

(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 - 353150

(P2001 - 353150A)

(43)公開日 平成13年12月25日(2001.12.25)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト-ド* (参考)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/08

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 179449(P2000 - 179449)

(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

(22)出願日 平成12年6月15日(2000.6.15)

(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

(72)発明者 田中 考

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 BB13 CC06 DD07 EE07 EE20
JB06 JC03 KK40 LL20

(54)【発明の名称】 超音波画像表示方法および超音波診断装置

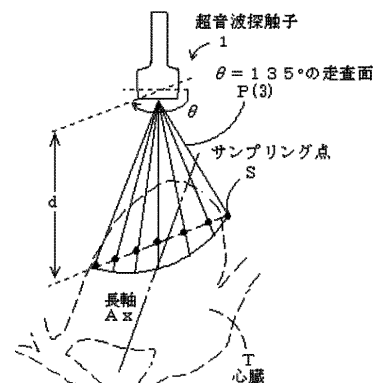
(57)【要約】

【課題】 短軸断面像を好適に表示する。

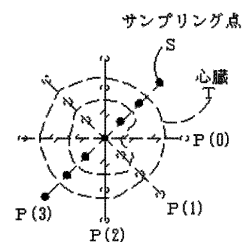
【解決手段】 心臓Tの長軸に略沿うように超音波探触子1を当て、放射状の複数の走査面Pで走査し、超音波探触子1から深さdの断面に相当するデータを抽出して断面画像データを生成し、該断面画像データを基にして短軸断面像を表示する。

【効果】 画質の均一な短軸断面像を表示できる。造影剤を用いた場合でも、短軸断面像の表示レートを高くすることが出来る。

(図6) (a)



(b)



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波探触子を用いて放射状の配置となる複数の走査面で次々に走査し、前記超音波探触子から略等距離の断面に相当するデータを取得して断面画像データを生成し、該断面画像データに基づく超音波画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項2】 請求項1に記載の超音波画像表示方法において、走査面位置を軸回転して放射状の配置となる複数の走査面で順に走査し、走査面位置が1断面データ分回転すると、直前の1断面データ分回転とは異なる走査面位置となるように走査面位置を軸回転することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項3】 請求項1または請求項2に記載の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した補間および急変部強調画像であることを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項4】 請求項1または請求項2に記載の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、断層画像データ上の急変部を直線で結んだレーダーチャート形式画像であることを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項5】 請求項1または請求項2に記載の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、断層画像データ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる変化方向識別画像であることを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項6】 超音波探触子と、その超音波探触子を用いて放射状の配置となる複数の走査面で走査する走査手段と、前記超音波探触子から略等距離の断面に相当するデータを取得して断面画像データを生成する断面画像データ生成手段と、前記断面画像データに基づく超音波画像を表示する超音波画像表示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6に記載の超音波診断装置において、前記走査手段は、走査面位置を軸回転して放射状の配置となる複数の走査面で順に走査し、走査面位置が1断面画像データ分回転すると、直前の1断面画像データ分回転とは異なる走査面位置となるように走査面位置を軸回転することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項6または請求項7に記載の超音波診断装置において、前記超音波画像は、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した補間および急変部強調画像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項6または請求項7に記載の超音波診断装置において、前記超音波画像は、断層画像データ上の急変部を直線で結んだレーダーチャート形式画像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 請求項6または請求項7に記載の超音波診断装置において、前記超音波画像は、断層画像デー

タ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる変化方向識別画像である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、超音波画像表示方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、均一な画質の短軸断面像を表示することが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置および造影剤を用いた場合でも短軸断面像の表示レートを高くすることが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来技術】従来、心臓の短軸断面像を得たい場合、短軸走査を行っていた。すなわち、心臓の長軸に対して略直角な方向から音線ビームを心臓に当てて、Bモード画像やドブラ画像を得ていた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところが、短軸走査で得た短軸断面像では、その上側部分が超音波探触子に近い部分となり、下側部分が超音波探触子に遠い部分となる。しかし、超音波探触子に近い部分に比べて遠い部分の感度が落ちるため、短軸断面像の上側部分と下側部分とで画質が不均一になる問題点がある。そこで、本発明の第1の目的は、均一な画質の短軸断面像を表示することが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【0004】他方、造影剤（気泡）を用いた場合には、音線ビームの音圧により走査面の造影剤が消滅するため、該走査面に造影剤が満たされるまで次の走査を待つ必要があり、短軸断面像の表示レートが低くなる問題点があった。また、本発明の第2の目的は、造影剤を用いた場合でも短軸断面像の表示レートを高くすることが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、超音波探触子を用いて放射状の配置となる複数の走査面で次々に走査し、前記超音波探触子から略等距離の断面に相当するデータを取得して断面画像データを生成し、該断面画像データに基づく超音波画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第1の観点による超音波画像表示方法では、心臓の長軸に略沿った方向から音線ビームを心臓に当て、走査面位置を軸回転して放射状の配置となる複数の走査面で次々に走査することで、短軸断面像を表示することが出来る。そして、この短軸断面像の各部分に対応する超音波探触子との距離は、どの部分でも略等距離であるため、感度も略均一である。従って、均一な画質の短軸断面像を表示することが出来る。なお、音線密度を下げることにより走査面のフレームレートを上げ且つ1断面画像デー

分回転当たりの走査面の数を減らせば、超音波画像を高フレームレートで表示できるようになる。これにより、リアルタイム性を向上することが可能となり、撮影対象の動きが速い場合でも、撮影対象を的確に観察できるようになる。

【0006】第2の観点では、本発明は、前記第1の観点の超音波画像表示方法において、走査面位置を軸回転して放射状の配置となる複数の走査面で順に走査し、走査面位置が1断面画像データ分回転すると、直前の1断面画像データ分回転とは異なる走査面位置となるように走査面位置を軸回転することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第2の観点による超音波画像表示方法では、走査面位置が1断面画像データ分回転する毎に超音波画像を更新することで、ある超音波画像に対応する複数の走査面位置と次の超音波画像に対応する複数の走査面位置とが異なることになるため、造影剤が満たされるまで超音波画像の更新を待つ必要がなくなる。従って、造影剤を用いた場合でも、短軸断面像の表示レートを高くすることが出来る。なお、1断面画像データ分回転とは、1つの断面画像データを生成しうる分の回転を意味する。

【0007】第3の観点では、本発明は、前記第1の観点または第2の観点の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した補間および急変部強調画像であることを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第3の観点による超音波画像表示方法では、隣接する走査面間を補間により埋めるので、自然な印象を与える態様で超音波画像を表示できる。また、急変部を強調するので、短軸断層像において心臓壁を明瞭に観察できるようになる。

【0008】第4の観点では、本発明は、前記第1の観点または第2の観点の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、断層画像データ上の急変部を直線で結んだレーダーチャート形式画像であることを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第4の観点による超音波画像表示方法では、各走査面上の急変部を抽出し、隣接する走査面上の急変部を直線で結ぶだけなので、処理の負担が軽くなり、超音波画像の表示レートを容易に高くすることができ、これにより、リアルタイム性を向上することが可能となり、撮影対象の動きが速い場合でも、撮影対象を的確に観察できるようになる。

【0009】第5の観点では、本発明は、前記第1の観点または第2の観点の超音波画像表示方法において、前記超音波画像は、断層画像データ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる変化方向識別画像であることを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第5の観点による超音波画像表示方法では、例えば断面画像データ上で中心部から遠ざかっている急変部を超音波画像上で赤く表示し、断面画像デ

ータ上で中心部に近づいている急変部を超音波画像上で青く表示することで、心壁等の動きを明確に視認できるようになる。

【0010】第6の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を用いて放射状の配置となる複数の走査面で走査する走査手段と、前記超音波探触子から略等距離の断面に相当するデータを取得して断面画像データを生成する断面画像データ生成手段と、前記断面画像データに基づく超音波画像を表示する超音波画像表示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、前記第1の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0011】第7の観点では、本発明は、前記第6の観点の超音波診断装置において、前記走査手段は、走査面位置を軸回転して放射状の配置となる複数の走査面で順に走査し、走査面位置が1断面画像データ分回転すると、直前の1断面画像データ分回転とは異なる走査面位置となるように走査面位置を軸回転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、前記第2の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0012】第8の観点では、本発明は、前記第6の観点または第7の観点の超音波診断装置において、前記超音波画像は、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した補間および急変部強調画像である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、前記第3の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0013】第9の観点では、本発明は、前記第6の観点または第7の観点の超音波診断装置において、前記超音波画像は、断層画像データ上の急変部を直線で結んだレーダーチャート形式画像であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第9の観点による超音波診断装置では、前記第4の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0014】第10の観点では、本発明は、前記第6の観点または第7の観点の超音波診断装置において、前記超音波画像は、断層画像データ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる変化方向識別画像であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第10の観点による超音波診断装置では、前記第5の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0015】

【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さらに詳細に説明する。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、電子的に走査面を回転し得る超音波探触子1と、送受信部2と、走査面Pの回転角度を制御する走査面回転制御部3と、超音波画像を表示する断面の前記超音波探触子1からの深さdを設定する断面深さ設定部4と、放射状の配置となる複数の走査面を得たデータから前記深さdの断面に相当する断面画像データを生成する断面画像データ生成部5と、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した補間および急変部強調画像G1を生成する補間・急変部強調画像生成部6と、断層画像データ上の急変部を直線で結んだレーダーチャート形式画像G2を生成するレーダーチャート形式画像生成部7と、断層画像データ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる変化方向識別画像G3を生成する変化方向識別画像生成部8と、前記各画像G1, G2, G3を表示用の超音波画像に変換するDSC (Digital Scan Convertor) 9と、超音波画像を表示する表示装置10とを具備して構成されている。

【0016】図2は、図1の超音波診断装置100による断層画像データ生成処理を示すフロー図である。ステップST1では、操作者は、断面深さ設定部4を用いて断面の深さdを設定する。ステップST2では、被検体に造影剤を注入する。ステップST3では、被検体に超音波探触子1を当てる。短軸断面像を得たい場合は、図3に示すように、超音波探触子1を被検体Hの心臓Tの心尖側の体表に当てる。つまり、走査面Pの中心音線Lcが心臓Tの長軸Axに略沿うような方向で、超音波探触子1を被検体Hの体表に当てる。

【0017】ステップST4では、走査面番号iを“0”に初期化する。

【0018】ステップST5では、走査面の回転角度を $i \times 180^\circ / n$ にして走査する。nは、断面画像データを生成するのに必要な走査面数である。説明の都合上、ここでは $n = 4$ とする。i = 0の時は、 $= 0^\circ$ となる。従って、図4に示すように、 $= 0^\circ$ の走査面P(0)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。なお、図4の(a)は、走査面P(0)を横から見た状態を示す。図4の(b)は、走査面P(0)を上から見た状態を示す。

【0019】ステップST6では、走査面番号iを“1”だけインクリメントする。ステップST7では、走査面番号i = nか否か判定し、i = nでなければ上記ステップST5に戻り、i = nならばステップST8へ進む。i = 1の時は、上記ステップST5に戻り、図5に示すように、 $= 45^\circ (= 1 \times 180^\circ / 4)$ の走査面P(1)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 2の時も、上記ステップST5に戻り、 $= 90^\circ (= 2 \times 180^\circ / 4)$ の走査面P(2)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 3の時も、上記ステップST5に戻り、図6に

示すように、 $= 135^\circ (= 3 \times 180^\circ / 4)$ の走査面P(3)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 4になると、ステップST8へ進む。

【0020】ステップST8では、走査面P(0) ~ P(3)で取得したデータから1つの断面画像データを生成する。ここで生成された断面画像を図7に例示する。

【0021】ステップST9では、走査面番号iを“0”に初期化する。

【0022】ステップST10では、走査面の回転角度を $i \times 180^\circ / n + 180^\circ / 2n$ にして走査する。i = 0の時は、 $= 22.5^\circ$ となる。従って、図8に示す $= 22.5^\circ$ の走査面P(0)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。

【0023】ステップST11では、走査面番号iを“1”だけインクリメントする。ステップST12では、走査面番号i = nか否か判定し、i = nでなければ上記ステップST10に戻り、i = nならばステップST13へ進む。i = 1の時は、上記ステップST10に戻り、図8に示す $= 67.5^\circ$ の走査面P(1)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 2の時も、上記ステップST10に戻り、図8に示す $= 112.5^\circ$ の走査面P(2)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 3の時も、上記ステップST10に戻り、図8に示す $= 157.5^\circ$ の走査面P(3)における深さdのサンプリング点Sのデータを取得する。i = 4になると、ステップST13へ進む。

【0024】ステップST13では、走査面P(0) ~ P(3)で取得したデータから1つの断面画像データを生成する。ここで生成された断面画像を図8に例示する。ステップST14では、走査を継続するなら前記ステップST4に戻り、終了するなら処理を終了する。

【0025】図7および図8から判るように、ある断層画像データに対応する走査面位置と次の断層画像データに対応する走査面位置とは異なっている。このため、ある断層画像データを取得してから次の断層画像データを取得するのに、造影剤が満たされる時間を待つ必要がない。従って、造影剤を用いた場合でも、断層画像データの生成レートを高くすることが出来る。

【0026】図9は、図1の超音波診断装置100による超音波画像表示処理を示すフロー図である。この超音波画像表示処理は、断層画像データが新たに生成される毎に起動される。ステップST21では、超音波画像の表示形式として操作者が何を選択しているかをチェックし、「補間および急変部強調画像」ならステップST22へ進み、「レーダーチャート形式画像」ならステップST23へ進み、「変化方向識別画像」ならステップST24へ進む。

【0027】ステップST22では、図10に示すように、隣接する走査面間を補間により埋めると共に断面画像データ上の急変部を強調した超音波画像を生成する。

図7や図8に示す断面画像データ上では、急変部は心臓の壁面になるので、心臓の壁面が自然に見える短軸断面像となる。そして、ステップST25へ進む。

【0028】ステップST23では、図11に示すように、断層画像データ上の急変部を直線で結んだ超音波画像を生成する。図7や図8に示す断面画像データ上では、急変部は心臓の壁面になるので、心臓の壁面を折れ線で近似した画像となる。そして、ステップST25へ進む。

【0029】ステップST24では、図12に示すように、断層画像データ上の中心部に対し急変部が遠ざかっているか近づいているかを識別しうる超音波画像を生成する。図7や図8に示す断面画像データ上では、急変部は心臓の壁面になるので、心臓が拡張期か収縮期かを明確に視認できる画像となる。そして、ステップST25へ進む。

【0030】ステップST25では、超音波画像G1, G2, G3のいずれかを表示する。そして、処理を終了する。

【0031】以上の超音波診断装置100によれば、次の効果が得られる。

(1) 表示される超音波画像G1~G3のどの部分も超音波探触子1から略等しい距離(深さd)に対応するので、その部分でも画質が均一となる。

(2) ある断層画像データの走査面と次の断層画像データの走査面とが異なるから、ある断層画像データの走査面上の造影剤が消失してもそれに影響されずに次の断層画像データを取得できる。よって、造影剤を用いた場合でも超音波画像の表示レートを高くすることが出来る。なお、全体としてサンプリング点の位置が増えるから、30 分解能が上がる効果もある。

【0032】上記超音波診断装置100の構成を次のように変更してもよい。

(1) 超音波探触子1として、機械的に走査面を回転し得るタイプ(例えば振動子を回転させるタイプ)のものを採用してもよい。

(2) 超音波探触子1は、超音波内視鏡探触子であってもよい。この場合には、消化器管やそれに隣接した臓器(例えば胃)の壁面などを好適に撮影できるようになる。

(3) リアルタイム性を向上するために、各走査面での音線密度を下げることによりフレームレートを上げ、且つ、1断面画像データを生成しうる走査面の数を減らして、断面画像データの生成レートを上げてよい。

(4) 上記実施形態では1つ飛びの断層画像データは同じ走査面になるが、これを2つ飛び以上で同じ走査面に戻るようにしてもよい。

【0033】

【発明の効果】本発明の超音波画像表示方法および超音波診断装置によれば、次の効果が得られる。

(1) 超音波画像のどの部分も超音波探触子から略等しい距離に対応するので画質を均一にすることが出来る。よって、画質の均一な短軸断面像を表示することが出来る。

(2) ある断層画像データの走査面上の造影剤が消失してもそれに影響されずに次の断層画像データを取得できるので、造影剤を用いた場合でも、超音波画像の表示レートを高くすることが出来る。よって、造影剤を用いた短軸断面像の表示レートを高くすることが出来る。

【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断層画像データ生成処理を示すフロー図である。

【図3】短軸断面像を得るように超音波探触子を被検体に当てた状態を示す説明図である。

【図4】走査面の回転角度 = 0°のときの走査面とサンプリング点を示す説明図である。

【図5】走査面の回転角度 = 45°のときの走査面とサンプリング点を示す説明図である。

【図6】走査面の回転角度 = 135°のときの走査面とサンプリング点を示す説明図である。

【図7】断面画像と走査面の位置関係を示す概念図である。

【図8】断面画像と走査面の別の位置関係を示す概念図である。

【図9】図1の超音波診断装置による超音波画像表示処理を示すフロー図である。

【図10】補間および急変部強調画像の例示図である。

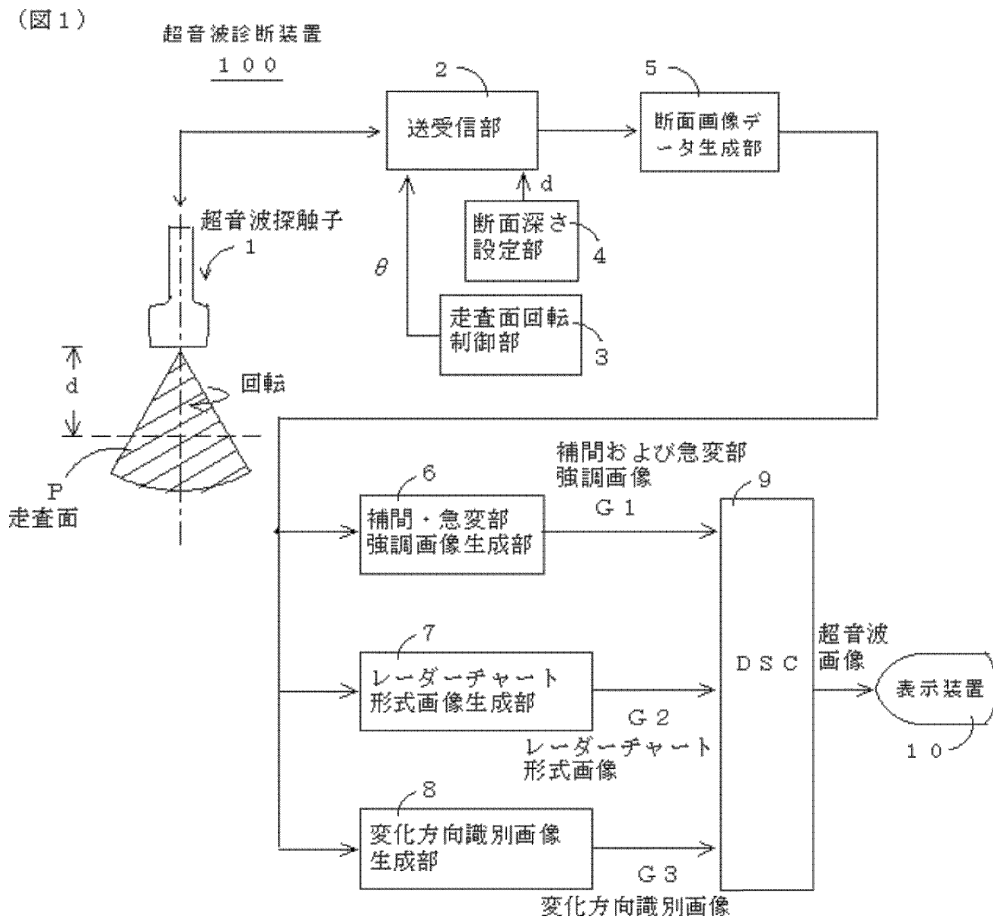
【図11】レーダーチャート形式画像の例示図である。

【図12】変化方向識別画像の例示図である。

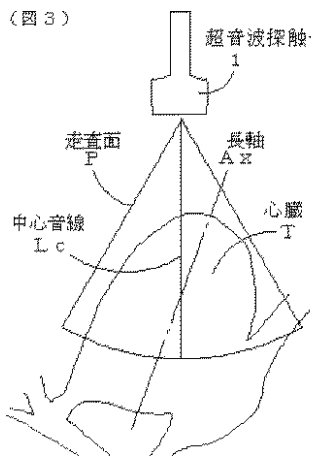
【符号の説明】

- 100 超音波診断装置
- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 走査面回転制御部
- 4 断面深さ設定部
- 5 断面画像データ生成部
- 6 補間・急変部強調画像生成部
- 7 レーダーチャート形式画像生成部
- 8 変化方向識別画像生成部
- 9 DSC
- 10 表示装置
- d 断面の深さ
- G1 補間および急変部強調画像
- G2 レーダーチャート形式画像
- G3 変化方向識別画像
- P 走査面
- 走査面回転角度

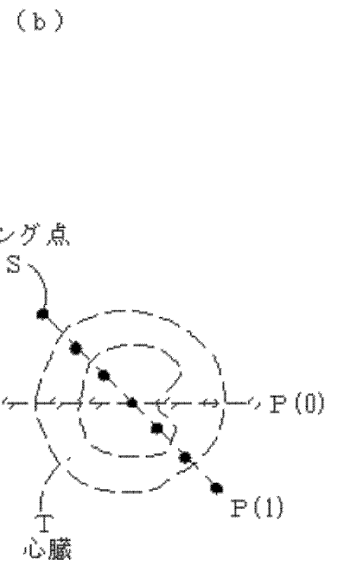
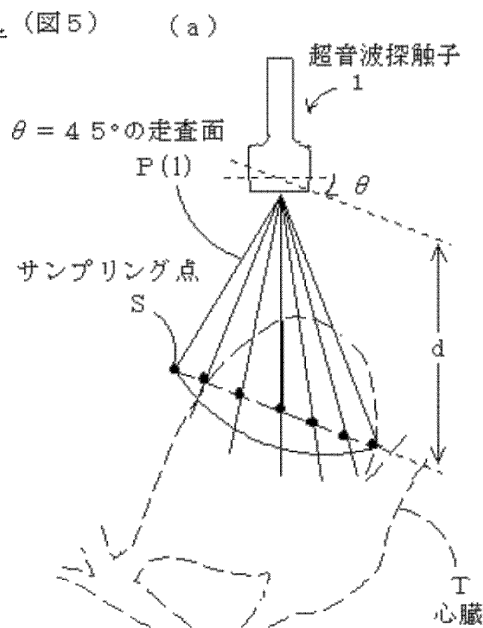
【図1】



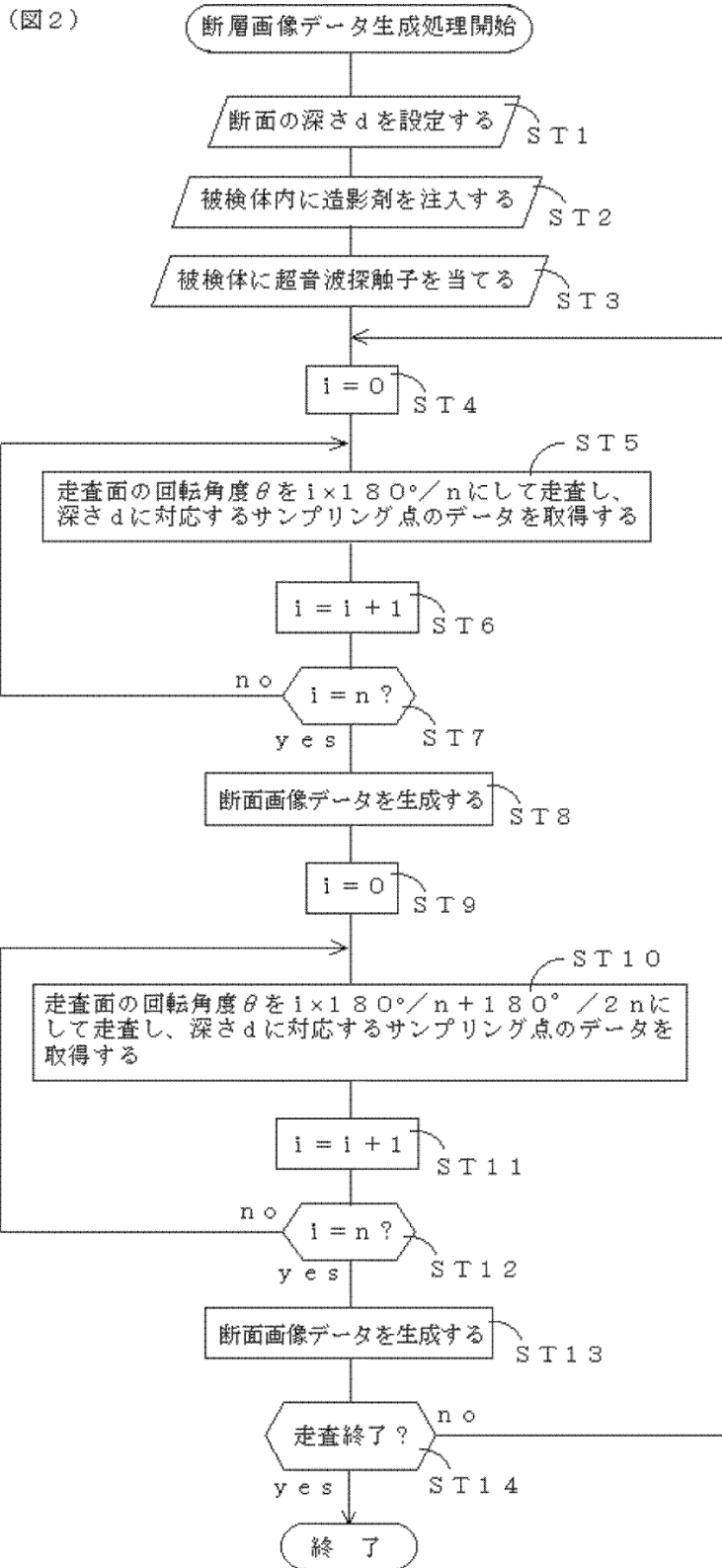
【図3】



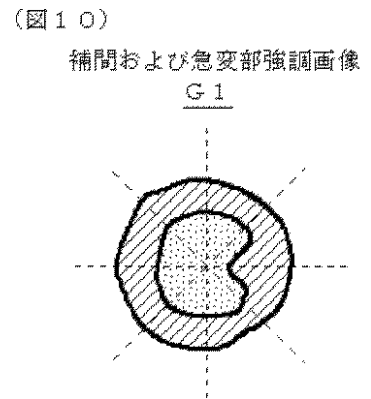
【図5】



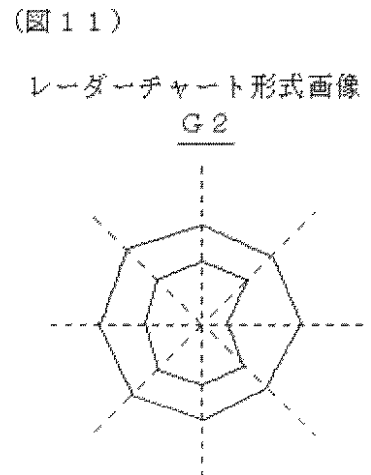
【図2】



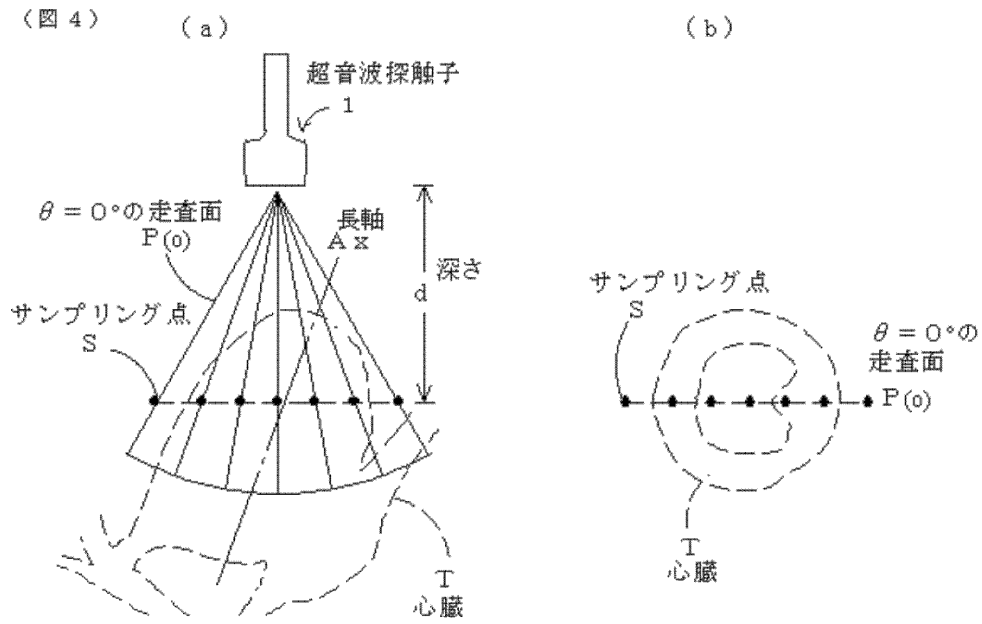
【図10】



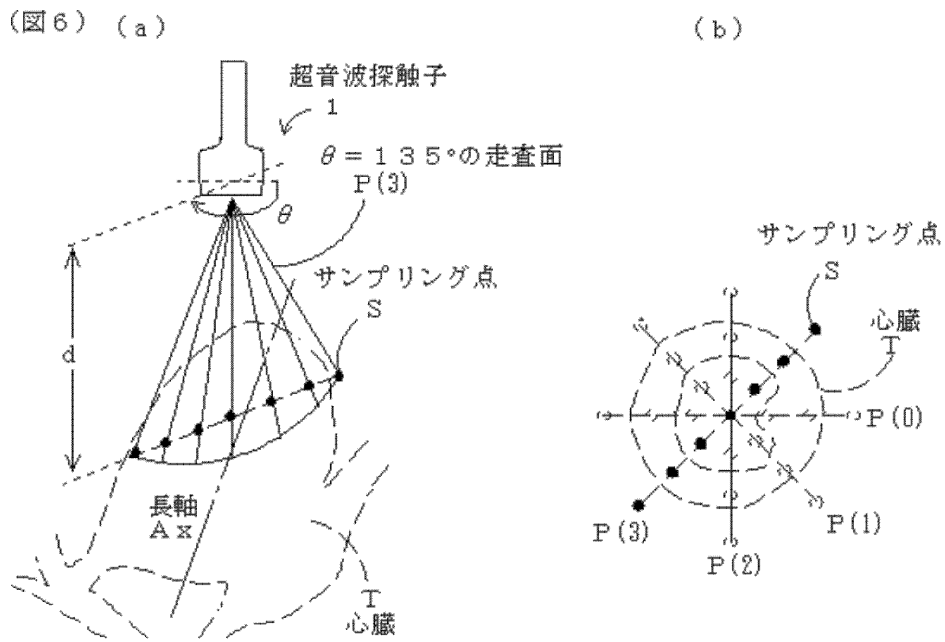
【図11】



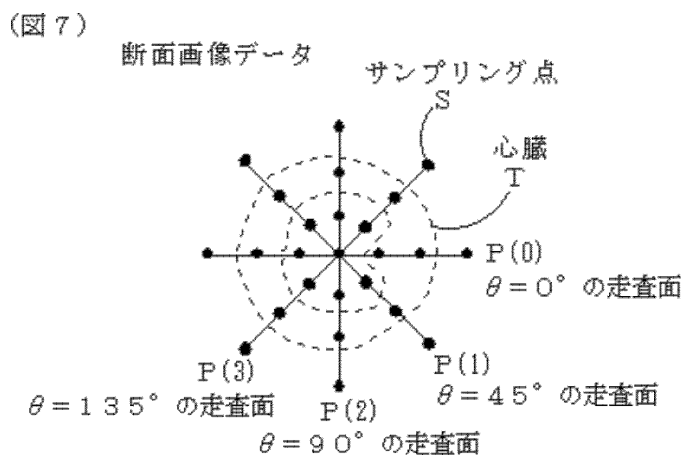
【図4】



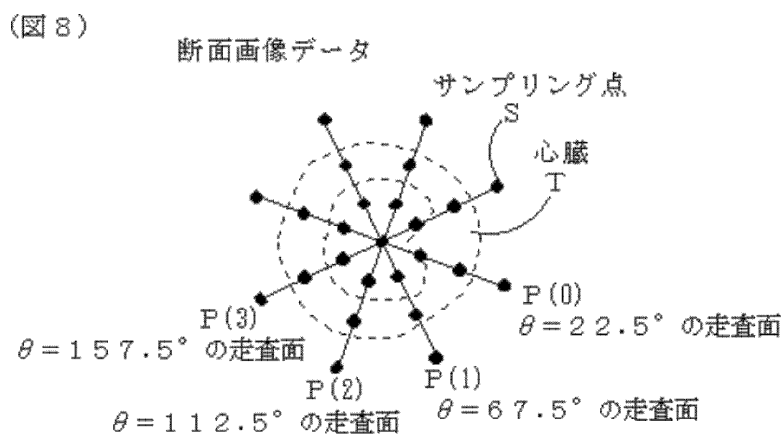
【図6】



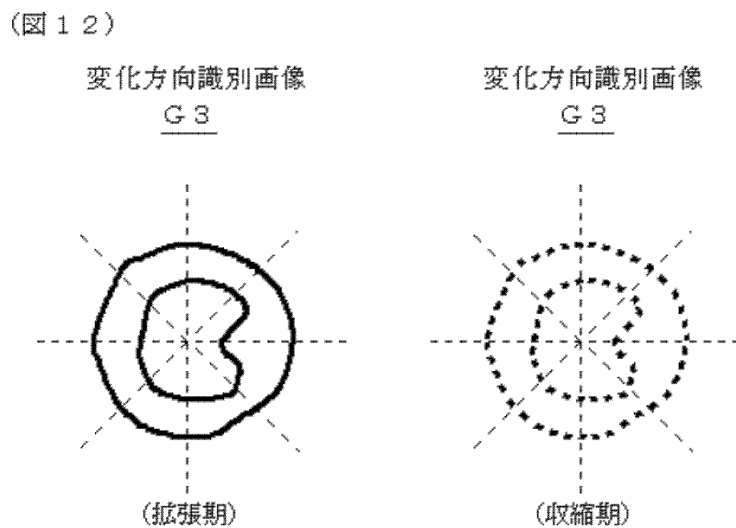
【図7】



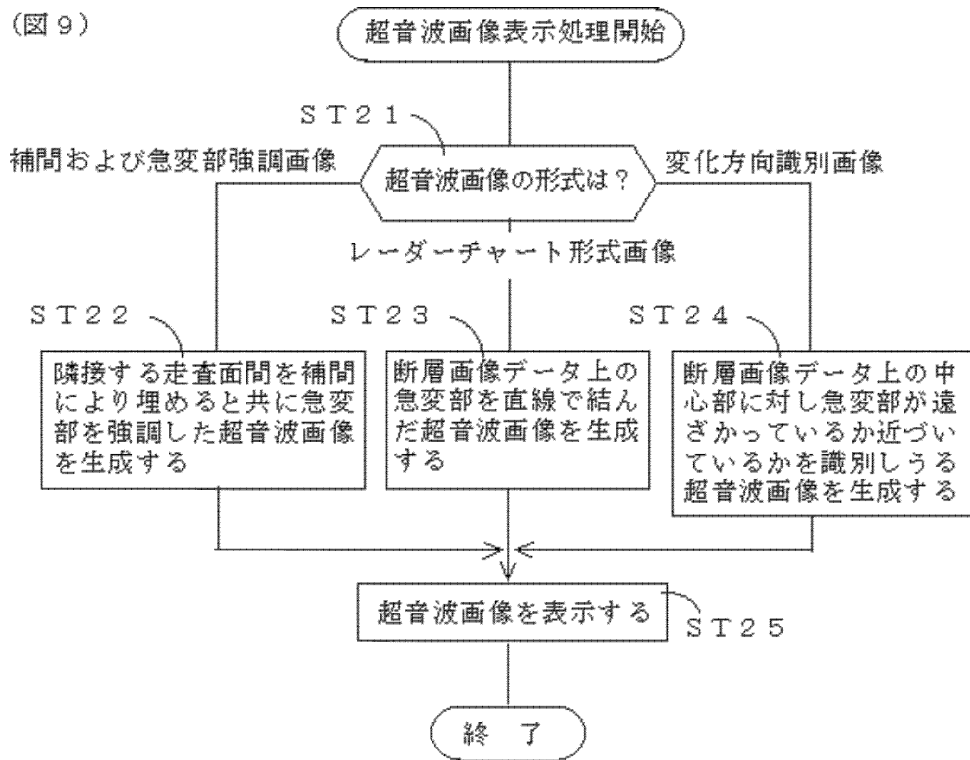
【図8】



【図12】



【図9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 BB13 CC06 DD07 EE07 EE20
JB06 JC03 KK40 LL20

专利名称(译)	超声波图像显示方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2001353150A	公开(公告)日	2001-12-25
申请号	JP2000179449	申请日	2000-06-15
[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 田中考		
发明人	橋本 浩 田中 考		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/CC06 4C301/DD07 4C301/EE07 4C301/EE20 4C301/JB06 4C301/JC03 4C301/KK40 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/EE30 4C601/JB04 4C601/JC01 4C601/JC40 4C601/KK15 4C601/KK50 4C601/LL40		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：适当显示短轴截面图像。 解决方案：基本上沿着心脏T的长轴方向应用超声探头1并使用多个径向扫描平面P进行扫描，即可获得与从超声探头1到深度d的横截面相对应的数据。 提取以生成横截面图像数据，并且基于横截面图像数据显示短轴横截面图像。 [效果]可以显示具有均匀图像质量的短轴截面图像。 即使使用造影剂，也可以提高短轴截面图像的显示率。

