

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4262517号
(P4262517)

(45) 発行日 平成21年5月13日(2009.5.13)

(24) 登録日 平成21年2月20日(2009.2.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-139514 (P2003-139514)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成15年5月16日(2003.5.16)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2004-337457 (P2004-337457A)	(72) 発明者	市川 純一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
(43) 公開日	平成16年12月2日(2004.12.2)	(72) 発明者	阿部 政佳 東京都渋谷区初台1丁目5番6号 オリンパスシステムズ株式会社内
審査請求日	平成18年3月23日(2006.3.23)	審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象物に対して3次元領域を走査するように超音波を送受信し、得られた3次元領域のエコーデータを用いて前記検査対象物の超音波画像を表示する超音波画像処理装置において、

少なくとも1つの方向軸に沿う断面線を適宜長に亘って検出する断面線検出手段と、前記断面線に生じる定常波を検出する定常波検出手段と、前記検出された定常波の波長を算出する波長算出手段と、および前記算出された波長に基づいて前記受信したエコーデータを移動平均すると共に、再構築するエコーデータ再構築手段と、
を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記断面線はリニア断面線からなり、複数の音線からなるフレームから構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記定常波検出手段は前記定常波を検出するために所定のしきい値との比較を行う比較手段で形成されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は生体等の検査対象物に対して超音波を送受信し、超音波画像を表示する超音波画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、医療用分野及び工業用分野において、超音波を検査対象に送受信することにより、検査対象内を非侵襲的に診断する超音波診断装置が広く用いられるようになった。

【0003】

この場合、超音波の走査により得られる画像は2次元画像となるため、2次元画像から3次元画像を構築して、ユーザに対してより診断し易い画像を提供するために、超音波画像処理装置と組み合わせて使用される場合がある。

10

【0004】

この場合、2次元画像から3次元画像を構築するためには、一般に超音波振動子をスパイラル状に駆動することが行われるが、生体による拍動の影響を受ける。

【0005】

このため、例えば特開2000-316864号公報では、この拍動の影響を取り除くために画像データの歪み量を検出し、検出された歪み量を画像補正部で補正することにより、画質の良い超音波断層像を得るようにしている。

【0006】

【特許文献1】

特開2000-316864号公報

20

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来例では複数の断層像のそれぞれの画像歪み量を検出して、その画像歪み量を補正するため、拍動によるものと実際に凹凸が存在する場合との識別がしにくい。

【0008】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、簡単に拍動の有無を識別し、その拍動の影響を補正した超音波画像が得られる超音波画像処理装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

30

検査対象物に対して3次元領域を走査するように超音波を送受信し、得られた3次元領域のエコーデータを用いて前記検査対象物の超音波画像を表示する超音波画像処理装置において、

少なくとも1つの方向軸に沿う断面線を適宜長に亘って検出する断面線検出手段と、

前記断面線に生じる定常波を検出する定常波検出手段と、

前記検出された定常波の波長を算出する波長算出手段と、および

前記算出された波長に基づいて前記受信したエコーデータを移動平均すると共に、再構築するエコーデータ再構築手段と、

を備えることにより、エコーデータ再構築手段により再構築されたエコーデータにより定常波による拍動の影響を除去して超音波画像を得られるようにしている。

40

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図9は本発明の1実施の形態に係り、図1は1実施の形態を備えた超音波診断装置の全体構成を示し、図2は2次元画像と3次元画像を得るための超音波走査の様子を示し、図3は図2の動作からラジアル画像等が得られる様子を示し、図4は4つの表示エリアに2次元画像と立体画像を同時に表示した表示例を示し、図5は図4とは異なるレイアウトでの2次元画像と立体画像を同時に表示した表示例を示し、図6は拍動補正の処理により立体画像を構築する処理内容を示し、図7は図6のステップS2によるスペクトル分解を行った場合の波形例を示し、図8は拍動補正を行う前の3次元画像の表示例を示し

50

、図9は拍動補正を行った後の3次元画像の表示例を示す。

【0011】

図1に示すように本発明の1実施の形態を備えた超音波診断装置1は、超音波の送受波を行う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2と接続され、超音波プローブ2により得られるエコー信号に対して信号処理して超音波断層像の表示を行う超音波観測装置3と、この超音波観測装置3で得られたエコーデータを基に各種画像処理を行う超音波画像処理装置本体(以下、画像処理装置本体と略記)4と、この画像処理装置本体4と接続され、超音波断層像及び立体画像を表示するモニタ5とを有している。

【0012】

超音波プローブ2は、細長のプローブ挿入部6を有し、このプローブ挿入部6の先端側には超音波を送受波する超音波振動子7が内蔵され、超音波振動子7はプローブ挿入部6内に挿通されたフレキシブルシャフト8の先端に取り付けられている。

【0013】

また、プローブ挿入部6の後端の把持部内には駆動部9が内蔵され、この駆動部9を構成する図示しない第1モータを回転することにより、超音波振動子7は回転駆動され、超音波を放射状に順次出射する。また、駆動部9内の図示しない第2モータを回転することにより、フレキシブルシャフト8はプローブ挿入部6の軸方向(長手方向で例えばZ軸方向とする)に移動され、従って超音波振動子7により出射される超音波をZ軸方向にリニア走査することができる。

【0014】

また、超音波観測装置3とケーブル11により接続される画像処理装置本体4は、ケーブル11と接続されるネットワークインタフェース(I/Fと略記)12と、断層像及び3次元画像を生成する画像処理や、拍動補正の処理や多重エコーの除去処理等を行うCPU13と、CPU13により画像処理のワークエリアとして使用されたり、画像処理に必要なデータの一時格納などに利用されるメモリ14と、CPU13が行う画像処理のプログラムデータや画像データが記録されるハードディスク装置(HDDと略記)15と、モニタ5に表示される画像データが一時格納されるフレームメモリ16と、画像データの記録を再現可能に保存(記録)する大容量の記録手段としてのDVD-RAM17及び光磁気ディスク装置(MODと略記)18とのインタフェース(I/F)としてのスカジI/S(SCSI I/Fと略記)19と、入力デバイスとして操作指示や選択を行うトラックボール21及び操作指示や選択の他にコマンドやデータ入力を行うキーボード22に対するI/Fとしての入力デバイスI/F23とを内蔵し、ネットワークI/F12、CPU13、メモリ14、HDD15、フレームメモリ16、SCSI I/F18、入力デバイスI/F21はバス24により接続され、データを転送可能になっている。

【0015】

なお、DVD-RAM17及びMOD18をUSBやイーサネット(R)を介して接続しても良い。

なお、画像処理装置本体4と、モニタ5と、DVD-RAM17と、MOD18と、トラックボール21及びキーボード22とで画像処理装置が構成される。

本実施の形態では、プログラムは例えばMOD18に着脱される光磁気ディスク(MOと略記)25に格納される。このMO25をMOD18に挿入し、このプログラムをインストールする作業により、HDD15にそのプログラムが実行形式で格納されるようになる。

【0016】

MO25の代わりに、CD-ROM等の他の記録媒体にプログラムを格納しても良い。インストールした後は、CPU13はHDD15からプログラムを読み出してそのプログラムに沿った処理を行うようになる。

【0017】

上述のように駆動部9には、第1モータと第2モータとを設けてあるので、第1モータと第2モータとを同期させて同時に回転駆動させることによって、超音波を出射して3次元

10

20

30

40

50

領域を走査し、Z軸方向の座標位置が少しずつ異なる断層像を多数得ることができ、これらの断層像から3次元画像を構築することができる。

【0018】

図2はその概略の動作を示す。プローブ挿入部6内の(フレキシブルシャフト8の先端の)超音波振動子7をZ方向に移動しながら回転駆動して超音波をZ軸に直交する方向に放射状に検査対象物側に送波し、検査対象物側の音響インピーダンスの変化部分で反射された反射超音波を受波して超音波振動子7で電気信号に変換され、超音波観測装置3内部で増幅等された後検波され、さらにA/D変換されてデジタルのエコーデータ(音線データ)となり超音波観測装置3内部のメモリ等に一時格納される。

【0019】

この場合、超音波振動子7が1回転するまでに超音波を放射状に送受波する本数を多くする(例えば512本)ことにより、得られる多数の音線データからプローブ挿入部6の軸方向(つまりZ軸方向)にほぼ垂直な断面の2次元超音波画像(以下、ラジアル画像と記す)Grを生成することができる。

【0020】

超音波振動子7は、Z方向にPaからPcの位置まで、所定のピッチ単位でリニア状に移動される。その結果、超音波観測装置3を経て画像処理装置本体4のHDD15には番号N1からNn番目までの、所定のピッチ毎のラジアル画像Grが格納される。

【0021】

得られたラジアル画像Grはメモリ14に転送され、そのメモリ空間には図3の如く格納され、さらにメモリ空間からラジアル画像Grを横から見た(垂直)リニア画像Gv1のデータが読み出され、CPU13は間を補間してフレームメモリ16に転送し、モニタ5にラジアル画像Gr及び対応するリニア画像Gv1を表示することができる。

【0022】

また、図3に示すラジアル画像Grから3次元画像Gsを生成し、例えば図4に示すように、モニタ5の表示部には4つの画像表示エリア(具体的には、ラジアル画像表示エリア、垂直リニア画像表示エリア、水平リニア画像表示エリア、3次元画像表示エリア)にそれぞれラジアル画像Gr、垂直リニア画像Gv1、(右側から見た)水平リニア画像Gh1、3次元画像Gsとを表示する。

【0023】

この場合、ラジアル画像Gr上に設定したカットラインY1、X1をトラックボール21で移動すると、それに対応して垂直リニア画像Gv1と、水平リニア画像Gh1とが更新して表示される。つまり、ラジアル画像Grに表示されたカットラインY1の位置に対応した垂直リニア画像Gv1が表示され、カットラインX1の位置に対応した水平リニア画像Gh1が表示される。

【0024】

また、3次元画像表示エリアにはカットラインY1、X1に対応した切断面M1、M2で3次元画像Gsが表示される。

また、垂直リニア画像Gv1上で、或いは水平リニア画像Gh1上で、カットラインZ1を移動すると、ラジアル画像Gr及び3次元画像Gsの手前側のラジアル画像部分が更新される。

なお、カットラインを移動させる入力手段としてトラックボール21を例示したが、マウス、ジョイスティック、トラックパッド、カーソルキーなどを用いても良い。

【0025】

カットラインY1、X1や切断面M1、M2はユーザの操作で位置を変更することが可能であり、CPU13は変更された位置に対応したラジアル画像Gr、リニア画像Gv1、Gh1、3次元画像Gsを生成する処理を行い、モニタ5にはそれらの画像が表示される。

【0026】

また、本実施の形態では、表示のレイアウトを変更して表示できるようにしている。つま

10

20

30

40

50

り、図4に示すレイアウトと図5に示すレイアウトを切り替えて（選択して）表示できるようにしており、ユーザは自由に図4のレイアウトと図5のレイアウトを選択できる。

【0027】

図5に示す画像表示のレイアウトは、図4における左側のラジアル画像Grと垂直リニア画像Gv1との上下の表示位置を入れ替え、さらに右側の水平リニア画像Gh1と3次元画像Gsとの上下の表示位置を入れ替えたレイアウトにしている。なお、図5における3次元画像Gsの表示例では、多重エコー部分を除去して内壁面の状態を分かり易く表示するようにしている。この場合、多重エコーの全部を除去しないで、始点位置での多重エコーを残して表示することにより、リニア走査方向を分かり易くしている。

【0028】

本実施の形態では、以下に説明するように画像処理装置本体4におけるCPU13はリニア移動（実際にはスパイラル状の移動）で得られた複数フレームのラジアル画像Grから生成されるリニア画像の断面波形に対してフーリエ変換を行って、スペクトル分解を行う。

【0029】

その結果、顕著な定常波が検出された場合には、拍動とみなし、拍動周波数とする。そして、その拍動周波数に対応する拍動波長を算出し、その拍動波長（拍動が現れるの）に対応するフレーム枚数を求め、そのフレーム枚数で移動平均を行うことにより、拍動補正された画像を得る。

【0030】

このように本実施の形態では、主にCPU13はZ軸方向に沿った断面線を検出（抽出または設定）する断面線検出手段と、その断面線に対応するエコーデータに対して定常波または周期性成分を検出する定常波検出手段（またはスペクトル分解手段）と、検出された場合の定常波の波長を算出する波長算出手段と、算出された波長分で断面線に対応するエコーデータに対して移動平均を行い、この平均化処理されたエコーデータを再構築するエコーデータ再構築手段の機能を持つ。なお、CPU13は断面線の検出からエコーデータ再構築手段までの処理を殆どリアルタイムで行う。

【0031】

また、本実施の形態では、定常波が検出されたか否かを判断することにより、定常波が検出された場合にはその定常波を拍動とみなして、エコーデータを補正し、定常波が検出されない場合には拍動とみなさないでエコーデータを補正しないようにすることにより凹凸がある場合にも適用できるようにしていることも特徴となっている。

【0032】

次に本実施の形態による拍動補正の処理により拍動補正したエコーデータ（音線データ）を得て3次元画像を構築する処理を図6のフローチャートを参照して以下に説明する。まず、最初に図2及び図3に示したように超音波プローブ2を駆動して超音波振動子7によりラジアル走査しながら、Z方向に所定のピッチ単位でリニア状に移動し、例えば512本の音線データにより1フレームのラジアル画像Grとなるものを所定の移動範囲まで移動ピッチで除した複数フレームのラジアル画像Grを取得する。そして、この取得された全フレームの音線データ（エコーデータ）に対して以下の拍動補正の処理を行う。

【0033】

まず、最初のステップS1に示すように全フレームについて、補正対象となる壁面（断面）の境界位置、つまり全フレームの壁面境界位置の算出を行う。次のステップS2で壁面境界位置に対して、リニア断面に沿った音線データの集まりに分け、それらの音線データ波形（波形の各要素は直前の値との差分）を対象として、窓関数、具体的にはハミング窓を用いてFFT（高速フーリエ変換）を行い、周波数成分を算出する、つまりスペクトル分解を行う。なお、この場合、全周、具体的には512本の壁面境界位置の音線データに対して水平方向に対してスペクトル分解を行う。

【0034】

次のステップS3で、全周波数について、全周分の振幅の平均値を算出し、さらにこの平

10

20

30

40

50

均値を用いてステップ S 4 に示すように最大振幅の周波数成分 A_f を検出する。

【 0 0 3 5 】

図 7 はスペクトル分解を行った分解結果の波形を実線で示しており、顕著な定常波成分 A_f が検出されている。これが以下のように拍動周波数 B_f とみなされることになる。なお、横軸は周波数、縦軸は振幅を示す。

【 0 0 3 6 】

そしてステップ S 5 に示すように、その最大の周波数成分 A_f が基準値 A_{ref} を超えているか否かの比較判断を行い、最大振幅の周波数成分 A_f が基準値 A_{ref} を超えていれば拍動があると判断し、ステップ S 6 に示すようにその最大振幅の周波数成分 A_f を拍動周波数 B_f とする。また、その拍動周波数 B_f に対応する拍動波長 a とする（拍動周波数 B_f から周期的に拍動が現れる対象枚数とする）。基準値 A_{ref} としては例えば 1 に近い値を設定する。

【 0 0 3 7 】

そして、ステップ S 7 に示すようにこの拍動波長（対象枚数）として Z 方向の各フレームの（補正対象の）音線データに対して移動平均を行い、各フレームの音線データとして補正された音線データが生成される（音線データの再構築が行われる）。

【 0 0 3 8 】

このようにして、補正されたフレームの音線データが得られたら、ステップ S 8 に示すように補正されたフレームの音線データにより壁面境界位置の再抽出を行う。またこの拍動補正がされた各フレーム（の音線データ）により壁面境界位置の再抽出を行った後、3次元画像 G_{sa} 等を表示する。

一方、ステップ S 6 で最大振幅の周波数成分 A_f が基準値 A_{ref} を超えていない場合には、拍動が無いと判断してこの拍動補正の処理を終了する。この場合には音線データは補正されないで、凹凸を示す音線データを拍動とみなして補正してしまうような処理を行わない。

【 0 0 3 9 】

また、図 8 は補正前の 3次元画像 G_s を示し、この 3次元画像 G_r は拍動補正により図 9 に示す補正済み 3次元画像 G_{sa} となる。図 8 及び図 9 から分かるように図 8 の壁面に顕著なギザギザ模様が軽減され、滑らかな断面の画像となる。また、断面の境界のリニア断面線の凹凸もより滑らかに繋がるようになっている。

【 0 0 4 0 】

このように本実施の形態によれば、比較的簡単な処理で拍動補正を行った 3次元画像 G_{sa} 等を得ることができる。

また、本実施の形態によれば、簡単に拍動補正を行った 3次元画像 G_{sa} 等を得ることができる。

【 0 0 4 1 】

さらに、本実施の形態では、このようにして拍動波長 a を算出できた場合には、新たに超音波プローブ 2 をリニア移動して 3次元画像 G_s を構築する場合にはこの拍動波長 a を利用することにより、その拍動補正を行った 3次元画像 G_{sa} を構築することもできる。

【 0 0 4 2 】

具体的には同じ条件でリニア移動を行った場合には、拍動波長 a の値をそのまま利用することができるし、リニア移動の速度を a 倍にした場合には a/a をその場合の拍動波長として拍動補正を行うこともできる。

【 0 0 4 3 】

このため、本実施の形態による拍動補正の処理は適用できる用途が広く、かつ短時間に拍動補正された 3次元画像 G_{sa} を構築することができる。

また、3次元画像 G_{sa} の構築に限らず、リニア断面の 2次元断層画像に対しても拍動補正がされた画質の良い超音波画像を提供できる。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

〔付記〕

1. 検査対象物に対して超音波を所定の移動軸の回りに放射状に送受信しながら前記移動軸の方向に移動することにより得られるエコーデータを用いて3次元超音波画像を構築する3次元超音波画像の構築方法において、
 前記移動軸の回りに放射状に送受信した場合に得られる所定本数のエコーデータにより構成される各ラジアル画像における断面等の表示対象となる境界位置を算出する第1の境界算出ステップと、
 前記境界位置に対応する全エコーデータに対して前記移動軸と平行なりニア方向のエコーデータの各集まりに分け、各エコーデータの集まりに対して周波数成分に分解する周波数成分算出ステップと、
 算出された前記周波数成分に対してしきい値により定常波が存在するか否かを判断する定常波判断ステップと、
 定常波が存在すると判断した場合には該定常波が前記ラジアル画像に現れるフレーム枚数で該当するエコーデータの集まり部分に対して移動平均の処理を行うことにより補正されたエコーデータを生成するエコーデータ補正ステップと、
 前記補正されたエコーデータにより境界位置を再度算出する第2の境界算出ステップと、
 前記第2の境界算出ステップ後の境界位置のエコーデータを用いて3次元超音波画像の構築を行う3次元超音波画像の構築方法。

10

【0045】

【発明の効果】

20

以上説明したように本発明によれば、定常波の検出の有無により、拍動か否かを判別して、拍動の影響を補正した超音波画像を得ることができる。
 特に体腔内で得られた超音波画像に適用すると、拍動の影響を受けない良好な超音波画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を備えた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】図2の動作からラジアル画像等が得られる様子を示す図。

【図3】4つの表示エリアに2次元画像と3次元画像を同時に表示した表示例を示す図。

【図4】4つの表示エリアに2次元画像と3次元画像を同時に表示した表示例を示す図。

30

【図5】図4とは異なるレイアウトでの2次元画像と3次元画像を同時に表示した表示例を示す図。

【図6】拍動補正の処理内容を示すフローチャート図。

【図7】図6のステップS2によるスペクトル分解を行った場合の波形例を示す図。

【図8】拍動補正を行う前の3次元画像の表示例を示す図。

【図9】拍動補正を行った後の3次元画像の表示例を示す図。

【符号の説明】

1 ... 超音波診断装置

2 ... 超音波プローブ

3 ... 超音波観測装置

40

4 ... 画像処理装置本体

5 ... モニタ

6 ... プローブ挿入部

7 ... 超音波振動子

8 ... フレキシブルシャフト

9 ... 駆動部

13 ... CPU

14 ... メモリ

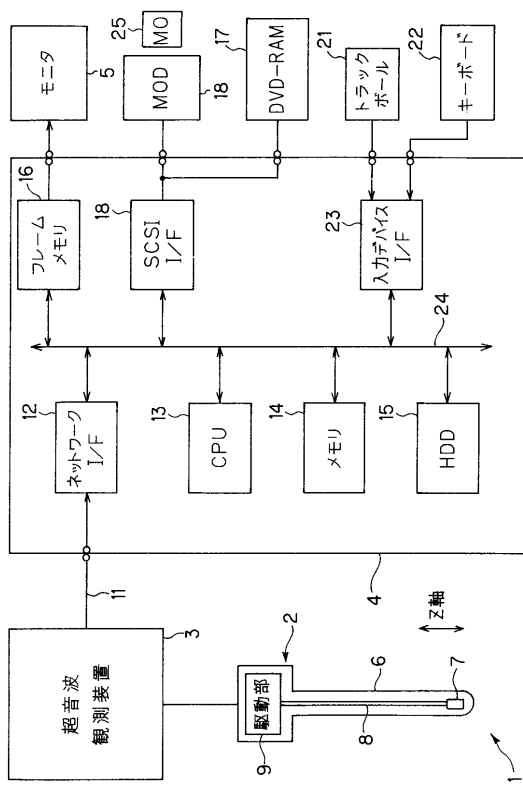
15 ... HDD

16 ... フレームメモリ

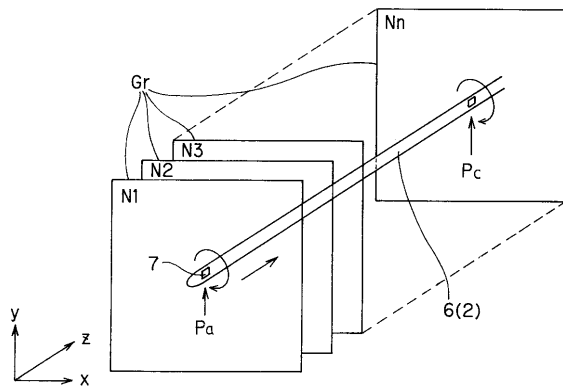
50

- 17 ... DVD-RAM
- 18 ... MOD
- 19 ... SCSI I/F
- 21 ... トラックボール
- 22 ... キーボード
- 25 ... MO

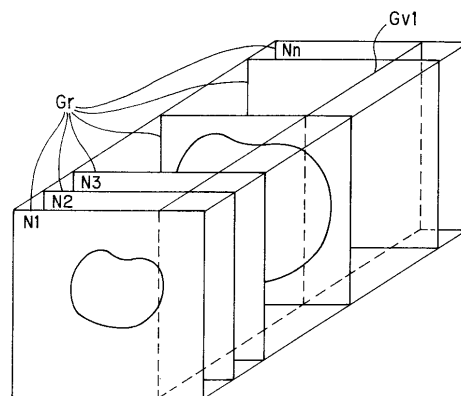
【図1】



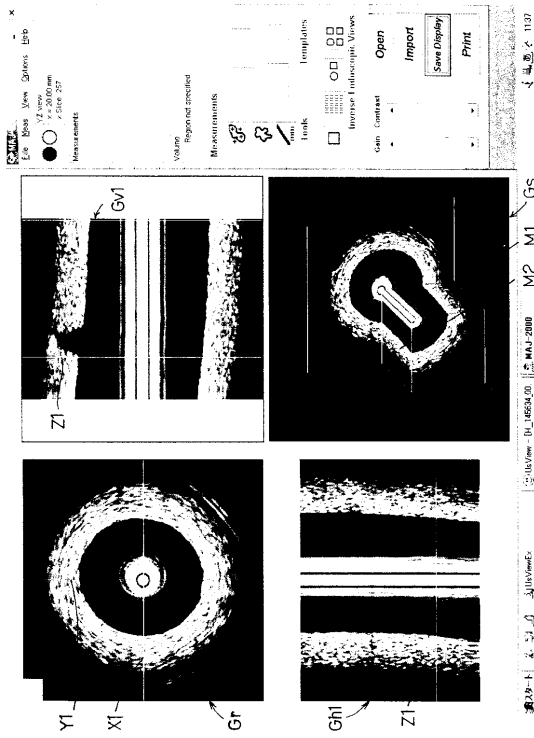
【図2】



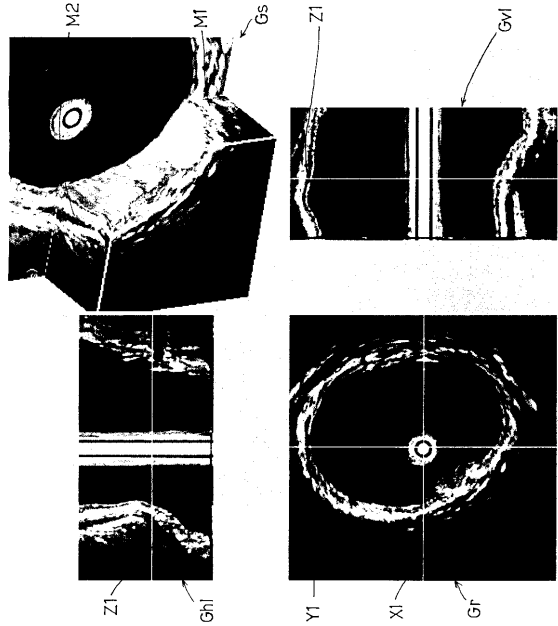
【図3】



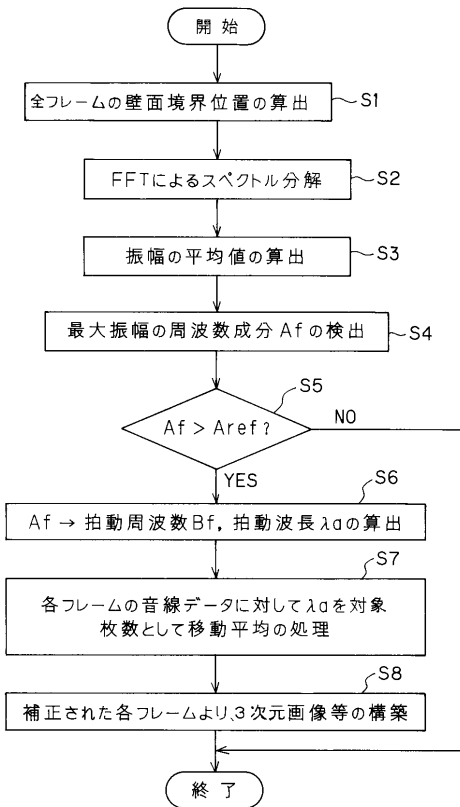
【図4】



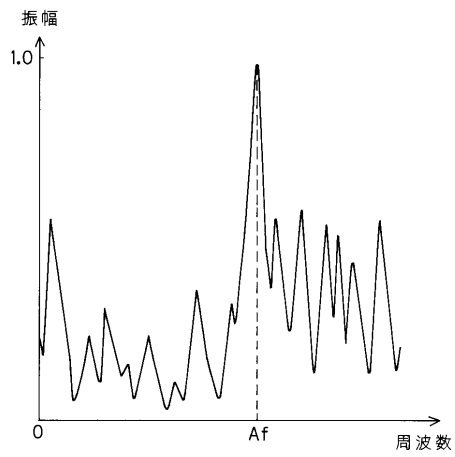
【図5】



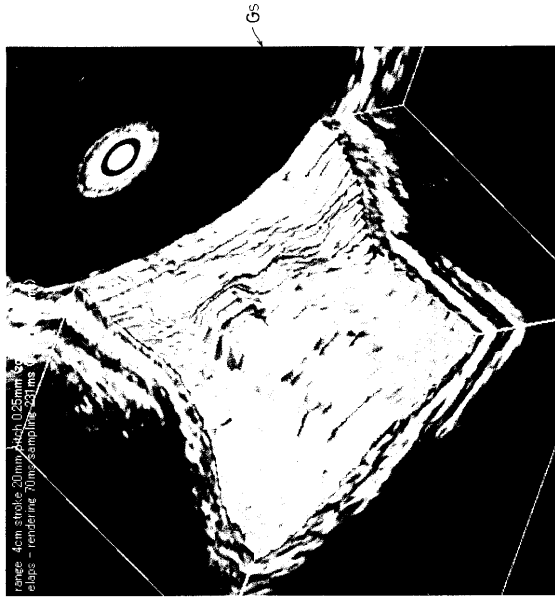
【図6】



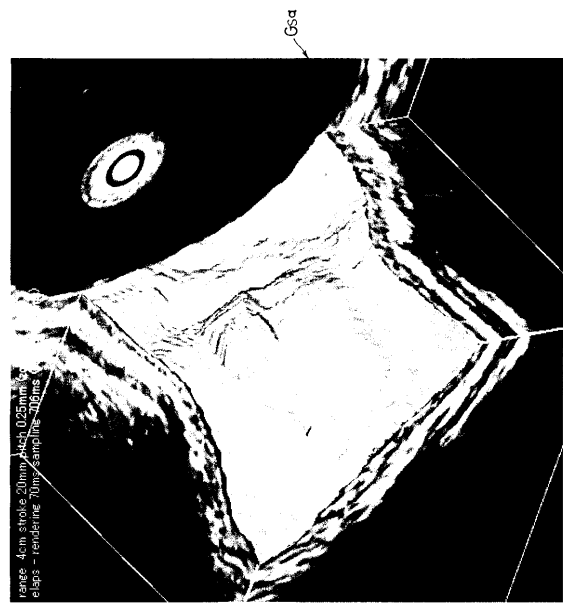
【図7】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-316864(JP,A)
特開平05-220114(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP4262517B2	公开(公告)日	2009-05-13
申请号	JP2003139514	申请日	2003-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川純一 阿部政佳		
发明人	市川 純一 阿部 政佳		
IPC分类号	A61B8/12 G01N29/44 G01N29/06 G01N29/22 G06T1/00		
CPC分类号	G01N29/0609		
FI分类号	A61B8/12 G01N29/22.501 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DB04 2G047/DB05 2G047/DB14 2G047/EA10 2G047/GG12 2G047/GG24 2G047/GG33 2G047/GG38 2G047/GG39 2G047/GG41 2G047/GH07 2G047/GH09 4C601/BB03 4C601/BB11 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/BB26 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FE01 4C601/GA14 4C601/GB40 4C601/GB49 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC29 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL11 5B057/AA01 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD11 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/CG09 5B057/DA07 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC32		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004337457A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波图像处理器，该处理器能够通过简单地区分节拍的存在来获取具有节拍效果的超声波图像。
 ŽSOLUTION：从径向图像中的回波数据中检测待校正的墙面边界的位置，然后，在线性运动方向上的回波数据组通过FFT进行光谱分析，以提取频率具有最大幅度的分量 A_f 。通过确定频率分量的值是否高于参考值 A_{ref} ，判断频率分量是来自节拍的拍频 B_f 。当确定节拍时，计算节拍的波长 λ_a ，以基于节拍的波长 λ_a 对回声数据的移动进行平均。因此，获取具有校正的拍子效果的回声数据，从而能够以减小的拍子效果绘制3D图像等。Ž

【 図 3 】

