

(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2003-164454

(P2003-164454A)

(43)公開日 平成15年6月10日(2003.6.10)

(51) Int.CI <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>8</sup> (参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
8/14		8/14	4 C 6 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 10 L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001-367282(P2001-367282)

(22)出願日 平成13年11月30日(2001.11.30)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 吉田 尚浩

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

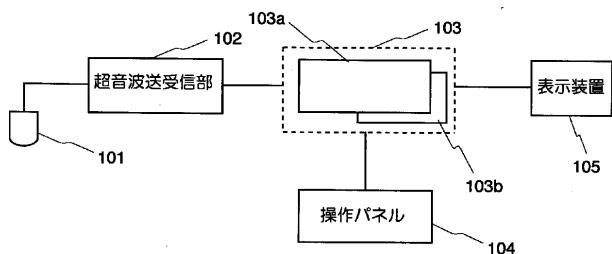
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 心室の容積の演算に要する検者の負担を低減することが可能な技術を提供する。

【解決手段】 超音波振動子からの超音波ビームの送受波を制御して測定対象の断層像を所定周期で時系列的に収集する手段と、同一の断層部位に対する時系列断層像間で減算処理し、前記断層部位の差分断層像を順次生成する手段と、前記差分断層像を同一画面上に表示する表示手段と、前記表示手段に表示された前記差分断層像と交わる線分を設定する手段と、前記設定された線分に対応する一連の画素データを輝度変化として読み出す手段と、該読み出された輝度変化から前記測定対象の壁部を検出する手段と、前記検出された壁部に基づいて前記測定対象の容積を演算する手段とを備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波振動子からの超音波ビームの送受波を制御して測定対象の断層像を所定周期で時系列的に収集する手段と、同一の断層部位に対する時系列断層像間で減算処理し、前記断層部位の差分断層像を順次生成する手段と、前記差分断層像を同一画面上に表示する表示手段と、前記表示手段に表示された前記差分断層像と交わる線分を設定する手段と、前記設定された線分に対応する一連の画素データを輝度変化として読み出す手段と、該読み出された輝度変化から前記測定対象の壁部を検出する手段と、前記検出された壁部に基づいて前記測定対象の容積を演算する手段とを備え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、超音波診断装置に關し、特に、断層像から被検体の心室の容積を演算する技術に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 従来の超音波診断装置は、測定対象となる被検体の体内に超音波を照射し、その反射された超音波の情報から該被検体の断層像等を得る診断装置である。そして、近年では、断層像としてたとえば心臓を含む画像を表示装置に表示させ、その表示された心臓の画像を基にしてその体積値等を演算できるものが知られるに到った。すなわち、表示された心臓の画像上において、該心臓を横切る幾つかの線分をトラックボール等によって指定することによって、該心臓の体積値(容積値)が表示されるようになっていた。この際、装置内では該線分における心臓内の線分長のデータを読みだし、そのデータから予め設定した演算式を用いて該体積値を演算するようになっていた。

【0003】 この心臓の容積を推定する方法には、表示装置に表示させた心室の短軸経から容積を推定する方法や、心室を回転橈円近似しその容積を演算することにより心室の容積を推定するエリアレンジス法や、心室を2腔断面と4腔断面とから近似し心室の容積とするシンプソン法等があった。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】 本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。従来の超音波診断装置を用いた心室の容積を推定する方法の内で、表示装置に表示させた心室の短軸経から容積を推定する方法やエリアレンジス法では、測定対象となる心室の収縮末期の断層像と拡張末期の断層像とが必要であった。このために、検者は少なくとも1心拍分以上の断層像を撮像する必要があると共に、得られた複数枚の断層像から収縮末期の断層像と拡張末期の断層像とを選択する必要があるので、検査に要する操作が繁雑なものとなってしまうという問題があった。

【0005】 また、シンプソン法では、各時相における2腔断面と4腔断面との断層像が必要となるので、心電同期の断層像をそれぞれ収集する必要があり、検査に要する操作がさらに繁雑なものとなってしまうという問題があった。

【0006】 特に、超音波診断装置を用いた心室の容積の演算は、人間ドックの心電図検査等で疑問が生じた被検体に対して一般的に行われる検査となっているので、1回の検査に要する負担の軽減が切望されていた。

【0007】 本発明の目的は、心室の容積の推定に要する検者の負担を低減することが可能な技術を提供することにある。

【0008】 本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】 本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【0010】 (1) 超音波振動子からの超音波ビームの送受波を制御して測定対象の断層像を所定周期で時系列的に収集する手段と、同一の断層部位に対する時系列断層像間で減算処理し、前記断層部位の差分断層像を順次生成する手段と、前記差分断層像を同一画面上に表示する表示手段と、前記表示手段に表示された前記差分断層像と交わる線分を設定する手段と、前記設定された線分に対応する一連の画素データを輝度変化として読み出す手段と、該読み出された輝度変化から前記測定対象の壁部を検出する手段と、該検出された壁部に基づいて前記測定対象の容積を演算する手段とを備えた超音波診断装置。

【0011】 前述した手段によれば、収集手段により収集された時系列の断層像を同一の断層部位に対する時系列断層像間で減算処理することにより断層部位の差分断層像を順次生成し、得られた差分断層像を表示手段の同一画面上に表示すると共に、設定手段から入力された差分断層像と交わる線分に対応する一連の画素データを輝度変化として読み出す。ここで、検出手段がこの読み出された輝度変化から測定対象の壁部を検出し、演算手段が検出された壁部に基づいて測定対象の容積を演算する構成となっているので、検者が複数の断層像から容積の算出に必要となる断層像の選択が不要となる。その結果、心室の容積の演算に要する検者の負担を低減することができ、診断効率を向上することが可能となる。

## 【0012】

【発明の実施の形態】 以下、本発明について、発明の実施の形態(実施例)とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0013】(実施の形態1)図1は本発明の実施の形態1の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、101は探触子、102は超音波送受信部、103はDSC部、104は操作パネル、105は表示装置を示す。ただし、実施の形態1の超音波診断装置は、表示装置に表示させた心室の短軸経から容積を推定する方式である。

【0014】図1から明らかなように、実施の形態1の超音波診断装置は、超音波送受信部102から探触子101の図示しない振動子に供給される送波信号に基づいて、複数の振動子が駆動されて図示しない被検体の診断部位に超音波が送波される構成となっている。被検体内で反射された超音波(以下、反射波と記す)の内で探触子101の各振動子に入射した反射波は、各振動子で電気信号に変換され超音波送受信部102に入力される。この振動子毎の電気信号すなわちアナログの受波信号は、超音波送受信部102で増幅された後に、図示しないA/D変換器に入力されて振動子毎のデジタルデータすなわちデジタルの受波信号に変換され、DSC部103に出力される。

【0015】DSC部103は周知のDSC103aと差分処理ユニット103bとから構成されており、DSC103aが、まず探触子101に配列される振動子位置と焦点位置との距離に応じた遅延時間を受波信号に与えることによって、焦点位置から各振動子に到達するまでの反射の到達時間差すなわち各振動子が受波した反射波の位相を揃えると共に、焦点位置を可変させる。次に、DSC103aは各振動子に対応した受波信号を計算して超音波ビームを形成する。この超音波ビームは、DSC103aの図示しない格納手段等に順次格納され、1画面分(1フレーム分)の超音波ビームの走査が終了した時点で、DSC103aは10g圧縮やフィルタリング処理等の周知の画像処理を行い、1画面分の断層像(断層像データ)を形成する。この形成された1画面分の断層像データはDSC103aが有する図示しない格納手段であるB像フレームメモリに順次格納される構成となっている。

【0016】また、DSC部103を構成する差分処理ユニット103bは、DSC103aから出力される1画面分の断層像と、B像フレームメモリに格納される断層像データとを時系列順に入力する構成となっており、この入力された時系列断層像間で減算処理を行い、診断部位の差分断層像(差分断層像データ)を形成する構成となっている。また、差分処理ユニット103bは、得られた差分断層像データを図示しない格納手段であり、差分処理ユニット103bが有するDSEフレームメモリに順次格納する構成となっている。なお、B像フレームメモリに格納される断層像データを時系列順に読み込み、この読み込んだ断層像データから差分断層像を形成する構成としてもよいことはいうまでもない。

【0017】ここで、操作パネル104から心室の容積の演算として左室容積の演算処理が指示されている場合には、差分処理ユニット103bはDSEフレームメモリから差分断層像データを順次読み出す。次に、差分処理ユニット103bは、この読み出した差分断層像データを少なくとも被検体の1心拍分積算することによって、差分断層像データのみが重畠された画像(重畠断層像)を生成する。この後に、DSC部103を構成する図示しないD/A変換器が得られた重畠断層像を表示装置105の入力形式に応じたビデオ信号に変換し、表示装置105の表示画面上に画像表示させる。

【0018】このとき、操作パネル104から入力された直線情報に基づいて、DSC部103を構成する図示しない直線設定手段が重畠断層像に重ねて直線を生成する。次に、DSC部103構成する図示しない交点演算手段が重畠断層像と直線との交点位置を演算する。ここで、この交点位置に基づいてDSC部103を構成する容積演算手段が測定部位の容積を演算して、得られた容積を表示装置105の表示画面上に表示させる構成となっている。すなわち、検者が測定対象となる心室の収縮末期の断層像と拡張末期の断層像とを指定することなく、得られた複数枚の断層像から収縮末期の心室の壁部位置と拡張末期の心室の壁部位置とを算出することができる。心室の容積の検査に要する操作が簡易なものとなり、検者の負担を低減することができる。その結果、診断効率を向上することが可能となる。

【0019】図2は実施の形態1のDSC部の概略構成を説明するための図であり、201はDSE手段、202はDSEフレームメモリ、203はB像フレームメモリ、204はグラフィックメモリ、205は完画像メモリ、206は直線設定手段、207は交点演算手段、208は容積演算手段、209はCPU(中央演算装置)、210はバスを示す。

【0020】図2に示すように、実施の形態1のDSC部103では、2枚の断層像データから差分断層像データを演算するDSE手段201と、DSE手段201で演算された差分断層像データを格納するDSEフレームメモリ202とで差分処理ユニット103bを構成している。また、DSC部103はバス210を介して各手段やメモリがCPU209と接続される構成となっており、CPU209は操作パネル104からの計測指示に基づいて、各手段及びメモリの動作を制御して完画像メモリにB像データ(断層像データ)又は/及び重畠断層像データを格納して、表示装置105の表示画面上に断層像データ又は/及び重畠断層像を表示させる構成となっている。また、本実施の形態では、完画像メモリに格納される重畠断層像データはDSEフレームメモリ202にも格納される構成となっている。

【0021】また、実施の形態1のDSC部103は、直線設定手段206及び交点演算手段207並びに容積

演算手段208とを有する構成となっており、操作パネル104から心室の容積の演算処理が指示された場合、CPU209は直線設定手段206及び交点演算手段207並びに容積演算手段208とを制御して、DSEフレームメモリ202に格納される重畳断層像データと、操作パネル104から指示された直線との交点を演算した後に、測定部位の容積を演算する。

【0022】次に、図3に表示装置に表示される重畳断層像の一例を示し、図4に表示装置に表示される重畳断層像と直線とを重畳した表示画像の一例を示し、以下、図3及び図4に基づいて実施の形態1のDSC部103による容積演算の手順を説明する。

【0023】まず、操作パネル104から超音波の送受波条件が入力されると共に、この操作パネル104に配置される容積演算を指示する鉤が操作されると、前述のように、探触子101から超音波が送波されると共に、その反射波が超音波送受信部に入力され、デジタルの受波信号に変換される。

【0024】デジタルの受波信号は、探触子101に配列される振動子位置と焦点位置との距離に応じた遅延時間を受け波信号に与えるデジタルの受波整相手段により、焦点位置から各振動子に到達する反射波の位相を揃えるための到達時間差が与えられ、反射波の位相が揃えられると共に、その到達時間差が可変されて焦点位置が可変させる。

【0025】この焦点位置が可変された受波信号は順次加算され、超音波ビームが順次形成され、1画面分の(断層像データ)が得られる毎に、この1画面分の断層像データはイメージデータとして、DSE手段201とB像フレームメモリ203とに入力される。B像フレームメモリ203に入力された1画面分の断層像データは1画面ずつ順次格納される。一方、DSE手段201に入力された1画面分の断層像データは、この断層像データが入力される1つ前に入力された断層像データとの差分が演算され、得られた差分データが差分断層像データとしてDSEフレームメモリ202に格納される。

【0026】このとき、実施の形態1では、少なくとも1心拍分の断層像データが得られるまでの期間の超音波計測を行う構成となっており、1心拍以上の計測を行うことによって、測定対象となる心室の収縮末期の断層像と拡張末期の断層像とが収集される。なお、計測期間は1心拍分に限定されることはなく、1心拍分以上の計測を行い、それぞれの心拍での差分断層像データの平均化等を行うことによって、精度を向上できることはいうまでもない。

【0027】ここで、例えば1心拍分の計測が終了すると、DSEフレームメモリ202に格納された差分断層像データがDSE手段201により順次読み出され、この読み出された差分断層像データが加算処理される。加算処理により得られた画像データである重畳断層像データは、DSE手段201からDSEフレームメモリ202と完画像メモリ205とに出力され、それぞれに格納される。完画像メモリ205に格納された重畳断層像データは、図示しないD/A変換器により表示装置105の入力形式に応じたビデオ信号に変換され、重畳断層像として表示装置105の表示画面に画像表示させる。このときの重畳断層像を示したのが図3であり、表示装置105の表示画面301に重畳断層像302が表示される。このとき、本実施の形態では、重畳断層像302は操作パネル104から指示された色あるいは輝度で表示される構成となっており、指示された色あるいは輝度の斜線で示す部分が重畳断層像302として表示される。

10

【0028】次に、検者が操作パネル104を操作して、対話的に2点A,Bを指定すると、点Aと点Bとの座標位置がそれぞれ直線設定手段206に入力され、点Aと点Bとを結ぶ直線すなわち直線データが生成される。このとき、実施の形態1の超音波診断装置では、説明を簡単にするために、点A,Bは画面上の座標位置として認識されると共に、点Aと点Bとを結ぶ直線データは表示画面301の画素上の位置での直線となる。

【0029】直線設定手段206により生成された直線データは、グラフィックメモリ204に入力される。グラフィックメモリ204に入力された直線データは、図示しないD/A変換器により表示装置105の入力形式に応じたビデオ信号に変換され、図4に示すように、重畳断層像302に重ねて点A,Bを結ぶ直線401が表示される。

20

【0030】次に、実施の形態1の超音波診断装置では、CPU209からの指示に基づいて、重畳断層像302の外周部303と直線401との交点402,405、及び重畳断層像302の内周部304と直線401との交点403,404とが交点演算手段207によりそれぞれ演算される。ただし、交点演算手段207による直線401と重畳断層像302との交点の演算は、例えば直線401の端部である点Aあるいは点Bの何れから直線401に沿って画素の輝度値あるいは画素の色を順次比較することによって、算出することが可能である。

30

【0031】ここで、重畳断層像302は時系列で計測された断層像の差分データを加算して得た断層像となるので、1フレーム期間の間に移動された心室の移動範囲を示すこととなる。従って、重畳断層像302の外周部303と直線401との交点である交点402,405の間隔は心室の拡張末期の内腔間隔となり、重畳断層像302の内周部304と直線401との交点である交点403,404の間隔は心室の収縮末期の内腔間隔となる。

40

【0032】従って、CPU209の指示に従って容積演算手段208がバス210を介して交点演算手段207が算出した交点402～405に基づいて、交点40

50

2と交点405との間隔を演算すると共に交点403と交点404との間隔を演算することによって、心室の拡張末期の内腔間隔と収縮末期の内腔間隔とが得られる。次に、容積演算手段208は、得られた心室の拡張末期の内腔間隔と収縮末期の内腔間隔とに基づいて、周知のPOMB, TECCHOLZ法により左室の容積を演算され、得られた左室容積が図示しないキャラクタメモリに入力される。このキャラクタメモリに入力された左室容積は、図示しないD/A変換器により表示装置105の入力形式に応じたビデオ信号に変換され、左室容積値が重畠断層像302及び直線401と共に表示画面301に表示される。

【0033】ただし、容積演算手段208は、図4に示すように、心室の距離1が拡張期1dから収縮期1sとしたとき、POMB法において

$$Vd = ( / 3 ) \cdot 1d^3$$

$$Vs = ( / 3 ) \cdot 1s^3$$

あるいは、TECHOLZ法において

$$Vd' = 7 \cdot 1d^3 / (2.4 + 1d)$$

$$Vs' = 7 \cdot 1s^3 / (2.4 + 1s)$$

のように演算される。求める体積Vは心臓が拡張、収縮を行なうので、Vd~VsあるいはVd'~Vs'の間の値をとる。

【0034】なお、実施の形態1の超音波診断装置では、検者が操作パネル104を操作して2点A, Bを指定する構成としたが、これに限定されることはなく、例えば周知のグラフィックにおける直線の指定のように、周知のポインティングデバイスを用いて点Aを指定した後に、この点Aからポインティングデバイスで指定されるカーソル位置に至る透過表示の仮の直線を順次表示させ、点Bが確定された時点で仮の直線を点Aと点Bとを結ぶ直線401として確定する構成としてもよいことはいうまでもない。

【0035】(実施の形態2)図5は本願発明の実施の形態2の超音波診断装置における重畠断層像と容積の推定パラメータとの指定方法を説明するための図である。ただし、実施の形態2の超音波診断装置は、容積演算手段208における左室容積の演算法及び直線設定手段206の入力値並びに交点演算手段207を除く他の構成は、実施の形態1の超音波診断装置同様となるので、以下の説明では、直線設定手段206及び交点演算手段207並びに容積演算手段208についてのみ詳細に説明する。

【0036】図5に示すように、実施の形態2の超音波診断装置では、心臓の断層像(Bモード像)505と重畠断層像504と表示装置105の表示画面に表示させ、この表示された心臓の僧房弁503の付け根部分に点(自由曲線の始点)501を設定する。次に、この点501を始点として矢印に従って左室を包み込むようにした設定した自由曲線506を指定し、点(自由曲線の

終点)502を終点とすることによって、自由曲線506と直線507で囲まれたROI(関心部位)を指定する。

【0037】このROIの設定の後に、交点演算手段207が直線507と重畠断層像504との交点A, A', B, B'を演算する。次に、容積演算手段208が線分AA'と線分BB'の中点位置を演算し、各演算された中間点から直線507に直交する第1の線分508と第2の線分509とを生成する。次に、容積演算手段208は、第1の線分508と重畠断層像504の外周部との交点位置を演算し、直線507から得られた交点位置に至る第1の線分508の間隔を演算して、その長さをL1aとする。次に、容積演算手段208は、第2の線分509と重畠断層像504の内周部との交点位置を演算し、直線507から得られた交点位置に至る第2の線分509の間隔を演算して、その長さをL1bとする。

【0038】ここで、点Aから自由曲線506を経て点A'に至る曲線と線分AA'ことで囲まれる領域の面積は左室の拡張末期の断面積Daを示し、点Bから自由曲線506を経て点B'に至る曲線と線分BB'ことで囲まれる領域の面積は心室の収縮末期の断面積Saを示すこととなる。従って、容積演算手段208が、L1a, L1b, Da, Saから周知のエリアレンジス法によって、左室の容積を演算し、得られた左室容積が図示しないキャラクタメモリに入力される。このキャラクタメモリに入力された左室容積は、図示しないD/A変換器により表示装置105の入力形式に応じたビデオ信号に変換され、左室容積値が重畠断層像302及び直線401と共に表示画面301に表示される構成となるので、実施の形態1の超音波診断装置と同様の効果を得ることができる。

【0039】(実施の形態3)図6は本願発明の実施の形態3の超音波診断装置における重畠断層像と容積の推定パラメータとの指定方法を説明するための図である。ただし、実施の形態3の超音波診断装置は、容積演算手段208における左室容積の演算法及び直線設定手段206の入力値並びに交点演算手段207を除く他の構成は、実施の形態1の超音波診断装置同様となるので、以下の説明では、直線設定手段206及び交点演算手段207並びに容積演算手段208についてのみ詳細に説明する。また、図6に示すように図示の矢印方向に等分した断面の面積S1, S2, S3... Snを加算して体積を求めてよい。またこの例は拡張期を説明したものであるが、収縮期も同様の方法で求められる。なお、断面積Sは直径Dを求めれば  $D^2 / 4$  で求まる。

【0040】また、デジタルサブトラクションエコー(DSE)の原理について説明する。図7に示すように連続した超音波画像F1, F2, F3... Fnを画素単位で逐次引き算をおこないDSE1, DSE2, DSE3...

DSEn\_1を得る。この時引き算結果が負であれば、物体の消失とみなし、赤などの色を画素単位で着ける。また、逆に正であれば青などの色づけを行う。0であれば、物体の移動は無いものとし、色はつけない。ここで、心臓の場合、物体とは心腔内を移動する心筋のことである。このようにして差分画像に色づけを行う。

【0041】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

#### 【0042】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

【0043】1)、超音波断層像から心室の容積を容易に計測することができるので、検者の負担を低減することができる。

【0044】2)、超音波断層像から心室の容積を容易に計測することができるので、診断効率を向上すること 20 ができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図2】実施の形態1のDSC部の概略構成を説明するための図である。

10

\*【図3】実施の形態1の表示装置に表示される重畠断層像の一例を示す図である。

【図4】実施の形態1の表示装置に表示される重畠断層像と直線とを重畠した表示画像の一例を示す図である。

【図5】本願発明の実施の形態2の超音波診断装置における重畠断層像と容積の演算パラメータとの指定方法を説明するための図である。

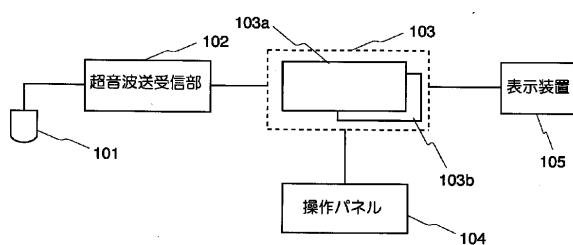
【図6】本願発明の実施の形態3の超音波診断装置における重畠断層像と容積の演算パラメータとの指定方法を説明するための図である。

【図7】DSEの原理を説明する図である。

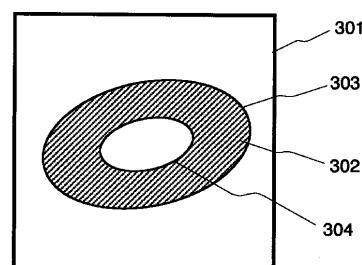
#### 【符号の説明】

101...探触子、102...超音波送受信部、103...DSC部、103a...DSC、103b...差分処理ユニット、104...操作パネル、105...表示装置、201...DSE手段、202...DSEフレームメモリ、203...B像フレームメモリ、204...グラフィックメモリ、205...完画像メモリ、206...直線設定手段、207...交点演算手段、208...容積演算手段、209...CPU、210...バス、301...表示画面、302...重畠断層像、303...重畠断層像の外周部、304...重畠断層像の内周部、401...直線、402～405...交点、501...自由曲線の始点、502...自由曲線の終点、503...僧房弁、504...重畠断層像、505...心臓の断層像、506...自由曲線、507...直線、508...第1の線分、509...第2の線分

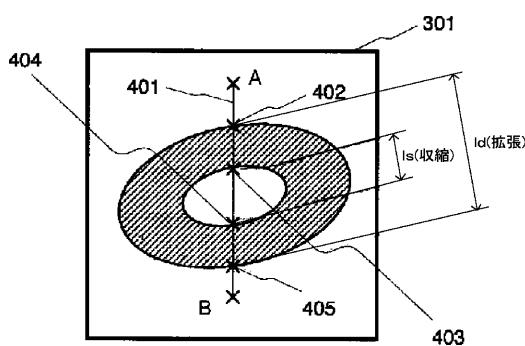
【図1】



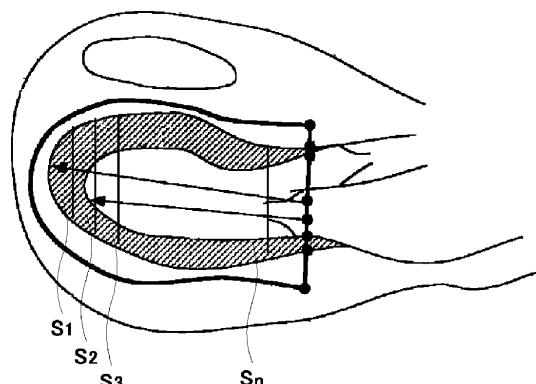
【図3】



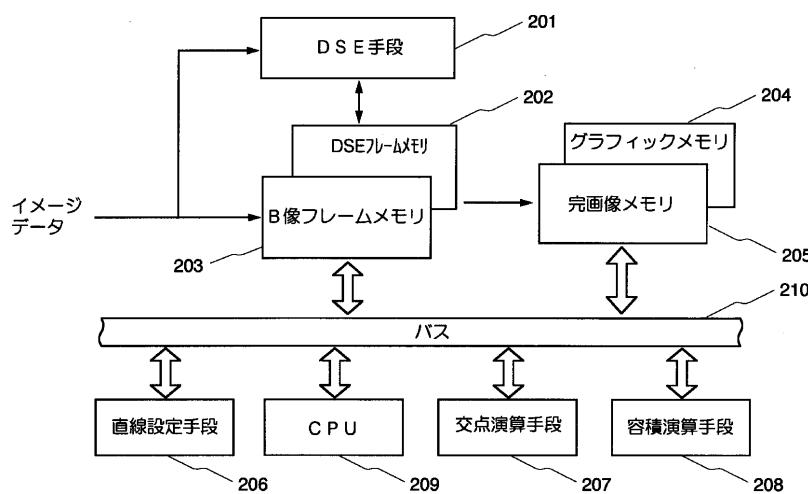
【図4】



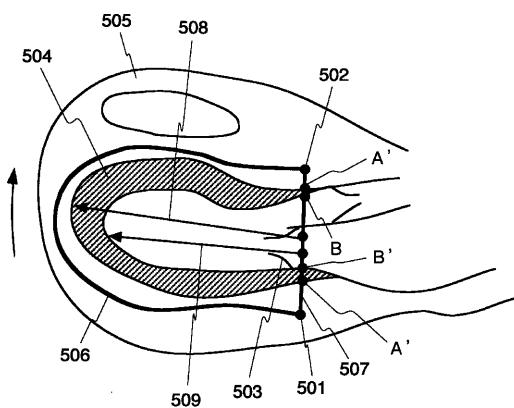
【図6】



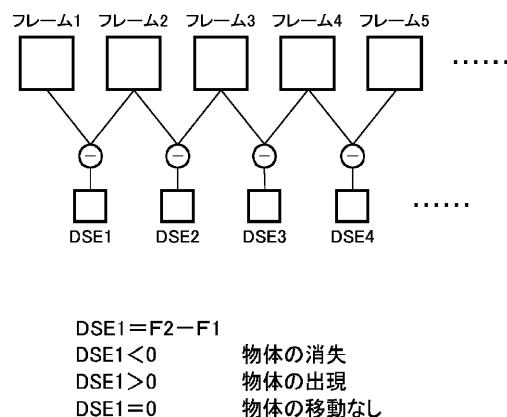
【図2】



【図5】



【図7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 DD07 EE19 EE20 FF28  
 GB02 HH27 HH33 HH37 JB03  
 JB04 JB29 JB35 JB50 JC12  
 JC14 JC16 KK02 KK03 KK12  
 KK13 KK24 KK27 KK31 LL03  
 LL04  
 4C601 DD15 DD26 DD27 EE16 EE30  
 FF08 GB01 GB03 JB01 JB03  
 JB19 JB28 JB34 JB45 JB55  
 JB60 JC15 JC18 JC19 JC20  
 JC21 KK02 KK03 KK23 KK24  
 KK25 KK28 KK31 KK33 LL01  
 LL02 LL04  
 5B057 AA07 BA05 DA08 DB03 DB05  
 DB09 DC30

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003164454A</a>	公开(公告)日	2003-06-10
申请号	JP2001367282	申请日	2001-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉田尚浩		
发明人	吉田 尚浩		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/DD07 4C301/EE19 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/GB02 4C301/HH27 4C301 /HH33 4C301/HH37 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JB50 4C301/JC12 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK24 4C301 /KK27 4C301/KK31 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/EE16 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB19 4C601 /JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601 /KK28 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC30 4C601/KK39 5L096/AA09 5L096 /BA06 5L096/BA13 5L096/CA24 5L096/CA25 5L096/DA04 5L096/FA03 5L096/FA19 5L096/GA08		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决问题：提供一种能够减轻计算心室容积所需的检查者负担的技术。解决方案：一种控制来自超声换能器的超声波束的发送/接收以按预定周期按时间序列收集测量目标的断层图像并在相同断层摄影区域的时间序列断层图像之间相减的装置 处理装置，其用于顺序地生成断层摄影区域的差分断层摄影图像；显示装置，其用于在同一屏幕上显示差分断层摄影图像；以及线段，其与显示在显示装置上的差分断层摄影图像相交。装置，用于读取与设定线段相对应的一系列像素数据作为亮度变化的装置，用于从读取的亮度变化中检测测量对象的壁部的装置，以及检测到的壁部 以及基于上述计算目标的体积的装置。

