

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 501195

(P2003 - 501195A)

(43)公表日 平成15年1月14日(2003.1.14)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
H 0 4 R 17/00	332	H 0 4 R 17/00	332 B 5 D 0 1 9

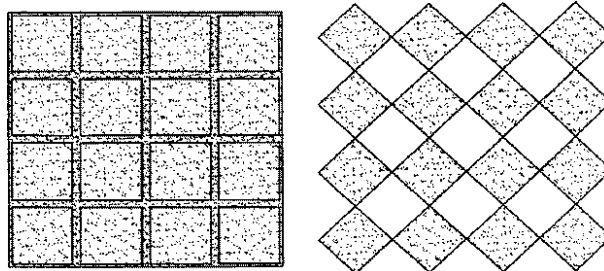
審査請求 未請求 予備審査請求 (全 26数)

(21)出願番号	特願2001 - 502747(P2001 - 502747)	(71)出願人	ヴューソニックス センサーズ, インコーポレイテッド VUESONIX SENSORS, INC. アメリカ合衆国 ニュージャージー州 08057 ムアーズタウン, ウェスト ルート 38 300
(86)(22)出願日	平成12年6月14日(2000.6.14)	(71)出願人	アベンド, ケネース ABEND, KENNETH アメリカ合衆国 ペンシルベニア州 19006, ハンティングドン ヴァレー, キルデア レーン 623
(85)翻訳文提出日	平成13年12月13日(2001.12.13)	(74)代理人	弁理士 大塚 康德 (外 3名) 最終頁に続く
(86)国際出願番号	PCT/US00/16535		
(87)国際公開番号	W000/076402		
(87)国際公開日	平成12年12月21日(2000.12.21)		
(31)優先権主張番号	60/138,782		
(32)優先日	平成11年6月14日(1999.6.14)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

(54)【発明の名称】 粗アレイによる改良型ポリウム超音波撮像

(57)【要約】

超音波変換器の粗 (? 波長素子間の間隔より大きい) アレイを使用して、インソネートされた領域内において、近距離場に合焦した受信ビームを多数形成する。アレイを粗にすることは、限定領域またはセグメントのみにわたって、あいまいでないスキャンまたは撮像をすることを見込んでいるので、送信器のセットは、1回につき1つのセグメントをインソネートするように1回につき1回駆動される。受信器は、同時に受信を行う素子のアレイであり、各々が異なるセグメントに照準されている複数の送信器を使用する。送信ビームは、送信器間で切り替えることによってステアリングされ、各送信されたパルスに対して、多数の合焦された受信ビームがデジタルで形成される。送信器は、受信器の空間的あいまいさ、すなわち「格子ローブ」の方向については、非常に少量のエネルギーしか提供しないように設計されている。また、上述した送信器と受信器の役割が交換されている粗アレイも提供されている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の身体のボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイであって、前記超音波装置に電氣的に接続され、

(a) 1つの送信器が1回につき前記ボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

(b) 評価中の前記ボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであって、前記受信器のアレイが、前記ボリュームの前記インソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、前記アレイにおいて前記受信器の間隔が、前記送信器によって生成された超音波エネルギーの $1/2$ 波長より大きく、前記受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームの前記インソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体の前記ボリュームの前記個々のインソネートされたセグメントの前記サブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるようにする受信器のアレイと

を有することを特徴とする粗アレイ。

【請求項2】 前記送信器と受信器が2次元構成されていることを特徴とする請求項1に記載の粗アレイ。

【請求項3】 前記送信器と受信器の形状が矩形であり、前記粗アレイ内で互いに同一平面上に配置されていることを特徴とする請求項2に記載の粗アレイ

。【請求項4】 前記送信器の形状が、送信器のサイドローブ・パターンを低減するために菱形であり、これにより、受信器の格子ローブの抑制が向上することを特徴とする請求項2に記載の粗アレイ。

【請求項5】 前記受信器が前記送信器とインターリーブされていることを特徴とする請求項4に記載の粗アレイ。

【請求項6】 被験者の身体のボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイであって、超音波装置に電氣的に接続されており、

(a) 送信器によって生成された超音波エネルギーの $1/2$ 波長より広い間隔

で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

(b) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを有することを特徴とする粗アレイ。

【請求項7】 超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法であって、

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

(i) 1つの送信器が1回につきボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

(ii) 評価中のボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであって、受信器のアレイが、ボリュームのインソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、アレイにおいて受信器の間隔が、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より大きく、受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームのインソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体のボリュームの個々のインソネートされたセグメントのサブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるようにする受信器のアレイとを備え、

(b) 被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電氣的に接続することを特徴とする方法。

【請求項8】 送信器および受信器が2次元構成されていることを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項9】 送信器および受信器の形状が矩形であり、粗アレイ内で互いに同一平面上にあるように配置されていることを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項10】 送信器の形状が、送信器のサイドローブ・パターンを低減するために菱形であり、これにより、受信器の格子ローブの抑制が向上することを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項11】 受信器が送信器とインターリーブされていることを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項12】 超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法であって、

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

(i) 送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い間隔で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

(ii) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを備え、

(b) 被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電氣的に接続する

ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の分野)

本発明は、被験者の身体の大ボリュームを高解像度撮像することを可能にする高分解能装置と共に使用する新しく有用な粗アレイに関する。より具体的には、本発明は、心臓の診断および監視を容易に可能にする粗アレイを含む。

【0002】

(発明の背景)

従来の超音波撮像設備は、観察している臓器の2次元スライスを生成するために、領域と1つの角度のみを測定する。通常、30分の1秒の時間フレームでは256ラインからなるスライスを生成する。これは、1フレームあたりスライス1つとすると、各深度についてスライスあたり256のピクチャ要素または画素となる。3次元撮像において発生する困難は、Nスライスは、Nラインではなく、 N^2 ラインを必要とすることである。この解決法は、一度に多数のラインを形成することである。

【0003】

3次元超音波撮像システムは現在存在しており、ユーザの裁量で、任意のスライスを任意の配向で表示することが可能である。例えば、現在利用可能なあるシステムは、16の受信器ビームから成る 4×4 アレイに向けて音波を発する送信器ビームを使用する。送信された各パルスに対して16のビームが形成されるので、 16×256 ラインが各フレーム内で生成される。これにより、単一フレームにおいて、各深度毎に 64×64 アレイの画素を有する3次元画像を形成することができる。しかし、この画素のアレイは、このシステムで生成されたあらゆる3D画像の解像度を制限する。

【0004】

U.S.S.N.06/136,364('364出願)に記述されている超音波装置は、ここで参照することにより完全に本明細書に組み込まれているものとするが、1パルスあたりはるかに多い受信ビームに対する備えを有する。特に、'364出願に記述されている $N \times N$ 受信器アレイは、 $(N/2)^2$ の同時受

信ビームを提供することができる。したがって、例えば、 $N = 16$ を選択することにより、各送信パルスに対して、 8×8 アレイから成る64の受信器ビームが生成される。さらに、'364出願の装置は、複数の送信器と粗受信器アレイを備える矩形超音波変換素子（素子は1/2波長より広い間隔で配置されている）の平面アレイを使用する。アパーチャ全体のサブセットを使用して、所定時間中に送信し、間引きにより発生する受信器格子ローブをインソネートせずに、多数の受信ビーム位置をインソネートする。2つの角度次元における（方位角および仰角と呼ばれる）有意な数のラインで、3次元超音波撮像を実施するためには、方位角と仰角の両方について、例えば 90° のセクタ（ $\pm 45^\circ$ ）をカバーするように、広範な送信ビームをスキャンすることが必要である。

【0005】

したがって、'364出願に記述されている装置は、各深度に対し、 128×128 アレイの画素を考慮に入れている。さらに、'364出願の装置は、粗アレイを使用し、アレイ素子の数を低減して、ケーブル及び入力電子機器の数をはるかに少なくしている。

【0006】

しかし、'364出願に記述されている粗アレイは、被験者の身体の大ボリュームを評価することに際しての応用が限定される。したがって、そのような評価を行うために、被験者の身体の特定セグメントからデータを取り、そして、さらにデータを取るために、粗アレイを物理的に隣接するセグメントに移動することが必要である。

【0007】

したがって、アレイを再配置せずに、被験者の身体の大ボリュームを高解像度撮像することを可能にする粗アレイが必要である。そのような粗アレイは、現在既知の超音波装置の性能を向上させ、さらに、心臓の診断および観察などの分野で使用することを可能にする。

【0008】

また、現在利用可能である超音波装置または今後発見される超音波装置に応用される粗アレイが必要である。

【0009】

また、空間のあいまいさ、または、超音波装置の応用を妨害し、被験者の身体から受信したエコーから生成された3次元画像の解像度を低下させる「格子ローブ」を抑制するか、あるいは少なくとも厳しく制限する粗アレイが必要である。

【0010】

本明細書のあらゆる参考文献の引用は、そのような参考文献が、本出願の「従来技術」として利用可能であると承認されていると解釈されるべきではない。

【0011】

(発明の概要)

本発明によれば、被験者の身体の大ボリュームの高解像度撮像が可能になるという効果を有する、超音波装置と共に用いられる、新しく有用な、進歩性のある粗アレイを提供する。

【0012】

広範には、本発明は、複数のセグメントから形成されている被験者の身体のボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイにも適用される。そのような粗アレイは、

【0013】

(a) 1つの送信器が1回につき前記ボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

【0014】

(b) 評価中の前記ボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであって、前記受信器のアレイが、前記ボリュームの前記インソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、前記アレイにおいて前記受信器の間隔が、前記送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より大きく、前記受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームの前記インソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体の前記ボリュームの前記個々のインソネートされたセグメントの前記サブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるよう

にする受信器のアレイとを備える。

【0015】

ある実施形態では、本発明の粗アレイの送信器および受信器は、2次元構成されている。送信器の形状を変えても良い。たとえば、正方形などの矩形および菱形の形状を含むが、これに限定されるものではない。送信器の形状が矩形である実施形態では、送信器は、各々に対して同一平面上に配置される。

【0016】

上記で説明したように、本発明の粗アレイは、更に、評価中のボリュームから同時にエコーを受信する複数の受信器を備え、受信器の間隔は、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い。本発明の一実施形態によれば、送信器の形状は菱形であり、受信器を送信器中にインターリーブすることもできる。

【0017】

当然、本発明の粗アレイは、粗アレイを使用する超音波装置に電子的に接続されている。

【0018】

したがって、本発明の超音波変換器の粗(1/2波長より素子間隔が広い)アレイを使用して、インソネートされたボリューム内において、多数の受信および合焦されたビームを形成する。アレイを間引きすることは、限られた領域またはセグメントのみにわたってスキャンまたは撮像することを見込んでいるので、送信器のセットは、1回につき1つのセグメントをインソネートするように1回につき1回駆動される。受信器は、受信器素子のアレイであり、すべての受信器素子は送信器によってインソネートされた被験者の身体のボリュームからのエコーを、1回につき1つ受信する。各特定送信器が被験者身体のボリュームのセグメントをインソネートする本発明の新しい態様により、これまで既知の粗アレイで評価できたものより大きな被験者の身体のボリュームをインソネートおよび評価することが可能になる。多数の受信ビームは、各送信されたパルス毎にデジタルで形成され、各送信器は、望ましくない受信器の空間的あいまいさ、すなわち「格子ローブ」の方向については、非常に少量のエネルギーしか提供しないように

設計されている。

【0019】

他の実施形態では、本発明は、

【0020】

(a) 送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い間隔で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

【0021】

(b) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを備える、被験者の身体のボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイに適用される。

【0022】

当然、本発明の粗アレイは、粗アレイを使用する特定の超音波装置に電子的に接続されている。

【0023】

さらに、本発明は、

【0024】

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

【0025】

(i) 1つの送信器が1回につきボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

【0026】

(ii) 評価中のボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであ

って、受信器のアレイが、ボリュームのインソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、アレイにおいて受信器の間隔が、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より大きく、受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームのインソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体のボリュームの個々のインソネートされたセグメントのサブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるようにする受信器のアレイとを備え、

【0027】

(b) 被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電氣的に接続する

【0028】

工程を含む、超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法に適用される。

さらに、本発明は、

【0029】

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

【0030】

(i) 送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い間隔で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

【0031】

(ii) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを

備え、

【0032】

(b)被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電氣的に接続する

【0033】

工程を含む、超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法に適用される。

したがって、本発明の目的は、アレイを再配置すること無く、被験者の身体の大ボリュームを高解像度撮像することを可能にする、新しく有用な粗アレイを提供することである。

【0034】

本発明の他の目的は、あらゆる現在既知の超音波装置または今後開発される超音波装置と共に容易に使用することができる、新しく有用な粗アレイを提供することである。

【0035】

本発明のさらに他の目的は、格子ローブを抑制、または少なくとも著しく低減するように構成された、新しく有用な粗アレイを提供することである。

【0036】

本発明のこれらおよび他の態様は、以下の図面と詳細な説明を参照することによって、よりよく理解されるであろう。

【0037】

(発明の詳細な説明)

本発明は、被験者の身体の大ボリュームを評価することを可能にし、これまで既知のアレイで獲得された画像と比較して、獲得した超音波画像の分解能要素の数が增大する、超音波装置と共に用いられる粗アレイを、驚くべきことに意外にも設計することができるという発見に基づく。

【0038】

一実施形態では、本発明は、被験者の身体の大ボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイに適用される。粗アレイは、超音波装置に電氣的

に接続されており、粗アレイは、

【0039】

(a) 1つの送信器が1回につきボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

【0040】

(b) 評価中のボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであって、受信器のアレイが、ボリュームのインソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、アレイにおいて受信器の間隔が、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より大きく、受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームのインソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体のボリュームの個々のインソネートされたセグメントのサブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるようにする受信器のアレイとを備える。

【0041】

他の実施形態では、本発明は、

【0042】

(a) 送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い間隔で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

【0043】

(b) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを備える、被験者の身体のボリュームを評価するための超音波装置と共に用いられる粗アレイに適用される。

【0044】

さらに、本発明は、

【0045】

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

【0046】

(i) 1つの送信器が1回につきボリュームの個々のセグメント1つをインソネートするように構成されている複数の送信器と、

【0047】

(ii) 評価中のボリュームから同時にエコーを受信する受信器のアレイであって、受信器のアレイが、ボリュームのインソネートされたセグメントのサブセグメントに電子的に照準され、かつ動的に合焦し、アレイにおいて受信器の間隔が、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より大きく、受信器が、送信器によってインソネートされたボリュームのインソネートされたセグメントと位置合わせされたパターンで被験者身体のボリュームの個々のインソネートされたセグメントのサブセグメントからエコーを受信することで、エコーに最も近い受信器の格子ローブが第1送信器のナルと一致し、格子ローブの有害作用が最小限に抑えられるようにする受信器のアレイとを備え、

【0048】

(b) 被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電気的に接続する工程を含む、超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法に適用される。

【0049】

さらに、本発明は、

【0050】

(a) 被験者の身体のボリュームを評価するために粗アレイを提供し、該粗アレイが、

【0051】

(i) 送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い間隔

で配置された送信器のアレイであって、格子ローブの有害作用を最小限に抑えるように、送信器の格子ローブが第1受信器のナルと一致するように、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントのサブセグメントをインソネートするように構成され、評価中の被験者身体のボリュームのセグメントを、1回につき1つのサブセグメントずつ電子的にスキャンする送信器のアレイと、

【0052】

(i i) 評価中の被験者のボリュームのセグメントのサブセグメントから、エコーを同時に受信する複数の受信器であって、各受信器が送信器パターンの特定の格子ローブ、またはボリュームの特定のセグメントを指す、複数の受信器とを備え、

【0053】

(b) 被験者のボリュームを超音波で評価することができるように、粗アレイを超音波装置に電氣的に接続する工程とを含む、超音波装置と共に用いられる粗アレイにより被験者のボリュームをインソネートする方法に適用される。

【0054】

多くの用語と句が、本明細書と添付の請求項を通して使用されている。

【0055】

本明細書では、「素子間隔」または「間隔」という句は、交換して使用することができ、本発明の粗アレイの受信器または送信器の中心間の距離を表す。上述した本発明の一実施形態では、送信器間の間隔は、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い。上述した他の実施形態では、受信器間の間隔は、送信器によって生成された超音波エネルギーの1/2波長より広い。

【0056】

本明細書では、本発明の粗アレイの受信器または送信器のアレイに関して「電子的に照準された」という句は、評価中の被験者のボリュームの特定セグメントまたはサブセグメントに、ビームが進路を取る、又は合焦するように、位相シフトまたは遅延が個々の素子に対して加えられていることを意味する。

【0057】

本明細書では、本発明の粗アレイの変換器に関して「動的に合焦した」という

句は、位相シフトが、領域または深度に依存するように、時間と共に変化可能であることを意味する。

【0058】

さらに、本明細書で使用されている「第1送信器のナル」という句は、評価中の被験者身体のボリュームのインソネートしたセグメントに最も近い場所であって、送信器のパワーがゼロまたはゼロに近い場所を指す。

【0059】

本明細書では、「送信器サイドローブ・パターン」という句は、意図的にインソネートされたセグメントの外側にある送信されたエネルギーの角度分布を指す。

【0060】

本明細書では、「変換器」および「素子」という用語は、超音波エネルギーの送信器および/または受信器を指す。

【0061】

したがって、超音波装置と共に用いられるこれまで既知の粗アレイとは対照的に、上述した本発明の粗アレイの実施形態は、各々異なる方向に永続的に照準されている、専用の送信アパーチャのセットを使用する。例えば、受信アレイが、 $90^\circ \times 90^\circ$ のセクタ全体にわたって電子的にスキャンされる場合、受信器アレイ素子は、広角であり、著しい減衰を生じずに、8分円全体をカバーしなければならない。

【0062】

本発明の粗アレイに関する他の実施形態では、専用受信器アパーチャを使用し、送信器アレイは、本明細書で説明したように間引きされている。

【0063】

本発明は、本発明の例として提供されている、以下の非制限的な例を参照することによって、より良く理解することが可能である。以下の例は、本発明の好ましい実施形態をより完全に示すために提示されている。しかし、決して、本発明の広範な範囲を制限すると解釈されるべきではない。

【0064】

例 I

簡略化のために、水平方向と垂直方向共に間隔 d で $N \times N$ のグリッド上に受信器が並べられている、正方形アレイの例を想定する。この場合、図 1 に示した送信器は、各々幅が $2d$ で、高さが $2d$ である。高解像動的ボリューム撮像では、例えば、 16×16 の受信器アレイと、これに応じて 8×8 アレイ ($N = 16$) の送信器 64 個を必要とすることがある。 $2d \times 2d$ の正方形送信器アパーチャの 2 次元振幅パターンを、 $x = (d/\lambda) \sin \theta_x$ および $y = (d/\lambda) \sin \theta_y$ の関数として図 2 にプロットする。

【0065】

受信器は、それ自体は指向性がないので、格子ローブの抑制は、完全に送信器パターンによって達成されなければならない。したがって、3 角シェーディングを使用して、 x と y (方位角と仰角に対応する) の両方において、低サイドローブ ($\text{sinc}(x/\lambda)^2$) パターンを生成する。これを $N = 16$ の場合について図 3 に示す (方位角のみを示す)。

【0066】

例えば、 $f = 4 \text{ MHz}$ の場合、 $\lambda = c/f = 1.540/4 = 0.385 \text{ mm}$ である。 d を 1 mm よりわずかに小さくすることにより (したがって、受信器アレイは $1.5 \text{ cm} \times 1.5 \text{ cm}$ となる)、 $d/\lambda = 2.5$ となる。したがって、この例では、間引きは 5 対 1 となり、2 次元アレイにおける素子の数は、25 分の 1 になる。

【0067】

図 3 と図 4 は、以下の MATLAB プログラムを使用して創出された。

【0068】

```
x=-2:1/128:2-1/128;
p=pi*x+eps; T=(sin(p)./p).^2;
N=16
n=0:N-1;
xo=-.175:.05:.175;
w=hanning(N);
```

```

E=(L/N)*ones'L,N)*e;
【0069】
for k=1:8;
    e=exp(j*n'*2*pi*(x-xo(k)));
    E(k,:)=(2/N)*w'*e;
    TE(k,:)=abs(T).*abs(E(k,:));
end
subplot(311); plot(x,abs(T));
ylabel('a. Transmitter Pattern')
subplot(312); plot(x,abs(E));
ylabel('b. Receive Patterns')
subplot(313); plot(x,TE);
ylabel('c. 2-way Pattern')
figure(2); plot(x,10*log10(TE(8,:)));
zoom on;

```

図3 aは、 x の関数としての送信器パターンを示す。図3 bは、ハニング重み付けを使用し、 $|x| < 2$ である8つの異なる x の値にステアリングされている、16素子リニアアレイのパターンを示す。これは、各送信されたパルスに対しデジタルで生成された64の受信器ビームからなる 8×8 クラスタに対応する。各々が異なる領域に照準および合焦された送信器64個が存在するので、4096ラインが、わずか64パルスで形成される。これは、従来の超音波撮像装置がたった256ラインを生成するのに必要な時間の $1/4$ である。さらに、たった256個の受信器素子と64の送信器アパーチャが使用された。

【0070】

結果として得られるビーム・クラスタを方位角のみについて図3 cに示す。一般に、図3の原点($x = 0$)は、現行送信ビームの中心の方位角に対応するように並進される。図4は、図3 cの最右ビームをdBでプロットしたものであり、格子ローブが少なくとも25 dB減衰されていることを示す。図5は、2つの角度次元におけるビーム構成を示し、図3 cは、図5に示した受信器ビームの水平

断面である。時間遅延または深度（領域）の追加により、3-D画像が得られる。撮像時間を4対1に減らすことは、3-Dカラー・フロー撮像における、1秒あたりのボリュームの増大を見込んでいる。

【0071】

上記で説明したように、従来の撮像装置は、64～256ラインまたはビームの、1つのスライスを見る。本発明は、1/4の時間に、64×64アレイのラインで3次元ボリュームを見る。アレイは、バスタティックである。しかし、送信器と受信器素子は、図6に示すようにインターリーブすることができる。または、アレイを離れたままにすることができるため、 $(N/2)^2$ 素子から成る他のセットで図1bの空白空間を埋めることによって、送信器の数（したがってラインの総数）を2倍にすることができる。例として、これにより、図5の送信ビーム（左側）の数が2倍になり、したがって、たった256個の受信器素子を使用して、8192のビームが創出される。送信器アレイの全体サイズを2倍にすることによって、合計で16384のビームを形成することができる。

【0072】

本発明の粗アレイと共に用いられる信号処理は、例えば、上述した'364出願に記述されている処理とすることができる。しかし、本発明の粗アレイは、粗受信アレイの格子ローブを回避する必要性によって課された制限を超えて撮像する領域を拡張するために、電子的に照準された固定焦点送信器セットを使用する。これまで知られていた粗アレイは、電子的に照準された固定焦点送信器を使用しない。さらに、本発明の粗アレイで撮像される拡張された角度視野により、診断、観察、および治療への応用に使用することが可能になることに留意されたい。'364出願に記述されているような追跡手順は、望ましくない組織、胆石、腎結石などを加熱または破壊するように、近距離場アレイを3-D空間における望ましい点に合焦させ続けることができ、あるいは、ある他の装置に対して、画像の臨界位置を維持することができる。3-D画像が形成されるので、3次元における追跡も、画像相関を通して達成することができる。

【0073】

例II

上記の例 I で記述した本発明の実施形態では、図 3 a は、送信器の 1 パターンを表す。図 3 b は、粗受信器アレイを使用してデジタル方式で形成された同時受信ビームセットを表し、図 3 c は、その 2 つの積を表す。異なる送信器を順次使用することによって、広い領域を撮像することができる。

【0074】

この例で記述した本発明の実施形態では、送信器と受信器の役割が交換されている。したがって、この実施形態では、図 3 b は、粗送信器アレイを使用した送信ビーム（およびその格子ローブ）の順次スキャンを示す。また、この例で記述する実施形態では、図 3 a は、各々が 1 つの格子ローブのみから信号を受信するように設計されている、複数の受信器の 1 つのパターンを示す。図 3 c（2 方向パターン）は、その 2 つの積である。複数の受信器は、すべて、それぞれ異なる送信器格子ローブからのエネルギーを一度に受信することができる。

【0075】

この例で記述した実施形態は、必要な計算がより少ないという利点を有するが、その理由は、電子的にステアリングされた整相アレイ送信ビームが一度に 1 つ形成され、一方、複数の受信器が固定焦点であるからである。

【0076】

当業者には、本発明の精神および範囲から逸脱しない、本発明に関する多くの他の変更と変形が明らかであろう。したがって、上述した実施形態は、単なる例示を意図しており、そのような変更と変形はすべて、添付の請求項において定義されている本発明の範囲内に含まれてるものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

$N / r = M / s = 4$ の場合の、 $N \times M$ 受信器アレイに対応する 2 つの可能な $N / r \times M / s$ アレイの送信器を示す図である。各正方形または菱形は、1 つの送信器を表す。例えば、 $N = M = 8$ および $r = s = 2$ である。図 1 A の矩形送信器は、図 2 に示すように、方位角と仰角について、 $\sin x / x$ のパターンを生成する。図 1 B は、第 2 または別の送信器アレイを示す図である。菱形（より小さく回転されている）送信器は、図 3 a に示すように、方位角と仰角について、（

$\sin x / x)^2$ のパターンを生成する。

【図2】

図1Aのように一様に重み付けした矩形アパーチャによる、2次元 $\sin(2x)/2x$ パターンを示す図である。図1Bに示すようにアパーチャを回転および縮小することにより、パターンが回転および拡大される。結果として得られるパターンは、図3Aに示すように、方位角と仰角の両方について、 $(\sin x / x)^2$ である。このパターンは、元の(図1A)矩形送信器アパーチャを横切るように3角シェーディング(振幅重みテーパ)を適用することによっても達成することができる。例えば、各送信器の幅(または長さ)を $2d$ とすると、 d は、 $N \times M$ 矩形受信器アレイにおける素子間の間隔である。

【図3】

16素子の線形受信アレイと2素子の長い送信器($N=16$ および $r=2$)に対する1次元パターンをプロットした図である。図3bは、粗受信器アレイの格子ローブと共に、8つの受信器ビームのクラスタを示す図である。図3aは、3角重み付け送信器の $(\sin x / x)^2$ のパターンを示す図である。図3cは、格子ローブが抑制された、結果として得られる2方向ビーム・パターンを示す図である。図3の2次元相当物は、菱形の、一様に重み付けされた送信器の 8×8 アレイと、 $16 \times 16 = 256$ 素子の平面受信器アレイとを使用する。これにより、64の受信ビームから成る 8×8 クラスタが生成される。

【図4】

デシベルでプロットした、図3Cのビーム数8の2方向パターンを示す図である。この場合、格子ローブは、 12.5 dBだけ抑制されている。

【図5】

$(N/2)^2$ の送信と $N \times N$ の受信器アレイによって形成された $(N/2)^2 \times (N/2)^2$ のビームを用いた3-D撮像のビーム構成を示す図である。 $N=16$ の場合について示している。

【図6】

送信器アレイで受信器アレイ素子をインターリーブする例を示す図である。

【図1】

FIG. 1A

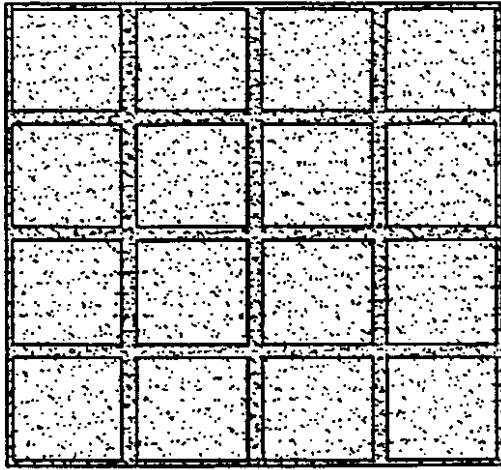
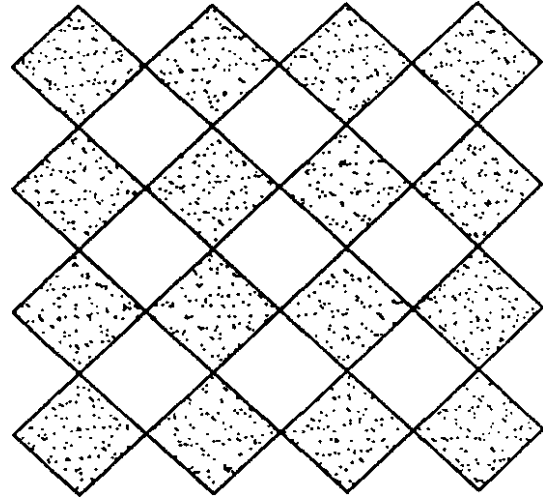
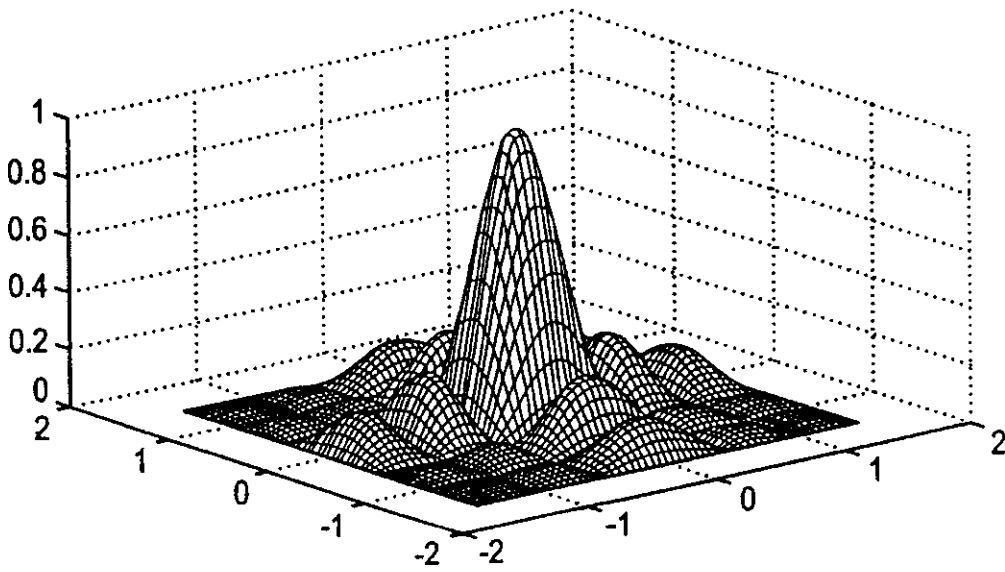


FIG. 1B



【図2】

FIG. 2



【図3】

FIG. 3A

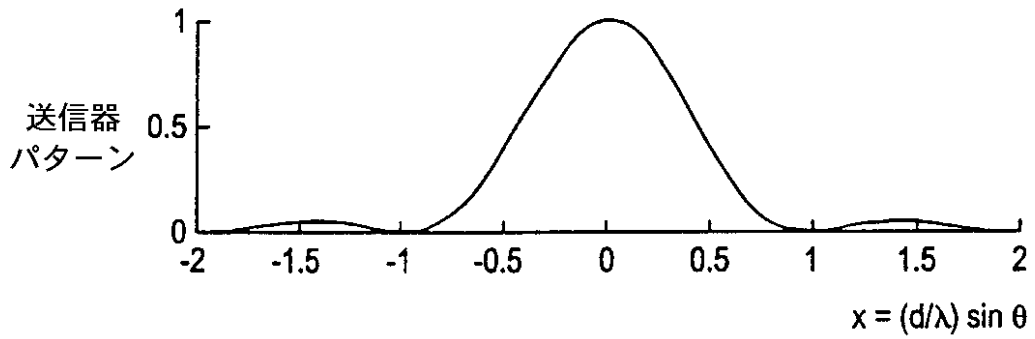


FIG. 3B

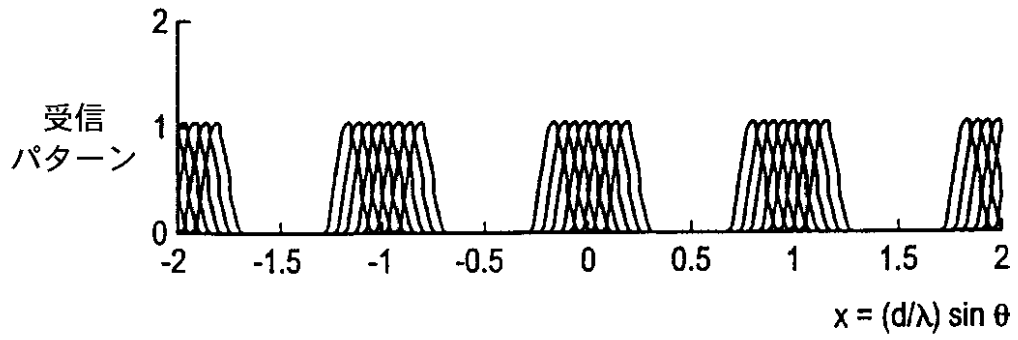
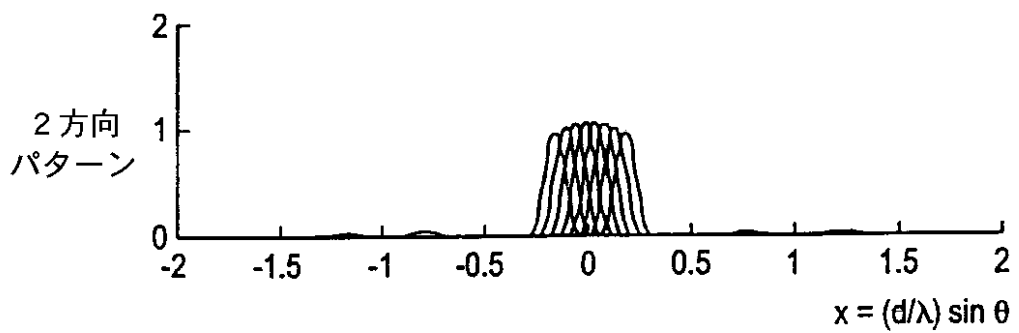
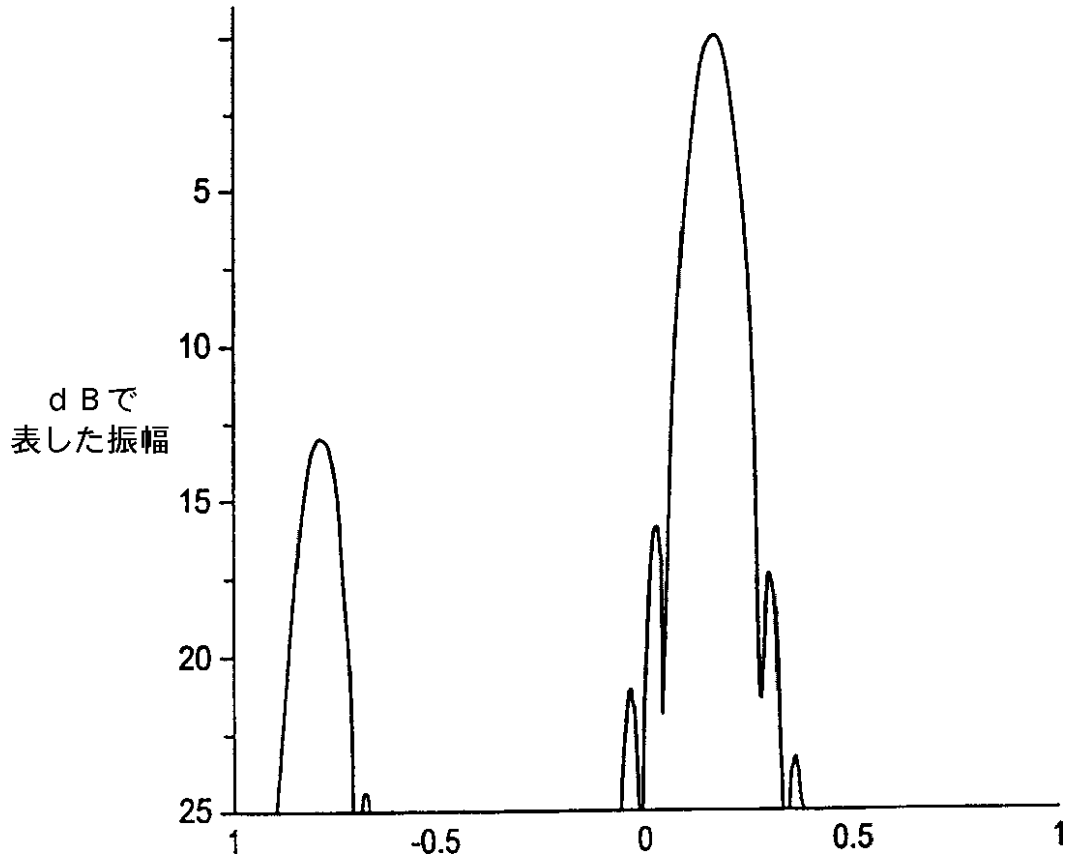


FIG. 3C



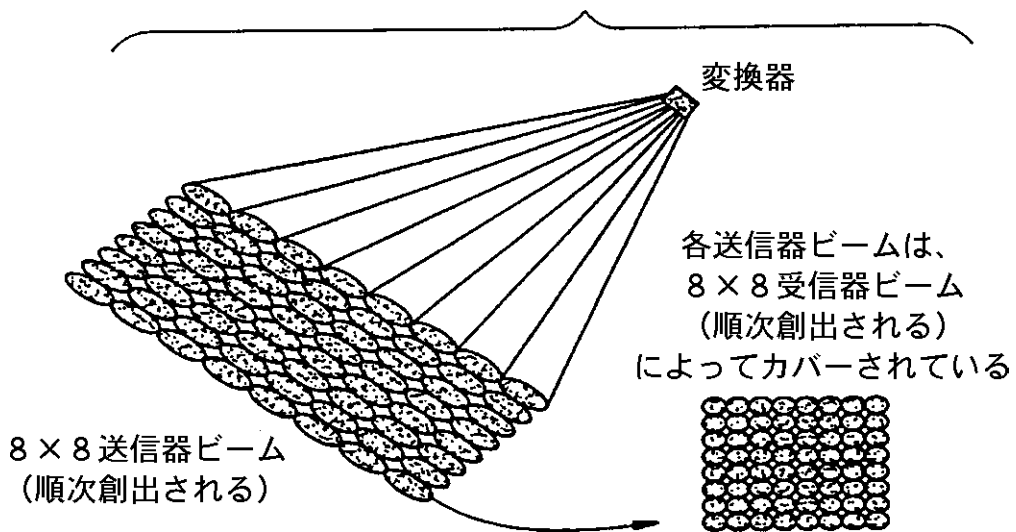
【図4】

FIG. 4



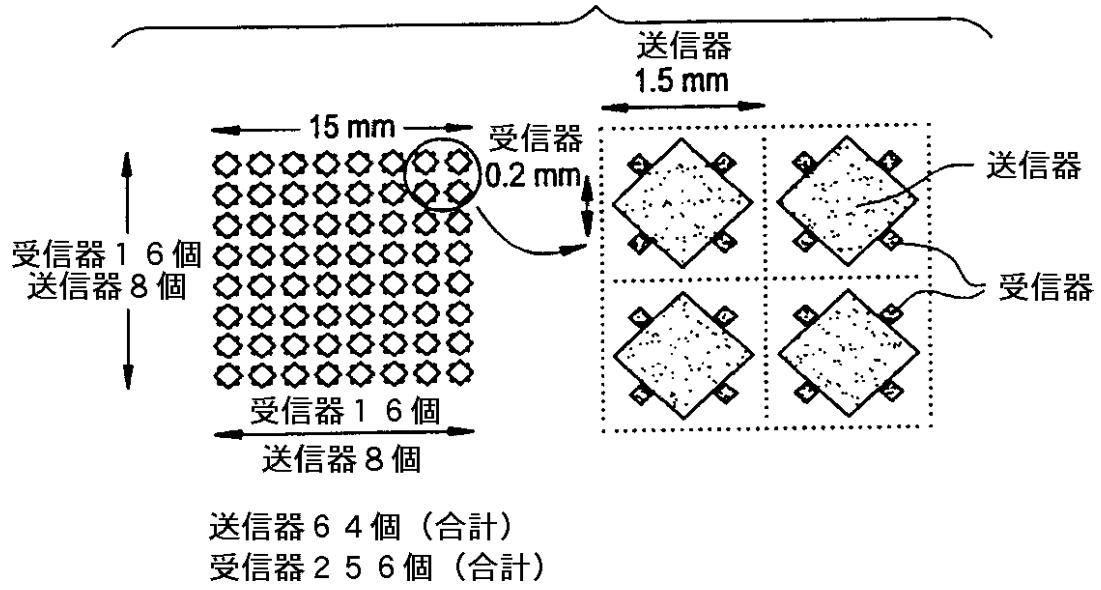
【図5】

FIG. 5

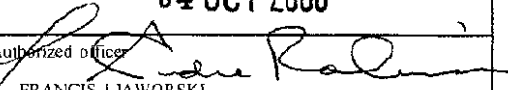


【圖6】

FIG. 6



【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/16535
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7) : A61B 8/00 US CL : 600/447 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) U.S. : 73/620, 625, 626; 128/916; 367/135; 600/439, 443, 447, 456, 459, 463		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST Search Terms: (sparse or thinned) adj2 array\$1, volumetric,3D or three near dimension\$2 and image\$1 or imaging or scanning		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y,P	US 6,066,096 A (SMITH et al.) 23 May 2000, col. 6 line 55 to col. 7 line 7.	1- 12
Y	US 5,546,807 A (OXAAL et al.) 20 August 1996, entire document	1-12
Y	US 5,840,033 A (TAKEUCHI) 24 November 1998, col. 5 line 61 to col. 6 line 8	1-12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "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 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "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 "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) "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 "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 "a" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 05 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 04 OCT 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer  FRANCIS J. JAWORSKI Telephone No. (703) 308-3061

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, 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, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(71)出願人 アベンド, ケニース

ABEND, Kenneth
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア州
 19006, ハンティングドン ヴァレー,
 キルディア レーン 623
 623 Killdeer Lane, H
 untingdon Valley, P
 A 19006 U.S.A.

(72)発明者 アベンド, ケニース

アメリカ合衆国 ペンシルベニア州
 19006, ハンティングドン ヴァレー,
 キルディア レーン 623

Fターム(参考) 4C301 AA01 AA02 AA03 BB13 DD07
 EE01 EE20 GB09 GB10 GB14
 HH01 HH25 HH27 HH33 HH37
 HH38
 5D019 BB19 FF04

专利名称(译)	改进的粗阵列超声成像		
公开(公告)号	JP2003501195A	公开(公告)日	2003-01-14
申请号	JP2001502747	申请日	2000-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	VUESONIX传感器 阿本德肯尼扫描 ABEND KENNETH		
申请(专利权)人(译)	老超音速传感器公司 阿本德, Kenisu		
[标]发明人	アベンドケニース		
发明人	アベンド, ケニース		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/06 G01S7/52 G01S15/89 H04R17/00		
CPC分类号	G01S15/8925 B06B1/0629 G01S7/52003 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/AA02 4C301/AA03 4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/EE01 4C301/EE20 4C301/GB09 4C301/GB10 4C301/GB14 4C301/HH01 4C301/HH25 4C301/HH27 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/HH38 5D019/BB19 5D019/FF04		
优先权	60/138782 1999-06-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声换能器的粗糙(大于波长元素之间的间隔)阵列用于在声波区域形成许多近场聚焦接收光束。由于对阵列进行粗糙化处理仅允许在有限的区域或片段上进行明确的扫描或成像,因此发射器的集合应一次为一个,以一次使一个片断发声。驱动时间。接收器是一系列元素,它们使用多个发送器同时接收,每个发送器都针对不同的网段。通过在发射器之间切换来控制发射束,并且对于每个发射脉冲,以数字方式形成许多聚焦的接收束。发射器被设计成相对于接收器的空间歧义或“光栅”的方向提供很少的能量。还提供了一个粗糙的阵列,其中上述发射器和接收器角色被交换。

