

(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2010-131053

(P2010-131053A)

(43) 公開日 平成22年6月17日(2010.6.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-307314 (P2008-307314)
(22) 出願日 平成20年12月2日 (2008.12.2)(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(72) 発明者 中原 雅文
東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 EE11 GA18 GA21 JC20
JC25 KK12

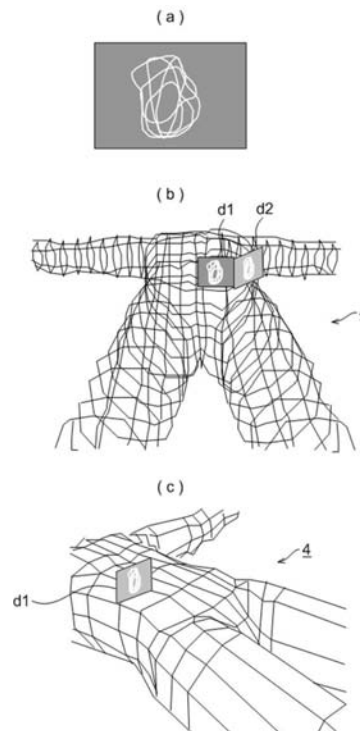
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断システムおよび超音波画像診断システムを動作させるプログラム

(57) 【要約】

【課題】被検体4における超音波探触子2の撮影位置を容易に判別できる超音波画像を表示できる超音波画像診断システムおよび超音波画像診断システムを動作させるプログラムを提供する。

【解決手段】被検体内の測定箇所から反射する超音波信号を受信して電気信号に変換する超音波探触子と、前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、前記超音波探触子内の少なくとも一箇所の参照位置を、所定の基準位置に対して測定する位置測定手段と、前記被検体の表面形状を3次元測定して3次元測定データを生成する3次元測定手段と、前記3次元測定データに基づき前記被検体の表面形状の立体画像を生成する立体画像生成部と、測定された前記超音波探触子の位置と前記3次元測定データに基づき前記立体画像に前記超音波画像を合成する合成画像生成部と、を設けた。

【選択図】 図1 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の測定箇所超音波信号を送信し、前記測定箇所から反射する前記超音波信号を受信して電気信号に変換する超音波探触子と、
前記電気信号から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、
前記超音波探触子の位置を、所定の基準位置に対して測定する位置測定手段と、
前記基準位置に対する前記被検体の表面形状を 3 次元測定して 3 次元測定データを生成する 3 次元測定手段と、
前記 3 次元測定データに基づき前記被検体の表面形状の立体画像を生成する立体画像生成部と、
測定された前記超音波探触子の位置と、前記 3 次元測定データに基づき、前記立体画像に前記超音波画像を合成する合成画像生成部と、
を有することを特徴とする超音波画像診断システム。

10

【請求項 2】

前記超音波探触子が超音波を照射する照射方向を算出する照射方向算出手段を有し、
前記合成画像生成部は、前記照射方向に基づき、所定の観察位置から遠近法に基づいた前記被検体の超音波画像を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 3】

コンピュータに、
被検体内の測定箇所超音波信号を送信し、前記測定箇所から反射する前記超音波信号を受信して電気信号に変換する超音波探触子からの前記電気信号を受信する処理と、
前記超音波探触子の位置を、所定の基準位置に対して測定する位置測定手段から前記超音波探触子の位置を受信する処理と、
前記基準位置に対する前記被検体の表面形状を 3 次元測定して 3 次元測定データを生成する 3 次元測定手段から前記 3 次元測定データを受信する処理と、
受信した前記 3 次元測定データに基づき前記被検体の表面形状の立体画像を生成する処理と、
前記電気信号から前記被検体内の超音波画像を生成する処理と、
測定された前記超音波探触子位置と、前記 3 次元測定データに基づき、前記立体画像に前記超音波画像を合成する処理と、
を実行させることを特徴とするプログラム。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば医療等に用いられる超音波診断装置および超音波画像診断システムを動作させるプログラムに関し、特に被検体の 3 次元形状を示す立体画像において、超音波診断部位の位置を正確に検知し、該位置に超音波画像を合成し、術者に診断部位が被検体の何処にあるかを正確に判断できる超音波診断装置および超音波画像診断システムを動作させるプログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断システムは、体内の血流や体組織の断面形状の画像化に広く使われている。超音波画像診断システムは、超音波探触子を用いて生体組織に超音波を細いビームに絞り込みつつ送信し、生体組織界面の音響インピーダンス差によって生じる反射エコーを受信し、体内組織の画像形成を行う。

【0003】

最近、得られた体内組織の画像を、術者がより把握し易いように、3 次元化して表示する提案がなされている。

【0004】

50

例えば、超音波探触子の３次元空間での位置情報を検出するセンサを設け、各フレームの３次元空間での位置情報と、術者等の観察者の観察条件に係わる情報、例えば、観察者の位置と視野角度と視線方向とによって画像の投影（透視投影）を行えるように処理する。３次元空間の任意の視点位置から任意の倍率で実際に観察位置に視点を置いたように表示される画像を提供できる（例えば特許文献１参照）。

【０００５】

また、予め取得されたリファレンス画像と撮影中の超音波画像等の画像と、リファレンス画像を生成する際の超音波探触子の位置と現在の超音波探触子の位置との関係を示す位置情報と、をナビゲーション情報として表示部に表示するという提案がある（例えば特許文献２参照）。リファレンス画像をさらに取得するための超音波探触子の移動位置を、移動情報として表示部に表示することで術者は３次元イメージが得られ、専門外若しくは経験の浅い医師や技師等であっても、容易かつ適切に操作することができる。

【特許文献１】特開平７－７３３００号公報

【特許文献２】特開２００４－１６２６８号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

特許文献１に開示されている技術にあつては、センサにより超音波探触子の位置を求めることで、超音波探触子の位置が３次元的に移り変わる様子を検知することはできるが、超音波探触子を当接させる被検体の体の位置を正確に検知することはできない。

【０００７】

また、特許文献２に開示されている技術にあつては、リファレンス画像生成時の超音波探触子の位置と、現在の探触子の相対的な位置のみが検出できるというもので、撮影する画像がリファレンスと異なる場合には、被検体のどの位置を撮影しているのかが不明であった。従って、遠隔画像診断を行う場合は、超音波探触子が被検体のどの場所に、どの方向で走査しているのかが判別できないという不具合があった。

【０００８】

本発明の目的は、被検体の撮影位置を容易に判別できる超音波画像を表示できる超音波画像診断システムおよび超音波画像診断システムを動作させるプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

【００１０】

１．被検体内の測定箇所超音波信号を送信し、前記測定箇所から反射する前記超音波信号を受信して電気信号に変換する超音波探触子と、
前記電気信号から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、
前記超音波探触子の位置を、所定の基準位置に対して測定する位置測定手段と、
前記基準位置に対する前記被検体の表面形状を３次元測定して３次元測定データを生成する３次元測定手段と、
前記３次元測定データに基づき前記被検体の表面形状の立体画像を生成する立体画像生成部と、
測定された前記超音波探触子の位置と、前記３次元測定データに基づき、前記立体画像に前記超音波画像を合成する合成画像生成部と、
を有することを特徴とする超音波画像診断システム。

【００１１】

２．前記超音波探触子が超音波を照射する照射方向を算出する照射方向算出手段を有し、
前記合成画像生成部は、前記照射方向に基づき、所定の観察位置から遠近法に基づいた前記被検体の超音波画像を生成することを特徴とする前記１記載の超音波画像診断システム

。

【0012】

3. コンピュータに、

被検体内の測定箇所超音波信号を送信し、前記測定箇所から反射する前記超音波信号を受信して電気信号に変換する超音波探触子からの前記電気信号を受信する処理と、

前記超音波探触子の位置を、所定の基準位置に対して測定する位置測定手段から前記超音波探触子の位置を受信する処理と、

前記基準位置に対する前記被検体の表面形状を3次元測定して3次元測定データを生成する3次元測定手段から前記3次元測定データを受信する処理と、

受信した前記3次元測定データに基づき前記被検体の表面形状の立体画像を生成する処理と、

前記電気信号から前記被検体内の超音波画像を生成する処理と、

測定された前記超音波探触子位置と、前記3次元測定データに基づき、前記立体画像に前記超音波画像を合成する処理と、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の効果】

【0013】

本発明により、超音波探触子に加えて3次元測定手段により身体表面形状の情報を取得、表示できるので、被検体の撮影位置を容易に判別できる超音波画像診断システムを提供できる。

【0014】

従って、特に、遠隔診断においては術者以外が被検体の身体どこに、どのような向きで探触子を当接させているのか検知できるので、超音波探触子を臓器や組織の撮影位置に確実に誘導することができ、診断のみならず、術者の指導なども容易に行える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明するが、本発明は該実施の形態に限られない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0016】

[超音波画像診断システム]

図1は、実施形態における超音波画像診断システムの外観構成を示す図である。図2は、実施形態における超音波画像診断システムの電氣的な構成を示すブロック図である。図3は、実施形態の3次元測定機5の構成を示す概要図である。

【0017】

超音波画像診断システムは、図1に示すように、超音波診断装置本体1、超音波探触子2、ケーブル3、6、操作入力部11、および表示部15からなる超音波診断装置Hと、位置センサ7と、3次元測定機5とを備えて構成される。

【0018】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、診断開始を指示するコマンドや被検体(患者)4の個人情報等のデータを入力する操作入力部11と、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を供給して超音波探触子2に超音波を発生させる送信回路12と、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する受信回路13と、受信回路13で受信した受信信号に基づいて被検体4内の生体組織の画像(超音波画像)を生成する画像処理部14と、画像処理部14で生成された被検体4内の生体組織の画像を表示する表示部15と、得られた超音波画像等を記憶する記憶部17と、後述する位置センサ7および位置演算部8と、これら操作入力部11、送信回路12、受信回路13、画像処理部14、表示部15、記憶部17、位置センサ7および位置演算部8を当該機能に応じて制御することによって超音波診断装置Hの全体制御を行う制御部16とを備えて構成される。

【0019】

超音波探触子2は、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる複数の圧電素子を備えている。超音波探触子2には、後述の位置センサ7が超音波探触子2上の二箇所の位置を検出できるように、二箇所の参照ポイントが備えられている。二箇所の参照ポイントの各々は、超音波画像診断システムにおける所定の位置基準からの参照位置を相対位置で示すものである。超音波探触子2の3次元位置を検知する方式については後述する。

【0020】

超音波診断装置Hでは、例えば、操作入力部11から診断開始の指示が入力されると、制御部16の制御によって送信回路12で電気信号の送信信号が生成される。生成された送信信号は、ケーブル3を介して超音波探触子2へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子2における複数の圧電素子へそれぞれ供給される。この電気信号の送信信号は、例えば、所定の周期で繰り返される電圧パルスである。複数の圧電素子は、それぞれ、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚み方向に伸縮し、この電気信号の送信信号に応じて超音波振動する。この超音波振動によって、超音波探触子2から被検体4に対して超音波が送信される。

【0021】

なお、超音波探触子2は、被検体4の表面上に当接されて用いられてもよいし、被検体4の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【0022】

被検体4に対して送信された超音波は、被検体4内部における音響インピーダンスが異なる1または複数の境界面で反射され、超音波の反射波となる。この反射波には、送信された超音波の周波数（基本波の基本周波数）成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の2倍、3倍および4倍などの第2高調波成分、第3高調波成分および第4高調波成分なども含まれる。この反射波の超音波は、超音波探触子2で受信される。より具体的には、この反射波の超音波は、圧電素子で受信され、圧電素子で機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として取り出される。この取り出された電気信号の受信信号は、ケーブル3を介して制御部16で制御される受信回路13で受信される。受信された電気信号は画像処理部14に送信され、超音波画像が生成される。

【0023】

本実施形態における超音波探触子2および超音波診断装置Hでは、上記したように基本波の高調波が受信されるので、ハーモニクイメーキング技術によって超音波画像を形成することが可能となる。このため、本実施形態における超音波探触子2および超音波診断装置Hは、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。そして、比較的パワーの大きい第2および第3高調波が受信されるので、より鮮明な超音波画像の提供が可能となる。

【0024】

〔超音波探触子2の位置センサ7〕

位置センサ7は超音波探触子2上の参照位置2a、2bの3次元位置を検知するセンサ部7aと7bを備えている。超音波探触子2上の参照位置2a、2bは、超音波探触子2上において、距離をおいた2点の位置であることが望ましい。距離をおくことで、超音波探触子2の3次元位置を測定する精度が向上することが期待できる。参照位置2a、2bの3次元位置を検知する方式としては、公知の方式を採用できる。例えば、参照位置2a、2bに各々発信機を設け、発信機から発信される信号がセンサ部7aと7bとに到達する時間を測定することで、参照位置2a、2bの各々からセンサ部7aと7bまでの距離を測定する。位置演算部8は、測定結果から演算により、超音波探触子2の3次元位置情報、すなわち、超音波探触子2の3次元位置や、超音波を照射する照射方向を検知する。演算結果は超音波診断装置本体1の画像処理部14へ送信される。

【0025】

他の方式としては、参照位置2a、2bに磁石を取り付け、センサ部7aと7bにホー

ル素子などの磁気検知器を設け、センサ部 7 a と 7 b が各々検知する磁界強度から参照位置 2 a、2 b からセンサ部 7 a と 7 b までの距離を測定する方式などがある。

【0026】

また、超音波を照射する照射方向については、超音波探触子 2 に加速度センサを搭載して、超音波探触子 2 の傾斜角を測定して検知することもできる。

【0027】

超音波画像診断システムにおける所定の位置基準は、例えば後述する 3 次元測定機 5 が、3 次元測定するために 3 次元測定機 5 内に有している位置基準を採用する。すなわち、後述する 3 次元測定機 5 が 3 次元測定した 3 次元データの位置基準を基に、位置センサ 7 は超音波探触子 2 の参照位置 2 a、2 b を測定する。

【0028】

〔3 次元測定機 5〕

図 3 は被検体 4 の 3 次元形状を測定する 3 次元測定手段として機能する 3 次元測定機 5 である。3 次元形状測定方式には、レーザ光を利用した公知の光切断法を採用する。

【0029】

図 3 に示すように、3 次元測定機 5 には投光部 2 1 と受光部 2 2 とが設けられている。投光部 2 1 は投光窓 2 1 a と走査光学系 2 1 b とを有し、走査光学系 2 1 b はレーザ光源からのレーザ光を光束断面がスリット状（直線状）となるレーザ光（以下、「レーザスリット光」という。）L 1 に変換し、ガルバノミラー等の走査手段を用いてレーザスリット光 L 1 を所定の走査方向 S C に走査させるように構成されている。

【0030】

また、受光部 2 2 は受光窓 2 2 a と受光光学系 2 2 b とを有し、投光部 2 1 から照射されるレーザスリット光 L 1 が被検体 4 で反射する反射光を、受光窓 2 2 a を介して受光光学系 2 2 b で受光するように構成される。受光光学系 2 2 b には、レーザ光 L 1 を集光するレンズ 2 2 d と、受光素子としての C C D 撮像素子 2 2 c とが配置され、投光部 2 1 における走査光学系 2 1 b と同期して受光光学系 2 2 b が制御されることにより、レーザスリット光 L 1 の走査位置に対応した測定データが得られる。

【0031】

レーザスリット光 L 1 の被検体 4 の身体の走査位置（照射位置）と C C D 撮像素子 2 2 c で受光される反射光の位置とから、三角測量の原理に従って演算部 2 5 が被検体 4 の表面形状に関する測定データを演算する。

【0032】

測定データは上記の所定の位置基準からの相対値として得る。位置基準として、例えば、受光光学系 2 2 b における C C D 撮像素子 2 2 c の受光面の中心位置を採用してもよい。被検体 4 の表面形状に関する測定データは、C C D 撮像素子 2 2 c 上の各受光素子の座標データを基に演算して求める。立体画像の生成のために 3 次元測定機 5 内に立体画像生成部を設けてもよいが、本実施形態では、測定データを超音波診断装置 H における画像処理部 1 4 へ送信し、画像処理部 1 4 において、被検体 4 の立体画像の生成を行う。すなわち、画像処理部 1 4 が立体画像生成部として機能する。

【0033】

3 次元測定機 5 は、上記した投光部 2 1、受光部 2 2 および演算部 2 5 の他に、データを記憶するためのメモリ等からなる記憶部 2 3 と、3 次元測定機 5 の動作全般を制御するための制御部 2 4 とを備えて構成される。

【0034】

なお、3 次元測定機 5 の背面側には、超音波診断装置本体 1 とケーブル 6 を介して接続するためのインタフェース、3 次元測定機 5 に対する各種設定を行うための操作パネル、測定結果等を表示するための表示部等が設けられる。

【0035】

〔合成画像生成〕

次に図 4 乃至図 1 1 を用いて、3 次元測定機 5 で生成した被検体 4 の表面形状の立体画

10

20

30

40

50

像に、超音波探触子 2 を用いて撮影した被検体 4 内部の超音波画像を合成した合成画像を生成する方法について説明する。合成画像の生成は、合成画像生成部としても機能する画像処理部 14 で実行される。

【0036】

合成画像の生成プロセスは、3次元測定機 5 による被検体 4 の表面形状の測定のプロセスと、超音波画像の撮影プロセスと、画像の合成プロセスに分類される。

【0037】

各々のプロセスは主に制御部 16 が制御部 23 と協働し、プログラムが記憶部 17、および記憶部 23 から適宜読み出されて処理実行される。

【0038】

最初に 3次元測定機 5 による被検体 4 の表面形状の測定のプロセスに入る。以下に図 4 と図 5 を用いて超音波画像の撮影プロセスのフローについて説明する。図 4 は 3次元測定機 5 による被検体 4 の表面形状の測定のプロセスのフロー図である。図 5 は、被検体 4 の表面形状のワイヤーフレーム表示を表す図である。

【0039】

最初に図 4 におけるステップ S1 にて、被検体 4 は図 1 の超音波診断装置の前面側の図示しないベッドの上に仰向けに姿勢をとり、測定の準備に入る。3次元測定機 5 における投光部 21 と受光部 22 が観察位置となるので、例えば、被検体 4 の脚部の方向から測定したい場合には、被検体 4 の脚部を、投光部 21 と受光部 22 に向ける。

【0040】

次に、ステップ S2 にて、術者は操作入力部 11 から 3次元測定を開始する指示を入力する。

【0041】

次に、ステップ S3 にて、投光部 21 からレーザ光 L1 が出射され、被検体 4 の表面を、SC 方向にレーザ光 L1 が照射掃引される。レーザ光が被検体 4 の目に入らないように被検体 4 は瞼を閉じたままにしておくことが望ましい。被検体 4 の表面におけるレーザ光 L1 の散乱光が投光部 21 に入射しやすいように、被検体 4 はレーザ光の反射率が高い着衣を着ることが望ましい。

【0042】

次に、ステップ S4 にて、受光部から受光データが制御部 24 を介して演算部 25 に送信される。受光部 22 には、被検体 4 の表面形状に応じて変形したレーザ光 L1 の像が撮影されている。

【0043】

次に、ステップ S5 にて、被検体 4 の表面形状の 3次元データ算出の演算が演算部 25 で実施される。演算部 25 は、像の変形具合からレーザ光 L1 の照射部位の形状を光切断法で求める。例えば、被検体 4 の照射部位が平面であれば、レーザ光 L1 の像は直線となり、照射部位に段差があれば、その段差の大きさに応じて、レーザ光 L1 が途中で横ずれした像になる。照射部位の実際の形状は複雑であるが、小さい段差が連続した形状であると想定し、横ずれの量を検出して積算していくことで、照射部位引いては被検体 4 全体の形状を 3次元測定データとして求めることができる。

【0044】

最後に、ステップ S6 にて、演算部 25 が求めた 3次元測定データは合成画像生成部である画像処理部 14 に送信される。画像処理部 14 においては、得られた被検体 4 の表面形状の 3次元測定データを基に、被検体 4 の表面形状の立体画像を生成する。生成された立体画像は制御部 24 を介して記憶部 23 に記憶される。

【0045】

立体画像の表示形式としては、例えば図 5 に示すような、被検体 4 の表面形状のワイヤーフレーム表示を採用する。ワイヤーフレーム表示とは、得られた 3次元測定データを構成する 3次元座標の点を一定の順序で結ぶことで立体画像を描画する表示形式である。

【0046】

10

20

30

40

50

なお、ワイヤーフレーム表示にテクスチャマッピングを施し、被検体 4 の質感を表現することで、よりリアルな画像にしてもよい。外傷や褥創がある場合は、図示しないビデオカメラで取り込んだ体表面画像のテクスチャマッピングを施してもよい。

【0047】

次に超音波画像の撮影プロセスに入る。以下に図 6 と図 7 を用いて超音波画像の撮影プロセスのフローについて説明する。図 6 は超音波画像の撮影プロセスのフロー図である。図 7 は、超音波画像の概要を表す図である。

【0048】

最初に図 6 に示すように、ステップ S 10 において、1 フレーム分の超音波画像を取得する。超音波画像の撮影は術者が被検体 4 の診断を行う際に行う。術者は、従来行われていたように、測定箇所、例えば心臓に超音波探触子 2 を当接させる。例えば図 7 (a) に示すような心臓を撮影するため、超音波探触子 2 を被検体 4 の心臓を測定する位置に当接させる。超音波探触子 2 の照射方向を幾つかの方向に変更して撮影する。

【0049】

超音波画像は、超音波の直進する方向に垂直な断面内の画像となる。従って、例えば、図 7 (b) に示すように、撮影したい所望の断面 A、B、C がある場合には、断面 A、B、C の垂直方向のいずれかに超音波探触子 2 を当接する。

【0050】

次に術者が、操作入力部 11 から撮影を行う指示を入力すると上記のように、制御部は送信回路を動作させ、超音波探触子 2 から心臓に超音波が送信され、心臓から反射した超音波は超音波探触子 2 で受信されて電気信号に変換され、得られた電気信号は受信回路で受信されて所定の処理を施され、画像処理部 14 にデータが送信されて、超音波画像が生成される。

【0051】

超音波画像を生成する際、2 値化や透過処理などのフィルタ処理を行っても良い。位置センサ 7 は参照位置 2 a、2 b を測定し、超音波探触子 2 が超音波を照射する方向が検知されるようになっている。

【0052】

次にステップ S 11 において、制御部 16 は、超音波画像を取得した際の超音波探触子 2 の位置、超音波を照射する方向等の情報を位置演算部から取得し、心電信号を図示しない心電計などから取得する。得られた情報等は、記憶部 17 に記憶させておく。

【0053】

次にステップ S 12 において、制御部 16 は、得られた心電信号から心拍情報を生成する。なお、心電計の R 波そのものの診断開始からの R 波の数と周期を通倍し、R 波を基点としたカウント値を心拍情報とする。

【0054】

次にステップ S 13 において、制御部 16 は、得られたフレームの超音波画像に追加情報として、超音波探触子 2 の位置、超音波の照射方向等の情報と心拍情報を、記憶部 17 に記憶させておく。

【0055】

次にステップ S 14 において、1 フレーム分の超音波画像、フレーム毎の追加情報として、超音波探触子 2 の位置、超音波の照射方向等の情報と心拍情報を図示しない記憶装置に保存する。記憶装置には、ハードディスクなど、電源が切断されても記憶情報を保持し続ける記憶手段の採用が望ましい。

【0056】

次にステップ S 15 において、術者は次のフレームの超音波画像を撮影する診断を継続するか否かを判断し、判断結果を操作入力部 11 に入力する。超音波画像を継続して撮影する場合には、ステップ S 10 へ戻る。

【0057】

なお、得られた各々の断面内の心臓の超音波画像の境界部を強調し、境界部以外の部分

10

20

30

40

50

を透過となるように、画像処理部 14 が画像処理を施す。境界部分が強調された画像を生成することで、心臓などの臓器の拍動がワイヤーフレーム的に表現でき、心臓などの臓器の形状を容易に把握できることとなる。

【0058】

図 7 (c) に示すように、断面 A、B、C に相当する超音波画像を合成し、立体的な心臓の画像を生成してもよい。また、断面 A、B、C の 3 箇所以外の断面の超音波画像を生成すればさらに立体的な超音波画像を生成することができる。図 7 (d) に示すように断面 A と同じ方向であって深度の異なる断面 A 1、断面 A 2 等の画像を生成してもよい。

【0059】

次に、術者は測定した複数の心臓の超音波画像を基に、より立体的に心臓を把握できる動画を生成する。以下、図 8、図 9 を用いて説明する。図 8 は動画の生成フローを表す図であり、図 9 は、1 回の拍動の間の心臓の超音波画像を時系列で表した図である。

10

【0060】

最初にステップ S 20 にて、術者は操作入力部 11 から動画の作製指示を入力する。術者は作製指示を入力する際、表示する心臓の拍動回数と、1 回の拍動の間に超音波画像を表示するフレームの数を入力する。拍動回数とフレームの数は、記憶部 17 に設けた記憶空間に記憶させる。例えば拍動回数を 1、1 回の拍動の間に超音波画像を表示するフレームの数を 30 と入力し記憶させる。

【0061】

動画の作製指示が入力されると、ステップ S 21 にて、制御部 16 は、記憶部 17 に設けた記憶空間にある変数の拍動回数 (I) に 0 を入力する。

20

【0062】

次にステップ S 22 にて、制御部 16 は、1 回の拍動の間に超音波画像を表示するフレームの数の変数のカウンタ値 (J) に 0 を入れる。

【0063】

次にステップ S 23 において、制御部 16 は、上記のように記憶部 17 に記憶させたフレーム画像の中から、カウンタ値に相当する心拍の値に対応する超音波画像を、超音波探触子 2 から超音波を照射する方向ごと、すなわち撮影する断面ごとに記憶部 17 からリストアップし、立体画像を生成する。

【0064】

30

例えば、上記のように 1 回の拍動の間に 30 フレームの画像を表示する場合、1 回の拍動の周期を 30 等分した時間間隔 t_0 で、対応する超音波画像をリストアップする。

【0065】

次にステップ S 24 にて、制御部 16 は、リストアップした超音波画像を表示部 15 に表示させる。

【0066】

次にステップ S 25 において、制御部 16 は、カウンタ値 (J) を 1 つプラスする。

【0067】

次にステップ S 26 において、カウンタ値 (J) が、フレーム数に到達したか判断する。フレーム数に到達すれば、ステップ S 27 に移り、心臓の拍動回数 (I) の値を一つプラスする。フレーム数に到達していなければ、ステップ S 22 に戻る。

40

【0068】

次に、ステップ S 28 に移り、表示する心臓の拍動回数に設定した値に拍動回数が到達したか否かを判断する。表示する心臓の拍動回数に設定した値に拍動回数が到達しなければ、ステップ S 22 へ戻り、到達すればフローを終了する。

【0069】

以上のように、撮影した超音波画像について、図 9 にカウンタ値が t_0 から $30 * t_0$ まで 30 等分した際の、各分割時点での超音波画像を示す。術者にとって、心臓の動きが時系列で把握できる。

【0070】

50

なお、超音波探触子 2 による撮影は、心臓だけでなく、その他の各臓器も同様に撮影して時系列で表現できる。

【0071】

最後に、3次元測定機 5 を用いて生成した被検体 4 の表面形状の立体画像に超音波画像を合成するプロセスについて図 10 と図 11 を用いて説明する。図 10 は、合成画像を生成するフローを表す図であり、図 11 は、被検体 4 の表面形状のワイヤフレーム表示に、心臓の超音波画像を合成する様子を示す図である。

【0072】

上記したように、3次元測定機 5 を用いて得られた被検体 4 の表面形状の 3次元測定データは、所定の基準位置からの相対位置として求められ、超音波探触子 2 の位置や、超音波の照射方向も同じ基準位置からの相対位置を基に求められている。そこで、各々のデータから合成画像を生成する。合成画像の生成フローを、図 10 を用いて説明する。

【0073】

最初にステップ S 30 にて、制御部 16 は被検体 4 の表面形状の 3次元測定データを記憶部 17 から呼び出す。

【0074】

次にステップ S 31 にて、制御部 16 は超音波画像と超音波探触子 2 の位置等の情報を記憶部 17 から呼び出す。

【0075】

次にステップ S 32 にて、制御部 16 は、呼び出した被検体 4 の表面形状の 3次元測定データと、超音波画像と超音波探触子 2 の位置等の情報を画像処理部 14 に送信し、画像処理部 14 で送信されたデータを基に合成画像を生成する。

【0076】

合成画像の生成のために 3次元測定機 5 内に合成画像生成部を設けてもよいが、本実施形態では、画像処理部 14 を用いる。

【0077】

次にステップ S 33 にて、制御部 16 は表示部 15 に被検体 4 と超音波画像の合成画像を表示させフローを終了する。

【0078】

心臓の超音波画像は図 11 (a) に示すように、ワイヤフレーム的な表示にし、図 11 (b) に示すように、同じくワイヤフレーム表示にした被検体 4 の表面形状に心臓の超音波画像を貼り付ける。被検体 4 の心臓の大きさと、心臓の超音波画像の大きさを同じ大きさになるように合わせて表示する。

【0079】

被検体 4 のワイヤフレーム表示は、観察位置である 3次元測定機 5 における投光部 21 と受光部 22 から見た遠近法で表す。遠近法を用いることで、術者は、被検体 4 の表面形状を容易に理解することができる。

【0080】

また、超音波探触子 2 が超音波を照射する方向が照射方向算出手段でもある位置演算部 8 により求められ、得られた方向を基に、制御部 16 は、超音波を照射する方向を法線とした超音波画像を表示部 15 に表示させる。超音波画像は上記したように遠近法に則って生成される。同図中の d1 は、被検体 4 の背骨の方向に沿って超音波探触子 2 を当接させた場合の超音波画像を示し、d2 は、被検体 4 の腹側部から心臓に超音波探触子 2 を当接させた場合の超音波画像を示す。被検体 4 の表面形状と共に、超音波画像を立体的に観察することができ、患部の診断に役立たせることができる。

【0081】

なお、超音波画像は心電波形などと同期表示してもよい。

【0082】

図 11 (c) に示すように、画像処理部 14 の処理により、合成画像における視点変更を行ってもよい。このように、被検体 4 の心臓等の関心領域の超音波画像を被検体 4 の立

10

20

30

40

50

体画像に合成することで、超音波画像を生成する測定箇所を、術者が容易に判断することができる。また、被検体 4 が体を屈曲させているような場合にも、ワイヤーフレーム表示の表面形状の中に超音波画像を表示すると術者に非常に分かりやすく表示できる。

【0083】

また、超音波探触子 2 の形状自体の形状データを別途測定し、得られた形状データと参照位置 7 a、7 a の相対位置を基に、被検体 4 の表面に超音波探触子 2 が押圧されて弾性体である被検体 4 の表面に発生する押圧量を計算することもできる。押圧量と測定する臓器の位置を計算することで、表面から臓器までの距離を正確に求めることができる。なお、押圧量は、探触子に圧力センサを設けて、該圧力センサの出力値から求めてもよい。

【0084】

また、照射する超音波のエネルギープロファイルを積算することで、被検体 4 の体内での超音波被爆量マップの生成が可能となる。

【0085】

また、測定日時の異なる複数の測定に対して、（主に胴体において）表面形状の測定データを用いて位置あわせを行うことにより、比較が可能となる。

【0086】

以上のように、本実施形態によれば、被検体 4 における超音波探触子 2 の撮影位置を容易に判別できる超音波画像を表示できる超音波画像診断システム、および、該超音波画像診断システムを動作させるプログラムを提供できる。

【0087】

従って、特に、遠隔診断においては術者以外が被検体の身体どこに、どのような向きで探触子を当接させているのか検知できるので、超音波探触子を臓器や組織の撮影位置に確実に誘導することができ、診断のみならず、術者の指導なども容易に行える。

【0088】

また、遠近法を用いることで、術者は被検体 4 の表面形状を容易に理解することができると共に、超音波画像を立体的に観察することができ、患部の診断に役立たせることができる。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】実施形態における超音波画像診断システムの外観構成を示す図である。

【図 2】実施形態における超音波画像診断システムの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図 3】実施形態の超音波診断装置システムにおける 3 次元測定機 5 の構成を示す概要図である。

【図 4】3 次元測定機 5 による被検体 4 の表面形状の測定のプロセスのフロー図である。

【図 5】実施形態の超音波診断装置における被検体 4 の表面形状のワイヤーフレーム表示を表す図である。

【図 6】超音波画像の撮影プロセスのフロー図である。

【図 7】超音波画像の概要を表す図である。

【図 8】動画の生成フローを表す図である。

【図 9】1 回の拍動の間の心臓の超音波画像を時系列で表した図である。

【図 10】合成画像を生成するフローを表す図である。

【図 11】被検体 4 の表面形状のワイヤーフレーム表示に心臓の超音波画像を合成する様子を示す図である。

【符号の説明】

【0090】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 3、6 ケーブル
- 4 被検体

10

20

30

40

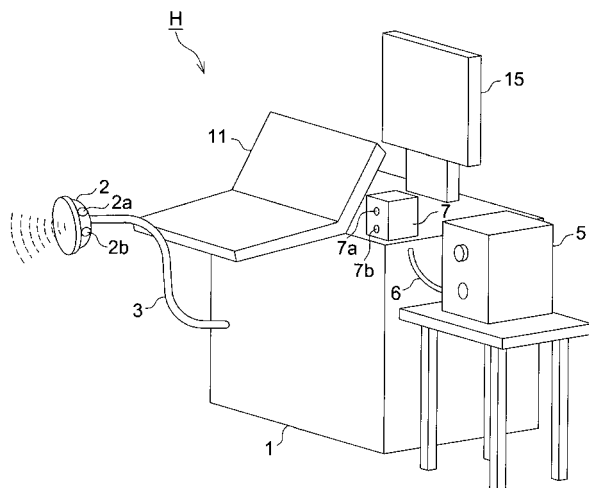
50

- 5 3次元測定機
- 6 ケーブル
- 7 位置センサ
- 8 位置演算部
- 11 操作入力部
- 12 送信回路
- 13 受信回路
- 14 画像処理部
- 15 表示部
- 16 制御部
- 17 記憶部
- 21 投光部
- 21 a 投光窓
- 21 b 走査光学系
- 22 受光部
- 22 a 受光窓
- 22 b 受光光学系
- 22 c CCD撮像素子
- 22 d レンズ
- 23 記憶部
- 24 制御部
- 25 演算部
- H 超音波診断装置
- S C 走査方向

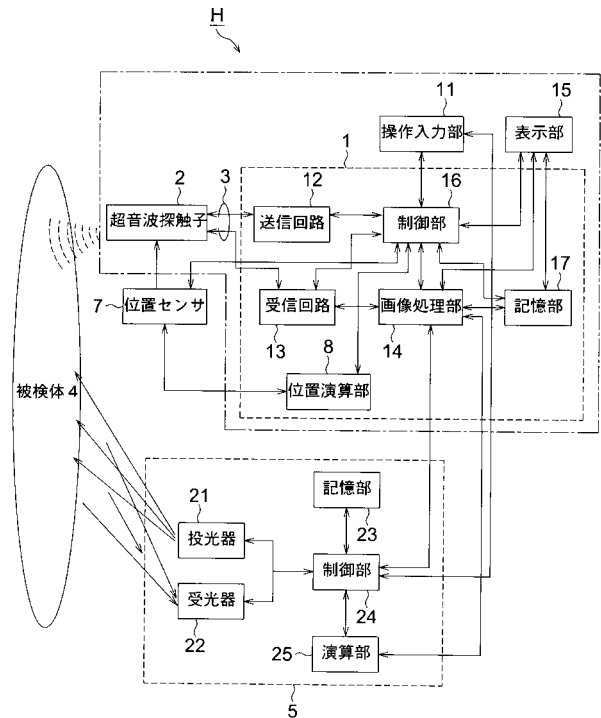
10

20

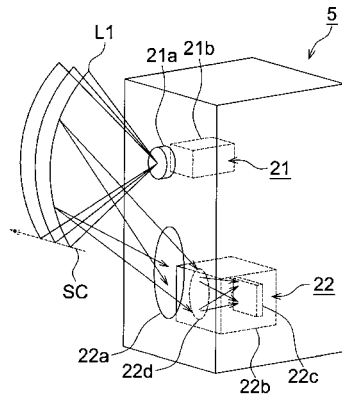
【図1】



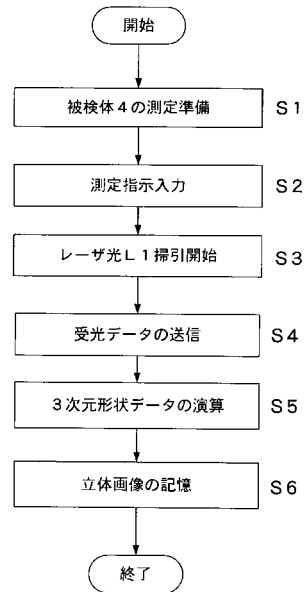
【図2】



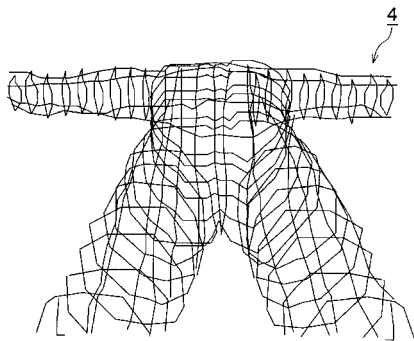
【図 3】



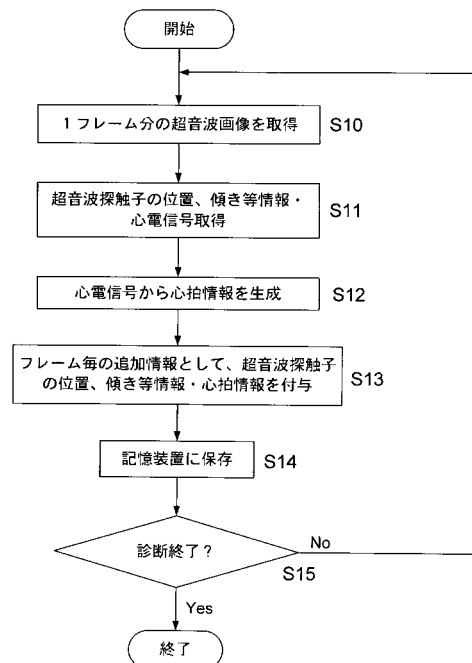
【図 4】



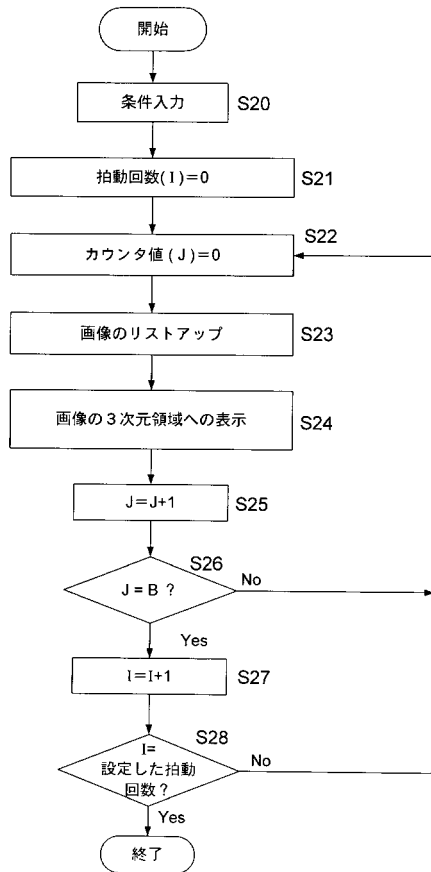
【図 5】



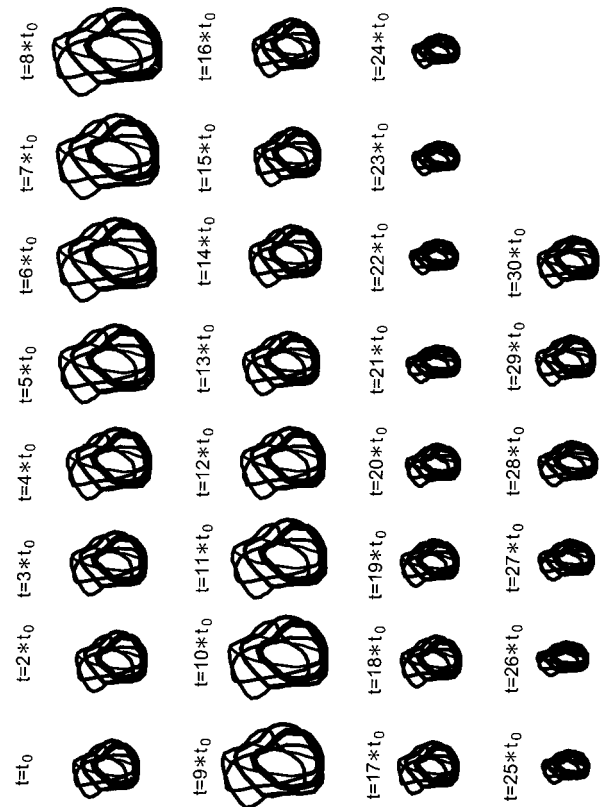
【図 6】



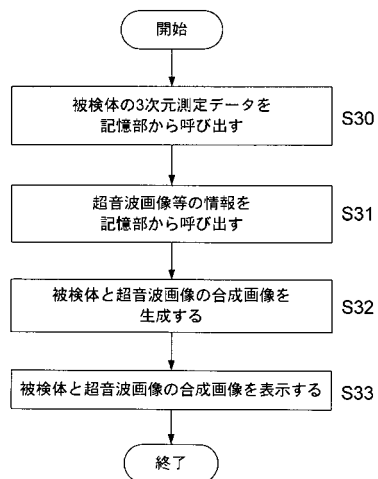
【図 8】



【図 9】

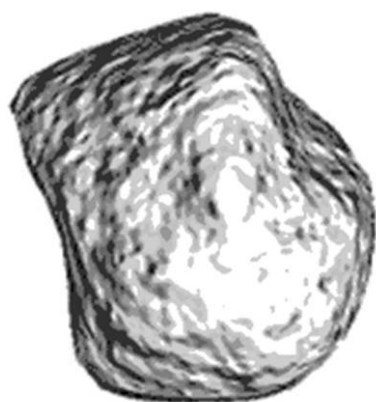


【図 10】

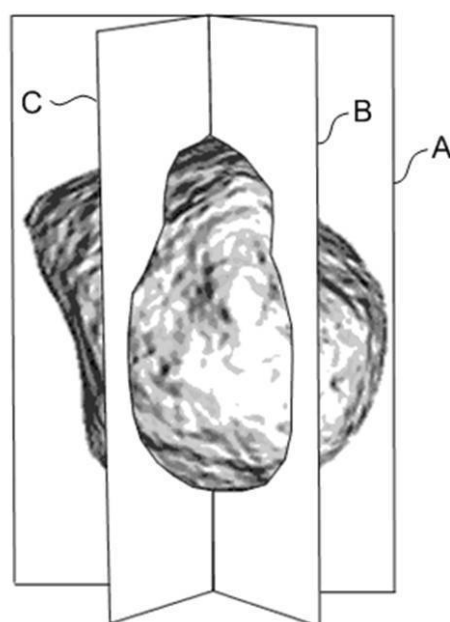


【図 7】

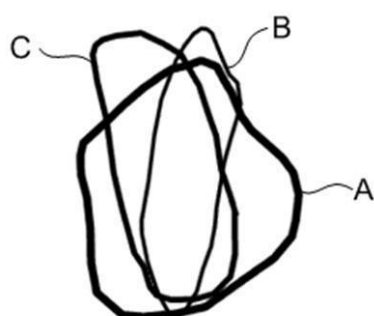
(a)



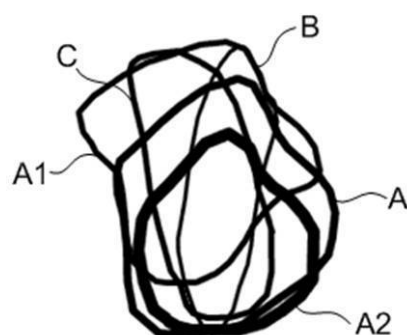
(b)



(c)



(d)

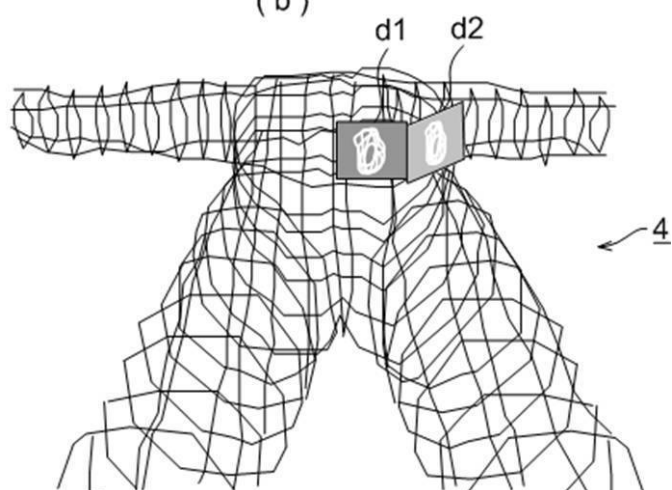


【図 11】

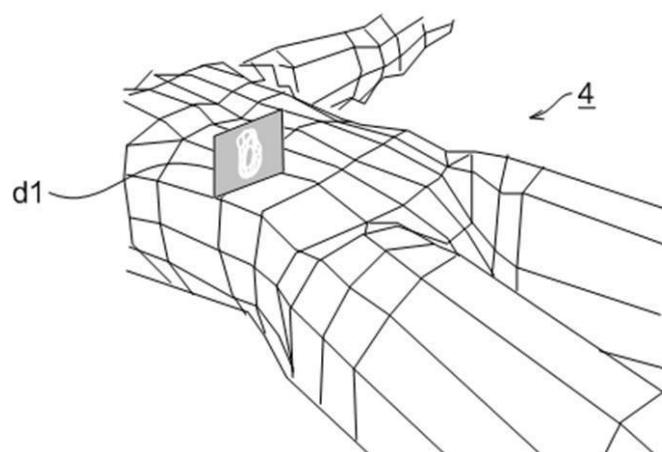
(a)



(b)



(c)



专利名称(译)	超声图像诊断系统和用于操作超声图像诊断系统的程序		
公开(公告)号	JP2010131053A	公开(公告)日	2010-06-17
申请号	JP2008307314	申请日	2008-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	中原雅文		
发明人	中原 雅文		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断成像系统，其能够容易地确定物体4中的超声波探头2的拍摄位置以及用于使其进行操作的程序。解决方案：超声波诊断成像系统包括超声波探头2，其接收从物体4中的测量位置反射的超声波信号并将它们转换成电信号，图像处理部分在物体中产生超声波图像，位置测量装置测量超声波探头2中的至少一个参考位置相对于预定标准位置，3D测量装置，其三维地测量物体4的表面形状并产生3D测量数据，3D图像产生部分，其产生具有3D图像的3D图像基于3D测量数据的对象4的表面形状和基于超声探头2的测量位置和3D测量数据将3D图像与超声图像组合的合成图像生成部分。Ž

