultrarapide et son application à l'étude de la viscoélasticité du corps humain）（Ultrafast echographic imaging and application to studying the viscoelasticity of the human body）」、Paris 7, 2004

【非特許文献3】スレピアン、デー（Slepian, D.）（1978）、「扁長回転楕円波動関数、フーリエ解析、および不確実性 - V（Fourier Analysis

50

、and Uncertainty - V : The Discrete Case)」、ベル・システム・テクニカル・ジャーナル (The Bell System Technical Journal)

【非特許文献4】フォルスター・ピーおよびヴェッツォン・ジー (Forster, P. & Vezzosi, G.) (1987), 「アレイ処理への回転楕円シーケンスの適用 (Application of Spheroidal Sequence to Array Processing)」、音響、音声、および信号処理に関するIEEE国際会議議事録 (Proceedings IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing

10

【非特許文献5】ジェンセン・ジェー・エー (Jensen, J. A.) (1996), 「分野：超音波システムをシミュレートするプログラム (Field: A program for simulating ultrasound systems)」, 第10回生物医学画像に関する北欧バルト会議 (10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging), p.351-353, Vol.34, Supplement 1, Part 1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0030】

本発明は、画像取得率と画質との間のトレードオフを最適化することを目的にする撮像法に関する。

20

本発明は、画質を損なうことなく送信される発射数を減らすことができる解決策を提案する。本発明は、最適画質を保持しながら、通常に利用される技法に比較して画像取得率の改善を可能にするデバイスに関する。また本発明は、撮像関連の関数として画像取得率を調整できるようにする。

【課題を解決するための手段】

【0031】

したがって本発明は、連続伝送行列を用いるN送受波器配列を用いて媒体の高解像度超音波画像を取得する方法を提案することで、先行技術のデバイスおよび方法の欠点および制限を軽減することを主目的にする。方法は、以下の

30

- a) 媒体の少なくとも1つの予備画像を取得する段階と；
- b) 予備画像における目的領域を画定する段階と；
- c) 目的領域および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定する段階と；
- d) 目的領域の送受波器間相関行列を、不要領域の送受波器間相関行列の逆数に掛けた積から生じる目的領域の特性行列を決定する段階と；
- e) 目的領域の特性行列の固有ベクトルと固有値とを算出する段階であって、それらに対応固有値の関数として分類されるこれらのベクトルは、伝送行列を定義することと；
- f) N個の固有ベクトルから、K個までの最も高い固有値に関連するK個の固有ベクトルを選択する段階と；
- g) 選択されたK個の固有ベクトルによって重付けられたK個の波を発射する段階であって、それぞれの選択ベクトルは、発射中に送受波器によって送信された信号に重付けし、これらのベクトルは、第1部分において、特性行列のK個までの最も高い固有値に関連する固有ベクトル群のうちK個の固有ベクトルと、第2部分において、実行されない発射に対応するゼロの列とから構成される短縮伝送行列を定義することと；
- h) 媒体によって戻された信号を受信する段階と；
- i) 完全データセットを得るべく、実行されない発射に対応するゼロに設定されたデータで完成された取得信号からなる受信行列に、伝送行列の逆数を乗じる段階と；
- j) 合成開口超音波検査撮像法におけるように完全データセットから、低解像度画像を抽出する段階と；
- k) 完全データセットから抽出された低解像度画像を、合成開口超音波検査撮像法に

40

50

おけるようにコヒーレント加算することで、目的領域に対応する高解像度画像を再構成する段階と  
を有することを特徴にする。

【0032】

提案方法では、画像サイズを単に減らすことで非常に高い時間解像度を得ることができる。

所定の特定目的領域に意のままに機敏に適応できるように、本発明は、画像取得率と画質との間の標準トレードオフから画像取得率と画像サイズとの間のトレードオフに変わる。本発明は、得られる画像サイズの縮小を制御するだけで、画像取得率を調整することができる。得られる高解像度画像のサイズは一般に、目的領域のサイズである。

10

【0033】

本発明の方法は、エネルギーを空間的に濃縮できるビームを生成する様々なベクトルを有する可逆伝送行列を伝送することにある。送信されるそれぞれの発射は、この伝送法の抑制が、この領域の画像の損失をもたらすが、復元される他の画像領域の品質を劣化させないように特定領域の再構成に寄与する。

【0034】

画像取得を加速すべく、伝送行列に含まれる法則のうちの一つかが伝送されない場合には、 $N_{suppr}$  ベクトルは、短縮伝送行列において抑制され、対応信号は、ゼロであると仮定されるので、画像取得率は、係数  $N_{e1} / (N_{e1} - N_{suppr})$  増加する。 $N_{e1}$  は、送受波器の数である。画像サイズは、対応領域によって減少するが、画質は、最適なままである。

20

【0035】

重付けは、それぞれの発射に対して、該当発射に対応する固有ベクトルのそれぞれの成分をそれぞれのセンサによって送信された信号に乗じることにある。

段階 h) 中に発射された K 個の波は、有利なことに集束されない。

【0036】

この特徴は、可逆行列に基づき空間フィルタを導入する本発明の方法の利用にもっぱら適している。それでもここで集束波を用いるデバイスが、画像取得率を増大させる本発明の利益を等しく受け得ることに留意する。本発明は通常、たとえば湾曲送受波器配列の定焦点送受波器配列で用いることができる。

30

【0037】

一実施形態においてゼロとは有意に異なる I 正規化固有値を有する特性行列では、K は I に同じである。

1 に近い正規化固有値の数 I は、選択された目的領域の関数である。この実施形態において目的領域が決定されると、数  $K = I$  が確定され、次に画像取得率の増大を画定する発射数の減少が、前記数によって自動的に決定される。この数 K の選択は、本発明を実行するデバイスにおいて提供されるデフォルト選択にすることができる。もしそうなら、数 K が、目的領域と、特性行列の有意に非ゼロ固有値の数との関数としてデバイスによって自動的に修正されることに注意すべきである。その結果、目的領域において得られる画質は、最適画像取得率の増大も得ながら、最適である。

40

【0038】

別の実施形態において方法は、画像取得率と目的領域の画質との間のトレードオフを調整する段階を有する。数 K は、画像取得率と目的領域の画質との間のトレードオフ調整の関数である。

【0039】

この実施形態において数 K は、非常に高い画像取得率が要求される場合か、調整段階中に確定された画質があまり十分ではない場合には、数 I 未満にすることができる。

調整段階は、数 I とは無関係に決定された数 K を調整することにあるとし得る。もしそうなら画像取得率の増大が強いられるとともに、所定の画質を強いる。また調整は、画質の必要条件であるとし得る。それは本発明の動作外のパラメータの関数として

50

の自動調整、または直接オペレータに提供される調整に関する問題にすることができる。

【0040】

好適実施形態において伝送行列は、扁長（扁平な）回転楕円ベクトルからなる。

これは円錐状に放射されるエネルギーを最適化する高性能な方法である。その結果、伝送行列は、パラメータ  $N_{e1}$  および  $B$  の扁長回転楕円ベクトル（非特許文献3すなわちスレピアン、デー（Slepian, D.）（1978）、「扁長回転楕円波動関数、フーリエ解析、および不確実性 - V (Fourier Analysis, and Uncertainty - V: The Discrete Case)」、ベル・システム・テクニカル・ジャーナル（The Bell System Technical Journal））からなる。 $N_{e1}$  はプローブ素子の数であり、 $B = (dy_0) / (x_0)$  である。 $d$  はセンサ間の距離であり、 $\lambda$  は、送信される音響パルスの波長である。 $x_0$  と  $y_0$  は、目的の錐体を画定する。

10

【0041】

一特定特徴にしたがって完全画像であると画定された目的領域では、伝送行列は、扁長回転楕円ベクトルに対応する伝送法を有し、パラメータ  $B$  は、完全画像を含めるのに十分大きい。

【0042】

この特徴は、有意に1よりも少ない固有値を有するベクトルに対応する発射を除外することで、発射数を減らすことを正当化する。扁長回転楕円ベクトルのベースは、平均二乗誤差の観点から最適である。すなわちベースの短縮に起因するエネルギーの損失を最小限にする。このエネルギーの損失は、抑制された固有ベクトルに対応する固有値の合計にぴったり対応する。保持される固有ベクトルは、最も高い固有値に対応する固有ベクトルであり、他のベクトルの抑制が、完全画像の取得を損なわないのは、この理由による。

20

【0043】

本発明の一特定特徴にしたがって高解像度画像は、高画像取得率と高画質とで取得された領域を画定する目的領域の完全データセットから再構成され、残りの画像は、異なる伝送法により低画像取得率で得られたデータセットから再構成されたいわゆる背景領域である。

【0044】

次に撮像領域は、高画像取得率領域と背景領域と呼ばれる2領域に分割される。次に2つの伝送法が選ばれる。前記伝送法は、それぞれの領域の撮像に具体的に適合させる。

30

高画像取得率領域に割当てられる伝送法は、本発明の伝送法である。高画像取得率領域は、背景領域よりも少ない数の発射を要求するので、背景よりも高い画像取得率で撮像される。

【0045】

目的領域（ $D1$ ）に対応する合成開口撮像の原理に基づき高解像度画像を再構成する段階は、コヒーレンス測定による低解像度画像の空間重付けを有利に用いる。

用語「空間重付け」は、それぞれのコヒーレンス測定に対してここで生成された、それぞれの画素に対する異なる重付けを意味する。そのような特徴によって、得られる画像は、音波発生領域と無響領域との間でより優れたコントラストを有する。

40

【0046】

一特定特徴にしたがって方法は、予備画像（ $ZI$ ）と送受波器（ $T1 \sim TN$ ）とのうちの少なくとも一方の移動を測定する予備段階を有し、実行される発射数、したがって選択される固有ベクトル数は、測定された移動の関数として修正されるので、画像取得率を修正する。

【0047】

これらの移動は、様々な公知の方法、たとえば連続的に取得された信号を関連付けることで、プローブ移動の加速度計とジャイロ測定のうちの少なくとも一方によって、あるいは連続再構成画像の輝度を関連付けることで、検出および測定することができる。

【0048】

50

これは自動適応画像取得率による画像取得方法を得る。移動測定段階はまた、それらの移動が位置する領域も決定することができるので、目的領域を自動的に画定することができる。

【0049】

別の特定特徴にしたがって方法は、オペレータが目的領域を選択する段階を有する。

この方法は、高い時間解像度が小型サイズの領域にわたって要求される超音波心臓撮像システムのようなシステムにとって特に有益である。

【0050】

本発明はまた、媒体の高解像度超音波画像を取得するデバイスも提供する。デバイスは、N送受波器配列と、連続伝送行列を用いて送受波器を制御するモジュールとを備え、前記デバイスはさらに、

- ・先に取得した画像において目的領域を画定する手段と；
- ・目的領域および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定する手段と；
- ・目的領域に特徴的な行列であって、目的領域の送受波器間相関行列を、不要領域の送受波器間相関行列の逆数に掛けた積から生じる行列を決定する手段と；
- ・目的領域の特性行列の固有ベクトルおよび固有値を算出する手段であって、それらの対応固有値の関数として分類されるこれらの固有ベクトルは、伝送行列を定義することと

- ・K個までの最も高い固有値に関連する、K個の固有ベクトルを選択する手段と；
- ・選択されたK個の固有ベクトルによって重付けられたK個の波を発射するように構成される制御モジュールであって、それぞれの選択された固有ベクトルは、発射中に送受波器によって送信された信号に重付けし、これら固有ベクトルは、第1部分において、特性行列のK個までの最も高い固有値に関連する固有ベクトル群のうちのK個の固有ベクトルと、第2部分において、実行されない発射に対応するゼロ列とからなる短縮伝送行列を定義することと；

- ・媒体によって戻された信号を受信する手段と；
- ・受信行列を構成すべく、ゼロに設定された実行されない発射に対応するデータとともに取得信号を受取り、さらに完全データセットを得るべく伝送行列の逆数を乗じる手段と

- ・合成開口超音波検査撮像法におけるように完全データセットから、低解像度画像を抽出する手段と；

- ・完全データセットから抽出された低解像度画像を、合成開口超音波検査撮像法におけるようにコヒーレント加算することで、目的領域(D1)に対応する高解像度画像を再構成する手段と

を有することを特徴にする。

【0051】

好適実施形態において本発明の方法の様々な段階は、コンピュータプログラム命令によって決定される。

結果的に本発明は、情報媒体でコンピュータプログラムも提供する。プログラムは、コンピュータで実行されるように構成され、本発明の方法の段階を実行するように構成された命令を有する。

【0052】

プログラムは、任意のプログラミング言語を使用できるとともに、ソースコード、オブジェクトコード、またはたとえば部分コンパイル型などのソースコードとオブジェクトコードの中間的なコード型、あるいは任意の他の所望型をとることができる。

【0053】

本発明はまた、上記で言及されるようなコンピュータプログラムの命令を含有するコンピュータ可読情報媒体を提供する。

情報媒体は、プログラムを保存できる任意の構成要素またはデバイスにすることができる。たとえば媒体は、例としてCD-ROMまたは超小型電子回路ROMの読取専用メモ

10

20

30

40

50

リ（ROM）などの記憶手段、あるいは例としてフロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスク、フラッシュメモリ、ユニバーサル・シリアル・バス（USB）キーなどの磁気記憶手段を有することができる。

【0054】

対照的に情報媒体は、無線によって、あるいは他の手段によって電気または光ケーブルを介して転送され得る電気または光信号などの伝達性媒体にすることができる。本発明のプログラムは、特にインターネット型ネットワークを介してダウンロードすることができる。

【0055】

また情報媒体は、プログラムが組み込まれた集積回路にすることができ、回路は、問題になっている方法を実行するように構成されるか、その実行において用いられるように構成される。

【0056】

本発明の他の特徴および利点は、本発明の一非限定実施形態を示す添付図面を参照して以下に示される説明から浮かび上がる。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】Bモード音波検査器の動作を示す図。

【図2】マルチ焦点超音波検査器の動作を示す図。

【図3A】完全データセットを取得する超音波検査器の動作を示す図。

【図3B】完全データセットを取得する超音波検査器の動作を示す図。

【図4】空間符号化を用いる超音波検査器の動作を示す図。

【図5A】マルチラインモードで動作する超音波検査器による画像取得を加速する2方法の動作を示す図。

【図5B】マルチビームモードで動作する超音波検査器による画像取得を加速する2方法の動作を示す図。

【図5C】非集束波モードで動作する超音波検査器による画像取得を加速する2方法の動作を示す図。

【図6】事前に撮像された領域と、目的領域ZINTの決定とを示す図。

【図7】遠視野目的領域の実施例。

【図8】近視野目的領域の実施例。

【図9】図7および図8において示される特定目的領域に特徴的な回転楕円行列の第一実施例。

【図10】図7および図8の行列に対するそれらのインデックスの関数としての固有値。

【図11A】4つの扁長回転楕円ビームのうちの一つ。

【図11B】4つの扁長回転楕円ビームのうちの一つ。

【図11C】4つの扁長回転楕円ビームのうちの一つ。

【図11D】4つの扁長回転楕円ビームのうちの一つ。

【図12】目的領域を画定する角度セクタのサイズによる一連の固有値の展開。

【図13】本発明の方法中に決定される角度開口が60°の目的領域に特徴的な回転楕円行列。

【図14】図13の行列に対するそれらのインデックスの関数としての固有値。

【図15A】図13の回転楕円行列の全ての発射で得られた結果を示す陰画図。

【図15B】図13の回転楕円行列の最初の20発射で得られた結果を示す陰画図。

【図15C】図13の回転楕円行列の最初の10発射で得られた結果を示す陰画図。

【図15D】図13の回転楕円行列の最初の4発射で得られた結果を示す陰画図。

【図16A】図13の行列を適用することで得られた本発明の方法の性能。

【図16B】図13の行列を適用することで得られた本発明の方法の性能。

【図17】本発明のマルチ画像取得率モードの動作を示す図。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

図 6 は、撮像される媒体 M の撮像領域 Z I を取得する方法の第 1 段階の結果を図で示す。前記撮像領域 Z I から、目的領域 D 1 が決定される。

この目的領域 D 1 は、動的構造を撮像することが課題である場合には、画像または連続画像を分析することで、本発明の方法を用いるデバイスにおいて自動的に決定されることができる。

## 【 0 0 5 9 】

目的領域 D 1 はまた、画像領域の表示後に画像領域内の領域を選択するオペレータによって手動で決定されることができる。

次に本発明の方法は、目的領域および不要領域に対応する送受波器間相関行列を決定する段階を有する。

10

## 【 0 0 6 0 】

このため、本発明の方法は、次元 N の音響送受波器 T 1 ~ T N の配列、たとえば超音波検査プローブ、および目的領域 D、画像に要求される空間の領域を考慮する。

$X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_N(t)]$  は、時間 t にプローブのそれぞれの送受波器によって取得された信号からなるベクトルを示す。

## 【 0 0 6 1 】

対象になるのは、無数の無限小ソースが、波を送信するとしたら、プローブによって受信される信号である。一般的場合において  $R(\cdot)$  は、 $X(t)$  の相関行列であり、以下のように定義される。 $R(\cdot) = E\{X(t)X^*(t - \cdot)\}$ 。

20

## 【 0 0 6 2 】

$E\{\cdot\}$  は、数学的期待値演算子を示し、 $*$  は、共役作用素および転置作用素を示す。

行列  $R(\cdot)$  の要素は、それぞれの送受波器で取得された信号の相互相関項から構成される： $R_{k1}(\cdot) = E\{x_k(t)x_1^*(t - \cdot)\}$ 。

本発明の非常に特殊な場合において対象になるのは、特定領域 D において分配された無数の無限小単色源で得られる送受波器間相関行列である。パラメータ  $\tau_{ki}$  の関数としての  $R_{k1}(\cdot)$  の変動はその結果、選択された特定領域の形状に依存する。

## 【 0 0 6 3 】

本発明の必要条件に関して、時間依存性は、T に対する積分によって除外される。その目的は、空間フィルタの出力でエネルギーを算出することである。時間 t および T に依存しないとともに領域 D の形状および送受波器配列に適合させた瞬間送受波器間相関行列  $J_{k1}$  が、このように決定される。

30

## 【 0 0 6 4 】

## 【 数 1 】

$$J_{ki}(D) \triangleq \int_D E\{x_k(t)x_i^*(t - \tau_{ki}(D))\}d\tau_{ki}(D) \quad (1)$$

40

## 【 0 0 6 5 】

ここで留意すべきは、 $J_{k1}(D) = E\{x_k(t)x_1^*(t)\}$  すなわち  $J(D) = E\{X(t)X^*(t)\}$  である。

空間フィルタは、一連の正規線形フィルタおよび不変フィルタから構成される。すなわちそれぞれのこれらフィルタの出力は、フィルタの入力信号とフィルタのインパルス応答の畳込み積から得られる。

## 【 0 0 6 6 】

畳込み積は、以下のように定義される。

## 【 0 0 6 7 】

【数 2】

$$v(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} u(\theta)h(t-\theta)d\theta, \quad (2)$$

【0068】

式中、 $v(t)$  は出力信号であり、 $u(t)$  は入力信号であり、 $h(t)$  はフィルタのインパルス応答である。

10

$N$  送受波器の空間フィルタは、フィルタの長さを決める次元  $M$  の  $N$  個のベクトル  $h_k$  から構成される。空間フィルタは  $H$  で記載される。送受波器  $X$  で取得された信号ベクトルに対するその応答は、以下の通りである。

【0069】

【数 3】

$$y(t) = \sum_{k=1}^N h_k(t) * x_k(t). \quad (3)$$

20

【0070】

一般の場合において時空間フィルタは、空間次元（センサの次元）、および時間次元の二次元を有する。本発明は、フィルタの長さ  $M$  が、1 に等しい非常に特殊な場合に関する。なぜなら  $h_k(t)$  は、時間に依存せず  $h_k$  になるからである。単なる空間フィルタの意図的な制限は、時間に依存しない法則で送受波器に重付けすることで得られる。その結果、 $H = [h_1, h_2, \dots, h_N]$  になる。

【0071】

数 3 の畳込み積はそのとき、スカラ間の積になり、空間フィルタの出力での応答は、以下のようになる。

30

【0072】

【数 4】

$$y(t) = \sum_{k=1}^N h_k \cdot x_k(t) = H^* X(t) \quad (4)$$

【0073】

フィルタの出力での信号のエネルギーは、定義によって以下のようになる。

40

【0074】

【数 5】

$$\delta \triangleq E\{y^2(t)\} \quad (5)$$

【0075】

数 4 を数 5 に導入することで、数 6 が得られる。

50

【 0 0 7 6 】

【 数 6 】

$$\delta = E\{H^*X(t)X^*(t)H\} = H^*E\{X(t)X^*(t)\}H = H^*J(D)H \quad (6)$$

【 0 0 7 7 】

フィルタHは、次にD1とD2の2領域に対応するエネルギー $\rho_1$ および $\rho_2$ の比を最大化するベクトルが重付けかアポダイゼーション法について検索される。D1は目的領域であり、D2は、プローブ前の残りの半空間の不要領域（無益と見なされる）である。このために $\rho$ で示される $\rho$ の勾配が、相殺される。

【 0 0 7 8 】

【 数 7 】

$$\rho(H) = \frac{H^*J(D_1)H}{H^*J(D_2)H} \quad (7)$$

【 0 0 7 9 】

【 数 8 】

$$\partial\rho = 2\frac{J(D_1)H - \rho J(D_2)H}{H^*J(D_2)H} \quad (8)$$

【 0 0 8 0 】

を相殺することで、数9が得られる。

【 0 0 8 1 】

【 数 9 】

$$J(D_2)^{-1}J(D_1)H = \rho H \quad (9)$$

【 0 0 8 2 】

つまりエネルギー $\rho_1$ と $\rho_2$ の比を最大化するフィルタH。p<sub>t</sub>は、その最大固有値 $\mu_0$ に関連する、目的領域の特性行列と呼ばれる行列 $M_C = J(D_2)^{-1}J(D_1)$ の固有ベクトルである。しかもフィルタの出力でのエネルギーはそのとき、フィルタH<sub>k</sub>の出力での $\rho = \mu_k$ に関連する固有値に同じである。したがって本発明は、それぞれの画定された目的領域に対して、目的領域の送受波器間相関行列を、不要領域の送受波器間相関行列の逆数に掛けた積から生じる、目的領域のいわゆる特性行列を決定する段階を備える。

【 0 0 8 3 】

本発明の主要概念は、最も高い固有値に関係がある目的領域の特性行列 $M_C = J(D_2)^{-1}J(D_1)$ の固有ベクトルに対応する送受波器に関する重付け法で撮像発射のシーケンスを構築することにある。

【 0 0 8 4 】

したがって本発明の方法は、目的領域の特性行列の固有ベクトルと固有値とを算出する段階を有する。それらの対応固有値の関数として分類されたこれらのベクトルは、伝送行

列を定義する。より正確にはこれらの固有ベクトルは、伝送行列の最初から K 個の列を構成することになり、この行列の他の成分は、発射が実行されないことを意味するゼロに設定されるので、画像取得率の増大を可能にする。作図によってベクトル  $H_k$  で構成される行列は、可逆性である。しかし、必ずしも直交しないことに注意すべきである。

【 0 0 8 5 】

この方法は ( N - K ) 個の発射を不要にできるので、画像取得率を比  $N / ( N - K )$  で増やすことができる。目的領域におけるエネルギーの損失は、完璧に定量され、以下の値を有する。

【 0 0 8 6 】

【 数 1 0 】

10

$$\sigma = \sum_{k=K+1}^N \mu_k \quad (10)$$

【 0 0 8 7 】

図 7 は、特に有利な目的領域  $D_1$  を示す。実施例は、目的領域  $D_1$  のこの種の画定により線形プローブに対して与えられる。

ここで目的領域  $D_1$  は、プローブから無限遠の距離 ( 遠視野 ) に理論的に配置された円弧と、角度  $\theta$  によって画定される。不要領域  $D_2$  は、プローブ前の残りの半空間に対応する。

20

【 0 0 8 8 】

そのような状況下において、以下のように示すことができる。

【 0 0 8 9 】

【 数 1 1 】

$$MC = J_{kl}(D_2)^{-1} J_{kl}(D_1) = \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (11)$$

30

【 0 0 9 0 】

式中、  $B = d \times (\sin \theta) / \lambda$  であり、  $\lambda = c / f$  である。  $d$  は送受波器間距離であり、  $f$  は波の中心周波数であり、  $c$  は媒体における音速である。

次元  $N \times N$  の行列  $P$  の要素  $P_{k1}$  は、  $P_{k1} = (\sin [ 2 \pi (l - k) B ]) / [ \pi (l - k) ]$  によって定義される。

【 0 0 9 1 】

行列  $P$  の固有ベクトルは、非特許文献 3 すなわちスレピアン・デー ( Slepian , D . ) ( 1 9 7 8 ) , 「 扁 長 回 転 楕 円 波 動 関 数 、 フ ー リ エ 解 析 、 お よ び 不 確 実 性 - V : 離 散 の 場 合 ( P r o l a t e S p h e r o i d a l W a v e F u n c t i o n , F o u r i e r A n a l y s i s , a n d U n c e r t a i n t y - V : T h e D i s c r e t e C a s e ) 」 、 ベ ル ・ シ ス テ ム ・ テ ク ニ カ ル ・ ジ ャ ー ナ ル ( T h e B e l l S y s t e m T e c h n i c a l J o u r n a l ) に お い て 記 載 さ れ る 次 数  $N$  お よ び 帯 幅  $B$  の 扁 長 回 転 楕 円 シ ー ケ ンス を 確 定 す る 。 こ こ で  $N$  は 、 プ ロ ー ブ の 送 受 波 器 の 数 で あ る 。 こ の シ ー ケ ンス は 、 特 に ス ペ ク ト ル 分 析 に お い て 極 め て 標 準 的 な 信 号 処 理 ツ ー ル で あ る 。 数 9 お よ び 数 1 1 は 、 扁 長 回 転 楕 円 ベ ク ト ル が 、 セ ク タ [  $\theta_1 ; \theta_2$  ] に お い て 送 信 さ れ る エ ネ ル ギ の セ ク タ [  $\theta_1 ; \theta_2$  ] な し で プ ロ ー ブ 前 の 半 空 間 に 放 射 さ れ る エ ネ ル ギ に 対 す る 比 を 最 大 化 す る こ と を 示 す 。 非 特 許 文 献 4 す な わ ち フ ォ ル ス タ ー ・ ピ ー お よ び ヴ ェ ヅ ツ ォ ン ・ ジ ー ( F o r s t e r , P . & V e z z o s i , G . ) ( 1 9 8 7 ) , 「 ア

40

50

レイ処理への回転楕円シーケンスの適用 (Application of Spheroidal Sequence to Array Processing)、音響、音声、および信号処理に関するIEEE国際会議議事録 (Proceedings IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing) において扁長回転楕円ベース、したがって数11によって定義される行列MCの(2BN-2)個までの最も高い固有値のみに意味があることが示されている。すなわち他の固有値は非常にゼロに近く、それらに関連する固有ベクトルは、セクタ [ - ; ] においてほんの取るに足りないエネルギーをもたらすだけである。つまり(2BN-2)個の発射は、最適画像に十分である。

10

【0092】

扁長回転楕円ベクトルは、角度セクタにおける遠視野撮像に最適な解決策を提供することが示されている。

対照的に超音波医用撮像システムは、遠視野画像ではなく近視野画像を生成する。したがって本発明は、超音波検査撮像、すなわち近視野撮像に遠視野撮像の最適条件、回転楕円ベースを用いることを提案する。どういう状態でどの程度まで回転楕円シーケンスが近視野問題に対処するかが、説明される。

【0093】

図8は、回転楕円ベースの近視野近似法が検討される、近視野目的領域D1と、対象になる錐体Cとの画定を示す。

20

ここで考慮される状況は、プローブから距離 $x_0$ にあるセグメント [  $M^+$ ,  $M^-$  ] の後に位置する長方形を構成する領域D1の状況である。この場合には、特性行列MCは、以下の式で示すことができる。

【0094】

【数12】

$$MC_{kl} = e^{-2i\pi \frac{d^2(l-k)(l+k)}{2x_0c}} \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (12)$$

30

【0095】

式中において

【0096】

【数13】

$$B = \frac{dy_0}{\lambda x_0} \quad (13)$$

40

【0097】

MCはそのとき、複素行列である。数12は、MCを $MC_{k,l} = r e^{i}$  型の複素指数関数によってその係数の積の形で表わす。したがってMCの項は、全体的にそれらの係数とそれらの位相項によって全体的に定義される。

【0098】

超音波診断の規模において位相項は、非常にゼロに近い。たとえば192個の素子、中央周波数5MHz、センサ間距離0.3mm、および少なくとも距離5mmに設置されたセグメント [  $M^+$ ,  $M^-$  ] を備えたプローブでは、数12の位相は依然として取るに足りない。

50

【0099】

$$= d^2 (k - 1) (k + 1) / (2 x_0 c) \quad 2.16 \times 10^{-4}。$$

したがって以下の近似は、医用超音波撮像にとって間違いなく価値がある。

【0100】

【数14】

$$MC_{kl} \approx \frac{\sin[2\pi(l-k)B]}{\pi(l-k)} \quad (14)$$

10

【0101】

数14は、回転楕円ベースが、近視野に設置されたセグメントを構成する目的領域の最適なベクトルの十分な近似をもたらすことを示す。次に回転楕円関数のパラメータBは、セグメントの長さとそのアンテナからの距離との間の比に依存する。数13は、比 $y_0 / x_0$ が一定のままなら、特性行列MCは、変化しないことを明確に示す。つまり目的領域は、プローブ前に錐体を構成する。この錐体の開口は、比 $y_0 / x_0$ に依存する。この錐体は、角度 $= \arctan(y_0 / x_0)$ によって同等の方法で画定される。

【0102】

特定実施例では、本発明の方法はしたがってこの行列MCを決定し、さらに約 $23^\circ$ の角度、送受波器間距離が $0.3\text{ mm}$ の $128$ 個の素子を備えるプローブ、中央周波数 $5\text{ MHz}$ 、および音速 $1540\text{ m/s}$ に対する関連固有値を算出する。

20

【0103】

図9は、要素 $(i, j)$ の強度が、色コードで表わされる特性行列の二次元表示である。図10は、図8の行列に対するそれらのインデックス $j$ の関数としての固有値のエネルギー基準EVPを示す。

【0104】

$50$ よりも大きな階数を有する固有値は、実質的にゼロの値を有することを認めるので、セクタ $[-23^\circ; 23^\circ]$ における対応固有ベクトルによって放射されるエネルギーも、ゼロである。

30

【0105】

無視できない固有値に関連する固有ベクトルは通常、次に選択される。無視できない固有値は、 $1$ に近い固有値を意味する。図10において認められ得るように、 $2 \times 60^\circ$ を超える比較的広い目的のセクタでさえ、疑似ゼロ固有値の数は、高いままである。

【0106】

無視できる固有値に対応する固有ベクトルは、発射されないので、画像取得率を増加させることができる。

対象になるセクタにおいてこれらのベクトルによって放射されるエネルギーは、それらの固有値に対応するので、このエネルギーも疑似ゼロである。したがってこれらのベクトルを使用しないことで、最終画像は、まったく変化しない。なぜならそれらのベクトルは、撮像領域の測定に寄与しないからである。

40

【0107】

完成画像サイズを維持しながら発射数を減らすことさえも想定することができる。回転楕円ベースは、近視野撮像を含めて発射数を減らすことで、十分な品質の画像を得ることができるようにする。

【0108】

非特許文献5すなわちジェンセン・ジェー・エー(Jensen, J. A.) (1996), 「分野: 超音波システムをシミュレートするプログラム(Field: A program for simulating ultrasound systems)」, 第10回生物医学画像に関する北欧バルト会議(10<sup>th</sup> Nordic-Baltic

50

Conference on Biomedical Imaging), p.351-353, Vol.34, Supplement 1, Part 1において記載されるFIELD IIソフトウェアを用いることで、送信ビームF1, F2, F40, およびF100は、最初から1個まで、2個まで、40個まで、もしくは100個までの回転楕円ベクトルを用いてシミュレートされている。送信音響強度の空間分布は、図11A~11Dにおいてそれぞれ示されている。

【0109】

第1ビーム、すなわち最も高い固有値に関連するビームは、対象になるセクタにおいてのみエネルギーを送るが、疑似ゼロ固有値に関連する最後のビームは、目的領域の外側のみエネルギーを送る。

10

【0110】

疑似ゼロ固有値に対応する発射の実行と対応する取得の実行は、画像を向上させない。なぜならこれらの発射は、目的領域の外側にエネルギーを送るからである。たとえば実行された送信は、撮像される領域にとって何のメリットもないことを、図11Dにおいて認めるべきである。

【0111】

この実施例において画像取得率の改善は、目的領域D1における画質の修正がなければ、1.78である。画像取得率の増加は、固有ベクトルの数が減るともちろん大きくなるであろうが、画質の低下という代償を伴う。

【0112】

最適画質に必要な固有ベクトルの数は、目的領域D1のサイズの関数であることに注意しなくてはならない。この実施例においてこれは角度セクタのサイズを意味する。

20

図12は、前と同じパラメータ、同じ周波数などを用いて、10°~70°の範囲の値に対してそれらのインデックスjの関数としてMCの固有値群を、エネルギー基準EVPで示す。

【0113】

したがってセクタのサイズが増加するにつれて、ゼロ固有値の数は、減少することが明らかである。

注目すべきは、回転楕円ベースが特例であり、一般的方法は目的領域D1、領域D2、およびプローブの形状に対応する行列MCの第1固有ベクトルを取得することによって、目的領域のエネルギーと不要領域のエネルギーとの比を最大化することにある。

30

【0114】

しかもここで与えられた実施例は、二次元撮像に関連しているが、方法は三次元撮像にも適用する。

図13は、開口角が60°の目的領域に対する特性行列MCの第2実施例を示す。図14は、関連固有値を示す。画質の観点から同様の結果を得るためには、より多数の発射が実行されなければならないことを認める。適応実施例は、本発明の方法の性能を評価すべく用いられている。

【0115】

使用プローブは、5MHzで機能する $N_{e,1} = 128$ 個の素子を有する線形プローブである。プローブ素子の開口は、30°である。採用される回転楕円行列は、サイズが128の図13の行列であり、パラメータBは、以下のように定義される。

40

【0116】

$$B = d \times (\sin(\theta_b)) / \lambda$$

式中、dはセンサ間距離0.3mmであり、 $\lambda$ は0.3mmの波長である。 $\theta_b$ は目的領域の開口半角であり、この場合には15°である。

【0117】

ここで $B = 0.259$ である。パラメータBおよび $N_{e,1}$ は、扁長回転楕円行列を形成するのに十分である。そのような構成に対する非冗長発射数、すなわち有意な固有値の数に対応する発射は、以下によって与えられる。

50

## 【0118】

$$N_{sph} = 2 N_{el} B - 2 \quad .$$

ここで  $N_{sph} = 64$ 。

この場合に留意すべきは結果として本法が、焦点距離の周囲でのみ最適な B モード法に比較して、半分の発射数で目的領域全体を最適品質で撮像できることである。

## 【0119】

$N_{sph}$  個の発射はそれぞれ、媒体に送信される。すなわち同じ時間的バーストが、様々な要素に適用されるが、図 13 に示される目的領域の特性行列の固有ベクトルによる第 1 部分と、ゼロベクトルの第 2 部分とに対して構成される伝送行列の第  $i$  列ベクトルによって、シーケンスの第  $i$  発射に重付けられる。

10

## 【0120】

それぞれの取得データは、 $C_{ijk}$  が時間  $i * F_e$  で取得された試料に対応できるように、行が時間試料、列がセンサ、および深さが発射である 3D 信号行列で保存される。 $F_e$  は、第  $k$  取得に対する第  $j$  センサでのシステムのサンプリング周波数である。

## 【0121】

取得過程の終了時、信号行列は、次元  $N_{sample} * N_{el} * N_{sph}$  の行列 / テンソルである。それは次元  $N_{sample} * N_{el} * N_{el}$  の完全信号行列を形成すべく、次元  $N_{sample} * N_{el} * (N_{el} - N_{sph})$  のゼロ行列に連結される。完全データセットは次に、再構成される。このため完全データセットを再構成すべく、次元  $N_{el} * N_{el}$  の行列を構成する所定時間に対応するそれぞれのスライス、次に時間で一定な伝送行列の逆数を左側に乗じる。

20

## 【0122】

取込み / 時間の面 (capture / time plane) における完全データセットのうちのそれぞれのスライスは次に、 $N_{el}$  「低解像度」画像のうちの 1 つを形成すべく、対応遅延法の適用によって再構成される。次にこれらは、高解像度画像を得るべく、コヒーレント加算される。

## 【0123】

ここで留意すべきは、それぞれの取得が、画像の限られた領域のみに関する情報を提供することである。 $N_{sph}$  有効回転楕円ベクトルはまさに、直交空間スペクトルを有する特性を備える。それらはさらに、空間的に順序付けられる。ベクトル  $N_i$  は、遠視野では角度セクタ  $[ \theta_i, \theta_{i+1} ]$  および  $[ -\theta_{i+1}, -\theta_i ]$  に関する情報を提供する。近視野ではベクトル  $N_i$  は、幅  $[ X_i, X_{i+1} ]$  および  $[ -X_{i+1}, -X_i ]$  に関する情報を提供する。最初から  $N_i$  個のベクトル ( $N_i < N_{sph}$ ) の送信は、画像サイズの減少をもたらす、さらに画像取得率  $N_{sph} / N_i$  の改善をもたらす。したがって画像取得率が、可変性であることを認める。

30

## 【0124】

本発明は、得られた画像サイズを減らす簡単な命令によって、したがって目的サイズの領域の簡単な画定によって、画像取得率を調整できる。この画像取得率の調整は、オペレータによって手動で実行されるか、移動検出および画像取得率調整アルゴリズムによって自動的に実行されることができ。

40

## 【0125】

図 15 A ~ 図 15 D は、最初の 4 回、10 回、20 回の発射、および図 13 の楕円行列の全発射に対してそれぞれ得られた結果を陰画で示す。点物標が撮像領域の中心にある限り、解像度は、実質的に劣化しないことを認める。無響領域におけるコントラストの品質に対応する信号対クラッタ比は、いずれも変化しない。画像のサイズのみが、減少する。

## 【0126】

以下の表は、試験管内実験から得られた実験結果を提示する。

## 【0127】

【表 1】

	楕円/ 全回 発射	楕円/ 60回 発射	楕円/ 30回 発射	楕円/ 20回 発射	楕円/ 10回 発射	楕円/ 4回 発射
横方向 解像度	1.62mm	1.62mm	1.68mm	2.02	/	/
軸方向 解像度	0.65mm	0.66mm	0.67mm	0.74	/	/
発射数	128	60	30	20	10	4
コント ラスト (dB)	-29.5	-29.5	-28.3	-27.5	-27.4	-28.4
画像領域 の幅	40mm	40mm	40mm	40mm	30mm	20mm

10

20

## 【0128】

本発明ではBモードとは対照的に、画質は、深さ全てに対して一定である。

図16Aは、空間符号化に用いられるアマダール(Hadamard)行列と、本発明にしたがって決定されるような目的領域の特性行列との計2タイプの行列の適用に対する、発射数AT(反転横軸)に関する軽減の関数としてコントラストCを示す。非常に少数の発射に対してさえも、本発明は、非常に優れたコントラストを得られるようにすることを認める。

## 【0129】

図16Bは、本発明で得られた発射数の関数として画像サイズの変動を示す。画像サイズは、20発射からその最適レベルを得ることを認める。

30

高品質で撮像される目的領域が得られるとともに、低品質で撮像される目的領域外の領域が得られる全撮像領域を取得すべく、本発明の方法を用いることが可能である。

## 【0130】

一特定実施形態においてマルチ画像取得率の取得を実行することも、想定される。したがって図17において示されるように、撮像領域は次に、高画像取得率領域FOCと呼ばれる第1領域と、背景領域FACと呼ばれる第2領域との計2領域に分割される。次に2つの伝送法が選択され、それぞれの領域の撮像に具体的に適合される。たとえば第1伝送法は、10画像ごとに起動し、全撮像領域の取得に用いられ、次の9画像は、本発明の伝送法で取得される。

40

## 【0131】

別の実施形態は、目的領域を優先することで、画質は異なるが、2領域に対して高画像取得率で取得を実行することにある。目的領域は、本発明の原理にしたがって測定される。残りの画像は、画質が劣化する高画像取得率の原理にしたがって測定される。高画像取得率と劣化画質伝送法は：図5Cに示されるような非集束波を用いる撮像、図5Bに示されるようなマルチビーム撮像、図5Aに示されるようなマルチライン撮像、あるいは特許文献6(米国特許出願公開第2003/0125628号)に記載されるような非尖平面波による合成開口撮像にすることができる。伝送される非集束波の数はその結果、高画像取得率基準を満たすべく比較的少ない。これは画質を犠牲にしてのみ可能である。2つの伝送シーケンスは、本発明の伝送法による目的領域の取得と、低画質の高画像取得率モー

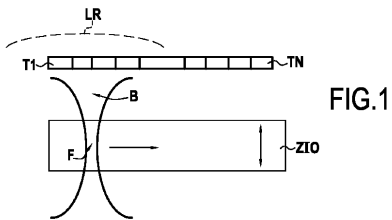
50

ドに対応する伝送法による残りの画像の取得を交互に行う。

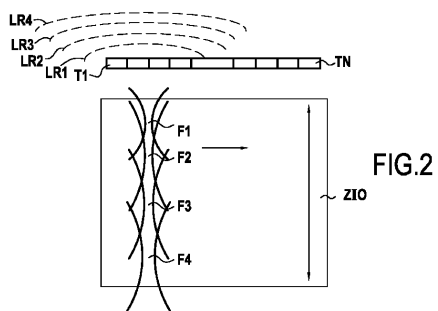
【 0 1 3 2 】

最後に留意すべきは、様々な実施形態が、本発明の原理にしたがって想到し得ることである。

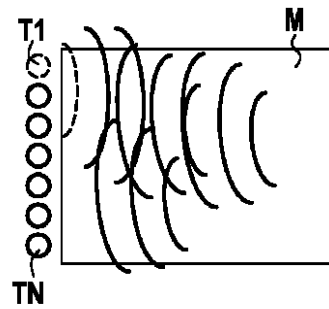
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 A 】



【 図 3 B 】

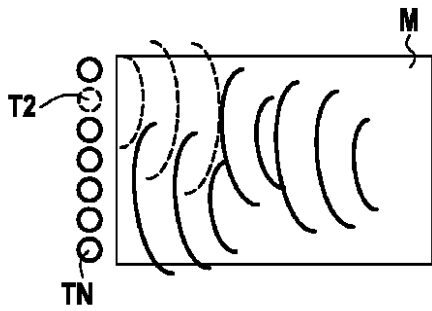


FIG.3B

【 図 4 】

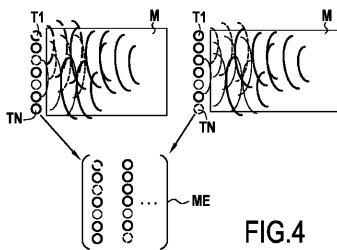


FIG.4

【 図 6 】

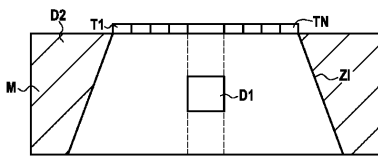


FIG.6

【 図 7 】

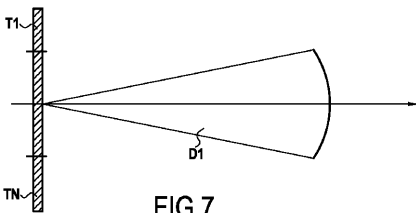


FIG.7

【 図 8 】

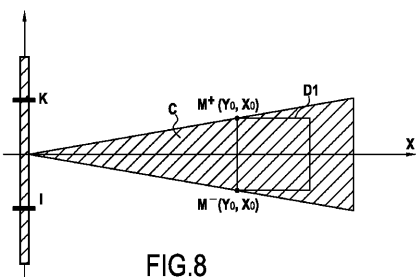


FIG.8

【 図 5 A 】

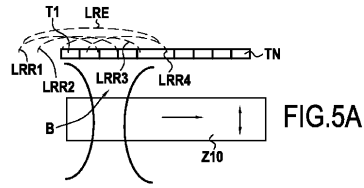


FIG.5A

【 図 5 B 】

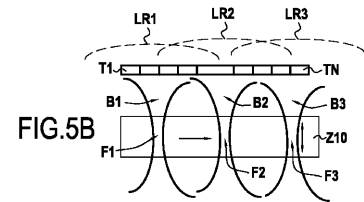


FIG.5B

【 図 5 C 】

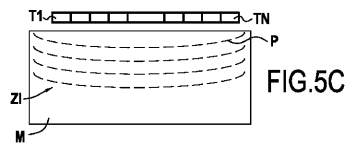


FIG.5C

【 図 9 】

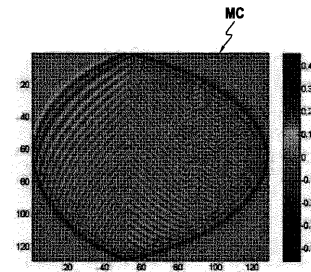


FIG.9

【 図 1 1 A 】

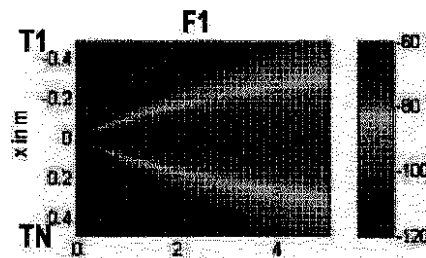


FIG.11A

【 図 1 1 B 】

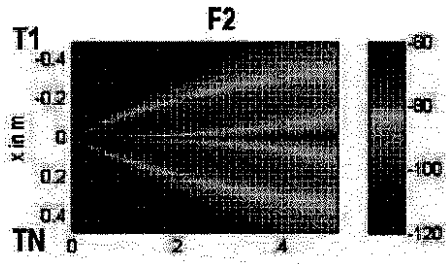


FIG.11B

【 図 1 1 D 】

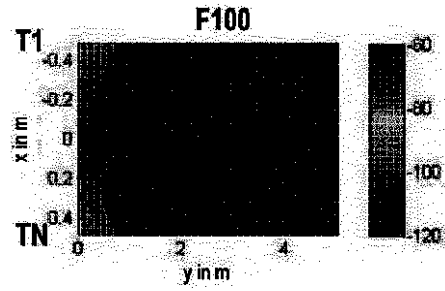


FIG.11D

【 図 1 1 C 】

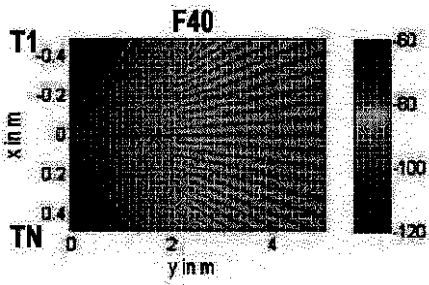


FIG.11C

【 図 1 3 】

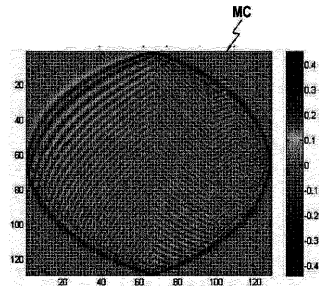


FIG.13

【 図 1 7 】

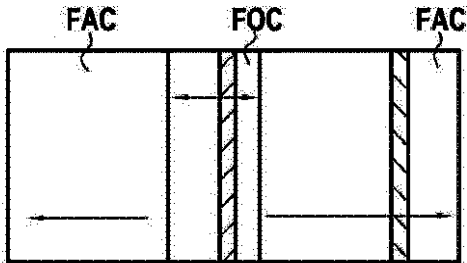
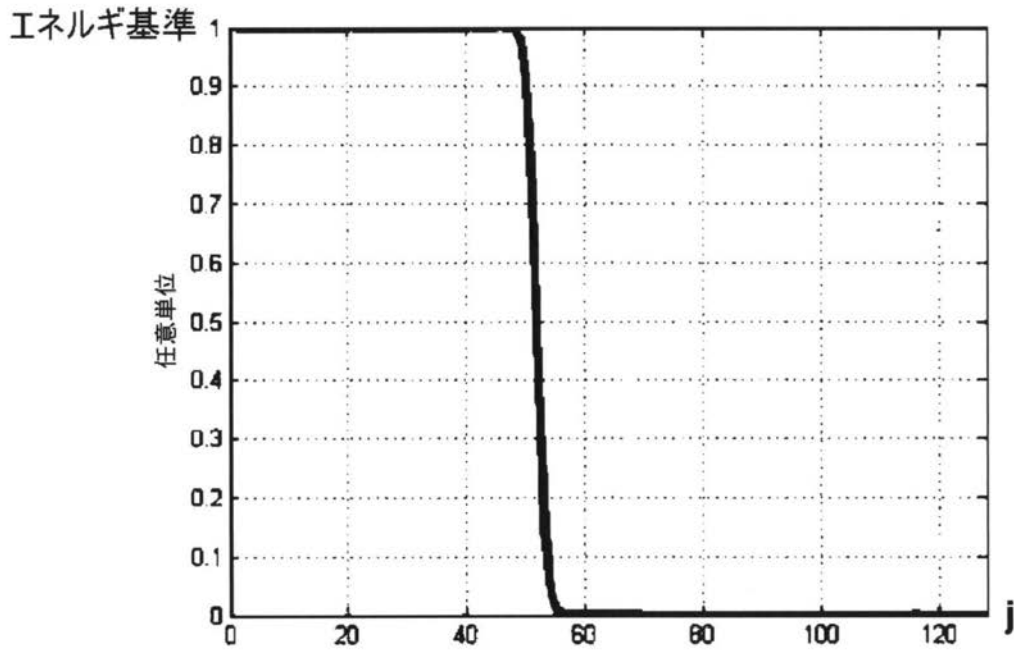
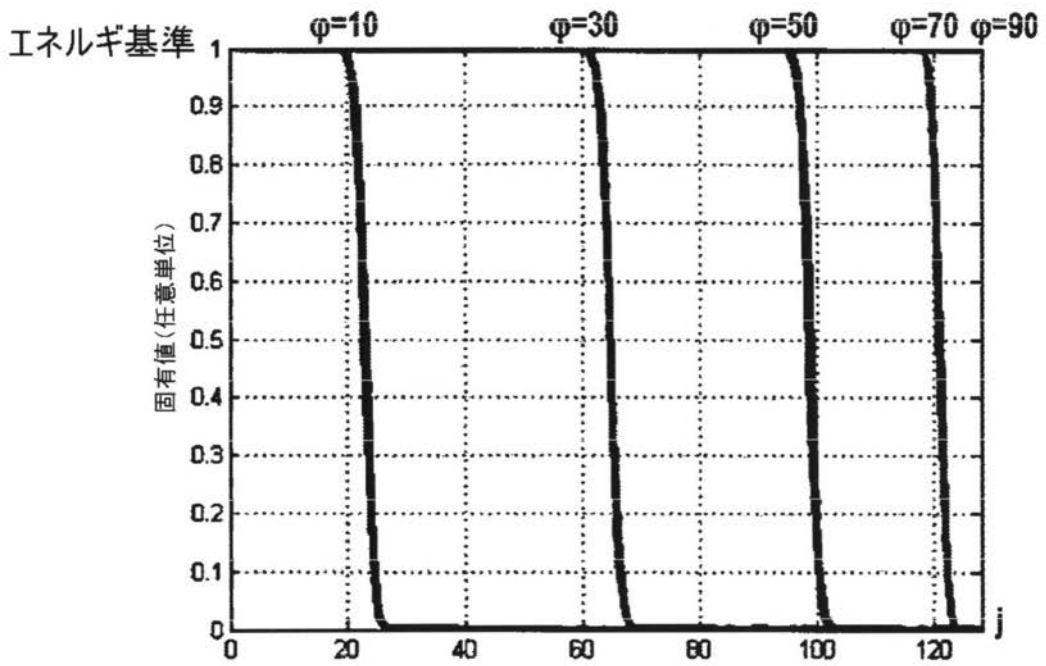


FIG.17

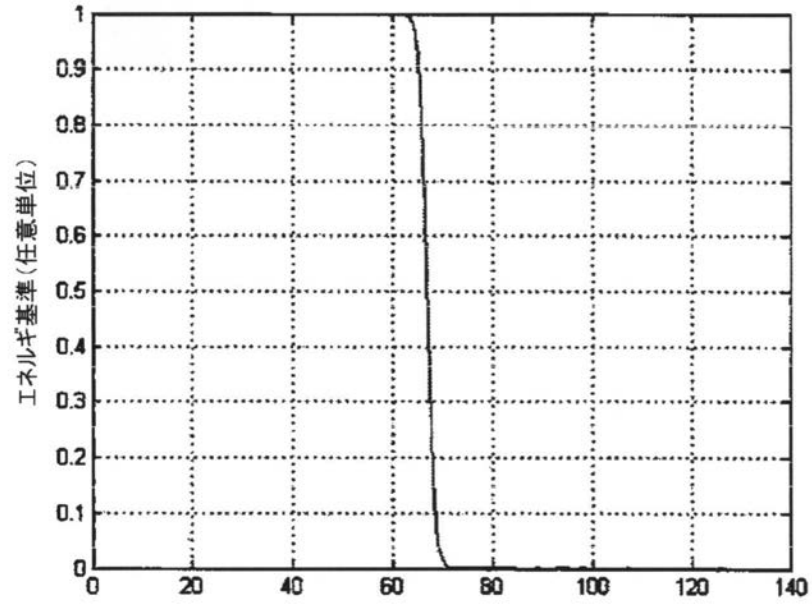
【 図 1 0 】



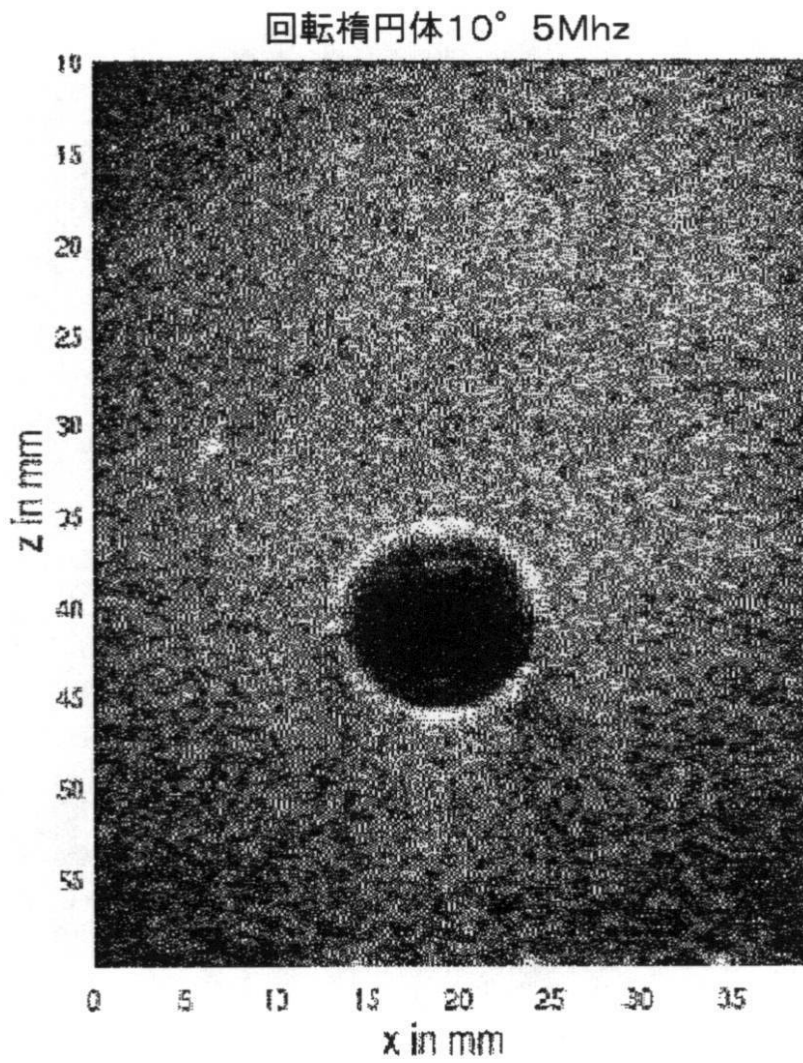
【 図 1 2 】



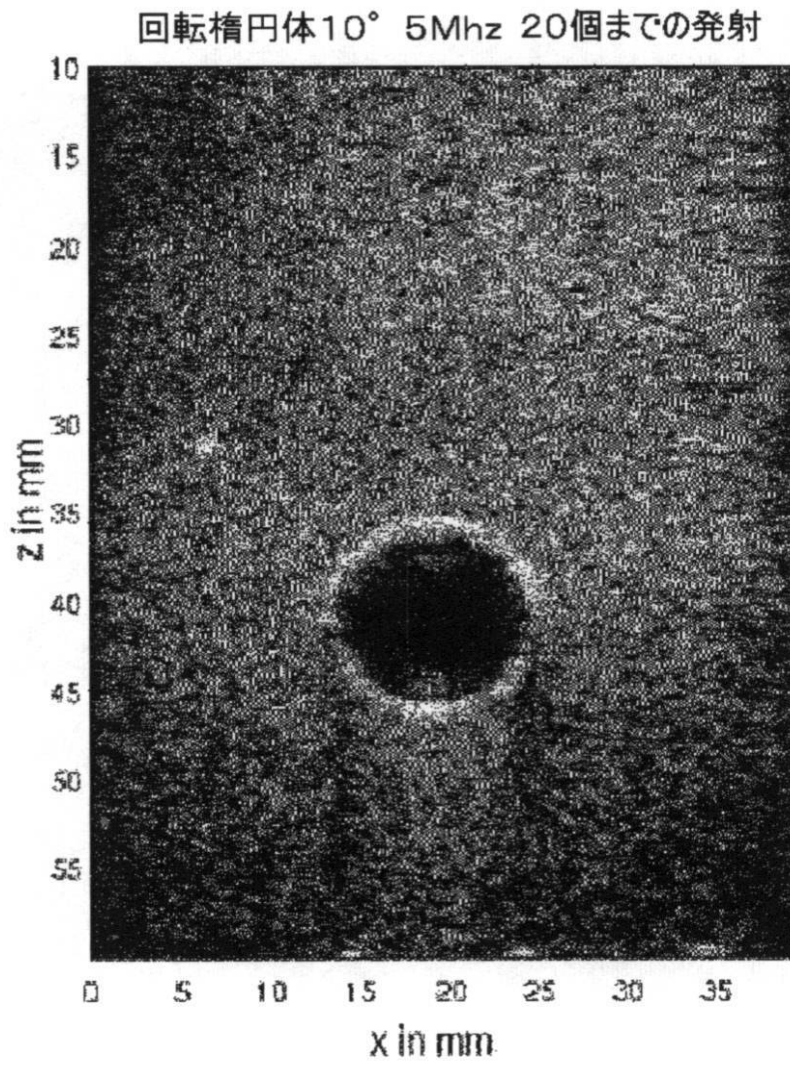
【 図 1 4 】



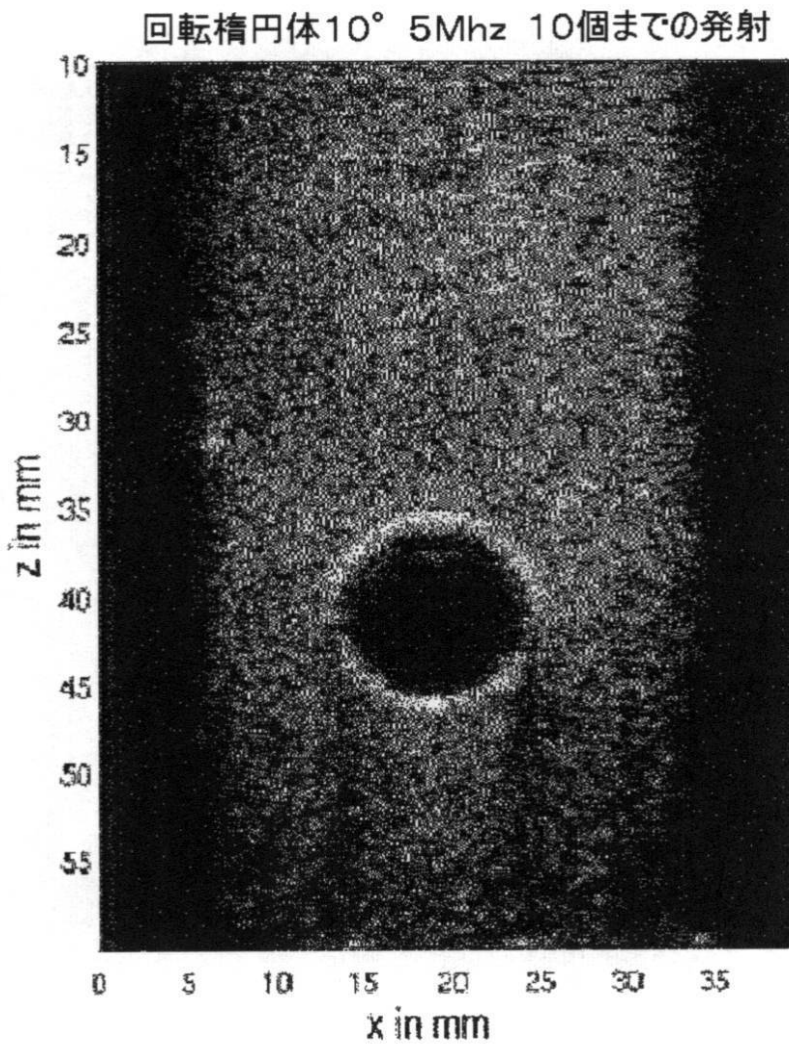
【 図 1 5 A 】



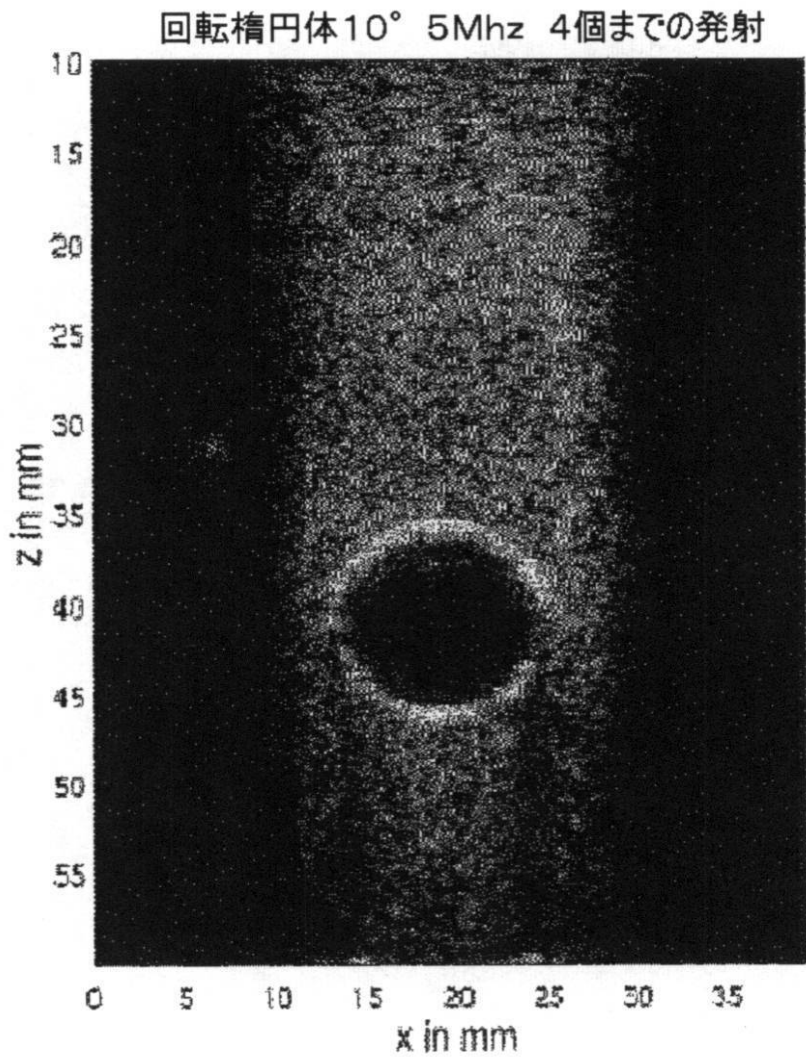
【図15B】



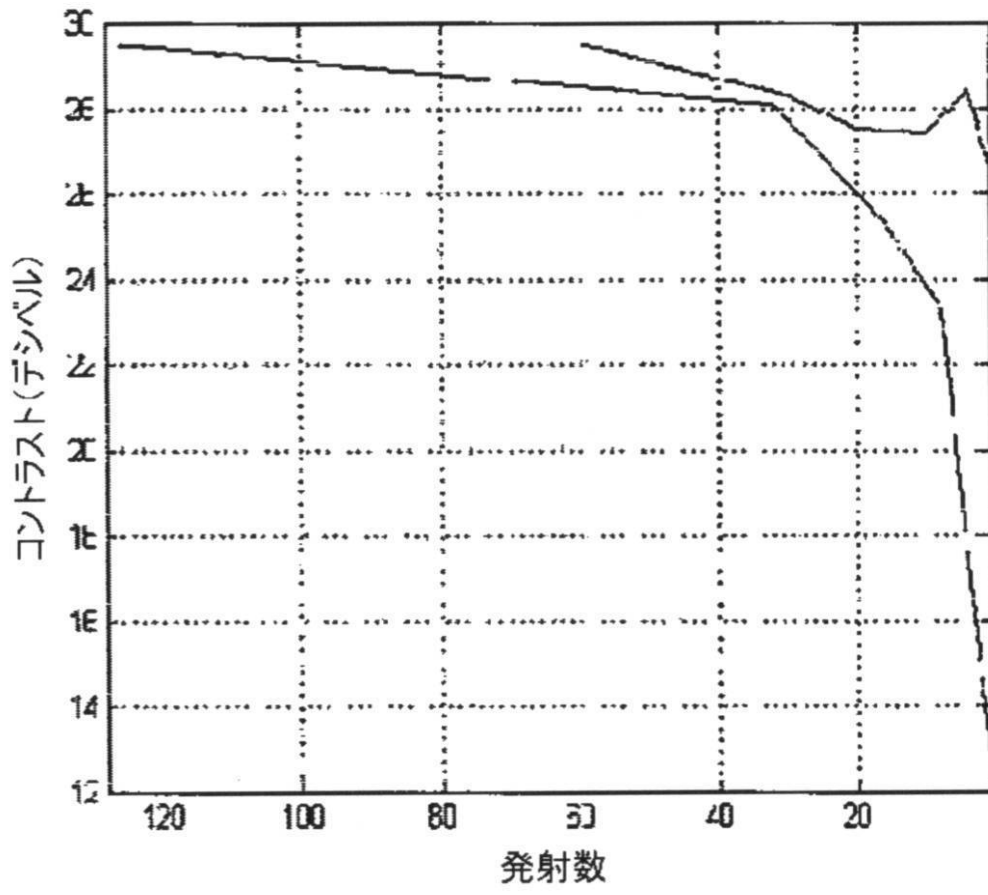
【図15C】



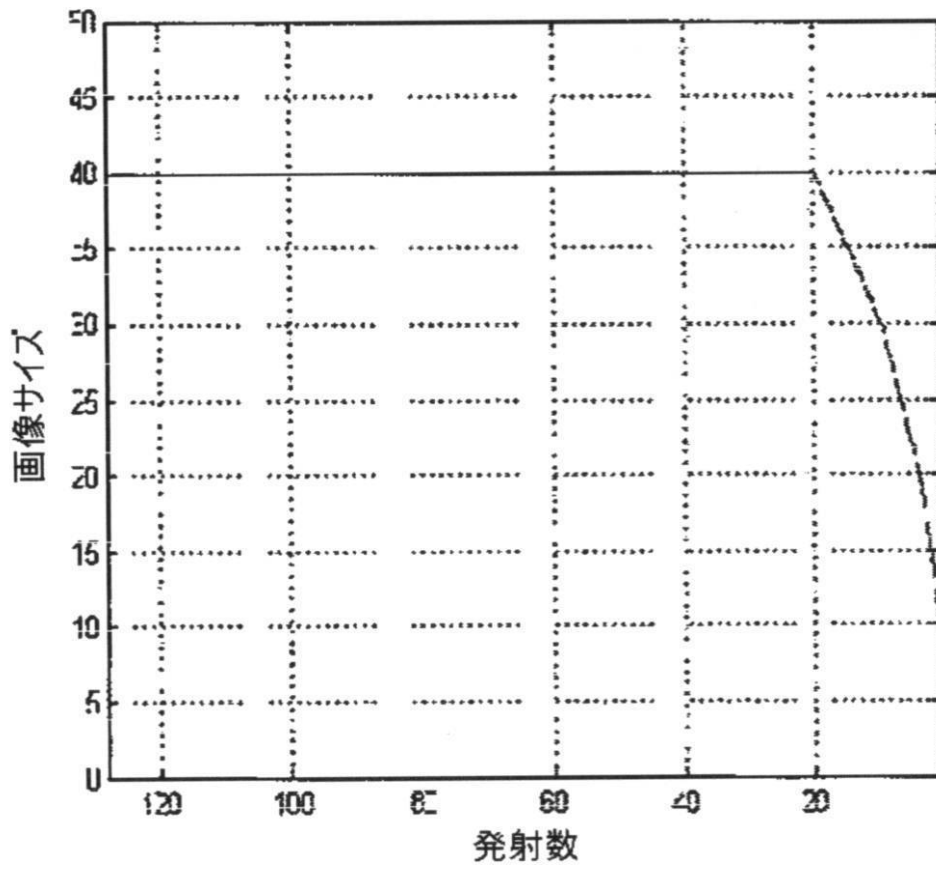
【図15D】



【図16A】



【図16B】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2012/051900
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G01S15/89 ADD. 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) G01S 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		
<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 6 048 315 A (CHIAO RICHARD YUNG [US] ET AL) 11 April 2000 (2000-04-11) cited in the application the whole document	1-13
A	----- JIAN SHEN ET AL: "A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System-Part I: Basic Principles", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 43, no. 1, 1 January 1996 (1996-01-01), pages 131-140, XP011062679, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/58.484472 the whole document ----- -/--	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
20 March 2012		27/03/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Zaneboni, Thomas

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/051900

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>JENSEN J A ET AL: "Synthetic aperture ultrasound imaging",            ULTRASONICS, IPC SCIENCE AND TECHNOLOGY            PRESS LTD. GUILDFORD, GB,            vol. 44, 22 December 2006 (2006-12-22),            pages E5-E15, XP025009131,            ISSN: 0041-624X, DOI:            10.1016/J.ULTRAS.2006.07.017            [retrieved on 2006-12-22]            the whole document</p> <p>-----</p>	1-13
A	<p>MISARIDIS T ET AL: "Use of modulated            excitation signals in medical ultrasound.            Part III: High frame rate imaging",            IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS,            FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL,            IEEE, US,            vol. 52, no. 2,            1 February 2005 (2005-02-01), pages            208-219, XP002482004,            ISSN: 0885-3010, DOI:            10.1109/TUFFC.2005.1406547            the whole document</p> <p>-----</p>	1-13
A	<p>SLEPIAN D: "PROLATE SPHEROIDAL WAVE            FUNCTIONS, FOURIER ANALYSIS, AND            UNCERTAINTY - V: THE DISCRETE CASE",            BELL SYSTEM TECHNICAL JOURNAL, AMERICAN            TELEPHONE AND TELEGRAPH CO. NEW YORK, US,            vol. 57, no. 5,            1 January 1978 (1978-01-01), pages            1371-1430, XP000886734,            cited in the application            the whole document</p> <p>-----</p>	1-13

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/051900

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6048315	A	NONE	

-----

## フロントページの続き

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

(72)発明者 ニコラス、ジーン - マリー  
フランス国 F - 9 2 5 0 0 ルエル マルメゾン リュ ドゥ ジェネラル キャリー デ ベ  
ルマーレ 5 8

(72)発明者 コップ、ローラン  
フランス国 F - 0 6 2 2 0 バラウリス アレ デ オリピエ 2 6 1

(72)発明者 モスカ、フレデリック  
フランス国 F - 1 3 0 0 5 マルセイユ リュ アベ ドゥ レペ 1 9 4

(72)発明者 コーエン - バークリー、クロード  
フランス国 F - 1 3 1 2 2 バンタブレン リュ アンリ ボルテ 7

(72)発明者 フラスキーニ、クリストフ  
フランス国 F - 1 3 1 3 0 ベレ レタン リュ ポール エロード ロート レ シャントレ  
ル 6

Fターム(参考) 4C601 BB21 EE08 GB04 HH38 JC20 JC37 LL38  
5B057 AA07 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB12 CB16 CD05  
CE08

专利名称(译)	成像装置通过图像采集速率优化		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014505555A</a>	公开(公告)日	2014-03-06
申请号	JP2013552227	申请日	2012-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司		
申请(专利权)人(译)	超音速想象		
[标]发明人	ニコラスジーンマリー コップローラン モスカフレデリック コーエンパークリークロード フラスキーニクリストフ		
发明人	ニコラス、ジーン-マリー コップ、ローラン モスカ、フレデリック コーエン-パークリー、クロード フラスキーニ、クリストフ		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/54 G01S15/8959 G01S15/8977 G01S15/8997		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH38 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CE08		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	2011050966 2011-02-07 FR		
其他公开文献	JP6018086B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在初步图像 ( Z1 ) 中定义目标区域 ( D1 )。确定目标区域 ( D1 ) 和不必要区域的发射器和接收器之间的相关矩阵。确定目标区域 ( D1 ) 的特征矩阵 ( MC )，该特征矩阵由不必要区域的发射器和接收器之间的相关矩阵的倒数乘以目标区域 ( D1 ) 的发射器和接收器之间的相关矩阵的乘积得出。要定义透射矩阵，请计算目标区域 ( D1 ) 的特征矩阵 ( MC ) 的特征向量和特征值。调整了目标区域 ( D1 ) 中图像采集速率和图像质量之间的权衡，以确定发射的特征向量数K。为了获得完整的数据集，将包含完成信号的采集信号组成的接收矩阵乘以传输矩阵的倒数，该采集信号将数据集设置为零，与未执行的发射相对应。像合成孔径超声检查一样，重建对应于感兴趣区域 ( D1 ) 的高分辨率图像。使用连续传输矩阵的N个换能器 ( T1至TN ) 阵列获取介质 ( M ) 的高分辨率超声图像。

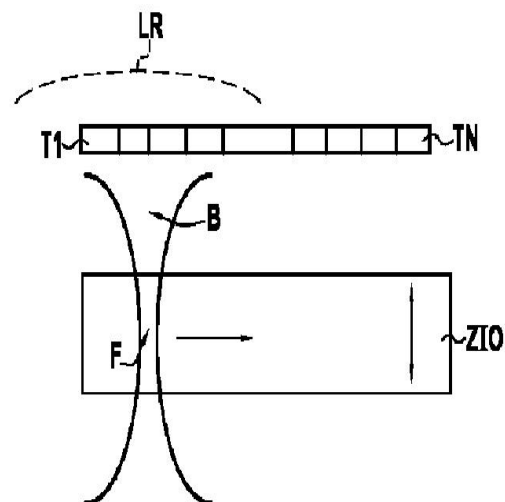


FIG. 1