

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5947312号
(P5947312)

(45) 発行日 平成28年7月6日 (2016.7.6)

(24) 登録日 平成28年6月10日 (2016.6.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-543853 (P2013-543853)	(73) 特許権者	500174661
(86) (22) 出願日	平成23年11月29日 (2011.11.29)		サントル・ナショナル・ドゥ・ラ・レシエ
(65) 公表番号	特表2013-545568 (P2013-545568A)		ルシュ・サイエンティフィック・セ・エン
(43) 公表日	平成25年12月26日 (2013.12.26)		・エール・エスー
(86) 国際出願番号	PCT/FR2011/052810		フランス・F-75794・パリ・セデッ
(87) 国際公開番号	W02012/080614		クス・16・リュ・ミシェル・アンジュ・
(87) 国際公開日	平成24年6月21日 (2012.6.21)		3
審査請求日	平成26年9月17日 (2014.9.17)	(73) 特許権者	507002516
(31) 優先権主張番号	1060633		アンセルム (アンスティチュート・ナシオ
(32) 優先日	平成22年12月16日 (2010.12.16)		ナル・ドゥ・ラ・サンテ・エ・ドゥ・ラ・
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		ルシエルシュ・メディカル)
			フランス・F-75654・パリ・リュ・
			ドゥ・トルビアク・101

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像化のための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

微小な泡（7）を含む画像化される環境（2）における観察領域（8）を画像化するために適合された制御処理装置（4）によって制御されたトランスデューサ（ T_1 から T_n ）のアレイ（3）を備える装置であって、

前記制御処理装置（4）が、複数の連続する測定段階において、

- トランスデューサの前記アレイ（3）に、各測定段階において前記観察領域（8）内に中心波長 の入射超音波を放出させ、

- 次いで前記各トランスデューサ（ T_1 - T_n ）によって受信され前記環境の前記微小な泡（7）によって入射波から反響された反射超音波を表す未処理の信号 $S_j(i, t)$ を記録するように適合され、ここで i が各センサを示す指標であり、 j が各測定段階を示す指標であり、 t が時間を示し、

トランスデューサの前記アレイ（3）が、少なくとも1つの方向に沿って延設し、前記入射波が、トランスデューサの前記アレイに対して垂直な伝搬の方向に主に伝搬し、

前記制御処理装置（4）が、1つの測定段階から別の測定段階への間にトランスデューサの前記アレイ（3）に数 C の前記微小な泡（7）を破壊するのに十分なだけの強度の超音波を送信させ、破壊された前記微小な泡（7）のそれぞれが差分ターゲットを構成するように適合されたことを特徴とし、

前記数 C がたかだか $INT(A/(5)^2) + 1$ に等しく、ここで、 A が前記観察領域の表面積であり、

10

20

前記制御処理装置(4)が、次の各段階、

- 指標 j の連続する測定段階に対応する未処理の信号 $S_j(i, t)$ が比較されて連続する測定段階から得られた未処理の信号間の変化を表す差分信号 $V_j(i, t)$ を抽出する差分処理段階、

- 各差分信号 $V_j(i, t)$ に対応する少なくとも1つの関数 $y = P_j(x)$ が決定され、ここで、 x が前記伝搬の方向に対して垂直な位置を示す空間変数であり、 y が、伝搬時間 t に対応する伝搬方向に沿った点の位置を示す座標である、調整段階、

- 前記差分ターゲットの位置に対応する前記関数 P_j の頂点 $A_j(x_0, y_0)$ が決定される位置決定段階、をさらに実行するようにさらに適合されたことを特徴とする、装置。

10

【請求項2】

前記数 C が、たかだか2に等しく、好適には1に等しい、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記制御処理装置(4)が、前記調整段階において、前記関数 $y = P_j(x)$ が前記関数を、点 $D_j(x_i, y_i)$ について偏差を最小化するように調整することによって決定され、ここで、 x_i が前記伝搬の方向に対して垂直なそれぞれのトランスデューサ i の位置を示す空間変数であり、 y_i が前記信号 $V_j(i, t)$ の伝搬時間 t_i の特性に対応する前記伝搬の方向に沿った点の位置を示す座標であるように適合された、請求項1または2に記載の装置。

【請求項4】

前記関数 P が放物線である、請求項1から3のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項5】

前記制御処理装置(4)が、前記差分処理段階が、未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$ が決定される未処理の差分信号を計算する副段階を備えるように適合された、請求項1から4のいずれか一項に記載の装置。

【請求項6】

前記制御処理装置(4)が、前記差分処理段階が、未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t)$ が、少なくとも j における未処理の信号 $S_j(i, t)$ のハイパスフィルタリングによって決定される、未処理の差分信号を計算する副段階を備えるように適合された、請求項1から4のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項7】

前記制御処理装置(4)が、前記差分処理段階が、前記差分信号 $V_j(i, t)$ が各未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t)$ の一時的な境界を計算することによって決定される、境界を決定する副段階をさらに備えるように適合された、請求項5または6に記載の装置。

【請求項8】

前記制御処理装置(4)が、境界を決定する前記副段階が、一時的な境界 $V_{ej}(i, t)$ を計算し、次いで i について一時的な前記境界 $V_{ej}(i, t)$ のローパスフィルタリングを行い、前記差分信号 $V_j(i, t)$ を得るように適合された、請求項7に記載の装置。

【請求項9】

前記入射波が、各測定段階における数 C の前記微小な泡(7)を破壊するのに適した強度を有する、請求項1に記載の装置。

40

【請求項10】

各測定段階において放出される前記入射波が、前記微小な泡(7)を破壊しないように適した強度を有し、前記制御処理装置(4)がさらに、交互に行われる前記測定段階及び破壊段階において、トランスデューサの前記アレイ(3)に、数 C の前記微小な泡(7)を破壊するのに適した強度を有する破壊的な超音波を送信させるように適合された、請求項1に記載の装置。

【請求項11】

前記連続する差分ターゲットの位置 $A_j(x_0, y_0)$ が、前記観察領域(8)の画像

50

上にプロットされる、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 12】

トランスデューサの前記アレイ (3) を用いた超音波検査法により、前記観察領域 (8) の前記画像を得るように適合された、請求項 11 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像化の方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

より具体的には、本発明は、散乱体を含んで画像化される環境における観察領域を画像化するための超音波画像化の方法に関連し、この方法は、いくつかの連続する測定段階を備え、この測定段階のそれぞれにおいて、

- トランスデューサのアレイが中心波長 λ の入射超音波を観察領域に放出すし、
- 次に、各トランスデューサによって受信され、環境内で散乱体によって入射波から反響した反射超音波を表す未処理の信号 $S_j(i, t)$ が記録され、ここで、 i は各トランスデューサを示す指標であり、 j は各測定段階を示す指標であり、 t は時間を示し、
- トランスデューサのアレイは少なくとも 1 つの方向に沿って延設し、入射波は主にトランスデューサのアレイに対して垂直な伝搬方向へ伝搬する。

【0003】

この種の既知の方法においては、異なるトランスデューサからの未処理の信号が、送出ごとに一緒に、例えばビーム形成によって結合され、各送出に対応する画像を得る。画像の解像度は、通常 $\lambda/2$ に制限され、ここで λ は超音波の波長である (1.5 MHz の超音波に関して、 λ は軟らかい人体の組織において 1 mm のオーダーである)。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Dayton et al., Molecular ultrasound imaging using microbubble contact agent - Frontiers in Bioscience 12, 5124 - 5142 - September 2007

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の 1 つの具体的な目的は、 $\lambda/2$ よりも解像度の良い超音波画像を取得することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この目的を達成するために、本発明に関して、問題のタイプの方法は、最大数 C の差分ターゲットが生成され、1 つの測定ステップから他のステップへに変化し、各差分ターゲットはある測定段階において観察領域に存在し、すぐ次の測定段階の間には存在しない散乱体であることを特徴とし、

数 C はたかだか $\text{INT}(A/(\lambda/2)^2) + 1$ に等しく、ここで A は観察領域の面積であり、

この方法はさらに以下の段階を含む。

- 指標 j の連続する測定段階に対応する未処理の信号 $S_j(i, t)$ が比較されて、連続する測定段階からの未処理の信号間の变化を表す差分信号 $V_j(i, t)$ を抽出する、差分処理段階、

- 各差分信号 $V_j(i, t)$ に対応する少なくとも 1 つの関数 $y = P_j(x)$ が決定され、ここで、 x が伝搬の方向に対して垂直な位置を示す空間変数であり、 y が伝搬時間 t に

10

20

30

40

50

対応する伝搬方向に沿った点の位置を示す座標であり（ t が入射波の送信と反射波の検出との間の往復時間である場合には $y = c \times t / 2$ ）である、調整段階、

- 差分ターゲットの位置に対応する関数 P_j の頂点 $A_j (x_0, y_0)$ が決定される位置決定段階。

【0007】

上述の差分ターゲットは、例えば微小な泡の連続的な破壊または超音波の効果の下で類似のものに対応するものであってもよいことに注意すべきである。

【0008】

これらの構成において、上述の差分ターゲットを構成する散乱体は、個々に活性化され、既に構成された画像からではなく受信された未処理の信号から個々に特定されるため、

$\lambda/2$ よりもはるかに小さい精度、例えば $\lambda/200$ にもなる精度の空間内に非常に精密にそれらを位置決定することが可能である。このようにして特定された散乱体の位置は、次いで $\lambda/2$ よりもはるかに小さい解像度、例えば $\lambda/50$ から $\lambda/200$ のオーダーの解像度で、環境の画像を構成するのに用いられてもよい。そのため、提案される本発明は、非常に顕著に超音波画像の解像度を改善することができる。

【0009】

より具体的には、本発明によれば、一度に限られた数の散乱体のみを活性化してピンポイントなターゲットからの個別の波面を区別することができるようになる。波面は多数のターゲットからの反響とこれ以上重畳しないことを考えると、その形状は個別の散乱体の位置によって精密に定義される。この位置は、数マイクロメートルの範囲内で定められるものであってもよい。限られた数の散乱体のみを活性化するために、本発明は、1 回限りの超音波散乱体を生成または排除する様々な閾値効果を利用するものであってもよく、特に、超音波コントラスト媒体（微小な泡、微小な液滴またはリポソーム）が、破裂や蒸発を引き起こすことができる超音波によって影響される。このことは、非常に短い時間、1 ミリ秒または数ミリ秒のオーダーで出現し及び/または消滅するターゲットを発生させる。この 1 回限りの散乱体に関連する波面は、ターゲットが存在しないときの後方散乱信号からターゲットが存在するときの後方散乱信号を減算することによって得ることが可能である。

【0010】

本発明に関する方法の様々な実施形態において、1 つ以上の以下の構成を利用することが可能である。

- 数 C はたかだか 2 に等しく、好適には 1 に等しい；
- 調整段階において、関数 $y = P_j(x)$ が、点 $D_j(x_i, y_i)$ での偏差を最小化するように前述の関数を調整することによって決定され、ここで、 x_i が伝搬方向に対して垂直に各トランスデューサ i の位置を示す空間変数であり、 y_i が信号 $V_j(i, t)$ の伝搬時間 t_i の特性に対応する伝搬方向に沿った点の位置を示す座標である（例えば、信号 $V_j(i, t)$ の最大値、信号 $V_j(i, t)$ の波面またはその他に関するものでありうる）；
- 前述の関数 P は放物線である；
- 差分処理段階は、未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$ が決定される未処理の差分信号を計算する副段階を備える；
- 差分処理段階は、未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t)$ は少なくとも j における未処理の信号 $S_j(i, t)$ のハイパスフィルタリングによって決定される未処理の差分信号を計算する副段階を備える；
- 差分処理段階は、差分信号 $V_j(i, t)$ が各未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t)$ の一時的な境界を計算することによって決定される境界を決定する副段階をさらに備える；
- 差分処理段階において、未処理の差分信号は境界を決定する副段階の前に t における一時的なローパスフィルタリングを受ける；
- 境界を決定する副段階は、一時的な境界 $V_{ej}(i, t)$ の計算及びそれに続く i における一時的な境界 $V_{ej}(i, t)$ のローパスフィルタリングを備え、差分信号 $V_j(i$

10

20

30

40

50

, t) を得る ;

- 観察領域は、前述の散乱体を構成する微小な泡を備え、1つの測定段階から他の測定段階への間に観察領域から消滅した微小な泡が検出され、これらの消滅した微小な泡は前述の差分ターゲットを構成する ;

- 放出される入射波は、各測定段階における最大値 C の微小な泡を破壊するのに適した強度を有する ;

- 各測定段階において放出される入射波は微小な泡を破壊しないのに適した強度を有し、本方法はさらに、測定段階と交互に破壊段階を備え、各破壊段階において最大値 C の微小な泡を破壊するのに適した強度を有する破壊的な超音波がこの破壊段階において放出される ;

- 連続する差分ターゲットの位置 $A_j (x_0, y_0)$ が観察領域の画像 (超音波、放射線、MRI などから選択された画像化方法によって得られる) 上にプロットされる ;

- このような観察領域の画像は、トランスデューサのアレイを用いて超音波検査法によって得られる。

【0011】

本発明の他の目的は、上で規定された方法を実行するための装置であり、この装置は、散乱体を含む画像化される環境内の観察領域を画像化するのに適した制御処理装置によって制御されるトランスデューサアレイを備え、

制御処理装置は、複数の連続する測定段階において、次の段階、

- 各測定段階においてトランスデューサのアレイに観察領域に入射超音波を放出させる段階、

- 次いで、各トランスデューサによって受信され環境の散乱体によって入射波から反響した反射超音波を表す未処理信号 $S_j (i, t)$ を記録する段階であって、 i が各センサを示す指標であり、 j が各測定段階を示す指標であり、 t が時間を示す、未処理信号を記録する段階、

トランスデューサのアレイが、たかだか2つの方向に延設し、入射波がトランスデューサのアレイに対して垂直に伝搬する方向に主に伝搬する段階であって、

制御処理装置は、最大値 C の差分ターゲットを生成するように適合され、1つの測定段階からもう1つの測定段階の間に変化し、各差分ターゲットはある測定段階において観察領域に存在しすぐ次の測定段階では存在しない散乱体であることを特徴とし、

制御処理装置はさらに以下の段階、

- 指標 j の連続する測定段階に対応する未処理の信号 $S_j (i, t)$ が比較されて連続する測定段階からの未処理の信号間の変化を表す差分信号 $V_j (i, t)$ を抽出する差分処理段階、

- 各差分信号 $V_j (i, t)$ に対応する少なくとも1つの関数 $y = P_j (x)$ が決定され、ここで、 x が伝搬方向に対して垂直な位置を示す空間変数であり、 y が伝搬時間 t に対応する伝搬方向に沿った点の位置を示す座標である、調整段階、

- 差分ターゲットの位置に対応する、関数 P_j の頂点 $A_j (X_0, y_0)$ が決定される位置決定段階、を実行するようにさらに適合されることを特徴とする。

【0012】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付された図面に関して、非限定的な例として提供される実施形態の1つの以下の説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一実施形態に従う超音波画像化装置の概略図である。

【図2】画像化される環境の詳細を示す図である。

【図3】本発明の実施形態に従う画像処理によって得られる差分信号 V_j を表すグラフである。

【図4】差分信号 V_j にフィットされた放物線曲線 P_j 及び用いられる超音波の波長よりも非常に小さい精度で画像化される環境において位置決定される差分ターゲットに対応す

10

20

30

40

50

る、この曲線の頂点 A_j の位置を示す、図 3 に類似したグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図 1 は、特に観察領域 8 内に圧縮性超音波を送信し受信することによって環境 2（例えば、患者の体の一部）を画像化するのに適合された装置 1 の例を示す。環境 2 は、超音波を散乱する、つまり、環境 2 において放出された超音波を反射しうる異質である及び／または無作為に分布された散乱体を含む。

【0015】

図 1 において示される画像化装置は、トランスデューサ T_1 から T_n のアレイ 3 を備え、例えば、X 軸に沿って（またはアレイ 3 が 2 次元である場合には 2 つの軸に沿って）延設する線形アレイであり、または適用可能であれば、2 次元アレイである。このアレイ 3 は、 n 個のトランスデューサを備え、 n は、例えば 50 から 500 の間であり、または 2 次元アレイに関しては 5000 を超えることもありうる。例えば 60 から 100 のトランスデューサの線形アレイを用いることができ、それぞれは例えば X 軸に沿って 1 mm 未満の幅を有する。

【0016】

トランスデューサのアレイ 3 は、制御処理装置 4（CPU）、例えば 1 つの中央処理ユニットまたは複数の中央処理ユニットによって制御される。制御処理装置 4 は、アレイ 3 のトランスデューサを個々に制御し、環境 2 によって後方散乱された信号を記録し処理するように適合され、環境の画像を生成する。

【0017】

考慮される例において、画像化装置 1 はさらに図 2 に表されるような観察領域の画像を表示するためのスクリーン 5 を備え、またはその他どのようなユーザーインターフェースを備えてもよく、図 2 は人体 2 の毛細血管 6 を示しており、毛細血管には微小な泡 7 または事前に環境 2（例えば血流）に注入された類似の物体が循環し、トランスデューサのアレイ 3 によって放出された超音波を後方散乱することが可能な散乱体を構成する。

【0018】

これらの微小な泡は、例えば、非特許文献 1 に記載された種類であることができる。

【0019】

制御処理装置 4 は、以下からなる画像化方法を実行するように適合され（プログラムされ）ている。

- (a) 制御処理装置 4 が未処理の信号を記録する複数の測定段階、
- (a') 微小な泡の破壊段階によって分離することが可能なこれらの測定段階、
- (b) 未処理の信号を差分処理して微小な泡の破壊の間に構成される差分ターゲットを表す差分信号を得る少なくとも 1 つの段階、
- (c) 放物線曲線が各差分信号にフィットされる少なくとも 1 つの調整段階、及び
- (d) 差分ターゲットの位置に対応する各放物線曲線の頂点が決定される少なくとも 1 つの位置決定段階。

【0020】

(a) 測定段階

本方法は、ほぼ毎ミリ秒またはそれ以下で繰り返される N 個、例えば約 400 個の測定段階である、複数の連続する測定段階を備える。

【0021】

これらの各測定段階において、入射超音波はトランスデューサのアレイ 3 によって観察領域 8 に、例えば平面波または可能であれば集束波で送信され、次いで各トランスデューサ T_1 から T_n によって受信され環境の散乱体によって入射波から反響した反射超音波を表す未処理の信号 $S_j(i, t)$ が記録され、 i は各トランスデューサを示す指標であり、 j は各測定段階を示す指標であり、 t は時間を示す。

【0022】

超音波画像の生成は例えばビームフォーミングによる未処理信号の処理を必要とするた

10

20

30

40

50

め、未処理の信号は超音波画像ではないことに注意しなければならない。

【0023】

しかしながら、測定段階の少なくとも1つは、制御処理装置4によって従来のミリメートルの解像度で観察領域8の超音波画像を確立するために用いられてもよく、次いでこの画像が後述する段階(e)で得られる差分ターゲットの位置に重畳される。超音波画像は制御処理装置4によって多数の測定段階においてまたは各測定段階において生成されることができ、この方法の経過の間に環境2のありうる変形を考慮に入れることができる。

【0024】

本発明において、少ない数Cの微小な泡が1つの測定段階から次の測定段階の間に破壊される。Cは1つの測定段階から次の測定段階の間に観察領域8において破壊される微小な泡の最大の数である。破壊された微小な泡のそれぞれを、本明細書においては差分ターゲットと呼ぶ。より一般的には、差分ターゲットは1つの測定段階から次の測定段階の間に消滅または出現する散乱体であることができ、すなわち、1つの測定段階の間に観察領域に存在し次の測定段階の時には存在しない散乱体である。

【0025】

数Cは、一般にたかだか2に等しく、好適にはたかだか1に等しい。より一般的には、数Cはたかだか $\text{INT}(A/(5)^2)+1$ に等しいことができ、ここで、Aは観察領域の面積であり、INTは整数を返す関数である。

【0026】

微小な泡の破壊

微小な泡を破壊するために、制御処理ユニット4はトランスデューサのアレイ3に最大数Cの微小な泡を破壊するのにちょうど十分な強度の超音波(例えば平面波または可能であれば集束波)を送信させる。この強度は、初期調整段階において経験的に決定される(この場合各超音波の送出において破壊される微小な泡の量は超音波検査法によって決定される)か、または動作条件に従って前もって(経験的にまたは計算によって)決定されることができる。

【0027】

各送出において1つまたは複数の微小な泡を破壊するのに用いられるこれらの超音波は、各測定段階で放出される入射波であるか、または測定段階の入射波よりも強度の大きな破壊的超音波のいずれかであることができ、前者の場合この方法は特定の微小な泡の破壊段階を備えず、後者の場合、破壊的音波のそれぞれは2つの測定段階(a)の間に挿入される微小な泡の破壊段階(a')において放出される。

【0028】

(b) 差分処理段階

未処理の信号 $S_j(i, t)$ を記録した後、次の段階は差分処理段階であり、全ての未処理の信号を記録した後に開始してもよく、または単純に第1の未処理の信号を記録した後に開始してもよく、これは次いで部分的に他の未処理の信号が記録されている間に行う。

【0029】

この差分処理段階において、制御処理装置4は、指標jの連続する測定段階に対応する未処理の信号 $S_j(i, t)$ を比較し、連続する測定段階からの未処理の信号間の変化を表す差分信号 $V_j(i, t)$ を抽出する。これらの信号は、個別の1回限りの事象に対応し、一般に各受信チャネル、すなわち各トランスデューサにパルスとして入る。

【0030】

この差分処理段階は、それ自体複数の副段階を備えてもよく、それらは例えば以下のようにならに結合されている。

【0031】

(b1) 未処理の差分信号を計算する副段階

この副段階において、制御処理装置4は、未処理の差分信号 $V_{bj}(i, t)$ を計算する。

【 0 0 3 2 】

これらの未処理の差分信号 $V b_j(i, t)$ は、例えば未処理の信号 $S_j(i, t)$ から 2 つの方法で得ることができる。

- 1 つは、差 $V b_j(i, t) = S_j(i, t) - S_{j-1}(i, t)$ を $j = 2$ から N まで計算することによる。

- もう 1 つは、未処理の信号 $S_j(i, t)$ をハイパスフィルタリングすることによるものであり、フィルタリングは j について異なる測定段階 j において得られた未処理の信号間の急速な変化のみをとどめるように行われる。

【 0 0 3 3 】

(b 2) t について一時的なローパスフィルタリング

10

制御処理装置 4 は、可能ならば次いで t について未処理の差分信号 $V b_j(i, t)$ の一時的なローパスフィルタリングの副段階を実施するものであってもよい。

【 0 0 3 4 】

(b 3) 境界の決定

制御処理装置 4 は、次いで境界決定の副段階を実施してもよく、この段階においては、差分信号 $V_j(i, t)$ が以下によって決定される。

- 副段階 (b 2) からのフィルターされた未処理の差分信号 $V b_j(i, t)$ の一時的な境界 $V e_j(i, t)$ を計算する。

- 次いで、 i について一時的な境界 $V e_j(i, t)$ のローパスフィルタリングを実施し、差分信号 $V_j(i, t)$ を得る。

20

【 0 0 3 5 】

(c) 調整段階

制御処理装置 4 は次いで調整段階を実施し、この段階において各差分信号 $V_j(i, t)$ に対応する少なくとも 1 つの関数 $y = P_j(x)$ が決定される。

【 0 0 3 6 】

このようにして、制御処理装置 4 は、まず各トランスデューサ i 及び各測定段階 $j > 1$ に対して $V_j(i, t)$ の最大値 $V_j(i, t_i)$ を決定する。

【 0 0 3 7 】

次いで、制御処理装置 4 は、観察領域 8 の対応する点 $D_j(x_i, y_i)$ を推定し、ここで、 x_i は、伝搬の方向に対して垂直な各トランスデューサ i の位置を示す空間変数 (すなわち、本明細書で考慮されているような場合には単純に x 軸に沿った x 座標からなる 1 次元変数であり、2 次元アレイ 3 の場合には 2 つの軸に沿った 2 つの座標を備える 2 次元変数である) であり、

30

- y_i は、伝搬時間 t_i に対応する伝搬の方向に沿った点の位置を示す座標であり、それに関して $V_j(i, t)$ はその最大値となる ($y_i = c \times t_i / 2$ であり、 c は超音波の速度である)。

【 0 0 3 8 】

より一般的には、これらの点 $D_j(x_i, y_i)$ は、信号 $V_j(i, t)$ の伝搬時間 t_i の特性に対応する伝搬方向に沿った点の位置を示す値 y_i と共に決定することができることに注意すべきである。この時間は、例えば、上述の信号 $V_j(i, t)$ の最大値に対応し、または信号 $V_j(i, t)$ の波面に対応し、またはその他である。

40

【 0 0 3 9 】

次いで、制御処理装置 4 は、各測定段階 $j > 1$ に対して、点 $D_j(x_i, y_i)$ に対する偏差を最小にするように調整された関数 $y = P_j(x)$ を決定する (例えば、以下の数式の二乗偏差が最小化される)。

【 0 0 4 0 】

【数 1】

$$\sum_j (P_j(x_i) - y_i)^2$$

【0041】

関数 $y = P_j(x)$ は、 x についての連続関数であり、好適には 2 次多項式関数（放物線）である。この関数は、本明細書に記載されたように線形アレイ 3 についての放物線または 2 次元アレイ 3 についての放物面に対応する。

10

【0042】

(d) 位置決定段階

最後に、制御処理装置 4 は、各測定段階 $j > 1$ の差分ターゲットに関して位置決定段階を実施する。または簡潔には、測定段階 $j - 1$ と j との間に消滅した微小な泡の位置を決定する。この目的を達成するために、制御処理装置 4 は、上述の関数 P_j の頂点 $A_j(x_0, y_0)$ を決定し、この頂点は差分ターゲットの位置に対応し、用いられる超音波の波長よりも明確に小さい解像度、例えば $\lambda/50$ から $\lambda/200$ のオーダーで決定される。

【0043】

20

連続する差分ターゲットの位置 $A_j(x_0, y_0)$ は、次いで有利には観察領域 8 の画像上にプロットすることができる。この画像は例えば上述したように超音波検査法によって得られ（または観察領域のその他のどのような画像でもよく、例えば放射線、MRI またはその他の手段によって得られる）、観察領域 8 の非常に解像度の高い画像を得る。

【0044】

上述の段階 (c) 及び (d) は、全ての差分信号が決定された後に実施されてもよく、またはこれらの差分信号 $V_j(i, t)$ が計算されているとき及びされるときに実施されてもよい。

【0045】

上述の差分信号は、微小な泡またはその他の散乱体、例えば特にトランスデューサのアレイ 3 を用いる集束超音波または光音響効果によって測定段階の間に得られるキャビテーションの泡の生成に対応することもできることも注意されるであろう。

30

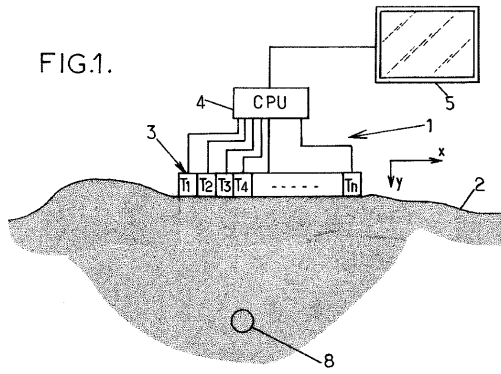
【符号の説明】

【0046】

- 1 装置
- 2 環境
- 3 アレイ
- 4 制御処理装置
- 5 スクリーン
- 6 毛細血管
- 7 散乱体
- 8 観察領域

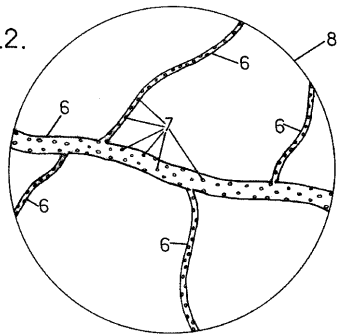
40

【図 1】



【図 2】

FIG.2.



【図 3】

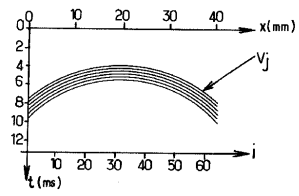


FIG.3.

【図 4】

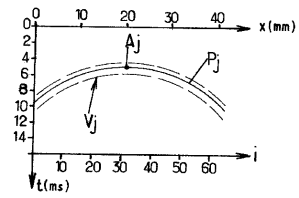


FIG.4.

フロントページの続き

(73)特許権者 510224561

ユニヴェルシテ パリ デイドロ パリ 7
フランス国 7 5 2 0 5 セデックス 1 3 パリ リュ トマ マン 5 バティマン グラン
ムーラン

(74)代理人 100108453

弁理士 村山 靖彦

(74)代理人 100064908

弁理士 志賀 正武

(74)代理人 100089037

弁理士 渡邊 隆

(74)代理人 100110364

弁理士 実広 信哉

(72)発明者 オリヴィエ・クチュール

フランス・F - 7 5 0 1 1・パリ・リュ・ジャン - ピエール・タンボー・7 0

(72)発明者 ミカエル・タンテール

フランス・F - 9 2 2 2 0・バニユー・リュ・ドゥ・ラ・リセット・7

(72)発明者 マティアス・フィンク

フランス・F - 9 2 1 9 0・ムードン・リュ・エドゥアール・ラフェリエール・1 6

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 2 3 7 7 3 8 (J P , A)

特開平 1 1 - 1 5 5 8 5 8 (J P , A)

米国特許第 0 6 3 9 8 7 3 5 (U S , B 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5