

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-337458
(P2004-337458A)

(43) 公開日 平成16年12月2日(2004.12.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12
G01N 29/22
G06T 1/00
G06T 7/60

F I

A61B 8/12
G01N 29/22 5O1
G06T 1/00 29OD
G06T 7/60 15OB

テーマコード (参考)

2G047
4C601
5B057
5L096

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-139515 (P2003-139515)
(22) 出願日 平成15年5月16日 (2003.5.16)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 市川 純一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 阿部 政佳
東京都渋谷区初台1丁目53番6号 オリ
ンパスシステムズ株式会社内
(72) 発明者 宇良 光雄
東京都渋谷区初台1丁目53番6号 オリ
ンパスシステムズ株式会社内

最終頁に続く

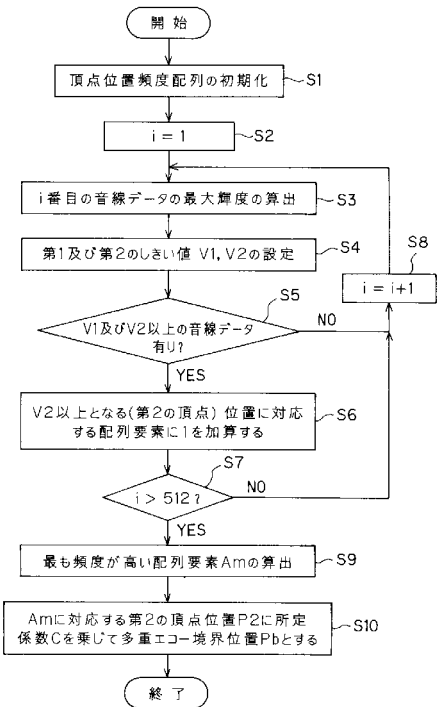
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】簡単に多重エコー部分を除去できる超音波画像処理装置を提供する。

【解決手段】最初に得られたラジアル画像を形成する音線データに対して2番目の輝度値となる頂点位置を検出するため、音線データの位置に対応する頻度検出用の配列を設定した後、最初の音線データから最後の音線データまで順次最大輝度を算出し、その値に基づいて2つの基準値V1及びV2を設定して、これらの値V1及びV2以上となる条件を満たす場合にはV2以上となる位置に対応する配列要素の計数値を計数アップする処理を行い、最も計数値(頻度)が高い配列要素Amに対応する2番目の頂点位置P2を算出し、(超音波の送受信位置から距離に相当するこの)位置P2に所定係数Cを乗算して多重エコーの境界位置Pbを算出し、境界位置Pbより超音波の送受信位置側の音線データを消去することにより簡単に多重エコー部分を除去できるようにした。

【選択図】図6



【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装置において、
前記超音波を送受信する位置から適宜距離間のエコーデータの最大強度を検出する最大強度検出手段と、
前記検出された最大強度に適宜設定された基準値を乗算することにより基準強度を算出する基準強度算出手段と、
前記超音波を送受信する位置から、前記エコーデータが前記算出された基準強度以上となる位置までの離間距離を算出し、その距離に適宜設定された係数を乗算することによりエコーデータの種類が変化する境界位置を算出する境界位置算出手段と、および
前記超音波を送受信する位置から前記境界位置間におけるエコーデータを消去するエコーデータ消去手段と、
を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記基準強度は少なくとも 2 つ算出されると共に、前記境界位置は前記超音波を送受信する位置から 2 番目の基準強度に前記係数を乗算して算出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。

20

【請求項 3】

前記基準値は 0.6 ~ 0.8 近傍の値であ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 4】

前記係数は 2.6 近傍の値であ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、検査対象物に超音波を送受して超音波画像を得るための画像処理を行う超音波画像処理装置に関する。

30

【0002】**【従来の技術】**

近年、超音波診断装置は、医療用分野及び工業用分野において、広く用いられる。超音波診断装置は、超音波を検査対象物に送受信することにより、検査対象物内を非侵襲的に診断するものである。

【0003】

超音波診断装置は、超音波の走査により得られる画像が 2 次元画像となる。このため、超音波診断装置は、ユーザに対してより診断し易い画像を提供するために、2 次元画像から 3 次元画像を構築する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。

【0004】

この場合、超音波プローブ内外で発生する多重エコー部分が 2 次元画像上に現われ、更にこの 2 次元画像で構築される 3 次元画像（立体画像）上に表示されて観察視野の妨げになる場合がある。

40

【0005】

このため、例えば特開 2002 - 306482 号公報に開示されているようにラジアル画像でその中心側の多重エコー部分を囲むように円を設定してその円内を黒で塗りつぶす処理を行うことにより多重エコーを削除する様にしていた。

【0006】**【特許文献 1】**

特開 2002 - 306482 号公報

50

【 0 0 0 7 】

【 発明が解決しようとする課題 】

このように従来の超音波画像処理装置では、3次元画像を構築する複数の2次元画像に対して、ユーザが1枚々マウス等で上記多重エコー部分をドラッグして指定し、この多重エコー部分を削除するようにしていた。このため、上記従来の超音波画像処理装置は、上記多重エコー部分の削除を行う操作が煩雑であり、時間がかかっていた。

【 0 0 0 8 】

(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、簡単に多重エコー部分を除去可能な超音波画像処理装置を提供することを目的とする。

10

【 0 0 0 9 】

【 課題を解決するための手段 】

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装置において

、
前記超音波を送受信する位置から適宜距離間のエコーデータの最大強度を検出する最大強度検出手段と、

前記検出された最大強度に適宜設定された基準値を乗算することにより基準強度を算出する基準強度算出手段と、

前記超音波を送受信する位置から、前記エコーデータが前記算出された基準強度以上となる位置までの離間距離を算出し、その距離に適宜設定された係数を乗算することによりエコーデータの種類が変化する境界位置を算出する境界位置算出手段と、および

20

前記超音波を送受信する位置から前記境界位置間におけるエコーデータを消去するエコーデータ消去手段と、

を備えることにより、超音波の送受信する位置から前記境界位置までの多重エコーの相当する部分を簡単に除去できるようにしている。

【 0 0 1 0 】

【 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8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3次元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3次元画像を同時に表示した表示例を示し、図6は多重エコーを除去するための多重エコー境界位置の検出方法の処理手順を示し、図7は多重エコー境界位置の検出の説明図を示し、図8は3次元画像描画の処理手順を示す。

30

【 0 0 1 1 】

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3次元画像を表示するモニタ5とを有している。

40

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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

50

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、多重エコーの除去処理等を行う CPU 13 と、CPU 13 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、CPU 13 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-RAM 17 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/F 23 とを内蔵し、ネットワーク I/F 12、CPU 13、メモリ 14、HDD 15、フレームメモリ 16、SCSI I/F 18、入力デバイス I/F 21 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。

10

【0015】

20

なお、DVD-RAM 17 及び MOD 18 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-RAM 17 と、MOD 18 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 MOD 18 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 MO 25 を MOD 18 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、HDD 15 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】

MO 25 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、CPU 13 は HDD 15 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。

30

【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。

40

【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】

50

超音波振動子 7 は、Z 方向に P a から P c 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 H D D 1 5 には番号 N 1 から N n 番目までの、所定のピッチ毎のラジアル画像 G r が格納される。

【 0 0 2 1 】

得られたラジアル画像 G r はメモリ 1 4 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 G r を横から見た（垂直）リニア画像 G v 1 のデータが読み出され、C P U 1 3 は間を補間してフレームメモリ 1 6 に転送し、モニタ 5 にラジアル画像 G r 及び対応するリニア画像 G v 1 を表示することができる。

【 0 0 2 2 】

また、図 3 に示すラジアル画像 G r から 3 次元画像 G s 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 G r 、垂直リニア画像 G v 1 、（右側から見た）水平リニア画像 G h 1 、3 次元画像 G s とを表示する。 10

【 0 0 2 3 】

この場合、ラジアル画像 G r 上に設定したカットライン Y 1 、X 1 をトラックボール 2 1 で移動すると、それに対応して垂直リニア画像 G v 1 と、水平リニア画像 G h 1 とが更新して表示される。つまり、ラジアル画像 G r に表示されたカットライン Y 1 の位置に対応した垂直リニア画像 G v 1 が表示され、カットライン X 1 の位置に対応した水平リニア画像 G h 1 が表示される。 20

【 0 0 2 4 】

また、3 次元画像表示エリアにはカットライン Y 1 、X 1 に対応した切断面 M 1 , M 2 で 3 次元画像 G s が表示される。

また、垂直リニア画像 G v 1 上で、或いは水平リニア画像 G h 1 上で、カットライン Z 1 を移動すると、ラジアル画像 G r 及び 3 次元画像 G s 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 2 1 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。

【 0 0 2 5 】

カットライン Y 1 , X 1 や切断面 M 1 , M 2 はユーザの操作で位置を変更することが可能であり、C P U 1 3 は変更された位置に対応したラジアル画像 G r 、リニア画像 G v 1 、G h 1 、3 次元画像 G s 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。 30

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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 G r と垂直リニア画像 G v 1 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 G h 1 と 3 次元画像 G s 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 G s 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。 40

【 0 0 2 8 】

本実施の形態では以下に説明するように、最初のフレームを対象にそのフレーム中の全音線を対象として、先頭付近に存在する 2 頂点の位置を検出し、2 番目の頂点として最も頻度が高い位置を基にして、所定係数を乗算して多重エコー境界位置を算出するようにしている。

【 0 0 2 9 】

このため、本実施の形態の画像処理装置本体 4 における CPU 13 は、最初のフレームにおける全エコーデータ（音線データ）に対してエコーデータの最大強度（最大輝度）を検出する最大強度検出手段と、検出された最大強度に対応して設定された基準強度を算出する基準強度算出手段と、超音波を送受信する位置から、エコーデータが基準強度以上となる位置までの（離間）距離を算出し、その距離に設定された係数を乗算して（エコーデータの種類が変化する）境界位置を算出する境界位置算出手段と、超音波を送受信する位置から前記境界位置間におけるエコーデータを消去するエコーデータ消去手段との機能を持つ。

【0030】

そして、エコーデータ消去手段により算出された境界位置より超音波振動子 7 側となるエコーデータを消去したエコーデータを用いて、多重エコーを除去した 3 次元画像を迅速に表示できるようにしている。 10

【0031】

次に本実施の形態における多重エコーを除去するために多重エコー部分の境界となる多重エコー境界位置を検出方法の処理を図 6 のフローチャートを参照して説明する。

【0032】

本実施の形態では最初に取得された最初のフレーム（のデジタルの音線データ）を対象として多重エコー境界位置を検出し、この検出結果で取得された多重エコー境界位置のデータにより以後のフレーム全てに対して適用することにより、簡単な処理で多重エコー境界位置を算出し、その算出結果を他のフレームの音線データに利用することにより簡単かつ 20 迅速に多重エコーの影響を排除でき、多重エコー部分を除去した 3 次元画像等を迅速に表示できるようにしている。

【0033】

この多重エコー境界位置の検出処理が開始すると、図 6 に示す最初のステップ S 1 で（輝度ピーク）頂点位置を頻度により検出するために、音線データを時間位置に対応して設けられ、その検出頻度データを格納するための配列（以下、頂点位置頻度配列という）を初期化（各配列要素の頻度を表す記憶内容、つまり頻度カウンタ数を 0 に）する。

【0034】

次のステップ S 2 で全音線（具体的には 512 本の音線）データに対して現在の音線の番号を表すパラメータ i を 1 にし、この第 i 番目の音線に対してステップ S 3 に示すように 30 最大輝度（最大強度）を算出する。

この最大輝度は、例えば音線データにおける時間的に最初に取り込んだデータを次に取り込んだデータと値を比較し、大きい方を残してさらに次のデータと比較することによりその音線データ全体における最大輝度のものを算出することができる。

【0035】

次のステップ S 4 では、ステップ S 3 で得られた最大輝度の結果を基に、2 頂点の輝度を算出するための第 1 及び第 2 のしきい値 V_1 を V_2 を設定する。本実施の形態では、第 1 及び第 2 のしきい値 V_1 を V_2 として、

$V_1 = \text{最大輝度の } 0.8$

$V_2 = \text{最大輝度の } 0.6$

に設定している。なお、 V_1 としては $0.8 < V_1 < 1.0$ 程度に設定すれば良く、また V_2 は $V_2 < V_1$ で設定しても良い。 40

【0036】

そして、ステップ S 5 に示すように、現在の音線データの先頭から例えば $1/8$ となる一部を対象に、先頭から第 1 のしきい値 V_1 以上の条件を満たし、かつ第 2 のしきい値 V_2 以上の条件を満たす音線データの有無を判断する。この場合、多重エコー部分の境界位置を算出する目的であるので、このように音線データの先頭側からの一部に対して行うのみで十分である。

【0037】

そして、ステップ S 6 に示すようにこの判断条件を満たす場合における第 2 のしきい値 V 50

2を満たす音線データの(第2の頂点)位置に対応する頂点位置頻度配列の配列要素(の頻度カウント数)に1を加算し、次のステップS7に進む。一方、ステップS5の両条件を満たさない音線データの場合にはステップS8に示すようにiに1を加算してステップS2に戻り、次の音線データに対して同様の処理を行う。

【0038】

次のステップS7ではiが最後の音線の番号より大きい(つまり $i > 512$)であるかの判断を行い、これに該当しない場合にはステップS8を経てステップS2に戻り、次の音線で同様の処理を繰り返す。

【0039】

そして、ステップS7により最後の音線 $i = 512$ まで、同様の処理を行ったら、ステップS9に移り、頂点位置頻度配列を対象として、全音線中で、第2(2番目)の頂点として最も頻度が高い位置の配列要素 A_m を、全配列要素に格納された頻度カウント数が最大のものを検出することにより算出する。 10

【0040】

そして、ステップS10に示すようにこの最も頻度が高い位置の配列要素 A_m に対応する第2(2番目)の頂点位置 P_2 に所定係数 C を乗算した位置を多重エコー境界位置 P_b として算出する。

【0041】

なお、この第2の頂点位置 P_2 は超音波振動子7の超音波放射面の位置を0に設定しているので、この超音波振動子7の超音波放射面の位置から第2の頂点位置 P_2 までの距離を表すことになる。即ち、この第2の頂点位置 P_2 は、超音波を送受信する位置から第2の頂点位置 P_2 までの距離である。 20

【0042】

この所定係数 C は第2の頂点の位置 P_2 を持つエコー波形の終端部分の位置を決定するものであり、従ってこの所定係数 C を乗算して多重エコー境界位置 P_b を決定する代わりに第2の頂点の位置 P_2 を持つエコー波形の終端部分の位置を直接算出することによって多重エコー境界位置 P_b を決定するようにしても良い。

【0043】

この場合、所定係数 C として、本実施の形態では $C = 2.6$ を採用しているが、この値に限定されるものでなく、例えば $2.0 < C < 3.0$ にしても良い。 30

このようにして、多重エコー境界位置 P_b を算出することにより、この多重エコー境界位置 P_b を以後に取得されるフレーム全てに適用することにより、簡単に多重エコーを除去でき、従って2次元の複数フレームの超音波データから多重エコーを除去した3次元画像の構築を迅速に行うことができ、従ってその3次元画像の表示を迅速に行うことができる。

【0044】

図7は図6の処理の説明図を示す。図7では下方部分に最初に得たフレームのラジアル画像を示し、その場合の例えば横方向のラインで示すようにその方向に走査した場合に得た音線データ(エコーデータ)の波形をその上に示す。この場合、横軸は距離或いは時間を示し、縦軸は輝度を示している。 40

【0045】

この音線データでは、超音波プローブ2のシース部分等による反射で多重エコーが発生し、図7に示すように通常は第1(1番目)の頂点に続いて第2(2番目)の頂点が現れる場合が一般的である。

【0046】

本実施の形態では、上述した図6に示した処理を行うことにより、第1及び第2の頂点(ピーク位置)を検出することができる。そして、第2の頂点の位置 P_2 から所定係数 C を乗算することにより、第2の頂点を形成するエコー波形の終端位置を多重エコー境界位置 P_b として検出することができる。なお、図6ではある1つの音線データに対する波形を示し、図6の処理では全音線に対して行ってその最大の頻度を有するものから多重エコー 50

境界位置 P_b を算出する。

【0047】

そして、多重エコー境界位置 P_b より超音波の送受信側となるエコーデータ（音線データ）を全てを除去（該当するデータの値を例えば全て0に）することにより多重エコーが除去されたエコーデータ（音線データ）が得られることになる。

【0048】

また、図6のフローチャートでは、簡単化のため、ステップS5の条件を満たす音線データがあると、最も頻度が高い配列要素 A_m を自動的に算出するようにしているが、ステップS5の条件を満たす音線データの数或いは全音線データ数に対する割合等により制限するようにしても良い。また、ステップS5の条件を満たす音線データの割合が少ないような場合には検出エラーの表示を行って処理を終了するようにしても良い。 10

【0049】

次に、上記多重エコー境界位置 P_b の検出を利用して、迅速に3次元画像を描画（表示）する処理を図8のフローチャートを参照して説明する。

最初となるステップS11で3次元画像を表示する場合の内壁面表示部分等の初期設定を行うと共に、フレーム番号を示すパラメータ n を1に設定する。

【0050】

そして次のステップS12で、第 n 番目（この場合、第1）の1フレーム分の音線データの取得を行い、次のステップS13で図6により説明したように多重エコー境界位置 P_b を算出する処理を行う。 20

次のステップS14でこのフレームの全音線データから多重エコー境界位置 P_b より超音波送受信側となる部分を除去して多重エコー部分を除去して3次元画像描画の処理を開始する。

【0051】

次のステップS15でパラメータ n を1インクリメントして、次のステップS16で第 n 番目のフレームの音線データの取得処理を行い、そのフレームの音線データを取得する。

【0052】

そして、次のステップS17で、（ステップS13により得た）多重エコー境界位置 P_b を適用して、その第 n フレームでの多重エコー部分を除去する。さらに、その多重エコー部分が除去された第 n フレームの音線データを用いて3次元画像の描画に使用する。 30

【0053】

次のステップS18で、最終フレーム数まで行ったか（つまり、最終フレームの番号以上か）の判断を行い、最終フレーム番号までの場合にはステップS15に戻り、同様の処理を繰り返す。

この繰り返しにより、リニア走査（移動）によるフレーム画像の取得と共に、3次元画像の描画が逐次に進む。

【0054】

このようにして、設定されたリニア範囲を超音波プローブ2で走査を行う場合、最初のフレームの音線データにより多重エコー境界位置 P_b を算出し、この多重エコー境界位置 P_b を算出すると、そのフレームでの多重エコー部分を除去して、3次元画像の描画処理を開始する。以後は順次フレームの音線データが得られるとそのフレームの音線データから多重エコー部分を除去して3次元画像構築に利用するので、フレームの順次取得と共に、3次元画像の描画が順次進む。 40

【0055】

そして、所定のリニア走査範囲に対する走査を終了すると、その3次元画像の描画処理も殆ど同じ時刻に完了し、その3次元画像描画の処理を終了することになる。

【0056】

従って、本実施の形態によれば、簡単に多重エコー部分の除去が可能であると共に、従来例に比べて非常に短時間で3次元画像の描画が完了する。つまり、リニア走査と殆ど同時に3次元画像の描画が逐次行われ、リニア走査が終了すると殆ど同時にリニア走査範囲に 50

対する 3 次元画像の描画が完了する（従来例では、各フレーム毎に多重エコー部分の除去が必要となるので、多重エコー部分の除去の作業が必要になると共に、3 次元画像の描画が完了するまで時間がかかる）。

【0057】

なお、以上の説明では、超音波プローブにより得られた 1 フレーム分の音線データをメモリに格納した後、メモリに格納された音線データに対して多重エコー境界位置の算出を行う処理を行う場合で説明したが、超音波振動子から出力されるアナログ信号の入力部、具体的には図 1 の超音波観測装置 3（内の送受信部）においてエコー信号における第 2 の頂点位置（ピーク位置）を検出する検出手段を設けて、その検出手段の出力から第 2 の頂点位置（の距離）に所定係数 C を乗算して多重エコーの境界位置 P b を算出するようにしても良い。

10

【0058】

〔付記〕

1．請求項 1 において、前記最大強度検出手段、基準強度算出手段、境界位置算出手段及びエコーデータ消去手段は、最初のフレームのエコーデータに対して行う。

2．付記 1 において、第 2 番目以降のフレームでは、各フレームのエコーデータに対して算出された境界位置の結果を用いてエコーデータ消去手段により、超音波を送受信する位置から前記境界位置間におけるエコーデータを消去する処理が行われる。

3．付記 2 において、前記境界位置間におけるエコーデータを消去する処理により殆どリアルタイムに 3 次元画像の描画が行われる。

20

【0059】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、簡単に多重エコー部分を削除可能な超音波画像処理装置を実現できる。

特に体腔内で得られた超音波画像に適用すると、視認性に優れた観察視野を確保することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の 1 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】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す説明図。

【図 3】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。

30

【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。

【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】多重エコーを除去するための多重エコー境界位置の検出方法の処理手順を示すフローチャート図。

【図 7】多重エコー境界位置の検出の説明図。

【図 8】3 次元画像描画の処理手順を示すフローチャート図。

【符号の説明】

1 ... 超音波診断装置

2 ... 超音波プローブ

40

3 ... 超音波観測装置

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

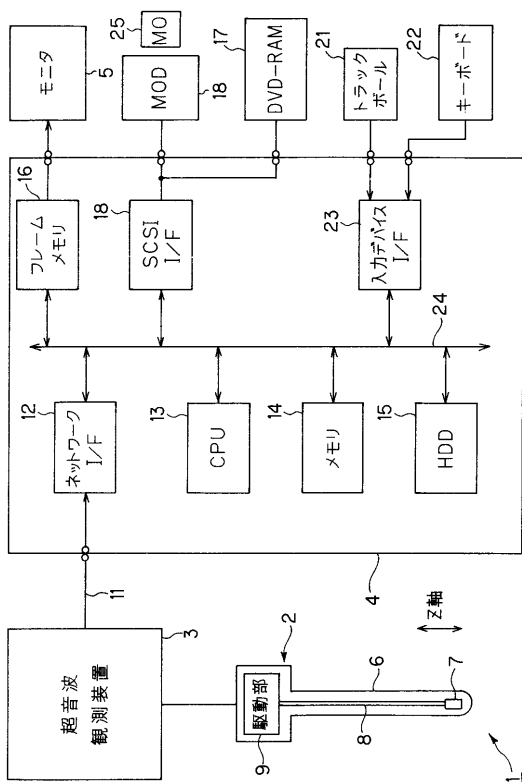
14 ... メモリ

15 ... HDD

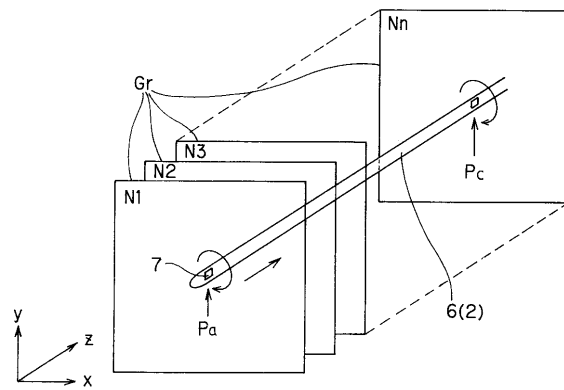
50

- 16 ... フレームメモリ
- 17 ... DVD - R A M
- 18 ... M O D
- 19 ... S C S I I / F
- 21 ... トラックボール
- 22 ... キーボード
- 25 ... M O

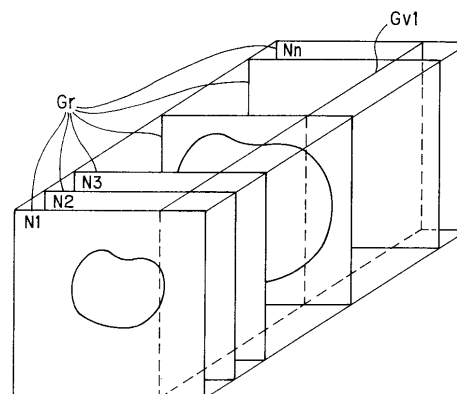
【図 1】



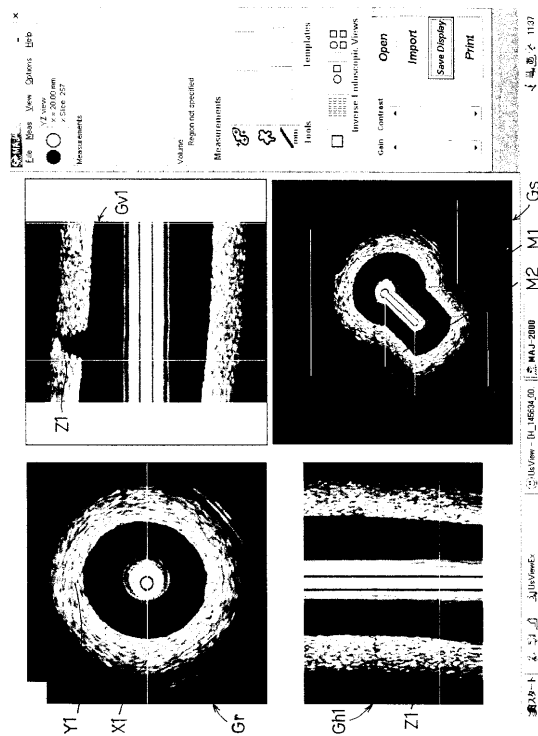
【図 2】



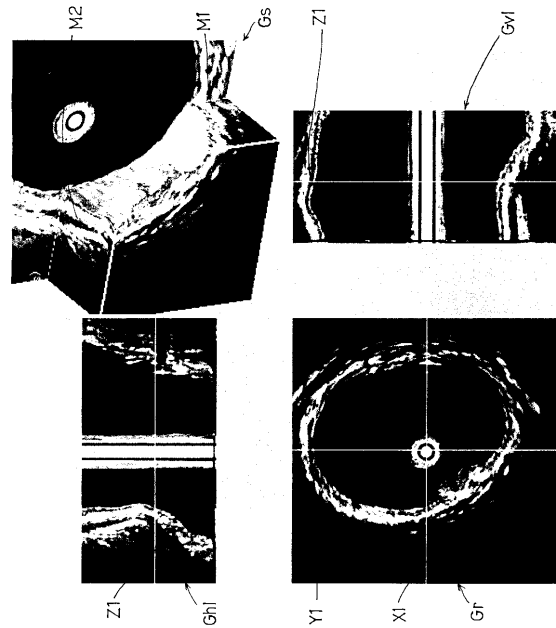
【図 3】



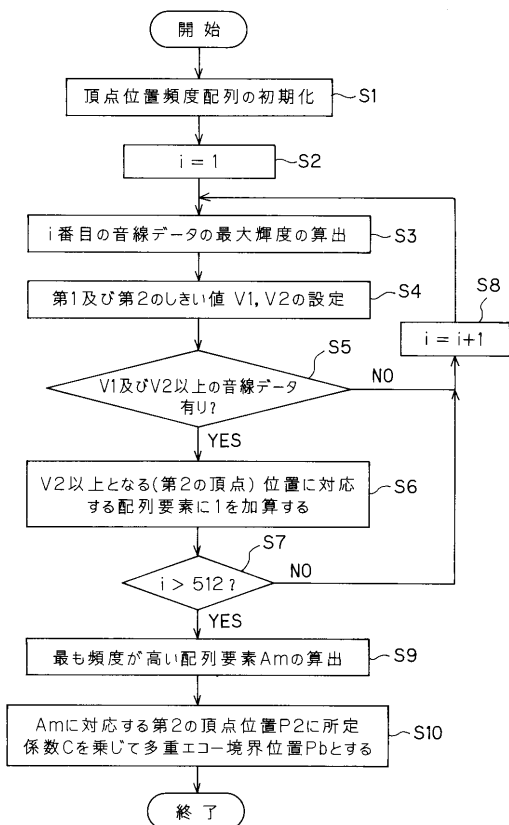
【図 4】



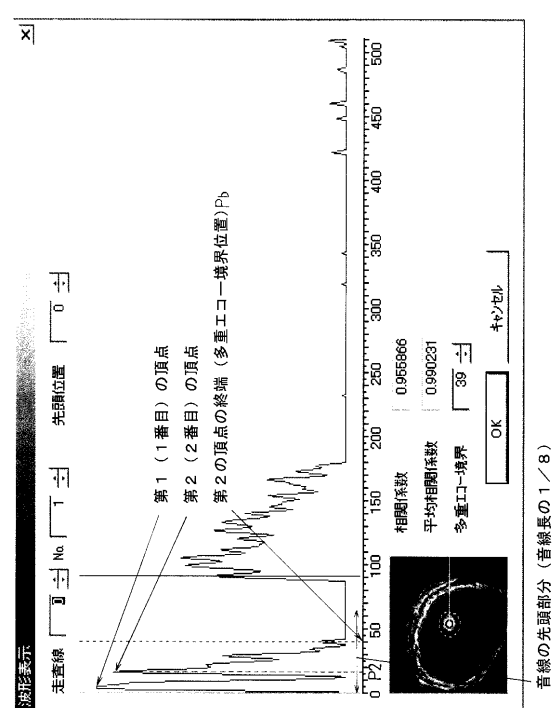
【図 5】



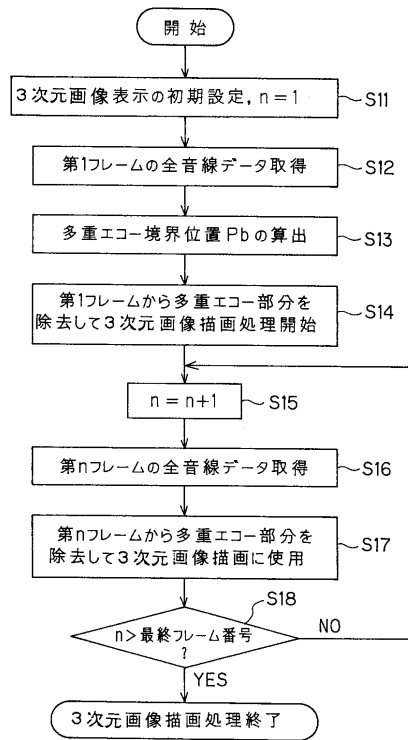
【図 6】



【図 7】



【 図 8 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AA05 AC13 BA03 CA01 DA02 DB04 DB05 DB14 EA07 EA10
GG06 GG24 GG33 GG35 GG41 GH07
4C601 BB03 BB11 BB13 BB14 BB21 BB24 EE04 EE07 EE11 FE01
GA14 JB36 JB40 JC15 JC16 JC23 JC29 JC40 KK21 KK25
KK28 KK31 KK43 KK44 LL02 LL04 LL11
5B057 AA09 BA05 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB13 CB16
CD11 CD14 CE02 CE08 DA07 DB03 DB05 DB09 DC03 DC16
DC22
5L096 AA03 AA06 AA09 BA06 DA01 FA06 FA14 FA66 FA69

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2004337458A	公开(公告)日	2004-12-02
申请号	JP2003139515	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		
[标]发明人	市川純一 阿部政佳 宇良光雄		
发明人	市川 純一 阿部 政佳 宇良 光雄		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/12 G01N29/22 G06T1/00 G06T7/60		
FI分类号	A61B8/12 G01N29/22.501 G06T1/00.290.D G06T7/60.150.B G06T7/00.612 G06T7/60 G06T7/70.A		
F-TERM分类号	2G047/AA05 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB04 2G047/DB05 2G047/DB14 2G047/EA07 2G047/EA10 2G047/GG06 2G047/GG24 2G047/GG33 2G047/GG35 2G047/GG41 2G047/GH07 4C601/BB03 4C601/BB11 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA14 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/JC40 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL11 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/CE02 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC03 5B057/DC16 5B057/DC22 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/DA01 5L096/FA06 5L096/FA14 5L096/FA66 5L096/FA69		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4109155B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够容易地去除多回波部分的超声波图像处理装置。
SOLUTION：为了检测相对于形成最初获得的径向图像的声线数据而言成为第二亮度值的顶点位置，设置了一个与声线数据位置相对应的频率检测阵列。之后，从第一声线数据到最后声线数据顺序地计算最大亮度，并且基于该值设置两个参考值V1和V2，并且满足这些值是V1和V2或更大的条件。在这种情况下，对与V2或更大的位置相对应的阵列元件的计数值进行累加，并且计算与具有最高计数值（频率）的阵列元件Am相对应的第二顶点位置P2。通过将对应于距声波发射/接收位置的距离的位置P2乘以预定系数C来计算多回波的边界位置Pb，并从边界位置Pb删除超声波发射/接收位置侧的声线数据。多重回声部分可以轻松删除。[选择图]图6

