

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3875915号
(P3875915)

(45) 発行日 平成19年1月31日(2007. 1. 31)

(24) 登録日 平成18年11月2日(2006. 11. 2)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2002-138465 (P2002-138465)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成14年5月14日(2002. 5. 14)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2003-325531 (P2003-325531A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成15年11月18日(2003. 11. 18)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成16年1月8日(2004. 1. 8)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	赤羽 睦弘
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	望月 剛
			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】

エコーデータ列に沿って各エコーデータごとにオパシティを利用したボリュームレンダリング演算を行って三次元画像を形成する超音波診断装置において、
オパシティ関数に従って、前記各エコーデータごとにそのエコー値に基づいてオパシティを決定するオパシティ決定手段と、
前記決定されたオパシティを利用して前記ボリュームレンダリング演算を実行するレンダリング実行手段と、
を含み、

前記オパシティ関数は、エコー値ゼロ側に低域強調のための立ち上がり部分を有し、かつ
、該立ち上がり部分を除いた部分がエコー値ゼロ側からエコー値最大にかけて全体として
徐々に増大することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の装置において、
前記立ち上がり部分は矩形形状を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1又は2記載の装置において、
前記立ち上がり部分についての幅W、中央エコー値P及び立ち上がり量Kの内の少なくとも1つを可変設定するための手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項 1 記載の装置において、
前記立ち上がり部分のエコー値は液体のエコー値に対応す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】

本発明は超音波診断装置に関し、特にボリュームレンダリング演算によって三次元画像を形成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術及びその課題】

10

例えば、特開平 10-33538 号公報には、超音波三次元画像を形成する装置が開示されている。その三次元画像の形成原理について以下に説明する。生体内に設定される三次元空間に対して、複数のレイ（実際には超音波ビームに一致）が設定される。各レイごとに、エコーデータが順番に参照され、各エコーデータごとにボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算（ボクセル演算）が逐次的に実行される。所定の終了条件を満たした時点で、そのレンダリング演算は終了し、その時点での演算値が当該レイに対応する画素値として決定される。各レイごとに画素値を決定すれば、その集合として三次元空間を投影した三次元画像を構築できる。

【0003】

レンダリング演算は、以下のように実行される。ここで、 i 番目のエコーデータのエコー値（ボクセル値）を e_i とし、その際のオパシティ（不透明度）を α_i （但し、 $0 \leq \alpha_i \leq 1.0$ ）とし、 C_{OUTi} を i 番目のエコー値についての演算結果（出力光量に相当）とし、 C_{INi} を i 番目のエコー値についての入力値（これは $i-1$ 番目の演算結果と同じで、入力光量）とする。

20

【0004】

$$C_{OUTi} = C_{INi} (1 - \alpha_i) + e_i \alpha_i \quad \cdots (1)$$

ここで、 $(1 - \alpha_i)$ は透明度と称され、それはオパシティ（不透明度）から演算される。

【0005】

レイ上に沿って逐次的に上記演算を行っていく場合において、それと並行して各オパシティを積算し、その値が 1 以上になった場合には、当該レイについての演算は終了する。また、最終のエコーデータについての演算が終了した場合にも当該レイについての演算は終了する。その終了時点の出力光量が画素値に相当する。なお、オパシティはエコーデータの関数として定義され、その関数形式は一般に指数関数である。つまり、エコー値がゼロの場合にゼロとなり、エコー値が増大するのに従ってオパシティが指数関数的に増大する。

30

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

従来においては、オパシティ関数はエコー値が増大するに従って指数関数的に単調に増大していた。しかしながら、そのような関数によると、血液などの液体についてはそのエコー値が比較的小さいことから（ゼロ又はゼロ付近となる場合が多い）、それについては透明度が大きくなり、画素値へ寄与が非常に少なくなる。その結果、血液層の奥側に弁が存在していても、弁が手前に現れたような画像となり、遠近感をつかみ難いという問題がある。

40

【0007】

本発明の目的は、液体部が手前にある場合でも奥側の組織を遠近感をもって表現できるようにすることにある。

【0008】

本発明の他の目的は、より自然な奥行き感を得られる画像を形成できるようにすることにある。

50

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、エコーデータ列に沿って各エコーデータごとにオパシティを利用したボリュームレンダリング演算を行って三次元画像を形成する超音波診断装置において、オパシティ関数に従って、前記各エコーデータごとにそのエコー値に基づいてオパシティを決定するオパシティ決定手段と、前記決定されたオパシティを利用して前記ボリュームレンダリング演算を実行するレンダリング実行手段と、を含み、前記オパシティ関数は、エコー値ゼロ側に低域強調のための立ち上がり部分を有し、かつ、該立ち上がり部分を除いた部分がエコー値ゼロ側からエコー値最大にかけて全体として徐々に増大することを特徴とする。

10

【0010】

上記構成によれば、低域強調のための立ち上がり部分を有するオパシティ関数が用いられるので、例えば血液についてボリュームレンダリング演算でより積極的に不透明度を付与することができ、その結果、自然な奥行き感を得られる。

【0011】

望ましくは、前記立ち上がり部分は矩形形状を有する。望ましくは、前記立ち上がり部分についての幅W、中央エコー値P及び立ち上がり量Kの内の少なくとも1つを可変設定するための手段を含む。望ましくは、前記立ち上がり部分のエコー値は液体のエコー値に対応する。なお、立ち上がり部分の形態は矩形に限られず、山状であってもよい。立ち上がり部分が矩形の場合、中央エコー値Pは、立ち上がりエコー値区間の中央値である。また、立ち上がり部分が山状の場合、中央エコー値Pとして、例えば最大立ち上がり点に対応するエコー値を採ることができる。そして、幅Wは、例えば半値幅（最大値の半分の値におけるエコー値幅）を立ち上がり量には、例えば最大ピーク量を採って、パラメータP、W、Kをそれぞれ定義できる。

20

【0012】

ここで、図1を用いて、各種のボリュームレンダリング演算方法について説明する。図1には、エコーデータ列（ボクセルデータ列）における2つのエコーデータ（ボクセルデータ）が示されている。各エコーデータごとにレンダリング演算が実行され、その演算結果が次のエコーデータについてのレンダリング演算にわたされる。

【0013】

その演算手法としては、以下の3つのものが公知である。

30

【0014】

【数1】

A: Vol-mode Calculation Equation

$$C_{out\ i} = C_{in\ i} \cdot (1 - \alpha_i) + e_i \cdot \alpha_i$$

$$\alpha_{out\ i} = \alpha_{in\ i} + \alpha_i$$

$$\text{If } \alpha_{out\ i} \geq 1$$

Stop Calculation and Plot $C_{out\ i}$

B: Front-to-Back**Volume Rendering Calculation Equation**

$$C_{out\ i} = C_{in\ i} + (1 - \alpha_{in\ i}) \cdot e_i \cdot \alpha_i$$

$$\alpha_{out\ i} = \alpha_{in\ i} + (1 - \alpha_{in\ i}) \cdot \alpha_i$$

10

C: Back-to-Front**Volume Rendering Calculation Equation**

$$C_{out\ i} = C_{in\ i} \cdot (1 - \alpha_i) + e_i \cdot \alpha_i$$

$$\alpha_{out\ i} = \alpha_{in\ i} \cdot (1 - \alpha_i) + \alpha_i$$

ここで

α_i : Voxel i の持つ不透明度

e_i : Voxel i の持つエコー強度値

$C_{out\ i}$: Voxel i からの出力光

$C_{in\ i}$: Voxel i への入力光

$\alpha_{out\ i}$: Voxel i までの不透明度の積算値

$\alpha_{in\ i}$: Voxel $i-1$ までの不透明度の積算値

20

上記において、計算方法A（ボル・モード法）は、上記（1）式と同一である。上記においては、それ以外に、計算方法B（フロント・ツー・バック法）及び計算方法C（バック・ツー・フロント法）が示されている。もちろん、これ以外にも不透明度（オパシティ）を利用した関数がある。それらのいずれにも本発明を適用できる。

30

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

図2には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図2はその全体構成を示すブロック図である。

【0017】

3Dプローブ10は三次元エコーデータ取込用超音波探触子であり、この3Dプローブ10は体表面上に当接して用いられあるいは体腔内に挿入して用いられる。3Dプローブ10は、一次元配列された複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子を有している。この1Dアレイ振動子にて超音波ビームが形成され、その超音波ビームを電子走査することにより走査面が形成される。1Dアレイ振動子とその走査面と直交する方向に機械的に走査すれば、三次元エコーデータ取込空間（ボクセルデータ空間）を形成することができる。もちろん2Dアレイ振動子を用いて二次元的に超音波ビームを電子走査することにより、三次元データ取込空間を形成するようにしてもよい。

40

【0018】

送信部12は送信ビームフォーマーとして機能し、受信部14は受信ビームフォーマーとして機能する。

【0019】

すなわち、送信部12は複数の振動素子に対して所定の遅延関係をもって複数の送信駆動

50

信号を供給する。一方、受信部 14 は 3D プローブ 10 から出力される複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、その整相加算後の受信信号を出力する。

【0020】

信号処理部 18 は受信信号に対して必要な信号処理を実行する回路であり、その信号処理には例えば検波や対数圧縮などが含まれてもよい。

【0021】

3D メモリ 20 は三次元エコーデータ取込空間内において取り込まれた複数のエコーデータ（ボクセルデータ）を格納する記憶容量を有し、各エコーデータは三次元空間内の座標に対応したアドレスに書き込まれる。もちろん、超音波ビームに沿って時系列順で逐次的にレンダリング演算を実行する場合においては、この 3D メモリ 20 を省略することもできる。

10

【0022】

レンダリング演算部 22 は上述した各種のボリュームレンダリング演算を実行するものであり、特にオパシティ決定関数を用いてエコー値に基づいて決定されるオパシティを用いてボリュームレンダリング演算を実行する。その場合においては上述した計算方式 A～C を適用することができ、またそれ以外のボリュームレンダリング演算を実行してもよい。

【0023】

表示部 26 には、形成された三次元画像が表示される。また図 2 には示されていないが B モード画像形成部が設けられており、三次元画像の形成に伴って各走査面ごとに B モード画像が形成され、その B モード画像も表示部 26 に表示される。

20

【0024】

制御部 16 は装置内に含まれる各構成の動作制御を行っており、特にレンダリング演算部 22 におけるオパシティ決定関数の特性を切り替えている。そのオパシティ決定関数は関数の形式でそのまま保有してもよいし、あるいはメモリテーブルとしてレンダリング演算部 22 内に格納するようにしてもよい。

【0025】

制御部 16 には入力部 24 が接続されている。この入力部 24 は例えばキーボールやトラックボールなどによって構成される操作パネルである。この入力部 24 を用いてオパシティ決定関数の特性を適宜修正することができる。

【0026】

図 3 には、従来装置において用いられているオパシティ決定関数の例が示されている。オパシティ決定関数としては所定の条件にしたがってその関数形式を選択することができるが、いずれの関数形式においても右肩上がり（右肩下がり）の単調な指数関数の形態を有している。一方、本実施形態においては図 4 に示されるような関数形式が用いられている。すなわち、各関数形式とも、エコー値ゼロ側からエコー値最大にかけて徐々に増大する形態を有しているが、特にエコー値ゼロ側におけるすなわち低域側における範囲に立ち上がり部分 100 が存在している。この立ち上がり部分 100 は図 4 に示される例においていずれの関数形式においても矩形であるがもちろんそれには限られない。立ち上がり部分 100 の中央エコー値 P、その幅 W 及びその高さ K については上記の入力部 24 を用いてユーザーが適宜設定することができる。この立ち上がり部分 100 は液体に対してより大きな不透明度すなわちオパシティを与えるように設けられているものである。

30

40

【0027】

したがって、レンダリング演算部 22 は、図 4 に示されるようなオパシティ決定関数を用いてボリュームレンダリング演算を実行する。その場合において、図 4 に示される複数の関数形式のうちでいずれかの関数形式が指定される。もちろん 1 つの関数形式のみを利用してボリュームレンダリング演算を行ってもよい。いずれの場合においても上記の立ち上がり部分 100 を用いて液体について大きなオパシティを設定することにより、奥行き感あふれる三次元画像を形成することができ、特に心臓の観察を行う場合においても血流の奥側に存在する弁をより自然に表現することが可能となる。

【0028】

50

図 5 には、従来装置において形成される三次元画像（A）及び断層画像（B）が示されている。

【0029】

羊水などの液体部については小さなエコー値しか存在していないためそれには不透明度（オパシティ）が小さな値しか与えられず、その結果、羊水部分については、光の減衰がほとんど起こらず、胎児表面の遠近感が乏しいものとなる。

【0030】

これに対し、本実施形態によれば、図 6 に示されるように、羊水のような小さなエコー値に対して積極的に大きな不透明度を割り当てることができるので、その結果、羊水部分で光の減衰を生じさせて胎児表面についての遠近感を十分に表現することが可能となる。

10

【0031】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば三次元画像を形成する場合において液体部についてより大きなオパシティを設定して、例えば液体部の奥側に存在する組織について遠近感あふれる画像を提供できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 ボリュームレンダリング演算を説明するための図である。

【図 2】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図 3】 従来におけるオパシティ決定関数を示す図である。

【図 4】 本実施形態におけるオパシティ決定関数を示す図である。

20

【図 5】 従来における三次元画像（A）及び断層画像（B）を示す図である。

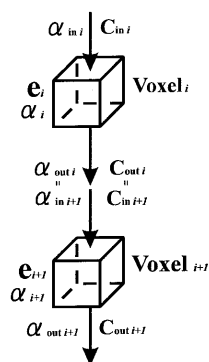
【図 6】 本実施形態における三次元画像（A）及び断層画像（B）を示す図である。

【符号の説明】

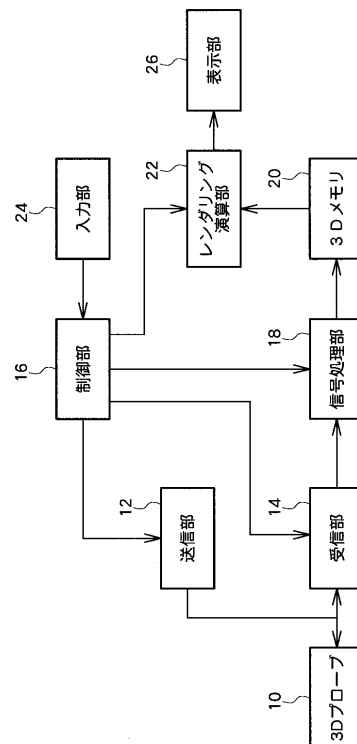
10 3Dプローブ、12 送信部、14 受信部、16 制御部、18 信号処理部、

20 3Dメモリ、22 レンダリング演算部、24 入力部、26 表示部。

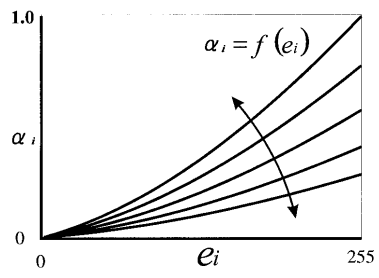
【図 1】



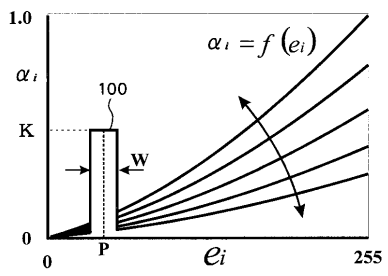
【図 2】



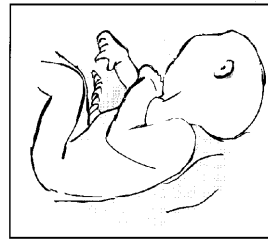
【図 3】



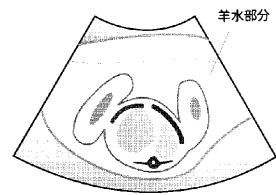
【図 4】



【図 5】

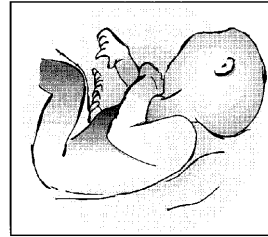


(A)

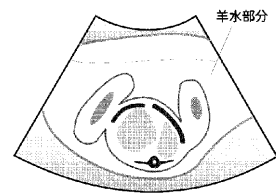


(B)

【図 6】



(A)



(B)

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平9-262236 (J P, A)
特開2001-319220 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3875915B2	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	JP2002138465	申请日	2002-05-14
[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	赤羽睦弘 望月剛		
发明人	赤羽 睦弘 望月 剛		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00 G06T15/08 G06T19/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T17/40.A G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB28 4C301/BB34 4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/EE20 4C301/GB03 4C301/HH31 4C301/HH51 4C301/HH60 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/JC20 4C301/KK17 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB13 4C601/EE04 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH40 4C601/JB01 4C601/JB21 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB60 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B050/AA02 5B050/BA09 5B050/BA15 5B050/EA28 5B050/FA02 5B050/FA06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD14 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA16 5B080/AA17 5B080/FA03 5B080/FA17 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/DA04 5L096/FA22		
代理人(译)	吉田健治 石田 純		
其他公开文献	JP2003325531A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在基于体绘制方法形成超声三维图像的情况下，以关于存在于液体部分的深侧的组织的透视进行表达。Z-SOLUTION：在沿着回波数据串执行体绘制计算的情况下，使用根据不透明度决定函数决定的不透明度。不透明度决定功能具有从零侧向上向右倾斜的整体形状，并且在低频侧具有上升部分100。通过该上升部分100可以给出关于液体部分（血液，前水等）的更大的不透明度。各个参数P，W和K可以由用户改变。Z

【図 1】

