

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 180688

(P2003 - 180688A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-コード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/26	503	G 0 1 N 29/26	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 56 O L ( 全111数 )

(21)出願番号 特願2002 - 304295(P2002 - 304295)

(22)出願日 平成14年10月18日(2002.10.18)

(31)優先権主張番号 039862

(32)優先日 平成13年10月20日(2001.10.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 039910

(32)優先日 平成13年10月20日(2001.10.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 039922

(32)優先日 平成13年10月20日(2001.10.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 502096705  
ノヴァソニック ス インコーポレイテッド  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9404  
3 マウンテン・ビュー テラ・ベラ・アヴ  
エニュー 1061

(72)発明者 ティン・ラン ジィ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9404  
3 マウンテン・ビュー テラ・ベラ・アヴ  
エニュー 1061

(74)代理人 100070150  
弁理士 伊東 忠彦 ( 外 2 名 )

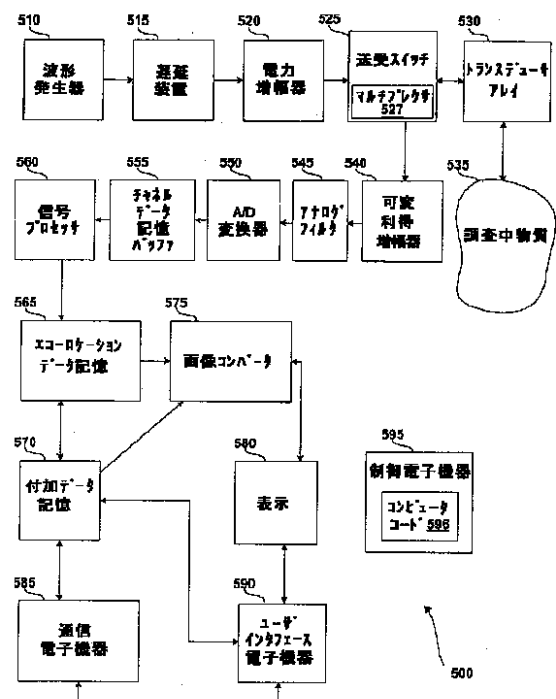
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 幅広ビーム映像化

(57)【要約】 ( 修正有 )

【課題】 本発明は超音波ビームを使用して調査中の物質を検査するシステム及び方法を提供する。

【解決手段】 エコーロケーションデータは、異なる超音波トランスデューサ 530 を使用して生成された超音波ビーム成分から生じたエコーを区別するため、位相及び振幅情報を使用できる多次元変換を使用して発生される。多次元変換は送信又は受信ビームラインの使用に依存しないので、多次元領域は一つの超音波送信を使用して映像化され得る。ある実施例では、これにより画像フレームレートが増加し、画像を発生させるために要する超音波エネルギーの量が減少する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 検査対象物質を検査する方法であって、  
 各々のトランスデューサによって発生された成分を含む  
 超音波ビームを検査対象物質に送信するため複数のトラン  
 スデューサを使用する手順と、  
 超音波ビームと検査対象物質の間の相互作用によって発  
 生されたエコーを受信する手順と、  
 第1のデータが位相情報及び振幅情報を含む値をとり、  
 時間次元と関連付けられ、少なくとも一つの空間次元上  
 で分布するデータを表すとき、受信したエコーからこの  
 第1のデータを発生させる手順と、  
 受信したエコーの中から、複数のトランスデューサのう  
 ちのトランスデューサの部分集合によって発生された超  
 音波ビーム成分から生じたエコーを区別するため、位相  
 情報及び/又は振幅情報を使用する手順と、  
 区別されたエコーを使用して、第1のデータを、第1の  
 データよりも少なくとも1次元以上大きい空間次元上で  
 分布した値をとる第2のデータに変換する手順と、を有  
 する方法。

【請求項2】 振幅情報は受信したエコーの間でエコー  
 を区別するため使用される、請求項1記載の方法。

【請求項3】 振幅情報と位相情報の両方が受信したエ  
 コーの間でエコーを区別するため使用される、請求項1  
 記載の方法。

【請求項4】 位相情報は受信したエコーの間でエコー  
 を区別するため使用される、請求項1記載の方法。

【請求項5】 超音波ビームは2次元以上の空間次元を  
 含む対象領域を検査するように設定されている、請求項  
 4記載の方法。

【請求項6】 付加超音波ビームを検査対象物質に送信  
 する手順を更に含み、  
 付加超音波ビームは2次元以上の空間次元を含む対象領  
 域と重なり合う第2の対象領域を検査するように設定さ  
 れている、請求項5記載の方法。

【請求項7】 2次元以上の空間次元を含む対象領域と  
 重なり合う第2の対象領域を検査するように設定されて  
 いる付加超音波ビームを検査対象物質に送信する手順  
 と、

付加超音波ビームと検査対象物質の間の相互作用によっ  
 て発生した第2のエコーを受信する手順と、  
 受信した第2のエコーを使用して第3のデータを発生さ  
 せる手順と、  
 第2のデータと第3のデータの両方を使用して画像を発  
 生させる手順と、を更に有する請求項5記載の方法。

【請求項8】 映像化モードにตอบสนองして超音波ビームを  
 設定する手順を更に有する請求項4記載の方法。

【請求項9】 受信用トランスデューサを使用して、受  
 信したエコーから電子信号を発生させる手順と、  
 受信用トランスデューサの組のメンバーの独自性に  
 応じた係数をもつ重み付け関数を使用して、発生された電子

信号を増幅する手順と、を更に有する請求項4記載の方  
 法。

【請求項10】 重み付け関数は主要な寄与素子の独自  
 性にตอบสนองする、請求項9記載の方法。

【請求項11】 第1のデータを変換する手順は多次元  
 データ変換を行う、請求項1記載の方法。

【請求項12】 検査対象物質を検査する方法であ  
 って、  
 超音波ビームを検査対象物質に送信する手順と、  
 超音波ビームと検査対象物質の間の相互作用によって発  
 生されたエコーを受信する手順と、  
 受信したエコーから、位相情報及び振幅情報を含み、時  
 間次元及び少なくとも第1の空間次元に関連付けられた  
 値をとる第1のデータを発生させる手順と、  
 変換されるべき第1のデータの一部を選択するために位  
 相情報及び/又は振幅情報を用い、少なくとも第2の空  
 間次元及び第3の空間次元に分布する第2のデータを生  
 成し得る変換を使用して、第1のデータの一部を第2の  
 データに変換する手順と、を有する方法。

【請求項13】 振幅情報と位相情報の両方が受信した  
 エコーの間でエコーを区別するため使用される、請求項  
 12記載の方法。

【請求項14】 位相情報が受信したエコーの間でエコー  
 を区別するため使用される、請求項12記載の方法。

【請求項15】 第1の空間次元は第2の空間次元と同  
 じ次元である、請求項14記載の方法。

【請求項16】 検査対象中の領域を解析するため設定  
 される超音波ビームの特性を決定する手順を更に有する  
 請求項14記載の方法。

【請求項17】 超音波ビームによって検査されるべき  
 領域を決定する手順を更に有し、  
 第2のデータは当該領域に分布している、請求項12記  
 載の方法。

【請求項18】 変換する手順は、主要な寄与素子のロ  
 ケーションを使用してデータロケーションラインを決定  
 する手順を含む、請求項12記載の方法。

【請求項19】 データロケーションラインは曲線であ  
 る、請求項18記載の方法。

【請求項20】 データロケーションラインは主要な寄  
 与素子と交差しない、請求項18記載の方法。

【請求項21】 第1のデータを変換する手順は、相関  
 解析を使用する変換を含む、請求項12記載の方法。

【請求項22】 第1のデータを変換する手順は、主要  
 な寄与素子の決定を含む、請求項12記載の方法。

【請求項23】 第1のデータを変換する手順は、2次  
 的な寄与素子の考慮を含む、請求項12記載の方法。

【請求項24】 付加超音波ビームを送信する手順を更  
 に有し、  
 第1のデータを変換する手順は、付加超音波ビームを送  
 信する手順よりも前に行われる、請求項12記載の方

法。

【請求項25】 検査対象物質を検査する方法であって、一つ以上の超音波ビームを検査対象物質に送信する手順と、

少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元上に分布する点において、送信された一つ以上の超音波ビームの中の1個の超音波ビームと検査対象物質との間で生じる相互作用によって発生させられた第1のエコーを受信する手順と、

受信された第1のエコーから、時間次元に分布し、付加的に少なくとも第1の空間次元又は第2の空間次元に分布する値をとる第1のデータを発生させる手順と、

第1のデータを、少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元の両方に分布する値をとる第2のデータに変換する手順と、

別の超音波ビームを検査対象物質に送信する手順と、別の超音波ビームを使用して発生された更なるエコーを受信する手順と、

受信された更なるエコーを使用して、エコーロケーションデータであり、特定の次元をもつ第3のデータを発生させる手順と、

第3のデータと同じ次元をもつように第3のデータと第2のデータを結合する手順と、を有する方法。

【請求項26】 別の超音波ビームの特性は第2のデータを処理するアルゴリズムに応じて変更される、請求項25記載の方法。

【請求項27】 第2のデータと第3のデータを結合する手順は、第2のデータ又は第3のデータ的一方だけを使用して発生させられた画像の信号対雑音比よりも得られた画像の信号対雑音比を改善する、請求項25記載の方法。

【請求項28】 別の超音波ビームを送信する手順は第2のデータに回答する、請求項25記載の方法。

【請求項29】 映像化モードに回答して一つ以上の送信されるビームを設定する手順を更に有する請求項25記載の方法。

【請求項30】 一つ以上の超音波ビームを使用して検査されるべき領域を決定する手順を更に有する請求項25記載の方法。

【請求項31】 第1のデータを変換する手順は、主要な寄与素子の独自性に応じた重み付け関数によるデータ変換を使用する、請求項25記載の方法。

【請求項32】 第2のデータは、一つ以上の超音波ビームの形状に応じた座標系を使用してインデックスされる、請求項25記載の方法。

【請求項33】 検査対象物質を検査する方法であって、

超音波ビームを検査対象物質に送信する手順と、

送信された超音波ビームと検査対象物質との間の相互作

用によって発生されたエコーを受信する手順と、受信されたエコーを使用して、時間及び第1の空間次元の多数の位置と関連付けることが可能である第1のデータを発生させる手順と、を有し、

位置の個数は少なくとも64個であり、位置の個数との関連性は時間との関連性とは独立であり、第1のデータを、少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元と関連付けることができる値をとる第2のデータに変換する手順を更に有する方法。

10 【請求項34】 位置の個数は少なくとも128個である、請求項33記載の方法。

【請求項35】 位置の個数は少なくとも256個である、請求項33記載の方法。

【請求項36】 第2の超音波ビームと検査対象物質との間の相互作用によって発生させられた第2のエコーを受信する手順を更に有する請求項33記載の方法。

【請求項37】 受信した第2のエコーを使用して第3のデータを発生させる手順を更に有し、第1のデータと第3のデータの組み合わせは、第1のデータと同じ次元をもつ、請求項36記載の方法。

【請求項38】 第2のデータはエコーロケーションデータである、請求項33記載の方法。

【請求項39】 検査対象物質を検査する方法であって、

超音波ビームを検査対象物質に送信するため複数の超音波トランスデューサを使用する手順と、

超音波ビームと検査対象物質との間の相互作用によって発生させられたエコーを受信する手順と、

30 受信されたエコーから、時間及び第1の空間次元における2個以上の第1の個数の位置と関連付けることができる複数の値をとる第1のデータを発生させる手順と、

第1のデータから、第2の空間次元及び第1の空間次元における第2の個数の位置と関連付けることができる第2のデータを発生させる手順と、を有し、

第1の位置の個数は第2の位置の個数よりも少数であり、

第2のデータの中で、第2の個数の位置のうちの1個と関連付けることができるが、第1の個数の位置とは関連付けることができない少なくとも1個の値は、第1のデータの値の間の内挿を用いることなく発生される、方法。

40 【請求項40】 第2のデータと関連付けることができる空間次元の個数は送信される超音波の個数とは独立である、請求項39記載の方法。

【請求項41】 送信される超音波ビームは、方向、焦点、及び、焦点におけるビーム幅によって表され、

ビーム幅は、ビームの方向に直交した、焦点を通る直線に沿って測定され、第2のデータは、ビームの方向に直交した、ビーム幅よりも小さい空間次元における解像度をもつエコーロケーションデータである、請求項39記載の方法。

【請求項42】 第2のデータを発生させる手順は、エコー受信ロケーションに応じて重みをエコーに割当てる重み付け関数を用いる変換アルゴリズムを使用する、請求項39記載の方法。

【請求項43】 超音波ビームを送信するため複数のトランスデューサを使用する手順は、複数のトランスデューサを使用し、

第2のデータを発生させる手順は、受信したエコーの位相関係を使用し、又は、受信したエコーの振幅を使用して、複数のトランスデューサの異なるメンバーから得られる信号を区別するように設定された変換アルゴリズムを使用する、請求項39記載の方法。

【請求項44】 検査対象物質を検査する方法であって、

複数の超音波ビームを検査対象物質に送信するため複数のトランスデューサを使用する手順と、

複数の超音波ビームの中の第1のメンバーと検査対象物質との間の相互作用によって発生された第1のエコーを受信する手順と、

受信した第1のエコーから、時間次元と関連付けることができ、少なくとも第1の空間次元における2個以上の位置と別個に関連付けることができ、位相情報及び振幅情報を含む値をとる第1のエコーデータを発生させる手順と、

複数の超音波ビームの中の少なくとも第2のメンバーと検査対象物質との間の相互作用によって発生された第2のエコーを受信する手順と、

受信した第2のエコーから、時間次元と関連付けることができ、少なくとも第2の空間次元における2個以上の位置と別個に関連付けることができる値をとる第2のエコーデータを発生させる手順と、

第1のエコーデータ、並びに、位相情報及び/又は振幅情報にตอบสนองするデータ変換を使用して、第1のエコーロケーションデータを発生させる手順と、

第2のエコーロケーションデータを発生させるため第2のエコーデータを使用する手順と、

第1のエコーロケーションデータと同じ次元をもつ第3のエコーロケーションデータを生成するため、第1のロケーションデータ及び第2のロケーションデータを結合する手順と、を有する方法。

【請求項45】 データ変換は位相情報及び振幅情報にตอบสนองする、請求項44記載の方法。

【請求項46】 データ変換は位相情報にตอบสนองする、請求項44記載の方法。

【請求項47】 第1の空間次元は第2の空間次元と同じ次元である、請求項44記載の方法。

【請求項48】 第1のエコーは、複数のトランスデューサのうちの少なくとも1台のトランスデューサを使用して受信される、請求項44記載の方法。

【請求項49】 第3のエコーロケーションデータを試

\*用して画像を表示する手順を更に有する請求項44記載の方法。

【請求項50】 第1のエコーデータは、時間次元及び位置次元をもち、位置次元はトランスデューサ素子のロケーションと関連付けることができ、

第1のエコーロケーションデータは、直交座標系で表現された2個の空間次元をもち、請求項44記載の方法。

【請求項51】 第1のエコーデータは、時間次元及び位置次元をもち、

位置次元はトランスデューサ素子のロケーションと関連付けることができ、

第1のエコーロケーションデータは、極座標系で表現された2個の空間次元をもち、請求項44記載の方法。

【請求項52】 エコーロケーションデータを発生させる方法であって、

エコーをエコー信号に変換することによって第1のデータを発生させる手順を有し、

第1のデータは、時間と関連付けることができ、かつ、少なくとも一つの空間次元における複数の位置と別々に関連付けることができる複数の値をとり、

複数の値は位相情報及び振幅情報を含み、

第1のデータ、並びに、位相情報及び/又は振幅情報に応じたデータ変換を使用して、エコーロケーションデータを発生させる手順を更に有し、

エコーロケーションデータは、複数の位置における異なる位置と関連付けることができる複数の値のうちの2個以上のメンバーから獲得された少なくとも一つの値をとる、方法。

【請求項53】 少なくとも一つの値は、複数の値のうちのメンバー間の内挿を使用しないで発生させられる、請求項52記載の方法。

【請求項54】 エコーロケーションデータの複数のデータの各々は、少なくとも1次元の空間次元に異なる位置を占める複数の値のうちのメンバーから獲得される、請求項52記載の方法。

【請求項55】 エコーは複数のトランスデューサ素子によって受信され、

複数の値のうちの2個以上のメンバーの異なる位置は、複数のトランスデューサ素子の任意の2個のメンバー間の最短距離の少なくとも2倍だけ離されている、請求項52記載の方法。

【請求項56】 データ変換は位相情報にตอบสนองする、請求項52記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、映像化の分野に係り、特に、超音波映像化の分野に関する。

【0002】〔関連出願へのクロスリファレンス〕本願は、2002年4月5日に本願と同一出願人

に譲渡された発明の名称が「幅広ビーム映像化(Broad-beam Imaging)」である米国仮特許出願第60/370,632を基礎とする優先権主張出願である。

【0003】本願は、2001年10月20日に出願された発明の名称が「超音波映像化におけるブロック切換(Block Switching in Ultrasound Imaging)」である米国特許出願第10/039,922の一部継続出願である。

【0004】本願は、2001年5月18日に出願された、発明の名称が「並列多重モード・多重バンド(M<sup>3</sup>B)超音波映像化(Simultaneous Multi-Mode and Multi-Band(M<sup>3</sup>B) Ultrasonic Imaging)」である同時係属中の米国特許出願第10/039,862号、2001年5月31日に出願された、発明の名称が「位相反転超音波映像化システム及び方法(System and Method for Phase Inversion Ultrasonic Imaging)」である米国特許出願第09/872,541号、及び、2002年3月19日に出願された、発明の名称が「後処理超音波カラー Doppler 映像化システム及び方法(System and Method for Post-Processing Ultrasound Color Doppler Imaging)」に関連する。関連出願の内容は、参考のため引用される。関連出願は本願と同一出願人に譲渡されている。

#### 【0005】

【従来の技術】超音波映像化は、広い範囲の物質を検査するため頻繁に使用される方法である。この方法は、相対的に非侵襲性、低コスト、及び、高速診断サイクルであるため、特に、医療分野で普及している。典型的に、超音波映像化は、超音波を発生し、調査対象の物質の方へ向け、異種物質の境界で発生される反射を観察することにより実現される。例えば、医療アプリケーションの場合、観察された反射は患者の組織の境界で発生されている。観察された反射は、受信装置(トランスデューサ)によって電気信号に変換され、エコー源のロケーションを判定するために従来技術で公知の方法を使用して処理される。得られたデータは、モニタのような表示装置を使用して表示される。

【0006】従来技術による超音波ビームを生成し、得られたエコーを解析する処理は、「ビーム形成(処理方式)」と呼ばれる。生産プロセスは、オプションとして、アパーチャ・アポディゼーション、ステアリング、及び/又は、フォーカシングによって「送信」ビーム特性を定義する。解析プロセスは、オプションとして、「受信ビーム」を計算し、受信されたエコーは、狭い領域に沿って発生したエコーを隔離するため処理される。この計算には、エコーが発生したときに沿ったと考えられる1次元ラインを識別することが含まれるので、以下では、「エコーライン計算」とも呼ばれる。ビーム形成を通じて、エコーロケーションデータの1次元集合が、各送信及び/又は受信ビームを使用して発生させられ

る。エコーロケーションデータは、1個以上のエコー源の物理的位置に関連した位置データであり、オプションとして、強度、速度及び/又は同様の物理情報を含む。エコーロケーションデータは、後ビーム形成未加工データ、検出データ、又は、画像データを含む。超音波画像のような多次元エコーロケーションデータは、多数の送信及び/又は受信ビームを使用して調査中に物質内の視野を走査することによって発生される。

【0007】送信フェーズ中に調査中の物質に送信された超音波ビームは、電子信号をトランスデューサへ供給することによって発生される。超音波ビームは、調査中の物質中を伝播するとき、散乱、共鳴、減衰及び/又は反射される。反射信号の一部はトランスデューサで受信され、エコーとして検出される。受信用トランスデューサは、エコー信号を電子信号に変換し、オプションとして、受信ビームを使用する解析に本質的なエコーライン計算を実行するエコーライン計算器(ビーム形成器)にエコー信号を供給する。

【0008】ビーム形成後、画像スキャンコンバータは、画像データを発生させるため計算されたエコーロケーションデータを使用する。従来技術のシステムの場合、画像形成レート(フレームレート)は、少なくとも、エコー画像を発生させるため使用された全超音波ビームの総パルス戻り時間によって制限される。パルス戻り時間は、超音波ビームが調査中の物質に送信されてから、最後に生じた反射エコーが検出されるまでの時間である。フレームレートが制限されると、超音波システムと調査中の物質の間の相対運動が原因となって時間的アーティファクトが生じる。

【0009】図1には、従来技術による超音波システム100が示されている。超音波システム100は、トランスデューサ素子110の素子アレイ105と、基材120と、オプション的なマッチング層130と、送受スイッチ140と、ビーム送信機150と、を含む。基材120は、素子アレイ105を支持し、基材120へ向かって伝播する超音波エネルギーを減衰させる。マッチング層130は、トランスデューサ素子110から調査中の物質(図示せず)に超音波エネルギーを転送する。トランスデューサ素子110は、個別のトランスデューサ素子110A-110Hを含み、個別のトランスデューサ素子110A-110Hは、導体115及び117によって、送受スイッチ140を介して、ビーム送信機150へ別々に接続される。送受スイッチ140は、マルチプレクサ145を具備してもよく、これにより、導体117の個数を導体115の個数よりも少なくすることができる。送信フェーズでは、ビーム送信機150は、電子パルスを発生する。電子パルスは、送受スイッチ140を介して供給され、一部若しくは全部のトランスデューサ素子110A-110Hに供給され、超音波パルス160に変換される。全体として、超音波パルス

160は、調査中の物質を調べる超音波ビーム170を形成する。

【0010】超音波ビーム170は、エコーが発生される領域を制限するため集中される。エコー源が狭い領域に限定されたとき、エコーロケーションデータの計算は、エコー源が「送信ライン」に沿うことを仮定することによって簡単化される。この仮定の下で、ビーム計算器の仕事は、エコー源の位置を1次元で判定する問題に簡略化される。この位置は、エコーの戻り時間を使用して確定される。この仮定の精度と、送信ラインの間隔は、従来技術の超音波システムの解像度を決定する上で重要な要因である。ビームを精細に集中させると、粗く集中させたビームよりも容易に解像度を高くすることができる。同様の仮定及び結果は、計算された受信ビームに関係した解析の場面にも現れる。

【0011】図2に示された従来技術の焦点合わせシステムでは、素子アレイ105は、トランスデューサ素子110A-110Hに印加される電子パルス210のタイミングを変えることによって超音波ビーム170を集中させるように構成されたフェーズドアレイである。本システムの場合、電子パルス210は、ビーム送信機150で発生され、送受スイッチ140を通される。電子パルス210は、遅延発生器(図示せず)を使用して遅延され、トランスデューサ素子110A-Hに供給される。超音波ビーム170は、トランスデューサ素子110A-Hが遅延電子パルスを超音波パルス160(図1)に適切に変換するとき形成される。一旦形成されると、超音波ビーム170は、焦点230を含む送信ビームライン250の方向へ向けられ、超音波ビーム170の幅によって表されるビーム胴部240が得られる。同様の方式で、素子アレイ150の段階的(フェーズド)励起は、超音波ビーム170を特定の方向へ向ける(舵取りする)ため使用される。超音波ビーム170の横断面強度は、典型的に、焦点周りのガウシアンであり、送信ビームライン250に沿って最大値をとる。超音波ビーム170の形状は、アパーチャ・アポディゼーションに依存する。

【0012】走査(スキャンニング)プロセスにおいて、超音波システム100は、二つ以上の空間次元で画像を形成するため別の異なる送信ビームライン250に沿って別々の超音波ビーム170の系列を送信する。特定の超音波ビーム170は、オプションとして、別の超音波ビーム170を発生する前に、幾つかの送受サイクルで送信される。各送信フェーズの間に受信フェーズが現れ、その間にエコーが検出される。超音波スキャンにふくまれる各超音波ビーム170は、少なくとも1回の送受サイクルを必要とするので、走査プロセスは、パルス戻り時間の多数倍の時間を要する。このパルス戻り時間は、調査中の物質内の音速によって決定されるが、従来技術の超音波画像が発生されるレートに関する主要な

制限である。更に、トランスデューサ素子110A-110Hが走査プロセス中に調査中の物質に対して相対的に移動した場合、望ましくない時間的異常性が発生される。

【0013】図3A乃至3Eには、8個のトランスデューサ素子110A-110Hからなるフェーズドアレイ310における従来技術の走査プロセスが示されている。8個のトランスデューサ素子110A-110Hの部分集合320A-320Eは、別々の1個の超音波ビーム170A-170Eを発生させるため使用される。例えば、図3Aは、トランスデューサ素子110A-110Dを含む部分集合320Aによって形成された超音波ビーム170Aを示す。走査プロセスの次のステップは、図3Bに示されるようにトランスデューサ素子110B-110Eを含む部分集合320Bを使用して超音波ビーム170Bを形成する。本例の場合、超音波ビーム170Bと関連した送信ビームライン250Bは、焦点230Bを通過し、焦点230Bは、典型的に1個のトランスデューサ素子110の幅に一致する距離だけ焦点230Aから離れている。図3C乃至3Eに示されるように、超音波ビーム170C乃至170Eを生成するため使用された各部分集合320C乃至320Eは、夫々、部分集合320B乃至320Dに対してトランスデューサ素子110の1個分だけ変位している。各送信フェーズの間で出現し受信フェーズで検出されたエコーは、エコーロケーションデータを発生させるため使用され、これらのエコーロケーションデータは、典型的に、表示に適した画像を形成するため合成される。走査プロセスは多数の画像を生成するため繰り返される。

【0014】實際上、フェーズドアレイ310は、64個、128個、或いは、それ以上の個数のトランスデューサ素子110を含む。エコーロケーションデータの解像度は、トランスデューサ素子110のアパーチャ及び個数と、送信ビームライン250が超音波ビーム170内で考えられるエコー源を正確に表現できる程度と、に依存する。ビームライン250A-Eを使用する超音波ビーム170A-Eの表現は、得られるエコーロケーションデータを決定する近似表現である。近似が良くない場合、得られるエコーロケーションデータの解像度が制限される。したがって、超音波ビーム170A-Eの最大幅は、エコーロケーションデータの望ましい解像度によって制限される。近似の精度は、焦点230A-Eからの距離の関数であり、近似はこの距離が長くなると精度が悪化する。

【0015】一般的な実現例では、異なる焦点230A-Eで幾つかの超音波ビームを発生させ、焦点230A-E付近でデータを発生させるため受信したエコーの各組を使用する。従来技術のデータ発生は、焦点230A-E付近のエリアに制限される。なぜならば、距離が遠くなると、送信ビームライン250の近似は、望ましい

解像度のエコーロケーションデータを得るために精度が不足するからである。典型的に、1本の受信又は送信ビームライン250が送受サイクル毎に発生される。エリアを映像化するために必要なビーム本数は、映像化されるべきエリアの幅及び奥行きと、望ましい解像度とに依存する。焦点230付近のエコーだけを使用することにより、全受信信号の一部分だけ(例えば、10%未満)が使用され、残りの受信信号は無視される。従来技術の場合、検出信号は十分に利用されていない。同様の欠点は、シンセティック受信ラインを利用するシステムの場合にも生じる。

#### 【0016】

【発明が解決しようとする課題】従来技術において、カバーされるべきエリア、送信ビーム幅、送信ビーム170の個数、及び、エコーロケーションデータの解像度は、相互依存的である。送信ビーム幅は、エコーロケーションの最小横方向解像度幅を決定する。各送信ビーム170は、限定されたエリアしかカバーしないので、大規模エリアを映像化するためには非常に多数の送信ビーム170が必要になる。使用する送信ビーム170の数が増加すると、画像を発生させるために要する最大時間が長くなる。

【0017】パルス戻り時間、及び、信号の不十分な使用によって制限されている画像形成レートのような従来技術の欠点は、従来技術の超音波システムがマイクロ処理パワーにおける進歩を完全に活用することを阻害している。従来技術は、実現可能な最高解像度をもつ画像を発生させるためにこれらの欠点を犠牲にしている。

#### 【0018】

【課題を解決するための手段】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、超音波ビームを調査中の物質に送信するため複数のトランスデューサを使用する手順(1)を有し、超音波ビームは、複数のトランスデューサのうちの各トランスデューサによって発生された成分を含み、超音波ビームと調査中の物質の間の相互作用によって発生されたエコーを受信する手順(2)と、受信エコーから第1のデータを発生させる手順(3)と、を有し、第1のデータは、位相情報及び振幅情報を含む値をとり、時間次元と関連付けられ、少なくとも一つの空間次元上で分布し、受信エコーの中から、複数のトランスデューサのうちのトランスデューサの部分集合によって発生された超音波ビーム成分から生じたエコーを区別するため、位相情報及び/又は振幅情報を使用する手順(4)と、区別されたエコーを使用して、第1のデータを、第1のデータよりも少なくとも1次元以上大きい空間次元上で分布した値をとる第2のデータに変換する手順(5)と、を有する。

【0019】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、超音波ビームを調査中の物質に送信する手順(1)と、超音波ビームと調査中の物質の間の相互

作用によって発生されたエコーを受信する手順(2)と、受信エコーから、位相情報及び振幅情報を含み、時間次元及び少なくとも第1の空間次元に関連付けられた値をとる第1のデータを発生させる手順(3)と、変換されるべき第1のデータの一部を選択するために位相情報及び/又は振幅情報を用い、少なくとも第2の空間次元及び第3の空間次元に分布する第2のデータを生成し得る変換を使用して、第1のデータの一部を第2のデータに変換する手順(4)と、を有する。

【0020】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、一つ以上の超音波ビームを調査中の物質に送信する手順(1)と、送信された一つ以上の超音波ビームの中の1個の超音波ビームと調査中の物質との間で、少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元上に分布する点において生じる相互作用によって発生させられた第1のエコーを受信する手順(2)と、受信された第1のエコーから、時間次元に分布し、付加的に少なくとも第1の空間次元又は第2の空間次元に分布する値をとる第1のデータを発生させる手順(3)と、第1のデータを、少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元の両方に分布する値をとる第2のデータに変換する手順(4)と、別の超音波ビームを調査中の物質に送信する手順(5)と、別の超音波ビームを使用して発生された更なるエコーを受信する手順(6)と、受信された更なるエコーを使用して、エコーロケーションデータであり、特定の次元をもつ第3のデータを発生させる手順(7)と、第3のデータと同じ次元をもつように第3のデータと第2のデータを結合する手順(8)と、を有する。

【0021】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、超音波ビームを調査中の物質に送信する手順(1)と、送信された超音波ビームと調査中の物質との間の相互作用によって発生されたエコーを受信する手順(2)と、受信されたエコーを使用して、時間及び第1の空間次元の多数の点と関連付けることが可能である第1のデータを発生させる手順と(3)を有し、点の個数は少なくとも64個であり、点の個数との関連性は時間との関連性とは独立であり、第1のデータを、少なくとも第1の空間次元及び第2の空間次元と関連付けることができる値をとる第2のデータに変換する手順(4)を更に有する。

【0022】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、超音波ビームを調査中の物質に送信するため複数の超音波トランスデューサを使用する手順(1)と、超音波ビームと調査中の物質との間の相互作用によって発生させられたエコーを受信する手順(2)と、受信されたエコーから、時間及び第1の空間次元における2個以上の第1の個数の位置と関連付けることができる複数の値をとる第1のデータを発生させる手順(3)と、第1のデータから、第2の空間次元及び第1

の空間次元における第2の個数の位置と関連付けることができる第2のデータを発生させる手順(4)と、を有し、第1の位置の個数は第2の位置の個数よりも少数であり、第2のデータの中で、第2の個数の位置のうちの1個と関連付けることができるが、第1の個数の位置とは関連付けることができない少なくとも1個の値は、第1のデータの値の間の内挿を用いることなく発生される。

【0023】本発明の一実施例による調査中の物質を検査する方法は、複数の超音波ビームを調査中の物質に送信するため複数のトランスデューサを使用する手順

(1)と、複数の超音波ビームの中の第1のメンバーと調査中の物質との間の相互作用によって発生された第1のエコーを受信する手順(2)と、受信した第1のエコーから、時間次元と関連付けることができ、少なくとも第1の空間次元における2個以上の位置と別個に関連付けることができ、位相情報及び振幅情報を含む値をとる第1のエコーデータを発生させる手順(3)と、複数の超音波ビームの中の少なくとも第2のメンバーと調査中の物質との間の相互作用によって発生された第2のエコーを受信する手順(4)と、受信した第2のエコーから、時間次元と関連付けることができ、少なくとも第2の空間次元における2個以上の位置と別個に関連付けることができる値をとる第2のエコーデータを発生させる手順(5)と、第1のエコーデータ、並びに、位相情報及び/又は振幅情報に回答するデータ変換を使用して、第1のエコーロケーションデータを発生させる手順(6)と、第2のエコーロケーションデータを発生させるため第2のエコーデータを使用する手順(7)と、第1のエコーロケーションデータと同じ次元をもつ第3のエコーロケーションデータを生成するため、第1のロケーションデータ及び第2のロケーションデータを結合する手順(8)と、を有する。

【0024】本発明の一実施例によるエコーロケーションデータを発生させる方法は、エコーをエコー信号に変換することによって、時間及び少なくとも一つの空間次元における複数の位置に関連付けることができ、位相情報及び振幅情報を含む複数の値をとる第1のデータを発生させる手順(1)と、第1のデータ、並びに、位相情報及び/又は振幅情報に応じたデータ変換を使用して、複数の位置における異なる位置と関連付けることができる複数の値のうちの2個以上のメンバーから獲得された少なくとも一つの値をとるエコーロケーションデータを発生させる手順(2)と、を有する。

【0025】

【発明の実施の形態】新しい幅広ビーム(New broad-beam<sup>TM</sup>)技術は、多次元(領域2次元若しくは容積3次元)エコーロケーションデータをできる限り少ない1個の超音波ビームから発生させることができるシステム及び方法である。これらの技術は、超音波ビームを発生させ、調査中の物質に超音波ビームを送信し、得られたエ

コーからエコー信号を発生させ、2次元以上の次元に分布したエコーロケーションデータを生成するためエコー信号を処理する。

【0026】幅広ビーム技術は、従来技術の超音波システム及び方法と比較して複雑ではない。例えば、幅広システム及び方法は、送信ライン、走査ライン、或いは、受信ラインの使用による制限がなく、幅広ビームシステム及び方法は、僅か1個の送信超音波ビームから多次元エコーロケーションデータを発生させ得る。送信ライン及び受信ラインへの依存性は取り除かれる。なぜならば、幅広ビーム技術は、エコー源が、送信ビームライン250及び/又は受信ラインのような1次元ラインに沿って存在することを仮定しないからである。幅広ビームシステム及び方法は、2次元画像を発生させるため、多数のビーム走査若しくは走査ラインを必要としない。また、従来技術とは異なり、得られたエコーロケーションデータは、2次元に分布する1個の送信された超音波ビームから生じ得る。幅広ビームシステム及び方法を使用した場合、大多数の受信エコー信号は画像発生のため使用される。

【0027】従来技術の実施例に対して、幅広ビームシステム及び方法は、送信された超音波ビームの形状若しくは幅に依存することなく、エコーロケーションデータの解像度を決定することができる。このような独立性が得られる理由は、幅広ビームシステムは、送信された超音波ビームが、送信ライン、又は、送信ラインを取り囲む円柱によって近似されることを仮定していないためである。一般的に、幅広ビームシステム及び方法において使用される超音波ビーム(幅広ビーム)は、従来技術において使用される精細に集束させられた超音波ビーム170よりも幅が広い。

【0028】幅広ビームシステム及び方法は、データの操作の仕方が従来技術とは相違する。幅広ビームシステム及び方法は、受信用トランスデューサで受信されたエコーをエコーロケーションデータに変換する多次元逆コンポリューションアルゴリズムに基づいているので、単一の送信超音波ビームから多次元エコーロケーションデータを発生する。例えば、一実施例によれば、逆コンポリューションアルゴリズム(計算)は、2次元(時間、超音波トランスデューサ)未加工データから、2次元(X, Y位置)エコーロケーションデータへの変換に影響を与える。2次元(時間、超音波トランスデューサ)未加工データは、オプションとして、送信ライン若しくは受信ラインを仮定することなく、単一の送信超音波ビームから発生させられる。2次元エコーロケーションデータは、表現のため少なくとも二つの空間次元を要求する領域に分布する。幅広ビームシステム及び方法に組み込まれたデータ操作は、表示装置への表示のため構成された2次元画像を生成するため、単一の送信超音波ビームを使用することが可能である。

【0029】幅広ビームシステム及び方法は、マイクロプロセッサ能力の増加と、集積回路技術の進歩を有効に活用する。現在のマイクロプロセッサは、従来技術のビーム形成技術を使用して個別の超音波ビームが送信され受信されるレートよりも速いレートで幅広ビームデータ解析を実行する能力を備えている。従来技術は、パルス戻り時間と、領域を映像化するために必要な個別の超音波ビームの個数とによって制限されるが、幅広ビーム方式の実施例は、コンピューティングテクノロジーにおいて進行中の最新技術を活用する。幅広ビームシステム及び方法は、従来技術のように、細く集束させられた超音波ビームを使用することによって主として制限されることのない画像発生レートを達成する。

【0030】例えば、200mmの深さまで映像化する従来のシステムの場合、128回の送受信サイクルは、1.54mm/マイクロ秒の音速に基づいて33.3ミリ秒を要する。このレートにより得られるフレームレートは、基本アレイ105の軸に垂直な方向で画像領域全体の画像解像度が128ラインである場合に、約30フレーム/秒である。これに対して、同じ深さを映像化するため本発明の一実施例を使用する場合、同じ解像度は、5乃至7回の送受信サイクルを使用して実現され、全部で1.3乃至1.8ミリ秒しか要しない。この時間は、最終的なフレームレートを769乃至549フレーム/秒に制限する。様々な実施例において、上述の129ラインの画像解像度の画像は、25、17、10.5、又は、2ミリ秒未満で獲得される。

【0031】幅広ビーム技術の一部の実施例は、従来技術の走査プロセスに伴う望ましくない時間的異常性の出現が最小限に抑えられた画像を生じる。幅広ビーム超音波ビームから獲得された多次元エコーロケーションデータは、短期間のパルスもどりに時間における調査中の物質の断面を表す。この時間は、従来技術における2次元（多重ビーム）走査を実現するために要する時間よりも短いので、データ収集中にトランスデューサと調査中の物質の間に相対運動が生じる確率は、従来技術の場合よりも低下する。

【0032】幅広ビームシステム及び方法は、超音波ビームがビームライン250のようなラインによって表現可能である、という従来技術の近似法に依存しない。したがって、得られるエコーロケーションデータの解像度は、従来技術の焦点230A-Eのような焦点からの距離の関数ではない。幅広ビームは、典型的に、従来技術の各集束ビームよりも幅が広く、より大きい領域を映像化する能力を備えている。

【0033】各幅広ビームは、従来技術の超音波ビームの場合よりも広い領域を映像化することができるので、特定の領域を映像化するために必要な超音波ビームの個数は、従来技術よりも減少する。必要とされる超音波ビームは、例えば、1本のように非常に少ないので、幅広

ビームシステム及び方法は、調査中の物質を映像化するため従来技術よりも少ない電力しか使用しない。使用電力が減少すると、調査中の物質に与えられるエネルギー量が減少し、各映像を発生させるために要する電気量も減少する。電気的必要条件の緩和は、バッテリーのような内蔵型電力源を使用する装置のためになる。

【0034】幅広ビーム技術の実施例には、超音波ビームを生成、受信及び解析するエリア（領域）形成(are forming<sup>TM</sup>)プロセスが含まれる。このプロセスでは、エコーロケーションデータの組は、表現のための二つの空間次元を必要とする領域に分布し、高々1個の超音波ビームを使用して発生される。エコー検出が行われ、エコーロケーションデータが発生される受信点は、検査領域内のどの場所でも構わない。受信点は、オプションとして、粒度及び規則性が位置によって変化する可変グリッドに沿って並ぶ。幅広ビーム技術の他の実施例は、ボリューム（容積）形成(volume forming<sup>TM</sup>)プロセスが含まれる。ボリューム形成プロセスは、エリア形成プロセスと類似しているが、僅か1個の超音波ビームを使用して発生されたエコーロケーションデータを適切に表現するために3個の空間次元が必要である点で相違する。エリア形成及びボリューム形成は、オプションとして、多次元形成(multidimensional forming<sup>TM</sup>)プロセスを達成するため、時間及び速度のような非空間次元と組み合わせられる。

【0035】図4は、本発明の一実施例による幅広ビーム方法400の概要を説明するフローチャートである。方法400は、領域又は容積を映像化するために要する超音波ビーム（幅広ビーム）の個数及び形状を決定する幅広ビーム設計ステップ410から始まる。このステップ内で、少なくとも1個の決定された幅広ビームの望ましい特性が計算され、この幅広ビームの発生のためのパラメータが設定される。各幅広ビームの望ましい特性は、位置、方向、幅、強度、分散などのような因子を含む。パラメータには、電圧、アパーチャ関数、励起遅延などが含まれる。

【0036】送信ステップ420において、ステップ410で設計された幅広ビームが発生され、調査中の物質へ送信される。送信ステップ420は、例えば、デジタル若しくはアナログ波形発生器を使用する電子波形の発生を含む。この波形は多数のチャネルに供給され、各チャネルは、多重チャネル遅延発生器及び多重チャネル電力装置を使用して独立に遅延させられ、増幅される。典型的に、遅延時間は、幅広ビームの望ましい形状、幅、及び、方向に応じて選択される。増幅された波形は、幅広ビームを調査中の物質へ送信させるトランスデューサ素子110を励起する。

【0037】受信ステップ430は、送信された幅広ビームによって生成されたエコーを検出するためトランスデューサ素子110を使用する。トランスデューサ素子

110は、検出されたエコーに応じて電子信号を発生する。発生した電子信号(アナログチャンネルデータ)は、アナログフィルタを使用してオプション的にフィルタ処理され、デジタルチャンネルデータを発生させるため、典型的に多重チャンネルA/D変換器を用いてデジタル化される。一実施例において、チャンネルデータは、好ましくは、振幅情報と位相情報の両方を含む。データ保存ステップ440では、チャンネルデータはチャンネルデータバッファに記憶される。このチャンネルデータバッファは、RAM、磁気媒体、光媒体などのようなメモリに設けられる。

【0038】エコー領域計算ステップ450は、多次元逆コンボリューションアルゴリズムを使用して、保存されているチャンネルデータを操作する。これらのアルゴリズムは、チャンネルデータを多次元エコーロケーションデータに変換する数学的技術である。エコー領域計算ステップ450は、従来技術を特徴付ける送信ライン、受信ライン、又は、走査ラインを使用することなく、多次元エコーロケーションデータを発生することが可能である。

【0039】方法400は、エコーロケーションデータ保存ステップ460へ進み、ここで、得られたエコーロケーションデータは、事前に選択された座標系を利用するエコーロケーションデータアレイを使用して記憶される。エコーロケーションデータは、典型的に、RAM、磁気媒体、光媒体などのようなメモリに設けられる。

【0040】ステップ465において、方法400は、データ収集プロセスが完了したかどうか(例えば、望ましい画像を発生させるために必要なデータが収集されたかどうか)をテストする。データ収集プロセスが不完全である場合、この方法は、幅広ビーム設計ステップ410へ戻り、別の幅広ビームが設計される。ステップ465において、データ収集プロセスが完了した場合、画像は、オプション的な画像発生ステップ470で発生され、オプション的な表示ステップ480でコンピュータモニタのような表示装置に表示される。

【0041】他の一実施例では、幅広ビーム設計ステップ410は、幾つかの幅広ビームに対する特性を計算する。本実施例では、オプションとして、ステップ465とステップ420の間でステップ410へ戻る。この方法は、ステップ465から送信ステップ420へ直接的に進む場合がある。なぜならば、次の幅広ビームの望ましい特性は、ステップ410の先行の場面で予め計算されているからである。

【0042】図5は、本発明の一実施例による幅広ビームシステム500の構成図である。プログラマブル・パルス・シーケンス発生器などのような波形発生器510は、電子パルス210のような電子信号を発生させるため使用される。この電子パルスは、幅広ビーム形超音波ビームを形成するため後で使用される。電子信号は、幾

つかの信号チャンネルで、遅延装置515によって、図4のステップ410で設計された特性をもつ超音波ビームを発生させるように構成された遅延の組を用いて、個別に遅延される。遅延装置515の出力は、電力トランジスタ、演算増幅器、高速FETなどのような電力増幅器520に供給され、そこで増幅され、送受スイッチ525を通過する。送受スイッチ525は、オプションとして、遅延装置515から与えられた信号を含む入力チャンネルを、トランスデューサアレイ530への送信用の出力チャンネルへ接続するように構成されたマルチプレクサ527を具備する。トランスデューサアレイ530は従来技術の素子アレイ105と類似している。トランスデューサアレイ530は、超音波トランスデューサ素子110A-110Hのような超音波トランスデューサ素子を含み、送受スイッチ525から受信した電気信号を超音波パルスに変換することによって幅広ビームを発生させる。

【0043】トランスデューサアレイ530は、幅広ビームを調査中の物質535に送信するように構成される。幅広ビームの送信は図4のステップ420で行われる。エコーは、幅広ビームと、組織及び骨のような超音波反射物体との間の相互作用によって、調査中の物質535内で発生される。トランスデューサアレイ530は、発生されたエコーを受信し、図4のステップ430において対応した電気信号を生成する。典型的にアナログ信号であるこれらの電気信号は、送受スイッチ525を介して、電圧調整型演算増幅器、デジタル制御型増幅器、増幅用トランジスタコイルなどの可変利得増幅器540へ供給される。

【0044】増幅後、信号は、オプション的なアナログフィルタ545を通過して、A/D変換器550へ渡され、A/D変換器において、増幅された信号はデジタル化される。アナログフィルタ545は、バンドパスフィルタ、ノッチフィルタ、などのように従来技術において公知のアナログフィルタでもよい、A/D変換器550は、典型的に、市販されているアナログ・デジタル変換器などでもよい。

【0045】生成されたデジタル信号は、ステップ440(図4)で、チャンネルデータ記憶バッファ555に格納され、信号プロセッサ560によって操作される。チャンネルデータ記憶バッファ555は、従来技術において公知の記憶システムに設けられる。例えば、チャンネルデータ記憶バッファ555は、オプションとして、RAMのような電子メモリ、ディスクドライブのような磁気メモリ若しくは光メモリ、コンパクトディスク等に設けられる。信号プロセッサ560によって実行される演算は、図4のステップ450のエコー領域計算を含み、チャンネルデータ記憶バッファ550に保存された時間域データを、図4のステップ460でエコーロケーションデータ記憶装置565に格納される未加工データ若しくは

検出データのようなエコーロケーションデータに変換する。エコーロケーションデータ記憶装置565から、データは、オプションとして、付加データ記憶装置570に転送されるか、或いは、画像コンバータ575によってアクセスされる。エコーロケーションデータ記憶装置565及び付加データ記憶装置570は、電子メモリ、磁気媒体、光媒体などのような任意の適当な記憶装置である。画像コンバータ575は、従来技術における画像スキャンコンバータと類似しているが、幾つかの超音波ビームを含む走査を使用した発生されたデータではなく、1個の超音波ビームを使用して発生させられたデータに対して更に作用する。図4のステップ470において、画像コンバータ575は、検出されたデータ又は画像データを発生させるため、エコーロケーションデータ記憶装置565、付加データ記憶装置570、或いは、両方の記憶装置に記憶されたデータを使用する。

【0046】画像発生プロセスは、従来技術のビーム形成方法によって発生された得オーロケーションデータを使用する画像発生技術に類似している。例えば、エコーロケーションデータ記憶装置565内の特定の1は、オプションとして、表示スクリーンの特定の場所にマッピングされる。画像内のある位置の強度及び/又はカラーは、調査中の物質535から検出された強度特性又はその他の特性を示す。この画像は、オプションとして、図4のステップ480で、LCDスクリーン、CRTスクリーン、コンピュータモニタ、電子ディスプレイ等のディスプレイ580に表示される。

【0047】画像コンバータ575によって使用されるデータは、超音波ビームの系列から得られるか、或いは、単一の超音波ビームから得られる。付加データ記憶装置570内のデータは、画像コンバータ575、通信電子機器585、及び、ユーザ・インタフェース電子機器590のような幅広ビームシステム500の別のコンポーネントに供給される。幅広ビームシステム500のコンポーネントは、図5に示されないコネクションを通じて、図5に示された制御電子機器595によって制御され、調整される。制御電子機器595は、幅広ビームシステム500の要素を制御し、幅広ビーム処理400のような本発明の方法を実行するように構成されたマイクロプロセッサと、DSPと、オプション的なコンピュータコード596と、を含む。

【0048】図6は、本発明の一実施例による幅広ビーム設計ステップ410を説明するフローチャートである。本実施例では、計算は、コンピュータコード596を使用して実行され、例えば、超音波ビーム発生、伝播及びエコー発生の数学モデルを含む。ある種の例では、計算処理を高速化するためルックアップテーブルが使用される。例えば、ユーザが特定の解析の深さを指定した場合、望ましい強度は、オプションとして、ルックアップテーブルから決定される。幅広ビーム設計ステップ4

10は、カバレッジ判定ステップ610から始まる。カバレッジ判定ステップ610では、調査されるべき対象の物質535内の領域(若しくは容積)と、調査が行われるべき時間周期とが判定される。カバレッジ判定ステップ610は、ユーザによって選択されたオプション、及び、現在の映像化(解析)モードの要求に応答する。例えば、ドップラー映像化モードの場合、ユーザは、連続的なモニタリングと、超音波パルスの連続的な系列によって表される幅広ビームと、を選定する。別の例では、ユーザは、制限された視野を使用して、調査中の物質535内の領域を注目するように選択する。特定の視野の選択は、オプションとして、発生された幅広ビームの幅を計算するとき使用される。例えば、幅広ビームの幅は、整数個の幅広ビームが、10%のオーバーラップで、選択された視野にぴったり合うように選択される。

【0049】また、カバレッジ判定ステップ610は、調査中の物質535内に領域(又は容積)を画像化するために要する幅広ビームの個数を決定する。例えば、一実施例によれば、カバレッジ判定ステップ61は、遠くのフィールドにおけるカバレッジをシミュレートするように構成され、ブロック切換技術を使用して相互に離れている3個の幅広ビームを用いることによって最良に映像化される領域を決定する計算を含む。他の実施例では、この計算は、ある領域が最も巧く映像化される際に使用される幅広ビームの個数が、1個、2個、又は、それ以上の何れであるかを決定する。ユーザが、数種類の幅広ビーム、反復映像化、若しくはhあ、連続モニタリングを含む動作モードを選択したとき、カバレッジ判定ステップ610は、オプションとして、幅広ビーム毎に1回ずつ実行される。

【0050】カバレッジ判定ステップ610の後には、特性判定ステップ620が続き、カバレッジ判定ステップ610で判定された更なる幅広ビームの特性が指定される。これらの特性には、例示として、超音波周波数、方向、散乱、パルス形状、位相関係、アパーチャ、強度、区間、反復レート、及び/又は、超音波ビームの他の特性が含まれるが、これらの例に限定されない。特性は、典型的に、実行される解析の映像化モード、必要解像度、及び、ユーザによって選択されたオプションに依存する。例えば、連続モニタリングモードは、特定のパルスレートで発生された幅広ビームを要求し、高解像度は多数の超音波周波数の使用を要求し、ユーザは、散乱の少ない幅広ビームによって最も良く検査される狭い領域の調査を選択する。更に、上述の特性の他に、特性判定ステップ620は、幅広ビームによって覆われる領域を表現するために使用する座標系と、この座標系の原点を選択する。このような座標系は、エコーロケーションデータを記憶するため使用される。座標系の選択は、オプションとして、幅広ビームの形状に応答する。実現可

能な座標系の例は、図7に示されている。

【0051】カバレッジ判定ステップ610及び特性判定ステップ620は、オプションとして、解像度要求条件及びダイナミックレンジ要求条件に回答する。例えば、一実施例では、これらのステップは、特定の領域に関してズームされた画像を指定するユーザ入力に回答する。他の実施例では、これらのステップは、画像の一部若しくは全部に対して非常に高い画像解像度を指定するユーザ入力に回答する。他の一実施例では、カバレッジ判定ステップ610は、単一の超音波ビームが発生されるべきであるが、解像度を高めるために、この単一の超音波ビームによって発生されたエコーは、数種類の受信用トランスデューサの組によって検出されるべきである、と判定する。

【0052】カバレッジ判定ステップ610及び特性判定ステップ620は、オプションとして、本発明の他のステップで発生されるフィードバックに回答する。例えば、一実施例において、エコーロケーションデータは、覆われた領域の区域が余り巧く映像化されず、この映像化の不良は、巧く映像化されなかった区域と最も近いトランスデューサ素子110との間に非常に反射率の高い境界が存在するためであることを示す。このフィードバックへの回答として、カバレッジ判定ステップ610及び特性判定ステップ620は、反射境界及び検査されるべき領域とは同一線上に存在しない代替的な超音波トランスデューサから領域を検査する案内された幅広ビームを定義する。

【0053】幅広ビーム選択ステップ630は、送信用の幅広ビームを選択する。この幅広ビームは、特性判定ステップ620で定義された幅広ビームの中から選択される。幾つかの幅広ビームが特性判定ステップ620で特徴付けられた場合、幅広ビーム選択ステップ630は、次の特性判定ステップ620が出現する前に、オプション的に、2回以上実行される。このような場合、幅広ビーム選択ステップ630は、図4のステップ465の後で反復される。

【0054】幅広ビーム設計ステップ410は、励起計算ステップ640で終了する。励起計算ステップ640は、幅広ビーム選択ステップ630で選択された幅広ビームを発生させるため必要な適当な物理パラメータを決定する。これらの物理パラメータには、例えば、励起すべきトランスデューサ素子110、電子パルス電圧、パルス遅延時間、マルチプレクサ527の設定値等が含まれる。例えば、一実施例において、特定の望ましい形状及び方向をもつ選択された超音波ビームは、振幅、周波数及び位相によって特徴付けられた特定の電子波形によって励起された特定のトランスデューサ素子110の組を使用する必要がある。要求されたトランスデューサ素子110の組の中の各トランスデューサ110は適当な遅延で励起される。適当な物理パラメータは、特定個数

のトランスデューサ素子110を励起するため使用される電圧、波形、及び、遅延を計算するため、例えば、数学モデルを使用して決定される。一実施例において、電圧は、幅広ビームが侵入することが期待される調査中の物質535までの距離に依存する。

【0055】図7A~7Cは、カバレッジ判定ステップ610及び特性判定ステップ620で決定された幅広ビーム710の実施例(710A~710C)を示す。図7Aには、直線的なトランスデューサアレイ530の実施例を使用して発生された幅広ビーム710Aが示されている。高周波音波が照射された区域の領域715Aは、オプションとして、原点720がトランスデューサ素子110の表面に置かれた極( , R)座標系で表現される。高周波音波照射区域715内の点は、原点720からの距離(R)と、トランスデューサアレイ530、又は、軸730若しくは軸735のような軸に関する角度座標値( )とによって識別される。他の実施例では、幅広ビーム701Bの焦点は、図2に示されるようにトランスデューサ素子110の前面ではなく、トランスデューサアレイ530の反対側に設けられる。

【0056】図7Bは、曲線的なトランスデューサアレイ530の実施例を使用して発生された幅広ビーム710Bの説明図である。高調波音波が照射された区域715Bは、オプションとして、原点755がトランスデューサアレイ530の反対側にある極座標系によって表現される。この原点位置は、原点が図7Aに示されるようにトランスデューサアレイ530に接近している場合よりも、トランスデューサ素子110付近の広い領域に高周波音波を照射する。トランスデューサアレイ530の反対側の原点755の位置は、オプションとして、トランスデューサアレイ755の形状とは独立である。本発明の実施例には、原点755及び/又は焦点を、直線的なトランスデューサアレイ530の反対側に配置する実施例も含まれるが、これらの例には限定されない。

【0057】図7Cは、高調波音波照射域715Cを生じる幅広ビーム710Cの説明図である。高調波音波照射域715Cは、図7Aに示された幅広ビーム710Aや図7Bに示された幅広ビーム710Bによって発生された高調波音波照射域よりも四角い形状をしている。幅広ビーム710Cによる高調波音波照射域は、矩形の形状をしているので、好ましくは、直交(x, y)座標系780で表現される。

【0058】超音波ビームの中心で最大強度が検出される従来技術に対して、幅広ビーム710B若しくは710Cのような幅広ビームの最大強度は、ビーム中心線以外の点に現れる。図7Dは、ビームアパーチャの幅の約2分の1に一致する距離だけトランスデューサアレイ530から離れた点で測定された、幅広ビーム710Cの断面を通る超音波の強度をプロットしたグラフ790である。この断面は、図7Cでは、破線785で示されて

いる。ある種の状況では、幅広ビームの強度プロファイルは、従来技術で見られるエネルギー分布よりも望ましいエネルギー分布を表す。例えば、グラフ790によって示されたエネルギー分布は、従来技術による焦点側の超音波ビーム内のエネルギー分布よりも均等に高調波音波照射域715C上に分布している。

【0059】図8は、図4の送信ステップ420の一実施例の詳細説明図である。本実施例の場合、ステップ420は、波形発生器510が幅広ビーム設計ステップ410で計算された特性を備えた電気波形を発生させるため使用される波形発生ステップ810を含む。発生された波形は、オプションとして、周波数又は位相が変化する複数のパルスを含む。信号遅延ステップ820において、発生された波形は、幾つかの信号チャンネルで再生され、遅延装置515を使用して、幅広ビーム設計ステップ410で決定された時間だけ遅延させられる。各信号チャンネルの波形は、電力増幅器520を使用して増幅ステップ830で増幅される。増幅された波形は、多重化ステップ840でマルチプレクサ527に供給される。マルチプレクサ527は、トランスデューサアレイ530内のトランスデューサ素子110の一つ以上のメンバーに、各信号チャンネル内の波形を案内する。音波発生ステップ850では、案内された波形が、トランスデューサアレイ530に幅広ビーム710を発生させる。この幅広ビームは調査中の物質535に向けられる。音波発生ステップ850は、送信ステップ420を終了する。

【0060】図9は、エコーが検出され、デジタルデータに変換される図4の受信ステップ430の実施例の詳細説明図である。スイッチセットステップ910では、送受(送信/受信)スイッチ525は、トランスデューサ素子110で生成された信号がマルチプレクサ527を介して可変利得増幅器540へ供給されるようにセットされる。エコー検出ステップ920では、調査中の物質535からのエコーがトランスデューサアレイ530内のトランスデューサ素子110のメンバーによって検出される。エコーの検出に使用されるトランスデューサ素子110のメンバーは、オプションとして、幅広ビーム710を送信するため使用されるトランスデューサ素子110のメンバーとは別のメンバーでもよい。様々な実施例において、これらの2組のトランスデューサ素子110は、多数の方法で構成される。例えば、2組は、同一であり、インターリーブされ、トランスデューサアレイ530に沿って部分的に重なり合い、或いは、トランスデューサアレイ530に沿って重なり合わない。送受スイッチ525はスイッチセットステップ910でセットされているので、検出されたエコーから生ずる電子信号は可変利得増幅器540へ供給される。

【0061】可変利得増幅器540へ供給された電子信号は、可変増幅ステップ930で増幅される。可変増幅ステップ930は、オプションとして、前の幅広ビーム

710を使用して取得されたデータに基づくフィードバックを含む。フィードバックは、適応的な処理を実現し、後続のデータ操作ステップのダイナミックレンジが最大限になるように各チャンネル内の信号を調節するため使用される。例えば、一実施例において、前の可変増幅ステップ930の実行によって特定のチャンネルが飽和状態になった場合、そのチャンネルの増幅は、オプション的に、後続の可変増幅ステップ930の実行の際に低下される。このような低下、すなわち、適応的フロントエンド利得は、増幅された信号のデジタル化後に行われる後のデータ操作で補償される。他の実施例では、トランスデューサアレイ530の中心付近のトランスデューサ素子110は、トランスデューサアレイ530の縁付近にあるトランスデューサ素子110よりも強くエコーに系統的に応答することが分かる。可変増幅ステップ930は、オプションとして、この系統的な差を補償する。

【0062】オプション的なアナログフィルタリングステップ940では、可変増幅ステップ930で増幅された電子信号は、アナログフィルタ945を使用して処理される。この処理には、例えば、I/Qミキシング、望ましくない周波数の除去、及び、後段のデータ操作により好適な周波数範囲への信号のシフトが含まれる。

【0063】データ変換ステップ950では、アナログフィルタリングステップ940でオプションとしてフィルタリングされる電子信号は、A/D変換器550を使用してデジタル化される。デジタルデータの発生は、図4の受信ステップ430で完了する。様々な実施例において、データ変換ステップ950は、幅広ビーム処理400内の別の時点で行われる。受信ステップ430の完了後、得られたデジタル信号は、データ保存ステップ440(図4)において、チャンネルデータ記憶バッファ555に格納される。

【0064】図10は、データ保存ステップ440で記憶されたデジタルデータを保持するように構成されたチャンネルデータアレイ1000の一実施例の説明図である。チャンネルデータアレイ1000は、チャンネルデータ記憶バッファ555に収容される。チャンネルデータアレイ1000の第1軸1010は、トランスデューサアレイ530のエコー受信用メンバーによってインデックスされる。チャンネルデータアレイ1000の第2軸1020は、時間チャンネルに分割される。アレイの各場所に格納された値は、特定の時間に、トランスデューサアレイ530の特定のメンバーによって検出されたエコー信号の強度及び位相を示す。

【0065】チャンネルデータ記憶バッファ555は、オプションとして、幾つかのチャンネルデータアレイ1000を具備する。さらに、チャンネルデータアレイ1000に格納された情報は、受信信号を平均化若しくは合計するため使用される。種々の実施例において、チャンネルデータアレイ1000は、多次元データを格納するように

構成される。例えば、一実施例によれば、トランスデューサアレイ530は、トランスデューサ素子110の2次元アレイである。本実施例の場合、チャンネルデータアレイ100は、トランスデューサアレイ530の二つの次元を表現する2本の軸をふくみ、一方の軸は時間チャンネルを表現する。

【0066】エコー領域計算ステップ450は、調査中の物質535内のエコー源の位置及び強度を示すエコーロケーションデータを発生させるため、データ保存ステップ440で格納されたデータを使用する。このエコーロケーションデータの発生には、チャンネルデータアレイ1000内で、多次元時間チャンネルデータを、多次元位置(エコーロケーション)データに変換することが含まれる。例えば、一実施例によれば、2次元時間チャンネルデータは、2次元空間座標によって表現されたエコーロケーションデータに変換される。エコー領域計算ステップ450のデータ変換は、ここで説明した多数の代替的な変換アルゴリズムを使用して実行される。これらの変換は、オプションとして、単一の幅広ビーム710の結果として受信された信号を用いて、2次元エコーロケーションデータを発生させるため使用される。代替的な一実施例では、エコー領域計算ステップ450は、付加的な空間次元を含む類似したエコー容積計算ステップで置き換えられる。エコー容積計算は、3次元容積をカバーする単一の幅広ビームの結果として受信された信号を用いて、3次元エコーロケーションデータを発生させる。

【0067】図11A及び11Bは、エコーロケーションデータ記憶装置565に格納され、エコー領域計算ステップ450から得られた位置データを記憶するように構成されたエコーロケーションデータアレイ1100の二つの実施例の説明図である。これらの二つの実施例は、異なる座標系を利用する。以下で詳述するように、より効率的な座標系は、特に、個別の超音波ビーム710の形状に依存する。殆どの場合に、より効率的な座標系は、高周波音波が照射された領域と接近してオーバーレイする。例えば、図7A~7Cに示されるように、幅広ビーム710A、幅広ビーム710B、及び、幅広ビーム710Cによって高周波音波照射された領域は、夫々、異なる原点をもつ別々の座標系によって表現される。より効率的な座標系を使用することにより、サンプリング効率と空間解像度が向上する。好ましい座標系とエコーロケーションデータアレイ1100の選定は、幅広ビーム710のような超音波ビームの形状に応じて行われ、オプションとして、ステップ410、440又は450で行われる。

【0068】図11Aは、X座標(位置)を示す第1軸1110と、Y座標(位置)を示す第2軸1120と、を含む直交座標系を使用するエコーロケーションデータと分離1100の一実施例の説明図である。図11Bは、角度( )座標を示す第1軸1110と、半径座標

を示す第2軸1120と、を含む極座標系を使用するエコーロケーションデータアレイ1100の他の一実施例の説明図である。エコーロケーションデータアレイ1100の別の実施例は、別の座標系によって表現される。図示されない付加データは、オプションとして、第1軸1100と第2軸1120をトランスデューサアレイ530に関係付けるため使用される。例えば、エコーロケーションデータアレイ1100は、オプションとして、各座標系の原点を特定の個数の超音波トランスデューサ素子110へ関係付けるベクトルによって表現される。

【0069】図12A及び12Bは、一方の座標系を使用する方がもう一方の座標系を使用するよりも効率的である状況を説明する図である。図12A及び12Bは、夫々、図11A及び11Bに示されたエコーロケーションデータアレイ1100の実施例が超音波ビーム1210に重ねられた様子を表している。超音波ビーム1210は、幅広ビーム710の一実施例である。図12Aは、例示の目的のため、11個のX分割用データビン(格納場所)1220を含む直交座標系を表している。データビン1220は、遠くのフィールド1230をカバーするために適切である。X次元におけるデータビン1220の間隔は、近傍フィールド1240のデータビンの間隔と同じであり、近傍フィールド1240の多数のデータビン1220は、超音波ビーム1219によって検査されない領域にマッピングされている。検査領域にマッピングされていないデータビン1220は、調査中の物質535の非効率的なサンプリングを表している。

【0070】これに対して、図12Bには、超音波ビーム1210によって高調波音波照射された領域を表現するため極座標系を使用する例が示されている。極座標系の場合、データビン1250のサイズは、R座標の関数として変化する。エコーロケーションデータアレイ1100の本実施例のデータ点は、したがって、図12Aに示されたエコーロケーションデータアレイ1100の実施例の場合よりも効率的に、超音波ビーム1210によって検査される領域にマッピングされる。データビン1250のサイズの変化は効率的に増加する。なぜならば、図12Bに示されるように、データアレイ1100内のできるだけ多くのデータビン1250が超音波ビーム1210によってカバーされる領域に収まるからである。

【0071】データビンの粒度はダイナミックである。一部の実施例では、エコーロケーションデータアレイ1100は、ナイキストの標本化空間を表現する。ビン1250の密度は、ある個数の標本が、対象の区域を通じて擬似的ではないサンプリングに対して、ナイキスト基準を充たすように、変化させられる。一部の実施例では、ビン1250の密度は、得られるエコーロケーションの解像度がある特定の区域で大きくなるように変化する

る。例えば、一実施例では、ユーザは、より詳細な画像が望ましい特定の区域を指定する。これに応じて、幅広ビームシステム及び方法は、この区域内でピン1250の密度が高くされたエコーロケーションデータアレイ1100を使用する。

【0072】本発明の一部の実施例は、データピン1250の間で外挿及び内挿を行う。例えば、一実施例によれば、内挿は、遠方フィールドで使用され、各データピン1250は、エコーロケーションデータの密度を増加させるためより広い領域を表現する。オプションとし

て、内挿が近傍フィールドで殆ど使用されない場合、データピン1250の密度は高くなる。  
【0073】受信ステップ430で発生されたチャンネルデータの解像度(標準化周波数)は、基本的に、ナイキスト理論の結果として、得られるエコーロケーションの解像度を制限する。しかし、受信ステップ430で発生されたデータの解像度は、オプション的に、信号平均化又はアップサンプリング技術によって改良される。アップサンプリング技術には、付加データの使用が含まれ、オプションとして、付加データが解像度の改良を非常に

要求する区域に集められるように、フィードバックが含まれる。  
【0074】図13乃至15は、エコー領域計算ステップ450(図4)の実施例を示すために使用される。図13は、トランスデューサ素子110A-110Sと、調査中の物質535内部の超音波反射物体との間での超音波の伝播の説明図である。図14には、検出されたエコーから生成されたチャンネルデータが示されている。図15には、図14に示されたチャンネルデータを使用して発生させられたエコーロケーションデータが示されている。

【0075】エコー領域計算ステップ450の幾つかの実施例では、データ変換方法が含まれ、調査中の物質535内の各ロケーションから検出されたエコーへの主要な要因は、そのロケーションの最も近くにあるトランスデューサ素子110のメンバーであると仮定される。この素子は、主寄与素子(MCE)と呼ばれる。典型的に、あるロケーションに最も近いトランスデューサ素子110のメンバーは、その特定のロケーション、及び、そのロケーションでの超音波反射物体に対するMCEである。しかし、MCEの独自性は、幅広ビーム710の方向と、トランスデューサアレイ530の形状とに依存する。このような場合に、MCEは、特定のロケーションに最も近いトランスデューサ素子110ではない。図4のエコー領域計算ステップ450のデータ変換方法は、オプションとして、幅広ビーム710の方向、トランスデューサアレイ530の幾何形状、フィードバック、並びに、超音波反射物体に対し、トランスデューサ素子110の中で最も近いメンバーではないMCEを決定するためのその他の要因を含む。

【0076】図13Aには、単一のトランスデューサ素子110から送信された超音波1305が示されている。超音波1305は、調査中の物質535(図示せず)の中を伝わり、超音波反射物体1310Aに衝突する。トランスデューサ素子110Gは、トランスデューサ素子110A-110Sの中で超音波反射物体1310Aの最も近くにあるトランスデューサ素子であり、従って、反射物体1310Aに対するMCEであるとみなされる。超音波反射物体1310Aで、超音波1305は、超音波エコー1315を発生させる。その中の超音波エコー1315A-1315Fが図示されている。超音波エコー1315は、トランスデューサ素子110A-110Sまで逆伝播し、そこで検出される。

【0077】図13Aには、1個のトランスデューサ素子110G(MCE)から送信された超音波1305が示されているが、殆どの実施例において、超音波は、幅広ビーム710の形成中に複数のトランスデューサ素子110A-110Sから送信される。図13Bは、超音波反射物体1310Bに対するMCEである単一のトランスデューサ素子110Qによって発生させられた超音波1330を示す図である。超音波エコー1340A-1340Fが図示されているエコー1340は、反射物体1310Bで発生し、逆伝播し、トランスデューサ素子110A-110Sによって検出される。

【0078】図14は、図13に示された超音波1305及び超音波1330によって発生させられたデータを含むチャンネルデータアレイ1000の一実施例の説明図である。チャンネルデータアレイ1000の各列1410A-1410Sは、対応したトランスデューサ素子110A-110Sで検出された信号を表す。チャンネルデータアレイ1000の各行1420A-1420Uは、特定の時間周期に検出された信号を含む。図14において、エコー1315及び1340の検出によって発生したデータを含むデータ要素1430は、データロケーションライン1440A又はデータロケーションライン1440Bのそれぞれと交差するデータ要素1430である。かくして、調査中の物質535内で超音波反射物体1310のような反射物体から発生した超音波エコーは、データロケーションライン1440A又は1440Bのようなラインに沿って存在するデータを生成する。データロケーションライン1440A及び1440Bは、トランスデューサ530の既知幾何形状と、調査中の物質535内での音速と、を使用する物理学及び幾何学の原則から計算することができる。データロケーションライン1440A及び1440Bは、MCE、トランスデューサ素子110G、或いは、典型的にその他のトランスデューサ素子110と交差しない。實際上、調査中の物質535は、多数の超音波反射物体1310を含み、チャンネルデータアレイ1000はそれぞれの超音波反射物体によって発生されたデータを含む。

【0079】エコー領域計算ステップ450の実施例によれば、エコーロケーションデータは、データロケーションライン1440A、データロケーションライン1440Bのようなラインに沿ってデータを合計することによって計算される。例えば、データロケーションライン1440Bの方向にデータを合計すると、超音波反射物体1310Bによって占有された位置で発生させられ、データピン1220やデータピン1240のようなデータピンによって表現されるエコー1315の振幅を表す結果が得られる。この合計は代表的なデータピンに格納される。類似した合計は、エコーロケーションデータアレイ1100内のデータピン毎にオプションとして実行される。多数回の合計によって、エコーロケーションデータアレイ1100は、調査中の物質535内の超音波反射物体を表現するエコーロケーションデータで占められる。

【0080】図15には、エコーロケーションデータピン1520を含むエコーロケーションデータアレイ1100の一実施例が示されている。各エコーロケーションデータピン1520は、図14に示されるようにチャンネルデータアレイ1000におけるデータロケーションライン1440Aのような固有のラインと関連付けられる。固有のラインに沿ったデータは、各データピン1520によって表される物理的ロケーションで行われたエコー発生の大きさを計算するため合計される。この合計は、オプションとして、全てのデータピン1520に関して実行され、エコーロケーションデータアレイ1100全体のエコーロケーションデータを計算するために使用され得る。

【0081】図16は、エコー領域計算ステップ450の一実施例に含まれるデータ変換方法の説明図である。本実施例は、エコーロケーションデータアレイ1100内の一つのエコーロケーションデータピン1520が選択される素子選択ステップ1610を含む。典型的に、各々のエコーロケーションデータピン1520の選択は、エコーロケーションデータアレイ1100を系統的にトラバース（辿る）ことによって実現される。素子選択ステップ1610の後には、ライン判定ステップ1620が続き、選択されたエコーロケーションデータピン1520と関連付けられたチャンネルデータアレイ1100の固有ラインが判定される。判定は、前に計算されたラインを含むルックアップテーブルなどを使用して、幾何学の原理からラインを計算することによって実行される。判定は、エコー領域計算ステップ450の前、或いは、エコー領域計算ステップ450の間に行われる。種々の実施例では、判定は、幅広ビーム設計ステップ410の前に、或いは、幅広ビーム設計ステップ410の間に行われる。代替的な実施例では、判定は、図4のステップ420、430及び/又は440の前若しくは実行中に行われる。ライン判定ステップ1620の後には、

データ合計ステップ1630が続き、ライン判定ステップ1620で判定されたラインと交差するデータ要素1430からのデータを合計する。一実施例において、データ合計ステップ1630は、単純なデータの加算を行う。代替的な実施例では、データ合計ステップ1630は、重み付き関数、マトリックス演算、外挿、内挿など数学的技術を使用する。一実施例において、データ合計ステップ1630は、制御電子機器595内のファームウェアによって容易に実現される。結果保存ステップ1640では、ステップ1630での合計の結果が素子選択ステップ1610で選択されたデータ要素に格納される。

【0082】ステップ1610乃至1640は、オプションとして、エコーロケーションデータアレイ1100内の全てのエコーロケーションデータピン1520に対して繰り返してもよい。図15は、図16に示された方法を使用してデータロケーションライン1440A及び1440Bに沿った合計によって得られた非零値を含むエコーロケーションデータピン1520の二つの組（1550及び1560）を示す。エコーロケーションデータピン1520の各組（1550及び1560）は、典型的に、種々の非零値が格納されたエコーロケーションデータピンを含む。ある種の実施例では、ステップ1610から1640までの一つ以上のステップは、並列処理として実行される。

【0083】エコー領域計算ステップ450の他の実施例は、代替的なデータ変換方法を含む。これらの代替的な方法は、例えば、周波数域で実行される計算を使用し、受信信号間の位相関係を使用し、各トランスデューサ素子110の寄与に重み付けをするためアポディゼーション関数を使用し、フィードバック機構を使用し、MCE以外の送信用トランスデューサ素子110の相関解析を使用し考慮する。これらのMCE以外のトランスデューサ素子110は、チャンネルデータからエコーロケーションデータへの変換の質と速度の両方を高めるため使用される。

【0084】一実施例において、エコー領域計算ステップ450は、各トランスデューサ素子110の寄与度に重みを付けるためアポディゼーション関数を利用する。MCEの近くにあるトランスデューサ素子110は、MCEから遠くにあるトランスデューサ素子110よりも強いエコーを、特定の反射物体1310から受信するので、重み付けをする方が望ましい。

【0085】図17は、本発明の実施例による3通りの別のアポディゼーション関数の説明図である。グラフ1710は、3種類の別のアポディゼーション関数1720、1730及び1740を示す。例えば、トランスデューサ素子110Gが、図16の素子選択ステップ1610で選択されたデータ要素1430のうちの一つに対するMCEである場合、アポディゼーション関数172

0は、得られた合計がトランスデューサ素子110Gの近くにあるトランスデューサ素子110からより大きい寄与を受けるように、データ合計ステップ1630で使用される。同様に、トランスデューサ素子110K及び110SがMCEであるときの合計の場合、オプションとして、ライン1730及び1740で表されたアポディゼーション関数が使用される。

【0086】他の実施例では、エコー領域計算ステップ450は、少なくとも部分的に周波数域で実行される。データは、可逆的な変換、例えば、サイン変換、フーリエ変換、ウェーブレット変換などを用いて変換される。

【0087】エコー領域計算ステップ450の一部の実施例では、受信信号間の位相関係が、MCEによって送信された超音波から得られた受信信号と、2次寄与素子(SCE)から得られた受信信号とを区別するために使用される。SCEは、MCE以外のトランスデューサ素子110であり、超音波反射物体1310のような所定の超音波反射物体から発生した信号に寄与する。

【0088】図18は、トランスデューサ素子110F及び110Gから送信され、超音波反射物体1310Aに衝突する超音波1810及び1305を示す図である。トランスデューサ素子110Gは、トランスデューサ素子110の中で最も近くに存在するメンバーであるので、超音波反射物体1310Aに対するMCEで在ると考えられる。他の実施例では、密接に集合したトランスデューサの組が一体的にMCEとして取り扱われる。トランスデューサ素子110Fのような他のトランスデューサ素子110も、反射物体1310Aに到達する超音波を発生する。本例の場合、トランスデューサ素子110FはSCEである。これらのSCEトランスデューサ素子110からの超音波は、超音波反射物体1310Aに到達するまでに、MCEトランスデューサ素子110からの超音波よりも長い距離を伝わる。MCEによって発生された超音波と同様に、SCEからの超音波は、超音波反射物体1310Aに衝突したとき、エコーを発生させる。その中の一部のエコーはトランスデューサアレイ530で検出される。

【0089】図19は、チャンネルデータアレイ1000内のSCEトランスデューサ素子110Fによって発生された信号のロケーションの説明図である。これらの信号は、データロケーションライン1440Aと類似したデータロケーションライン1910上にある。データロケーションライン1910はデータロケーションライン1440Aよりも時間的に僅かに遅れている。データロケーションライン1440Aとデータロケーションライン1910の時間差は、超音波がトランスデューサ素子110Fから超音波反射物体1310Aに到達するまでに要する時間と、超音波がトランスデューサ素子110Gから超音波反射物体1310Aに到達するまでに要する時間との差に起因する。SCEから得られたデータ

と、MCEから得られたデータは、区別する方が望ましい。MCEからの信号は、典型的に、(超音波がより長い距離を伝わる)SCEから来る信号よりも強いが、SCEからの信号は、移動距離の差から生じる位相差によって更に見分けられる。特定の位相をもつ信号だけを考慮することによって、SCEから得られた信号をフィルタリングによって分離することができる。例えば、一実施例によれば、SCE信号は、10dBよりも上で除去され、一部の実施例では、38dBよりも上で除去される。

【0090】様々な実施例において、SCEから来る信号は、エコー領域計算ステップ450で獲得された結果を改善するため使用される。例えば、一部の実施例では、SCEから来るデータは、MCEから来るデータに加算される。かくして、図19に示されるように、データロケーションライン1910にのるデータは、データロケーションライン1440Aに沿うデータに加算される。データロケーションライン1910に重なるデータには、SCEトランスデューサ素子110Fで発生され、反射物体1310Aから反射された超音波により生じたデータが含まれる。位相調節及び重み付けの後、このデータは、データロケーションライン1440Aに重なるデータに強め合うように加算され、反射物体1310Aの存在を示すエコーロケーションデータの信号対雑音比を改善する。典型的に、MCEの最も近くにあるSCEは、遠くに離れているSCEよりも大きい重みが付与される。例えば、一実施例では、近傍SCEの重みを決定するためMCEに中心が置かれたCh<sub>i</sub>平方重み付け分布が使用される。他の実施例では、重み付け分布は、チャンネルデータアレイ1000における信号が強いMCE信号と重なるSCEの重みを減少させるフィードバックアルゴリズムに応答する。

【0091】他の実施例では、SCEによって生ずる信号は、MCEによって生ずる信号から減算される。例えば、大きいMCE信号が、図19に示されるようにデータロケーションライン1440Aに沿って検出される場合、対応する大きいSCE信号がデータロケーションライン1910に沿って存在することが予想される。対応するSCE信号は予測可能であり、近似値はMCE信号の関数として計算可能であるため、データ値が他のエコーロケーションデータビン1250に対する値を計算するため使用される前に、計算値がデータ要素1430に格納されたチャンネルデータ値から減算される。エコー領域計算を改良するためSCEから生じたデータを考慮することは、オプションとして、データ合計ステップ1630(図16)の一部として行われる。

【0092】エコー領域計算ステップ450の一部の実施例はフィードバックを使用する。例えば、一実施例によれば、計算エコーロケーションデータは、計算エコーロケーションデータに基づいてシミュレートされたエコ

一信号(シミュレートされたチャンネルデータ)を生成する技術を使用する「逆」データ変換で処理される。この逆変換は、エコーロケーションデータの計算が最適である場合に期待されるシミュレーション・チャンネルデータを生成する。逆変換は、オプションとして、従来技術の光線追跡法(レイ・トレーシング)を使用して実行される。シミュレートされたチャンネルデータは、チャンネルデータアレイ1000に保存されている実際のエコーデータと比較される。これらの二つのデータセット間の類似度は、エコーロケーションデータを生成するため使用された計算の品質を表す。オプション的な反復処理の場合、エコーロケーションデータの計算は、この類似度に応じて変化するパラメータを使用して繰り返される。これらのパラメータは、チャンネルデータアレイ1000内のデータとシミュレート・エコー信号との間の類似度を最適化するため操作される、種々の加重(重み付け)係数、アポディゼーション関数又はSCEを含む。

【0093】他の実施例によれば、フィードバックは、幅広ビーム設計ステップ410を制御するためエコーロケーションデータを利用する。例えば、一実施例では、ステップ410で設計された超音波ビームの方向は、調査中の物質535内の反射性境界の場所に応答する。他の実施例では、ステップ410で設計されたビームの焦点、幅、周波数、又は、個数は、計算エコーロケーションデータに敏感である。

【0094】エコー領域計算ステップ450の幾つかの実施例は、相関解析を利用するデータ変換を行う。相関法は、データ解析技術では公知であり、データ間の類似度を強調し、データ間の比較を行うために有用である。相関は、特に、例えば、位相の変化によって系統的に異なるデータを比較する場合に役に立つ。ある座標方向に一定の度合いで差がある2組のデータセットの相互相関解析は、この一定の差と、この差を考慮した後のデータの類似度を識別する。データセットの自己相関解析は、データ中の周期的信号又は反復的信号を実証する。

【0095】図20は、MCEデータとの相関が良いSCEデータの成分を識別するため相互相関法が使用されるエコー領域計算ステップ450の一実施例の説明図である。相互相関計算ステップ2010において、MCEと関連付けられた、ラインデータロケーション1440A(図14)のようなラインに載るデータは、SCEと関連付けられた、ラインデータロケーション1910(図14)のようなラインに載るデータとの間で相互相関が求められる。これらのデータセットの各々は、オプションとして、アポディゼーション関数1720のような関数を使用して前処理される。相互相関は、2組のデータセットの間の位相差対類似度の関数として表現され得る相関データセットを発生する。位相差計算ステップ2020において、MCEデータとSCEデータ間の予想位相差は、MCEとSCEの間の既知の幾何学的関係

に基づいて計算される。参照(ルックアップ)ステップ2030において、計算された位相差は、相関データセット内で、特定の位相差で、相互相関によって発生された相関データセット内の類似度値を参照するため使用される。位相差計算ステップ2020で計算された位相差に対応する類似度値は、MCEデータの信号対雑音比を改善する際にSCEデータがどの程度有効であり得るかを示す。なぜならば、SCEデータの類似度が高くなるほど、強め合うようにMCEデータに加算される可能性が高くなるからである。判定ステップ2040において、類似度値は所定の閾値(スレッシュホールド)と比較される。類似度値が閾値よりも大きい場合、SCEデータは、データ追加ステップ2050でMCEデータに加算される。ステップ2040において、類似度値は所定の閾値未満であることが判明した場合、コンピュータコード596は、判定ステップ2060で、特定のSCEデータセットの更なる解析を行うのが当然であるかどうかを判定する。例えば、近傍のSCEが未だ検査されていない場合、或いは、ユーザが信号対雑音比をより一層改善することを要求する場合、更なる解析が当然に行われる。さもなければ、この特定のSCEデータセットの解析は終了する。ステップ2060において、更なる解析が保証されていることが判定された場合、SCEデータセットはオプション的なフィルタステップ2070で処理される。ステップ2070における処理には、MCEデータセットとの間で優れた相関を示すSCEデータセットの成分を強調するため設計された、フィルタリング、打ち切り、若しくは、類似した手段が含まれる。例えば、一実施例によれば、アポディゼーション関数1740のような代替的な関数がSCEデータセットに適用される。図20に示されたステップは、オプションとして、2組以上のSCEデータセットに適用される。

【0096】エコー領域計算ステップ450の代替的な実施例を使用して発生させられたエコーロケーションデータは、オプションとして比較され、この比較は、計算の整合性を判定し、或いは、フィードバックを与えるため使用される。例えば、一実施例において、エコー領域計算ステップ450の2回の繰返しには、異なるSCEの考慮が含まれる。これらの計算の精度は、繰返し毎の結果を比較することによってチェックされる。結果が接近している程、SCEを使用することによって正確な結果が生成される可能性が高くなる。他の例では、エコー領域計算ステップ450の2種類の実施例を使用して計算されたエコーロケーションデータは、著しく相違することが判明する。これらの相違は、幅広ビーム技術の他のステップに影響を与えるフィードバックとして使用される。例えば、特定区域におけるエコーロケーションデータの再生不可能性は、オプションとして、その区域を検査する幅広ビームの特性(強度、周波数、方向など)が変更されるように、幅広ビーム設計ステップ410に

フィードバックを与えるため使用される。

【0097】エコーロケーションデータアレイ1100に格納されたデータは、オプションとして、ユーザに向けて表示することができる調査中の物質535の画像を発生する画像発生ステップ470(図4)で使用される。画像の発生及び表示は、画像コンバータ575及びディスプレイ580を夫々使用することによって実現される。2次元データは、幅広ビーム技術を使用して単一の超音波ビームから発生させられ得るので、2次元画像が単一の超音波ビームから発生され得る。様々な実施例において、この能力は、従来技術による方法よりも画像フレームレートを増加させる。なぜならば、画像は、従来技術の多数の(すなわち、100個を超える)パルスの戻り時間ではなく、単一パルスの戻り時間、或いは、選択的に、少数個(すなわち、5個未満、10個未満、20個未満、40個未満若しくは64個未満)のパルスの戻り時間によって制限される時間内に生成されるからである。単一の超音波パルスから画像を発生させることの利点には、生成される画像内のジッタを低減し得ることがある。なぜならば、従来技術に対して、データが収集される期間中にトランスデューサアレイ530と調査中の物質535の間に相対運動が生じる時間が短くなるからである。単一の超音波ビームから画像を発生させることにより、調査中の物質535へ向けられる超音波エネルギーの量が削減され、画像を発生させるために要する電氣的パワーの量が削減される。

【0098】以上の方法及び装置の様々な実施例の記述から、当業者に明らかであるように、これらの実施例への変更及び追加は、本発明の原理を逸脱することなくし得る。例えば、トランスデューサ素子110は、別の超音波発生素子によって置き換えることが可能であり、送受スイッチ515は、別個の送信スイッチ及び受信スイッチによって置き換えることが可能である。図示されたトランスデューサ素子110の個数は限定するものではない。典型的な実施例には、非常に多数のトランスデューサ素子110が含まれる。同様に、図示されたデータアレイの解像度は、例示の目的のためだけに選択された解像度である。典型的な実施例には、非常に多数のデータピンを備えたデータアレイが含まれる。

【0099】幅広ビーム技術は、領域形成と従来のビーム形成の両方を使用するように構成されたシステムに適用可能である。一部の実施例は、これらの二通りのアプローチを切り替える手段を含む。例えば、領域形成技術は、領域を調べるために使用され、従来のビーム形成技術は、特定の対象領域にエネルギーを集中させるために使用される。2次元トランスデューサアレイを含むある種の実施例では、領域形成技術は、従来のビーム形成技術と同時に使用される。例えば、一方のトランスデューサ素子の組は領域形成のため使用され、他方のトランスデューサ素子の組は従来のビーム形成のため使用され

\*る。別の例では、領域形成は一方の空間次元でデータを収集するため使用され、従来のビーム形成は他方の空間次元でデータを収集するため使用される。超音波ビームは、一方の次元では領域形成用に構成され、他方の次元では従来のビーム形成用に構成される。これらの実施例の場合、2種類以上のエコーロケーション法が同時に実行され、各々のエコーロケーション法は、オプションとして、特定の空間次元と関連付けられる。

【0100】幅広ビーム技術は、2次元領域若しくは3次元容積の中で集中ビームを走査させるため、フェーズドアレイを使用することによって制限されたシステムに適用可能である。これらのシステムは、ソナーのような音響システム、並びに、レーダーのような電磁波システムを含む。幅広ビーム技術の実施例は、2次元トランスデューサアレイと共に使用される。これらの実施例の場合、エコー容積計算は、エコー領域計算を置き換え、ステップ450の変換は、エコーデータの3次元(トランスデューサ、トランスデューサ、時間)アレイを3次元(x、y、z)エコーロケーションデータアレイに変換する。一実施例によれば、一つの3次元超音波ビームは、容積形成を実行するため使用され、これにより、空間内の容積をカバーするエコーロケーションデータを生成する。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来技術の超音波システムの説明図である。

【図2】従来技術による超音波ビームを集中させる方法の説明図である。

【図3】(A)乃至(E)は8個のトランスデューサ素子からなるフェーズドアレイを使用する従来技術の走査プロセスの説明図である。

【図4】本発明の一実施例による幅広ビーム方法の概要を説明するフローチャートである。

【図5】本発明の一実施例による幅広ビームシステムのブロック図である。

【図6】本発明の一実施例による幅広ビーム設計ステップの詳細フローチャートである。

【図7A】本発明の一実施例による直線状トランスデューサアレイを使用して発生された超音波ビームの説明図である。

【図7B】本発明の一実施例による曲線状トランスデューサアレイを使用して発生された超音波ビームの説明図である。

【図7C】本発明の一実施例により発生した高周波照射領域を生じる超音波ビームの説明図である。

【図7D】幅広ビームの横断面を通る超音波強度をプロットしたグラフである。

【図8】本発明の一実施例による送信ステップの詳細フローチャートである。

【図9】本発明の一実施例による受信ステップの詳細フローチャートである。

【図10】本発明の一実施例によるチャンネルデータアレイに配置された保存データの説明図である。

【図11A】X位置を示す第1軸とY位置を示す第2軸を有する本発明の一実施例によるエコーロケーションデータアレイの説明図である。

【図11B】角度( )を示す第1軸と半径(R)を示す第2軸を有する本発明の一実施例によるエコーロケーションデータアレイの他の実施例の説明図である。

【図12A】Xの11分割用データピンを含む本発明の一実施例による直交座標系の例示用の説明図である。

【図12B】本発明の一実施例による超音波ビームによって高周波照射された領域を表現する極座標系の説明図である。

【図13】(A)及び(B)は、本発明の一実施例によるトランスデューサ素子から調査中の物質内の物体まで伝播する超音波の説明図である。

【図14】本発明の一実施例によるエコーから生成されたチャンネルデータの説明図である。

【図15】本発明の一実施例による図14に示されたデータチャンネルを使用して発生されたエコーロケーションデータの説明図である。

【図16】本発明の一実施例によるエコー領域計算に含まれる方法のフローチャートである。

【図17】本発明の一実施例による3通りの代替的なアポディゼーション関数を説明するグラフである。

【図18】2個のトランスデューサ素子から送信され、超音波反射物体に衝突した超音波の説明図である。

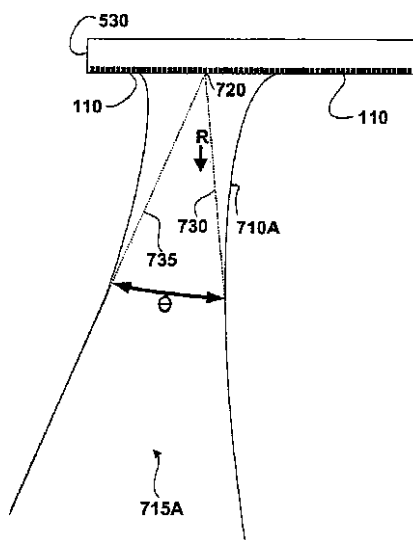
\*【図19】本発明の一実施例によるチャンネルデータアレイに格納された、SCEトランスデューサ素子によって発生された信号の説明図である。

【図20】本発明の一実施例によるエコー領域計算ステップの詳細フローチャートである。

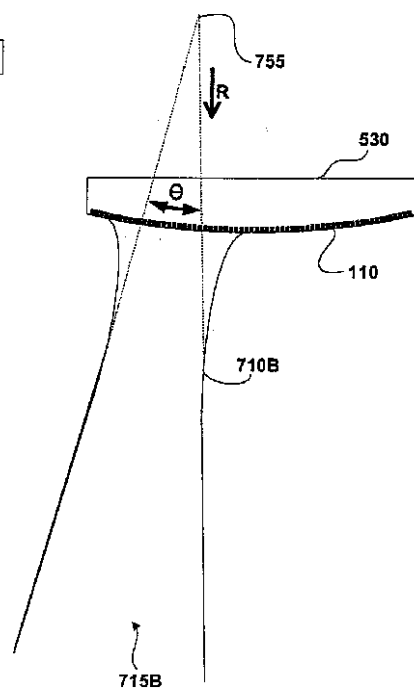
【符号の説明】

- 510 波形発生器
- 515 遅延装置
- 520 電力増幅器
- 525 送受スイッチ
- 527 マルチプレクサ
- 530 トランスデューサアレイ
- 535 調査中物質
- 540 可変利得増幅器
- 545 アナログフィルタ
- 550 A/D変換器
- 555 チャンネルデータ記憶バッファ
- 560 信号プロセッサ
- 565 エコーロケーションデータ記憶装置
- 570 付加データ記憶装置
- 575 画像コンバータ
- 580 ディスプレイ
- 585 通信電子機器
- 590 ユーザ・インタフェース電子機器
- 595 制御電子機器
- 596 コンピュータコード

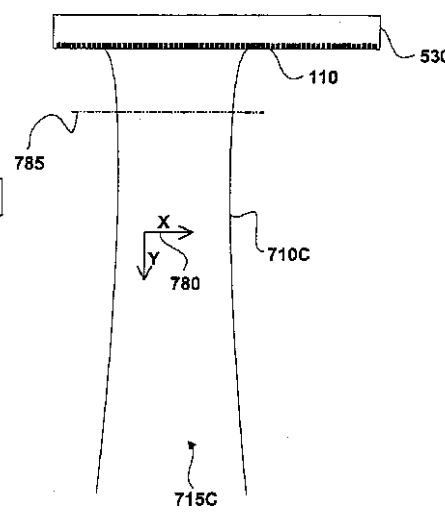
【図7A】



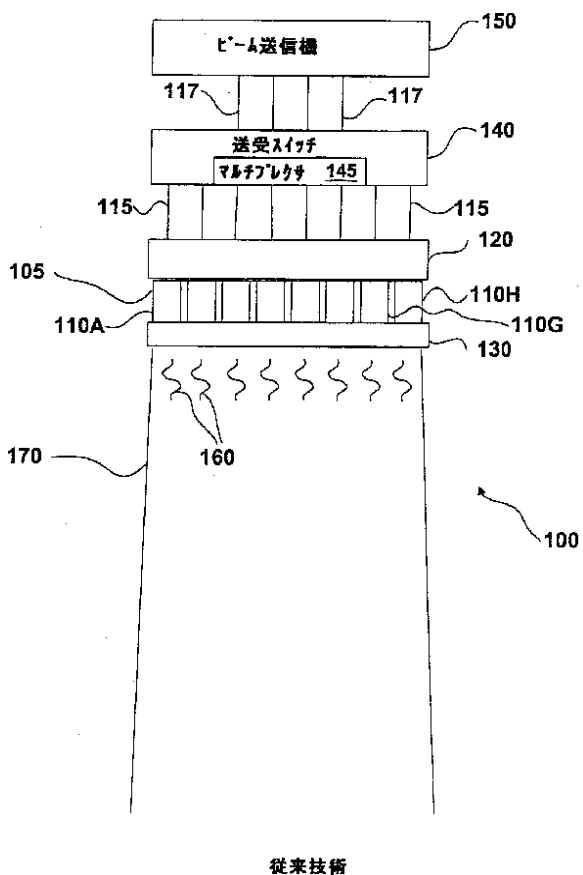
【図7B】



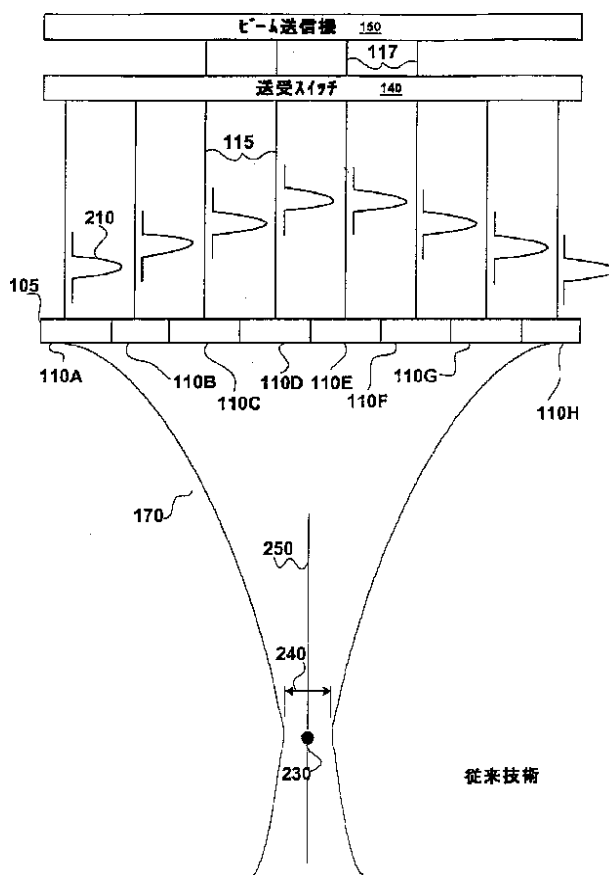
【図7C】



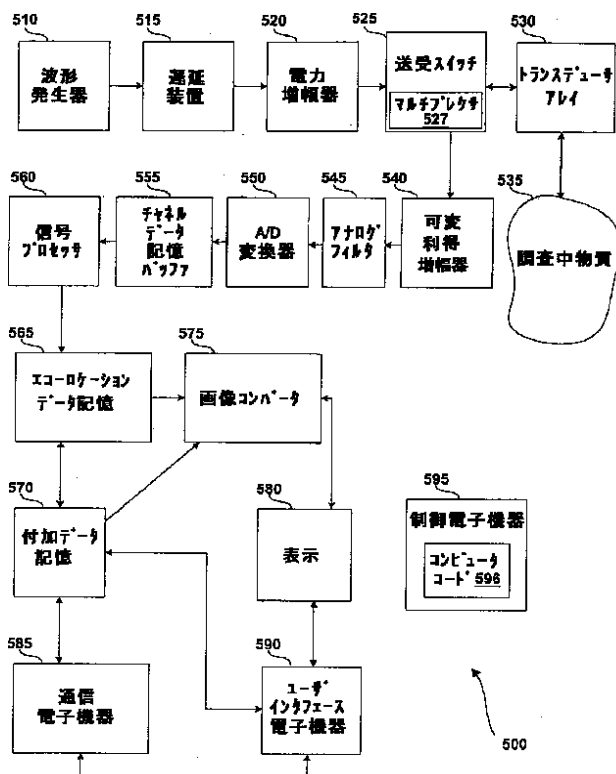
【図1】



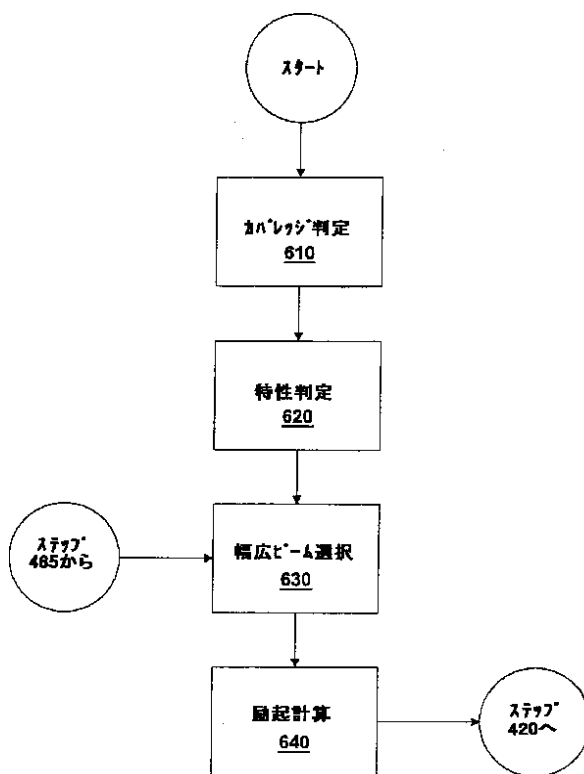
【図2】



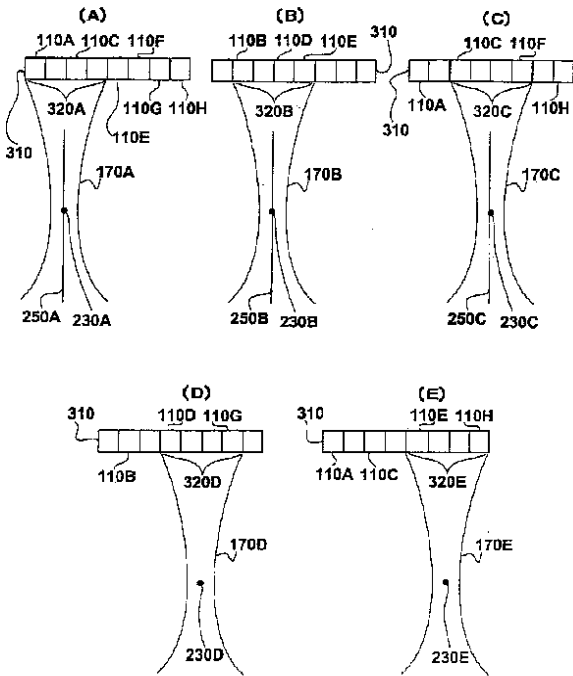
【図5】



【図6】

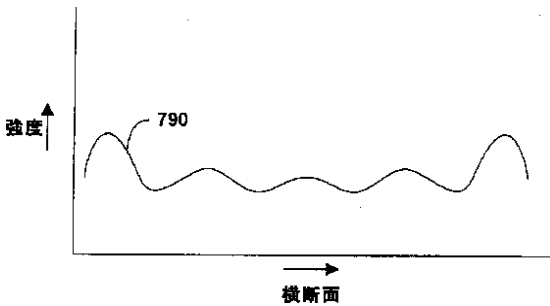


【図3】

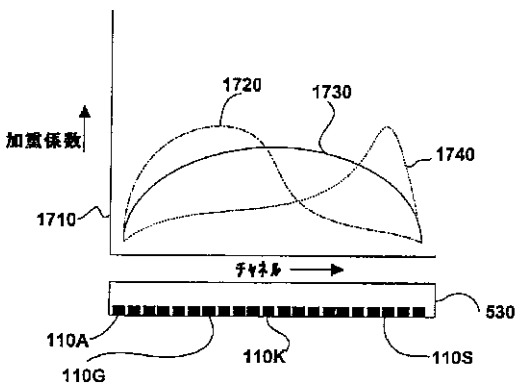


従来技術

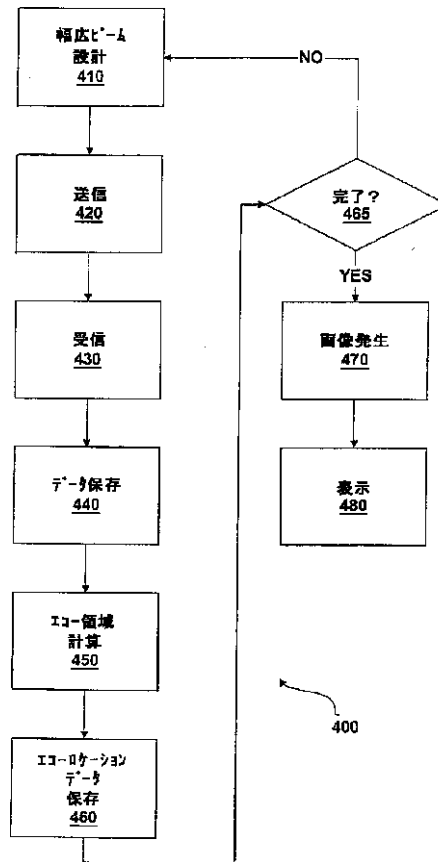
【図7D】



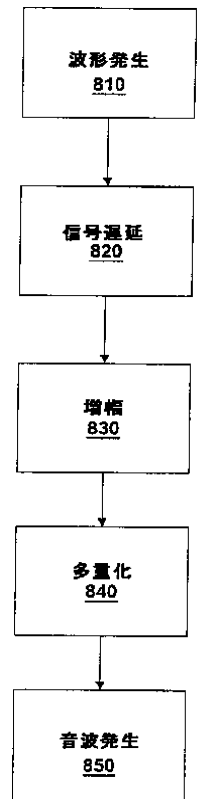
【図17】



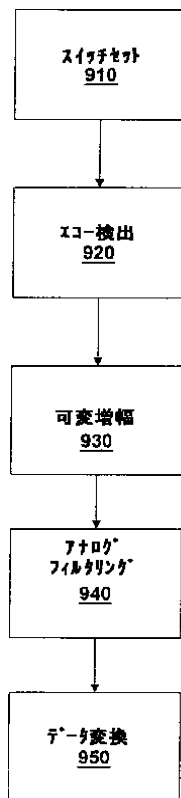
【図4】



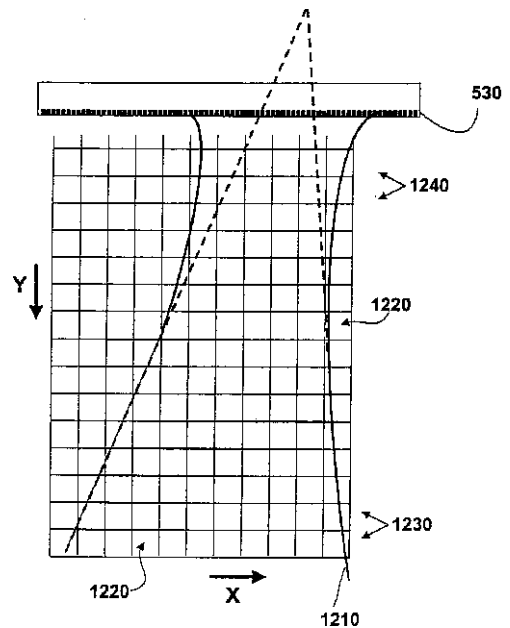
【図8】



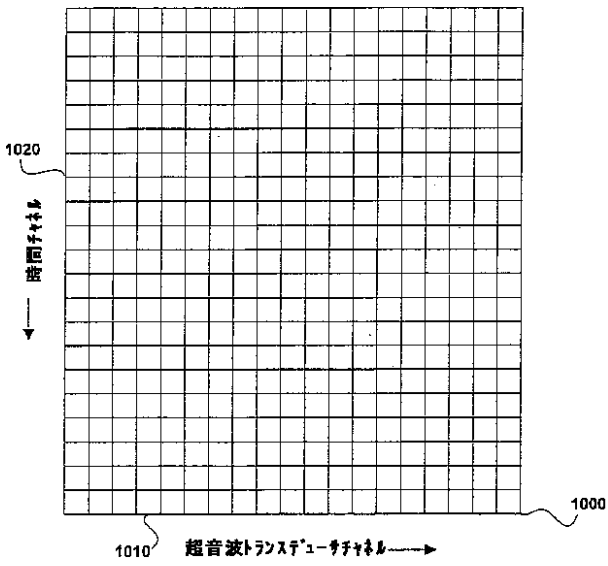
【図9】



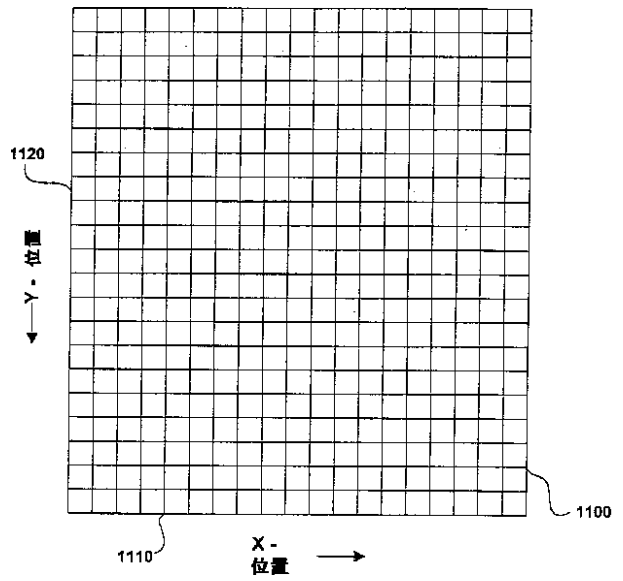
【図12A】



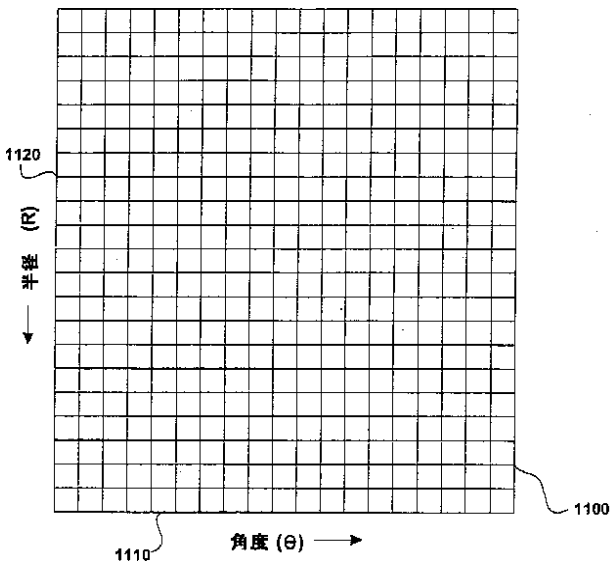
【図10】



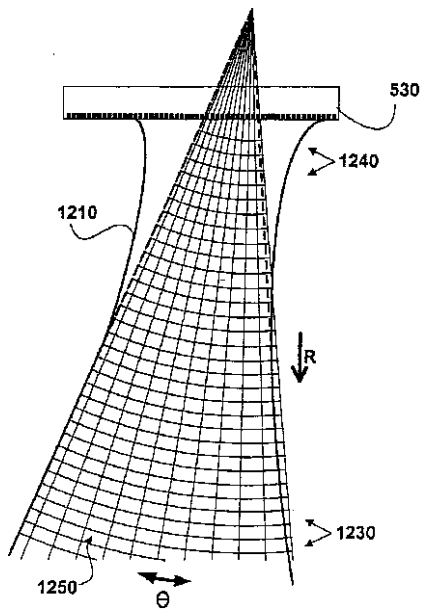
【図11A】



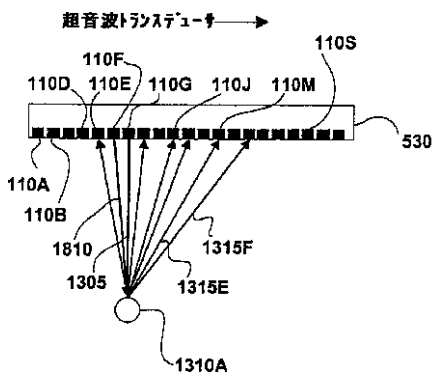
【図11B】



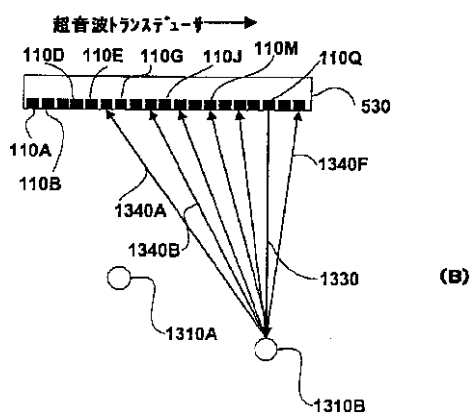
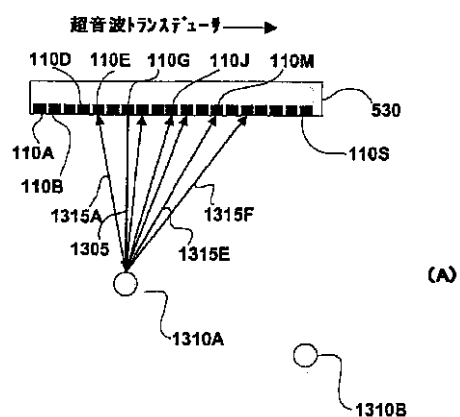
【図12B】



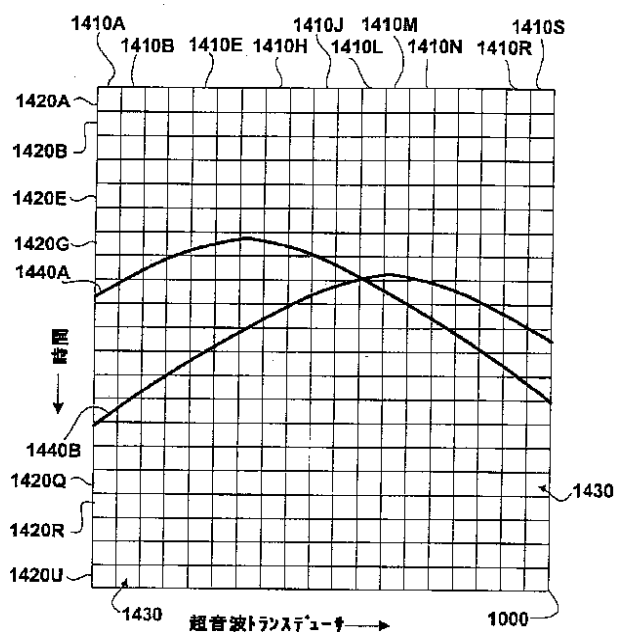
【図18】



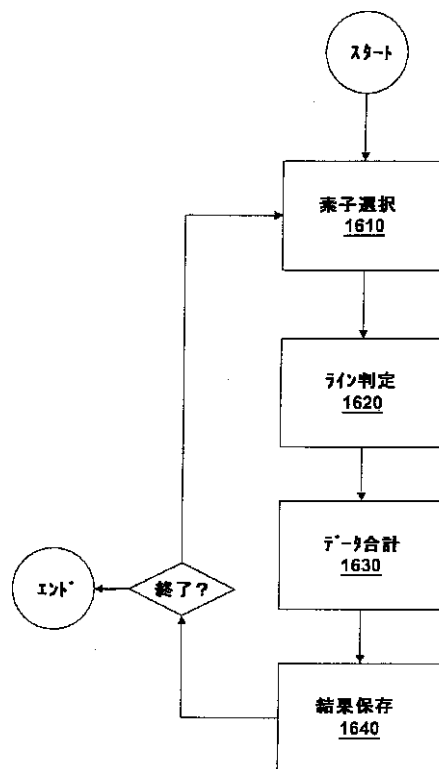
【図13】



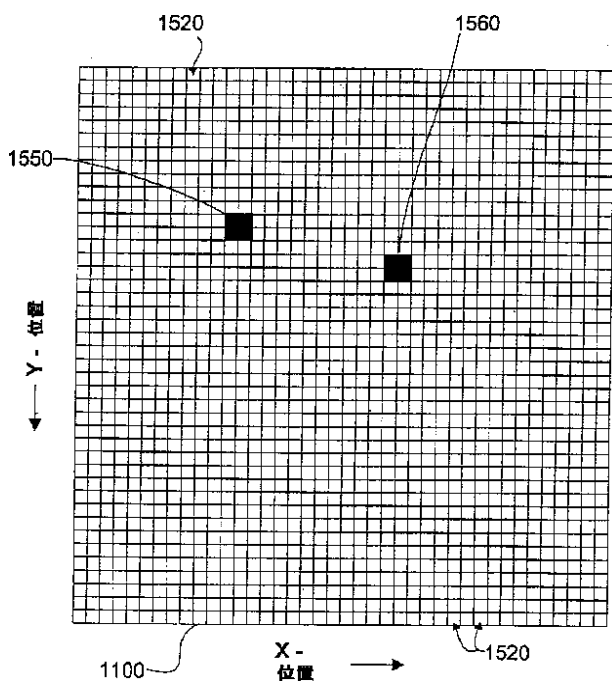
【図14】



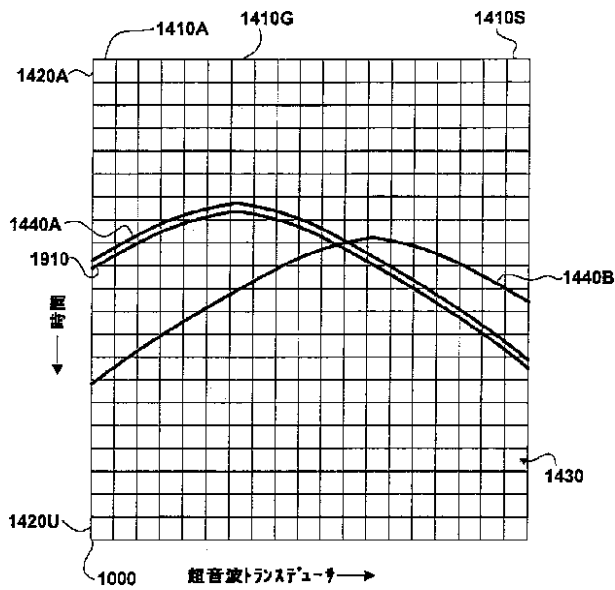
【図16】



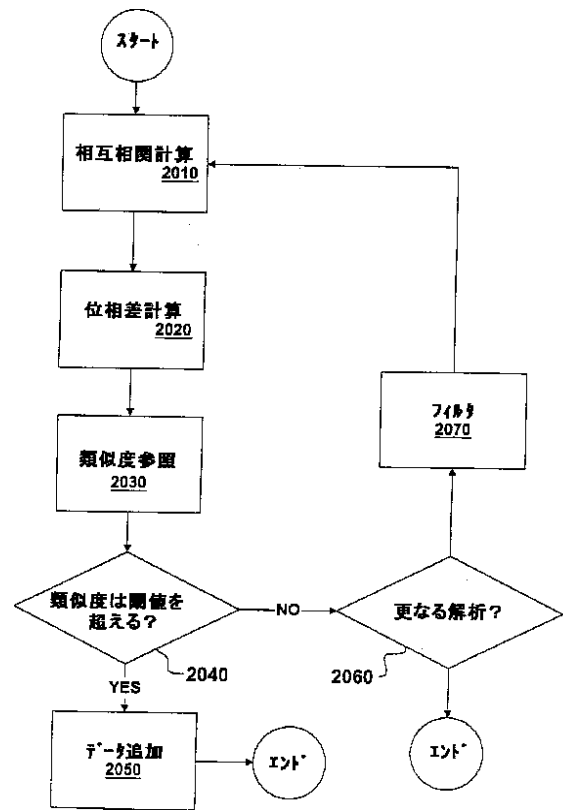
【図15】



【図19】



【図20】



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 370632
- (32)優先日 平成14年4月5日(2002.4.5)
- (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 211391
- (32)優先日 平成14年8月1日(2002.8.1)
- (33)優先権主張国 米国(US)

- (72)発明者 グレン マクラフリン  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
94043 マウンテン・ビュー テラ・ベ  
ラ・アヴェニュー 1061
- Fターム(参考) 2G047 CA01 DB02 EA09 EA10 GB02  
GF06 GF10 GF11 GF15 GF17  
GF18 GF20 GG17 GG21 GG28  
GG29 GG35 GG36  
4C301 BB12 BB22 EE10 EE11 GB02  
HH02 HH03 HH13 HH25 HH37  
HH38 JB23 JB24 JB28 JB29  
JB42 LL05

## 【外国語明細書】

1 Title of Invention  
Broad-Beam Imaging

2 Claims

1. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:
  - using a plurality of transducers to transmit an ultrasound beam into the material under investigation, the ultrasound beam including components generated by each transducer in the plurality of transducers;
  - receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and the material under investigation;
  - generating first data from the received echoes, the first data having values that include phase and magnitude information and being associatable with a time dimension and distributed over at least one spatial dimension;
  - using the phase or magnitude information to distinguish echoes, among the received echoes, resulting from ultrasound beam components generated by a subset of transducers in the plurality of transducers; and
  - transforming the first data into second data using the distinguished echoes, the second data having values distributed over at least one more spatial dimension than the first data.
2. The method of claim 1, wherein the magnitude information is used to distinguish echoes among the received echoes.
3. The method of claim 1, wherein both the magnitude and phase information are used to distinguish echoes among the received echoes.

4. The method of claim 1, wherein the phase information is used to distinguish echoes among the received echoes.
5. The method of claim 4, wherein the ultrasound beam is configured to probe a region of interest including two or more spatial dimensions.
6. The method of claim 5, further including a step of transmitting an additional ultrasound beam into the material under investigation, the additional beam being configured to probe a second region of interest overlapping the region of interest including two or more spatial dimensions.
7. The method of claim 5, further including the steps of  
transmitting an additional ultrasound beam into the material under investigation,  
the additional beam configured to probe a second region of interest  
overlapping the region of interest including two or more spatial  
dimensions,  
receiving second echoes generated by interactions between the additional  
ultrasound beam and the material under investigation,  
generating third data using the received second echoes, and  
generating an image using both the second data and the third data.
8. The method of claim 4, further including a step of configuring the ultrasound beam responsive to an imaging mode.

9. The method of claim 4, further including the steps of generating electronic signals from the received echoes using receiving transducers and of amplifying the generated electronic signals using a weighting function with a factor responsive to an identity of a member of a set of receiving transducers.
10. The method of claim 9, wherein the weighting function is responsive to the identity of a main contributing element.
11. The method of claim 1, wherein the step of transforming the first data includes a multidimensional data transform.
12. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:
  - transmitting one ultrasound beam into the material under investigation;
  - receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and the material under investigation;
  - generating first data from the received echoes, the first data having a value that includes phase and magnitude information and associatable with time and at least a first spatial dimension; and
  - transforming a portion of the first data into second data using a transform capable of producing second data distributed over at least a second spatial dimension and a third spatial dimension, the transform using the phase or magnitude information to select the portion of first data to be transformed.

13. The method of claim 12, wherein both the magnitude and phase information are used to distinguish echoes among the received echoes.
14. The method of claim 12, wherein the phase information is used to distinguish echoes among the received echoes.
15. The method of claim 14, wherein the first spatial dimension is the same as the second spatial dimension.
16. The method of claim 14, further including a step of determining characteristics of an ultrasound beam configured to analyze an area within the material under investigation.
17. The method of claim 12, further including a step of determining an area to be probed by the ultrasound beam, the second data being distributed over the area.
18. The method of claim 12, wherein the transform includes determining a data location line using the location of a main contributing element.
19. The method of claim 18, wherein the data location line is curved.
20. The method of claim 18, wherein the data location line does not intersect the main contributing element.
21. The method of claim 12, wherein the step of transforming the first data includes a transform that uses correlation analysis.

22. The method of claim 12, wherein the step of transforming the first data includes determination of a main contributing element.
23. The method of claim 12, wherein the step of transforming the first data includes consideration of a secondary contributing element.
24. The method of claim 12, further including a step of transmitting an additional ultrasound beam, the step of transforming the first data occurring before the step of transmitting the additional ultrasound beam.
25. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:  
transmitting one or more ultrasound beam into the material under investigation;  
receiving first echoes generated by interactions between one of the transmitted one or more ultrasound beam and the material under investigation, the interactions occurring at points distributed over at least a first spatial dimension and a second spatial dimension;  
generating first data from the received first echoes, the first data having values distributed in a time dimension and additionally distributed over at least the first or the second spatial dimension;  
transforming the first data into second data having values distributed over at least both the first and the second spatial dimension;  
transmitting an other ultrasound beam into the material under investigation;  
receiving further echoes generated using the other ultrasound beam;  
generating third data using the received further echoes, the third data being echolocation data and having a dimensionality; and  
combining the third data with the second data, the combination having the same dimensionality as the third data.

26. The method of claim 25, wherein characteristics of the other ultrasound beam are modified according to an algorithm that processes the second data.
27. The method of claim 25, wherein the step of combining the second data and the third data improves the signal to noise ratio in a resulting image over the signal to noise ratio of a resulting image that may be generated using only the second data or only the third data.
28. The method of claim 25, wherein the step of transmitting the other ultrasound beam is responsive to the second data.
29. The method of claim 25, further including the step of configuring the one or more of the transmitted beam responsive to an imaging mode.
30. The method of claim 25, further including a step of determining an area to be probed using the one or more ultrasound beam.
31. The method of claim 25, wherein the step of transforming the first data includes using a data transform with a weighting function responsive to an identity of a main contributing element.
32. The method of claim 25, wherein the second data is indexed using a coordinate system responsive to a shape of the one or more ultrasound beam.

33. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:  
transmitting an ultrasound beam into the material under investigation;  
receiving echoes generated by interactions between the transmitted ultrasound beam and the material under investigation;  
generating first data using the received echoes, the first data having values associatable with time and a number of positions in a first spatial dimension, the number of positions being at least 64 and the association with the number of positions being independent of the association with time; and  
transforming the first data into second data having values associatable with at least the first spatial dimension and a second spatial dimension.
34. The method of claim 33, wherein the number of positions is at least 128.
35. The method of claim 33, wherein the number of positions is at least 256.
36. The method of claim 33, further including the step of receiving second echoes generated by interactions between a second ultrasound beam and the material under investigation.
37. The method of claim 36, further including the step of generating third data using the received second echoes, any combination of the first data and the third data having the same dimensionality as the first data.
38. The method of claim 33, wherein the second data is echolocation data.

39. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:  
using a plurality of ultrasound transducers to transmit an ultrasound beam into  
the material under investigation;  
receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and  
the material under investigation;  
generating first data from the received echoes, the first data having a plurality of  
values associatable with time and with a first number of positions in a first  
spatial dimension, the first number of positions being more than one; and  
generating second data from the first data, the second data having values  
associatable with a second spatial dimension and with a second number  
of positions in the first spatial dimension, the first number of positions  
being fewer than the second number of positions;  
wherein at least one of the values of the second data, associatable with one of  
the second number of positions but not with any of the first number of  
positions, is generated without interpolation between values of the first  
data.
40. The method of claim 39, wherein the number of spatial dimensions associatable  
with the second data are independent of a number of ultrasound beams  
transmitted.
41. The method of claim 39, wherein the transmitted ultrasound beam is characterized  
by a direction, a focal point and a beam width at the focal point, the beam width  
being measured through the focal point along a straight line perpendicular to the

direction, and the second data is echolocation data having a resolution in a spatial dimension perpendicular to the direction of the beam and smaller than the beam width.

42. The method of claim 39, wherein the step of generating second data includes using a transform algorithm with a weighting function that assigns a weight to echoes according to echo receiving location.
43. The method of claim 39, wherein the step of using a plurality of transducers to transmit an ultrasound beam includes using a plurality of transducers, and the step of generating second data includes using a transform algorithm configured to differentiate signals resulting from different members of the plurality of transducers using a phase relationship in the received echoes or using a magnitude in the received echoes.

44. A method of probing a material under investigation comprising the steps of:
- using a plurality of transducers to transmit a plurality of ultrasound beams into the material under investigation;
  - receiving first echoes generated by interactions between a first member of the plurality of ultrasound beams and the material under investigation;
  - generating first echo data from the received first echoes, the first echo data having values associatable with a temporal dimension and separately associatable with more than one position in at least a first spatial dimension, the values including phase and magnitude information;
  - receiving second echoes generated by interactions between at least a second member of the plurality of ultrasound beams and the material under investigation;
  - generating second echo data from the received second echoes, the second echo data having values associatable with a temporal dimension and separately associatable with more than one position in at least a second spatial dimension;
  - generating first echolocation data using the first echo data and a data transform responsive to the phase or magnitude information;
  - using the second echo data to generate second echolocation data; and
  - combining the first and the second echolocation data to produce third echolocation data having the same dimensionality as the first echolocation data.

45. The method of claim 44, wherein the data transform is responsive to the phase and magnitude information.
46. The method of claim 44, wherein the data transform is responsive to the phase information.
47. The method of claim 44, wherein the first spatial dimension is the same as the second spatial dimension.
48. The method of claim 44, wherein first echoes are received using at least one of the transducers in the plurality of transducers.
49. The method of claim 44, further including a step of displaying an image using the third echolocation data.
50. The method of claim 44, wherein the first echo data has dimensions of time and position, the position dimension being associatable with locations of transducer elements and the first echolocation data has two spatial dimensions represented by a Cartesian coordinate system.
51. The method of claim 44, wherein the first echo data has dimensions of time and position, the position dimension being associatable with locations of transducer elements and the first echolocation data has two spatial dimensions represented by a radial coordinate system.

52. A method of generating echolocation data comprising the steps of:  
generating first data by converting echoes into electronic signals, the first data having a plurality of values associatable with time and separately associatable with a plurality of positions in at least one spatial dimension, the plurality of values including phase and magnitude information; and  
generating the echolocation data using the first data and a data transform responsive to the phase or magnitude information, the echolocation data having at least one value derived from two or more members of the plurality of values associatable with different positions in the plurality of positions.
53. The method of claim 52, wherein the at least one value is not generated using interpolation between members of the plurality of values.
54. The method of claim 52, wherein a plurality of values in the echolocation data are each derived from members of the plurality of values having different positions in the at least one spatial dimension.
55. The method of claim 52, wherein the echoes are received by a plurality of transducer elements and the different positions of the two or more members of the plurality of values are separated by at least twice the shortest distance between any two members of the plurality of transducer elements.
56. The method of claim 52, wherein the data transform is responsive to the phase information.

### 3 Detailed Description of Invention

#### CROSS-REFERENCES TO RELATED APPLICATIONS

[0001] This application claims benefit of commonly owned U.S. Provisional Patent Application No. 60/370,632, entitled "Broad-beam Imaging" and filed April 5, 2002. The disclosure of this provisional patent applications is incorporated herein by reference.

[0002] This application is a continuation-in-part of U.S. Patent Application No. 10/039,922, entitled "Block Switching In Ultrasound Imaging," and filed on October 20, 2001.

[0003] This application is also related to co-pending U.S. Patent Applications No. 09/860,209, entitled "Miniaturized Ultrasound Apparatus and Method Application," filed on May 18, 2001; No. 10/039,862, entitled "Simultaneous Multi-Mode and Multi-Band (M<sup>2</sup>B) Ultrasonic Imaging," filed on October 20, 2001; No. 09/872,541 entitled "System and Method for Phase Inversion Ultrasonic Imaging," filed on May 31, 2001; and No. 10/101,661, entitled "System and Method for Post-Processing Ultrasound Color Doppler Imaging," filed on March 19, 2002. The subject matter of the related applications are hereby incorporated by reference. The related applications are commonly assigned.

#### BACKGROUND

##### FIELD OF THE INVENTION

[0004] The invention is in the field of imaging and more specifically in the field of ultrasonic imaging.

##### PRIOR ART

[0005] Ultrasonic imaging is a method of analysis used for examining a wide range of materials. The method is especially common in medicine because of its relatively non-

invasive nature, low cost, and fast response times. Typically, ultrasonic imaging is accomplished by generating and directing an ultrasound beam into a material under investigation in a transmit phase and observing reflections generated at the boundaries of dissimilar materials in a receive phase. For example, in medical applications observed reflections are generated at boundaries between a patient's tissues. The observed reflections are converted to electrical signals (channel data) by receiving devices (transducers) and processed, using methods known in the art, to determine the locations of echo sources. The resulting data is displayed using a display device such as a monitor.

[0006] The prior art processes of producing an ultrasound beam and analyzing resulting echoes is called "beam forming." The production process optionally includes defining "transmit" beam characteristics through aperture apodization, steering, and/or focusing. The analysis process optionally includes calculating a "receive beam" wherein received echoes are processed to isolate those echoes generated along a narrow region. This calculation includes the identifying one-dimensional line along which echoes are assumed to have been generated, and is therefore referred to herein as "echo line calculation." Through beam forming a one-dimensional set of echolocation data is generated using each transmit and/or receive beam. Echolocation data is positional data relating to the physical location of one or more echo source and optionally includes intensity, velocity and/or similar physical information. Echolocation data may include post-beam forming raw data, detected data, or image data. Multidimensional echolocation data, such as an ultrasound image, is generated by

scanning a field of view within the material under investigation using multiple transmit and/or receive beams.

[0007] The ultrasound beam transmitted into the material under investigation during the transmit phase is generated by applying electronic signals to a transducer. The ultrasound beam may be scattered, resonated, attenuated, and/or reflected as it propagates through the material under investigation. A portion of the reflected signals are received at transducers and detected as echoes. The receiving transducers convert the echo signals to electronic signals and optionally furnish them to an echo line calculator (beam former) that performs the echo line calculation inherent to analysis using a receive beam.

[0008] After beam forming, an image scan converter uses the calculated echolocation data to generate image data. In prior art systems the image formation rate (the frame rate) is limited by at least the total pulse return times of all ultrasound beams used to generate each image. The pulse return time is the time between the transmission of the ultrasound beam into the material under investigation and the detection of the last resulting reflected echoes. The limited frame rate may result in temporal artifacts caused by relative movement between the ultrasound system and a material under investigation.

[0009] FIG. 1 shows a prior art ultrasound system, generally designated 100. Ultrasound system 100 includes an element array 105 of transducer elements 110, a backing material 120, an optional matching layer 130, a transmit/receive switch 140 and a beam transmitter 150. Backing material 120 is designed to support element array 105 and dampen any ultrasound energy that propagates toward backing material 120.

Matching layer 130 transfers ultrasound energy from transducer elements 110 into the material under investigation (not shown). Transducer elements 110, include individual transducer elements 110A-110H individually coupled by conductors 115 and 117, through transmit/receive switch 140, to a beam transmitter 150. Transmit/receive switch 140 may include a multiplexer 145 that allows the number of conductors 117 to be smaller than the number of conductors 115. In the transmit phase, beam transmitter 150 generates electronic pulses that are coupled through transmit/receive switch 140, applied to some or all of transducer elements 110A-110H, and converted to ultrasound pulses 160. Taken together, ultrasound pulses 160 form an ultrasound beam 170 that probes the material under investigation.

[0010] Ultrasound beam 170 may be focused to limit the region in which echoes are generated. When echo sources are restricted to a narrow region the calculation of echo location data may be simplified by assuming that the echo sources lie along a "transmit line." With this assumption, the task of the echo beam calculator is reduced to a problem of determining the position of an echo source in one dimension. This position is established using the return time of the echo. The accuracy of this assumption and the spacing of transmit lines are significant factors in determining the resolution of prior art ultrasound systems. Finely focused beams facilitate higher resolution than poorly focused beams. Analogous assumptions and consequences are found in analyses involving calculated receive beams.

[0011] FIG. 2 shows a prior art focusing system in which element array 105 is a phased array configured to focus ultrasound beam 170 by varying the timing of electronic pulses 210 applied to transducer elements 110A-110H. In this system,

electronic pulses 210, are generated at beam transmitter 150 and passed through transmit/receive switch 140. Electronic pulses 210 are delayed using a delay generator (not shown) and coupled to transducer elements 110A-H. Ultrasound beam 170 is formed when transducer elements 110A-H convert properly delayed electronic pulses 210 to ultrasound pulses 160 (FIG. 1). Once formed, ultrasound beam 170 is directed along a transmit beam line 250 including a focal point 230 with a resulting beam waist 240 characterized by a width of ultrasound beam 170. In a similar manner phased excitation of element array 105 is used to direct (steer) ultrasound beam 170 in specific directions. The cross-sectional intensity of ultrasound beam 170 is typically Gaussian around a focal point and includes a maximum along transmit beam line 250. The shape of ultrasound beam 170 may depend on aperture apodization.

[0012] In a scanning process, ultrasound system 100 sends a series of distinct ultrasound beam 170 along another, different transmit beam line 250 to form an image over more than one spatial dimension. A specific ultrasound beam 170 is optionally transmitted in several transmit/receive cycles before generating another ultrasound beam 170. Between each transmit phase a receive phase occurs, during which echoes are detected. Since each ultrasound beam 170, included in an ultrasound scan, requires at least one transmit/receive cycle the scanning processes may take many times the pulse return time. This pulse return time, determined by the speed of sound in the material under investigation, is a primary limitation on the rate at which prior art ultrasound images can be generated. In addition, undesirable temporal anomalies can be generated if transducer elements 110A-110H move relative to the material under investigation during the scanning process.

[0013] FIGs. 3A through 3E show a prior art scanning process in a phased array 310 of eight transducer elements, designated 110A through 110H. Subsets 320A-320E of the eight transducer elements 100A-110H are each used to generate one of distinct ultrasound beams 170A-170E. For example, FIG. 3A shows ultrasound beam 170A formed by subset 320A, including transducer elements 110A – 110D. The next step in the scanning process includes forming ultrasound beam 170B using subset 320B including transducer elements 110B – 110E as shown in FIG. 3B. In this example, a transmit beam line 250B associated with ultrasound beam 170B passes through a focal point 230B, which is displaced from a focal point 230A by a distance typically equal to the width of one transducer element 110. As shown by FIGs. 3C through 3E, each subset 320C through 320E, used to produce each ultrasound beam 170C through 170E, is displaced by one transducer element 110 relative to subsets 320B through 320D, respectively. Echoes detected in the receive phase, occurring between each transmit phase, are used to generate echolocation data and these echolocation data are typically combined to form an image suitable for display. The scan process may be repeated to produce multiple images.

[0014] In practice, phased array 310 may include sixty-four, one hundred and twenty-eight, or more transducer elements 110. The resolution of the echolocation data depends on the aperture and the number of transducer element 110, and on the degree to which transmit beam line 250 accurately represents possible echo sources within ultrasound beam 170. Representation of ultrasound beam 170A-E using beam line 250A-E is an approximation that determines the resolution of resulting echolocation data. A poor approximation will limit the resolution of the resulting echolocation data. A

maximum width of ultrasound beam 170A-E is, therefore, limited by the desired resolution of the echolocation data. The accuracy of the approximation is a function of distance from focal points 230A-E, the approximation being less accurate at further distances.

[0015] Common practice includes generating several ultrasound beams with different focal point 230A-E, and using each set of received echoes to generate data near focal points 230A-E. Prior art data generation may be limited to an area near focal points 230A-E because, at further distances, the transmit beam line 250 approximation may not be sufficiently accurate to provide the echolocation data of a desired resolution. Typically one receive or transmit beam line 250 is generated for each transmit/receive cycle. The number of beams required to image an area is dependent on both the width and depth of the area to be imaged as well as the desired resolution. By using only echoes near focal point 230, only a small portion (e.g. < 10%) of the total received signal is used, with the remainder of the received signal being discarded. The prior art makes inefficient use of detected signal. Similar disadvantages occur in systems utilizing synthetic receive lines.

[0016] In the prior art the area to be covered, transmit beam width, number of transmit beam 170, and echolocation data resolution are interdependent. The transmit beam width determines the minimum lateral resolution width of the echolocation data. Since each transmit beam 170 covers only a limited area, a greater number of transmit beam 170 are required to image a larger area. Use of a greater number of transmit beam 170 lengthens the minimum time required to generate an image.

[0017] Disadvantages of the prior art, such as an image formation rate restricted by pulse return time and inefficient signal use, have prevented prior art ultrasound systems from taking full advantage of advances in micro-processing power. The prior art endures these disadvantages in order to generate images with the highest possible resolution.

#### SUMMARY OF THE INVENTION

[0043] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) using a plurality of transducers to transmit an ultrasound beam into the material under investigation, the ultrasound beam including components generated by each transducer in the plurality of transducers, (2) receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and the material under investigation, (3) generating first data from the received echoes, the first data having values that include phase and magnitude information and being associatable with a time dimension and distributed over at least one spatial dimension, (4) using the phase and/or magnitude information to distinguish echoes among the received echoes, resulting from ultrasound beam components generated by a subset of transducers in the plurality of transducers, and (5) transforming the first data into second data using the distinguished echoes, the second data having values distributed over at least one more spatial dimension than the first data.

[0044] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) transmitting one ultrasound beam into the material under investigation, (2) receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and the material under investigation, (3) generating first data from the received echoes, the first data having a value that includes phase and magnitude information and associatable with time and at least a first spatial dimension, and (4) transforming a portion of the first data into second data using a transform capable of producing second data distributed over at least a second spatial dimension

and a third spatial dimension, the transform using the phase and/or magnitude information to select the portion of first data to be transformed.

[0045] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) transmitting one or more ultrasound beam into the material under investigation, (2) receiving first echoes generated by interactions between one of the transmitted one or more ultrasound beam and the material under investigation, the interactions occurring at points distributed over at least a first spatial dimension and a second spatial dimension, (3) generating first data from the received first echoes, the first data having values distributed in a time dimension and additionally distributed over at least the first or the second spatial dimension, (4) transforming the first data into second data having values distributed over at least both the first and the second spatial dimension, (5) transmitting an other ultrasound beam into the material under investigation, (6) receiving further echoes generated using the other ultrasound beam, (7) generating third data using the received further echoes, the third data being echolocation data and having a dimensionality, and (8) combining the third data with the second data, the combination having the same dimensionality as the third data.

[0046] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) transmitting an ultrasound beam into the material under investigation, (2) receiving echoes generated by interactions between the transmitted ultrasound beam and the material under investigation, (3) generating first data using the received echoes, the first data having values associatable with time and a number of positions in a first spatial dimension, the number of positions being at

least 64 and the association with the number of positions being independent of the association with time, and (4) transforming the first data into second data having values associatable with at least the first spatial dimension and a second spatial dimension.

[0047] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) using a plurality of ultrasound transducers to transmit an ultrasound beam into the material under investigation, (2) receiving echoes generated by interactions between the ultrasound beam and the material under investigation, (3) generating first data from the received echoes, the first data having a plurality of values associatable with time and with a first number of positions in a first spatial dimension, the first number of positions being more than one, and (4) generating second data from the first data, the second data having values associatable with a second spatial dimension and with a second number of positions in the first spatial dimension, the first number of positions being fewer than the second number of positions; wherein at least one of the values of the second data, associatable with one of the second number of positions but not with any of the first number of positions, is generated without interpolation between values of the first data.

[0048] Some embodiments of the invention include a method of probing a material under investigation comprising the steps of (1) using a plurality of transducers to transmit a plurality of ultrasound beams into the material under investigation, (2) receiving first echoes generated by interactions between a first member of the plurality of ultrasound beams and the material under investigation, (3) generating first echo data from the received first echoes, the first echo data having values associatable with a temporal dimension and separately associatable with more than one position in at least

a first spatial dimension, the values including phase and magnitude information, (4) receiving second echoes generated by interactions between at least a second member of the plurality of ultrasound beams and the material under investigation, (5) generating second echo data from the received second echoes, the second echo data having values associatable with a temporal dimension and separately associatable with more than one position in at least a second spatial dimension, (6) generating first echolocation data using the first echo data and a data transform responsive to the phase and/or magnitude information, (7) using the second echo data to generate second echolocation data, and (8) combining the first and the second echolocation data to produce third echolocation data having the same dimensionality as the first echolocation data.

[0049] Some embodiments of the invention include a method of generating echolocation data comprising the steps of (1) generating first data by converting echoes into electronic signals, the first data having a plurality of values associatable with time and separately associatable with a plurality of positions in at least one spatial dimension, the plurality of values including phase and magnitude information, and (2) generating the echolocation data using the first data and a data transform responsive to the phase and/or magnitude information, the echolocation data having at least one value derived from two or more members of the plurality of values associatable with different positions in the plurality of positions.

## DISCLOSURE OF THE INVENTION

[0050] New broad-beam™ technologies are systems and methods that allow multidimensional (area or volume) echolocation data to be generated from as few as one ultrasound beam. These technologies include generating an ultrasound beam and transmitting it into a material under investigation, generating echo signals from resulting echoes, and processing the echo signals to produce echolocation data distributed in two or more dimensions.

[0051] Broad-beam technologies are less complex than prior art ultrasound systems and methods. For example, broad-beam systems and methods are not restricted by the use of transmit lines, scan lines or receive lines, and broad-beam systems and methods can generate multidimensional echolocation data from as few as one transmitted ultrasound beam. Dependence on transmit lines and receive lines is eliminated because broad-beam technologies do not require an assumption that echo sources are located along a one-dimensional line, such as transmit beam line 250 and/or a receive line. Broad-beam systems and methods do not require multiple beam scanning or scan lines to generate a two dimensional image. Also, unlike the prior art, the resulting echolocation data may result from a single transmitted ultrasound beam that may be distributed over two dimensions. Using broad-beam systems and methods, a majority of the received echo signals may be used for image generation.

[0052] Unlike prior art embodiments, broad-beam systems and methods do not necessarily depend on a transmitted ultrasound beam's shape or width to determine the resolution of echolocation data. This independence arises because broad-beam systems include no assumption that a transmitted ultrasound beam is approximated by

a transmit line or a column surrounding a transmit line. Generally, ultrasound beams (broad-beams) used in broad-beam systems and methods are wider than the finely focused ultrasound beam 170 used in the prior art.

[0053] Broad-beam systems and methods manipulate data differently than the prior art. Broad-beam systems and methods are based on multidimensional de-convolution algorithms that convert echoes received at receiving transducers into echolocation data, thereby generating multidimensional echolocation data from a single transmitted ultrasound beam. For example, in one embodiment a de-convolution algorithm (calculation) affects a transform from two dimensional (time, ultrasound transducer) raw data to two dimensional (X,Y position) echolocation data. The two dimensional (time, ultrasound transducer) raw data is optionally generated using a single transmitted ultrasound beam, and without assuming a transmit line or a receive line. The two dimensional echolocation data is distributed over an area requiring at least two spatial dimensions for representation. The data manipulation included in broad-beam systems and methods is capable of using a single transmitted ultrasound beam to produce a two-dimensional image configured for display on a display device.

[0054] Broad-beam systems and methods take advantage of increases in micro-processor power and advances in integrated circuit technologies. Current micro-processors are capable of performing broad-beam data analysis at a rate that is faster than the rate at which individual ultrasound beams can be transmitted and received using prior art beam-forming technologies. While prior art technologies are restricted by the pulse return time and the number of individual ultrasound beams needed to image an area, embodiments of the broad-beam approach leverage ongoing advances in

computing technology. Broad-beam systems and methods achieve image generation rates that are not primarily limited by the use of narrowly focused ultrasound beams, as in the prior art.

[0055] For example, in a conventional system imaging to a depth of 200 mm, 128 transmit/receive cycles require 33.3 milliseconds based on a speed of sound of 1.54 mm/microsecond. This rate yields a frame rate of approximately 30 frames/second with an image resolution across the image area, perpendicular to the axis of element array 105, of 128 lines. In comparison, using an embodiment of the invention to image the same depth, a similar resolution can be obtained using five to seven transmit/receive cycles requiring a total of 1.3 to 1.8 milliseconds. These times limit the resulting frame rate to 769 and 549 frames/second respectively. In various embodiments, images, with image resolutions of 128 lines as above, are obtained in less than 25, 17, 10, 5, or 2 milliseconds.

[0056] Some embodiments of broad-beam technologies result in images that minimize the occurrence of undesirable temporal anomalies associated with prior art scanning processes. The multidimensional echolocation data derived from a broad-beam ultrasound beam is representative of a section of the material under investigation during the short period of a pulse return time. Since this time is shorter than the time required to accomplish a two-dimensional (multiple beam) scan in the prior art, the probability of relative movement between the transducers and the material under investigation during the data collection is reduced relative to the prior art.

[0057] Broad-beam systems and methods do not depend on the prior art approximation that an ultrasound beam can be represented by a line, such as beam line

250. Therefore, the resolution of resulting echolocation data is not a function of distance from a focal point, such as prior art focal points 230A-E. Broad-beams are typically wider, and capable of imaging areas larger, than each of the focused beams of the prior art.

[0058] Since each broad-beam is capable of imaging an area larger than prior art ultrasound beams, the number of ultrasound beams required to image a specific area is reduced relative to prior art. Because fewer, such as only one, ultrasound beams are required, broad-beam systems and methods may use less power to image a material under investigation than prior systems. Using less power decreases the amount of energy deposited in the material under investigation, and decreases the amount of electricity required to generate each image. Reduced electrical requirements may benefit devices using self-contained power sources, such as batteries.

[0059] Embodiments of broad-beam technology include an *area forming*<sup>TM</sup> process of producing, receiving, and analyzing an ultrasound beam wherein a set of echolocation data, distributed over an area requiring two spatial dimensions for representation, is generated using as few as one ultrasound beam. The receive points at which echo detection occurs and echolocation data is generated may be anywhere within the probed region. The receive points optionally lie along a variable grid whose granularity and regularity vary with position. Other embodiments of broad-beam technology include a *volume forming*<sup>TM</sup> process, similar to area forming except that three spatial dimensions are required to adequately represent the echolocation data generated using as few as one ultrasound beam. Area forming and volume forming are optionally

combined with non-spatial dimensions, such as time and velocity to achieve *multidimensional forming™* processes.

[0060] FIG. 4 is a flow chart showing an overview of a broad-beam method according to an embodiment of the invention and generally designated 400. Method 400 begins with a broad-beam design step 410 that includes determination of the number and shapes of ultrasound beams (broad-beams) needed to image an area or volume. Within this step, desired characteristics of at least one of the determined broad-beams are calculated and parameters for the broad-beam's generation are established. The desired characteristics of each broad-beam may include factors such as position, direction, width, intensity, dispersion, or the like. The parameters may include voltages, aperture functions, excitation delays, and such.

[0061] In a transmit step 420, the broad-beam designed in step 410 is generated and transmitted into a material under investigation. Transmit step 420 includes generation of an electronic waveform using, for example, a digital or analog waveform generator. This waveform is coupled to multiple channels, each of which may be independently delayed and amplified using devices such as a multi-channel delay generator and a multi-channel power amplifier. Typically, delay times are selected responsive to the desired shape, width and direction of the broad-beam. The amplified waveforms excite transducer elements 110 causing the broad-beam to be transmitted into a material under investigation.

[0062] A receive step 430 uses transducer elements 110 to detect echoes produced by the transmitted broad-beam. Transducer elements 110 generate electronic signals responsive to the detected echoes. The resulting electronic signals (analog channel

data) are optionally filtered using an analog filter and digitized, typically with a multi-channel A/D converter, to generate digital channel data. In one embodiment, the channel data preferably includes both amplitude and phase information. In a store data step 440, the channel data is stored in a channel data buffer. This channel data buffer is located in memory such as RAM, magnetic media, optical media, or the like.

[0063] An echo area calculation step 450 includes manipulation of the stored channel data using multidimensional de-convolution algorithms. These algorithms are mathematical techniques that transform the channel data into multidimensional echolocation data. Echo area calculation step 450 can generate the multidimensional echolocation data without using the transmit lines, receive lines, or scan lines that characterize the prior art.

[0064] Method 400 continues with a store echolocation data step 460 wherein the resulting echolocation data are stored using an echolocation data array that utilizes a pre-selected coordinate system. The echolocation data is typically located in memory such as RAM, magnetic media, optical media, or the like.

[0065] In a step 465, method 400 tests whether the data collection process is complete (e. g. the data required to generate the desired image has been collected). If the data collection process is incomplete the method returns to broad-beam design step 410 wherein another broad-beam is designed. If, at step 465, the data collection process is complete an image may be generated in an optional generate image step 470 and displayed, on a display device such as a computer monitor, in an optional display step 480.

[0066] In an alternative embodiment, broad beam design step 410 includes calculation of characteristics for several broad-beams. In this embodiment a return to step 410, between steps 465 and 420 is optional. The method may proceed directly from step 465 to transmit step 420 because the desired characteristics for a next broad-beam are pre-calculated in a prior instance of step 410.

[0067] FIG. 5 shows a broad-beam system according to an embodiment of the invention and generally designated 500. A waveform generator 510, such as a programmable pulse sequence generator or the like, is used to generate electronic signals, such as electronic pulses 210, that are later used to form a broad-beam ultrasound beam. The electronic signals are individually delayed, through a delay device 515, in several signal channels with a set of delays that are configured to generate an ultrasound beam with characteristics designed in step 410 of FIG. 4. The output of delay device 515 is coupled to a power amplifier 520, such as a power transistor, operational amplifier, high speed FET, or the like, where it is amplified and passed through a transmit/receive switch 525. Transmit/receive switch 525 optionally includes a multiplexer 527 configured to couple input channels including signals received from delay device 515 to output channels for transmission to a transducer array 530, which may be analogous to prior art element array 105. Transducer array 530 includes ultrasound transducer elements, such as ultrasound transducer elements 110A-110H, that generate a broad-beam by converting electrical signals received from transmit/receive switch 525 to ultrasound pulses.

[0068] Transducer array 530 is configured to transmit the broad-beam into a material under investigation 535. The transmission of the broad-beam occurs in step 420 of FIG.

4. Echoes are generated in material under investigation 535 through interactions between the broad-beam and ultrasound reflective objects, such as tissue and bone. Transducer array 530 receives the generated echoes and produces corresponding electrical signals in step 430 of FIG. 4. These electrical signals, which are typically analog electrical signals, are coupled through transmit/receive switch 525 to a variable gain amplifier 540, such as a voltage regulated operational amplifier, digitally controlled amplifier, amplifying transistor circuit, or the like.

[0069] After amplification, signals are passed through an optional analog filter 545 to an A/D converter 550, where the amplified signals are digitized. Analog filter 545 may be any analog filter known in the art such as a band-pass filter, a notch filter, or the like. A/D converter 550 is typically a commercially available analog to digital converter, or the like.

[0070] The resulting digital data are stored, in step 440 (FIG. 4), in a channel data storage buffer 555 where they are operated on by signal processor 560. Channel data storage buffer 555 may be located in any storage system known in the art. For example, channel data storage buffer 555 is optionally located in electronic memory, such as RAM, or magnetic or optical memory such as disc drives, compact disks, or the like. The operations performed by signal processor 560 include echo area calculations, of step 450 (FIG. 4), that transform time domain data stored in channel data storage buffer 555 to echolocation data, such as raw data or detected data, that is stored, in step 460 (FIG. 4), in an echolocation data storage 565. From echolocation data storage 565, data is optionally transferred to an additional data storage 570, or accessed by an image converter 575. Echolocation data storage 565 and additional data storage 570

may be any suitable store devices such as electronic memory, magnetic or optical media, or the like. Image converter 575 is analogous to "image scan converters" of the prior art, but may additionally operate on data generated using a single ultrasound beam rather than data generated using a "scan" including several ultrasound beams. In step 470 (FIG. 4), image converter 575 may use data stored in echolocation data storage 565, additional data storage 570, or both to generate detected data or image data.

[0071] The image generation process may be analogous to prior art techniques of image generation using echolocation data generated through beamforming methods. For example, a specific position in echolocation data storage 565 is optionally mapped to a specific location on a display screen. Intensity and/or color of a position within the image may indicate the intensity or other characteristic of echoes detected from within material under investigation 535. This image is optionally shown, in step 480 (FIG. 4), on a display 580 such as an LCD screen, CRT screen, computer monitor, electronic display, or the like.

[0072] Data used by image converter 575 may result from a series of ultrasound beams or alternatively from a single ultrasound beam. Data in additional data storage 570 is coupled to other components of broad-beam system 500 such as image converter 575, communications electronics 585 and user interface electronics 590. Components of broad-beam system 500 are controlled and coordinated by control electronics 595 through connections not shown in FIG. 5. Control electronics 595 include microprocessors, DSPs, and optional computer code 596 configured to control

elements of broad-beam system 500 and execute methods of the invention such as broad-beam process 400.

[0073] FIG. 6 is a flow chart illustrating broad-beam design step 410 according to an embodiment of the invention. In this embodiment, calculations are performed using computer code 596 and may include, for example, mathematical models of ultrasound beam generation, propagation and echoing. In some instances lookup tables are used to speed the calculation process. For example, if a user has indicated a specific depth of analysis a desirable intensity is optionally determined from a lookup table. Broad-beam design step 410 begins with a coverage determination step 610 in which the area (or volume) within material under investigation 535 to be investigated and the time period over which the investigation is to occur is determined. Coverage determination step 610 may be responsive to options selected by a user and the requirements of the current imaging (analysis) mode. For example, in a Doppler imaging mode the user may choose continuous monitoring and a broad-beam characterized by a continuous series of ultrasound pulses. In another example, a user may choose to spotlight a region within material under investigation 535 using a restricted field of view. The choice of a specific field of view is optionally used when calculating a width of a generated broad-beam. For example, widths of broad-beams may be selected such that an integral number of broad-beams fit, with 10% overlap, into a chosen field of view.

[0074] Also, coverage determination step 610 may determine a number of broad-beams required to image an area (or volume) within material under investigation 535. For example, in one embodiment coverage determination step 610 includes a

calculation configured to simulate coverage in the far field that determines that an area is best imaged using three broad-beams displaced from each other using block-switching techniques. In other embodiments the calculation determines that an area is best imaged using one, two or more broad-beams. When the user has selected a mode of operation that includes several different broad-beams, repeated imaging or continuous monitoring, coverage determination step 610 is optionally performed once for each broad-beam.

[0075] Coverage determination step 610 is followed by a characteristic determination step 620 in which further characteristics of broad-beam(s) determined in coverage determination step 610 are specified. These characteristics include, but are not limited to, ultrasound frequencies, direction, dispersion, pulse shape, phase relationships, aperture, intensity, duration, repetition rate and/or other properties of an ultrasound beam. The characteristics are typically dependent on the imaging mode of analysis being performed, the required resolution, and options selected by a user. For example, a continuous monitoring mode may require a broad-beam generated at a specific pulse rate, high resolution may require use of multiple ultrasound frequencies, and a user may choose to investigate a narrow region best probed by a broad-beam with low dispersion. In addition to the characteristics discussed above, characteristic determination step 620 may include selection of a coordinate system with which to represent the area covered by the broad-beam and an origin of this coordinate system. Such a coordinate system may be used to store echolocation data. Selection of a coordinate system is optionally responsive to the shape of a broad-beam. Examples of possible coordinate systems are illustrated in FIG. 7.

[0076] Coverage determination step 610 and characteristic determination step 620 are optionally responsive to resolution and dynamic range requirements. For example, in one embodiment these steps are responsive to user input that specifies an image zoomed in on a specific area. In another embodiment these steps are responsive to user input that specifies a higher image resolution for part or all of an image. In another embodiment coverage determination step 610 includes a determination that a single ultrasound beam should be generated but that, for instance to enhance resolution, the echoes generated by the single ultrasound beam should be detected by several different sets of receive transducers in multiple transmit/receive cycles.

[0077] Coverage determination step 610 and characteristic determination step 620 are optionally responsive to feedback generated in other steps of the invention. For example, in one embodiment, echolocation data indicates that a region of the covered area is poorly imaged and that the poor imaging is caused by a highly reflective boundary disposed between the poorly imaged region and the closest of transducer elements 110. In response to this feedback, coverage determination step 610 and characteristic determination step 620 include defining a steered broad-beam that probes the region from alternative ultrasound transducers that are not inline with the reflective boundary and the region to be probed.

[0078] Broad-beam selection step 630 includes selection of a broad-beam for transmission. The broad-beam is selected from those defined in characteristic determination step 620. If several broad-beams have been characterized in characteristic determination step 620 then broad-beam selection step 630 is optionally performed more than once before the next occurrence of characteristic determination

step 620. In such a case broad-beam selection step 630 is repeated after step 465 of FIG. 4.

[0079] Broad-beam design step 410 concludes with a calculate excitation step 640. Calculate excitation step 640 includes determining the proper physical parameters required to generate the broad-beam selected in broad-beam selection step 630. These physical parameters include, for example, which transducer elements 110 to excite, electronic pulse voltages, pulse delay times, multiplexer 527 settings, and/or the like. For example, in one embodiment a selected ultrasound beam, having a particular desired shape and direction, requires use of a specific set of transducer elements 110, excited by a particular electronic waveform characterized by amplitudes, frequencies and phases, each of the required set of transducer elements 110 being excited with an appropriate delay. The proper physical parameters are determined, for example, using a mathematical model to calculate a voltage, waveform, and delay used for exciting a particular member of transducer elements 110. In one embodiment the voltage is responsive to a distance into the material under investigation 535 the broad-beam is expected to penetrate.

[0080] FIGS. 7A-7C show embodiments (710A – 710C) of a broad-beam 710 determined in coverage determination step 610 and characteristic determination step 620. FIG. 7A shows broad-beam 710A generated using a linear embodiment of transducer array 530. The area of an insonified region, generally designated 715A, is optionally represented by a radial ( $\theta, R$ ) coordinate system with an origin 720 located at the surface of transducer elements 110. Points within insonified region 715 are identified by their distance ( $R$ ) from an origin 720 and their angular coordinate ( $\theta$ )

relative to transducer array 530 or an axis, such as an axis 730 or an axis 735. In alternative embodiments the focal point of broad-beam 710B is located behind transducer array 530, rather than in front of transducer elements 110 as shown in FIG.

2.

[0081] FIG. 7B shows broad-beam 710B generated using a curvilinear embodiment of transducer array 530. An insonified region, generally designated 715B, is optionally represented by a radial coordinate system with an origin 755 behind transducer array 530. This origin location provides insonification of more area proximal to transducer elements 110 than an origin location closer to transducer array 530 as shown in FIG. 7A. The location of origin 755 behind transducer array 530 is optionally independent of the shape of transducer array 530. Embodiments of the invention also include, but are not limited to, positioning origin 755 and/or a focal point behind a linear embodiment of transducer array 530.

[0082] FIG. 7C shows broad-beam 710C that results in an insonified region, generally designated 715C. Insonified region 715C is more rectangular in shape than those generated by broad-beam 710A and broad-beam 710B, shown in FIGS. 7A and 7B, respectively. The region insonified by broad-beam 710C may be preferably represented by a Cartesian (x,y) coordinate system 780 because of the region's rectangular shape.

[0083] In contrast with the prior art, where the maximum intensity is found at the center of an ultrasound beam, the maximum intensity of a broad-beam, such as broad beam 710B or 710C, may be at points other than along the beam's center. FIG. 7D shows a plot 790 of ultrasound intensity through a cross-section of broad-beam 710C as measured at a distance from transducer array 530, approximately equal to  $f/2$  the width

of the beam's aperture. This cross-section is indicated by a dashed line 785 in FIG. 7C. In some circumstance, the intensity profile of a broad-beam represents a more desirable energy distribution than those found in the prior art. For example, the energy distribution illustrated by plot 790 is more evenly distributed over insonified region 715C than the energy distribution within a prior art ultrasound beam in the region of a focal point.

[0084] FIG. 8 shows details of an embodiment of transmit step 420 of FIG. 4. In this embodiment, step 420 includes a waveform generation step 810 in which waveform generator 510 is used to generate an electrical waveform with characteristics calculated in broad-beam design step 410. The generated waveform optionally includes a plurality of pulses of varying frequency or phase. In a signal delay step 820 the generated waveform is reproduced in several signal channels and delayed, using delay device 515, by times determined in broad-beam design step 410. Waveforms in each signal channel are amplified in an amplification step 830 using power amplifier 520. The amplified waveforms are coupled through multiplexer 527 in a multiplex step 840. Multiplexer 527 is set to direct the waveform in each signal channel to one or more member of transducer elements 110 in transducer array 530. In sound generation step 850, the directed waveforms cause transducer array 530 to generate broad-beam 710, which is directed into material under investigation 535. Sound generation step 850 completes transmit step 420.

[0085] FIG. 9 shows details of an embodiment of receive step 430 of FIG. 4 in which echoes are detected and converted to digital data. In a set switch step 910 transmit/receive switch 525 is set such that signals produced at transducer elements

110 are coupled through multiplexer 527 to variable gain amplifier 540. In an echo detection step 920, echoes from within material under investigation 535 are detected by members of transducer elements 110 in transducer array 530. The members of transducer elements 110 used for detection of echoes is optionally different than the members of transducer elements 110 used to transmit broad-beam 710. In various embodiments these two sets of transducer elements 110 are configured a number of ways. For example the sets may be identical, interleaved, overlapped partially along transducer array 530 or not overlapped along transducer array 530. The electronic signals resulting from the detected echoes are coupled to variable gain amplifier 540 because transmit/receive switch 525 was set in set switch step 910.

[0086] The electronic signals coupled to variable gain amplifier 540 are amplified in a variable amplification step 930. Variable amplification step 930 optionally includes feedback based on data obtained using a prior broad-beam 710. The feedback provides adaptive processing and can be used to adjust signal within each channel such that the dynamic range of subsequent data manipulation steps are maximized. For example, in one embodiment, if previous execution of variable amplification step 930 resulted in the saturation of a specific channel, then amplification in that channel is optionally reduced in a following execution of variable amplification step 930. The reduction, or adaptive front end gain is compensated for in later data manipulation that occurs after digitization of the amplified signal. In another embodiment, transducer elements 110 near the center of transducer array 530 are found to systematically respond to echoes more strongly than transducers elements 110 near an edge of

transducer array 530. Variable amplification step 930 optionally includes compensation for this systematic difference.

[0087] In an optional analog filtering step 940 the electronic signals, amplified in variable amplification step 930, are processed using analog filter 545. This processing includes, for example, I/Q mixing, removal of unwanted frequencies and shifting of signals into frequency ranges more suitable for further data manipulation.

[0088] In a data conversion step 950 the electronic signals, optionally filtered in analog filtering step 940, are digitized using A/D converter 550. The generation of digital data completes receive step 430 (FIG. 4). In various embodiments data conversion step 950 occurs at alternative times within broad beam process 400. After the completion of receive step 430 the resulting digital data is stored, in store data step 440 (FIG. 4), in channel data storage buffer 555.

[0089] FIG. 10 shows an embodiment of a channel data array 1000 configured to hold the digital data stored in store data step 440. Channel data array 1000 is stored in channel data storage buffer 555. A first axis 1010, of Channel data array 1000, is indexed by echo receiving members of transducer array 530. A second axis 1020 of channel data array 1000 is divided into time channels. Values stored at each location in the array indicate the intensity and phase of echo signals detected by a specific member of transducer array 530 at a specific time.

[0090] Channel data storage buffer 555 optionally includes several channel data array 1000. Additionally, the information stored in channel data array 1000 may be used to average or sum received signals. In various embodiments channel data array 1000 is configured to store multidimensional data. For example, in one embodiment transducer

array 530 is a two dimensional array of transducer elements 110. In this embodiment channel data array 1000 includes two axis representing the two dimensions of transducer array 530 and one axis representing time channels.

[0091] Echo area calculation step 450 uses data stored in store data step 440 to generate echolocation data indicating the positions and strengths of echo sources within material under investigation 535. This generation of echolocation data includes transformation of multidimensional time-channel data, within channel data array 1000, to multidimensional positional (echolocation) data. For example, in one embodiment two-dimensional time-channel data is transformed into echolocation data represented by two-dimensional spatial coordinates. The data transform of echo area calculation step 450 is performed using a variety of alternative transform algorithms, examples of which are disclosed herein. These transforms are optionally used to generate two-dimensional echolocation data using signals received as the result of a single broad-beam 710. In an alternative embodiment echo area calculation step 450 is replaced by an analogous echo volume calculation step including an additional spatial dimension. Echo Volume calculation includes the generation of three-dimensional echolocation data using signals received as the result of a single broad-beam, the broad-beam covering a three dimensional volume.

[0092] FIGs. 11A and 11B show two embodiments of an echolocation data array 1100 stored in echolocation data storage 565 and configured to store positional data resulting from echo area calculation step 450. These two embodiments employ different coordinate systems. As discussed in further detail below, the more efficient coordinate system may be dependent on, among other factors, the shape of an individual

ultrasound beam 710. In most instances, a more efficient coordinate system will overlay closely with the area being insonified. For example, as shown in FIGs. 7A-7C, the area insonified by broad-beam 710A, broad-beam 710B and broad-beam 710C are each preferably represented by different coordinate systems with different origins. Use of a more efficient coordinate system may increase sampling efficiency and spatial resolution. Selection of a preferred coordinate system and echolocation data array 1100 may be responsive to the shape of an ultrasound beam, such as broad-beam 710, and optionally occurs in steps 410, 440 or 450.

[0093] FIG. 11A shows an embodiment of echolocation data array 1100 using a Cartesian coordinate system including a first axis 1110 indicating an X coordinate (position) and a second axis 1120 indicating a Y coordinate (position). FIG. 11B shows an alternative embodiment of echolocation data array 1100 using a radial coordinate system including first axis 1110 indicating an angle ( $\theta$ ) coordinate and second axis 1120 indicating a radius coordinate. Alternative embodiments of echolocation data array 1100 are represented by alternative coordinate systems. Additional data, not shown, is optionally used to relate first axis 1110 and second axis 1120 to transducer array 530. For example, echolocation data array 1100 is optionally characterized by vectors relating the origin of each coordinate system to a specific member of ultrasound transducer elements 110.

[0094] FIGs. 12A and 12B illustrate how use of one coordinate system may be more efficient than use of another coordinate system. FIGs. 12A and 12B show the embodiments of echolocation data array 1100 shown in FIGs. 11A and 11B, respectively, overlaid on an ultrasound beam 1210. Ultrasound beam 1210 is an

embodiment of broad-beam 710. FIG. 12A shows a Cartesian coordinates system including, for the purposes of illustration, eleven "X" divisions separating data bins 1220. Data bins 1220 are just adequate to cover the far field, generally designated 1230. Because the spacing of data bins 1220 in the X dimension is the same in the near field, generally designated 1240, a number of data bins 1220 in near field 1240 are mapped to area that is not probed by ultrasound beam 1210. These data bins 1220, not mapped to probed area, represent inefficient sampling of the material under investigation 535.

[0095] In contrast, FIG. 12B shows use of a radial coordinate system to represent the area insonified by ultrasound beam 1210. In the radial coordinate system the size of data bins 1250 vary as a function of the "R" coordinate. Data points in this embodiment of echolocation data array 1100 are, therefore, more efficiently mapped to the area probed by ultrasound beam 1210, than the embodiment of echolocation data array 1100 shown in FIG. 12A. The variation of data bin 1250 size increases efficiency because, as shown in FIG. 12B, a greater fraction of data bins 1250 within data array 1100 fall within the area covered by ultrasound beam 1210.

[0096] The granularity of data bins is dynamic. In some embodiments echolocation data array 1100 represents a Nyquist sampled space wherein the density of bins 1250 is varied such that the number of samples just satisfies Nyquist criteria for unaliased sampling throughout a region of interest. In some embodiments the density of bins 1250 is varied such that the resolution of resulting echolocation data is greater in a specific region. For example, in one embodiment a user specifies a particular region where more image detail is desired. In response, broad-beams systems and methods use an echolocation data array 1100 with greater density of bins 1250 in this region.

[0097] Some embodiments of the present invention include extrapolation and interpolation between data bins 1250. For example, in one embodiment interpolation is used in the far field, where each of data bins 1250 represent a greater area, to increase the density of echolocation data. Optionally, less interpolation is used in the near field where the density of data bins 1250 is greater.

[0098] The resolution (sampling frequency) of channel data generated in receive step 430 fundamentally limits the resolution of resulting echolocation data as a result of the Nyquist theorem. However, the resolution of data generated in receive step 430 is optionally improved through signal averaging or up-sampling techniques. Up-sampling techniques include the use of additional data and optionally include feedback such that additional data is collected in regions where improved resolution is most needed.

[0099] FIGs. 13 through 15 are used to show embodiments of echo area calculation step 450 (FIG. 4). FIG. 13 shows propagation of ultrasound between transducer elements 110A-110S, and ultrasound reflecting objects within material under investigation 535. FIG. 14 shows channel data produced from detected echoes. And, FIG. 15 shows echolocation data generated using the channel data shown in FIG. 14.

[00100]. In several embodiments of echo area calculation step 450 include data transform methods it is assumed that the primary contributor to detected echoes from each location within the material under investigation 535 is the member of transducer elements 110 closest to that location. This element is referred to as the main contributing element (MCE). Typically, the member of transducer elements 110 that is closest to a location is the MCE for that particular location, and any ultrasound reflective object at that location. However, the identity of the MCE may also be dependant on the

direction of broad-beam 710 and the shape of transducer array 530. In such a case, the MCE may not be the transducer element 110 closest to the particular location. The data transform methods, of echo area calculation step 450 (FIG. 4), optionally include broad-beam 710 direction, transducer array 530 geometry, feedback, as well as other factors for determining an MCE that is not the closest member of transducer elements 110 to an ultrasound reflective object.

[00101] FIG. 13A shows ultrasound 1305 transmitted from a single transducer element 110G. Ultrasound 1305 travels through material under investigation 535 (not shown) until it strikes an ultrasound reflecting object 1310A. Transducer element 110G is the closest of transducer elements 110A-110S to ultrasound reflecting object 1310A, and is therefore considered to be the MCE for reflecting object 1310A. At ultrasound reflecting object 1310A, ultrasound 1305 generates ultrasound echoes 1315 of which ultrasound echoes 1315A-1315F are shown. Ultrasound echoes 1315 propagate back to transducer elements 110A-110S where they are detected.

[00102] Although FIG. 13A shows ultrasound 1305 transmitted from one transducer element 110G (the MCE), in most embodiments ultrasound is transmitted from a plurality of transducer elements 110A-110S during the formation of broad-beam 710. FIG. 13B shows ultrasound 1330 generated by a single transducer element 110Q, which is the MCE for an ultrasound reflecting object 1310B. Echoes 1340, of which ultrasound echoes 1340A-1340F are shown, generated at reflecting object 1310B travel back to and are detected by transducer elements 110A-110S.

[00103] FIG. 14 shows an embodiment of channel data array 1000 including data generated by ultrasound 1305 and ultrasound 1330 shown in FIG. 13. Each of columns

1410A-1410S in channel data array 1000 represents signal(s) detected at one of transducer elements 110A-110S. Each of rows 1420A-1420U in channel data array 1000 includes the signal detected during a specific time period. In FIG. 14 data elements 1430, that included data generated by detection of echoes 1315 and 1340, are those data elements 1430 that intersect a data location line 1440A or a data location line 1440B, respectively. Thus, ultrasound echoes generated from a reflective object, such as ultrasound reflective object 1310, within material under investigation 535 result in data that lies along a line, such as data location lines 1440A or 1440B. Data location lines 1440A and 1440B can be calculated from first principles of physics and geometry using a known geometry of transducer array 530 and the speed of sound within material under investigation 535. Data location lines 1440A and 1440B do not intersect the MCE, transducer element 110G, nor typically any other transducer element 110. In practice, material under investigation 535 includes numerous ultrasound reflective objects 1310, and channel data array 1000 includes data generated by each.

[00104] In embodiments of echo area calculation step 450, echolocation data is calculated by summing data along a line such as data location line 1440A, data location line 1440B, or the like. For example, summation of data along data location line 1440B generates a result indicative of the magnitude of echoes 1315 generated at the position occupied by ultrasound reflecting object 1310B and represented by a data bin, such as data bin 1220 or data bin 1240. The sum is stored in the representative data bin. A similar summation is optionally performed for each data bin in echolocation data array 1100. Through multiple summations echolocation data array 1100 is populated with

echolocation data representing ultrasound reflective objects within material under investigation 535.

[00105] FIG. 15 shows an embodiment of echolocation data array 1100 including echolocation data bins 1520. Each of echolocation data bins 1520 is associated with a unique line, such as data location line 1440A, in channel data array 1000 as shown in FIG. 14. Data along the unique line is summed to calculate the magnitude of echo generation that occurred at the physical locations represented by each of data bins 1520. This summation is optionally performed for all of data bins 1520 and thus can be used to calculate echolocation data over the entire echolocation data array 1100.

[00106] FIG. 16 shows a data transform method included in an embodiment of echo area calculation step 450. This embodiment includes a select element step 1610 in which one of echolocation data bins 1520, within echolocation data array 1100, is selected. Typically, selection of each of echolocation data bins 1520 is accomplished by traversing echolocation data array 1100 in a systematic fashion. Select element step 1610 is followed by a determine line step 1620 in which the unique line in channel data array 1100 associated with the selected echolocation data bins 1520 is determined. Determination is accomplished by calculating the line from geometric principles, using a look-up table with previously calculated lines, or the like. Determination may occur before or during echo area calculation step 450. In various embodiments determination occurs prior to or during broad-beam design step 410. In alternative embodiments, determination occurs during steps 420, 430, and/or 440 (FIG. 4). Determine line step 1620 is followed by a sum data step 1630 that includes summation of data from data elements 1430 that intersect the line determined in determine line step 1620. In one

embodiment sum data step 1630 includes a simple addition of data. In alternative embodiments sum data step 1630 includes use of weighting functions, matrix manipulation, extrapolation, interpolation, or like mathematical techniques. In one embodiment sum data step 1630 is facilitated by firmware within control electronics 595. In a store result step 1640 the result of the summation of step 1630 is stored in the data element selected in select element step 1610.

[00107] Steps 1610 through 1640 are optionally repeated for all echolocation data bins 1520 in echolocation data array 1100. FIG. 15 shows two sets (1550 and 1560) of echolocation data bins 1520 including non-zero values resulting from summation along data location lines 1440A and 1440B using the method shown in FIG. 16. Each set (1550 and 1560) of echolocation data bins 1520 typically include echolocation data bins 1520 with differing non-zero values. In several embodiments one or more of steps 1610 through 1640 are performed as parallel processes.

[00108] Alternative embodiments of echo area calculation step 450 include alternative methods of data transformation. These methods use, for example, calculations performed in the frequency domain, use of phase relationships between received signals, use of apodization functions to weigh contributions of each of transducer elements 110, feedback mechanisms, correlation analysis and consideration of transmitting transducer elements 110 other than the MCE. These other transducer elements 110 are used to improve both the quality and speed of the transformation from channel data to echolocation data.

[00109] In one embodiment, echo area calculation step 450 includes use of an apodization function to weigh contributions of each transducer element 110. Weighting

may be desirable because those transducer elements 110 closer to an MCE receive stronger echoes from a particular reflective object 1310 than do transducer elements 110 further from the MCE. Signals detected at an MCE and the transducer elements 110 nearby are therefore given greater weight than transducer elements 110 further from the MCE.

[00110] FIG. 17 shows three alternative apodization functions according to embodiments of the invention. Graph 1710 illustrates these three alternative apodization functions, designated 1720, 1730 and 1740. For example, if transducer element 110G is the MCE for one of data elements 1430 selected in select element step 1610 of FIG. 16, then apodization function 1720 is used in sum data step 1630 such that the resulting sum includes a greater contribution from transducer elements 110 near transducer element 110G. Likewise, for summations wherein transducer elements 110K and 110S are the MCE, apodization functions represented by lines 1730 and 1740 are optionally used.

[00111] In alternative embodiments, echo area calculation step 450 is performed at least in part in the frequency domain. Data is converted using invertible transforms, for example sine transform, Fourier transform, wavelet transform, or the like.

[00112] In some embodiments of echo area calculation step 450 phase relationships between received signals are used to distinguish between those signals resulting from ultrasound transmitted by the MCE and those signals resulting from secondary contributing elements (SCEs). SCEs are transducer elements 110, other than the MCE, that contribute to signal arising from a given ultrasound reflective object, such as ultrasound reflective object 1310.

[00113] FIG. 18 shows ultrasound 1810 and 1305 transmitted from transducer elements 110F and 110G and striking ultrasound reflective object 1310A. Transducer element 110G is considered the MCE for ultrasound reflective object 1310A because it is the closest member of transducer elements 110. In alternative embodiments a closely grouped set of transducers are treated jointly as an MCE. Other transducer elements 110, such as transducer element 110F, also generate ultrasound that can reach reflective object 1310A. In this example, transducer element 110F is a SCE. Ultrasound must travel further from these (SCE) transducer elements 110 than from the MCE transducer elements 110, before reaching ultrasound reflective object 1310A. As with the ultrasound generated by the MCE, ultrasound from the SCEs generate echoes when striking ultrasound reflective object 1310A. Some of these echoes are detected at transducer array 530.

[00114] FIG. 19 shows locations of signals generated by SCE transducer element 110F in channel data array 1000. These signals lay along a data location line 1910 similar to data location line 1440A, but at a slightly later time. The time difference between data location lines 1440A and 1910 is due to the difference in time required for ultrasound to travel to ultrasound reflective object 1310A from transducer element 110F and from transducer element 110G. It is desirable to distinguish data resulting from SCEs from data resulting from an MCE. Although signal from the MCE is typically stronger than signal resulting from SCEs (due to the longer distance ultrasound must travel), the signal from the SCEs is additionally differentiated by a phase difference that results from the difference in distance traveled. Considering signals only with specific phases allows signals resulting from SCEs to be separated by filtering. For example, in one

embodiment SCE signal is filtered out by more than 10 dB and in some embodiments by more than 38 dB.

[00115] In various embodiments, data resulting from SCEs are used to improve results obtained in echo area calculation step 450. For example, in some embodiments, data resulting from an SCE is added to data resulting from an MCE. Thus, data laying along data location line 1910, as shown in FIG. 19, is added to data laying along data location line 1440A. The data laying along data location line 1910 includes data resulting from ultrasound generated at (SCE) transducer element 110F and echoed from reflecting object 1310A. After a phase adjustment and weighting this data may constructively add to data laying along data location line 1440A, and thus improve the signal to noise ratio of echolocation data indicating the presence of reflecting object 1310A. Typically, SCEs closest to an MCE are given more weight than SCEs further away. For example, one embodiment uses a Chi Squared weighting distribution, centered on the MCE to determine weighting of neighboring SCEs. In another embodiment the weighting distribution is responsive to feedback algorithms that reduce the weight of SCEs whose signal in channel data array 1000 overlap with a strong MCE signal.

[00116] In other embodiments signal resulting from an SCE is subtracted from signal resulting from an MCE. For example, if a large MCE signal is detected along data location line 1440A as shown in FIG. 19, then a correspondingly large SCE signal will be expected along data location line 1910. Since the corresponding SCE signal is predictable and approximate values can be calculated as a function of the MCE signal, the calculated values can be subtracted from channel data values stored in data elements 1430 before these data values are used to calculate values for other

echolocation data bins 1520. Consideration of data resulting from SCEs to improve echo area calculations optionally occur as part of sum data step 1630 (FIG. 16).

[00117] Several embodiments of echo area calculation step 450 use feedback. For example, in one embodiment calculated echolocation data is processed in a "reverse" data transform using techniques that produce a simulated echo signal (simulated channel data) based on the calculated echolocation data. This reverse transform produces a simulation of the channel data that would be expected if the calculation of echolocation data was optimal. The reverse transform is optionally performed using ray-tracing methods known in the art. The simulated channel data is compared with the actual echo data stored in channel data array 1000. Similarity between these two data sets is indicative of the quality of the calculation used to produce the echolocation data. In an optional iterative process, the calculation of echolocation data is repeated using varying parameters responsive to this similarity. These parameters may include different weighting factors, apodization functions or SCEs, manipulated to optimize the similarity between the data in channel data array 1000 and simulated echo signals.

[00118] In other embodiments feedback includes use of echolocation data to control broad beam design step 410. For example, in one embodiment the direction of an ultrasound beam designed in step 410 is responsive to the location of reflective boundaries in material under investigation 535. In other examples, the focus, width, frequency, intensity, or number of beams designed in step 410 are responsive to calculated echolocation data.

[00119] Several embodiments of echo area calculation step 450 include data transforms employing correlation analysis. Correlation methods are known in the data

analysis art and are useful for enhancing similarities and making comparisons between data. Correlation is particularly useful for comparing data that systematically differs, for example by a change in phase. A cross-correlation analysis of two data sets, differing by a constant degree along one coordinate, identifies the constant difference and the similarity of the data after accounting for that difference. An auto-correlation analysis of a data set exemplifies periodic or repetitive signals within the data.

[00120] FIG. 20 shows an embodiment of echo area calculation step 450 that includes a cross-correlation method used to identify components of SCE data that correlate well with MCE data. In a calculate cross-correlation step 2010 data laying along a line, such as line data location 1440A (FIG. 14), associated with an MCE is cross-correlated with data laying along a line, such as data location line 1910 (FIG. 19), associated with an SCE. Each of these sets of data is optionally pre-processed using a function such as apodization function 1720. The cross-correlation generates a correlation data set that can be expressed as a function of phase difference verses similarity between the two data sets. In a calculate phase difference step 2020 the expected phase difference between the MCE data and the SCE data is calculated based on a known geometrical relationship between the MCE and the SCE. In a look-up step 2030 this calculated phase difference is used to look-up a similarity value in the correlation data set generated by the cross-correlation, at that specific phase difference, in the correlation data set. The similarity value, corresponding to the phase difference calculated in phase difference step 2020, is indicative of how useful the SCE data can be in improving the signal to noise ratio of the MCE data because more similar SCE data is more likely to constructively add to the MCE data. In a decision step 2040 the similarity

value is compared with a predetermined threshold. If the similarity value is greater than the threshold then the SCE data is added to the MCE data in an add data step 2050. If, in step 2040, the similarity value is found to be less than the predetermined threshold, computer code 596 determines, in a decision step 2060, if further analysis of the particular SCE data set is warranted. Further analysis may be warranted if, for example, nearby SCEs are yet to be examined or if a user has requested additional improvement in the signal to noise ratio. If not, the analysis of this particular SCE data set is concluded. If step 2060 determines that further analysis is warranted then the SCE data set is processed in an optional filter step 2070. The processing in step 2070 includes filtering, truncation or similar means designed to enhance the components of the SCE data set that correlate well with the MCE data set. For example, in one embodiment an alternative function, such as apodization function 1740 is applied to the SCE data set. The steps shown in FIG. 20 are optionally applied to more than one SCE data set.

[00121] Echolocation data generated using alternative embodiments of echo area calculation step 450 are optionally compared, and the comparison may be used to determine the consistency of calculations or to provide feedback. For example, in one embodiment two repetitions of echo area calculation step 450 include consideration of different SCEs. The accuracy of these calculations are checked by comparing the results of each repetition. The closer the results the more likely the use of SCEs is producing an accurate result. In another example, echolocation data calculated using two different embodiments of echo area calculation step 450 are found to be significantly different. These differences are used as feedback effecting other steps in

the broad-beam technology. For example, irreproducibility of echolocation data in a specific region is optionally used to provide feedback to broad-beam design step 410 such that a characteristic (intensity, frequency, direction, etc.) of a broad-beam probing that region is modified.

[00122] Data stored in echolocation data array 1100 is optionally used in generate image step 470 (FIG. 4) generate images of material under investigation 535 that can be displayed to a user. This generation and display is accomplished using image converter 575 and display 580, respectively. Since two dimensional data can be generated from a single ultrasound beam using broad-beam techniques a two dimensional image can be generated from a single ultrasound beam. In various embodiments this capability increases the image frame rate relative to prior art methods because an image is produced in a time limited by a single pulse return time, or optionally the return time of a few pulses (i.e. <5, <10, <20, <40 or <64), rather than the many (i.e. >100) pulse return times of the prior art. Benefits of generating an image from a single ultrasound beam include possibly reducing jitter in the resulting image because, relative to the prior art, there is less time for relative movement between transducer array 530 and material under investigation 535 during the period data is collected. Generating an image from a single ultrasound beam may also reduce the amount of ultrasound energy directed into material under investigation 535 and the amount of electrical power required to generate an image.

[00123] From the description of the various embodiments of the process and apparatus set forth herein, it will be apparent to one of ordinary skill in the art that variations and additions to the embodiments can be made without departing from the principles of the

present invention. For example, transducer elements 110 can be replaced by alternative ultrasound generating elements and transmit/receive switch 515 can be replaced by separate transmit and receive switches. The number of transducer elements 110 shown in the FIGs. are not meant to be limiting. Typical embodiments include larger numbers of transducer elements 110. Likewise, the resolution of shown data arrays is selected for illustrative purposes only. Typical embodiments include data arrays with larger numbers of data bins.

[00124] Broad-beam technology is applicable to systems configured to use both area forming and conventional beam forming. Some embodiments include means for switching between these two approaches. For example, area forming may be used to survey and area and conventional beam forming techniques may be used to focus energy onto a specific area of interest. In some embodiments, including two dimensional transducer arrays, area forming is used at the same time as conventional beam forming techniques. For example, one set of transducer elements may be used for area forming while another set of transducer elements may be used for conventional beam forming. In another example, area forming may be used to gather data in one spatial dimension while conventional beam forming is used to gather data in another spatial dimension. An ultrasound beam may be configured for area forming in one dimension and conventional beam forming in another dimension. In these examples, more than one method of echolocation is performed at the same time, each method optionally being associated with a specific spatial dimension.

[00125] Broad-beam technology is applicable to any system limited by the use of phased arrays to scan a focused beam over an area or volume. These systems may

include sonic systems such as sonar, as well as electromagnetic systems such as radar. Embodiments of broad-beam technology are used with two dimensional transducer arrays. In these embodiments echo volume calculations replace echo area calculations and the transform of step 450 includes conversion of a three dimensional (Transducer, Transducer, Time) array of echo data to a three dimensional (x, y, z) echolocation data array. In one embodiment a single three dimensional ultrasound beam is used to perform volume forming and thus produce echolocation data covering an volume in space.

**4 Brief Description of Drawings****DESCRIPTION OF THE VARIOUS VIEWS OF THE DRAWINGS**

- [0018] FIG. 1 shows a prior art ultrasound system;
- [0019] FIG. 2 shows a prior art method of focusing an ultrasound beam;
- [0020] FIGs. 3A through 3E show a prior art scanning process using a phased array of eight transducer elements;
- [0021] FIG. 4 is a flow chart showing an overview of a broad-beam method according to an embodiment of the invention;
- [0022] FIG. 5 shows a block diagram of a broad-beam system according to an embodiment of the invention;
- [0023] FIG. 6 is a flow chart showing details of a broad-beam design step according to an embodiment of the invention;
- [0024] FIG. 7A shows an ultrasound beam generated using a linear transducer array according to an embodiment of the invention;
- [0025] FIG. 7B shows an ultrasound beam generated using a curvilinear transducer array according to an embodiment of the invention;
- [0026] FIG. 7C shows an ultrasound beam that results in an insonified region generated according to an embodiment of the invention;
- [0027] FIG. 7D shows a plot of ultrasound intensity through a cross-section of a broad-beam;
- [0028] FIG. 8 is a flowchart showing details of a transmit step according to an embodiment of the invention;
- [0029] FIG. 9 is a flowchart showing details of a receive step according to an embodiment of the invention;

- [0030] FIG. 10 shows stored data arranged in a channel data array according to an embodiment of the invention;
- [0031] FIG. 11A shows an echolocation data array including a first axis indicating X position and a second axis indicating Y position according to an embodiment of the invention;
- [0032] FIG. 11B shows an alternative embodiment of the echolocation data array including first axis indicating angle ( $\theta$ ) and second axis indicating radius (R) according to an embodiment of the invention;
- [0033] FIG. 12A shows a Cartesian coordinates system including, for the purposes of illustration, eleven "X" divisions separating data bins according to an embodiment of the invention;
- [0034] FIG. 12B shows a radial coordinate system representing the area insonified by an ultrasound beam according to an embodiment of the invention;
- [0035] FIGs. 13A and 13B show ultrasound propagating from transducer elements to objects within a material under investigation according to an embodiment of the invention;
- [0036] FIG. 14 shows channel data produced from echoes according to an embodiment of the invention;
- [0037] FIG. 15 shows echolocation data generated using the channel data shown in FIG. 14 according to an embodiment of the invention;
- [0038] FIG. 16 is a flowchart showing a method included in an echo area calculation according to an embodiment of the invention;

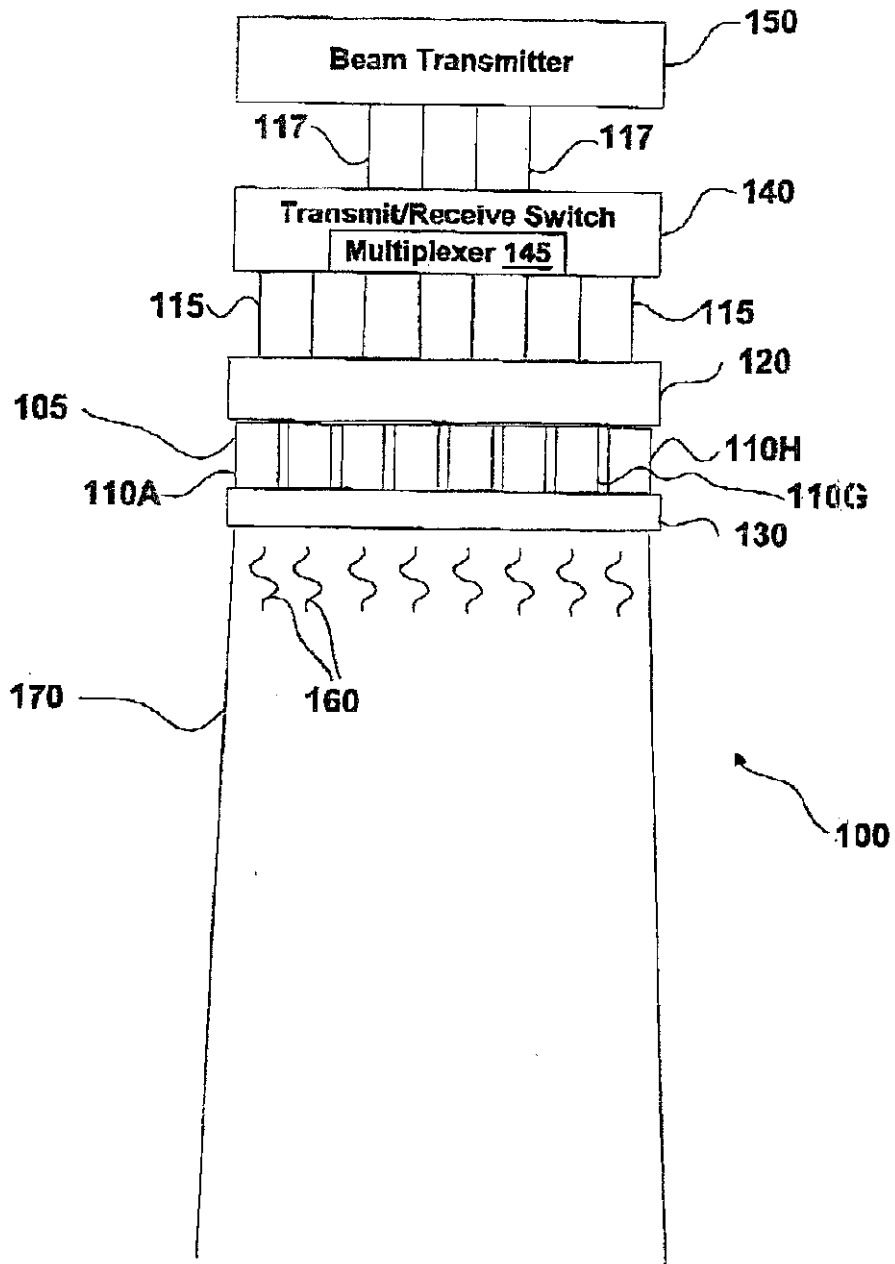
[0039] FIG. 17 shows a graph illustrating three alternative apodization functions according to an embodiment of the invention;

[0040] FIG. 18 shows ultrasound transmitted from two transducer elements and striking an ultrasound reflective object;

[0041] FIG. 19 shows signals generated by an SCE transducer element stored in a channel data array according to an embodiment of the invention; and

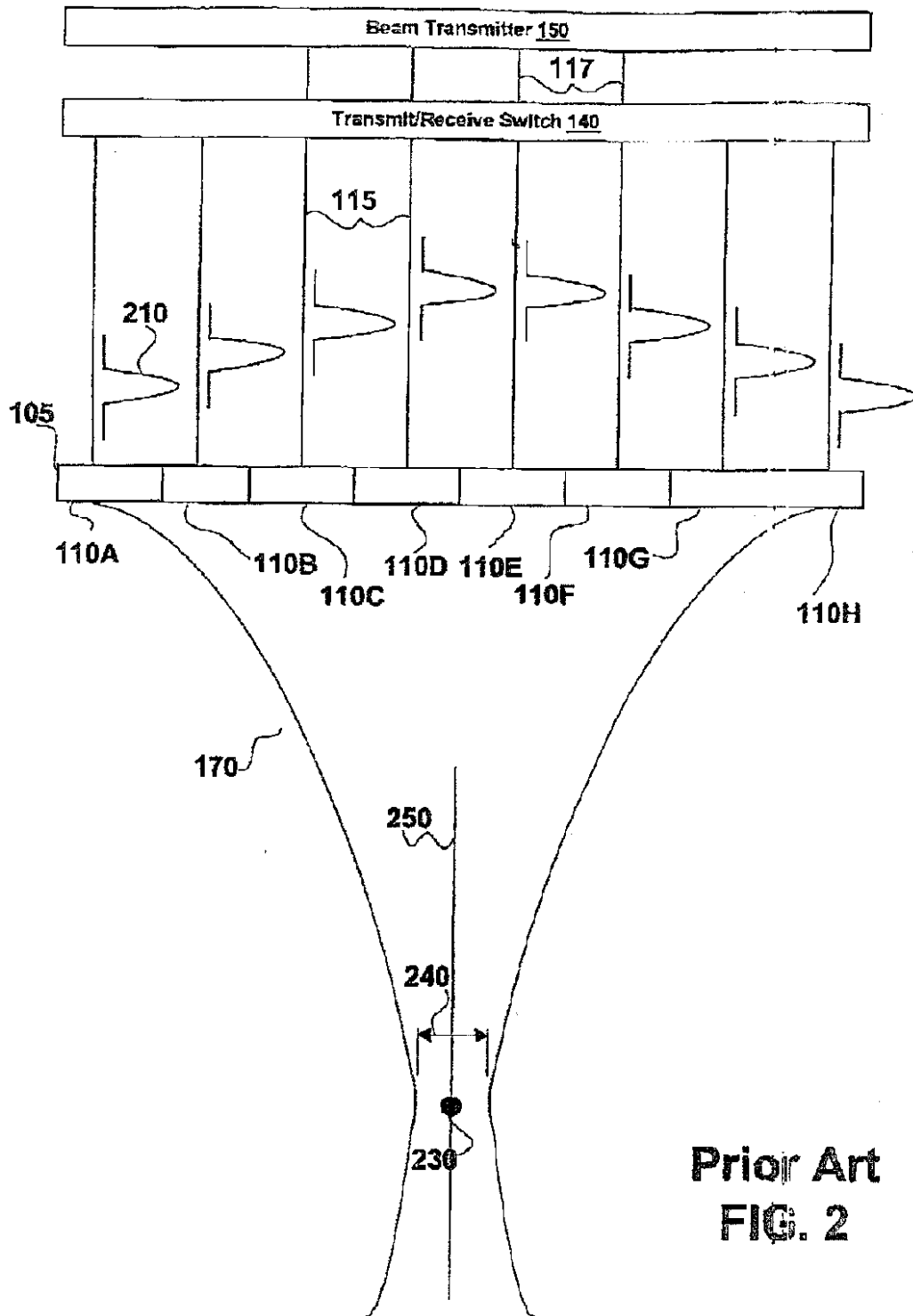
[0042] FIG. 20 is a flowchart showing details of an echo area calculation step according to an embodiment of the invention.

【図1】



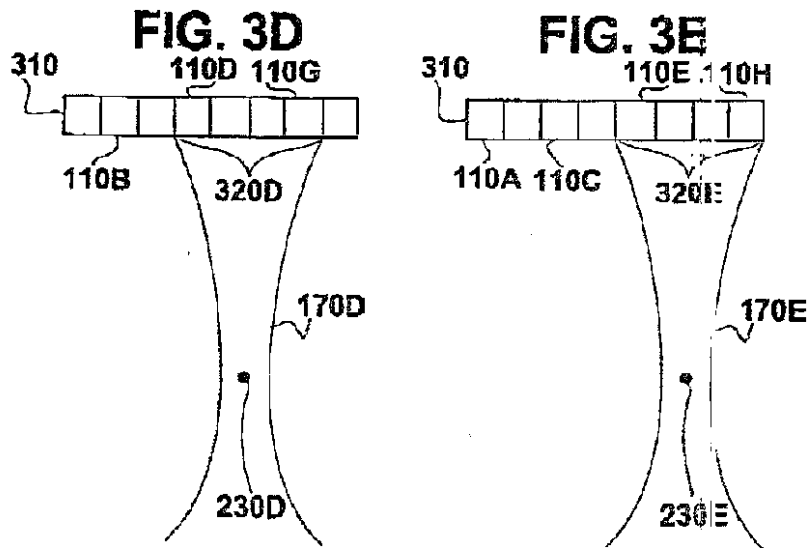
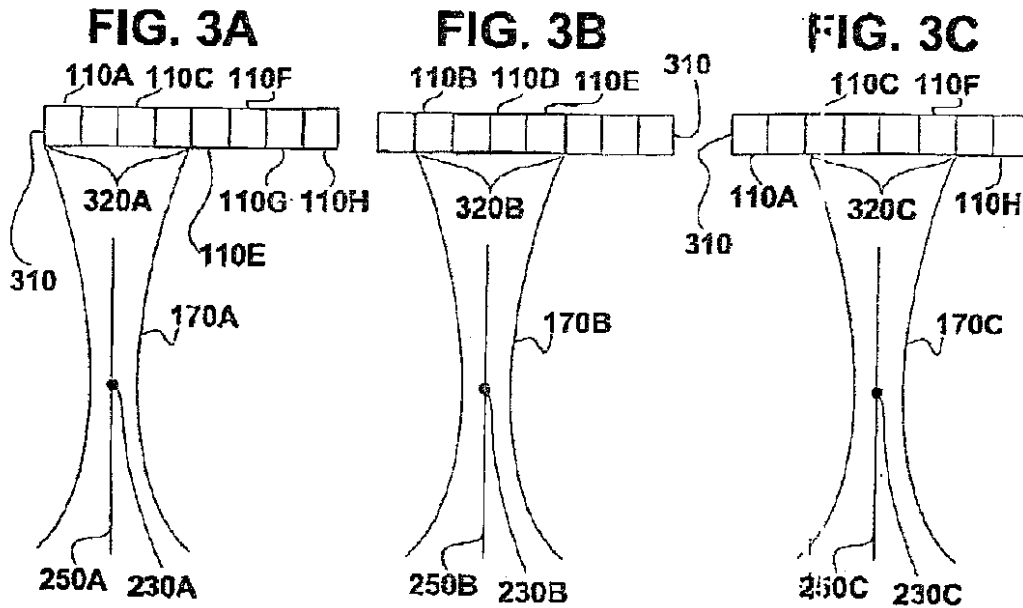
Prior Art  
FIG. 1

【図2】



Prior Art  
FIG. 2

【図3】



Prior Art

【図4】

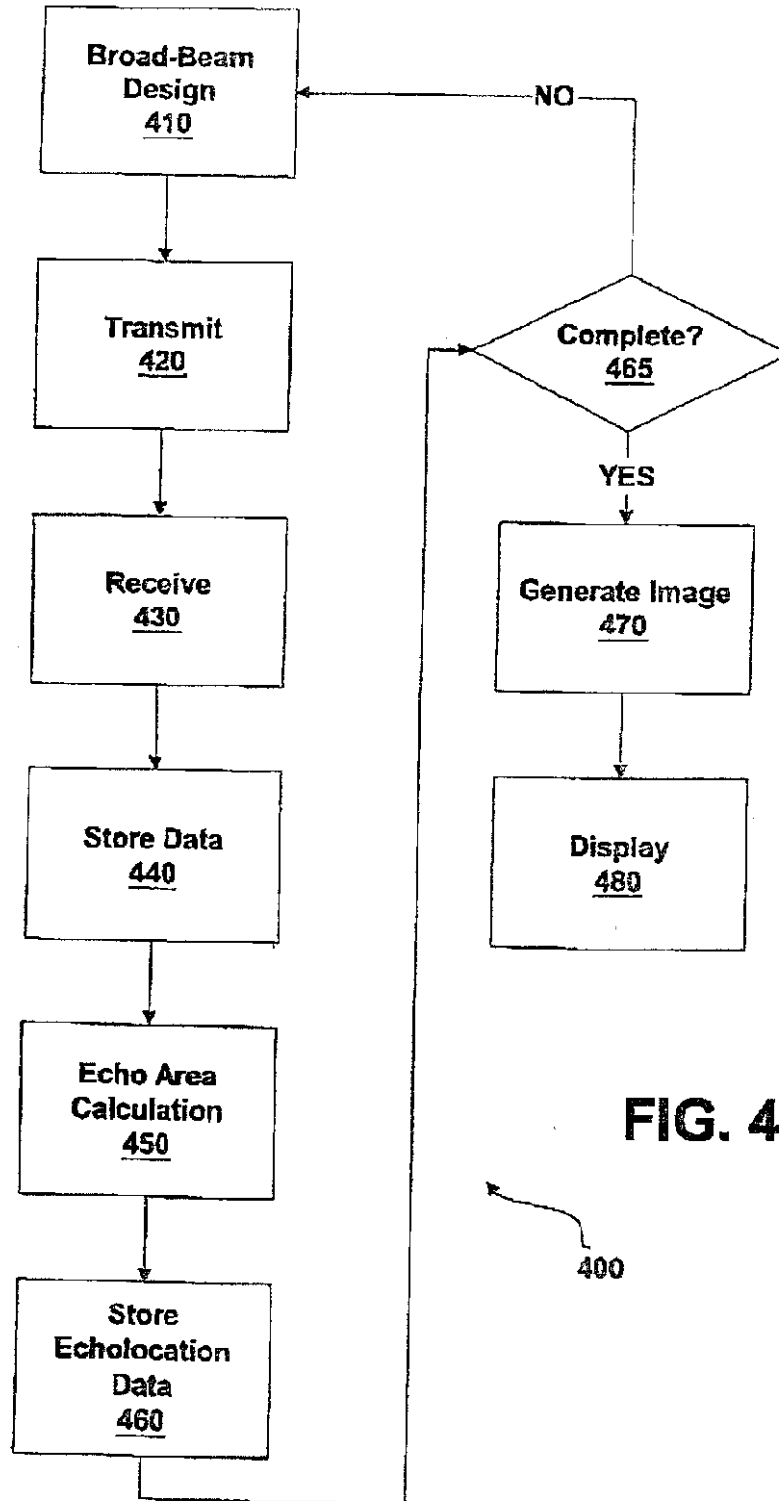


FIG. 4

【図5】

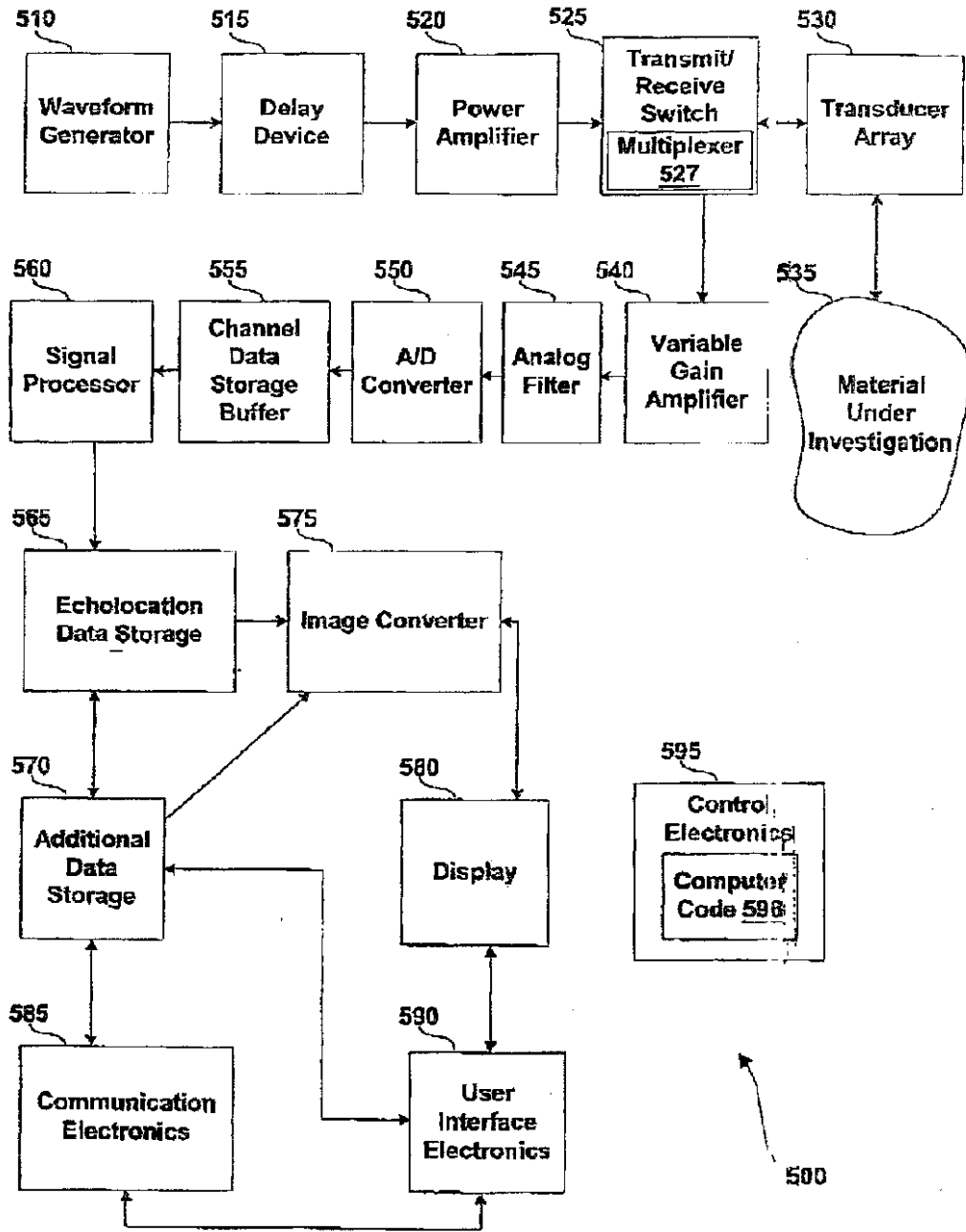


FIG. 5

⊥

【図6】

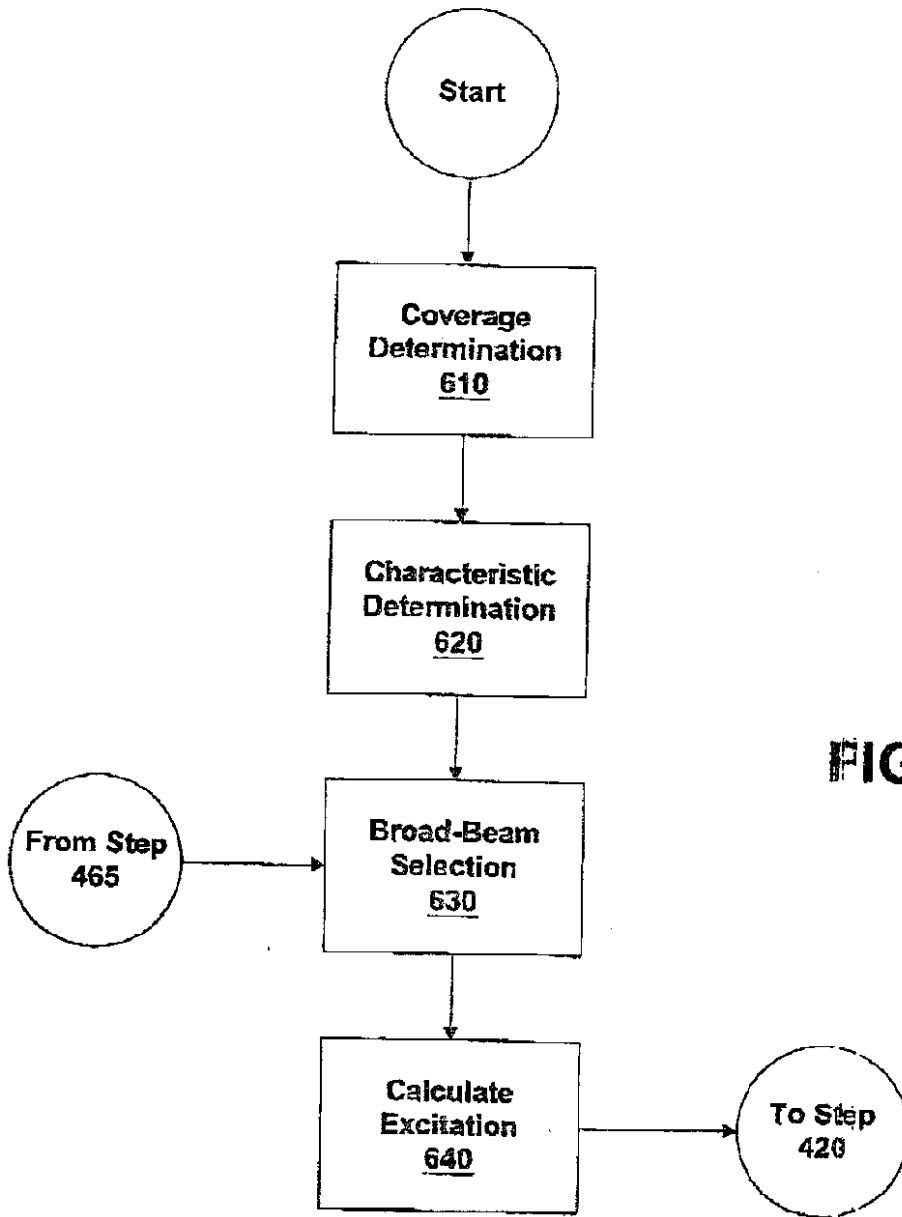


FIG. 6

【図7A】

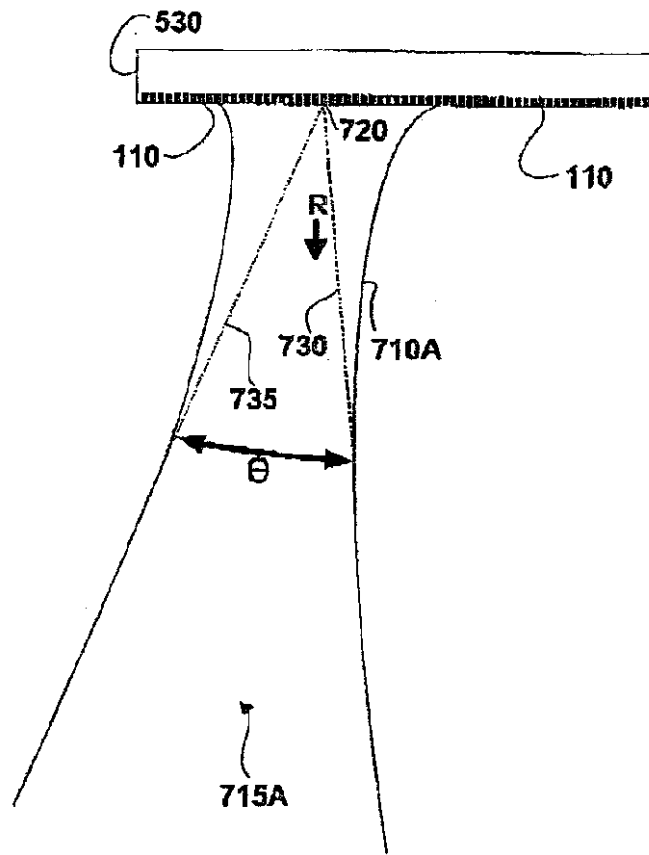


FIG. 7A

【図7B】

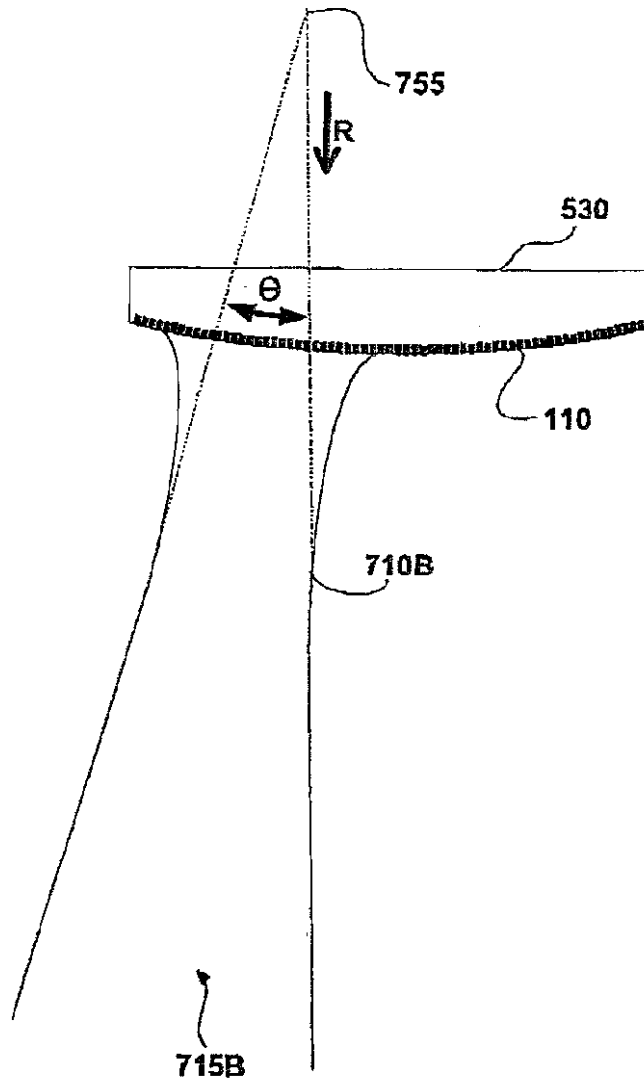


FIG. 7B

【図7C】

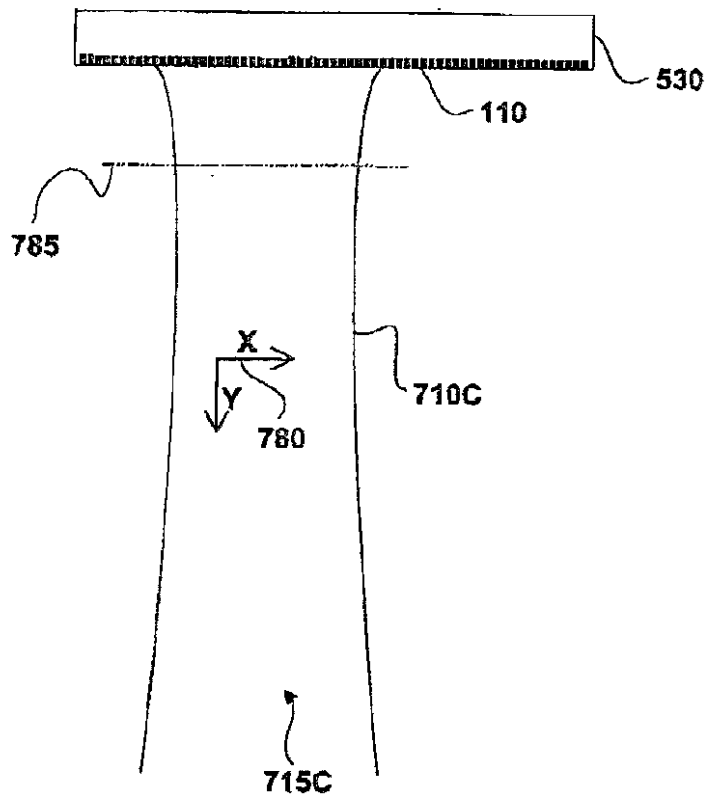


FIG. 7C

【図7D】

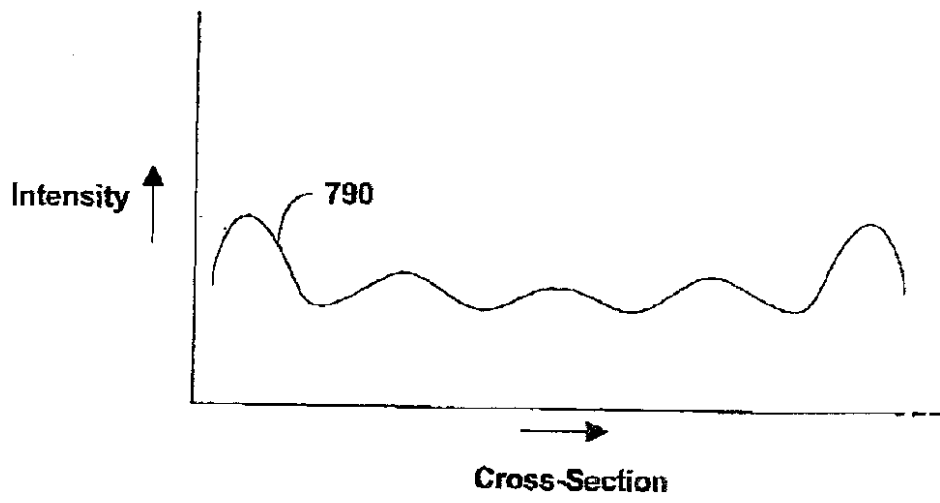


FIG. 7D

【図8】

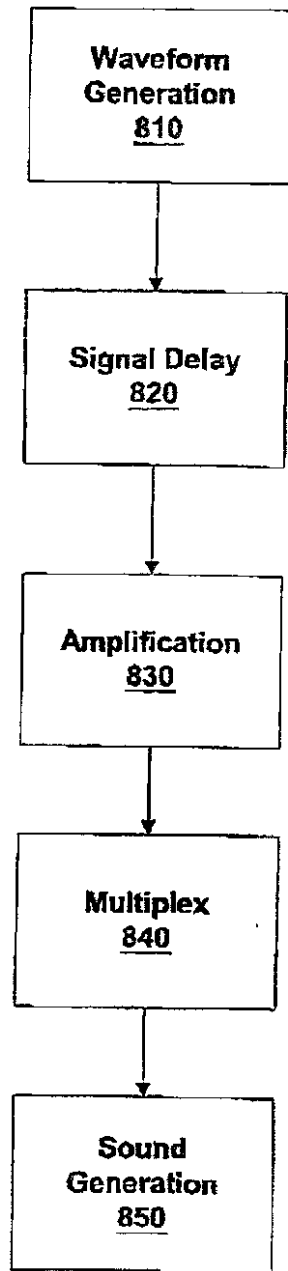


FIG. 8

【図9】

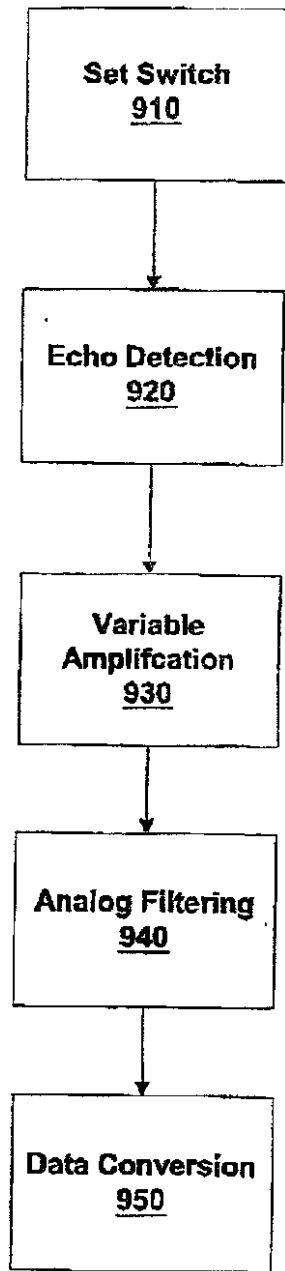


FIG. 9

【図10】

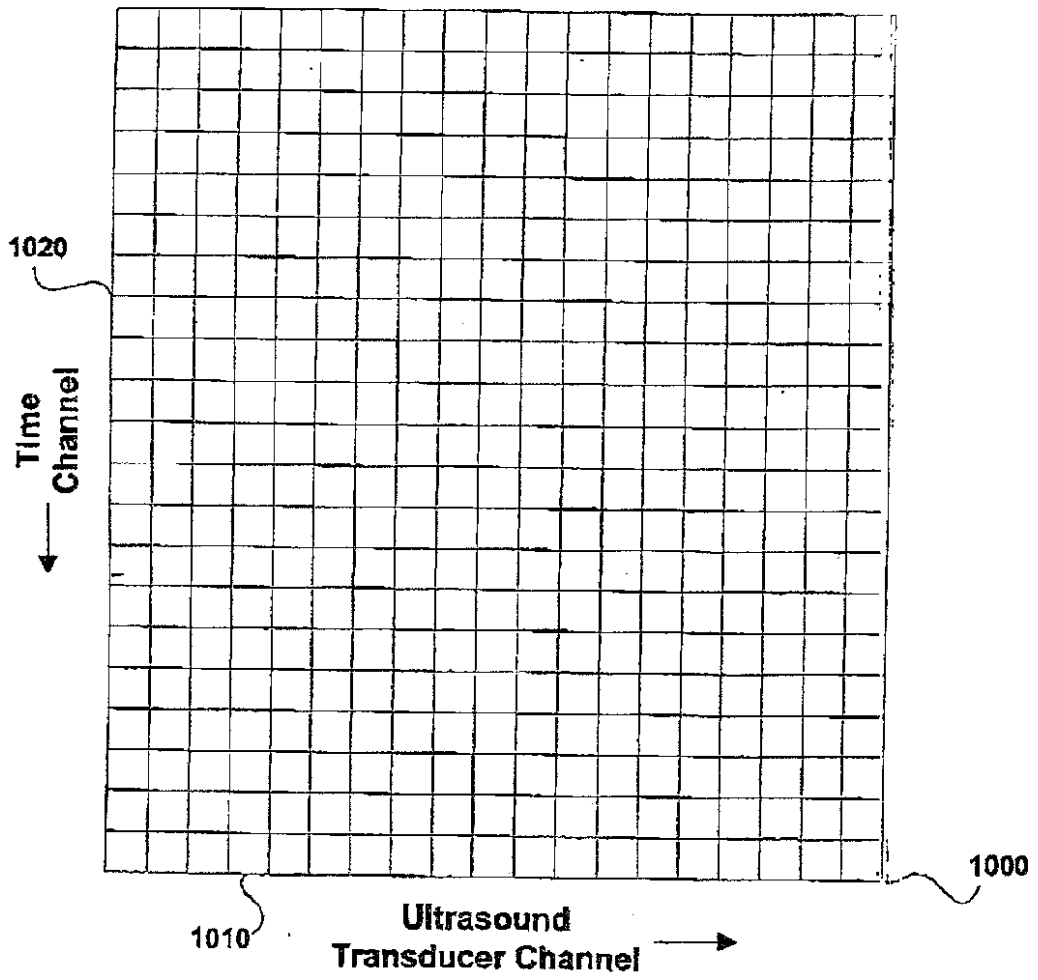


FIG. 10

【図11A】

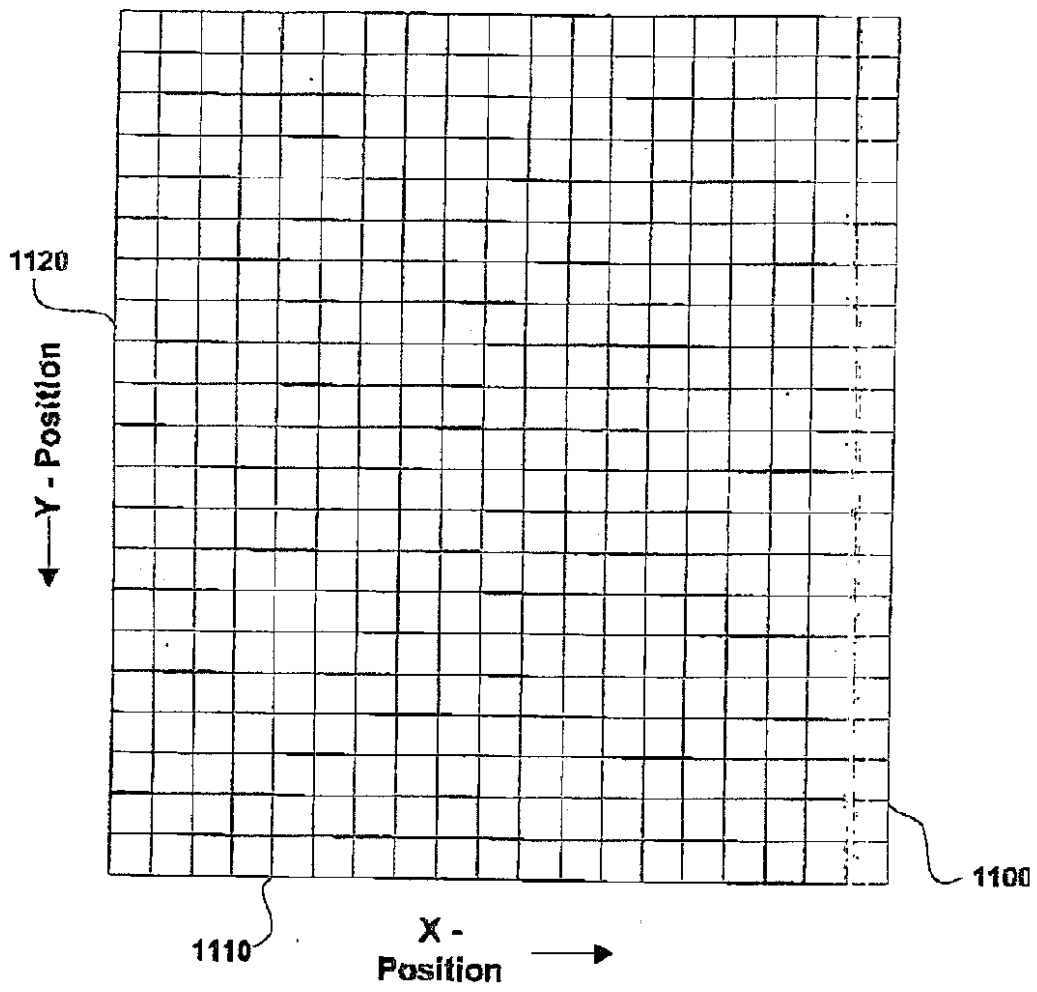

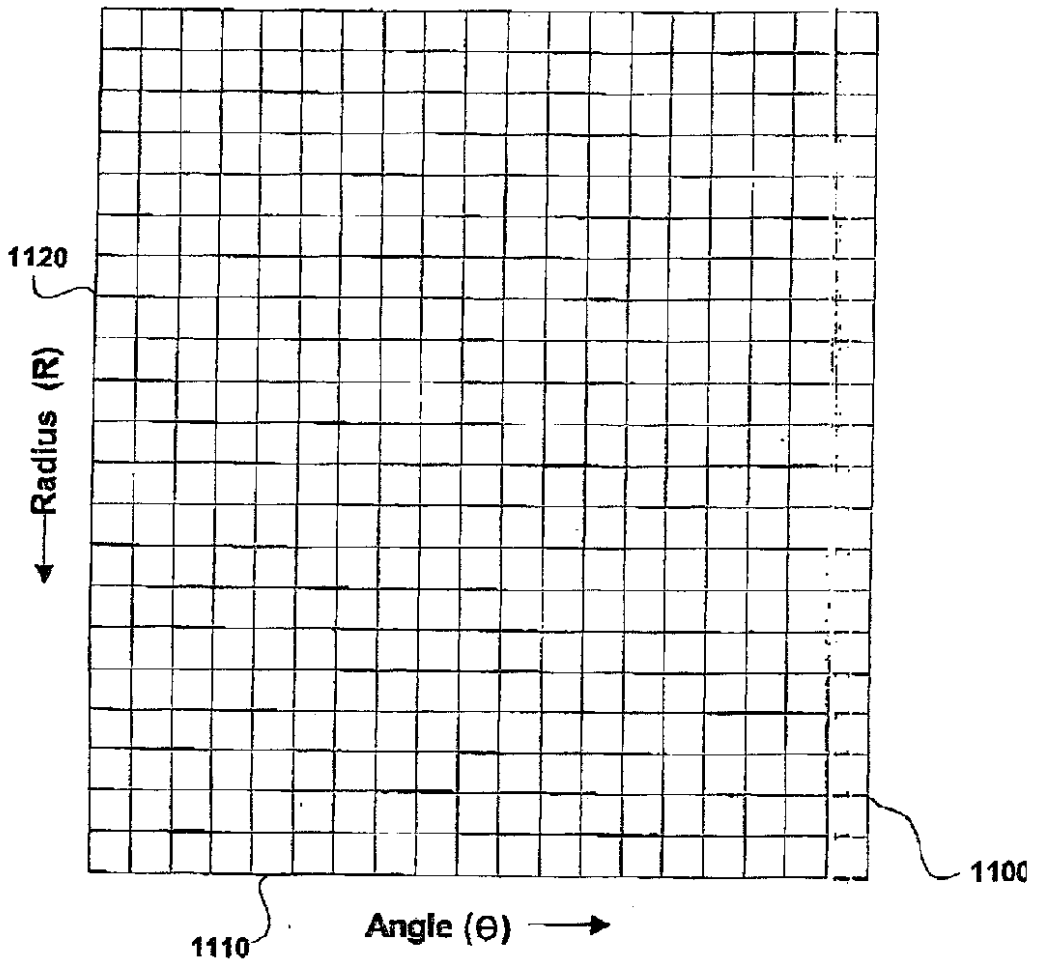


FIG. 11A

【11B】



**FIG. 11B**

【図12A】

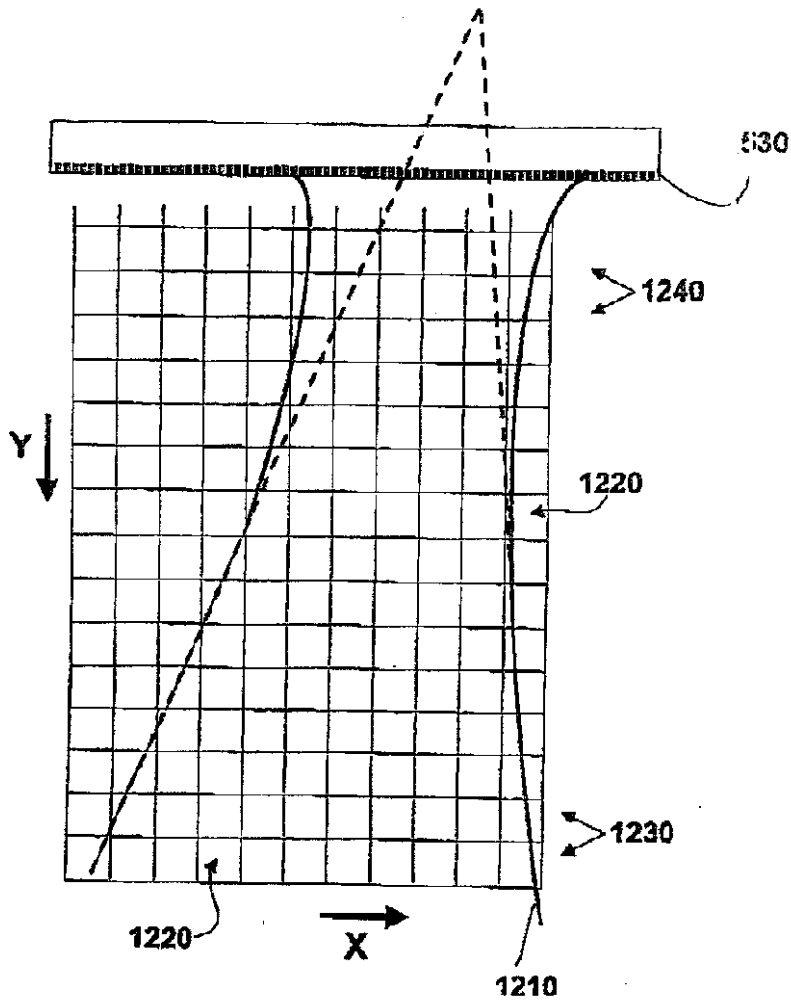


FIG. 12A

【図12B】

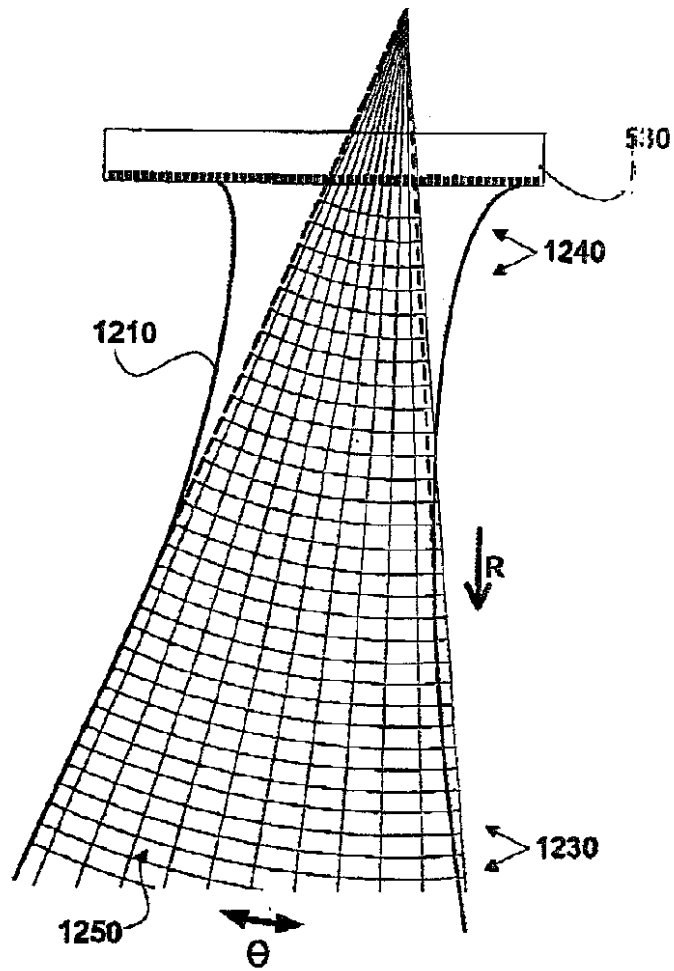
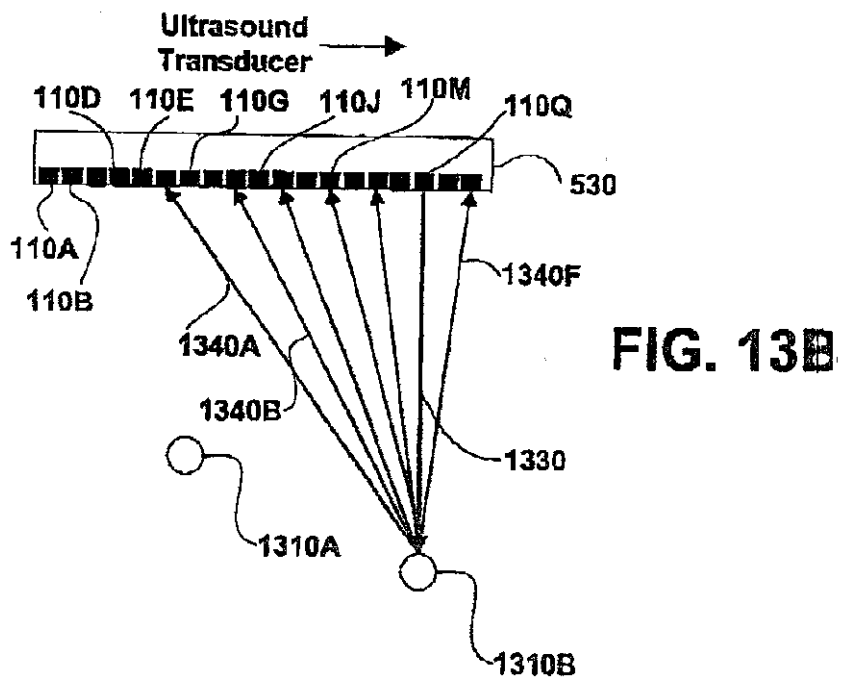
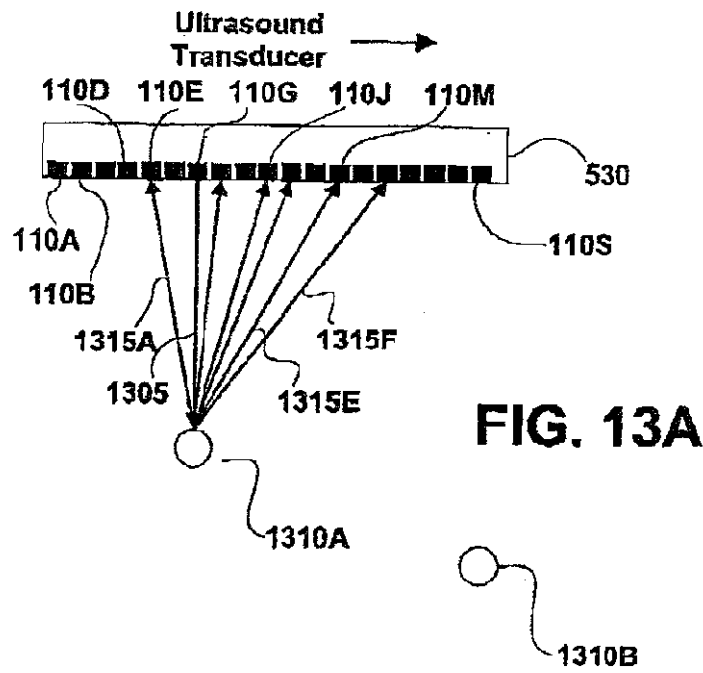


FIG. 12B

【図13】



【図14】

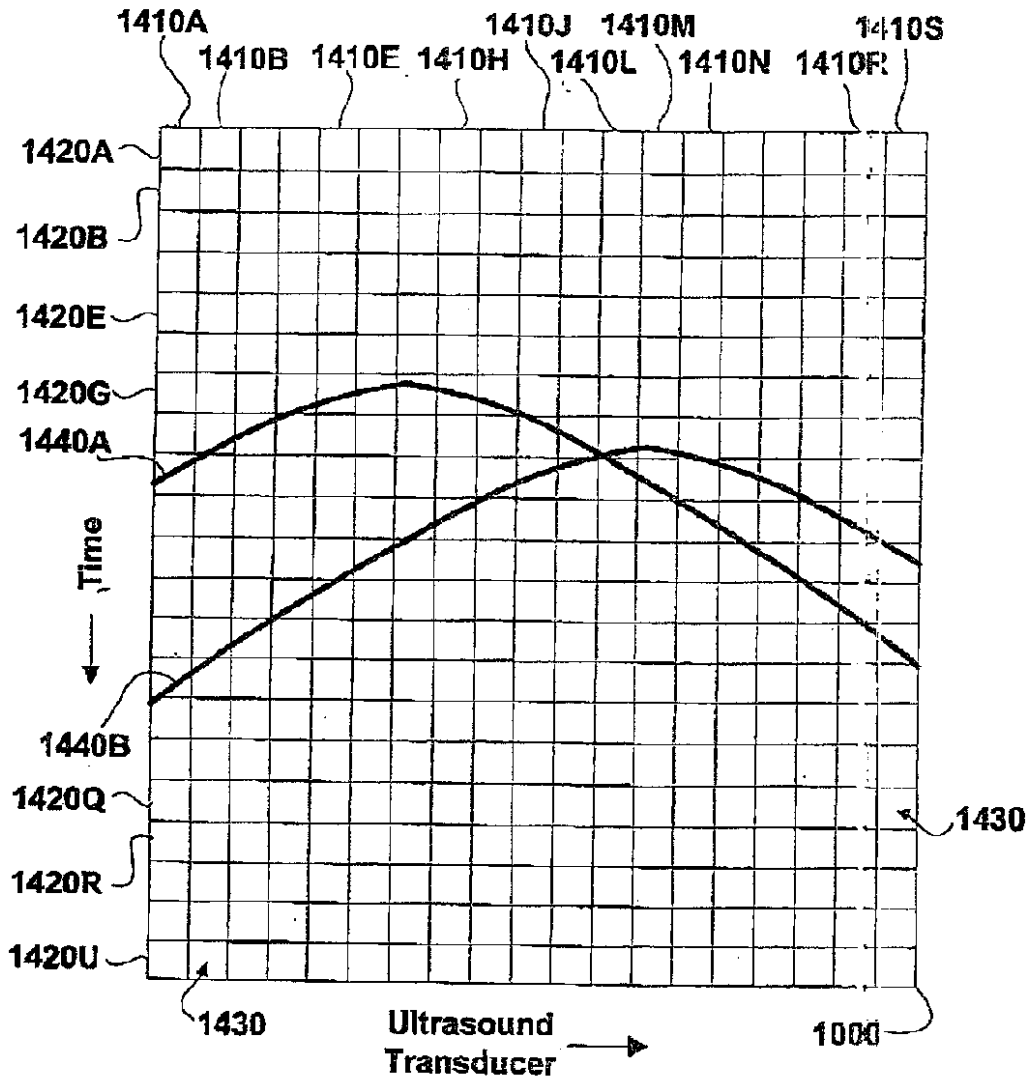


FIG. 14

【図15】

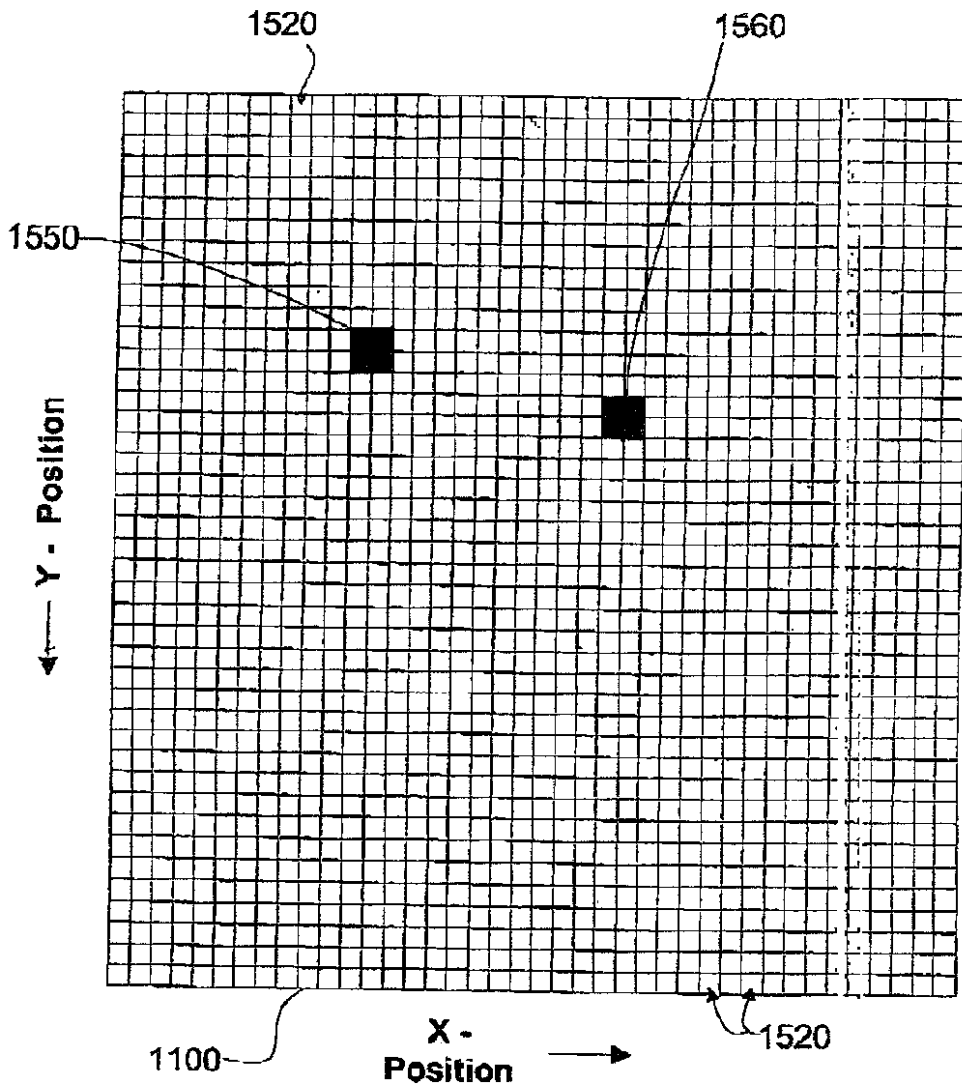


FIG. 15

【図16】

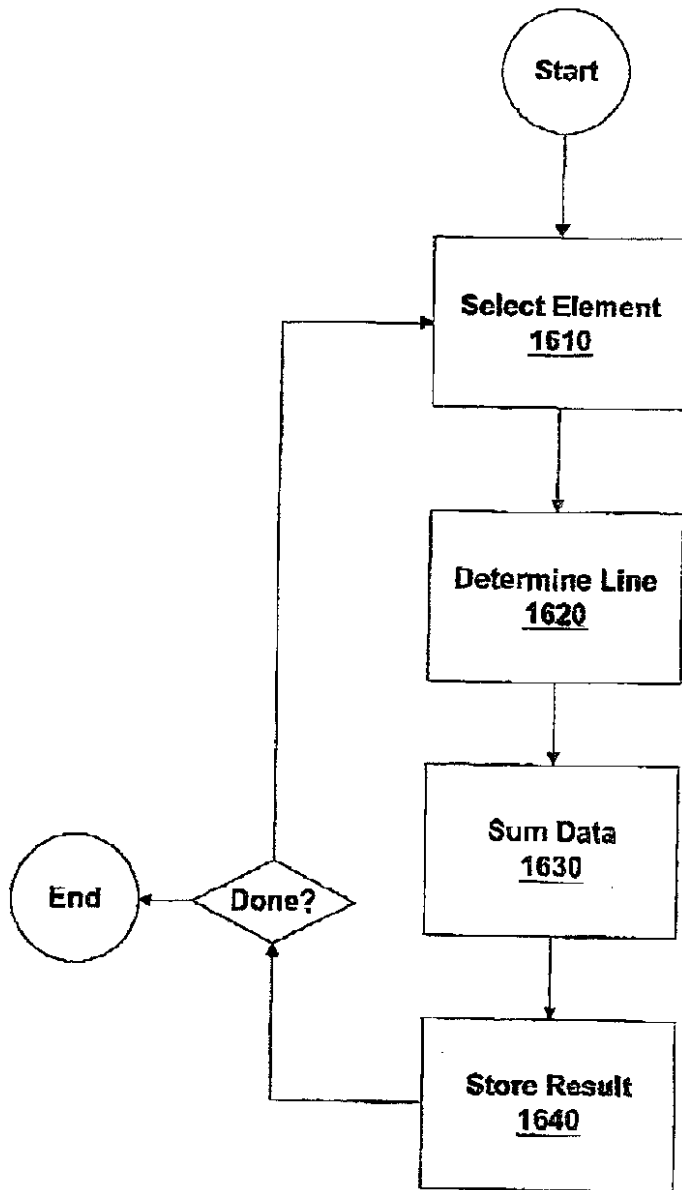


FIG. 16

【図17】

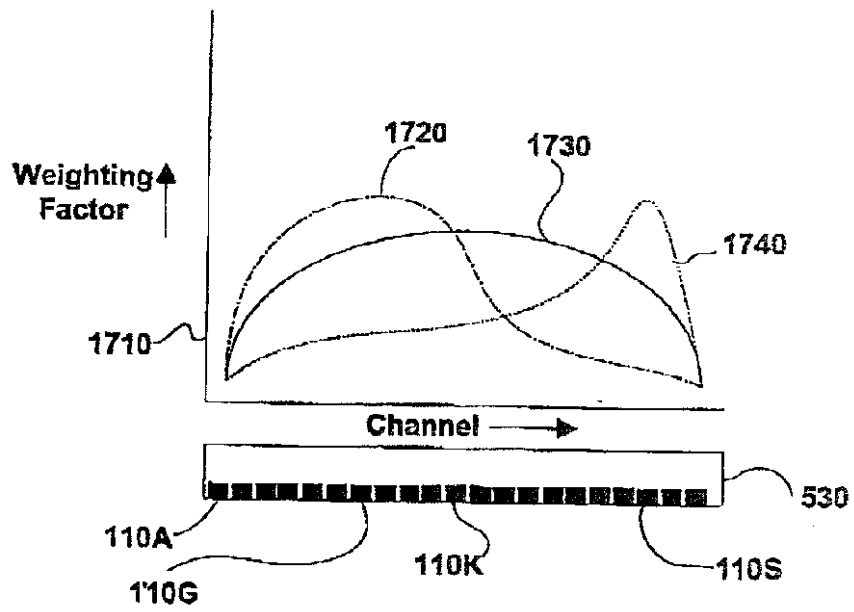


FIG. 17

【図18】

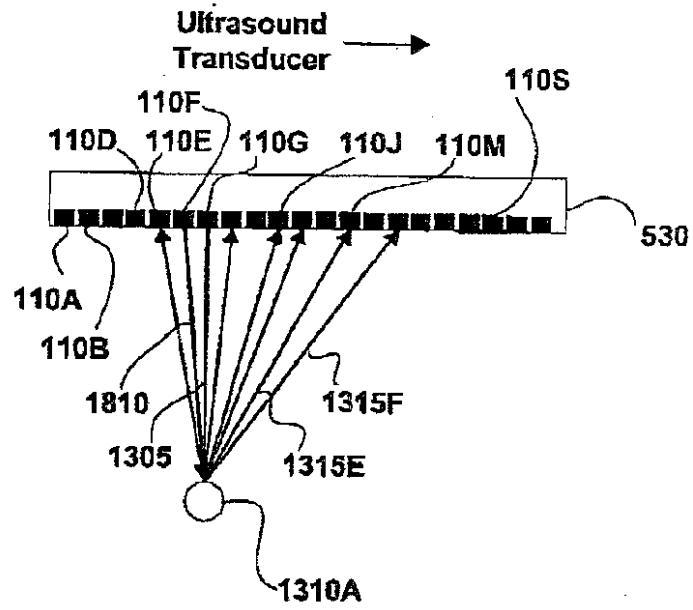


FIG. 18

【図19】

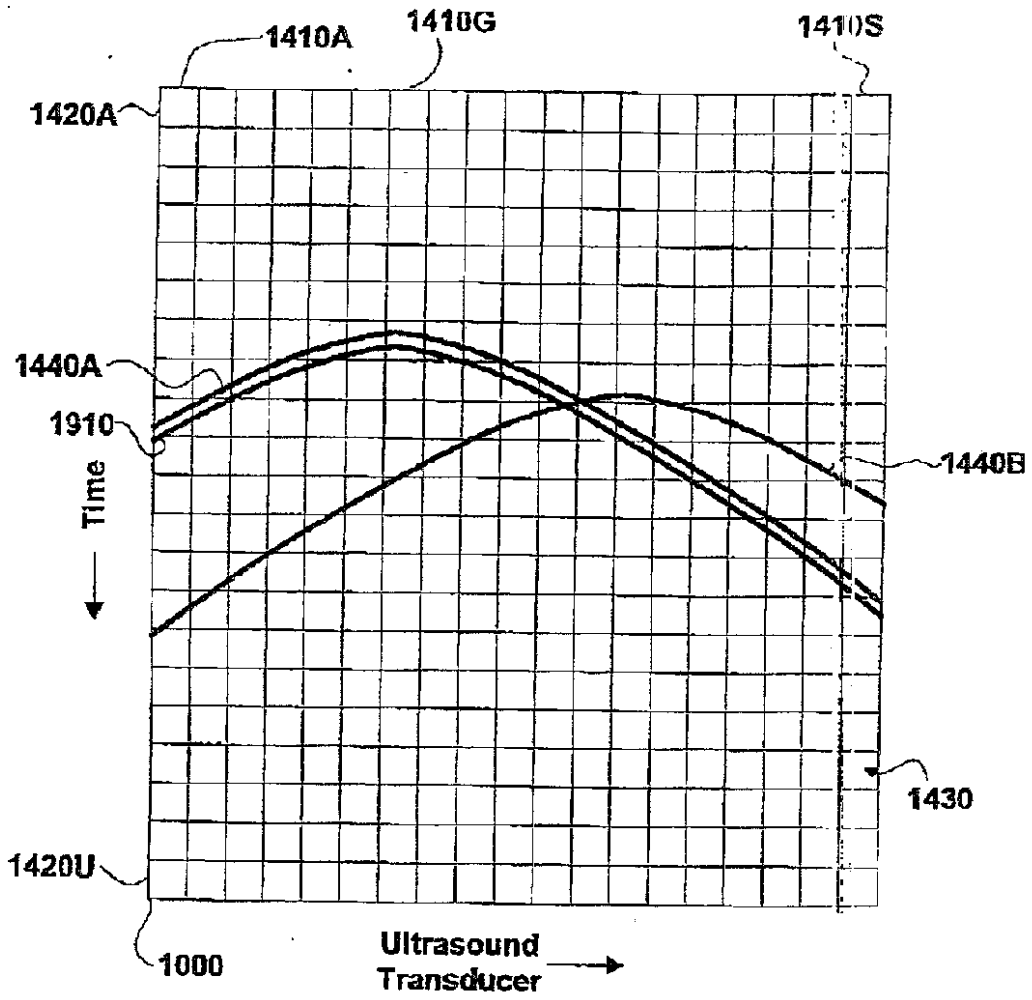


FIG. 19

【図20】

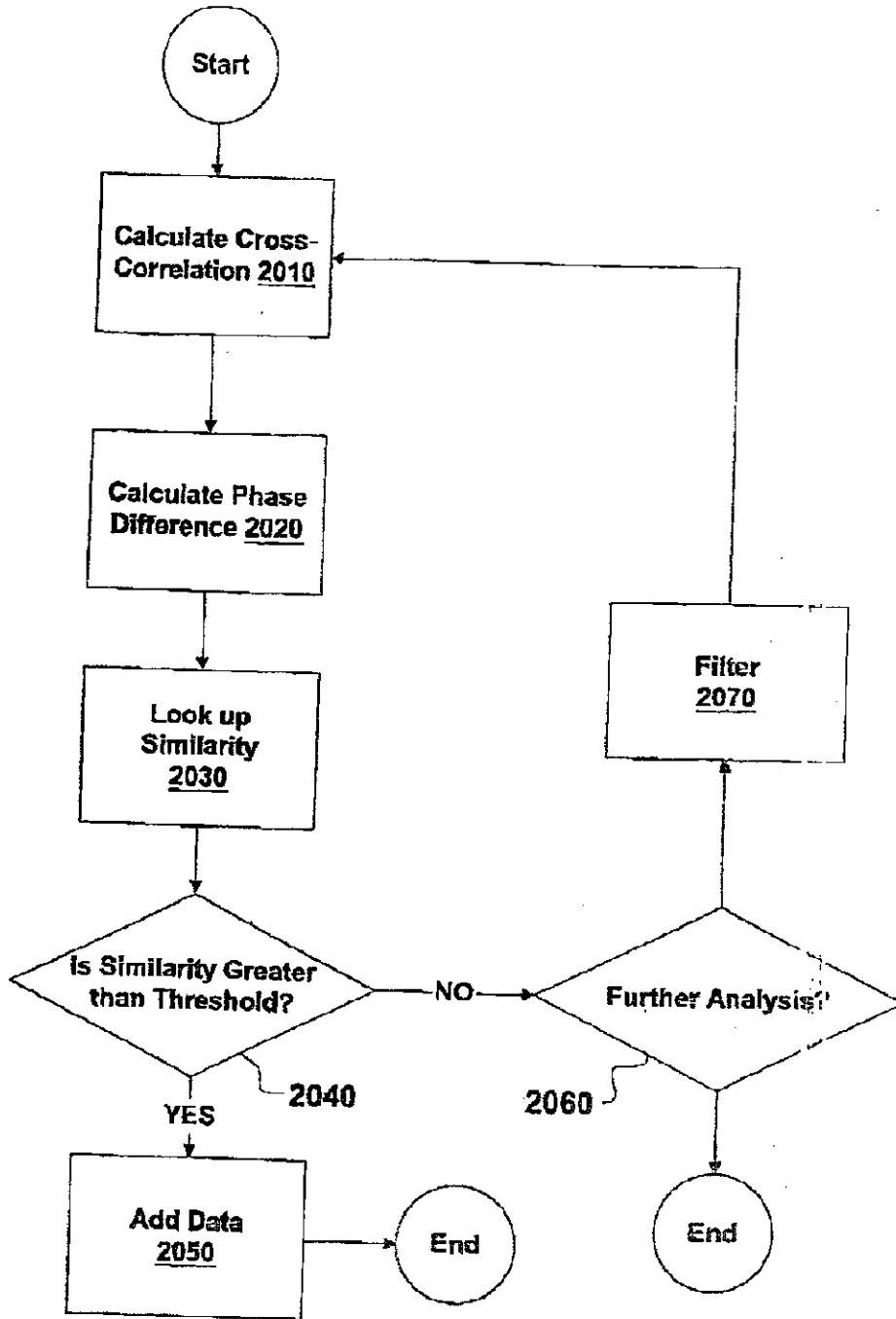


FIG. 20

**1 Abstract****ABSTRACT OF THE DISCLOSURE**

Systems and methods of probing a material under investigation using an ultrasound beam. Echolocation data is generated using a multi-dimensional transform capable of using phase and magnitude information to distinguish echoes resulting from ultrasound beam components produced using different ultrasound transducers. Since the multi-dimensional transform does not depend on using receive or transmit beam lines, a multi-dimensional area can be imaged using a single ultrasound transmission. In some embodiments, this ability increases image frame rate and reduces the amount of ultrasound energy required to generate an image.

专利名称(译)	宽光束成像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003180688A</a>	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2002304295	申请日	2002-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	NOVASONICS		
申请(专利权)人(译)	新星公司超音速		
[标]发明人	ティンランジイ グレンマクラフリン		
发明人	ティン-ラン ジイ グレン マクラフリン		
IPC分类号	G01N29/26 A61B8/00 A61B8/08 G01N29/06 G01N29/11 G01N29/34 G01S7/52 G01S15/89 G03B42/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4455 G01N29/06 G01N29/0609 G01N29/11 G01N29/348 G01N2291/017 G01N2291/02416 G01N2291/02466 G01S7/52023 G01S15/8954 G01S15/8981 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/26.503		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA09 2G047/EA10 2G047/GB02 2G047/GF06 2G047/GF10 2G047/GF11 2G047/GF15 2G047/GF17 2G047/GF18 2G047/GF20 2G047/GG17 2G047/GG21 2G047/GG28 2G047/GG29 2G047/GG35 2G047/GG36 4C301/BB12 4C301/BB22 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/GB02 4C301/HH02 4C301/HH03 4C301/HH13 4C301/HH25 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB23 4C301/JB24 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB42 4C301/LL05 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH30 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/LL01 4C601/LL05		
优先权	09/039862 2001-10-20 US 09/039910 2001-10-20 US 09/039922 2001-10-20 US 10/370632 2002-04-05 US 10/211391 2002-08-01 US		
其他公开文献	JP4874497B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(带更正) 本发明提供了使用超声波束检查检查中的物质的系统和方法。使用多维变换生成回声定位数据, 该多维变换可以使用相位和幅度信息来区分由使用不同超声换能器530生成的超声束分量产生的回声。它由于多维变换不依赖于发射或接收波束线的使用, 因此可以使用一种超声传输来对多维区域成像。在一个实施例中, 这增加了图像帧速率并减少了产生图像所需的超声能量。

