

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第3944059号  
(P3944059)

(45) 発行日 平成19年7月11日(2007.7.11)

(24) 登録日 平成19年4月13日(2007.4.13)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2002-330856 (P2002-330856)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成14年11月14日 (2002.11.14)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2004-159997 (P2004-159997A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成16年6月10日 (2004.6.10)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成16年8月4日 (2004.8.4)		弁理士 吉田 研二
前置審査		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体に対し超音波を送受し、これに基づき臓器の三次元画像を提供する超音波診断装置において、

受信した超音波信号により得られた三次元データに対し、臓器の腔の部分を表示するために各ボクセルの輝度値を反転する手段と、

各ボクセルの輝度値を反転する際に、その前、またはその後において、輝度値を二値化する手段と、

前記反転され、二値化されたデータに対し、対象となる臓器の腔の部分抽出するための、関心領域を指定する手段と、

関心領域内の前記反転され、二値化されたデータに基づき、臓器の腔の部分の三次元画像を提供する手段と、

を有し、

前記臓器の腔の部分の三次元画像を提供する手段は、

前記反転され、二値化されたデータの各ボクセルについて、そのボクセルを中心として、平面上の周囲8個のボクセルの、二値のうちの高輝度値の個数が所定数以上であれば中心のボクセルを高輝度値とし、所定数未満であれば低輝度値として、ノイズを除去する手段と、

ノイズ除去されたデータの各ボクセルについて、そのボクセルを中心として、そのボクセルと平面上の周囲のボクセル、またはそのボクセルと立体的な周囲のボクセルの輝度値

の平均値を中心のボクセルの輝度値とする、平滑化処理を行う手段と、  
を含み、平滑化処理されたデータによる画像を前記臓器の腔の部分の三次元画像として提供し、

さらに、前記関心領域は、抽出対象の臓器の部位の一般的な形状である代表形状があらかじめ記憶されており、この代表形状の形状を変更し、画像上の位置を設定して、適用される、

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、前記臓器の腔の部分の三次元画像に基づき、この部分の容積を演算し、提供する、超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記腔の部分の容積の演算結果に基づき、診断支援データを演算し、提供する、超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、対象となる臓器が心臓である、超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、対象となる腔の部分が左心室である、超音波診断装置。

【請求項 6】

20

請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置において、前記関心領域の代表形状は略楕円体である、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、臓器の腔の部分の画像を、三次元画像として提供する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

生体に対し超音波を送受し、受信された超音波信号に基づき生体内部の三次元画像を提供する超音波診断装置が知られている。このときの三次元画像は、一般的には、各ボクセルの輝度値の情報を立体的に表示したものである。この場合、臓器内部の腔の部分を観察することができない。例えば、心臓を観察する場合、超音波は、心臓の心筋で反射するため、心筋部分が高輝度となって表示され、臓器内部の、すなわち心室などの腔の部分の情報が得られない。腔の部分を観察するためには、例えば、切断面を指定し、その面の手前の情報を排除した状態で表示する処理が行われている。

30

【0003】

また、心臓に係る診断において、心臓の拍出量を得たいという要求がある。従来、拍出量は、断層画像などに基づき近似的に求められていた。例えば、左心室の所定部分の長さを観測し、この長さの時間変化に基づき拍出量を求めたり、ある切断面における左心室の断面積を求め、この時間変化に基づき拍出量を算出していた。

40

【0004】

【特許文献 1】

特開 2002 - 224116 公報

【特許文献 2】

米国特許出願公開第 2002 / 0133075 A1 明細書

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

臓器内部の腔の部分を観察する場合、必要な情報は、その内壁面の状態であることが多い。従来のように、切断面を指定して、その手前の情報を排除して、観察を行った場合、排

50

除された部分の観察ができないという問題があった。

【 0 0 0 6 】

また、観察対象の腔の部分の容積（体積）を求める場合においては、所定部分の長さ、または所定断面の面積に基づき推定しているに過ぎず、正確な容積を求めることができなかった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、前述の問題点を考慮してなされたものであり、臓器内部の腔の部分に関する観察、情報の取得を良好に行える超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

前述の課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、受信した超音波信号により得られた三次元データに対し、臓器の腔の部分を表示するために各ボクセルの輝度値を反転する手段と、各ボクセルの輝度値を反転する際に、その前、またはその後において、輝度値を二値化する手段と、前記反転され、二値化されたデータに対し、対象となる臓器の腔の部分抽出するための、関心領域を指定する手段と、関心領域内の前記反転され、二値化されたデータに基づき、臓器の腔の部分の三次元画像を提供する手段と、を有している。前記臓器の腔の部分の三次元画像を提供する手段は、下記のノイズを除去する手段と、平滑化処理を行う手段とを含み、平滑化処理されたデータによる画像を前記臓器の腔の部分の三次元画像として提供する。ノイズを除去する手段は、前記反転され、二値化されたデータの各ボクセルについて、そのボクセルを中心として、平面上の周囲8個のボクセルの、二値のうちの高輝度値の個数が所定数以上であれば中心のボクセルを高輝度値とし、所定数未満であれば低輝度値とする、手段である。平滑化処理を行う手段は、ノイズ除去されたデータの各ボクセルについて、そのボクセルを中心として、そのボクセルと平面上の周囲のボクセル、またはそのボクセルと立体的な周囲のボクセルの輝度値の平均値を中心のボクセルの輝度値とする、手段である。さらに、前記関心領域は、抽出対象の臓器の部位の一般的な形状である代表形状があらかじめ記憶されており、この代表形状の形状を変更し、画像上の位置を設定して、適用される。

【 0 0 0 9 】

また、前記反転二値化されたデータに対し、対象となる臓器の腔の部分抽出するための、関心領域を指定する手段を設けることができる。

【 0 0 1 0 】

また、前記臓器の腔の部分の三次元画像に基づき、この部分の容積を演算し、提供することができる。さらに、この容積の時間変化、最大値最小値の比など診断の支援となるデータを提供するようにできる。

【 0 0 1 1 】

対象臓器は心臓とすることができ、また対象となる腔の部分は左心室とすることができる。左心室の容積を算出することにより心拍量に係る情報を算出することができる。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）を、図面に従って説明する。なお、以下においては、観察対象を心臓、特に左心室として説明するが、他の心腔部、また他の臓器の腔の部分に本発明を適用することも可能である。

【 0 0 1 3 】

図1は、本実施形態の超音波診断装置10の外観を概略的に示した図である。超音波診断装置10は、三次元超音波画像を形成する機能を有している。装置本体12の前面には、各種の操作を行う操作パネル14が設けられている。また、対象に対して超音波の送受を行う超音波探触子16が、ケーブルを介して装置本体12に接続されている。装置本体12の上方には、モニタ17が設けられ、超音波探触子16により受信された反射波に基づく超音波画像などがここに表示される。装置本体12の内部には、超音波の送受、受信された反射波の信号処理、さらに画像処理などを行う回路が組まれた回路基板が配置されて

10

20

30

40

50

いる。

#### 【 0 0 1 4 】

図 2 は、超音波画像の形成に係る構成を示すブロック図であり、特に臓器の腔の部分、例えば左心室などの心腔部の表示に好適な画像処理に係る構成を示している。超音波探触子 1 6 は、超音波ビームを二方向に走査可能であり、これにより三次元超音波画像の形成を可能としている。送受信部 1 8 は、前記三次元用の超音波探触子 1 6 に対応しており、超音波の送受信の制御を行って受信されたデータを三次元データメモリ 2 0 に送り、データはここに格納される。超音波探触子 1 6 をコンベックスタイプの探触子とすると、本実施形態においては、三次元データは超音波ビームの主走査方向、これに直交する副走査方向、および超音波探触子の当接面の曲率中心からの距離  $r$  による極座標系 ( $\theta$ ,  $\phi$ ,  $r$ ) にて格納される。三次元データの格納形態については、反射波の情報から直接的に得られる極座標系から、他の座標系、例えば直交座標系 ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) に変換した形態にて格納することもできる。

10

#### 【 0 0 1 5 】

三次元データメモリ 2 0 に格納されたデータは、反射波の強度に対応した輝度を格納するもので、観察対象が心臓の場合、反射の大きい心筋部が高輝度に、反対に反射の小さい流体 (血液) で満たされた心腔部は低輝度となっている。このデータを三次元表示した場合、高輝度の心筋部が表示され、内部の心腔部は心筋部に隠れ表示がなされない。この心腔部を表示するために、本実施形態においては、輝度値を反転させ、心筋部は低輝度に、心腔部を高輝度にする。これにより、心腔部全体を三次元表示にて観察可能としている。この反転画像は、三次元データメモリ 2 0 内のデータを反転画像形成部 2 2 により処理して形成される。次に、反転画像形成部 2 2 による画像処理について説明する。

20

#### 【 0 0 1 6 】

まず、三次元データメモリ 2 0 の各ボクセルデータの輝度値を二値化処理部 2 4 にて二値化する。二値化する際のしきい値は、あらかじめ定められた固定値であってもよく、また取得された超音波画像に応じて操作者が設定できるようにすることもできる。例えば、6 4 階調の輝度データであれば、ボクセルごとに、しきい値未満であれば輝度値を 0 に、またしきい値以上であれば 6 3 とする。次に、輝度値反転部 2 6 にて、輝度値を反転する。すでに二値化されているデータであるので、輝度値 0 を 6 3 に、輝度値 6 3 を 0 とする。上記の二値化と反転処理は順序を逆にしても同様の結果を得ることができる。二値化以前に反転処理を行う場合には、6 4 階調においては、輝度値 0 を 6 3 に、輝度値 1 を 6 2 に、輝度値 2 を 6 1 に、・・・輝度値 6 3 を 0 に、と処理を行い、その後所定の輝度値のしきい値によって二値化する。

30

#### 【 0 0 1 7 】

図 3 は、二値化反転後のデータに基づく画像の一例である。この図は、すでに極座標から直交座標への変換を行った後の状態を示している。また、四角錐の側面のように見える面は、肋骨などの影響により、超音波の反射波がなかった部分を示すものであり、輝度値を反転することによって現れたものである。図の中心部分に盛り上がったように見える部分が心腔部を示している。なお、この図は、出願の形式に適合させるために中間階調の表現などが実際の超音波診断装置 1 0 と異なり、本装置の表示そのものを示すものではない。例えば、本装置においては中間階調を輝度により表現しているが、図 3 においては黒画素の密度により表現されている。

40

#### 【 0 0 1 8 】

図 3 においては、十分表現されていないが、二値化されたデータそのままを表示すると、コントラストが強すぎるため非常に見づらい表示となる。また、ノイズも強調される。したがって、二値化反転データに対し、以下の画像処理を行い、見やすい画像を形成して表示する必要がある。まずノイズ除去部 2 8 にて、ノイズ除去を行う。例えば、平面上で、あるボクセルの周囲 8 個のボクセルのうち、例えば 5 個の輝度値が 6 3 (6 4 階調の場合) であれば、その注目したボクセルの値を 6 3 とする。5 個未満であれば、注目したボクセルの従前の輝度値を維持する。また、周囲 5 個の輝度値が 0 の場合は、注目した

50

ボクセルの輝度値を 0 とし、5 個未満であれば従前の輝度値を維持する。このノイズ除去の処理は、  
- 平面上で実行されるが、  
- r 平面、  
- r 平面で行うこともできる。  
また、あるボクセルの三次元的な周囲 26 個のボクセルの輝度値に基づき、その注目したボクセルの輝度値を決定するようにもできる。

#### 【0019】

次に、平滑化部 30 により平滑化処理を行う。前述のように、二値化されたデータは見づら  
らいので、なめらかな表示となる画像処理を行う。例えば、あるボクセルの輝度値を、こ  
れと、その周囲のボクセルとの輝度値の平均値に決定することで平滑化を行うことができ  
る。平均値算出の対象となるボクセルは、一つの平面内の 9 個のボクセルを用いることも  
、立体的な 27 個のボクセルを用いることもできる。この平滑化処理を行うことにより、  
中間階調のボクセルが発生し、なめらかな表示となる。さらに、補間部 32 によりライン  
間（方向）、フレーム間（方向）の補間を行う。

10

#### 【0020】

最後に、心腔部抽出部 34 にて心腔部の抽出を行う。図 3 にも示されるように、二値化反  
転した画像においては、観察対象である心腔部以外の部分が心腔部の観察の障害となっ  
ている。そこで、心腔部の一般的な形状を利用して、この部分の抽出を行う。図 4 には、心  
腔部抽出用の関心領域の例が示されている。心腔部の形状は略楕円体で囲むことができ  
、前記関心領域は、略楕円体に設定される。図 4 では、左上が平面図、左下が正面図、右上  
が側面図、右下が斜視図となっている。楕円体の形状（長径、短径の長さなど）と位置を  
、心腔部が良好に抽出されるように設定する。関心領域は、心腔部を抽出する際には略楕  
円体が好適であるが、他の部位を抽出する場合には、この部位に応じた形状の関心領域を  
用いて行うことが好ましい。

20

#### 【0021】

セクタ 36 は、元の三次元データか、二値化反転され心腔部が抽出されたデータか、操  
作者の指示に従って、いずれかを選択し、変換部 38 にデータを送出する。変換部 38 で  
は、極座標から直交座標への、さらに二次元表示するための変換を行う。前述のように三  
次元データメモリ 20 に格納されるデータがすでに直交座標系への変換を終えている場合  
には、ここでの変換は、三次元のデータを二次元表示するための変換だけとなる。変換さ  
れたデータに基づきモニタ 17 にて表示が行われる。

#### 【0022】

また、心腔部抽出部 34 にて抽出された心腔部のデータに基づき、容積演算部 40 にて心  
腔部の容積を算出する。抽出された心腔部は立体モデルであるので、一部分の長さや、一  
つの断面における断面積から容積を推定するのに比べ、高い精度で容積を求めることがで  
きる。算出された容積に基づき、診断の支援となる情報、例えば容積の時間変化、最大値  
、最小値、最大値と最小値の差に相当する拍出量なども算出される。これらの算出された  
データの全て、またはその一部をモニタ 17 に表示させる。

30

#### 【0023】

図 5 は、抽出された心腔部の画像の一例である。図 3 と同様に、中間階調の表現手法等が  
、超音波診断装置 10 のものと異なるために、実際の表示そのものを示すものとはなっ  
ていない。しかしながら、心腔部が立体として認識しやすい表示となっていることが理解で  
きる。また、操作パネル 14 からの操作によって、視点の位置を変えることができ、図 5  
の表示における裏側も観察することができる。

40

#### 【0024】

以上の実施形態においては、輝度値について反転し、かつ二値化する処理を行っているが  
、二値化を行わず反転のみを行い表示を行うようにすることもできる。

#### 【0025】

#### 【発明の効果】

得られた超音波画像の輝度値を反転させることで、通常、低輝度の臓器の腔の部分を高輝  
度とし、腔の部分の三次元表示を行うことにより、腔の部分の形状の把握が容易となり、  
またこの腔の部分の容積の算出精度を高めることができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】 本実施形態の超音波診断装置の概略外觀図である。

【図 2】 本実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 3】 超音波画像を二値化反転した画像の一例を示す図である。

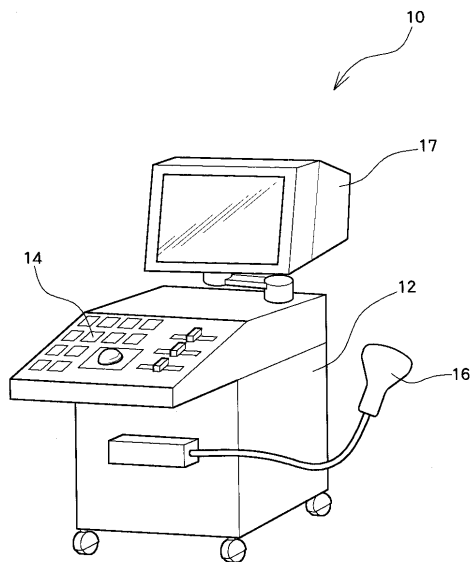
【図 4】 心腔部の抽出するための注目領域の例を示す図である。

【図 5】 二値化反転され、抽出された心腔部の画像の一例を示す図である。

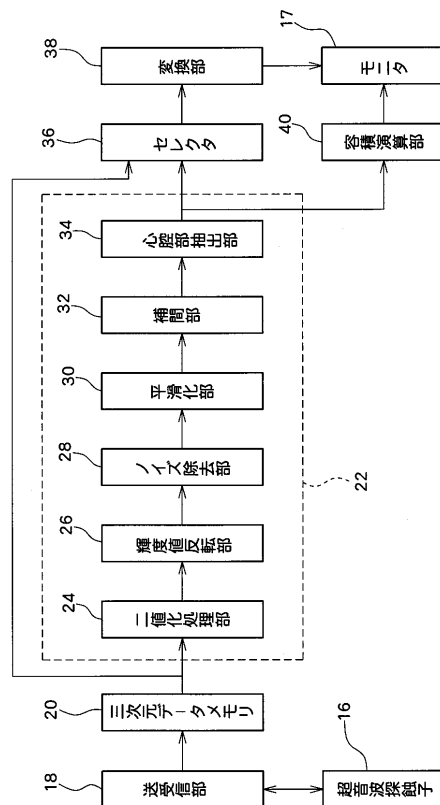
## 【符号の説明】

10 超音波診断装置、16 超音波探触子、20 三次元データメモリ、22 反転画像形成部、24 二値化処理部、26 輝度値反転部、34 心腔部抽出部、40 容積演算部。

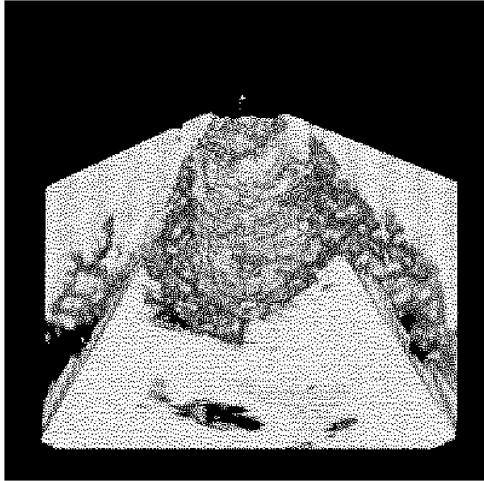
【図 1】



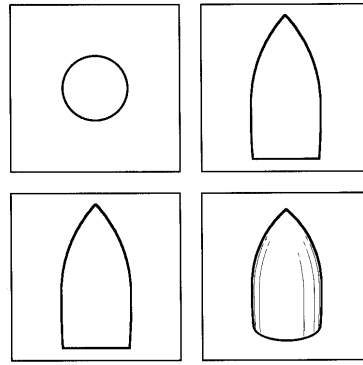
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平4 - 348745 ( J P , A )

特開平5 - 181955 ( J P , A )

特開平9 - 131345 ( J P , A )

特開平9 - 204513 ( J P , A )

特開平11 - 56840 ( J P , A )

特開平11 - 221220 ( J P , A )

特開2000 - 300555 ( J P , A )

特開2001 - 87268 ( J P , A )

八木登志員 他,Acoustic quantification法による左室断面積、左室容積の測定：関心領域設定部位の影響,日本超音波医学会第63回研究発表会講演論文集,(社)日本超音波医学会,1993年10月15日,517-518

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 8/08



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3944059B2</a>	公开(公告)日	2007-07-11
申请号	JP2002330856	申请日	2002-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/06 A61B19/02 G06T1/00 G06T5/00 G06T15/08 G06T19/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/065 A61B50/10 A61B50/13		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T17/40.A G06T19/00.A G06T5/00.200.Z G06T7/00.612 H04N7/18.Q		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JC01 4C301/JC07 4C301/JC14 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK24 4C301/KK30 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE04 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK28 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA09 5B050/BA15 5B050/EA02 5B050/EA26 5B050/FA02 5B050/FA06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA29 5B057/CA13 5B057/CB13 5B057/CE12 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA16 5B057/DC30 5B080/AA17 5C054/AA01 5C054/CA08 5C054/EA05 5C054/ED00 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004159997A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：通过显示整个器官而不会缺乏三维超声图像，轻松观察内脏器官的心室。解决方案：基于关于对象内部器官的交换的超声波将三维超声图像的数据存储在存储器20中。通过使用关于存储数据的规定阈值，二值化处理部分24对每个体素的亮度值进行二值化，然后，通过亮度值反转部分26将二值化亮度值反转。然后，内部器官的心室在使亮度值反转之前处于低亮度的亮度处于高亮度，并且在反转之前具有高亮度的器官壁部分，干扰对心室部分的观察，使其处于低亮度。因此，三维显示要观察的心室，从而便于观察。Z

【 図 2 】

