

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 286469

(P2001 - 286469A)

(43)公開日 平成13年10月16日(2001.10.16)

(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	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00 290 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2000 - 106636(P2000 - 106636)

(22)出願日 平成12年4月7日(2000.4.7)

(71)出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジー
イー横河メディカルシステム株式会社内

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

F タ-ム (参考) 4C301 BB05 BB13 EE13 JC11 KK07
KK16 KK30 LL17

5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 CF05
CH11 DB03 DC30

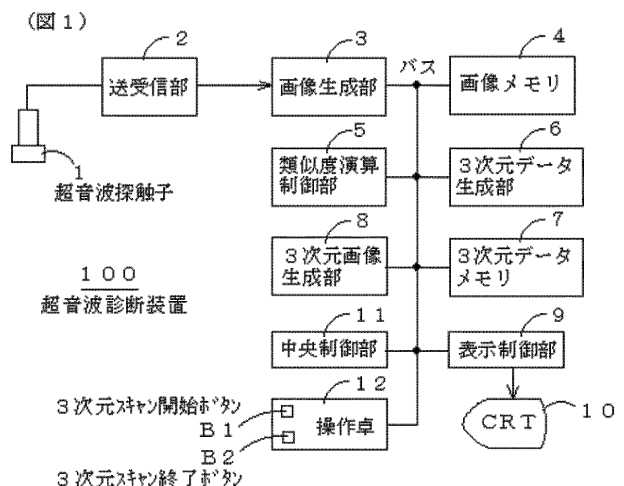
(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波探触子を動かしながら連続的にスキャンして画像を取り込む際にその画像の取り込みを良好に行えるようにする。3次元画像の生成を高速処理できるようにする。

【解決手段】 超音波探触子20を動かしながら連続的にスキャンして画像を取り込む際に、今回の画像と前回の画像の類似度が許容範囲内か否かを判定し報知する。許容範囲内と判定した画像は、所定の走査面位置から取り込んだ画像と見なして計算を行う。

【効果】 意図した分布に近い走査面位置から確実に画像を取り込むことが出来る。また、計算を簡略化でき、高速処理が可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備した超音波診断装置であって、超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像生成手段により今回生成した生成した超音波画像と前記超音波画像記憶手段に記憶していた前回生成した超音波画像の類似度を算出する類似度演算手段と、前記類似度が許容範囲内か否かを判定する類似度判定手段と、その判定結果を操作者に報知する判定結果報知手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の超音波診断装置において、1 回目に生成した超音波画像と 2 回目に生成した超音波画像の類似度に基づいて前記許容範囲を算出する許容範囲算出手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記許容範囲算出手段は、1 回目に生成した超音波画像全体と 2 回目に生成した超音波画像全体の類似度に基づいて前記許容範囲を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、ある超音波画像について前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と平行で且つ所定間隔離れた画像として取り込む画像取込手段と、所定間隔ずつ離れた平行な複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記許容範囲が第 1 許容範囲と第 2 許容範囲の少なくとも 2 つからなり、前記許容範囲算出手段は、1 回目に生成した超音波画像の比較的浅い部分に設けた第 1 判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の比較的浅い部分に設けた第 1 判定領域の類似度に基づいて第 1 許容範囲を算出すると共に 1 回目に生成した超音波画像の比較的深い部分に設けた第 2 判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の比較的深い部分に設けた第 2 判定領域の類似度に基づいて第 2 許容範囲を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の超音波診断装置において、ある超音波画像の複数の判定領域の全てについて前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と所定角度をなす画像として取り込む画像取込手段と、扇状に所定角度ごとに並んだ複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 2 に記載の超音波診断装置におい

て、前記許容範囲算出手段は、1 回目に生成した超音波画像の一部に設けた判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の一部に設けた判定領域の類似度に基づいて前記許容範囲を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 7 に記載の超音波診断装置において、ある超音波画像についての前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と所定角度をなす画像として取り込む画像取込手段と、放射状に所定角度ごとに並んだ複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、超音波探触子を動かしながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際にその超音波画像の取り込みを良好に行えと共に 3 次元画像の生成を高速処理できるようにした超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図 15 は、従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。この超音波診断装置 500 は、超音波探触子 1 と、超音波診断装置本体 51 と、前記超音波探触子 1 の 3 次元位置（角度および姿勢も含む）を検出するための位置検出アーム 31 および 3 次元位置検出装置 32 とを具備している。

【0003】前記超音波診断装置本体 51 は、被検体の内部を平面的に走査するように音線方向を変えると共に各音線方向の音線信号を生成する送受信部 2 と、前記音線信号の強度やドプラ成分に基づいて B モード画像や CFM（カラーフローマッピング）画像を生成する画像生成部 3 と、前記 3 次元位置検出装置 32 および前記送受信部 2 の出力信号に基づいて走査面位置（走査面の 3 次元位置）を算出する走査面位置算出部 55 と、前記画像生成部 3 から出力される画像とその走査面位置とを対応付けて画像メモリ 54 に格納するのを制御する画像取込制御部 56 と、前記画像と前記走査面位置とを対応付けて格納する画像メモリ 54 と、その画像メモリ 54 に格納した画像および走査面位置から補間演算等を行って 3 次元データ（ボリュームデータ）を生成する 3 次元データ生成部 56 と、前記 3 次元データを格納する 3 次元データメモリ 7 と、その 3 次元データメモリ 7 に格納した 3 次元データと与えられた視線方向とから 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成部 8 と、前記 3 次元画像の表示等の表示制御を行う表示制御部 9 と、表示装置 10 と、操作卓 12 と、全体の制御を行う中央制御部 61 とを具備している。

【0004】前記操作卓 12 は、3 次元スキャン開始ボタン B1 と、3 次元スキャン終了ボタン B2 とを備えている。

【0005】図16のステップS51～S54は、3次元データ取込時の操作者の操作手順を示すフロー図である。ステップS51では、操作者は、図17に示すように、被検体Kに想定した対象領域Rの一端の3次元スキャン開始位置に超音波探触子1を当てる。ステップS52では、操作者は、操作卓12の3次元スキャン開始ボタンB1を押す。ステップS53では、操作者は、図17に矢印で示すように、超音波探触子1を対象領域Rに沿って移動させる。ステップS54では、操作者は、対象領域Rの他端の3次元スキャン終了位置まで超音波探触子1を移動させたら、操作卓12の3次元スキャン終了ボタンB2を押す。

【0006】図16のステップU1～U11は、前記超音波診断装置500による3次元データ取込処理を示すフロー図である。ステップU51では、操作者が操作卓12の3次元スキャン開始ボタンB1を押すのを待つ。押されたら、ステップU52へ進む。ステップU52では、所定の周期（例えば1/7秒～1/160秒）毎に、その時の超音波探触子1の位置に対応する走査面をスキャンし、該走査面の画像を前記画像生成部3で生成し、同時に該走査面の位置を前記走査面位置算出部55で算出する。ステップU53では、生成した画像と走査面位置とを対応付けて画像メモリ54に格納する。ステップU54では、操作者が操作卓12の3次元スキャン終了ボタンB2を押すまでは前記ステップU52、U53を反復し、押されたなら処理を終了する。

【0007】以上により、図18に示すように、対象領域Rを埋める多数の画像を画像メモリ54に取り込むことが出来る。

【0008】この後、前記3次元データ生成部56は、前記画像メモリ54に格納した画像および走査面位置から補間演算等を行って3次元データ（ボリュームデータ）を生成し、前記3次元データメモリ7に格納する。前記3次元画像生成部8は、前記3次元データと与えられた視線方向とから3次元画像を生成する。

【0009】なお、他の従来技術は、例えば特開平9-10208号公報や特開平9-299364号公報に開示のものがある。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】超音波探触子1を操作者が手動で移動させる際に、超音波探触子1の向きや姿勢や移動速度が移動中に変動した場合、図18に示すように、対象領域Rを埋める多数の画像の取込位置に基いた疎密を生じてしまう。このような場合には、3次元画像の精度が低下してしまうため、スキンのやり直しを行った方がよい。しかし、上記従来の超音波診断装置500では、画像を良好に取り込めたか否かを知ることが出来なかったため、スキンのやり直しを適切に行えない問題点があった。そこで、本発明の第1の目的は、超音波探触子を動かしながら連続的にスキャンして画像

を取り込む際に、その画像の取り込みを良好に行えるようにした超音波診断装置を提供することにある。

【0011】また、上記従来の超音波診断装置500では、画像メモリ54に格納した画像および走査面位置から補間演算等を行って3次元データを生成し、その3次元データと与えられた視線方向とから3次元画像を生成している。しかし、全ての画像の実際の取込位置を計算に入れているため、前記補間演算の処理負担が大きく、3次元画像の生成に時間がかかる問題点がある。そこで、本発明の第2の目的は、3次元画像の生成を高速処理できるようにした超音波診断装置を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備した超音波診断装置であって、超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像生成手段により今回生成した生成した超音波画像と前記超音波画像記憶手段に記憶していた前回生成した超音波画像の類似度を算出する類似度演算手段と、前記類似度が許容範囲内か否かを判定する類似度判定手段と、その判定結果を操作者に報知する判定結果報知手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第1の観点による超音波診断装置では、超音波探触子を動かしながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際に、その超音波画像を取り込んだ走査面の位置が適正か否かを、隣接する超音波画像の類似度に基づいて判定し報知するので、画像の取込位置に基いた疎密を生じてしまったか否かを操作者は的確に知ることが出来る。よって、スキンのやり直しを適切に行えるようになり、結局、画像の取り込みを良好に行えるようになる。

【0013】第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、1回目に生成した超音波画像と2回目に生成した超音波画像の類似度に基づいて前記許容範囲を算出する許容範囲算出手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第2の観点による超音波診断装置では、超音波探触子を移動させながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際に、最初の2枚の超音波画像の類似度を基にして許容範囲を自動設定することが出来る。従って、超音波画像の密度を上げるべく全体の移動速度を遅くした場合や対象領域を広げるべく全体の移動速度を速くした場合のいずれにでも良好に対応できるようになる。

【0014】第3の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記許容範囲算出手段は、1回目に生成した超音波画像全体と2回目に生成した超音波画像全体の類似度に基づいて前記許容範囲を算出するこ

とを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 3 の観点による超音波診断装置では、超音波探触子を一定速度で平行移動させながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際に、走査面が略平行で所定間隔毎になっているか否かを判定し報知することが出来る。すなわち、平行で且つ所定間隔離れた複数の走査面の超音波画像の取り込みを良好に行えるようになる。

【0015】第 4 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、ある超音波画像について前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と平行で且つ所定間隔離れた画像として取り込む画像取込手段と、所定間隔ずつ離れた平行な複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 4 の観点による超音波診断装置では、許容範囲内ならばその超音波画像の実際の走査面位置を計算に入れず、平行で且つ所定間隔離れた走査面の画像と見なして計算するため、補間演算を簡略化でき、3 次元画像の生成を高速処理できるようになる。

【0016】第 5 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記許容範囲が第 1 許容範囲と第 2 許容範囲の少なくとも 2 つからなり、前記許容範囲算出手段は、1 回目に生成した超音波画像の比較的浅い部分に設けた第 1 判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の比較的浅い部分に設けた第 1 判定領域の類似度に基づいて第 1 許容範囲を算出すると共に 1 回目に生成した超音波画像の比較的深い部分に設けた第 2 判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の比較的深い部分に設けた第 2 判定領域の類似度に基づいて第 2 許容範囲を算出することを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 5

の観点による超音波診断装置では、超音波探触子を一定速度で扇で煽ぐように回転させるか又は中央の音線を回転軸として軸回転させながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際に、走査面が所定角度毎になっているか否かを判定し報知することが出来る。すなわち、所定角度ごとに扇状に又は放射状に並んだ複数の走査面の超音波画像の取り込みを良好に行えるようになる。

【0017】第 6 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、ある超音波画像の複数の判定領域の全てについて前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と所定角度をなす画像として取り込む画像取込手段と、扇状に所定角度ごとに並んだ複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 6 の観点による超音波診断装置では、許容範囲内ならばその超音波画像の実際の走査面位置を計算に入れず、扇状に所定角度ごとに並んだ走査面の超音波画像と見なして計算するため、補間演算を簡略化でき、3 次元画像の生成を高速処理できるようになる。

【0018】第 7 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記許容範囲算出手段は、1 回目に生成した超音波画像の一部に設けた判定領域と 2 回目に生成した超音波画像の一部に設けた判定領域の類似度に基づいて前記許容範囲を算出することを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 7 の観点による超音波診断装置では、超音波探触子を一定速度で扇で煽ぐように回転させるか又は中央の音線を回転軸として軸回転させながら連続的にスキャンして超音波画像を取り込む際に、走査面が所定角度毎になっているか否かを判定し報知することが出来る。すなわち、所定角度ごとに扇状に又は放射状に並んだ複数の走査面の超音波画像の取り込みを良好に行えるようになる。

【0019】第 8 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、ある超音波画像についての前記判定結果が許容範囲内である場合に、該超音波画像を前回取り込んだ超音波画像と所定角度をなす画像として取り込む画像取込手段と、放射状に所定角度ごとに並んだ複数の画像から 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 8 の観点による超音波診断装置では、許容範囲内ならばその画像の実際の走査面位置を計算に入れず、放射状に所定角度ごとに並んだ走査面の画像と見なして計算するため、補間演算を簡略化でき、3 次元画像の生成を高速処理できるようになる。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の形態により本発明を詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。図 1 は、本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置 100 は、超音波パルスを被検体内へ送信すると共に該被検体内から超音波エコーを受信する超音波探触子 1 と、被検体の内部を平面的に走査するように音線方向を変えると共に各音線方向の音線信号を生成する送受信部 2 と、前記音線信号の強度やドプラ成分に基づいて B モード画像や CFM 画像を生成する画像生成部 3 と、その画像生成部 3 から出力される画像を格納する画像メモリ 4 と、前記超音波画像部 3 から今回出力された画像と前記画像メモリ 4 に前回記憶した画像の類似度を算出し該類似度が許容範囲内か否かを判定しその判定結果を報知すると共に許容範囲内なら今回出力された画像を前記画像メモリ 4 に格納する類似度演算制御部 5 と、前記画像メモリ 4 に格納した画像から補間演算等を行って 3 次元データ（ボリュームデータ）を生成する 3 次元データ生成部 6 と、前記 3 次元データを格納する 3 次元データメモリ 7 と、その 3 次元データメモリ 7 に格納した 3 次元データと与えられた視線方向とから 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成部 8 と、前記 3 次元画像の表示等の表示制御を行う表示制御部 9 と、表示装置 10 と、操作卓 12 と、全体の制御を行う中央制御部 11 と

を具備している。

【0021】前記操作卓12は、3次元スキャン開始ボタンB1と、3次元スキャン終了ボタンB2とを備えている。

【0022】図2は、3次元データ取込時の操作者の操作手順を示すフロー図である。ステップS1では、操作者は、超音波探触子1を平行移動させる(図4参照)か、扇状回転させるか(図8参照)、軸回転させるか(図12参照)を、操作卓12から指定する。ステップS2では、操作者は、類似度の許容範囲を決めるための振れ幅 α 、 β を設定する。なお、振れ幅 α 、 β の組み合わせを2組以上記憶しておき、それらの中から選択するようにしてもよいし、振れ幅 α 、 β の組み合わせをデフォルトで設定しておいてもよい。

【0023】ステップS3では、操作者は、3次元スキャン開始位置に超音波探触子1を当てる。3次元スキャン開始位置は、超音波探触子1を平行移動させる場合は例えば図4のF1の位置であり、扇状回転させる場合は例えば図8のf1の位置である。軸回転させる場合は例えば図12のf1の位置である。ステップS4では、操作者は、操作卓12の3次元スキャン開始ボタンB1を押す。ステップS5では、操作者は、対象領域Rをカバーするように超音波探触子1を移動させる。この移動は、超音波探触子1を平行移動させる場合は例えば図4の矢印のようであり、扇状回転させる場合は例えば図8の矢印のようであり、軸回転させる場合は例えば図12の矢印のようである。

【0024】図3のステップM1~M14は、前記超音波診断装置100による3次元データ取込処理を示すフロー図である。ステップM1では、操作者が操作卓12の3次元スキャン開始ボタンB1を押すのを待つ。押されたら、ステップM2へ進む。ステップM2では、1回目のスキャンを行い、1回目の画像F1を生成し、画像メモリ4に記憶する。ステップM3では、1回目のスキャンから所定の周期 t (例えば1/7秒~1/160秒)後に、その時の超音波探触子1の位置に対応する走査面をスキャンし、2回目の画像F2を生成し、画像メモリ4に記憶する。

【0025】ステップM4では、類似度演算制御部5は、1回目の画像F1と2回目の画像F2の類似度を算出する。超音波探触子1を平行移動させる場合は、例えば、図5に示すように、画像F1、F2の全体を用いて、

$$C1 = 1 / \sum |F1G(x,y) - F2G(x,y)|$$

により類似度C1を算出する。ここで、F1G(x,y)は、1回目の画像F1の座標(x,y)の画素の画素値を表す。F2G(x,y)は、2回目の画像F2の座標(x,y)の画素の画素値を表す。つまり、類似度C1は、1回目の画像F1の画素と2回目の画像F2の対応する画素の画素値の差の絶対値を、全画素について積算した値の逆

数である。超音波探触子1を扇状回転させる場合は、例えば、図9に示すように、画像F1の比較的浅い部分の第1判定領域F1(A1)および画像F2の比較的浅い部分の第1判定領域F2(A1)を用いて、

$$C11 = 1 / \sum |F1(A1)G(x,y) - F2(A1)G(x,y)|$$

により第1類似度C1を算出すると共に、画像F1の比較的深い部分の第2判定領域F1(A2)および画像F2の比較的深い部分の第2判定領域F2(A2)を用いて、

$$C12 = 1 / \sum |F1(A2)G(x,y) - F2(A2)G(x,y)|$$

により第2類似度C12を算出する。超音波探触子1を軸回転させる場合は、例えば、図13に示すように、画像F1の一部の判定領域F1(A)および画像F2の一部の判定領域F2(A)を用いて、 $C1 = 1 / \sum |F1(A)G(x,y) - F2(A)G(x,y)|$ により類似度C1を算出する。なお、上記の他に公知の画像間相関度計算アルゴリズムを用いても良い。

【0026】ステップM5では、1回目の画像F1と2回目の画像F2から算出した類似度を基に許容範囲を算出する。超音波探触子1を平行移動させる場合は、例えば、図6に示すように、 $(C1 + \alpha)$ から $(C1 - \beta)$ までを許容範囲とする。一般に、画像間の距離が大になるほど類似度は単調減少するから、 $(C1 + \alpha)$ から $(C1 - \beta)$ までの許容範囲は、 $(P1 + p)$ から $(P1 - n)$ までの画像間距離を許容範囲とすることに他ならない。なお、 α 、 β を適当に選べば、 $p = n$ とすることが出来る。超音波探触子1を扇状回転させる場合は、例えば、図10に示すように、第1判定領域A1では、 $(C11 + k \cdot \alpha)$ から $(C11 - k \cdot \beta)$ までを第1許容範囲とする。ここで、 k は、1より小さい係数であり、予め与えてある。また、図11に示すように、第2判定領域A2では、 $(C12 + \alpha)$ から $(C12 - \beta)$ までを第2許容範囲とする。一般に、画像間の角度が大になるほど類似度は単調減少するから、 $(C11 + k \cdot \alpha)$ から $(C11 - k \cdot \beta)$ までの第1許容範囲および $(C12 + \alpha)$ から $(C12 - \beta)$ までの第2許容範囲は、 $(\Theta1 + p)$ から $(\Theta1 - n)$ までの画像間角度を許容範囲とすることに他ならない。なお、 α 、 β を適当に選べば、 $p = n$ とすることが出来る。超音波探触子1を軸回転させる場合は、例えば、図14に示すように、 $(C1 + \alpha)$ から $(C1 - \beta)$ までを許容範囲とする。一般に、画像間の角度が大になるほど類似度は単調減少するから、 $(C1 + \alpha)$ から $(C1 - \beta)$ までの許容範囲は、 $(\Theta1 + p)$ から $(\Theta1 - n)$ までの画像間角度を許容範囲とすることに他ならない。なお、 α 、 β を適当に選べば、 $p = n$ とすることが出来る。

【0027】ステップM6では、前回のスキャンから所定の周期 t 後に、その時の超音波探触子1の位置に対応する走査面をスキャンし、今回の画像を生成する。ステップM7では、類似度演算制御部5は、前回記憶していた画像と今回の画像の類似度 Cx ($x = 2, 3, \dots$)を

算出する。この算出には、前記ステップM4と同じ計算アルゴリズムを用いる。

【0028】ステップM8では、類似度演算制御部5は、今回算出した類似度が許容範囲内か否かを判定し、許容範囲内ならステップM9へ進み、許容範囲外ならステップM14へ進む。

【0029】ステップM9では、「超音波探触子の動かし方が適正なので、データを取り込んでいます」という旨の報知を行う。これは、「ピッ」というような音で報知してもよいし、取り込んだデータの量を示すようなスケールバーの表示でもよいし、超音波探触子1を動かす目標速度を示すようなスピードメータの表示でもよい。ステップM10では、類似度演算制御部5は、今回の画像を画像メモリ4に記憶する。

【0030】ステップM11では、対象領域Rの90%を越えるデータを取り込んだか否かを判定し、越えていたら画像の取込を自動的に終了する。越えていなければ、ステップM12へ進む。ステップM12では、操作者が操作卓12の3次元スキャン開始ボタンB1を押してから所定時間（例えば5秒）以上経過したか判定し、経過していたら画像の取込を自動的に終了する。未経過ならステップM13へ進む。ステップM13では、操作者が操作卓12の3次元スキャン終了ボタンB2を押したか判定し、押していなければ前記ステップM6に戻り、押されたなら処理を終了する。

【0031】ステップM14では、「超音波探触子の動かし方が適正ではないので、スキャンをやり直して下さい」という旨の報知を行う。これは、「ブー」というような音で報知してもよいし、前記スケールバーや前記スピードメータの表示を点滅させてもよい。そして、処理を終了する。

【0032】なお、超音波探触子1を平行移動させて多数の画像を取り込んだ場合は、図7に示す類似度と画像数の分布になると考えられる。但し、図6, 7, 10, 11, 14のグラフは、多数の被検者を対象にした実験により得られた特性であるが、説明のための例示であって、他の特性になることもありうる。

【0033】以上の超音波診断装置100では、超音波探触子1を動かしながら連続的にスキャンして画像を取り込む際に、今回の画像と前回の画像の類似度が許容範囲内か否か（すなわち、今回の画像の走査面の位置が前回の画像の走査面の位置から適正な距離か否か）を判定し報知するので、画像の取込位置に基だしい疎密を生じてしまったか否かを操作者は的確に知ることが出来る。よって、スキャンのやり直しを適切に行えるようになり、結局、画像の取り込みを良好に行えるようになる。また、許容範囲内ならば、その画像の実際の走査面位置を計算に入れず、平行で且つ所定間隔離れた走査面の画像、又は、扇状に所定角度ごとに並んだ複数の走査面の画像、又は、放射状に所定角度ごとに並んだ複数の走査

*面の画像と見なして計算するため、補間演算を簡略化でき、3次元画像の生成を高速処理できるようになる。

【0034】次のように実施形態を変更してもよい。

(1) 超音波探触子1は、リニア走査方式、セクタ走査方式、コンベックス走査方式などのいずれでもよい。

(2) 表示中のBモード画像等が超音波探触子1の移動に伴って変化したことをもって、3次元スキャン開始ボタンB1を押す処理（図2のステップS4）に代えてもよい。この場合、操作者は、3次元スキャン開始ボタンB1を押す必要がなくなる。

(3) 3次元スキャンを自動終了する時（図3のステップM11, M12）に、画面表示やブザー音により操作者に通知してもよい。これにより、画像の取込が終わったことが判り、超音波探触子1を離しても良いことが判る。（画像の取込が終わったことが判らないと、3次元画像が表示されるまでの長時間に渡って超音波探触子1を不必要に操作してしまう。）

(4) 画像の取込を終了させる閾値を“90%”以外の任意の値に変更してもよい。

(5) 図3のステップM12（タイムアウトのチェック）を行うか否かを操作者が選択可能にしてもよい。

【0035】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置によれば、意図した分布に近い画像取込位置から確実に画像を取り込むことが出来る。また、意図した分布の画像と見なして計算を行うので、計算を簡略化でき、高速処理が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図2】図1の超音波診断装置による3次元データ取込時の操作者の操作手順を示すフロー図である。

【図3】図1の超音波診断装置による3次元データ取込処理を示すフロー図である。

【図4】超音波探触子を平行移動する場合の説明図である。

【図5】超音波探触子を平行移動する場合の画像間の類似度の説明図である。

【図6】超音波探触子を平行移動する場合の画像間距離と類似度の関係を示す説明図である。

【図7】超音波探触子を平行移動して多数の画像を取り込んだ場合の画像数と類似度の関係を示す説明図である。

【図8】超音波探触子を扇状回転する場合の説明図である。

【図9】超音波探触子を扇状回転する場合の画像間の類似度説明図である。

【図10】超音波探触子を扇状回転する場合の画像間角度と比較的浅い部分の類似度の関係を示す説明図である。

【図 1 1】超音波探触子を扇状回転する場合の画像間角度と比較的深い部分の類似度の関係を示す説明図である。

【図 1 2】超音波探触子を軸回転する場合の説明図である。

【図 1 3】超音波探触子を軸回転する場合の画像間の類似度の説明図である。

【図 1 4】超音波探触子を軸回転する場合の画像間角度と類似度の関係を示す説明図である。

【図 1 5】従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。

【図 1 6】従来の超音波診断装置による 3 次元データ取込処理を示すフロー図である。

【図 1 7】対象領域を示す説明図である。

【図 1 8】従来のデータ取込位置の分布を示す説明図で*

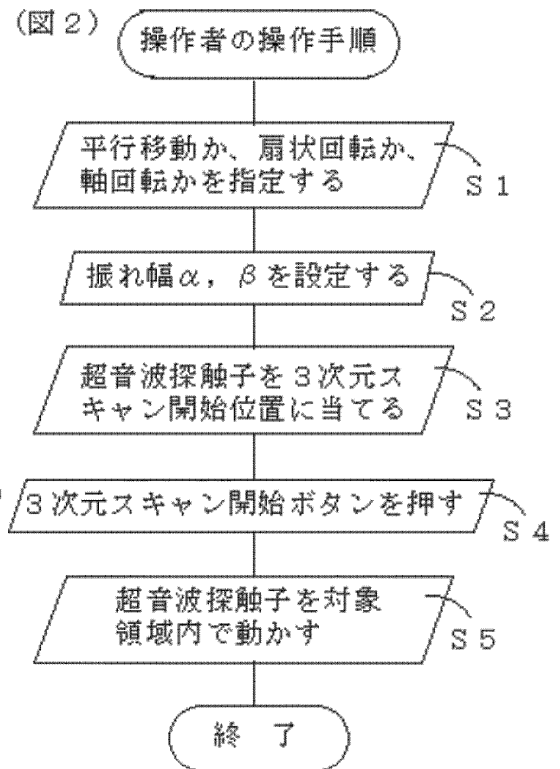
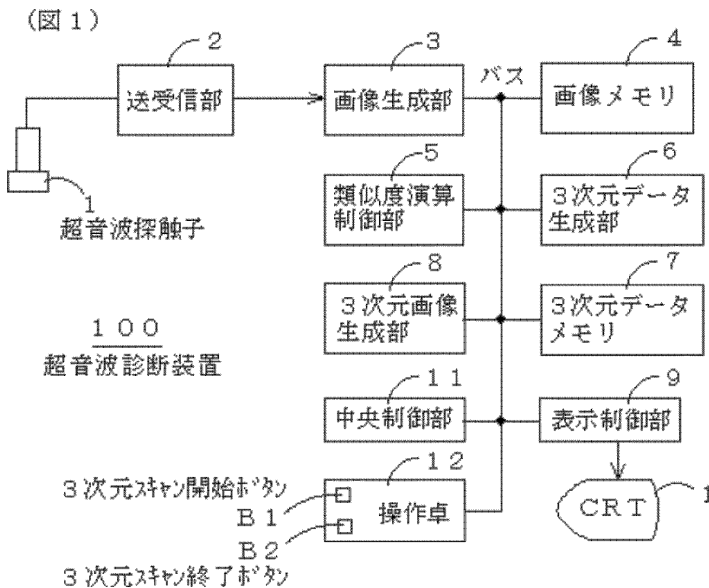
*ある。

【符号の説明】

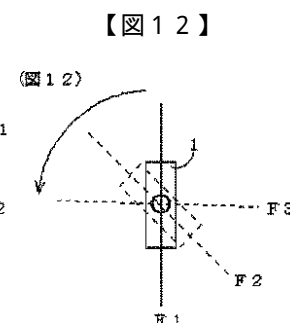
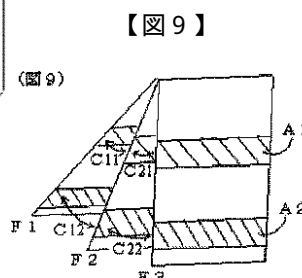
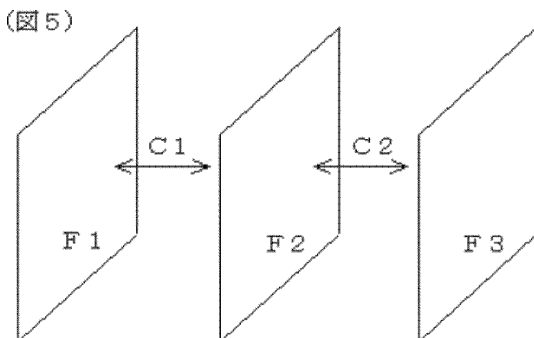
1	超音波探触子
2	送受信部
3	画像生成部
4	画像メモリ
5	類似度演算制御部
6	3次元データ生成部
7	3次元データメモリ
8	3次元画像生成部
9	表示制御部
10	CRT
11	中央制御部
12	操作卓
100	超音波診断装置

【図 1】

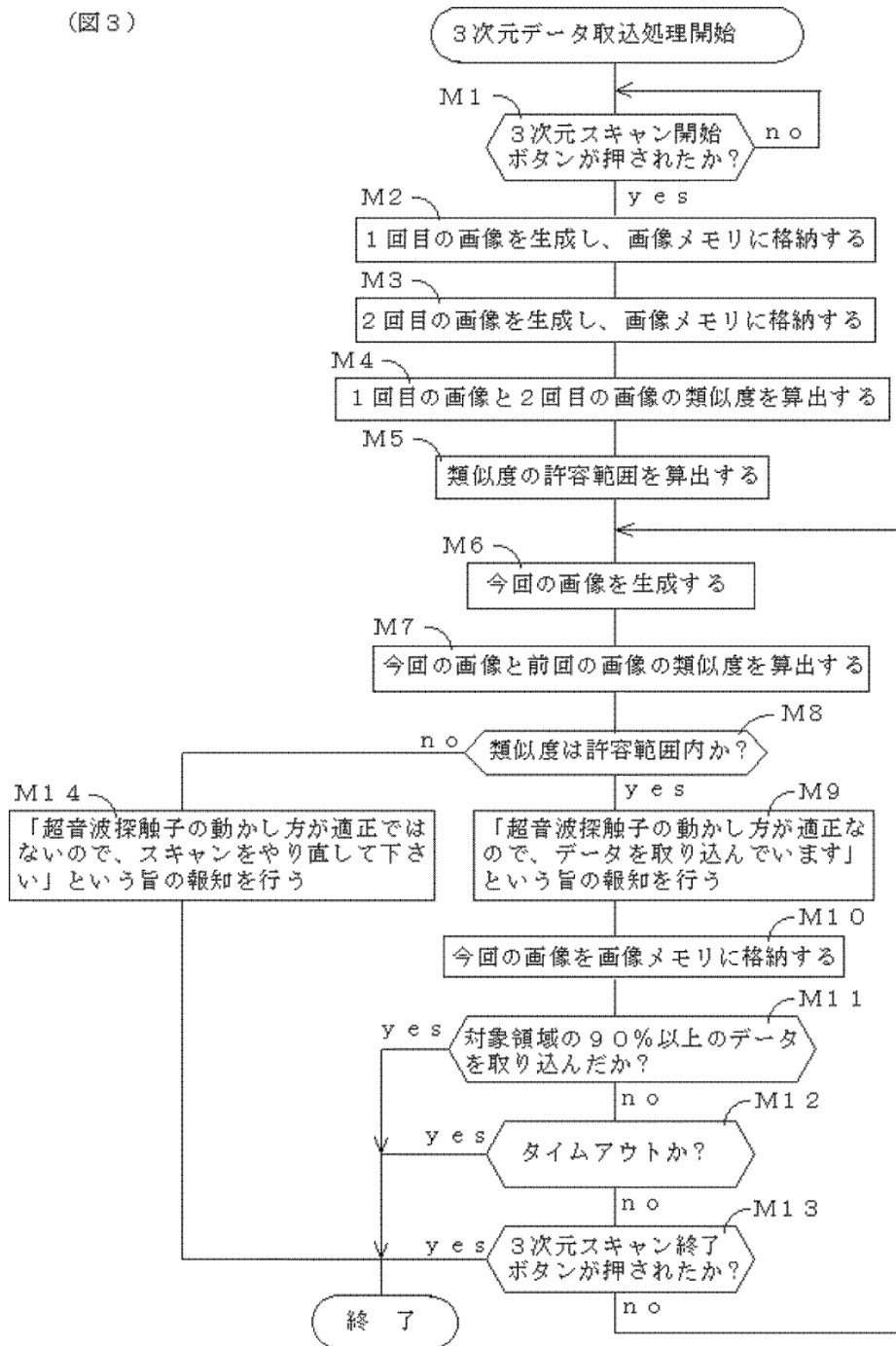
【図 2】超音波診断装置



【図 5】

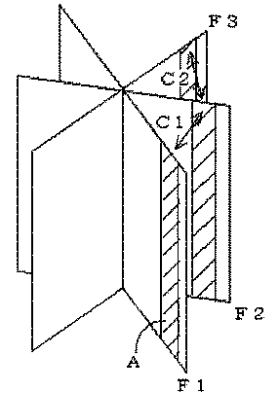


【図3】

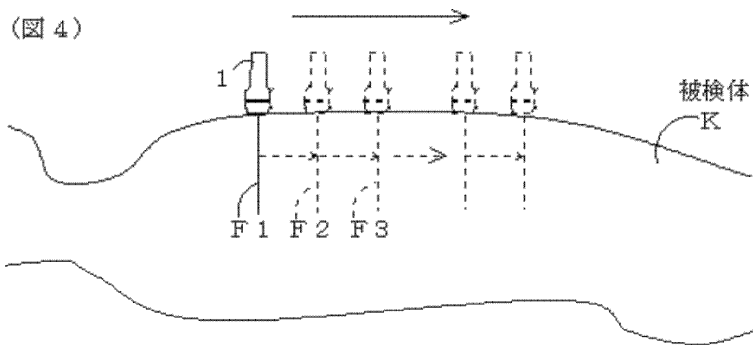


【図13】

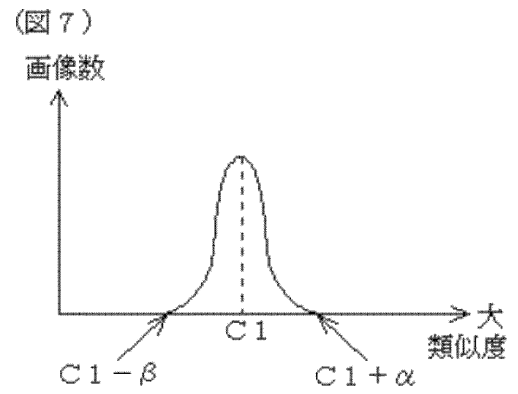
(図13)



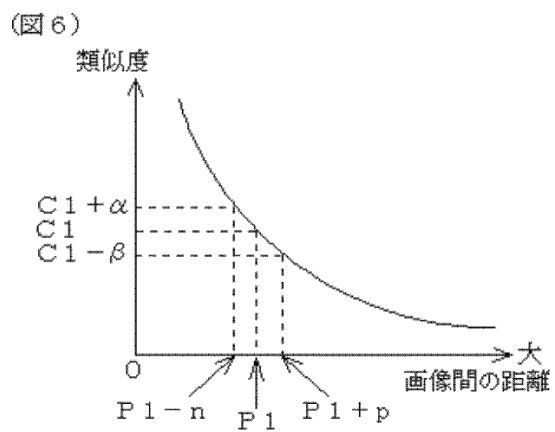
【図4】



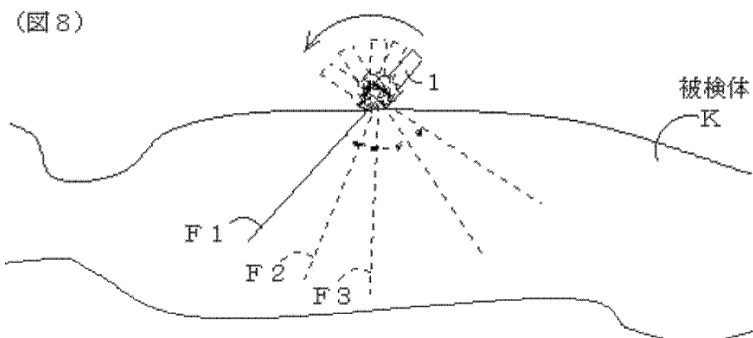
【図7】



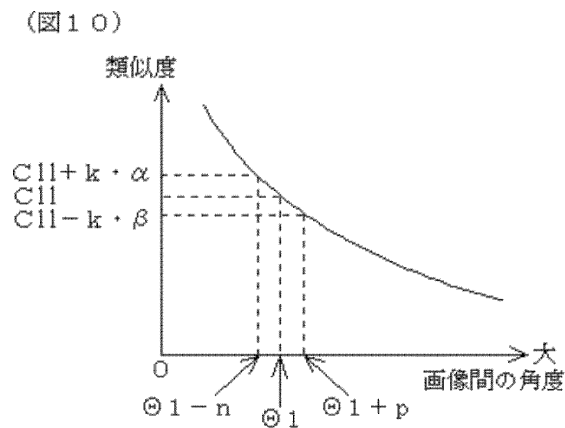
【図6】



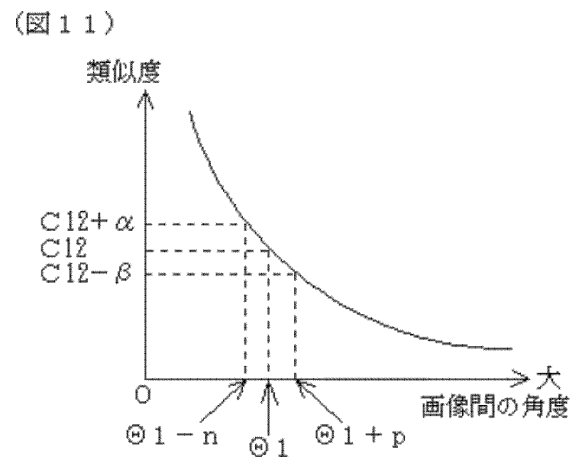
【図8】



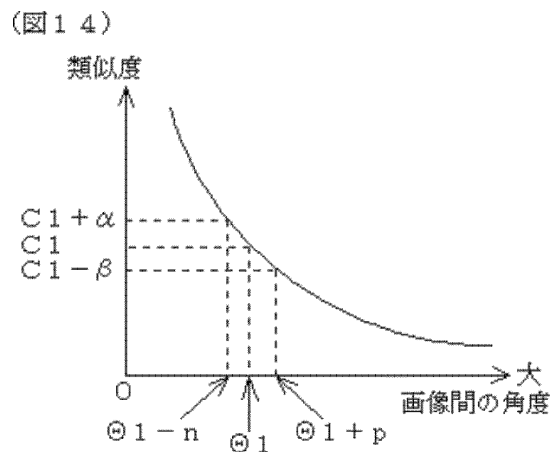
【図10】



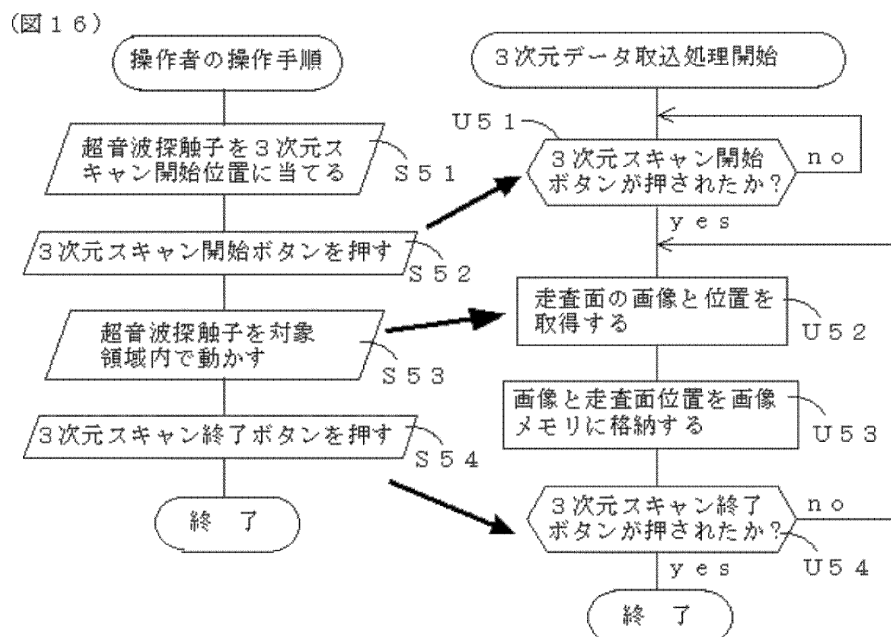
【図11】



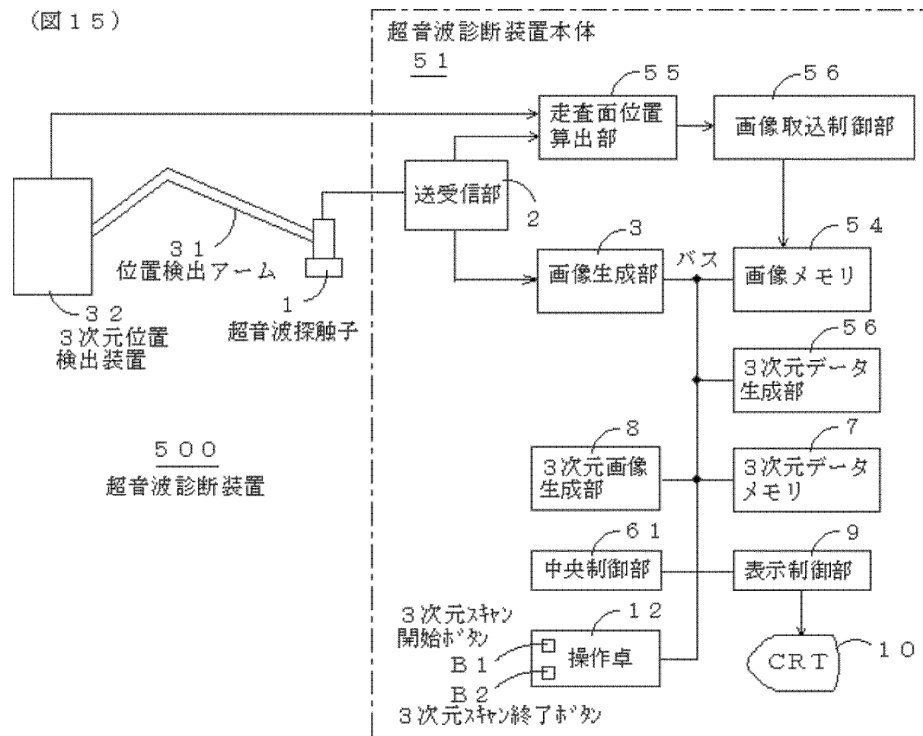
【図14】



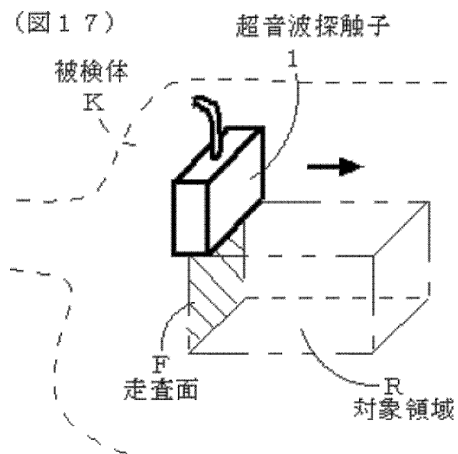
【図16】



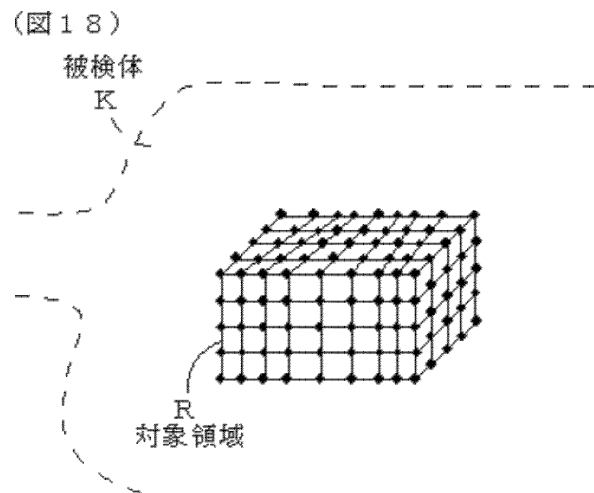
【図15】



【図17】



【図18】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001286469A	公开(公告)日	2001-10-16
申请号	JP2000106636	申请日	2000-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/EE13 4C301/JC11 4C301/KK07 4C301/KK16 4C301/KK30 4C301/LL17 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CB13 5B057/CF05 5B057/CH11 5B057/DB03 5B057/DC30 4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/JC15 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在移动超声波探头的同时通过连续扫描拍摄图像时，通过平滑地拍摄图像来高速生成三维图像。解决方案：当在移动超声波探头20的同时通过连续扫描来摄入图像时，判断当前图像与前一图像的相似度是否在允许范围内并且通知判断结果。判断为在允许范围内的图像被认为是从扫描表面上的规定位置取入的图像，并且执行计算。因此，可以从靠近预期分布的扫描表面上的位置可靠地获取图像，并且可以简化计算，从而可以进行高速处理。

