

(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2002 - 143156

(P2002 - 143156A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51) Int. Cl⁷
A 6 1 B 8/00
G 0 1 N 29/22
G 0 1 S 7/523
7/524

識別記号

F

テーマコード（参考）

A 6 1 B 8/00

2 G 0 4 7

G 0 1 N 29/22

501 4 C 3 0 1

G 0 1 S 7/52

D 5 J 0 8 3

Q

審査請求 未請求 請求項の数 100L(全 7 数)

(21)出願番号 特願2001 - 267955(P2001 - 267955)

(71)出願人 590000248

(22)出願日 平成13年9月4日(2001.9.4)

コニンクレッカ フィリップス エレ
トロニクス エヌ ヴィ
KONINKL IJKE PHILIP
S ELECTRONICS N.V.
オランダ国 5621 ベーアー アイント
フェン フルーネヴァウツウェッハ 1

(31) 優先権主張番号 00402445.1

(32) 優先日 平成12年9月5日(2000.9.5)

(33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(72) 発明者 カイ エッ

ドイツ連邦共和国, 52076 アーヘン, イーローテ - ハーク - ヴェーア 40

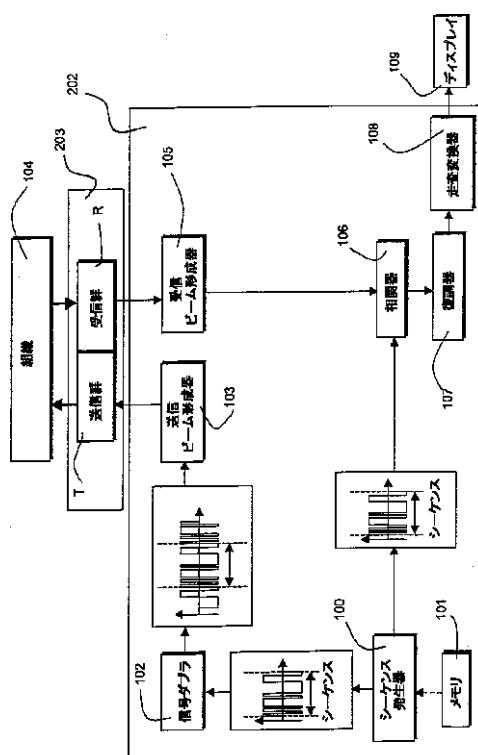
(74)代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 媒体中の散乱物を撮像する超音波システム及び超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を送信し超音波散乱物によって反射される超音波エコーを検出するプローブを有する、超音波散乱物を撮像する超音波撮像システムであって、上記プローブは、上記超音波を送信する送信群とラベル付けされた変換素子の第1の群、及び、上記超音波散乱物によって反射された超音波エコーを検出する受信群とラベル付けされた変換素子の別個の第2の群を含み、上記送信群にコード化信号を供給し、上記受信群から信号を受信するために夫々上記プローブに結合される送信手段及び受信手段と、

焦点線上に上記超音波を合焦する送信ビーム形成手段と、

上記焦点線から受信した信号からビームの和の受信された信号を形成する受信ビーム形成手段と、

デコード化された信号を形成するよう上記ビームの和の受信された信号を処理する処理手段と、

上記デコード化された信号の関数である画像を表示する手段とを有するシステム。

【請求項2】 第1及び別個の第2の変換アレイは、上記変換素子の上記第1の群及び別個の上記第2の群を構成する請求項1記載のシステム。

【請求項3】 上記プローブは、上記変換素子の上記第1の群及び上記第2の群を絶縁する超音波絶縁手段を有する請求項1又は2記載のシステム。

【請求項4】 上記送信手段によって供給されるコード化信号は、巡回自己相関関数がデルタ関数であるシーケンスに基づく請求項1乃至3のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項5】 上記送信手段によって供給されるコード化信号のタイプは、巡回自己相関関数がデルタ関数である「二倍にされた」又は「三倍にされた」シーケンスである請求項4記載のシステム。

【請求項6】 上記処理手段は、上記デコード化された信号を形成するよう、上記コード化信号と上記ビームの和の受信された信号を相互に関係付ける相関手段を有する請求項1乃至5のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項7】 好適にプログラムされたコンピュータ又は超音波データを処理するよう配置される回路手段を有する特定目的用のプロセッサを有する請求項1乃至6のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項8】 医用超音波データを捕捉し処理するため請求項7記載のプローブを具備するシステムを有し、医用ディジタル画像及び処理された医用ディジタル画像を表示する表示手段を更に有する超音波診断撮像装置。

【請求項9】 変換素子の送信群にコード化信号を供給する段階と、
変換素子の受信群から信号を受信する段階と、
ビーム形成によって焦点線上に超音波を合焦する段階と、

上記焦点線から受信した信号からビームの和の受信された信号を形成する段階と、

デコード化された信号を形成するよう上記ビームの和の受信された信号を処理する段階と、

上記デコード化された信号の関数である画像を表示する段階とを有する、請求項1乃至8のうちいずれか一項記載の、システムの信号及びデータを処理する方法。

【請求項10】 請求項1乃至7のうちいずれか一項記載のシステムの信号及びデータを処理する方法を行うための命令の組を有するコンピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、媒体中の超音波散乱物を撮像するプローブと関連する超音波システムに関する。本発明は、医用超音波撮像において信号対ノイズ比(SNR)を増加させるためにこのようなシステム及びプローブを含む超音波診断撮像装置にも関わる。

【0002】

【従来の技術】医用超音波撮像におけるSNRを改善する方法及び装置は、特許US5,984,869(Chiao and alli)に記載される。この文書は、ゴレーコード化励起信号を用いて医用超音波撮像における信号対ノイズ比(SNR)を増加する方法及び装置に関わる。低いSNRは、画像の透過深度を限定させ、ダイナミックレンジを小さくさせ、それにより超音波画像の診断情報を低下させる。この文書は、良いSNRを得るために解決策を提案し、この解決策は信号エネルギーを増加させることを含む。コード化信号(例えば、チャーブ信号、最大シーケンス、又は、バーカ/ゴレーコード(Barker/Golay code))を用いることにより、信号エネルギーは、超音波信号の最大振幅を増加させること無くコード化信号の長さに依存して典型的には10乃至80倍だけ増加される。

【0003】コード化信号は、従来のパルス励起信号と比較して長い持続時間を持つといった特性を表す。従って、一つの顕著な問題は、コード化信号の最大持続時間が、プローブと撮像されるべき領域との間の距離を組織中の音の伝搬速度で割算した値の二倍として計算される、これらコード化信号の伝搬期間によって制限されることである。従って、これらコード化信号の伝搬期間の二倍よりも長い持続時間を有するコード化信号の使用が可能でない。このため、引用文献では、コード化信号は、高深度領域においてだけ使用される。更に、コード化信号の長さがこの伝播の持続時間によって制限されているため、コード化信号によって伝えられるエネルギーは制限され、その結果、撮像されるべき領域が近い程、コード化信号を用いて改善され得るSNRは少ない。

【発明が解決しようとする課題】本発明は、引用文献に記載する装置に関わる上述の問題を克服するために、改善された超音波撮像システムを提供することを目的とする。この超音波撮像システムは、撮像されるべき領域の任意の深度においてS N Rを高めるためにコード化信号を使用する。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明による超音波撮像システムは、請求項1に記載する。

【0006】本発明の超音波撮像システムでは、送信群は延ばされたコード化信号を送信する一方で受信群は角反射によって同時に反射される信号の受信を可能にする。送信及び受信の持続時間の重なり合いは、使用されるコード化信号の長さに もはや制約を課さない。

【0007】本発明の好ましい実施例では、第1及び第2の別個の変換アレイは、第1及び別個の第2の群の変換素子を含む。

【0008】本発明の有利な実施例では、プローブは、変換素子の2つの別個の群を絶縁するために超音波絶縁手段を有する。有利的には、送信される信号が反射される信号よりも強いため、送信された信号の一部は反射された信号をマスキングする受信変換素子によって受信され得る。

【0009】本発明の好ましい実施例では、送信手段によって供給されるコード化信号の性質は、巡回自己相関関係がデルタ関数であるシーケンスである。デルタ関数の組織の反射関数との畳み込みは反射関数そのものである。例えば、M系列は、巡回自己相関関係後、短い、サイドロープの無いパワフルピークを結果として生ずるコード化信号を含む。本発明によると、使用されるM系列は、最長の伝搬期間よりも長い持続時間を有するよう選択される。

【0010】本発明の有利な実施例では、送信手段によって供給されるコード化信号の性質は、巡回自己相関関係がデルタ関数である「二倍にされた」又は「三倍にされた」シーケンスである。これは、二倍又は三倍の長さのコードを出力する信号ダブルによって実現される。

「二倍にされた」又は「三倍にされた」信号は、プローブに送信される。

【0011】本発明の特定の実施例は、デコードされた信号を形成するよう、上記コード化信号を用いてビームが集められ受信された信号を相互に関連付ける相関手段を有する。「二倍にされた」又は「三倍にされた」信号であるコード化信号のM系列自体との相関関係は、擬似巡回自己相関関係を結果として生ずる。巡回自己相関関係を上記信号の「二倍にされた」又は「三倍にされた」バージョンを含む信号の非巡回相関関係で置換することにより、良い結果をもたらし、これは、結果となる信号の半分が完全な巡回自己相関関係を用いて得られる結果となる信号と同じであるためである。従って、二倍にさ

れたM系列は、非巡回の場合において巡回的な畳み込みの好ましい結果を受けるために使用される。

【0012】

【発明の実施の形態】本発明は、図面を参照して以下に詳細に説明する。

【0013】本発明は、媒体中の超音波散乱物を撮像する超音波撮像システムに関わる。

【0014】図1を参照するに、この超音波撮像システムは、2つの別個の群の変換素子を有するプローブ203を有し、第1の群は超音波を送信する送信群Tとラベル付けされ、第2の群は上記超音波散乱物によって反射される超音波エコーを検出する受信群Rとラベル付けされる。本発明の実施例では、これら2つの別個の群は夫々の機能を交換し得、つまり、元々の送信群は受信群として機能する一方で元々の受信群は送信群として機能することができる。一実施例では、変換素子の第1及び第2の別個の群は、2つの別個の変換アレイによって形成される。特定の実施例では、送信群及び受信群は、夫々、単一の変換器に属する1つの群の変換素子でもよい。この場合、2つの別個の群の変換素子は、空間的に分離され得ないが、例えば、一つの送信素子、一つの受信素子、一つの送信素子と交互に混合され得る。これら混合された群は、送信又は受信機能が各素子に対して別々に選択され、組織104の励起の特性において様々な変更を可能にするよう構成可能である。

【0015】処理システム202は、必要な場合には変換素子の2つの別個の群の構成を制御し、プローブ203に超音波信号を提供し、プローブ203からの超音波データを処理する。

【0016】延ばされたコード化信号は、変換素子の送信群Tによって組織104に送信され、組織104中の超音波散乱物によって反射されるエコーは角反射により同時に受信群Rに受信される。従って、送信及び受信の持続時間の重なり合う部分は、使用されるコード化信号の長さに対する制限をもはや含まない。これら実施例において、任意の長さのコード化信号が使用され得、望ましいフレームレートによってだけ制限されるS N Rを理論的に無限に増加させる。超音波画像の画像の質が超音波信号の平均周波数及び帯域幅によって決定されるため、このS N Rの改善は、より高い平均周波数及び帯域幅を有するコード化信号を用いることにより高められた解像度と引き換えられ得る。従って、S N Rは、強い信号減衰がある周波数範囲においてさえもコード化信号を用いて改善され得る。

【0017】本実施例では、シーケンス発生器100が信号のシーケンスを出し、又は、メモリ101から上記信号を得る。適切なシーケンスは、例えば、チャーブシーケンス、最大シーケンス、又はペイカーノゴレー等のコードである。信号の振幅は、生物組織中の超音波信号の最大限に許容されたピーク圧力に対応する電圧を超

えない。

【0018】これは、受信したコード化信号の処理後にサイドロープの無い信号を結果的に得るために必要である。

【0019】引用文献U.S.-5,984,869では、サイドロープの無い、結果として生じる信号は、2つの相補的なゴレーコードを使用することで得られ、このゴレーコードは2つの結果となるデータストリームを加えることで除去される相補型サイドロープを示す。この解決策は、2つの受信された信号が非常に正確にアライメントされることを要求し、このアライメントは患者が動くため不確実である。更に、この解決策は2つの送信、つまり、相補的なゴレーコード夫々に対して一つづつの送信を要求する。第2のゴレーコードを送る前に第1のゴレーコードの伝搬を待つことが必要なため、走査の持続時間は最も外側にある散乱物までの伝搬時間の二倍である。

【0020】代わりに、本発明のシステムの好ましい実例は、巡回自己相関がデルタ関数であるシーケンスを発生するシーケンス発生器100を有する。組織の反射関数とのデルタ関数の畳み込みは、反射関数そのものである。例えば、M系列は、巡回自己相関後、短い、サイドロープの無いパワフルピークを結果として生じるコード化信号を含む。本発明では、使用されるM系列は、最長の伝搬期間よりも長い持続時間を有するよう選択される。

【0021】散乱物によって反射されるエコーから結果として生じる信号が散乱関数とのM系列の畳み込みの結果であるため、この信号はシーケンス自体の長さと異なる長さを有し、シーケンスと巡回的に相互に関係付けられ得ない。実際、繰り返し行うことにより巡回的なM系列の送信は、散乱位置を不明確にする。代わりに、M系列の巡回的な繰り返しによって示唆される問題を回避するために、一つのM系列だけが送信される場合、この送信されたシーケンスの多数のコピーが得られ、散乱関数との畳み込みの後一緒に加算される。この場合、元々のM系列との受信された信号の相関関係は、許容可能でないサイドロープを含む。

【0022】これら問題に対する解決策は、サイドロープが無い処理結果を得ることを可能にする擬似巡回相関関係を使用することである。M系列は、元々のM系列との反射される「二倍にされた」M系列の擬似巡回相関関係を可能にするために信号ダブルにおいて「二倍にされる」。この目的は、「二倍にされた」M系列とのM系列の相関関係の結果となる信号の「良い、巡回的、サイドロープの無い」半分が一つのブロック中で既知の場所にあることを確実にするためである。結果となる信号の良い部分を結果となる信号の中央部分に有するために、シーケンスの後半はM系列全体の始まりに取り付けられ、シーケンスの前半は信号の後ろに取り付けられる。別の

10

実施例では、シーケンスは信号トリプラを用いて「三倍にされ」、従って、擬似巡回相関関係を実現する。結果となる「二倍にされた」（又は「三倍にされた」）信号は、従来の信号と比較して長い持続時間有する高エネルギー信号である。この信号は、送信ビーム形成器103に送信され、この送信ビーム形成器は受信ビーム形成器105を含む信号ビーム形成器の一部となり得る。

【0023】送信ビーム形成器103では、例えば、提供される実施例において128の要素を有する送信変換器Tの各送信変換素子に関して、「二倍にされた」信号は、引用文献に説明される装置において行われるように、送信変換器Tの変換素子と焦点との間の距離に従って遅延される。各合焦動作は、送信変換器Tから焦点までの伝搬焦点線を決定する。

【0024】図3を参照するに、図2に示すように同じ平面上に2つの変換器が配置される場合の電子ビーム形成が示され、送信変換器Tの変換素子は、焦点f1において、より少ない程度には、変換器表面上の点t0から始まり焦点f1を交差するまでの線の方向に超音波信号の強めあう干渉が発生するよう延ばされた信号で刺激され、上記線は伝搬焦点線としてラベル付けされる。

【0025】組織104を刺激するよう送信変換器Tの変換素子によって並行して信号が送信された後、集束される超音波信号は組織104中を伝搬され、インピーダンス不連続点において反射され、受信変換器Rに戻される。受信変換器Rの各変換素子において、受信された超音波信号は記録され、受信変更される遅延-和ビーム形成器105に送信され、このビーム形成器は送信及び受信される信号のために使用される単一のビーム形成器の一部となり得る。

【0026】図3を参照するに、受信変更された遅延-和ビーム形成器105の役割は、受信したデータを、受信変換器と交差しない伝搬焦点線上に位置決めされる幾つかの受信焦点に合焦させることであり、一組の受信焦点遅延は、伝搬焦点線(t0, f1)上の決まった数の焦点(r1, r2, r3, r4, ...)に関して、受信ビーム形成器105により様々な点から受信変換素子までの距離の差に従って計算される。このダイナミック合焦は、受信ビーム形成が画像の全ての点に対して実施されなくてはならないため、更なる計算リソースを要求する。図4は、このような受信ビーム形成後に利用できる結果、つまり、送信変換器から始まるビーム上有密にサンプル処理された撮像面を示す。

【0027】受信ビーム形成器105から得られる信号は、相関器106において二倍にされていないバージョンの元々のシーケンスと相互に関係付けられる。この擬似巡回相関関係の影響によって生じる全てのひずみは、結果となるデータストリームの端にある。これら端は切られる。従って、受信された信号の元々のM系列との相関関係の後、一連のデータは、散乱関数と相互に関連付

50

けられたM系列の巡回相關関係の結果を示し、散乱物の強さ及び位置の決定を可能にする。復調器107において復調された後、データは走査変換器108に転送され、走査変換器は、表示装置109に画像を表示することができるよう適当なオーダ（ファン形状、長方形、ダイアモンド形状等）において対象物の別々のサンプル処理であるA走査を再配置する。

【0028】図2は、共通の平面にある変換素子の2つの群の配置を示す図である。2つの変換器によって高周波をあてて音響ホログラムを作ることができる領域は部分的に重なり合い、この重なり合う領域が走査領域を画成する。この配置では、低深度撮像に関して、送信された信号による受信される信号のマスキングを結果として生ずる強いクロストークが2つの群の変換素子からの隣り合う変換素子間において生じる可能性が高く、これは送信された信号が受信される反射された信号よりも強いからである。本発明の有利な実施例によると、プローブは、受信変換素子に対する、送信された信号の影響を回避するために超音波絶縁のための手段を有する。送信群と受信群との間の超音波絶縁手段は、上記実施例において、送信変換素子と受信変換素子との間の超音波絶縁材料の音吸收層を用いて、変換素子の送信群に対して変換素子の受信群を後ろに設定する等の特別な空間配置を決定することによって、又は、このような対策の組み合わせによって実施され得る。別の実行可能な実施例では、受信された信号に対する完全に既知の送信された信号の影響を回避するための絶縁手段は、アナログハードウェアによって、又は、処理システム202において実行されるディジタル処理によって、受信素子に対して送信素子に直接的に生じられる送信された信号を減算することを含む。

【0029】図5は、異なる平面に位置決めされる2つの変換器、即ち、送信変換器Tと受信変換器Rとを有するプローブの別の配置を示す図である。変換素子の2つの群を並行にしたアライメントは、良い超音波絶縁を提供し、2つの変換器を有し、2つの平面の間にある平面に対して平行な平面によって支持される走査領域に属する焦点f1上への最適な合焦を可能にする。

【0030】図2及び図3に示すような本発明の実施において、2つの変換器は共通の平面又は異なる平面に取り付け装置又は共通の筐体によって固定され得る。一つの変換アレイの変換素子の分離された群も使用され得る。使用される変換器は、フェイズドアレイ、リニアアレイ、湾曲アレイ、又は他の変換モデルの任意の種類の組み合わせでもよい。2つの別個の群の変換素子は、二次元の超音波変換アレイのサブアパートチャとして特に実施され得る。2つの群の変換素子は、2つのリニア又はフェイズドアレイのように平坦な表面上に、又は、2つの湾曲アレイのように湾曲された表面上に、又は、それらの組み合わせ上に配置され得る。これらの群は、リニ*

*アレイ（平行ビーム）又はフェイズドアレイ（ファンビーム）又はそれらの組み合わせに対して通常制御され得る。

【0031】図6を参照するに、医用超音波検査撮像装置201は、超音波散乱物を撮像する手段を有する。この装置は、上述の通り超音波データを処理する処理システム202を有する。医用超音波検査装置は、超音波データを捕捉するプローブ203と、この超音波データを処理システム202に供給する手段とを有し、この処理システムは、画像データをディスプレイ及び/又は記憶手段109、204に供給するために少なくとも一つの出力205を有する。ディスプレイ及び記憶手段は、夫々ワークステーション204のスクリーン109及びメモリでもよい。上記記憶手段は、或いは、外部の記憶手段でもよい。この画像処理システム202は、ワークステーション204の好適にプログラムされたコンピュータでもよく、又は、本発明による機能及び計算を実施するために配置されるLUTのような回路手段、メモリ、フィルタ、論理演算子を有する特定目的のためのプロセッサでもよい。ワークステーション204は、キーボード206及びマウス207を有してもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】媒体中の撮像散乱物のための超音波システムのブロック図である。

【図2】2つの群の変換素子の配置及び対応する走査領域を示す図である。

【図3】送信及び受信合焦の機能を示す図である。

【図4】走査領域のサンプル処理の結果を示す図である。

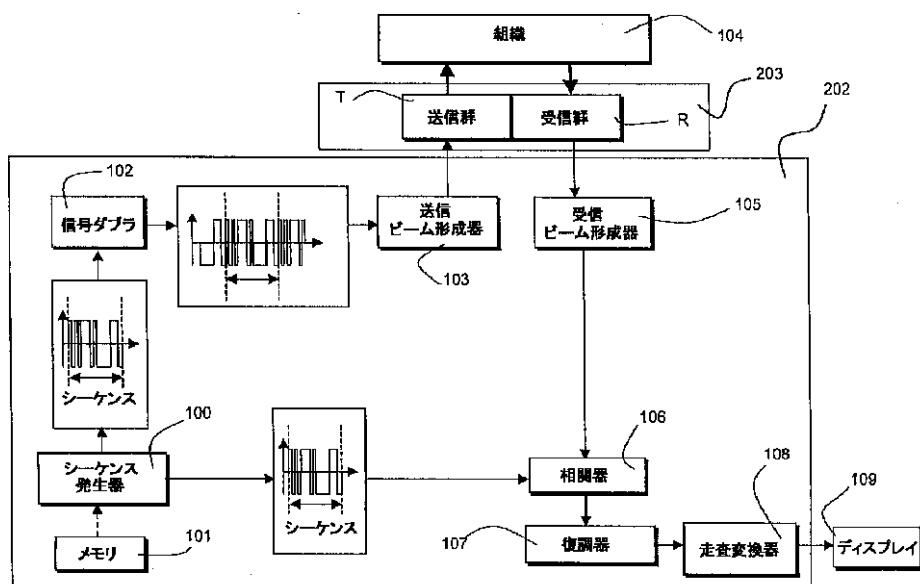
【図5】2つの変換器を有する超音波システムの配置の別の例を示す図である。

【図6】医用超音波検査撮像装置における本発明の実施を示す図である。

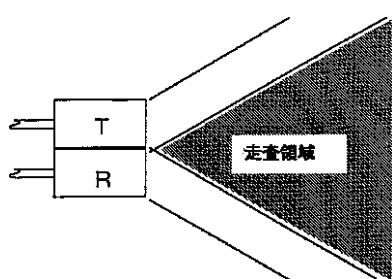
【符号の説明】

- 100 シーケンス発生器
- 101 メモリ
- 103 送信ビーム形成器
- 104 組織
- 105 受信ビーム形成器
- 106 相関器
- 107 復調器
- 108 走査変換器
- 109 ディスプレイ
- 201 医用超音波検査撮像装置
- 202 処理システム
- 203 プローブ
- 204 ワークステーション
- 205 出力
- 206 キーボード
- 207 マウス

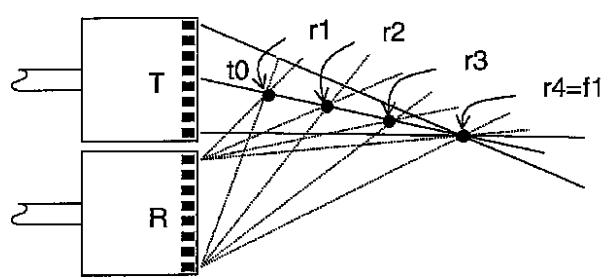
【図1】



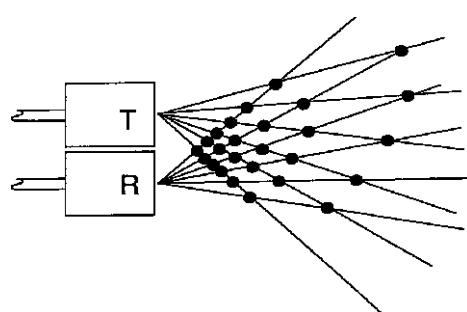
【図2】



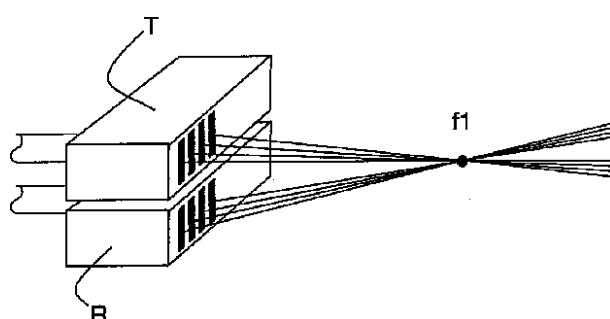
【図3】



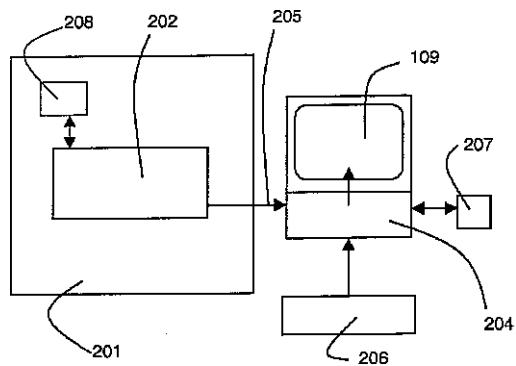
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(71)出願人 590000248

G roenewoudseweg 1,
5621 BA Eindhoven, Th
e Netherlands

(72)発明者 ゲオルク シュミツ

ドイツ連邦共和国, 52159 レートゲン,
レンスバハシュトラーセ 4

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 EA04
EA10 GA13 GB02 GF06 GF07
GF08 GF12 GG34 GG36
4C301 AA03 BB22 EE04 EE11 GB09
HH01 JB28 JB29
5J083 AA02 AB17 BA10 BC01 BE08
CA03 EB02

专利名称(译)	超声波系统和超声波诊断装置，用于对介质中的散射物质进行成像		
公开(公告)号	JP2002143156A	公开(公告)日	2002-05-21
申请号	JP2001267955	申请日	2001-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	カイエック ゲオルク・シュミツ		
发明人	カイエック ゲオルク・シュミツ		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 B06B1/02 G01S7/523 G01S7/524 G01S15/89 G01N29/22		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4494 B06B1/023 G01S15/8913 G01S15/8915 G01S15/8927 G01S15/8959		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01S7/52.D G01S7/52.Q G01S7/524.Q		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA04 2G047/EA10 2G047/GA13 2G047/GB02 2G047/GF06 2G047/GF07 2G047/GF08 2G047/GF12 2G047/GG34 2G047/GG36 4C301/AA03 4C301/BB22 4C301/EE04 4C301/EE11 4C301/GB09 4C301/HH01 4C301/JB28 4C301/JB29 5J083 /AA02 5J083/AB17 5J083/BA10 5J083/BC01 5J083/BE08 5J083/CA03 5J083/EB02 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601 /JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/LL30		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2000402445 2000-09-05 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(带更正) 要解决的问题：提供一种改进的超声成像系统。该系统包括用于发射超声波并检测从超声波散射体反射的超声波回波的探头203，该探头被标记为用于发射超声波的发射组T。标记为接收组R的第一组换能元件和单独的第二组换能元件，用于检测由超声散射体反射的超声回波。该系统将编码信号提供给发射组T，并且包括分别耦合到探针以从接收组R接收信号以将超声聚焦在聚焦线上的发射装置和接收装置。一种处理系统，包括：发射波束形成装置；接收波束形成装置，用于根据从焦线接收的信号来形成波束和接收信号；以及处理装置，用于对所述波束和接收信号进行处理以形成解码信号。, 用于显示与解码信号有关的图像的装置。

