

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2002 - 540910

(P2002 - 540910A)

(43)公表日 平成14年12月3日(2002.12.3)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 5 J 0 8 3

審査請求 有 予備審査請求 (全 33数)

(21)出願番号 特願2000 - 611102(P2000 - 611102)

(86)(22)出願日 平成12年3月20日(2000.3.20)

(85)翻訳文提出日 平成13年10月5日(2001.10.5)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/02436

(87)国際公開番号 W000/62091

(87)国際公開日 平成12年10月19日(2000.10.19)

(31)優先権主張番号 199 15 583.6

(32)優先日 平成11年4月7日(1999.4.7)

(33)優先権主張国 ドイツ(DE)

(71)出願人 ゾネム ゲーエムベーハー
ドイツ、ブルツブルク、デー97076、フロリ
アンゲイヤーシュトラッセ3

(72)発明者 ウローベル、ミロスロウ
ドイツ、ブルツブルク、デー07082、ゲート
ロードロストウスキーシュトラッセ35

(72)発明者 グラサー、エクハルト
ドイツ、ブルツブルク レンクフェルト、
デー97076、アオフデールシャント26

(72)発明者 グラスマン、ジャネット
ドイツ、アイベルシュタット デー97246、
ヘーエロート5

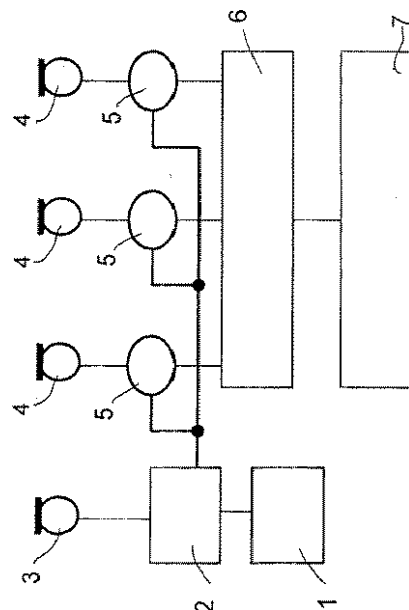
(74)代理人 弁理士 木村 高久

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 3次元実時間超音波検査のためのシステムおよび方法

(57)【要約】

本発明は、3次元実時間超音波検査のための装置および方法に関する。本装置は、超音波ヘッド、信号処理装置およびディスプレイから構成される。超音波ヘッドは、少なくとも1つの送信器および送信器とは独立に少なくとも3つの受信器を備える。受信器の位置は送信器に対し既知である。本発明による装置は、信号処理装置が、任意の変調関数の伝送信号を発生するための信号発生器を備えていることを特徴とする。信号処理装置は、また、それぞれ信号発生器に接続された各受信器に関連する相関器と、各相関器に関連する受信器まで反射構造物にわたる伝送信号の経路の決定を行うための演算装置と、反射構造物の空間座標の計算を行うための演算装置から成り、受信器まで反射構造物にわたる伝送信号の経路長の決定を行うための各演算装置が空間座標を計算する演算装置に接続される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 3次元実時間超音波検査のためのシステムであって、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備え、前記超音波ヘッドが、少なくとも1つの送信器(3)と、前記送信器とは別個に少なくとも3つの受信器(4)を備え、前記送信器(3)に対して、前記受信器(4)の位置が既知であることと、前記信号処理装置が、任意の変調関数を有する伝送信号を発生するための信号発生器(1)と、前記信号発生器(1)にそれぞれ接続された各受信器(4)に関連する相関器(5)と、各相関器(5)に関連する前記受信器(4)まで反射構造物にわたる伝送信号の経路長の決定のための第1の演算装置と、前記反射構造物(6)の空間座標の計算のための第2の演算装置と、を備え、前記反射構造物にわたる伝送信号の経路長の決定のための各演算装置が、前記演算装置に接続されることを特徴とする3次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項2】 前記受信器(4)が、1つの平面に配置されることを特徴とする請求項1に記載の3次元実時間音響映像のためのシステム。

【請求項3】 A/D変換器(8)が、個々の送信器(3)と各相関器(5)との間のほか、各受信器(4)と対応する相関器(5)との間に配置されることを特徴とする請求項1または2のいずれか1項に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項4】 伝送信号のための記憶装置(9)が、前記A/D変換器(8)から下流に配置され、前記信号発生器(1)に連結されることを特徴とする請求項3に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項5】 前記記憶装置(9)が、制御装置によって前記信号発生器(1)に接続され、前記制御装置が、手動または自動でトリガーを発生することができることを特徴とする請求項4に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項6】 3次元実時間音響映像のための方法であって、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備え、前記超音波ヘッドが、媒体中に伝送され、エコーが信号処理後にモニタに表示され、以下のステップ、すなわち
a) 少なくとも1つの送信器によって、媒体中に、任意の変調関数を有する伝送

信号を伝送するステップと、

b) 少なくとも1つの送信器のために別個に配置され、前記送信器に対してその位置が従来技術で定められ少なくとも3つの受信器からのエコー信号を受信するステップと、

c) 第1の演算装置において、エコー信号中の伝送信号のパターンを規定することによって、前記送信器から前記媒体中の反射構造物にわたり対応する受信器までの伝送信号の経路長の決定のために、エコー信号と伝送信号との相関をとるステップと、

d) 第2の演算装置において、三角測量によってステップc)の結果に基づき、前記反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を規定するステップと、

e) 前記反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を視覚化装置に表示するステップと、によって特徴付けられる3次元実時間超音波検査のための方法。

【請求項7】 2つ以上の送信器を備える配置において、個々の送信器が、次々に同一の伝送信号を伝送することを特徴とする請求項6に記載の3次元実時間超音波検査のための方法。

【請求項8】 2つ以上の送信器を備える配置において、個々の送信器が、異なる変調関数を有する伝送信号を同時に伝送することを特徴とする請求項6に記載の3次元実時間超音波検査のための方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****技術分野**

本発明は、超音波ヘッド、信号処理装置およびモニタを含む3次元実時間超音波検査のためのシステムおよび方法に関し、未知の構造物のデータ収集速度は、本体における音波伝搬の物理特性によってのみ制限されている。

【0002】**背景技術**

診断用超音波の最も単純な用途では、超音波パルスは、組織に伝送された後、特定の構造物で反射が発生し、その深さおよび有効範囲を規定するために、反射エコーによって走行時間を求める。診断用超音波に用いられる従来の装置の場合には、超音波ヘッドが用いられ、その超音波ヘッドの最も良く知られた設計では、個別に機械的に離隔された圧電素子ユニットの線状配置から成る。圧電素子ユニットは、一連のパルスを組織に伝送した後、決まった時間間隔にわたって、連続的に反射エコー信号を受信する。そのとき、同一の圧電素子ユニットは、最も深い反射領域から受信した最後のエコー信号によって規定される時間間隔で、エコーを受信するための受信器として作用している。記載した超音波システムにおいて、一般に同一の圧電素子ユニットが、送信器および受信器として両方に用いられている。作成された画像においては、大きな割合で雑音が重ね合わされていて、ある構造物が明らかに見えてくるが、多くの場合には、立会医の深い経験に基づいて正確に評価されるだけである。

【0003】

過去においては、分解能（側方向および軸方向）が、超音波装置の能力および品質に関する主な判断基準であった。一般に、分解能は、 $0.5\text{ mm} (= 500\text{ }\mu\text{m})$ である。

【0004】

したがって、「走査パルス技術」の開発は、用いられている技術の物理的な限界のために終わってしまっていた。現代のコンピュータ技術（ハードウェア）および最先端の信号処理方法（ソフトウェア）に基づき、今日では、画質において

わずかではあるが改良を実現することが可能である。画質における別の改良は、患者に投与される特定の造影剤によって実現され得る。しかし、このような作用物質は、患者に相当のストレスを与えることが多いため、これらの適用には議論の余地がある。

【0005】

従来の3次元超音波装置において、この「伝統的な」走査技術は、コンピュータ断層撮影（CT）と同様に、本体を「層」で走査するために用いられる。このような技術に関連する膨大なデータ容量に基づき、「実時間データ収集」のために、厳格な制限が設けられている。一般に、関連する容量の走査には、0.3秒～2分が必要であるが、これは干渉を起こす患者の運動はない、全く許容されないまたは統計的干渉に含めてしまうという条件であり、精度に著しい影響を及ぼす。

【0006】

米国特許第5,601,083号には、分解能を改良するために、楕円背面投影に基づく装置について記載されている。この装置は、受信器アレイを備え、各受信器装置は、1つの再生画素角度に対応する。受信器によって走査されたエコーは、再生画素角度の関数として振幅関数発生器において重み付けがなされる。下流の背面投影画像再生処理装置では、重み付けされたエコーから画像の再生および表示が行われる。

【0007】

最新の超音波検査の開発では、3次元表示に主な改良が施されてきた。3次元画像は、最近開示された方法によって個別の画像から計算される。過去において、これらの方法の主な問題点は、膨大な時間がこれらの画像を計算するために必要とされたことであった。今日では、さらに高速のコンピュータを利用することができるため、30枚以上の画像を含むさらに大きな画像シーケンスであっても、約10～15秒の時間以内に何ら問題を生じることなく、計算することができる。しかし、これは、決して実時間表示ではない。すなわち上述した欠点は、依然として残っている。

【0008】

いずれの3次元超音波技術も、位置が正確に規定された多数の2次元画像層の走査に基づいてその総量が容積となる。特定の超音波ヘッドは、たとえば、ヘッドの種類に応じて、ボタンを押して、 $10^{\circ} \sim 95^{\circ}$ だけ内部アレイ装置を旋回するモータを備え、互いから同一の距離である多数の断面レベルを得る。信号処理および定量化装置を通過した後、走査されたエコーは、大容量記憶装置において正確な位置にデジタル信号として格納される。容量、ヘッドの種類および超音波装置の旋回速度に応じて、走査時間は0.3秒～2分である。次に、各容量内の大容量記憶装置の内容から、断面層を計算し、表示することができる。3次元画像の場合には、モニタに個別の画像として表示されるか、または回転するアニメーションによって次々に表示されるかのいずれかである。

【0009】

別の方法においては、容量データは外部に収集される。この場合には、超音波装置の移動は、探知装置に連結され、超音波ヘッドは手動でも移動することができる。この場合には、画像データと共に、画像の位置を記録し、保存しなければならない。標準的な音響ヘッドを用いてもよいが、システムが比較的扱いにくく、画像データを収集するのに膨大な時間を要する。個別の2次元画像の間の距離が同一でないために、断面レベルは重なり合う可能性があり、ディスプレイの質を劣化させる。

【0010】

両方の方法に関する他の欠点は、一方では、一般にこの目的のために特に設けられた装置で超音波ヘッドを操作することができるだけであり、そうしないと位置決定が失われてしまう。他方では、次々に断面レベルが走査されるため、実時間表示を行うことができないことである。心臓の走査の場合には、心臓の反応が、特定の状況下で6～7秒後では全く役に立たない場合もある。多くの場合には、立会医にとってきわめて重要なことは、特に変化がすぐに走査されることである。したがって、走査に関する努力は、実時間表示に集中している。

【0011】

本発明の目的は、高画質、高速データ収集および実時間の3次元視覚化を実現する装置を製作することにある。

【0012】

超音波画像を作成するための別のシステムおよび方法は、米国特許第5,111,823号に基づく従来技術である。このシステムでは、アレイの変換器は、媒体に伝送信号を伝送した後、すべての反射体の媒体からのすべてのエコー信号を、同時に走査する。したがって、多くの受信器が利用可能になるほど、また、伝送信号が長くなればなるほど、エコー信号の容量が増大する。浸入度は低いが、過度に高い周波数となる伝送信号の場合には、伝送信号を短縮することにより、帯域幅が増大し、相関結果を向上する。長い距離にわたって、低周波数のみが反射されるのであれば、有用な相関結果をもたらさない恐れがある。さらに、必要な開口部でサイドローブが形成されるため、変換器のアレイは、複雑なサイドローブ雑音を生成し、これがエコー信号をも発生することもある。

【0013】

合成開口法が完全な容量データを処理するために用いられるが、これは膨大な記憶容量を有するきわめて高速のコンピュータを必要とする。データは実時間で収集されるが、許容可能な期間以内にこれらのデータを表示することは決してできない。

【0014】

発明の開示

問題は、請求項1に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステムおよび請求項6に記載の方法によって解決される。このシステムは、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備える。この超音波ヘッドは、少なくとも1つの送信器およびこの送信器とは別個に少なくとも3つの受信器を備え、送信器に対して、受信器の位置は既知であり、任意の変調関数の伝送信号を発生するための信号発生器からの信号処理装置、信号発生器にそれぞれ接続された各受信器に関連する相関器、各相関器に関連する受信器までの反射構造物にわたる伝送信号の経路の決定を行うための演算装置、および反射構造物の空間座標を計算するための演算装置がある。この演算装置は、受信器まで反射構造物にわたる伝送信号の経路の決定を行うための前記各演算装置に接続されている。

【0015】

送信器および受信器が検査対象である構造物を含む媒体のどこに配置されるかは全く利用者の決定に任される。このため、媒体内部の構造物の最適な「視角および照明角度」を見つけることができる。少なくとも3つの受信器は、1つの平面に配置され、「サイトウィンドウ」、すなわちすべての送信器に対する基準面として規定される場合には、媒体に埋め込まれた構造物の影のない画像を作成することができる。また、配置される送信器および受信器の数の決定は利用者に任される。しかし、3次元画像の場合には、少なくとも1つの送信器および3つの受信器、または3つの送信器および1つの受信器が必要とされる。

【0016】

たとえば、媒体が送信器と受信器との間に位置するようにするために、伝送信号が、その側面からまたは内部で構造物に当たるようにするために媒体が送信器と受信器との間に位置するように送信器および受信器を配置してもよい。次に、エコー信号は、媒体および検査対象である構造物の吸収能力によって主に左右される。2つ以上の送信器が利用可能である場合には、構造物の吸収能力および反射能力の両方を反映するエコー信号を受信することができる。

【0017】

3次元実時間超音波検査のためのシステムの別の実施形態では、A/D変換器は、1つまたは複数の送信器と相関器の間のほか、各受信器と相関器との間にも配置される。このため、送信信号および受信信号のデジタル化ができ、その後デジタル処理が行われる。

【0018】

任意の次の超音波送信手順のために、再び同一の形状でデジタル化された伝送信号を利用可能にするために、3次元実時間超音波検査のためのシステムは、伝送信号のためのA/D変換器から下流にデジタル化された伝送信号を保存する記憶装置を備えてもよい。このため、記憶装置は、直接発生器に接続されるか、または制御装置を経て接続される。制御装置は、手動または自動トリガー用として設計されてもよい。

【0019】

さらに、本発明は、3次元実時間超音波検査のための方法を備え、超音波信号

が超音波ヘッドによって媒体の中に伝送され、エコー信号が受信されて視覚化装置で表示される。この方法は、以下のステップ、すなわち

- a) 少なくとも1つの送信器によって、媒体中に、任意の変調関数を有する伝送信号を伝送するステップと、
- b) 送信器に関して別個に配置され、送信器に対する位置が既知である少なくとも3つの受信器からのエコー信号を受信するステップと、
- c) エコー信号中に伝送信号のパターンを検出することによって、媒体中の反射構造物全体にわたり送信器から各受信器までの伝送信号の経路長の決定のために、エコー信号を伝送信号と相関させるステップと、
- d) 三角測量によってステップc)の結果から、反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を計算するステップと、
- e) 反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を視覚化装置に表示するステップから構成される。

【0020】

受信器が「見る方向」の間に差異を識別することができるようにするために、この方法では、同一の変調関数の伝送信号を伝送することになる2つ以上の送信器を用いるとすれば、個別の送信器は、次々に伝送信号を送信しなければならない。異なる変調関数の伝送信号が伝送される場合、送信器は、媒体の中にその伝送信号を同時に伝送してもよい。

【0021】

送信器から受信器が離れているために、伝送信号は、長さに制限がない。その持続時間は、変調関数によって下方で制限されるに過ぎない。

【0022】

システムが、送信器および受信器の下流にA/D変換器を備えている場合には、伝送信号およびエコー信号は、相関を調べる前にデジタル化される。

【0023】

伝送信号とエコー信号との相関をとるためには、伝送信号の反射点を見つけなくてもはならないが、任意の従来の方法を用いてもよい。エコー信号の中に伝送信号のパターンを見つけることを助けるために、単純な相関/たたみこみ法または

パルス圧縮法を適用してもよく、ウェーブレット法を用いてもよく、ニューラルネットワークを適用してもよい。

【0024】

画像の強度変調した点、すなわち3次元Bモード画像は、視覚化装置に表示される座標を自由に選択できるという条件でデカルト座標、円柱座標、極座標などで、演算装置で反射点が規定される。

【0025】

3次元実時間超音波検査のための方法はまた、伝送信号が記憶装置に格納された後、同一の伝送信号を再生するために信号発生器の制御に用いられる。この方法のこのようなステップは、反射がモニターに表示されるまで本体が自在に調整可能な変調関数を有する伝送信号によって初めに走査される場合に、きわめて大きな利益がある。次に、同一の変調関数の伝送信号は、反復のために、記憶装置から不規則にアクセスすることもできよう。

【0026】

エコー信号のそれぞれは、全容積からの反射信号の重ね合わせである。エコー信号は、各チャンネルで別個に処理された後、関連する伝送信号によって相関がとられる。反射点の位置を計算するために、送信器から反射点を経て個々の受信器までの経路が、初めに決定されなければならない。このため、エコー信号は、伝送信号と相関がとられる。時間において特殊な点で、反射信号が受信される時に、信号は、特殊な信号パターンを示す。時間におけるこのような点から、楕円および/または楕円面が発見されるが、反射点および受信器までの電送信号の経路によって規定され、楕円および楕円面は送信器および受信器を焦点とする。受信器に対応する個々の楕円面の交差は、反射点の空間座標を生じる。

【0027】

従来の方法に対する決定的な差は、反射の個々のレベルが次々に走査されるのではなく、すべてのデータが同時に収集されることに基づいている。この事実は、過去において実現されなかった実時間超音波検査のための主要な前提条件である。したがって、はじめて実時間で動く構造物、たとえば心臓弁の動きをスローモーションの3次元画像として走査することも可能であるため、心臓病専門医お

よび婦人科医にとって、きわめて重要な道具を提供することになる。

【0028】

物理的な条件に応じて、周波数が増大すると、浸入度が減少する。この基本的な相殺関係は、原則として生体材料の検査に関連する。超音波エネルギーが増大する場合には、この相殺関係は減じられる可能性があるが、生体材料では制限された程度までに限って許容可能である。本発明の解決法は、大きな浸入度に付随するきわめて高い分解能を実現するための機会を提供する。したがって、きわめて低いエネルギーを受けるだけで、従って患者に与えるストレスが最小限で超音波走査を行うことができる。従来の方法では、浸入度が約20cmの場合、最大分解能は、1.5mmである。本発明による方法では、たとえば、浸入度が30cmの場合、分解能は、常に0.1mmである。分解能は、0.05mmまで向上する可能性がある。

【0029】

任意に変調された超音波信号（たとえば、こうもりおよびいるかに用いられる反響位置決定法に基づき、上昇または下降する周波数列も含む）が、伝送される。これに必要な時間が、媒体中の構造物の深さに応じて約数マイクロ秒である場合には、全画像容量のデータは、このような信号の1つによって伝送してもよい。エコー信号は、「並列に」走査されるため、従来の方法に比べて、時間効率ははるかに優れている。

【0030】

別の決定的な利点は、走査される任意の構造物の表示に含まれる雑音部分がはるかに小さいという事実にある。このことは、表示をはるかに鮮明にする。すなわち、立会医の長い経験は、超音波画像を評価するために、もはや決め手にならないということである。第一に、信号処理を行い、従来の方法のように、画像処理を行わないため、全データの内容が損なわれずに残っていることになる。したがって、表示の誤りを除外することができる。

【0031】

別の利点は、特に生体組織の検査の場合に、本体を走査するために、きわめて低いエネルギーを用いることが容易であることにある。これにより、エネルギー

レベルを増大することによってのみ分解能の向上を実現していた他の従来の方法に関する決定的な欠点を排除する。

【0032】

発明の詳細

図1は、本発明による3次元実時間超音波検査のためのシステムのブロック図であり、アナログ伝送信号が発生され、その結果、エコー信号にアナログ処理が施される。発生器1は、搬送周波数を発生し、任意の関数によって決まる変調器2で変調される。この実施形態では、この伝送信号は、送信器3によって媒体または本体の中に伝送される。この実施形態では、媒体内の任意の構造物によって反射されたエコーは、3つの受信器4によって受信される。したがって、反射測定のために、初めにエコー信号のそれぞれは、相関器5で伝送信号と相関をとる必要がある。この過程では、媒体中の各反射点は、時間的に異なる点で個別の受信器4によって、「検出」される。このため、変調器2は、各個別の受信器4に関連する相関器5に接続される。伝送信号および各エコー信号における類似のパターンは、反射として分析されなければならない。たとえば、これらのパターンの検出はまた、基準が反射に等しくなるような一致が得られるまで、エコー信号上で伝送信号をずらすことによって、成し遂げることもできる。この相関の結果は、一連の反射を示し、それぞれが送信器3から反射点まで伝送し、対応する受信器4に戻る伝送信号の全体の経路を示している。このことは、送信器3および対応する受信器4が楕円面の2つの焦点にあることを意味する。これらの反射点の空間座標は、単純な三角測量法によって下流の演算装置6で規定される。起点は、送信器3から反射点まで行き受信器4まで戻る場合と同一の距離に位置する点が、同一の楕円面上に位置する場所である。3つの楕円面の交差点は、実際の反射が生じる空間座標を明確に定める。図8は、この状況を明確に示している。次に、空間座標は、適切な強度でモニタ7に表示される。

【0033】

図2は、本発明による3次元実時間超音波検査のためのシステムのブロック図であるが、デジタルデータ処理が施されている。発生器1は、搬送周波数を発生し、任意の関数を有する変調器2で変調される。この実施形態では、伝送信号は

また、送信器3によってランダムな媒体の中に伝送される。第1の実施形態の変形として、A/D変換器8が、変調器2と各相関器5との間のほか、各受信器4と関連する相関器5との間にも配置される。さらに、この実施形態では、追加の記憶装置9が、変調信号のためのA/D変換器8と発生器1との間に配置され、後の反復のために伝送された伝送信号を保存する。このため、記憶装置9は、発生器1と連結されている。

【0034】

図3は、増大する周波数の伝送信号を示している。これは、周波数 f_{min} から f_{max} のチャープである。この信号の波長は、図の左から右へ減少する。興味範囲の全データの内容は、1つの伝送信号によってのみ同時に走査された後、高速コンピュータで並列処理が行われる。

【0035】

受信器4のそれぞれが、図3に示された伝送信号のエコー信号を受信する。図4は、3点で反射され、受信器4によって受信されたこのようなエコー信号を示している。この図では、エコー信号は、いずれの雑音部分も重なっていない。第1の反射点のみが、図からわかる。他の反射点は、この図ではエコーの重なりのため、検出することはできない。伝送信号とエコー信号の相関をとった後に限って、他の反射点も明らかになる。

【0036】

図5は、図4によるエコー信号に対する図3による「チャープ」の相関結果を示している。反射能力および/または吸収能力に比例するこの振幅について試料の特徴部分は、反射点で正確に発生している。

【0037】

図6は、きわめて雑音の多いエコー信号のランを示しており、このときのSNR（信号雑音比）は0dBである。このエコー信号には、反射は見られない。伝送信号との相関を取ると、図7による信号特性が生じる。この信号は反射点が明らかに認識することができ、図5の信号に匹敵する。これは、本発明による方法の主要な利点を説明している。SNRが-20dBに基づく場合であっても、反射点は、エコー信号において依然として明白に検知することができた。きわめて

好ましくないSNRの場合に限って、評価を行うことができなかった。

【0038】

医学診断のために本発明によるシステムおよび本発明による方法を用いる場合には、媒体の特徴は、特に重要である。その複雑な性質のために、超音波の減衰の周波数に対する依存関係を示す簡素化したモデルを得ることがきわめて困難である。一般に、線形の関係が、減衰、信号の経路長、周波数の間に仮定される。Gが減衰(dB)、fが周波数(MHz)、zが媒体の深さ(cm)、 β が媒体の減衰定数(dB/[MHz cm])を表すとき、以下の式が得られる：

$$G = 2 \beta f z$$

それ故、より高い周波数は、より低い周波数よりも減衰する。表1は、さまざまな種類の組織に関する減衰定数を示している。

【0039】

表1

組織	減衰定数 (dB/[MHz cm])
肝臓	0.6~0.9
腎臓	0.8~1.0
胆嚢	0.5~1.0
脂肪	1.0~2.0
血液	0.17~0.24
血漿	0.01
骨	16.0~23.0

表2は、組織の深さ、減衰定数0.7dB/[MHz cm]を受けた組織の場合の周波数に基づく減衰(dB)を列挙している。

【0040】

表2

z (cm)	30	25	20	15	10	5
f (MHz)	(dB)					
1	42	35	28	21	14	7
2	84	70	56	42	28	14
3	126	105	84	63	42	21
3.5	147	122.5	98	73.5	49	24.5
5	210	175	140	105	70	35
7.5	315	262.5	210	157.5	105	52.5
10	420	350	280	210	140	70

図4～図7に示されるように、SNRが好ましくない場合であっても、反射点の位置を依然として検出することができるため、表1および表2によれば、組織の減衰に関係なく、比較的低い周波数および低い音響エネルギーできわめて良好な結果を得ることができる。

【0041】

図8は、反射点の空間座標を計算するために3つの受信器に基づく三角測量法を示している。任意に変調された信号の伝送によって、いかにして反射点の空間座標を計算することができるかを説明している。相関器において、反射点の距離、各送信器3と反射点間、更に対応する受信器4までの距離を決定した後、送信器3および/または受信器4が配置される位置を焦点とする楕円面を規定することができる。すべての3つの楕円面の交差点のそれぞれが、反射点の空間座標を示す。もし1つの送信器および4つ以上の受信器が利用可能であれば、4つ以上の楕円面が各反射点に関して利用可能であり、各反射点の空間座標を規定する1つの点ですべて交差する。

【0042】

本発明は、いくつかの図面によって以下に詳細に説明される。個々の図では、同一の参照数字は、同一または類似の構成要素を指す。

【図面の簡単な説明】

【図1】 アナログ伝送信号および対応するエコー信号のアナログ処理に基づく、本発明による3次元実時間超音波検査のためのシステムブロック図を示している。

【図2】 エコー信号のデジタル処理に基づく、本発明による3次元実時間超音波検査のためのシステムのブロック図を示している。

【図3】 「チャープ」と呼ばれる特定の伝送信号および対応するエコー信号を示している。

【図4】 3点で反射される図3による「チャープ」のエコー信号を示している。

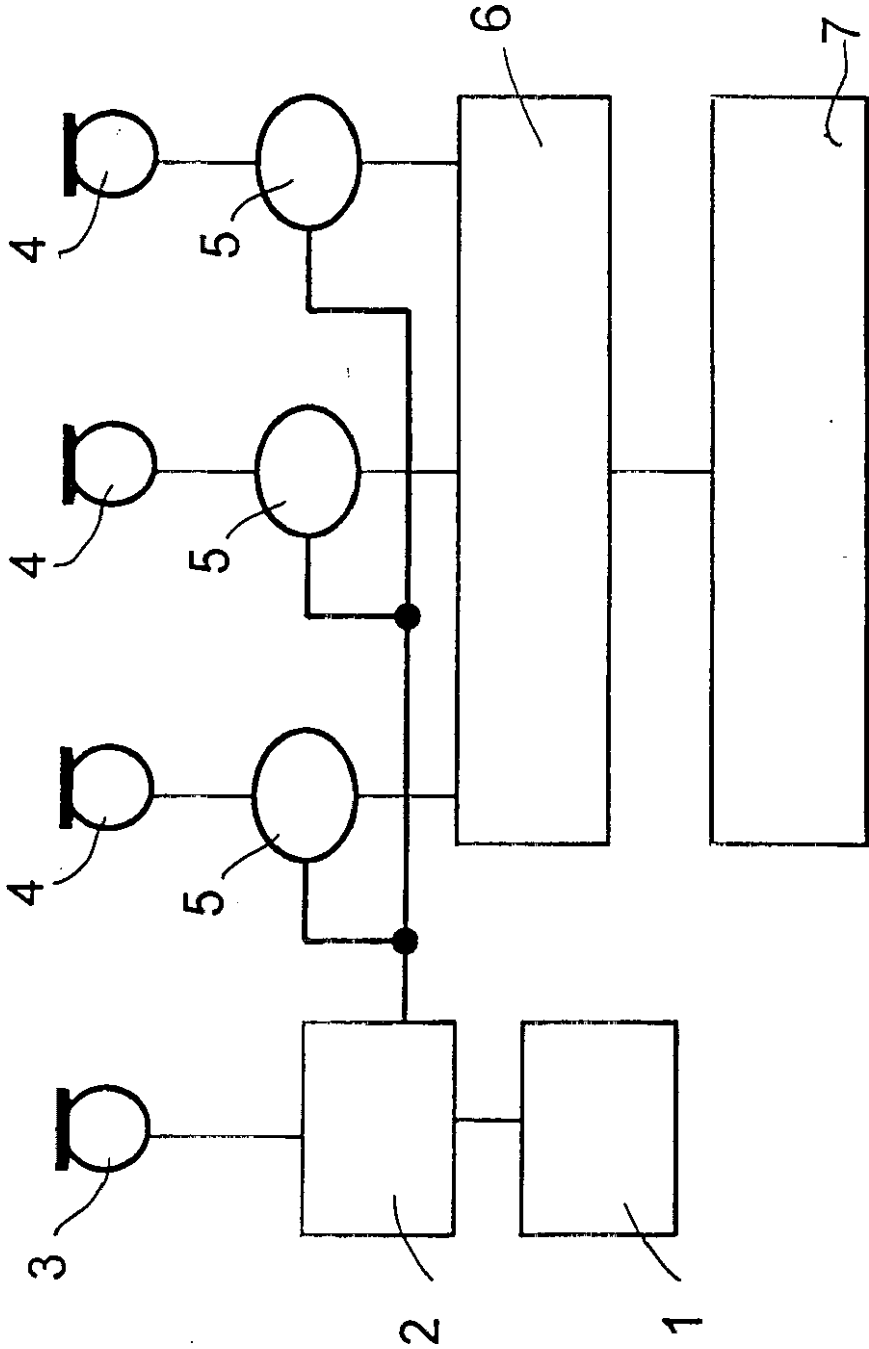
【図5】 図4によるエコー信号を用いて、図3による「チャープ」の相関結果を示している。

【図6】 SNRが0 dBであるエコー信号を示している。

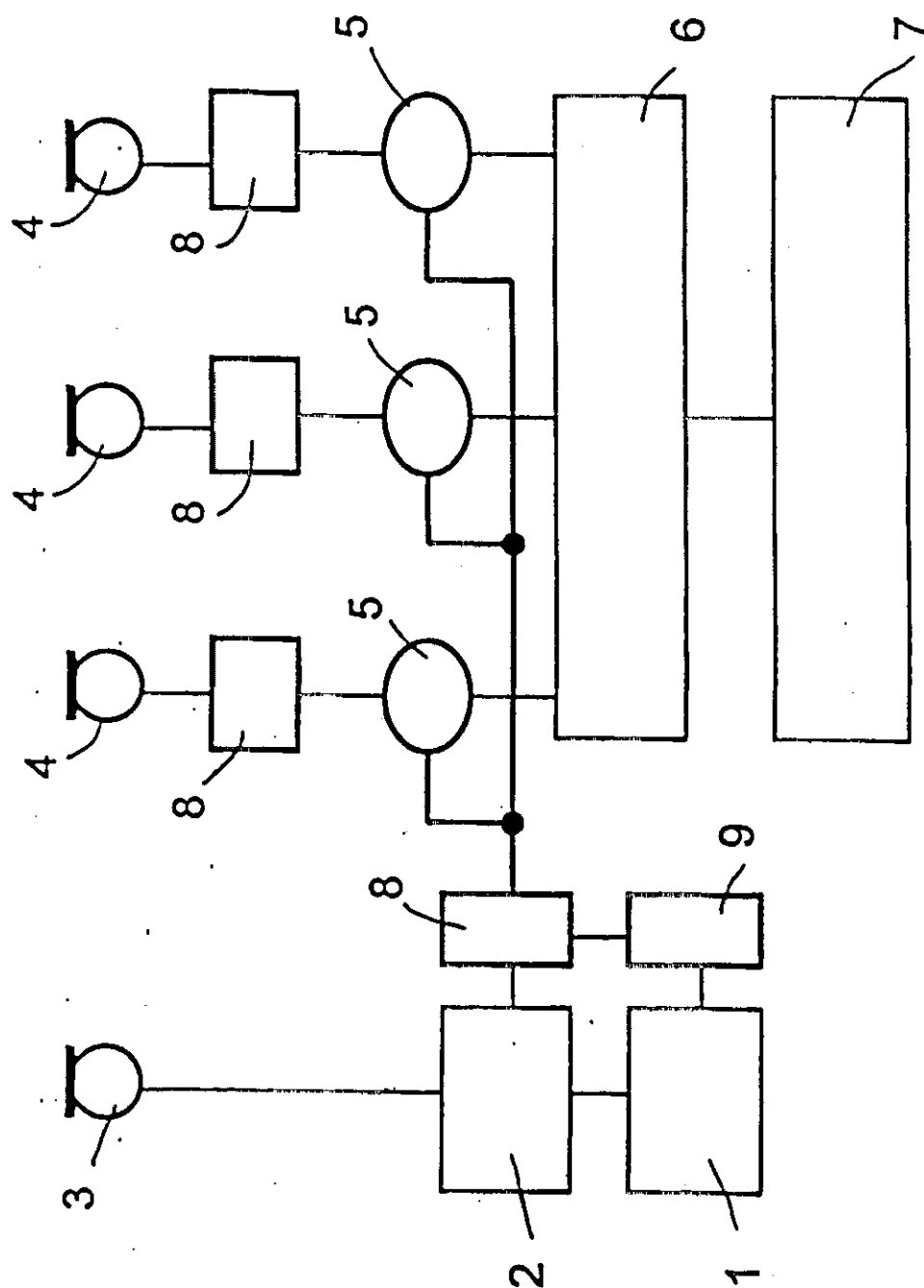
【図7】 図3による伝送信号を用いて、図6によるエコー信号の相関結果を示している。

【図8】 反射点の空間座標の計算のために、3つの受信器に基づく三角測量法を実際に示している。

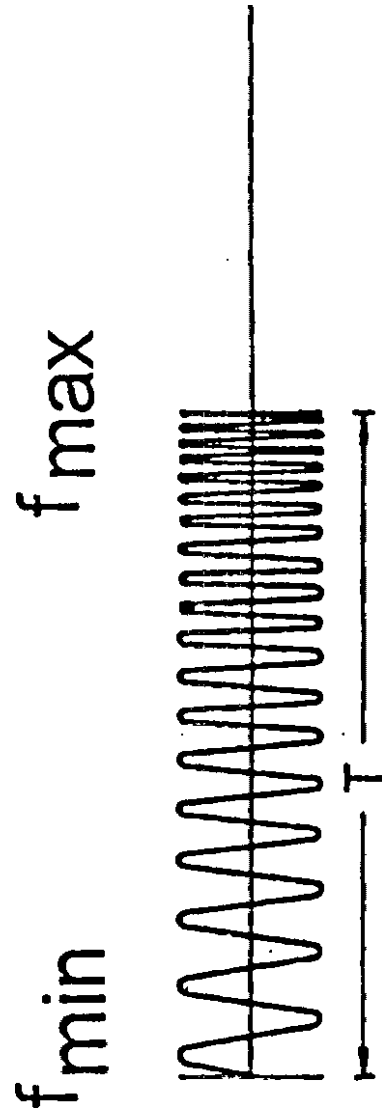
【図1】



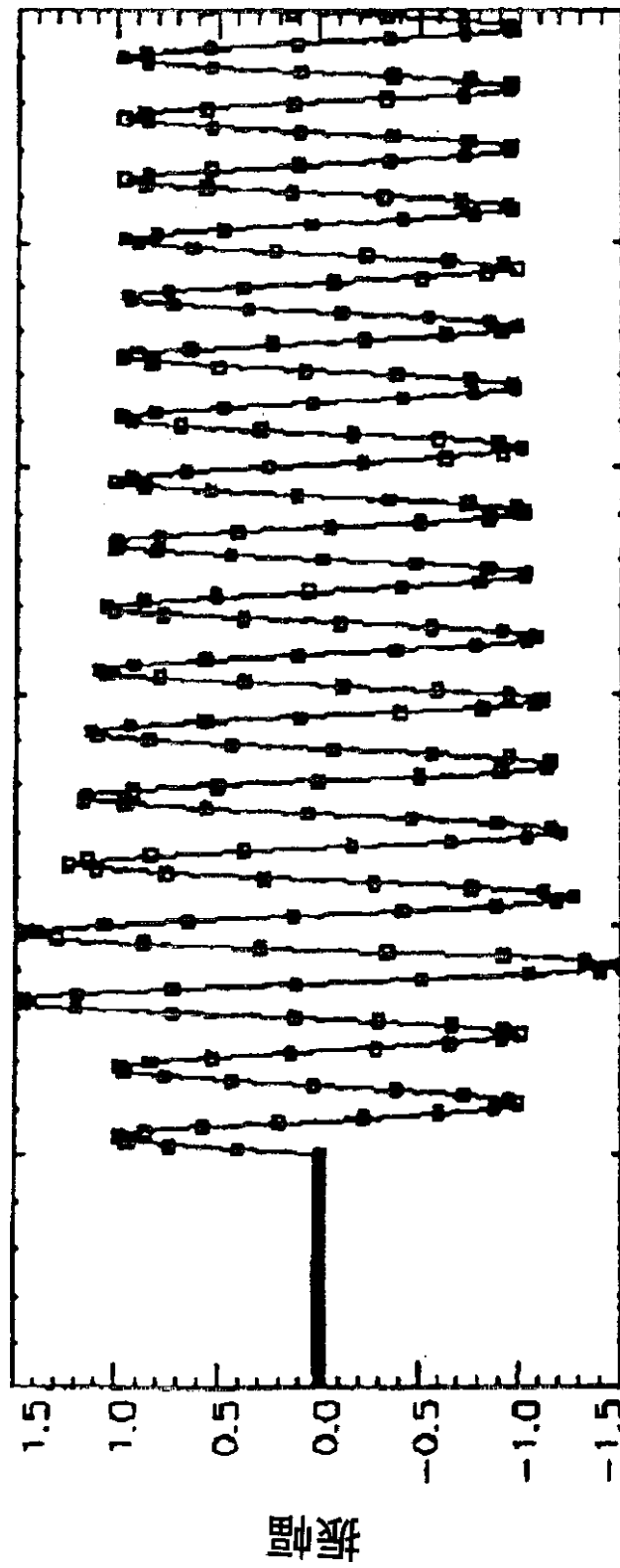
【図2】



【图3】

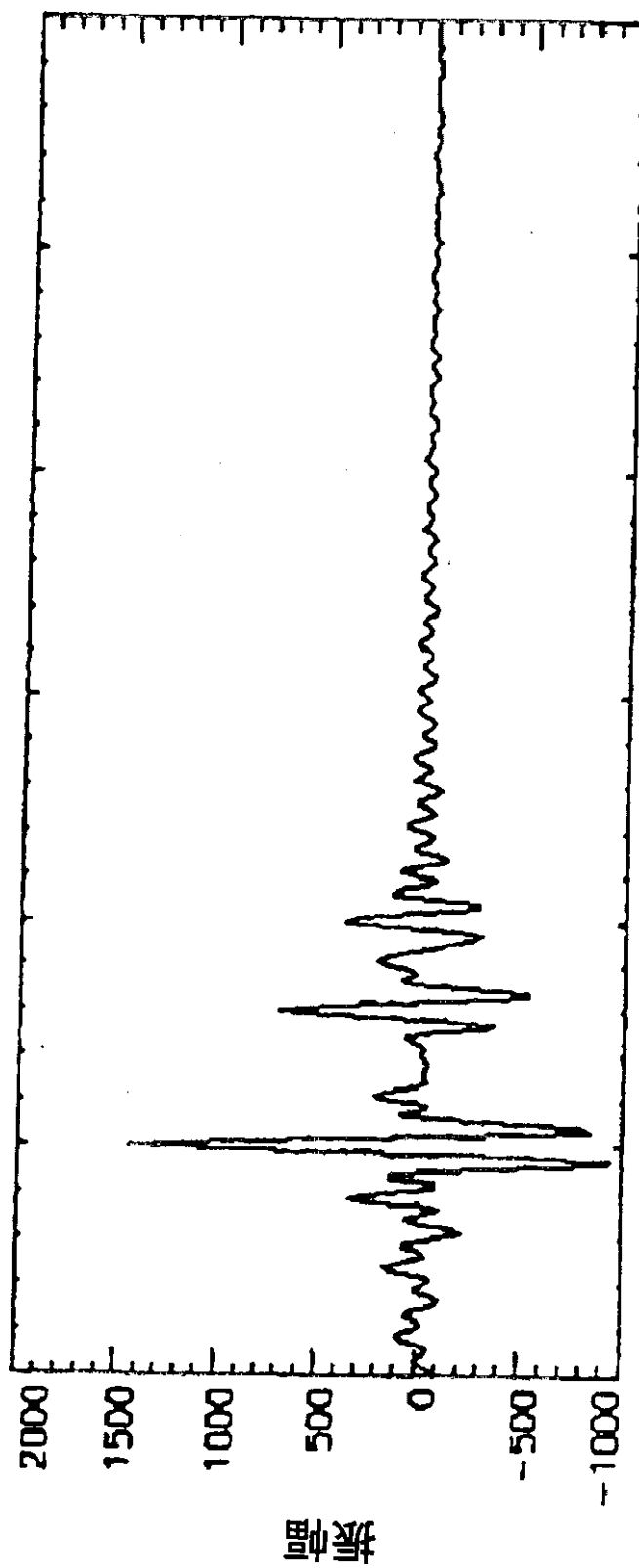


【図4】



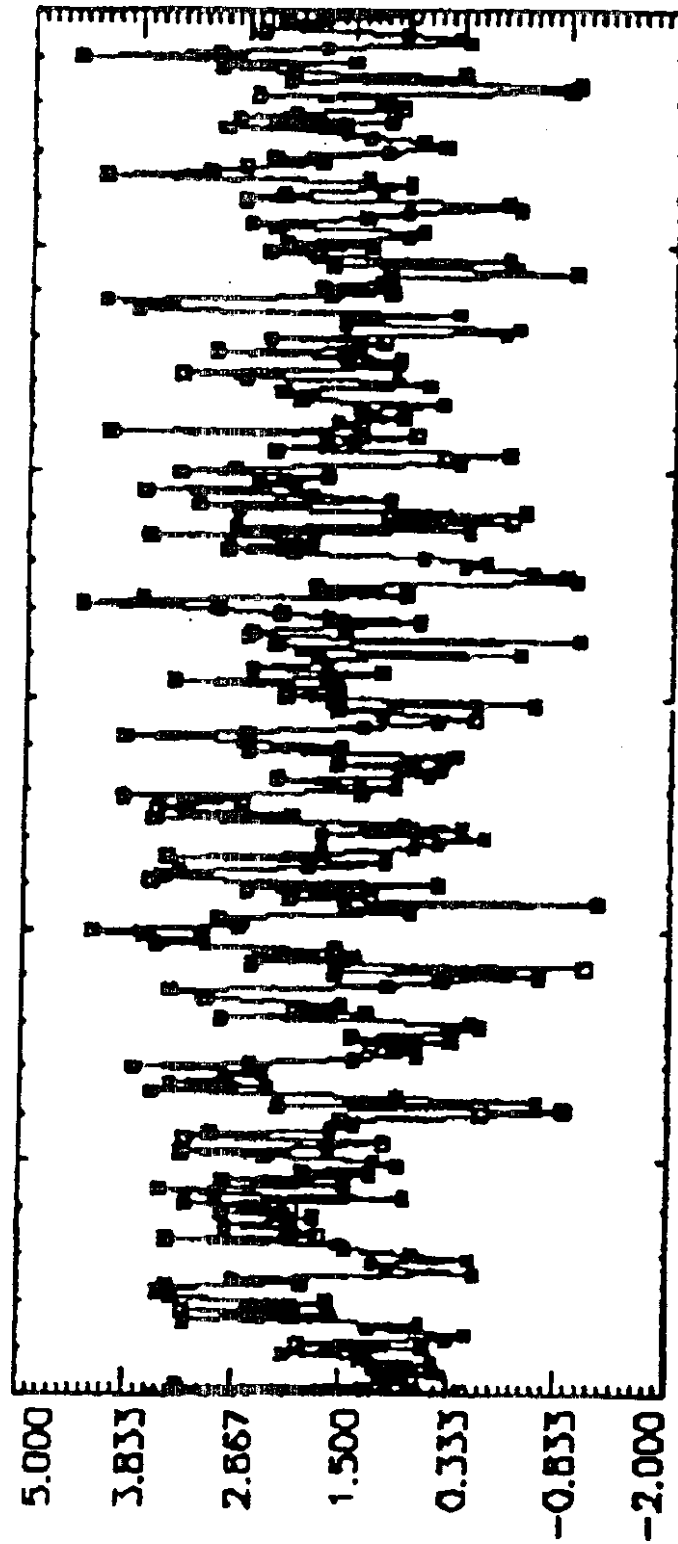
サンプリング点の数

【図5】



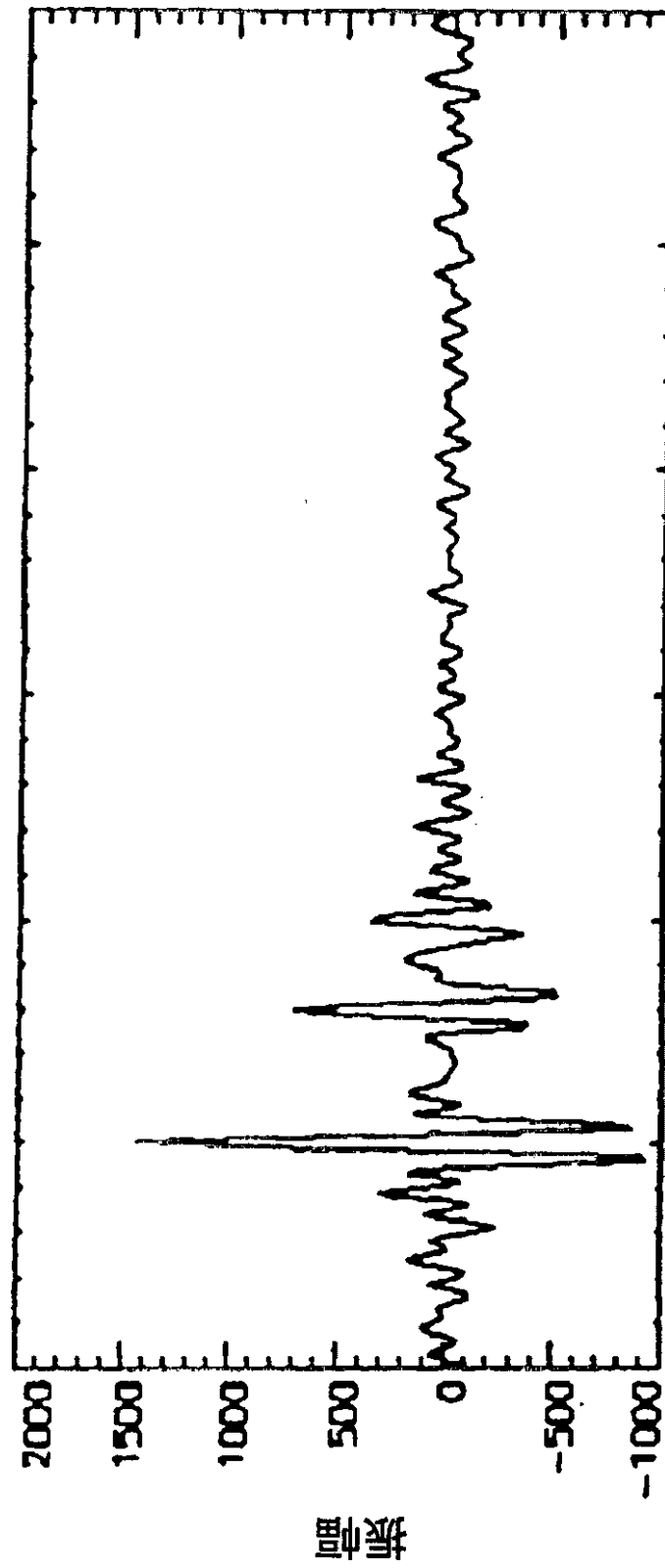
サンプリング点の数

【図6】



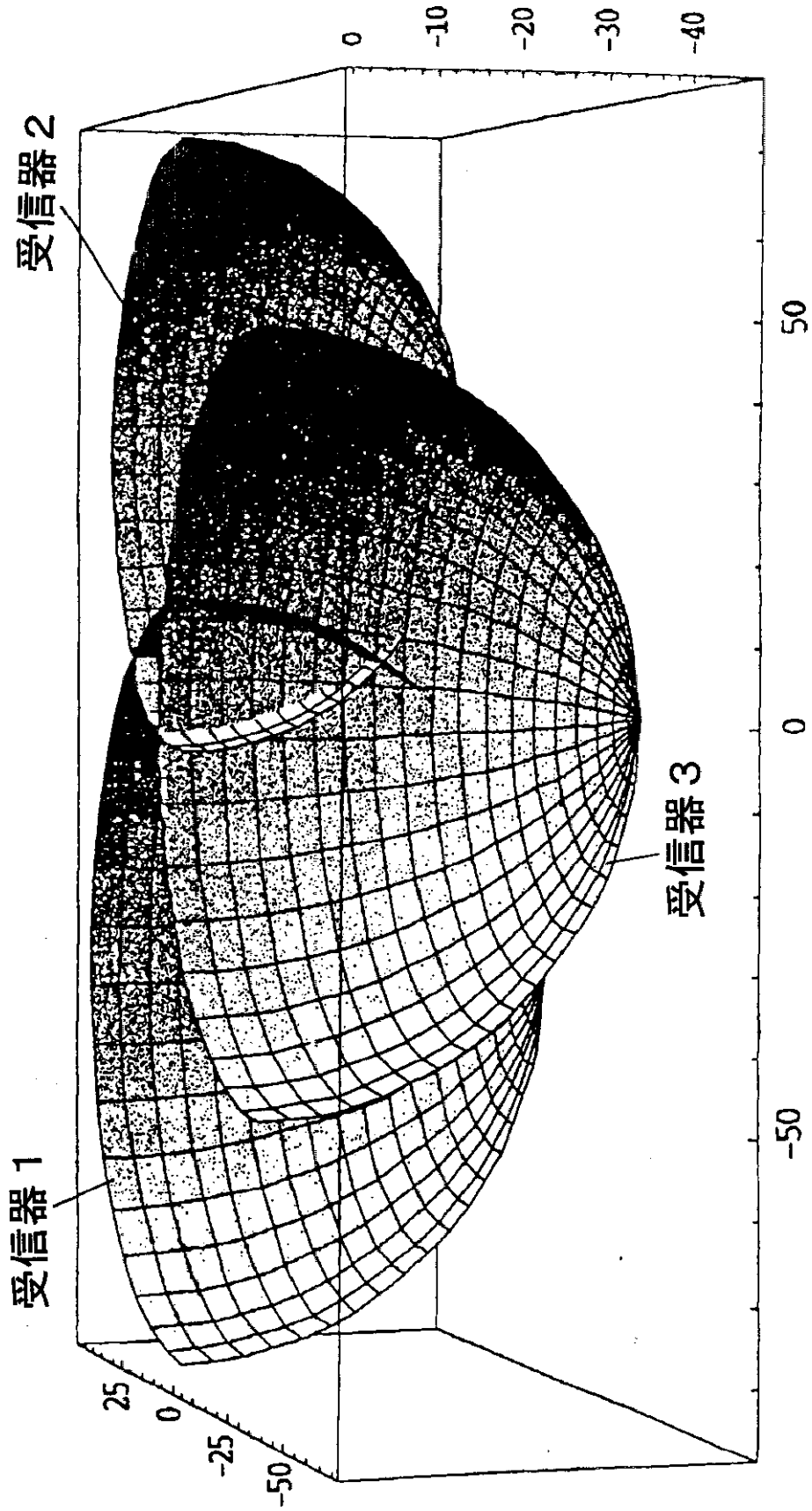
サンプリング点の数

【図7】



サンプリング点の数

【図8】



【手続補正書】特許協力条約第 34 条補正の翻訳文提出書

【提出日】平成 13 年 6 月 23 日 (2001 . 6 . 23)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 3 次元実時間超音波検査のためのシステムであって、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備え、前記超音波ヘッドが、少なくとも 1 つの送信器 (3) と、前記送信器とは別個に少なくとも 3 つの受信器 (4) を備え、前記送信器 (3) に関して、前記受信器 (4) の位置が既知であることと、前記信号処理装置が、任意の変調関数を有する送信信号を発生するための信号発生器 (1) と、前記信号発生器 (1) にそれぞれ接続された各受信器 (4) に関連する相関器 (5) と、各相関器 (5) に関連する前記受信器 (4) まで反射構造物にわたる送信信号の経路長の決定のための第 1 の演算装置と、前記反射構造物 (6) の空間座標の計算のための第 2 の演算装置と、を備え、前記反射構造物にわたる送信信号の経路長の決定のための各演算装置が、前記演算装置に接続されることを特徴とする 3 次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項 2】 前記受信器 (4) が、1 つの平面に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項 3】 A / D 変換器 (8) が、個々の送信器 (3) と各相関器 (5) との間のほか、各受信器 (4) と対応する相関器 (5) との間に配置されることを特徴とする請求項 1 または 2 のいずれか 1 項に記載の 3 次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項 4】 送信信号のための記憶装置 (9) が、前記 A / D 変換器 (8) から下流に配置され、前記信号発生器 (1) に連結されることを特徴とする請求項 3 に記載の 3 次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項 5】 前記記憶装置 (9) が、制御装置によって前記信号発生器 (1

）に接続され、前記制御装置が、手動または自動でトリガーを発生することができ、ことを特徴とする請求項4に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステム。

【請求項6】 3次元実時間超音波検査のための方法であって、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備え、前記超音波ヘッドが、媒体中に伝送され、エコーが信号処理後にモニタに表示され、以下のステップ、すなわち

a) 少なくとも1つの送信器によって、媒体中に、任意の変調関数を有する送信信号を伝送するステップと、

b) 少なくとも1つの送信器のために別個に配置され、前記送信器に対してその位置が既知である少なくとも3つの受信器からのエコー信号を受信するステップと、

c) 第1の演算装置において、エコー信号中の送信信号のパターンを発見することによって、前記送信器から前記媒体中の反射構造物にわたり対応する受信器までの送信信号の経路長の決定のために、エコー信号と送信信号との相関をとるステップと、

d) 第2の演算装置において、三角測量によってステップc)の結果に基づき、反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を規定するステップと、

e) 前記反射構造物の空間座標および反射能力および/または吸収能力を視覚化装置に表示するステップと、によって特徴付けられる3次元実時間超音波検査のための方法。

【請求項7】 2つ以上の送信器を備える配置において、個々の送信器が、次々に同一の送信信号を伝送することを特徴とする請求項6に記載の3次元実時間超音波検査のための方法。

【請求項8】 2つ以上の送信器を備える配置において、個々の送信器が、異なる変調関数を有する送信信号を同時に伝送することを特徴とする請求項6に記載の3次元実時間超音波検査のための方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

別の方法においては、容量データは外部に収集される。この場合には、超音波装置の移動は、探知装置に連結され、超音波ヘッドは手動でも移動することができる。この場合には、画像データと共に、画像の位置を記録し、保存しなければならない。標準的な音響ヘッドを用いてもよいが、システムが比較的扱いにくく、画像データを収集するのに膨大な時間を要する。個別の2次元画像の間の距離が同一でないために、断面レベルは重なり合う可能性があり、ディスプレイの質を劣化させる。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

両方の方法に関する他の欠点は、一方では、一般にこの目的のために特に設けられた装置で超音波ヘッドを操作することができるだけであり、さもないと位置決定が失われてしまうという事実からわかる。他方では、次々に断面レベルが走査されるため、実時間表示を行うことができないことである。心臓の走査の場合には、心臓の反応が、特定の状況下で6～7秒後では全く役に立たない場合もある。多くの場合には、立会医にとってきわめて重要なことは、特に変化がすぐに走査されることである。したがって、走査に関する努力は、実時間表示に集中している。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】**【 0 0 1 1 】**

本発明の目的は、高画質、高速データ収集および実時間の 3 次元視覚化を実現する装置を製作することにある。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】**【 0 0 1 2 】**

超音波画像を作成するための別のシステムおよび方法は、米国特許第 5, 1 1 1, 8 2 3 号に基づく従来技術である。このシステムでは、アレイの変換器は、媒体に送信信号を伝送した後、すべての反射体媒体からのすべてのエコー信号を、同時に走査する。したがって、多くの受信器が利用可能になるほど、また送信信号が長くなればなるほど、エコー信号の容量が増大する。浸入度は低い、過度に高い周波数となる送信信号の場合には、送信信号を短縮することにより、帯域幅が増大し、相関結果を向上する。長い距離にわたって、低周波数のみが反射されるのであれば、有用な相関結果をもたらさない恐れがある。さらに、必要な開口部でサイドローブが形成されるため、変換器のアレイは、複雑なサイドローブ雑音を生成し、これがエコー信号を発生することもある。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 3

【補正方法】変更

【補正の内容】**【 0 0 1 3 】**

合成開口法が完全な容量データを処理するために用いられるが、これは膨大な記憶容量を有するきわめて高速のコンピュータを必要とする。データは実時間で収集されるが、許容可能な期間以内にこれらのデータを表示することは決してで

きない。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

発明の開示

問題は、請求項1に記載の3次元実時間超音波検査のためのシステムおよび請求項6に記載の方法によって解決される。このシステムは、超音波ヘッド、信号処理装置および視覚化装置を備え、超音波ヘッドは、少なくとも1つの送信器およびこの送信器とは別個に少なくとも3つの受信器を具備し、送信器に対して、受信器の位置は既知であり、任意の変調関数の送信信号を発生するための信号発生器からの信号処理装置、信号発生器にそれぞれ接続された各受信器に関連する相関器、各相関器に関連する受信器までの反射構造物全体にわたる送信信号の経路の決定を行うための演算装置、および反射構造物の空間座標を計算するための演算装置からの信号の処理は、受信器まで反射構造物にわたる送信信号の経路の決定を行うための前記各演算装置に接続されている。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. l. Application No.
PCT/EP 00/02436

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01S15/87 G01S15/89

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 111 823 A (COHEN NATHAN) 12 May 1992 (1992-05-12) abstract; figures 2,3	1,2
Y	column 9, line 24 - line 42 column 9, line 42 - column 10, line 20 ---	6
Y	US 5 235 857 A (ANDERSON FORREST) 17 August 1993 (1993-08-17) abstract; figures 3,6,45 column 6, line 29 - line 35 column 7, line 12 - line 18 column 22, line 3 - line 8 --- -/-	6

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 August 2000

Date of mailing of the international search report

08/08/2000

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 551 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Niemeijer, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No.

PCT/EP 00/02436

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	GB 2 327 266 A (ROKE MANOR RESEARCH) 20 January 1999 (1999-01-20) abstract; figures 4,7 page 5, line 7 - line 9 page 7, line 21 - page 8, line 21 page 10, line 11 - line 22 -----	1,6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 00/02436

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5111823 A	12-05-1992	AU 646805 B	10-03-1994
		AU 5569690 A	16-11-1990
		CA 2053249 A	21-10-1990
		EP 0469076 A	05-02-1992
		JP 2801396 B	21-09-1998
		JP 4505114 T	10-09-1992
		NZ 233395 A	28-04-1992
		WO 9012540 A	01-11-1990
		US 5383457 A	24-01-1995
		US 5299577 A	05-04-1994
		ZA 9002966 A	27-02-1991
US 5235857 A	17-08-1993	US 5005418 A	09-04-1991
		US 5090245 A	25-02-1992
		US 5027658 A	02-07-1991
		US 5134884 A	04-08-1992
		US 4706499 A	17-11-1987
		US 5601083 A	11-02-1997
GB 2327266 A	20-01-1999	NONE	

フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 GA14 GF04
GF07 GG09 GG34 GG36 GG46
GH08 GH09
4C301 AA03 EE10 GA03 GD01 HH01
JB03 JB21 JB28 KK16
5J083 AA02 AB17 AC30 AD13 AE10
BA03 BE08 CA02 EA03 EA14
EA18

专利名称(译)	用于三维实时超声波检查的系统和方法		
公开(公告)号	JP2002540910A	公开(公告)日	2002-12-03
申请号	JP2000611102	申请日	2000-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	曾根		
申请(专利权)人(译)	Zonemu有限公司		
[标]发明人	ウローベルミロスロウ グラサーエクハルド グラスマンジャネット		
发明人	ウローベル、ミロスロウ グラサー、エクハルド グラスマン、ジャネット		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01S15/89 G03B42/06 G01N29/22		
CPC分类号	G03B42/06 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/GA14 2G047/GF04 2G047/GF07 2G047/GG09 2G047/GG34 2G047/GG36 2G047/GG46 2G047/GH08 2G047/GH09 4C301/AA03 4C301/EE10 4C301/GA03 4C301/GD01 4C301/HH01 4C301/JB03 4C301/JB21 4C301/JB28 4C301/KK16 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC30 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA03 5J083/BE08 5J083/CA02 5J083/EA03 5J083/EA14 5J083/EA18		
代理人(译)	高久木村		
优先权	19915583 1999-04-07 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于三维实时超声检查的设备和方技术领域本发明涉及一种用于三维实时超声检查的设备和方。该设备包括超声头，信号处理设备和显示器。超声头包括至少一个发射器和独立于该发射器的至少三个接收器。接收器的位置对于发送器是已知的。根据本发明的设备的特征在于，信号处理设备包括用于生成任意调制功能的发送信号的信号发生器。信号处理设备还包括与连接到信号发生器的每个接收器相关的相关器，以及用于确定通过反射结构传输的信号到与每个相关器相关的接收器的路径的计算设备。并且，用于计算反射结构的空间坐标的计算设备以及用于确定在反射结构上的传输信号到接收器的路径长度的每个计算设备与用于计算空间坐标的计算设备连接。有待完成。

