

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6342498号  
(P6342498)

(45) 発行日 平成30年6月13日(2018.6.13)

(24) 登録日 平成30年5月25日(2018.5.25)

(51) Int.Cl. F I  
**GO 1 N 29/06 (2006.01)** GO 1 N 29/06  
**GO 1 N 29/26 (2006.01)** GO 1 N 29/26

請求項の数 10 (全 25 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-541638 (P2016-541638)                  (86) (22) 出願日 平成26年12月15日 (2014.12.15)                  (65) 公表番号 特表2017-500574 (P2017-500574A)                  (43) 公表日 平成29年1月5日 (2017.1.5)                  (86) 国際出願番号 PCT/FR2014/053347                  (87) 国際公開番号 W02015/092250                  (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015.6.25)                  審査請求日 平成28年10月27日 (2016.10.27)                  (31) 優先権主張番号 1363246                  (32) 優先日 平成25年12月20日 (2013.12.20)                  (33) 優先権主張国 フランス (FR)</p>	<p>(73) 特許権者 510225292                  コミサリア ア レネルジー アトミック                  エ オ ゼネルジー アルテルナティブ                  COMMISSARIAT A L' EN                  ERGIE ATOMIQUE ET A                  UX ENERGIES ALTERNA                  TIVES                  フランス, パリ エフー75015, リュ                  ー ルブラン 25, パティマン ル ポ                  ナン デ                  Batiment Le Ponant                  D, 25 rue Leblanc, F-                  75015 Paris, FRANCE                  (74) 代理人 100091982                  弁理士 永井 浩之                  最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ収集からの信号を処理するための方法、対応するコンピュータ・プログラムおよび超音波プローブ・デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブ収集からの信号(S)を処理するための方法(600)であって、前記方法(600)は、以下のステップ:

L個の放射区域(ZE<sub>1</sub>、・・・、ZE<sub>L</sub>)内におけるL個の異なる連続的放射角度(θ<sub>1</sub>、・・・、θ<sub>L</sub>)を有する超音波平面波のL個の連続的放射のための、M個の放射トランスデューサ(108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>)のアレイの制御(602)と、

放射ごとに、特に、考慮されている前記放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、所定の継続時間の間、同時に受信する(604)ための、N個の受信トランスデューサ(108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>)のアレイの制御(602)と、

画像化区域の複数の所定の点の各点(P)において、受信された前記L×N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによる、前記画像化区域の再構成(606、608、610、612、614、616)と、

を含む、方法(600)において、

前記画像化区域の前記再構成が、プロセッサ(114)によって、前記画像化区域の点(P)ごとに実行される、以下のステップ:

前記放射区域(ZE<sub>1</sub>、・・・、ZE<sub>L</sub>)が、考慮されている前記点(P)を含む、前記L個の連続的放射のうちの、L' ≤ LであるL'個の放射の判定(608)と、

L' × N個の飛行時間の計算(608)であって、各飛行時間t<sub>1, n</sub>は、前記放射区域が、考慮されている前記点を含む、1 ≤ l ≤ L'であるl番目の平面波が、所定の伝播

モードに従って、考慮されている前記点 ( P ) を通過し、 $1 \leq n \leq N$  である n 番目の受信トランスデューサによって受信されるのに要する時間である、計算 ( 6 0 8 ) と、

判定された前記  $L'$  個の放射に対応する、受信された前記  $L' \times N$  個の測定時間信号によって、計算された前記  $L' \times N$  個の飛行時間においてそれぞれ取得された  $L' \times N$  個の瞬時値のコヒーレント合計 ( 6 1 0、6 1 2 ) と、

を含むことを特徴とする、信号 ( S ) を処理するための方法 ( 6 0 0 )。

【請求項 2】

前記放射トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) が、超音波平面波の前記連続的な  $L$  個の放射の各々のために定義された遅延規則 (  $T_1$ 、 $\dots$ 、 $T_L$  ) を用いて制御され、各遅延規則は、前記  $L$  個の異なる連続的放射角度 (  $\theta_1$ 、 $\dots$ 、 $\theta_L$  ) のうちの所望の放射角度で超音波平面波を発生することを可能にする、請求項 1 に記載の超音波信号を処理するための方法 ( 6 0 0 )。

10

【請求項 3】

$M = N$  であり、前記トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) が連続的に放射器および受信器になる、請求項 1 または 2 に記載の超音波信号を処理するための方法 ( 6 0 0 )。

【請求項 4】

前記  $L$  個の異なる連続的放射角度 (  $\theta_1$ 、 $\dots$ 、 $\theta_L$  ) が、前記放射トランスデューサ・アレイ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) と垂直でない平均方向 (  $(L+1)/2$  ) を中心として定義される、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波信号を処理するための方法 ( 6 0 0 )。

20

【請求項 5】

放射ごとに、すなわち、放射角度ごとに、前記所定の伝播モードが、以下のモード：

放射された前記平面波が、あらゆる他の反射を伴うことなく、縦 - 横モード変換を伴って、前記画像化区域の各点 ( P ) によって直接受信され、前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) へ直接返されることに従って、変換を伴う直接経路伝播モード、

放射された前記平面波が、あらゆる他の反射を伴うことなく、縦 - 横モード変換を伴うことなく、前記画像化区域の各点 ( P ) によって直接受信され、前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) へ直接返されることに従って、変換を伴わない直接経路伝播モード、

30

放射された前記波が、縦 - 横モード変換を伴って、前記放射トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) と前記画像化区域の各点 ( P ) との間、または前記画像化区域の各点 ( P ) と前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) との間のいずれかにおいて、前記画像化区域の所定の表面上で反射 ( R ) を受けることに従って、変換を伴うコーナー・エコー伝播モード、

放射された前記波が、縦 - 横モード変換を伴うことなく、前記放射トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) と前記画像化区域の各点 ( P ) との間、または前記画像化区域の各点 ( P ) と前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) との間のいずれかにおいて、前記画像区域の所定の表面上の反射 ( R ) を受けることに従って、変換を伴わないコーナー・エコー伝播モード、

40

放射された前記波が、縦 - 横モード変換を伴って、前記放射トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) と前記画像化区域の各点 ( P ) との間において少なくとも 1 回、および前記画像化区域の各点 ( P ) と前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) との間においてもう 1 回、前記画像化区域の少なくとも 1 つの所定の表面に衝突して少なくとも 2 回の反射 ( R ) を受けることに従って、変換を伴う間接経路伝播モード、

放射された前記波が、縦 - 横モード変換を伴うことなく、前記放射トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  ) と前記画像化区域の各点 ( P ) との間において少なくとも 1 回、および前記画像化区域の各点 ( P ) と前記受信トランスデューサ (  $108_1$ 、 $\dots$

50

・、 $108_N$ )との間においてもう1回、前記画像化区域の少なくとも1つの所定の表面に衝突して少なくとも2回の反射(R)を受けることに従って、変換を伴わない間接経路伝播モード、

のうちの1つから固有に選定される、

複数の所定の伝搬モードが、L個の連続的放射のためにそれぞれ選定される、

請求項1から4のいずれか一項に記載の超音波信号を処理するための方法(600)。

【請求項6】

前記画像化区域が、前記L個の放射区域( $ZE_1$ 、 $\dots$ 、 $ZE_L$ )の和集合内に含まれ、その再構成が、以下の連続的ステップ:

前記画像化区域の各点の、0の値へのリセット(606)と、

1~Lの範囲の添字lの任意の値について、前記画像化区域と前記l番目の放射区域との交差部内に配置された点(P)ごとに:

前記N個の飛行時間 $t_{l,n}$ の計算(608)と、

前記l番目の放射に応じて受信された前記N個の測定時間信号によって、前記N個の計算された飛行時間においてそれぞれ取得された前記N個の瞬時値のコヒーレント合計(610)と、

考慮されている前記点の、前記値への前記コヒーレント合計の結果の加算(612)と、

前記画像化区域の各点において最終的に得られた前記値の絶対値の計算(616)と、を含む、請求項1から5のいずれか一項に記載の超音波信号を処理するための方法(600)。

【請求項7】

放射ごとに、超音波平面波を形成するための、前記M個の放射トランスデューサ( $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$ )によって放射される前記M個の超音波信号のアポディゼーションが、台形、ハミングまたはブラックマン-ハリス振幅規則などのアポディゼーション窓を用いて実行される、請求項1から6のいずれか一項に記載の超音波信号を処理するための方法(600)。

【請求項8】

前記画像化区域が、最大角度および最小角度の前記放射区域の端部( $ZE_1$ 、 $ZE_L$ )によって区切られた扇形区域の形をとる、請求項1から7のいずれか一項に記載の超音波信号を処理するための方法(600)。

【請求項9】

通信ネットワークからダウンロード可能であり、かつ/もしくはコンピュータ可読媒体上に記録され、かつ/またはプロセッサ(114)によって走行させられることができるコンピュータ・プログラム(118)であって、それが、前記プログラムがコンピュータ(112)上で走行させられると、請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波信号処理方法(600)のステップを実行するための命令(120、124、126、128)を含むことを特徴とする、コンピュータ・プログラム(118)。

【請求項10】

超音波プローブ・デバイス(100)であって、

M個の超音波放射トランスデューサ( $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$ )およびN個の超音波受信トランスデューサ( $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$ )を含むプローブ(104)と、

L個の放射区域( $ZE_1$ 、 $\dots$ 、 $ZE_L$ )内におけるL個の異なる連続的放射角度( $\theta_1$ 、 $\dots$ 、 $\theta_L$ )を有する超音波平面波のL個の連続的放射のために、M個の放射トランスデューサを制御するための手段(112)と、

放射ごとに、特に、考慮されている前記放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、所定の期間の間、同時に受信するために、N個の受信トランスデューサを制御する手段(112)と、

画像化区域の複数の所定の点の各点(P)において、受信された前記L×N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによって、前記画像化区

10

20

30

40

50

域を再構成するためのプロセッサ(114)と、  
を含む超音波プローブ・デバイス(100)において、前記プロセッサ(114)が、前記画像化区域の点(P)ごとに、以下の処理作業：

前記放射区域( $Z E_1$ 、 $\dots$ 、 $Z E_L$ )が、考慮されている前記点(P)を含む、前記L個の連続的放射のうちの、 $L' \leq L$ であるL'個の放射の判定と、

L' x N個の飛行時間の計算であって、各飛行時間 $t_{l, n}$ は、前記放射区域が、考慮されている前記点を含む、 $1 \leq l \leq L'$ であるl番目の平面波が、所定の伝播モードに従って、考慮されている前記点(P)を通過し、 $1 \leq n \leq N$ であるn番目の受信トランスデューサによって受信されるのに要する時間である、計算と、

判定された前記L'個の放射に対応する、受信された前記L' x N個の測定時間信号によって、計算された前記L' x N個の飛行時間においてそれぞれ取得されたL' x N個の瞬時値のコヒーレント合計と、

を実行するようにさらに構成されることを特徴とする、超音波プローブ・デバイス(100)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を生成するべく超音波プローブ収集からの信号を処理するための方法に関する。それはまた、対応するコンピュータ・プログラムおよび超音波プローブ・デバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

本発明は、特に、超音波信号の収集が、構造物内の欠陥を観察および検出することを可能にする、超音波による非破壊試験の技術分野に適用されるが、それはまた、特に、人間または動物の身体内の目的の区域を調査するための医療分野における、任意の種類の超音波検査画像化に適用されてもよい。

【0003】

それは、より詳細には、以下のとおりの超音波信号を収集する処理方法に関する：

- 目的の区域へのL個の連続的超音波放射のための、M個の放射トランスデューサの制御と、

- 放射ごとに、特に、目的の区域内における考慮されている放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、同時に、所定の継続時間の間、受信するための、N個の受信トランスデューサの制御と、

- 前記目的の区域の複数の所定の点の各点において、受信されたL x N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによる、目的の区域の画像の再構成。

【0004】

このような収集は一般的に、各トランスデューサが放射器および受信器のどちらにもなり、前記2つのモード間の切り替えは電子的に制御されることができ、多要素センサ・プローブ・デバイスを用いて実行される。センサは、探測対象物と接触して配置されるか、または距離をおいて配置されてもよいが、後者の場合には、それは、探測対象物内における超音波の伝達を確実にするために、液浸されなければならない。前記センサは、硬質要素または可撓性要素を有する、2Dまたは3D画像化のための、線形(1D)センサまたはマトリックス(2D)センサであってもよい。

【0005】

現在のプロセッサの計算能力を考慮すると、受信された測定時間信号の処理による目的の区域の画像の再構成は、リアルタイム処理のために制御機器内においてオンボードで提供されてもよい。

【0006】

実際には、および第1の群の収集技法によれば、FMC(full matrix c

10

20

30

40

50

apture、フル・マトリックス・キャプチャ) 収集として一般的に分類される、以前に定義された超音波収集は、最初の放射トランスデューサを励振することによって超音波を放射し、N個の受信トランスデューサのセットを用いて前記放射のエコーを受信し、その後、放射トランスデューサのセット内で、それらを連続的に励振するよう、電子的に切り替えることに依拠する。放射トランスデューサおよび受信トランスデューサは、2つの別個のセンサ上に配置されてもよいが、同じトランスデューサが放射機能および受信機能を実行する場合には、N x N個の測定時間信号が得られる。

【0007】

NDT & E International 38 (2005年6月15日にオンラインで入手可能)、701~711ページにおいて発表された、「Post-processing of the full matrix of ultrasonic transmit-receive array data for non-destructive evaluation」と題する、C. Holmes、他の論文では、得られたN x N個の測定時間信号は、「全点集束(all-point focusing)」型の合成集束(synthetic focusing)を作り出すように処理され、目的の区域の高分解能画像が得られることを可能にする。

10

【0008】

より具体的には、この合成集束は、目的の区域の点ごとに、考慮されている点を通過する、各放射トランスデューサ(添字i)と各受信トランスデューサ(添字j)との間の移動時間に対応する飛行時間 $T_{i,j}$ (点ごとにN x N個の飛行時間)を計算することに依拠する。合成集束は、目的の区域の点ごとに、時間 $t = T_{i,j}$ における、 $K_{i,j}(t)$ と表される、受信された測定時間信号から抽出された振幅を合計することによって実行される。したがって、画像の点Pにおける振幅Aは次式のように書かれてもよい:

20

【数1】

$$A(P) = \left| \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N K_{i,j}[T_{i,j}(P)] \right|$$

【0009】

全点集束による再構築は、超音波調査の様々な既知のモード: 関連付けられる飛行時間が以上において説明された、直接モード、ならびに飛行時間が、構造物の境界上における複数の反射、および縦偏波と横偏波との間のモードの変換を含む、他のより複雑なモード、に従って実行されてもよい。前記他のより複雑なモードの詳細な説明については、特に、Review of Quantitative Nondestructive Evaluation, vol. 29 (2009年)、847~854ページにおいて発表された、「Imaging of defects in several complex configurations by simulation-helped processing of ultrasonic array data」と題する、A. Fidahousen、他の論文を参照することができる。

30

40

【0010】

しかし、測定信号上に電子ノイズ(収集システムに起因)または構造ノイズ(材料の性質に起因)が存在する状態では、全点集束による再構築は、古典的な超音波検査方法と比べて、より品質の低い画像を提供し得る。全点集束による画像化はまた、例えば、航空用複合材、ゴム複合材またはタイヤ複合材などを調査する場合のように、材料が減衰性である場合にも、著しく劣化を受け得る。この減衰は、超音波が伝播されるにつれて、材料内を伝達される超音波の振幅を減少させ、それにより、受信されるエコーの振幅は電子ノイズよりも低くなり得る。古典的な超音波検査方法の利点は、所与の点に焦点を合わせるために所定の遅延規則を適用することによって、トランスデューサの全てが同時に放射することである。逆に、次に合成集束による再構築を実行するために一般的に実施されるFM

50

C 収集方法では、各放射は、単一のトランスデューサによって実行されるが、これは、伝達されるエネルギー、および検査部分内における波の透過の深さを制限する。これは、結果として得られた画像上における信号対ノイズ比 (signal-to-noise ratio, SNR) の低下を生じさせ、これは、いかなる欠陥を検出し、特徴付けることをも困難にし得る。この SNR の低下は、構造ノイズまたは電子ノイズが高いほど、大きくなる。

#### 【0011】

SNR を低下させるこの問題に対する部分的解決策が、IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 42, No. 3 (1995年5月)、429~442ページにおいて発表された、「Synthetic aperture imaging for small scale systems」と題する、M. Karaman、他の論文において提供されている。

10

#### 【0012】

それは、放射ごとに、1つのトランスデューサではなく、複数の隣接するトランスデューサを用いることに依拠する。用いられる隣接する放射トランスデューサに遅延規則が適用され、それにより、それらが、センサから特定の距離をおいて配置された単一の仮想音源によって放射されるものに近い球面超音波を媒質内で伝達するようにする。仮想音源によってかように放射された超音波は、そのエネルギーは、前記音源を形成する放射トランスデューサの数の平方根に比例するため、より高強度になる。発生されるノイズが主として電子白色ノイズであると仮定すると、SNRは改善される。この原理は、構造ノイズを低減することも可能にするが、その程度はより小さい。

20

#### 【0013】

しかし、検査部分が信号上に大きな構造ノイズを発生させる場合には、合成全点集束によって最終的に得られる画像の品質の改善はより制限され、SNRの増加はより少なくなり、検出に対する効果は、期待されたほどは良くなる。この解決策は、上述された問題を一部補償するが、それを解消はしない。さらに、仮想音源を用いた放射は、部分の境界面(縁部、表面または底面)によって反射される幾何学エコー、あるいは対象物上における複数の反射、および対象物、または部分の境界面との各相互作用時における縦波と横波との間のモードの変換を含む複雑なエコーなどの、妨害エコーに本質的に起因する再構築アーチファクトによって示される問題を克服することを可能にしない。しかし、これらのアーチファクトは、欠陥の本当のエコーを隠すか、または誤認警報になり得る。さらに、この解決策は、収集のモードおよび再構築アルゴリズムを複雑にする。

30

#### 【0014】

上述された論文において開発されたとおりの画像再構築技法の別の大きな不利点は、必要とされる連続的超音波放射の数、および処理されるべき測定超音波信号の数である。したがって、この種の技法は、特に、プローブ・トランスデューサの数が多い場合には、リアルタイムの高速用途に適していない。

#### 【0015】

第2の群の収集技法によれば、上述された超音波収集原理に対する代替手段は、好適な遅延規則を用いて放射トランスデューサの全てを毎回同時に励振することによって、異なる放射角度を有する超音波平面波を連続的に放射し、N個の受信トランスデューサの全てを用いて前記連続的放射のエコーを受信することに依拠する。一般的に「平面波合成(plane-wave compounding)」として分類されるこの代替手段は、例えば、IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, No. 3, 489~506ページ、2009年3月において発表された、「Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography」と題する、G. Montaldo、他の論文において

40

50

説明されている。

【0016】

本発明は、より具体的には、この代替手段、すなわち、以下のように超音波信号を収集する処理方法に関する：

- L個の放射区域内におけるL個の異なる連続的放射角度を有するL個の連続的超音波平面波放射のための、M個の放射トランスデューサのアレイの制御、
- 放射ごとに、特に、考慮されている放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、同時に、所定の継続時間の間、受信するための、N個の受信トランスデューサのアレイの制御、
- 前記画像化区域の複数の所定の点の各点において、受信されたL×N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによる、画像化区域の再構成。

10

【0017】

この第2の群の収集技法は、本質的に、医療分野において想定され、一部の高速超音波検査器において実装され、人間の身体の弾力性のマップが画像化されることを可能にしている。結果として得られる画像は高品質であり、N=128の放射/受信トランスデューサのセンサの場合、第1の群の技法の場合の128回前後の発射と比べて、数十回の超音波発射（一般的に、Lは10~30である）を必要とするのみである。加えて、結果としてもたらされるアルゴリズム、および関連付けられるアプリケーションは、コンピュータ・グラフィックス・カード内に実装されたGPUプロセッサ（Graphic Processing Unit、グラフィック処理ユニット）上における計算の並列化のために特に好適である。それゆえ、「平面波合成」技法を実施する超音波検査器の性能は、実際上、10,000画像/sに達し得る。この第2の群の収集技法の別の利点は、各発射が、放射トランスデューサの全てを用いることによって実行され、そのため、放射されるエネルギーは明らかに高くなり、この方法を、減衰、電子ノイズまたは構造ノイズ現象に対してより低感度にするという事実にある。

20

【0018】

この第2の群の収集技法によれば、上述されたG. Montaldo、他の論文において教示されているように、画像を構築するための、受信されたL×N個の測定時間信号の処理は、「ビームフォーミング」または「動的深さ集束」（dynamic depth focusing、DDF）の周知の技法に従って、毎回、受信トランスデューサのごく一部のみ適用される受信遅延規則を適用することによって、線ごとに実行される（線は、放射トランスデューサ・アレイに対して垂直に延びる直線として定義される）。これは、センサの開口内でのみ画像を得ることを可能にし、前記開口は最初と最後のトランスデューサの間の距離によって定義される。したがって、得られる画像のサイズはそれに依存することになるため、用いられるセンサは多数のトランスデューサを有しなければならない。

30

【0019】

概して、「平面波合成」技法は医療分野のために好適であり、その理由は、通常、関係する用途は、媒質は均質であると仮定し、センサの下方に中心を有する画像を作成することに依拠するためである。検査媒質の境界面の経路における屈折現象は、たとえ存在したとしても、わずかしがなく、すなわち、人間/動物の組織と、カップリング・ゲル（coupling gel）、または身体が局部水浸（local immersion）内に配置される場合には、水との間の音響コントラスト（acoustic contrast）はほとんど存在しない。また、画像化において考慮されるべき波は、縦波または圧縮波の1種類しかない。加えて、ほとんどの医療用途では、探測されるべき媒質は半無限であると仮定される。アルゴリズムが単純化されるため、この全てが超音波検査器のめざましい画像化速度を大部分説明する。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 2 0 】

しかし、非破壊試験においては、これらの技法は満足な結果をもたらさない。実際に、この適用分野では、エコーは、縦波（文字Lによって特定されている）または横波（文字Tによって特定されている）から生じる可能性があり、部分の欠陥または境界面との相互作用の間における前記2つの波の種類の間でのL-T変換をも含み得る。検査媒質は、例えば、大粒径鋼、溶接部または複合材料の場合には、不均質または異方性になり得る。加えて、検査媒質の境界面（すなわち、多くの場合、複雑な、例えば水/鋼の、境界面を形成し得る、部分の底面、表面および縁部）は、結果として生じる屈折および反射現象とともに考慮されることができなければならない。加えて、必ずしもセンサの下方に中心を有せず、センサの開口を越えて横方向に延在する画像を得ることがしばしば求められる。最後に、医療分野に対する最も大きな差異は、画像化されるべき実体の特徴に関係する。非破壊試験では、これらの特徴は、例えば、亀裂型の欠陥である。一般的に、それらは部分の境界面（一般的に、それは部分の表面または底面である）の付近に位置し、前記境界面に対して垂直方向に向いた、細長い対象物である。この種の欠陥の場合には、画像化を最適化するために部分の境界面上における反射を利用することが有利であるため、アプローチは医療分野のものとは非常に異なる。現在の知識に基づけば、上述された「平面波合成」技法はこの種の欠陥の画像化のために好適ではない。

10

## 【 0 0 2 1 】

それゆえ、連続的平面波放射による信号の有利な収集からの恩恵を受けつつ、上述された問題および制約の少なくとも一部を克服することを可能にする超音波信号処理方法を提

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 2 2 】

したがって、超音波プローブ収集からの信号を処理するための方法であって、以下のステップ：

- L個の放射区域内におけるL個の異なる連続的放射角度を有する超音波平面波のL個の連続的放射のための、M個の放射トランスデューサのアレイの制御と、

- 放射ごとに、特に、考慮されている放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、所定の継続時間の間、同時に受信するための、N個の受信トランスデューサのアレイの制御と、

30

- 前記画像化区域の複数の所定の点の各点において、受信されたL×N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによる、画像化区域の再構成と、

を含む、方法において、

画像化区域の再構成が、プロセッサによって、画像化区域の点ごとに実行される、以下のステップ：

- 放射区域が、考慮されている点を含む、L個の連続的放射のうちの、L'個の放射の判定と、

- L'×N個の飛行時間の計算であって、各飛行時間 $t_{l,n}$ は、放射区域が、考慮されている点を含む、1番目の平面波が、所定の伝播モードに従って、考慮されている点を通り、1番目の受信トランスデューサによって受信されるのに要する時間である、計算と、

40

- 判定されたL'個の放射に対応する、受信されたL'×N個の測定時間信号によって、計算されたL'×N個の飛行時間においてそれぞれ取得されたL'×N個の瞬時値のコヒーレント合計と、

を含む、方法が提案される。

## 【 0 0 2 3 】

それゆえ、こうすることにより、提案されている本方法は、受信における「ビームフォーミング」を用いずに「平面波合成」収集を実行する。それはFMC収集の合成集束の原理を参照するが、そのまま「平面波合成」には適用されない。この原理は、反対に、所望

50



される画像の合成全点集束に関連付けられる、空間分解能およびコントラストの点で、高い収集速度および画像品質を得るために、「平面波合成」技法の単純さの利点をどちらも活かすように巧妙に適合される。それはまた、この合成全点集束のおかげで、それを実施するセンサの開口を越えて延在し得る画像を得ることを可能にする。最後に、合成全点集束の利用は、上述された文献、A. Fidahoussen、他に教示されているように、調査される部分の境界面における波の反射を用いて、本方法を亀裂型欠陥の画像化に対応したものにする。

【0024】

任意選択的に、放射トランスデューサは、超音波平面波の連続的なL個の放射の各々のために定義された遅延規則を用いて制御され、各遅延規則は、L個の異なる連続的放射角度のうちの所望の放射角度で超音波平面波を発生することを可能にする。

10

【0025】

また、任意選択的に、 $M = N$ であり、トランスデューサは連続的に放射器および受信器になる。

【0026】

また、任意選択的に、L個の異なる連続的放射角度は、放射トランスデューサ・アレイと垂直でない平均方向を中心として定義される。

【0027】

また、任意選択的に、放射ごとに、すなわち、放射角度ごとに、所定の伝播モードは、以下のモード：

20

- 放射された平面波が、他の反射を全く伴うことなく、画像化区域の各点によって直接受信され、受信トランスデューサへ直接返されることに従って、縦 - 横モード変換を伴うか、または伴わない、直接経路伝播モード、

- 放射された波が、放射トランスデューサと画像化区域の各点との間、または画像化区域の各点と受信トランスデューサとの間のいずれかにおいて、画像化区域の所定の表面上で反射を受けることに従って、縦 - 横モード変換を伴うか、または伴わない、コーナー・エコー伝播モード、ならびに

- 放射された波が、放射トランスデューサと画像化区域の各点との間において少なくとも1回、および画像化区域の各点と受信トランスデューサとの間においてもう1回、画像化区域の少なくとも1つの所定の表面に衝突して少なくとも2回の反射を受けることに従って、縦 - 横モード変換を伴うか、または伴わない、間接経路伝播モード、  
のうちの1つから選定される。

30

【0028】

また、任意選択的に、画像化区域は、L個の放射区域の和集合内に含まれ、その再構成は、以下の連続的ステップ：

- 画像化区域の各点の、0の値へのリセットと、
- 1 ~ Lの範囲の添字lの任意の値について、画像化区域とl番目の放射区域との交差部内に配置された点ごとに：

N個の飛行時間  $t_{l, n}$  の計算と、

l番目の放射に応じて受信されたN個の測定時間信号によって、N個の計算された飛行時間においてそれぞれ取得されたN個の瞬時値のコヒーレント合計と、

40

考慮されている点の値への前記コヒーレント合計の結果の加算と、

- 画像化区域の各点において最終的に得られた値の絶対値の計算と、  
を含む。

【0029】

また、任意選択的に、放射ごとに、超音波平面波を形成するための、M個の放射トランスデューサによって放射されるM個の超音波信号のアポディゼーション (apodization) が、台形、ハミングまたはブラックマン - ハリス振幅規則などのアポディゼーション窓を用いて実行される。

【0030】

50

また、任意選択的に、画像化区域は、最大角度および最小角度の放射区域の端部によって区切られた扇形区域の形をとる。

【0031】

また、通信ネットワークからダウンロード可能であり、かつ/もしくはコンピュータ可読媒体上に記録され、かつ/またはプロセッサによって走行させられることができるコンピュータ・プログラムであって、前記プログラムがコンピュータ上で走行させられると、本発明に係る超音波信号処理方法のステップを実行するための命令を含む、コンピュータ・プログラムが提案される。

【0032】

また、超音波プローブ・デバイスであって、

- M個の超音波放射トランスデューサおよびN個の超音波受信トランスデューサを含むプローブと、

- L個の放射区域内におけるL個の異なる連続的放射角度を有する超音波平面波のL個の連続的放射のために、M個の放射トランスデューサを制御するための手段と、

- 放射ごとに、特に、考慮されている放射の反射によるエコーを測定する、N個の測定時間信号を、所定の期間の間、同時に受信するために、N個の受信トランスデューサを制御するための手段と、

- 画像化区域の複数の所定の点の各点において、受信されたL x N個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによって、画像化区域を再構成するためのプロセッサと、

を含む超音波プローブ・デバイスにおいて、プロセッサが、画像化区域の点ごとに、以下の処理作業：

- 放射区域が、考慮されている点を含む、L個の連続的放射のうちの、 $L'$  Lである $L'$ 個の放射の判定と、

-  $L' \times N$ 個の飛行時間の計算であって、各飛行時間 $t_{l, n}$ は、放射区域が、考慮されている点を含む、 $1 \leq l \leq L'$ であるl番目の平面波が、所定の伝播モードに従って、考慮されている点を通り、 $1 \leq n \leq N$ であるn番目の受信トランスデューサによって受信されるのに要する時間である、計算と、

- 判定された $L'$ 個の放射に対応する、受信された $L' \times N$ 個の測定時間信号によって、計算された $L' \times N$ 個の飛行時間においてそれぞれ取得された $L' \times N$ 個の瞬時値のコヒーレント合計と、

を実行するようにさらに構成される、超音波プローブ・デバイスが提案される。

【0033】

本発明は、単なる例として提供される以下の説明を考慮し、添付の図面を参照することにより、理解することがより容易になるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波プローブ・デバイスの全体構造を概略的に示す図である。

【図2】図1のデバイスによって実施される超音波平面波の連続的放射の原理を示す図である。

【図3】図1のデバイスによって、それが図2の原理を実施する際に、画像化区域の再構成において実行される飛行時間の計算を幾何学的に示す図である。

【図4】図1のデバイスによって、それが図2の原理を実施する際に、画像化区域の再構成において実行される飛行時間の計算を幾何学的に示す図である。

【図5】図1のデバイスによって、それが図2の原理を実施する際に、画像化区域の再構成において実行される飛行時間の計算を幾何学的に示す図である。

【図6】本発明の一実施形態に係る、図1のデバイスによって実施される超音波信号の収集および処理のための方法の連続的ステップを示す図である。

【図7】図6の方法の第1の可能な適用を示す図である。

10

20

30

40

50

- 【図 8】図 6 の方法の第 2 の可能な適用を示す図である。  
 【図 9】図 8 の適用の異なる可能な結果を示す図である。  
 【図 10】図 8 の適用の異なる可能な結果を示す図である。  
 【発明を実施するための形態】

【0035】

図 1 を参照すると、本発明の一実施形態に係る対象物 102 のプローブ・デバイス 100 は、ハウジング 106、すなわち、プローブ 104 に取り付けられた基準の役割を果たす変形不可能な構造要素、を有する超音波プローブ 104 を有し、その内部に、N 個の固定または可動トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  のアレイが、例えば、直線状またはマトリックス状に配列されている。

10

【0036】

対象物 102 は、例えば、非破壊試験によって調査されるべき機械部品であるか、または、医療状況では、非侵襲的に調査されるべき人間もしくは動物の身体部分である。図 1 の実施形態では、対象物 102 は水 110 などの液体内に液浸され、プローブ 104 は対象物 102 から距離をおいて保持され、そのため、水 110 がそれらを分離している。しかし、別の同等の実施形態では、プローブ 104 は対象物 102 と直接接していてもよい。

【0037】

トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  は、図 1 における点線矢印によって指示され、図の主平面内にある、互いに平行な主方向に従って、一般参照符号 C の下で特定された制御信号に応じて、対象物 102 に向けて超音波を個々に放射するように設計されている。

20

【0038】

トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  は、対象物 102 上またはその内部で反射された超音波のエコーを検出し、一般参照符号 S によって特定され、前記エコーに対応する測定信号を提供するようにさらに設計されている。それゆえ、図 1 の非限定例では、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  は放射および受信の両方の機能を満足するが、同様に、放射器と異なる受信器が、本発明の原理との一貫性を維持しつつ、異なる独立したハウジング内に設けられてもよい。

30

【0039】

プローブ・デバイス 100 は、プローブ 104 のトランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  を制御し、測定信号 S を処理するための電子回路 112 をさらに有する。この電子回路 112 はプローブ 104 に接続され、それにより、そこへ制御信号 C を送信し、測定信号 S を受信する。電子回路 112 は、例えば、コンピュータのものである。それは、プローブ 104 へ制御信号 C を発し、プローブ 104 から測定信号 S を受信するように設計されたマイクロプロセッサなどの、中央処理装置 114、および特に、コンピュータ・プログラム 118 が記憶される、メモリ 116 を有する。

【0040】

コンピュータ・プログラム 118 はまず、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  を制御するための信号 C を発生し、それらのエコーを受信するための命令 120 を有する。これらの命令は、より具体的には：

40

- トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  を、対象物 102 の L 個の放射区域内における L 個の異なる連続的放射角度を有する超音波平面波の L 個の連続的放射のための放射器として作動させ、

- トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  を、各放射後に、特に、考慮されている各放射の反射によるエコーを測定する、N 個の測定時間信号を、N 個の受信器によって、所望の検査深さの、所定の継続時間の間、同時に受信するための受信器として作動させる、

ようにプログラムされている。

【0041】

50

超音波平面波は、放射時に、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  に、遅延規則ベース 122 内のメモリ 116 内に記録された遅延規則を適用することによって得られる。各遅延規則は、L 個の異なる連続的放射角度のうちの所望の放射角度で超音波平面波を発生するために、放射においてトランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  に適用されるべき遅延を定義する。したがって、所望の連続的放射と同数の遅延規則が存在する。

【0042】

受信時には、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  によって受信された  $L \times N$  個の測定時間信号のセット S が、プローブ 104 によって中央処理装置 114 へ返される。

【0043】

コンピュータ・プログラム 118 は、前記信号を記録するための命令 124 をさらに含み、 $K_{1, n}(t)$  は、1 番目の超音波平面波放射に応じてトランスデューサ  $108_n$  によって受信される測定時間信号を表す。

【0044】

コンピュータ・プログラム 118 は、画像化区域の複数の所定の点の各点において、受信された  $L \times N$  個の測定時間信号の少なくとも一部の処理の結果得られる値を計算することによって、画像化区域を再構成するための命令 126 をさらに含む。より具体的には、画像化区域は、例えば、画素からなるデジタル画像であるものとして定義されるため、命令 126 は、前記画像の各画素において：

- 放射区域が、考慮されている画素を含む、L 個の連続的放射のうちの、 $L'$  L である  $L'$  個の放射を判定すること、
- $L' \times N$  個の飛行時間を計算することであって、各飛行時間  $t_{1, n}$  は、放射区域が、考慮されている画素を含む、 $1 \dots L'$  である 1 番目の平面波が、所定の伝播モードに従って、考慮されている画素を通過し、 $1 \dots N$  である n 番目の受信トランスデューサによって受信されるのに要する時間である、計算すること、
- 判定された  $L'$  個の放射に対応する、受信された  $L' \times N$  個の測定時間信号によって、計算された  $L' \times N$  個の飛行時間においてそれぞれ取得された  $L' \times N$  個の瞬時値をコヒーレントに合計すること、および
- 値  $L'$  によって任意選択的に重みづけされた、得られた値の絶対値を計算すること

のために定義される。

【0045】

最後に、コンピュータ・プログラム 118 は、得られたデジタル画像を、図示されていない、表示デバイス上に表示するための命令 128 を含む。

【0046】

図 2 に示されるように、連続的放射の数 L が奇数であり、放射角度が、トランスデューサ・アレイ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  と直交する方向 z に対して対称的な角度セクタ内で一定の間隔でたどられる場合には、最初の平面波放射は、プローブ 104 の開口の外側に部分的に配置された第 1 の放射区域  $ZE_1$  内における、方向 z に対して放射角度  $\theta_1$  を有する平面波の放射を可能にする、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  によって放射されるパルスに関わる遅延規則  $T_1$  に関連付けられる。 $(L + 1) / 2$  番目の平面波放射は、プローブ 104 の開口を覆う、 $(L + 1) / 2$  番目の放射区域  $ZE_{(L + 1) / 2}$  内における、方向 z に対して 0 の放射角度を有する平面波の放射のための均一な遅延規則  $T_{(L + 1) / 2}$  に関連付けられる。最後に、最後の平面波放射は、プローブ 104 の開口の外側に部分的に配置された最後の放射区域  $ZE_L$  内における、方向 z に対して放射角度  $\theta_L = -\theta_1$  を有する平面波の放射を可能にする遅延規則  $T_L$  に関連付けられる。一般的には、1 番目の平面波放射は、方向 z に対して放射角度  $\theta_1 = \theta_1 + (L - 1) \cdot (\theta_L - \theta_1) / (L - 1)$  を有する平面波の放射を可能にする遅延規則  $T_1$  に関連付けられる。

【0047】

10

20

30

40

50

縁部効果による歪みのない、より高品質の超音波平面波を形成するべく、画像化区域を再構築するために用いられる測定信号の品質を改善するために、トランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  によって放射される超音波信号のアポディゼーションを適用することも可能である。このようなアポディゼーションは、各放射時に、台形、ハミングまたはブラックマン - ハリス振幅規則などのアポディゼーション窓を用いて、トランスデューサの全てに対して空間的に実行される。それは、連続的放射区域のより良好な定義を提供する効果を有する。

【0048】

用いられる収集技法を考慮すると、画像化されるべき区域は、 $L$  個の連続的放射区域の和集合内に包含されていなければならない。その結果、前記区域は、図 2 に見られることができるように、プローブ 104 の開口を越えて延在してもよい。特に、画像化区域は、最大角度および最小角度の放射区域の端部によって区切られた扇形区域の形をとってもよい。それゆえ、 $S$  走査画像が得られてもよい。

10

【0049】

本発明の 2D 適用を示す図 3 を参照すると、放射角度  $\theta_l$  の  $l$  番目の超音波平面波放射について、画像化されるべき区域の平面に関連付けられ、軸  $(O, x)$  がトランスデューサ・アレイ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  の軸となる基準系  $(O, x, z)$  内における座標  $(x, z)$  の点  $P$  に対し、かつ座標が、同じ基準系  $(O, x, z)$  内において  $(x_n, 0)$  であるトランスデューサ  $108_n$  に対する、直接経路飛行時間  $t_{l,n}(P)$  は、次式のように分解される：

20

【数 2】

$$t_{l,n}(P) = t_l^{tr}(P) + t_n^{re}(P)$$

ここで、

【数 3】

$$t_l^{tr}(P)$$

30

は、平面波の放射の平面  $(O, x')$  と点  $P$  との間の放射飛行時間であり、

【数 4】

$$t_n^{re}(P)$$

は、点  $P$  とトランスデューサ  $108_n$  との間の受信飛行時間である。

【0050】

幾何学的計算によって、放射飛行時間は次式のように表される：

40

【数 5】

$$t_l^{tr}(P) = \frac{x \cdot \sin(\theta_l) + z \cdot \cos(\theta_l)}{c}$$

ここで、 $c$  は、考慮されている媒質内における平面波の伝播速度である（媒質の変化はないと仮定しており、これは接触非破壊試験の場合において検証されている）。点  $P$  についての前記放射飛行時間はトランスデューサ  $108_1$ 、 $\dots$ 、 $108_N$  に依存せず、放射角度  $\theta_l$  にのみ依存することが留意される。

50

【 0 0 5 1 】

同様に幾何学的計算によって、受信飛行時間は次式のように表される：

【数 6】

$$t_n^{re}(P) = \frac{\sqrt{(x_n - x)^2 + z^2}}{c}$$

ここで、点 P についての前記受信飛行時間はトランスデューサ 108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>にのみ依存し、放射角度  $\theta_1$  に依存しないことが留意される。

【 0 0 5 2 】

10

したがって、総飛行時間は次式のように表される：

【数 7】

$$t_{l,n}(P) = \frac{x \cdot \sin(\theta_l) + z \cdot \cos(\theta_l)}{c} + \frac{\sqrt{(x_n - x)^2 + z^2}}{c}$$

【 0 0 5 3 】

点 P において画像化される区域に寄与すると判定された L' 個の放射に対応する、受信された L' × N 個の測定時間信号によって、以上において計算されたとおりの L' × N 個の飛行時間においてそれぞれ取得された L' × N 個の瞬時値をコヒーレントに合計するために、実際には、時間の再校正のために、各放射に固有の定数

20

【数 8】

$$\tau_l^{tr}$$

【 0 0 5 4 】

を適用することも適当であり、その値は次式のように表される：

【数 9】

$$\tau_l^{tr} = \frac{\max(z'_{l,n})}{2 \cdot c}$$

30

ここで、 $z'_{1, n}$  は、トランスデューサ 108<sub>n</sub> と、軸 (O, x) から  $\theta_1$  に等しい角度だけ仮想的に角度的に変位されたトランスデューサ・アレイ (O, x') の軸との間の距離を表す。この距離は以下の式に従って計算されてもよい：

【数 10】

$$z'_{l,n} = x_n \cdot \sin(\theta_l) - \min_n [x_n \cdot \sin(\theta_l)]$$

【 0 0 5 5 】

40

以上の計算、および特に、値  $\min_n [x_n \cdot \sin(\theta_1)]$  は、たとえ、角度  $\theta_1$  が負であっても、遅延規則において適用される遅延は常に正のままであることを確実にする。さらに、平面表面を有する検査部分の場合には、各放射に固有の定数

【数 11】

$$\tau_l^{tr}$$

は、1 番目の放射に適用される遅延規則の平均遅延に対応するか、または、等価に、最大遅延の半分に対応する。

50

## 【 0 0 5 6 】

その結果、点 P において画像化される区域に寄与する  $L' \times N$  個の測定時間信号を関与させる、以上において定義されたコヒーレント合計の絶対値は、次式のように表されてもよい：

## 【 数 1 2 】

$$A(P) = \left| \sum_{l=1}^{L'} \sum_{n=1}^N K_{l,n} [t_{l,n}(P) + \tau_l^{tr}] \right|$$

## 【 0 0 5 7 】

10

実際には、画像包絡線を得るために、合計されるのは、代わりに、特に、信号  $K_{l,n}(t)$  のヒルベルト変換  $H_{l,n}(t)$  を用いた、解析信号である。このとき、以上の計算は、より具体的には、次式になる：

## 【 数 1 3 】

$$A_{env}(P) = \left| \sum_{l=1}^{L'} \sum_{n=1}^N (K_{l,n} [t_{l,n}(P) + \tau_l^{tr}] + H_{l,n} [t_{l,n}(P) + \tau_l^{tr}]) \right|$$

## 【 0 0 5 8 】

20

全点集束に近い前記計算によれば、遅延規則は受信時に適用されないことが留意される。

## 【 0 0 5 9 】

各点における飛行時間計算に基づくこのような技法によって、画像化されるべき区域を再構成する利点は、超音波の異なる構成および伝播モードを考慮することが可能になることである。それゆえ、例えば、以前の計算では、単純性のために、超音波の伝播モードは直接モードであり、伝播媒質を変えず（プローブは、検査されるべき対象物と接触している）、かつ放射された波の偏波変換を伴わない、すなわち、放射された各平面波は画像化区域の各点によって直接受信され、他の反射を伴わずにトランスデューサ  $108_1, \dots, 108_N$  へ直接返されると見なされた。

30

## 【 0 0 6 0 】

しかし、他の仮説が立てられてもよく、このときには、飛行時間の計算を適合させれば十分になるであろう：

- 考慮されている対象物の調査は、接触のない液浸を用いて実行され、大なり小なり複雑な対象物表面を有し得ること、

- 超音波の伝播モードは、特に、亀裂型欠陥の付近において、特定の平面波の入射に応じて、コーナー・エコー・モードになり得ること：この場合には、放射された平面波は、トランスデューサ  $108_1, \dots, 108_N$  と画像化区域の各点との間、または画像化区域の各点とトランスデューサ  $108_1, \dots, 108_N$  との間のいずれかにおいて、画像化区域の所定の表面、例えば、対象物の底面に衝突して反射を受ける、

40

- 超音波の伝播モードは、特に、同様に亀裂型欠陥の付近において、特定の平面波の入射に応じて、間接経路モードになり得ること：この場合には、放射された平面波は、トランスデューサ  $108_1, \dots, 108_N$  と画像化区域の各点との間において少なくとも1回、および画像化区域の各点とトランスデューサ  $108_1, \dots, 108_N$  との間においてもう1回、画像化区域の少なくとも1つの所定の表面、例えば、対象物の底面に衝突して少なくとも2回の反射を受ける、

- 伝播モードに関わりなく、超音波の縦偏波または横偏波は反射時に変化し得ること：横波は縦波になり得、その逆もあり得、前記変換は伝播速度に影響を与えること。

## 【 0 0 6 1 】

以上の仮説は組み合わせられる場合もある。

50

## 【 0 0 6 2 】

一例として、図 4 は、接触のない液浸を用いた調査を示し、これに応じて、伝播は、直接モードで、第 1 の媒質、例えば、水の内部において、速度  $c_1$  で、その後、第 2 の媒質、例えば、検査される対象物の材料（鋼、・・・）内において、速度  $c_2$  で行われる。2 つの媒質は、この特定の場合には、トランスデューサ・アレイ  $108_1$ 、・・・、 $108_N$  の軸（ $O, x$ ）から距離  $H$  をおいて配置された対象物の平面表面によって区切られている。

## 【 0 0 6 3 】

図 3 の表記を用い、かつ図 4 のものを追加し、対象物の平面表面の衝突点

## 【 数 1 4 】

10

$$x_l^{tr}(P)$$

および

## 【 数 1 5 】

$$x_n^{re}(P)$$

の計算が、総飛行時間  $t_{1, n}(P)$  を計算するために考慮に入れられなければならない

20

## 【 0 0 6 4 】

対象物の平面表面の上方の第 1 の媒質内に入射角度  $\alpha_1$  で平面波を放射することによって、スネル - デカルトの法則によって対象物の表面下の第 2 の媒質内への平面波の入射角度  $\theta_1$  を推定することが可能であり、次式のように書かれる：

## 【 数 1 6 】

$$\theta_1 = \sin^{-1}\left(\frac{c_2}{c_1} \sin(\alpha_1)\right)$$

30

## 【 0 0 6 5 】

次に、検査される対象物内の集束点  $P$  の座標  $x$  および  $z$  が分かっていると、放射経路に関連付けられる表面上の衝突点の横座標

## 【 数 1 7 】

$$x_l^{tr}(P)$$

が推定される：

## 【 数 1 8 】

40

$$x_l^{tr}(P) = x - (z - H) \cdot \tan(\theta_1)$$

## 【 0 0 6 6 】

このとき、点  $P$  への放射飛行時間は次式のように書かれる：



【数 19】

$$t_l^{tr}(P) = \frac{\sqrt{H^2 + [x_l^{tr}(P)]^2}}{c_1} + \frac{(x - x_l^{tr}(P)) \sin \theta_l + (z - H) \cos \theta_l}{c_2}$$

【0067】

上記のように、点Pについての前記放射飛行時間はトランスデューサ108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>に依存せず、放射角度 $\theta_1$ にのみ依存することが留意される。

【0068】

受信においては、同様に：

【数 20】

$$t_n^{re}(P) = \frac{\sqrt{H^2 + [x_n^{re}(P)]^2}}{c_1} + \frac{\sqrt{(x_n^{re}(P) - x)^2 + (z - H)^2}}{c_2}$$

ここで、受信における衝突点の横座標

【数 21】

$$x_n^{re}(P)$$

は、点Pと受信器108<sub>n</sub>との間の復路が最短経路に対応しなければならないフェルマーの原理に基づいて判定される。平面部分の場合には、この原理は、関数の0の探索を必要とする。このような0の探索を解くために一般的に用いられる方法は多種多様あり、ニュートン・ラフソン(Newton-Raphson)法、フェラーリ(Ferrari)法、ラゲール(Laguerre)法、勾配降下(gradient descent)法などがある。ニュートン・ラフソン法および勾配降下法は、複雑な表面幾何形状に対しても依然として有効であるため、より都合が良い。特に、より短い経路の探索および衝突点の計算に関する従来技術文献は数多くある。したがって、これらの方法は言及されない。

【0069】

上記のように、点Pについての受信飛行時間はトランスデューサ108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>にのみ依存し、入射角度 $\theta_1$ に依存しないことが証明される。

【0070】

追加の例として、図5は、接触のない液浸を用いた調査を示し、これに応じて、伝播は、コーナー・エコー・モードで、第1の媒質、例えば、水の内部において、速度 $c_1$ で、その後、第2の媒質、例えば、検査される対象物の材料(鋼など)内において行われる。第2の媒質内において、伝播は、縦波については速度 $c_2$ で、横波については速度 $c_3$ で行われる。2つの媒質は、この特定の場合には、トランスデューサ・アレイ108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>の軸(O, x)から距離 $H_i$ において配置された対象物の平面表面によって区切られている。対象物はまた、軸(O, x)から距離 $H_r$ において、平面底面を有し、平面入射波はそれに衝突してコーナー・エコー伝播原理に従って反射される。点Pにおける入射経路のみが示されているが、復路は以前の例のものと同様である。

【0071】

それゆえ、1番目の平面波放射の入射経路は3つの部分に分解される：

- 方向(O, z)に対して角度 $\theta_1$ に従って方向づけられた、軸(O, x)上の座標( $x_1, z_1$ )のその理論上の放射点Eと、2つの媒質の境界面における座標( $x_i, z_i = H_i$ )の衝突点I<sub>p</sub>との間の第1の部分T<sub>a</sub>、

10

20

30

40

50

- 方向  $(0, z)$  に対して角度  $\gamma_1$  に従って方向づけられた、衝突点  $I_p$  と、対象物の底面における座標  $(x_r, z_r = H_r)$  の反射点  $R$  との間の第 2 の部分  $T_b$ 、および
- 方向  $(0, z)$  に対して角度  $\gamma_1$  に従って方向づけられた、反射点  $R$  と、 $(x_2, z_2)$  と表された座標の点  $P$  との間の第 3 の部分  $T_c$ 。

【0072】

また、波は、経路  $T_a$  および  $T_b$  上では縦波であり、その後、経路  $T_c$  上では、横波であり、対象物の底面との衝突による反射時に偏波変換が生じると仮定される。

【0073】

スネル - デカルトの法則に従い、点  $I_p$  においては屈折原理が検証されなければならない、点  $R$  においては反射原理が検証されなければならない。これは以下の方程式系を生じさせる：

10

【数 2 2】

$$\begin{cases} \frac{\sin(\alpha_l)}{c_1} = \frac{\sin(\theta_l)}{c_2} \\ \frac{\sin(\theta_l)}{c_2} = \frac{\sin(\gamma_l)}{c_3} \end{cases}$$

【0074】

問題をデカルト座標内で設定するために、サインは、点  $E$ 、 $I_p$ 、 $R$  および  $P$  の座標の関数として表される：

20

【数 2 3】

$$\begin{aligned} \sin(\alpha_l) &= \frac{(x_i - x_1)}{\sqrt{(x_i - x_1)^2 + (H_i - z_1)^2}} \\ \sin(\theta_l) &= \frac{(x_r - x_i)}{\sqrt{(x_r - x_i)^2 + (H_r - H_i)^2}} \\ \sin(\gamma_l) &= \frac{(x_2 - x_r)}{\sqrt{(x_2 - x_r)^2 + (z_2 - H_r)^2}} \end{aligned}$$

30

【0075】

このとき、上記の方程式系は以下のように表されてもよい：

【数 2 4】

$$\begin{cases} f_1: c_2(x_i - x_1)\sqrt{(x_r - x_i)^2 + (H_r - H_i)^2} - c_1(x_r - x_i)\sqrt{(x_i - x_1)^2 + (H_i - z_1)^2} = 0 \\ f_2: c_3(x_r - x_i)\sqrt{(x_2 - x_r)^2 + (z_2 - H_r)^2} - c_2(x_2 - x_r)\sqrt{(x_r - x_i)^2 + (H_r - H_i)^2} = 0 \end{cases}$$

【0076】

2つの未知数  $x_i$  および  $x_r$  を有するこの2つの非線形方程式の系は、古典的に、ニュートン・ラフソン法を用いて解かれる。それは、点  $I_p$  および  $R$  を判定し、その後、放射飛行時間

40

【数 2 5】

$$t_i^{tr}(P).$$

を推定することを可能にする。

【0077】

図 6 を参照して、これより、図 1 のデバイス 100 によって実施される超音波信号収集

50

および処理方法600の一例が、本発明の好ましい実施形態に基づいて説明される。

【0078】

ステップ602において、命令120を実行する処理ユニット114は、測定信号 $K_{1,n}(t)$ の収集のためにトランスデューサ108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>の放射および受信の配列を順序付ける。

【0079】

これらの配列はL個あり、Lは、トランスデューサ108<sub>1</sub>、・・・、108<sub>N</sub>の数Nよりもはるかに小さくなり得る整数である。各発射の後に、信号は、N個のトランスデューサのセット上で受信され、デジタル化され、電子回路112へ送信される。

【0080】

ステップ604において、命令124を実行する処理ユニット114は、測定信号 $K_{1,n}(t)$ を記録し、前記信号は、それらのその後の処理を促進するためにデジタル化される。ステップ602および604は同時に実行されてもよく、すなわち、測定信号を記録し、画像を再構成することを開始するために、発射の全てが実行されるのを待つ必要はない。

【0081】

次のステップ606において、命令126を実行する処理ユニット114は、L個の放射区域の和集合内で選定された、画像化されるべき区域の各画素を0の値にリセットする。さらに、1からLまで変化するように意図された添字lは1へリセットされる。このステップは、ステップ602および604とは独立に、それらの前、最中、または後に実行されてもよい。

【0082】

次のステップ608において、l番目の放射区域内に配置された、画像化されるべき区域の画素ごとに、例えば、以上において提示された計算のうちの1つに従って、放射角度 $\theta_l$ のために固有に選定された伝播モードに従ってN個の飛行時間 $t_{l,n}$ 、 $1 \leq n \leq N$ 、が計算される。したがって、偏波変換を伴うか、または伴わない複数の伝播モードが、L個の連続的放射のためにそれぞれ選定されることが見てとれる。したがって、本発明は、画像化されるべき単一の区域内で複数の超音波再構築モードを融合させることを可能にする。

【0083】

ステップ610において、l番目の放射区域内に配置された、画像化されるべき区域の画素ごとに、l番目の放射に応じて受信されたN個の測定時間信号によって、以上において計算されたN個の飛行時間においてそれぞれ取得されたN個の瞬時値が、以下のコヒーレント合計演算に従って合計される：

【数26】

$$A_l(P) = \sum_{n=1}^N (K_{l,n}[t_{l,n}(P) + \tau_l^{tr}] + H_{l,n}[t_{l,n}(P) + \tau_l^{tr}])$$

ここで、 $A_l(P)$ は、l番目の放射についての画素Pの振幅である。

【0084】

ステップ612において、l番目の放射区域内に配置された、画像化されるべき区域の画素ごとに、コヒーレント合計の結果が、考慮されている画素の現在の値に加算され、添字lが1単位だけ増加させられる。

【0085】

次に、吟味ステップ614において、lがLよりも厳密に小さい場合には、本方法はステップ608へ戻る。さもなければ、それは最終ステップ616へ進む。

【0086】

最終ステップ616において、画像化区域の各点において最終的に得られた値の絶対値が計算され、それにより、以上において定義された値 $A_{e,n,v}(P)$ が各画素Pにおいて

10

20

30

40

50

得られる：  
【数 27】

$$A_{env}(P) = \left| \sum_{l=1}^L A_l(P) \right|$$

【0087】

放射の平均角度に近い画素は、より遠く離れたものよりも多くの超音波を受信するという理解のもとに、画素値の各々の値に寄与した発射の数による画素値の重みづけが任意選択的に実行されてもよい。

10

【0088】

添字 1 に基づく反復のステップ 608、610 および 612 の各ループは、前記ループの各々において実行される処理は単一の超音波発射の結果にのみ依存するため、ステップ 602 および 604 と並行して実行されてもよい。特に、反復プロセス 608 - 610 - 612 - 614 の計算を開始するために、発射の全てが実行されるのを待つ必要はない。ステップ 608、610、612、614 および 616 は、さらに、ステップ 606 のように、処理ユニット 114 によって命令 126 を用いて実行される。

【0089】

同じく最後のステップ 616 において、命令 128 を実行する処理ユニット 114 は、結果として得られた画像を表示する。

20

【0090】

この好ましい実施形態の実施のおかげで、画像化区域は、発射角度ごとに、発射区域内に配置された画素の値のみを更新しながら、角度ごとに漸進的に再構築されてもよく、超音波平面波の放射時に効果的なアポディゼーションが実行されているため、前記区域の外形はより良好に定義される。したがって、各発射時に最終画像の画素の全てについての計算を実行する必要はない。この原理は、最終画像がセンサの寸法を大きく越えて延在する場合には、特に有利である。

【0091】

図 7 に示されるように、本発明の利点の 1 つはまた、L 個の異なる連続的放射角度  $\theta_1 \sim \theta_L$  は、放射トランスデューサ・アレイ 108<sub>1</sub>、 $\dots$ 、108<sub>N</sub> と垂直でない平均方向  $(\theta_1 + \theta_L) / 2$  を中心として定義されてもよいことである。具体的には、それが、非破壊試験において検査されるべき対象物の底面における亀裂 F などの欠陥を検出することを含み、また、前記亀裂 F がトランスデューサ・アレイと垂直である場合には、検査されるべき区域をプローブ 104 に対して横方向にずらし、例えば、45° の平均を中心として放射することが好ましい。かくして、亀裂はより視認可能になる。また、それは、その付近においては、以上において見られたように本発明の実施において同様に可能である、偏波変換を伴い得るコーナー・エコー伝播モードを選定することによって、その全長にわたって有利に検出される。検査されるべき区域は、プローブ 104 の開口から完全に離れるようにずらされることさえ可能であり、これは、従来の「ビームフォーミング」法では不可能である。

30

40

【0092】

図 8 に、上述された方法の具体的適用の別の例が示される。この適用は実際の試験の主眼であったもので、その様々な結果が図 9 および図 10 を参照して説明される。

【0093】

検査部分 800 はステンレス鋼できており、3 つの人工的な切り欠き型の欠陥を有する。2 つの切り欠き  $h_1$  および  $h_3$  は、トランスデューサ・アレイ 108<sub>1</sub>、 $\dots$ 、108<sub>N</sub> と垂直に配向され、トランスデューサ 108<sub>1</sub>、 $\dots$ 、108<sub>N</sub> のセットによって形成されたセンサの開口の外側の検査部分 800 の底面に配置されている。第 3 の切り欠き  $h_2$  は、トランスデューサ・アレイ 108<sub>1</sub>、 $\dots$ 、108<sub>N</sub> と平行な配向を有し、それらが形成するセンサに対する法線の付近に配置されている。部分の深さは  $H = 70$

50

mmであり、トランスデューサの数 $N$ は64に等しく(トランスデューサ間の間隔は0.6mm、放射される超音波の中心周波数は5MHz)、検査部分は、切り欠き $h_2$ 上に中心を有するトランスデューサと接触している。3つの切り欠きは10mmの長さを有する。

【0094】

(センサの法線に対して)4°の間隔ごとに-60°~+60°の範囲の放射角度を有する31個の連続的な超音波平面波放射が実行される。これらの31個の連続的放射の間で、以下のものが区別される:-45°を中心として方向づけられた、より具体的には、-60°~-30°の放射の第1のグループであって、この第1のグループは、切り欠き $h_1$ が配置された角度セクタを範囲に含む、第1のグループ、法線(0°)を中心として方向づけられた、より一般的には、-30°~+30°の放射の第2のグループであって、この第2のグループは、切り欠き $h_2$ が配置された角度セクタを範囲に含む、第2のグループ、および+45°を中心として方向づけられた、より具体的には、+30°~+60°の放射の第3のグループであって、この第3のグループは、切り欠き $h_3$ が配置された角度セクタを範囲に含む、第3のグループ。画像化区域は放射区域の和集合内に含まれ、参照符号Zによって特定されている。

10

【0095】

画像化区域Zの第1の可能な再構成によれば、同じ直接経路および縦波伝播モードが全ての超音波発射の測定信号の処理に適用される。このモードは、表記 $L^d L$ によって記号化され、「L」は縦偏波による直線サブ経路を指示し、「 $d$ 」は欠陥との平面波相互作用を指示する。より一般的には、直接経路伝播モードは表記 $X^d X$ によって記号化され、「X」は、各サブ経路上において、値「L」または「T」(横偏波による直線サブ経路の場合)を取り得る。単一のモード $L^d L$ を用いた再構成は図9(a)の結果をもたらす。切り欠き $h_2$ はその全体が画像化されており、それに対して、2つの他の切り欠き $h_1$ および $h_3$ は、各欠陥の底部に位置する、単一の回折エコーによって各々特徴付けられている。2つの場合において、切り欠きの上部の回折エコーは事実上、ほとんど視認可能でない。

20

【0096】

画像化区域Zの第2の可能な再構成によれば、同じコーナー・エコーおよび縦波伝播モードが全ての超音波発射の測定信号の処理に適用される。このモードは表記 $L^d L^r L$ によって記号化され、「r」は、検査部分の底面との平面波相互作用を指示する。より一般的には、コーナー・エコー伝播モードは表記 $X^d X^r X$ によって記号化され、「X」は、各サブ経路上において、値「L」または「T」を取り得る。単一のモード $L^d L^r L$ を用いた再構成は図9(b)の結果をもたらす。切り欠き $h_1$ および $h_3$ は今度はそれらの全長にわたってはっきりと視認可能であるが、切り欠き $h_2$ は再構築アーチファクトによって完全に隠されている。このアーチファクトは、直接エコーである、底面エコーの存在によって説明される。より具体的には、センサの開口内に位置するアーチファクトは、コーナー・エコー経路に対応する飛行時間における、検査される部分の底面から来た直接エコーの位置変更に対応する。エコーの性質と再構築モードとの間に矛盾がある。

30

【0097】

画像化区域Zの第3の可能な再構成によれば、2つの前の不完全な再構成を利用して:  
 - -60°~-30°の放射の第1のグループからの測定信号の処理には、切り欠き $h_1$ の構成に適合している、 $L^d L^r L$ の第1の伝播モードが適用され、  
 - -30°~+30°の放射の第2のグループからの測定信号の処理には、切り欠き $h_2$ の構成に適合している、 $L^d L$ の第2の伝播モードが適用され、  
 - +30°~+60°の放射の第3のグループからの測定信号の処理には、切り欠き $h_3$ の構成に適合している、 $L^d L^r L$ の第3の伝播モードが適用される。

40

【0098】

この第3の再構成は、図10の漸進的結果をもたらす。図10(a)は超音波発射 $n=1$ (-60°)の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは $L^d L^r L$ である。

50

図10(b)は超音波発射 $n^\circ 2(-56^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは依然として $L^d L^r L$ である。図10(c)は超音波発射 $n^\circ 9(-28^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは $L^d L$ である。図10(d)は超音波発射 $n^\circ 10(-24^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは依然として $L^d L$ である。図10(e)は超音波発射 $n^\circ 11(-20^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは依然として $L^d L$ である。図10(f)は超音波発射 $n^\circ 24(+32^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは再び $L^d L^r L$ である。図10(i)は超音波発射 $n^\circ 26(+40^\circ)$ の中間結果を示し、この間、選定された伝播モードは依然として $L^d L^r L$ である。最後に、図10(j)は超音波発射 $n^\circ 31(+60^\circ)$ の最終結果を示し、この間、選定された伝播モードは依然として $L^d L^r L$ である。

10

【0099】

画像10(j)が画像9(a)および9(b)と比較されることになる。再構成の間に選定される伝播モードを連続的超音波発射の放射角度の関数として適合させる、本発明に係る方法によって提供された可能性のおかげで、3つの切り欠きの視認性は明らかにより高くなっている。

【0100】

上述されたとおりの方法およびデバイスは、最終的に得られる同等の画像品質のために全点集束方法において必要なものよりも少数の発射を実行すること、または同等の数の発射に対する画像品質の点でより良好な性能を達成することを可能にすることが明らかに見てとれる。この改善、すなわち、より高い速度またはより良好な画像品質の主な理由は、各発射時に、放射トランスデューサの全てが用いられることである。

20

【0101】

加えて、提案されている方法は複雑な幾何形状または材料に依然として対応可能であり、発射角度に応じて、同じ画像内で複数の伝播モードを融合させることを可能にする。また、センサの開口を越えて延在する画像も得られ得る。

【0102】

本発明によって可能にされるとおりの、角度ごとの画像の漸進的再構成の場合には、結果は最終的に改善される。

【0103】

最後に、実験試験は、本発明に係る方法では、検出振幅は古典的な全点集束方法の場合よりも明らかに高いことを示している。比較研究では、2つの方法の間の10という倍数が実証された。この差の理由は、この場合も先と同様に、各発射における放射トランスデューサの全ての使用である。

30

【0104】

また、本発明は、上述された実施形態に限定されないことが留意されるべきである。実際に、当業者には、以上において開示された教示に鑑みて、上述された実施形態に様々な変更が行われ得ることが明らかになるであろう。

【0105】

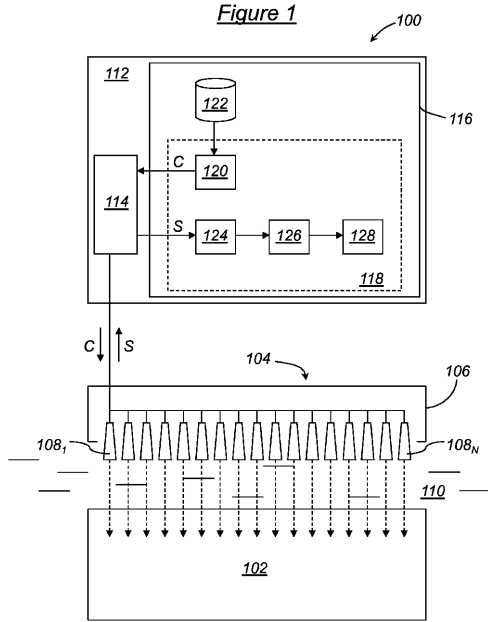
具体的には、コンピュータ・プログラム命令は、前記命令の実行の間に果たされる機能専用の電子回路によって置換されてもよい。

40

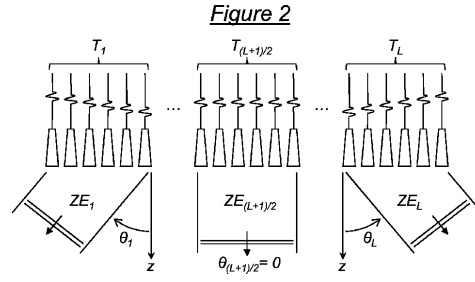
【0106】

概して、添付の請求項において、使用されている用語は、請求項を本明細書に記載されている実施形態に限定するものと解釈されてはならず、請求項がそれらの表現によって網羅することを意図され、以上において開示された教示の実施に一般知識を適用する当業者が利用可能である同等物の全てを含むように解釈されなければならない。

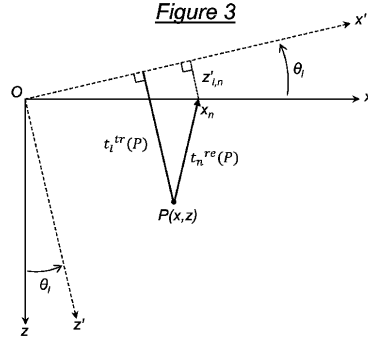
【 図 1 】



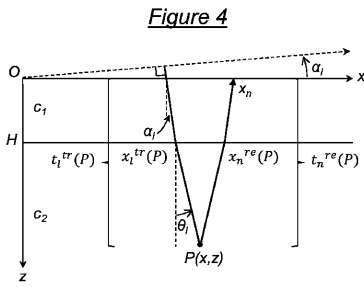
【 図 2 】



【 図 3 】

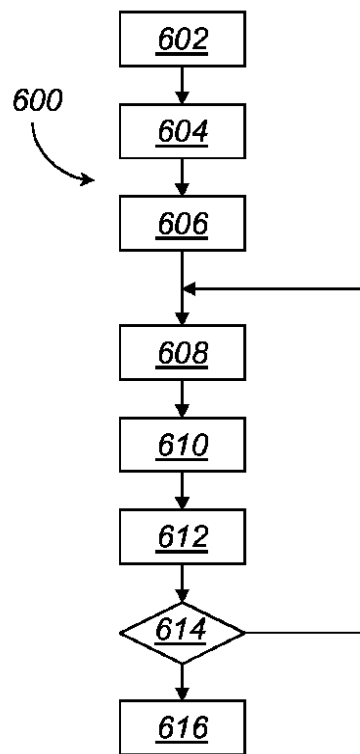


【 図 4 】

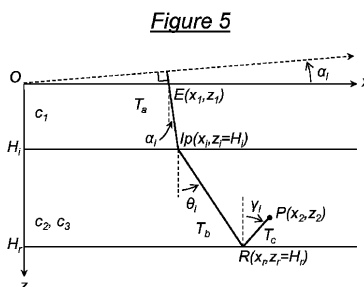


【 図 6 】

**Figure 6**

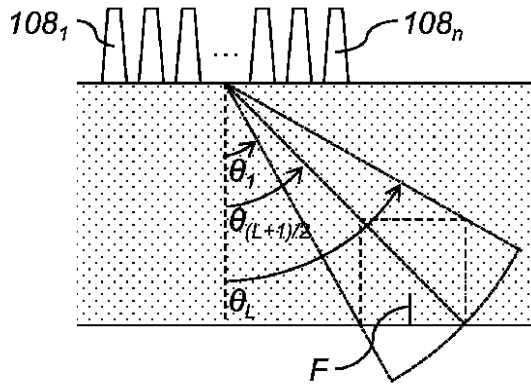


【 図 5 】



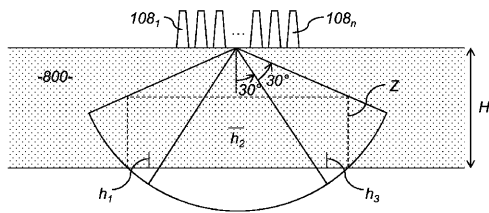
【 図 7 】

Figure 7



【 図 8 】

Figure 8



【 図 9 a ) 】

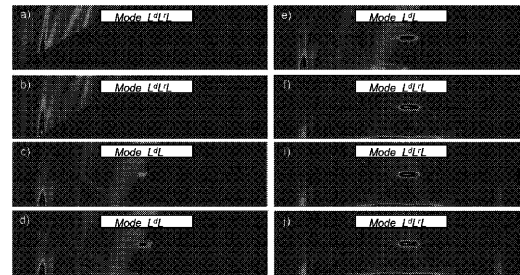


【 図 9 b ) 】



【 図 10 】

Figure 10





## フロントページの続き

- (74)代理人 100091487  
弁理士 中村 行孝
- (74)代理人 100082991  
弁理士 佐藤 泰和
- (74)代理人 100105153  
弁理士 朝倉 悟
- (74)代理人 100096921  
弁理士 吉元 弘
- (72)発明者 セバスチャン、ロベール  
フランス国ル、クレムラン - ピセートル、リュ、ルネ、カッサン、1
- (72)発明者 エドゥアルド - リゴベルト、ロペス、ピジャベルデ  
フランス国マシー、リュ、マジュラン、8ア
- (72)発明者 ジュリアン、アルベルティーニ  
フランス国ルバロア、リュ、マルジョラン、35
- (72)発明者 レオナル、ルジュヌ  
フランス国モンルージュ、リュ、カミーユ、ペルタン、14

審査官 田中 秀直

- (56)参考文献 特開2009 - 219876 (JP, A)  
特開2006 - 204923 (JP, A)  
米国特許出願公開第2009 / 0234230 (US, A1)
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
G01N 29 / 00 - 29 / 52