

(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2018-157871
(P2018-157871A)

(43) 公開日 平成30年10月11日(2018.10.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2017-55312(P2017-55312)
(22) 出願日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 辻田 剛啓
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB15 EE01 EE04
JB32 JC04 JC26 KK21

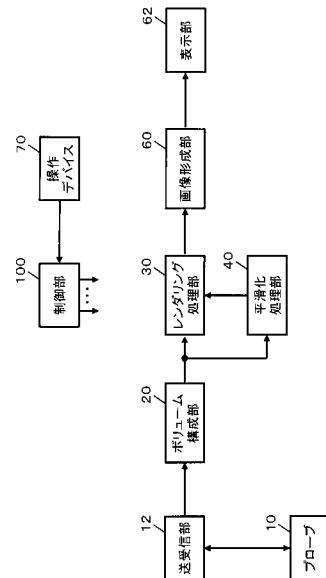
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】超音波のレンダリング処理に好適な平滑化処理の改良技術を提供する。

【解決手段】レンダリング処理部30は、ボリュームデータを構成する複数のボクセルデータに基づいて複数の視線の各視線ごとにレンダリング処理を実行する。平滑化処理部40は、各視線上のデータに対して無限インパルス応答フィルタを適用することにより、複数の視線の各視線ごとに平滑化処理を実行する。そして、レンダリング処理部30が実行するレンダリング処理と、平滑化処理部40が実行する平滑化処理により、複数の視線から各視線ごとに得られる輝度情報を各画素の画素値とすることにより、スクリーン(画像面)内の複数画素の画素値が得られる。これにより、スクリーンを投影面とする輝度情報の投影画像データが形成される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波のボリュームデータに基づいて複数の視線の各視線ごとにレンダリング処理を実行するレンダリング処理手段と、

前記各視線上のデータに対して無限インパルス応答フィルタを適用することにより、前記複数の視線の各視線ごとに平滑化処理を実行する平滑化処理手段と、

前記レンダリング処理と前記平滑化処理により前記複数の視線の各視線ごとに得られる画素値に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、

を有する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

前記平滑化処理手段は、前記各視線上に並ぶデータを無限インパルス応答フィルタに次々に入力するフィルタ処理において、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波画像処理装置において、

前記レンダリング処理手段は、前記各視線ごとに、前記平滑化処理後のデータと前記平滑化処理後のデータに対応した不透明度とを用いてレンダリング処理を実行する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 または 2 に記載の超音波画像処理装置において、

前記レンダリング処理手段は、前記各視線ごとに、前記平滑化処理前のデータと前記平滑化処理後のデータに対応した不透明度とを用いてレンダリング処理を実行する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像処理装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

超音波を送受することにより得られたデータに基づいて超音波画像を形成する超音波画像処理装置の代表例が超音波診断装置である。超音波画像としては、例えば B モード画像やカラードプラ画像などの二次元画像が良く知られている。また、生体内の組織や胎児などを立体的に映し出す超音波画像（三次元超音波画像）を形成する装置も知られている。例えば、超音波を送受することにより立体的に得られるボリュームデータに基づいて、複数の視線の各視線（レイ）ごとにレンダリング処理を実行することにより、診断対象を立体的に映し出す超音波画像を形成する技術が知られている。

【0003】

40

例えば、特許文献 1 には、各視線（光線）上のボクセルデータに対してボリュームレンダリングを行って三次元画像を形成する技術が記載されている。特に、特許文献 1 には、各視線（光線）上のボクセルデータに対して平滑化処理を施す技術が開示されており、その平滑化処理の具体例として、各視線（光線）上のボクセルデータに対して有限インパルス応答フィルタ（FIR フィルタ）を適用する具体例が説明されている（特許文献 1 の第 0048 段落参照）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2006 - 51202 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載された技術により、高周波成分を中心とする画像ノイズを低減することができる。しかし、平滑化処理の程度が強すぎると画像が全体的にぼやけてしまい、例えば診断対象が本来よりも大きく膨らんで画像化されてしまう場合もある。

【0006】

また、例えば診断対象が胎児であれば、胎盤や羊水内の浮遊物などの遮蔽物の影響により胎児の画像が遮られてしまう場合がある。胎盤や浮遊物などの遮蔽物に対しても好適に作用する平滑化処理の実現が期待される。

【0007】

本発明の目的は、超音波のレンダリング処理に好適な平滑化処理の改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の態様として好適な超音波画像処理装置は、超音波のボリュームデータに基づいて複数の視線の各視線ごとにレンダリング処理を実行するレンダリング処理手段と、前記各視線上のデータに対して無限インパルス応答フィルタを適用することにより、前記複数の視線の各視線ごとに平滑化処理を実行する平滑化処理手段と、前記レンダリング処理と前記平滑化処理により前記複数の視線の各視線ごとに得られる画素値に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を有することを特徴とする。

【0009】

上記構成によれば、超音波のレンダリング処理に好適な平滑化処理として、各視線上のデータに対して無限インパルス応答（IIR：Infinite Impulse Response）フィルタを適用する平滑化処理が実現される。

【0010】

例えば、前記平滑化処理手段は、前記各視線上に並ぶデータを無限インパルス応答フィルタに次々に入力するフィルタ処理において、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化することが望ましい。例えば、最低輝度が輝度値0（ゼロ）であれば輝度値0が初期値とされる。なお、実質的に0（ゼロ）とみなせる程度の低い輝度値が初期値とされてもよい。無限インパルス応答フィルタでは、初期値の影響が長く続く（理論上は無限に続く）ため、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化することにより、初期化の影響を後続データのフィルタ処理に反映することができる。これにより、例えば、各視線上において診断対象よりも手前側（視点側）にある遮蔽物を平滑化処理により低減することができ、望ましくは遮蔽物を実質的に除去することができる。

【0011】

例えば、前記レンダリング処理手段は、前記各視線ごとに、前記平滑化処理後のデータと前記平滑化処理後のデータに対応した不透明度とを用いてレンダリング処理を実行することが望ましい。この構成により、データ（例えば各視線上のボクセルデータ）と不透明度（オパシティ）の両方に平滑化処理の結果を反映したレンダリング処理が実現される。

【0012】

例えば、前記レンダリング処理手段は、前記各視線ごとに、前記平滑化処理前のデータと前記平滑化処理後のデータに対応した不透明度とを用いてレンダリング処理を実行することが望ましい。この構成により、平滑化処理の前と後のデータを併用したレンダリング処理が実現される。

【0013】

さらに、上述した好適な超音波画像処理装置（望ましい具体例を含む）が備える各部に対応した機能がコンピュータ（タブレット型の端末を含む）により実現されてもよい。例えば、前記レンダリング処理手段としての機能と、前記平滑化処理手段としての機能と、

10

20

30

40

50

前記画像形成手段としての機能をコンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上述した好適な超音波画像処理装置として機能させることができる。なお、そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネットなどの電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0014】

本発明により超音波のレンダリング処理に好適な平滑化処理の改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、超音波のレンダリング処理に好適な平滑化処理として、各視線上のデータに対して無限インパルス応答フィルタを適用する平滑化処理が実現される。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の好適な具体例である超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】レンダリング処理の具体例を示す図である。

【図3】各視線上におけるレンダリング処理の説明図である。

【図4】各視線上におけるレンダリング処理と平滑化処理の具体例を示す図である。

【図5】IIRフィルタにより平滑化処理されたデータの具体例を示す図である。

【図6】IIRフィルタによる平滑化処理における初期化の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0016】

図1は、本発明に係る超音波画像処理装置の好適な具体例である超音波診断装置の全体構成図である。プローブ10は、三次元画像用の超音波探触子であり、例えば胎児などの診断対象を含む三次元空間内において超音波を送受する。例えば、二次元的に配列された複数の振動素子を備える二次元アレイプローブ（マトリクスアレイプローブ）や、一次的に配列された複数の振動素子を機械的に動かすメカニカルプローブなどがプローブ10の好適な具体例である。

【0017】

送受信部12は、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとしての機能を備えている。つまり、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。

30

【0018】

また、送受信部12は、例えば、診断対象を含む三次元空間内において、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を立体的に走査する。これにより、診断対象を含む三次元空間内から超音波の受信データが収集される。

【0019】

ボリューム構成部20は、三次元空間内から得られた受信データに対してリコンストラクション処理を施すことにより、三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。ボリューム構成部20は、走査座標系（例えばr座標系）で得られた受信データに対して、座標変換処理や補間処理などのリコンストラクション処理を施し、直交座標系（例えばxyz座標系）に対応したボリュームデータを形成する。ボリュームデータは、例えば直交座標系のデータ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。

40

【0020】

レンダリング処理部30は、ボリュームデータを構成する複数のボクセルデータに基づいてレンダリング処理（ボクセル演算）を実行する。

【0021】

図2は、レンダリング処理の具体例を示す図である。レンダリング処理（レンダリング演算）においては、三次元空間に対応したボリュームデータ32の外側に演算上の仮想的

50

な視点が設定され、その視点側からボリュームデータ 3 2 に対して複数の視線 (レイ) 3 4 が設定される。さらに、画像面として機能する演算上のスクリーン 3 6 が設定される。なお、図 2 において、スクリーン 3 6 は、ボリュームデータ 3 2 を間に挟んで、視点の反対側に図示されているが、ボリュームデータ 3 2 よりも視点側に配置されてもよい。

【 0 0 2 2 】

レンダリング処理では、ボリュームデータ 3 2 に対して設定された複数の視線 (レイ) 3 4 の各視線 3 4 ごとに、その視線 3 4 に対応した複数のボクセルデータが処理対象となる。例えば、ボリュームデータ 3 2 を構成する複数のボクセルデータから、補間処理などにより、各視線 3 4 に対応した (各視線上に並ぶ) 複数のボクセルデータが得られる。そして、各視線 3 4 上においてレンダリング処理が実行される。

10

【 0 0 2 3 】

図 3 は、各視線上におけるレンダリング処理の説明図である。図 3 には、複数の視線 3 4 のうちの代表例である 1 本の視線 3 4 が図示されており、その視線 3 4 上に並ぶ複数のボクセルが図示されている。

【 0 0 2 4 】

レンダリング処理では、各視線 3 4 ごとに、視点側からその視線 3 4 に対応した複数のボクセルデータ (ボクセルの輝度情報) に対して、不透明度 (オパシティ) を用いたレンダリング法に基づくボクセル演算が逐次的に実行される。そして、各視線 3 4 ごとに最終のボクセル演算の結果としてその視線 3 4 に対応した輝度情報が決定される。

20

【 0 0 2 5 】

また、各視線 3 4 上に並ぶ複数のデータ (ボクセルデータ) は平滑化処理を施される。その平滑化処理において、無限インパルス応答 (IIR : Infinite Impulse Response) フィルタが適用される。

【 0 0 2 6 】

図 1 に戻り、平滑化処理部 4 0 は、各視線上のデータに対して無限インパルス応答フィルタを適用することにより、複数の視線の各視線ごとに平滑化処理を実行する。そして、レンダリング処理部 3 0 が実行するレンダリング処理と、平滑化処理部 4 0 が実行する平滑化処理により、複数の視線から各視線ごとに得られる輝度情報を各画素の画素値とすることにより、スクリーン (画像面) 内の複数画素の画素値が得られる。これにより、スクリーンを投影面とする輝度情報の投影画像データが形成される。

30

【 0 0 2 7 】

図 4 は、各視線上におけるレンダリング処理と平滑化処理の具体例を示すフローチャートである。まず、各視線上においてデータがサンプリングされる (S 1)。例えば、各視線上に並ぶ複数のボクセルデータが視点側から順にサンプリングされる。なお、各視線上の全てのボクセルデータがサンプリングされてもよいし、例えばサンプリング間隔 (レンダリングピッチ) で定められたデータ間隔で離散的にボクセルデータがサンプリングされてもよい。

【 0 0 2 8 】

次に、サンプリングされたデータに対して無限インパルス応答フィルタ (IIR フィルタ) を適用することにより平滑化処理が実行される (S 2)。無限インパルス応答フィルタの好適な具体例となる演算式が数 1 式である。

40

【 0 0 2 9 】

$$〔数 1〕 V_n' = \alpha \times V_n + (1 - \alpha) V_{n-1}'$$

【 0 0 3 0 】

数 1 式において、 V_n は n 番目 (n は自然数) のサンプリングデータ (S 1 でサンプリングされたボクセルデータ) であり、 V_n' は n 番目のサンプリングデータの平滑化処理後 (IIR フィルタ適用後) のデータであり、 V_{n-1}' は ($n-1$) 番目のサンプリングデータの平滑化処理後のデータである。そして、 α は、無限インパルス応答フィルタ (IIR フィルタ) の時定数である。平滑化処理後のデータ V_n' は、例えばメモリ等に一時的に保持される (S 3)。

50

【 0 0 3 1 】

次に、平滑化処理後のデータ V_n' に対応したオパシティ $O[V_n']$ が取得される (S4)。例えば、ボクセルデータ (輝度値) とオパシティ (不透明度) との対応関係を定めたオパシティカーブ (不透明度の関数) から、平滑化処理後のデータ V_n' に対応したオパシティ $O[V_n']$ が導出される。

【 0 0 3 2 】

そして、平滑化処理後のデータ V_n' とオパシティ $O[V_n']$ を用いてレンダリング処理が実行される (S5)。レンダリング処理としては公知の具体例 (様々な演算式のいずれか) が利用される。

【 0 0 3 3 】

各視線におけるレンダリング処理は終了条件が満たされるまで逐次的に実行される (S6)。終了条件が満たされると、例えば「オパシティ積算値が飽和」または「最終ボクセルが終了」すると、その視線における処理が終了する。そして、終了時点におけるレンダリング処理結果 (各視線の輝度情報) がスクリーン (画像面) 内の各画素の画素値とされる。

【 0 0 3 4 】

図4のフローチャートに示す処理は各視線におけるレンダリング処理と平滑化処理の具体例であり、複数の視線の各視線ごとに図4に示すレンダリング処理と平滑化処理が実行される。

【 0 0 3 5 】

なお、図4には、各視線においてレンダリング処理と平滑化処理を並行処理する具体例を示したが、各視線上の全サンプリングデータを平滑化処理してからその視線上のレンダリング処理を実行してもよい。

【 0 0 3 6 】

また、図4の具体例では、平滑化処理後のデータ V_n' と、その平滑化処理後のデータ V_n' に対応したオパシティ $O[V_n']$ を用いてレンダリング処理を実行している (図4のS5参照)。この具体例の変形例として、例えば、平滑化処理前のデータ V_n と、平滑化処理後のデータ V_n' に対応したオパシティ $O[V_n']$ を用いて、レンダリング処理を実行してもよい。

【 0 0 3 7 】

図5は、IIRフィルタ (無限インパルス応答フィルタ) により平滑化処理されたデータの具体例を示す図である。図5(1)は、平滑化処理前の各視線におけるボクセルデータを示しており、図5(2)は、IIRフィルタによる平滑化処理後の各視線におけるボクセルデータを示している。図5において、横軸は各視線の視線方向 (視点は左側) であり、縦軸はボクセルデータの値 (ボクセル値) を示している。

【 0 0 3 8 】

図5は、胎児を診断対象とした場合の具体例であり、図5には、胎児に対応したボクセルデータの塊と、胎児よりも視点側にある浮遊物に対応したボクセルデータの塊が図示されている。

【 0 0 3 9 】

図5(1)の平滑化処理前において、浮遊物に対応したボクセルデータは比較的大きなボクセル値となっており、このままレンダリング処理を実行すると、浮遊物に対応したボクセルデータがレンダリング処理に強い影響を及ぼしてしまい、例えばレンダリング処理の結果として得られる三次元の超音波画像内において、浮遊物が胎児を遮ってしまう場合がある。

【 0 0 4 0 】

これに対し、図5(2)の平滑化処理後においては、浮遊物に対応したボクセルデータが比較的小さなボクセル値に平滑化される。これにより、浮遊物に対応したボクセルデータがレンダリング処理に与える影響が軽減され、例えばレンダリング処理の結果として得られる三次元の超音波画像内において浮遊物の画像化が抑制されて胎児の画像が明瞭に映

10

20

30

40

50

し出される。

【0041】

また、平滑化処理の前後を比較すると、平滑化処理後において胎児の画像の急峻な立ち上がりが抑制される。なお、急峻な立下りも抑制される。これにより、例えば平滑化処理前において胎児表面のデータが粗い（急峻な変化がある）場合でも、IIRフィルタを適用した平滑化処理により、胎児表面が連続的に見ために自然な画像を得ることができる。

【0042】

図1の平滑化処理部40は、各視線上に並ぶデータをIIRフィルタ（無限インパルス応答フィルタ）に次々に入力するフィルタ処理において、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化することが望ましい。

10

【0043】

図6は、IIRフィルタによる平滑化処理における初期化の具体例を示す図である。図6(1)は平滑化処理前の各視線におけるボクセルデータを示している。図6(2)(3)はIIRフィルタによる平滑化処理後の各視線におけるボクセルデータを示しており、図6(2)は初期化なしの場合に、図6(3)は初期化ありの場合に対応している。なお、図6において、横軸は各視線の視線方向（視点は左側）であり、縦軸はボクセルデータの値（ボクセル値）を示している。

【0044】

図6は、胎児を診断対象とした場合の具体例である。図6には、胎盤に接している胎児に対応したボクセルデータの塊が図示されており、視点側に位置する胎盤に胎児が接している。なお、図6の具体例では、胎盤に対応したデータ部分は処理の対象外とされ、胎盤と胎児の境界に対応した演算開始位置Sから、胎児に対応したボクセルデータを対象としてレンダリング処理と平滑化処理が開始される。

20

【0045】

図6(1)の平滑化処理前において、胎児に対応したボクセルデータは演算開始位置Sの直後から比較的大きなボクセル値となっている。そして、演算開始位置Sから各視線上に並ぶ胎児に対応したボクセルデータが次々にIIRフィルタに入力されてIIRフィルタが適用される。初期化を行わずに図6(1)のボクセルデータをIIRフィルタに適用して得られた結果が図6(2)に示す平滑化処理後のボクセルデータである。

【0046】

これに対し、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化した場合の具体例が図6(3)に示すボクセルデータである。図6(3)では、演算開始位置Sから各視線上に並ぶ胎児に対応したボクセルデータを次々にIIRフィルタに入力するフィルタ処理において、IIRフィルタに最初に入力されるボクセルデータ（例えば図4のS1において最初にサンプリングされるデータ）が最低輝度（例えばボクセル値0）に初期化される。

30

【0047】

IIRフィルタを利用したフィルタ処理では、初期値の影響が比較的長く続くため、フィルタ処理の開始時に入力されるデータを最低輝度に対応した初期値に初期化することにより、初期値が後続データのフィルタ処理にも影響を及ぼす。その結果、例えば、図6(3)に示す具体例のように、演算開始位置Sの直後における胎児の画像の急峻な立ち上がりが抑制される。これにより、例えば、胎児と胎盤が接している場合においても、胎盤に接する胎児の画像の境界が自然で滑らかなものとなり、胎盤から分離されたことに伴う胎児の画像の違和感が軽減される。

40

【0048】

図1に戻り、画像形成部60は、レンダリング処理と平滑化処理により複数の視線の各視線ごとに得られた画素値に基づいて超音波画像を形成する。画像形成部60は、レンダリング処理部30から得られる輝度情報の投影画像データに基づいて、例えば胎児などの診断対象を立体的に映し出した超音波画像を形成する。画像形成部60において形成された超音波画像は表示部62に表示される。

50

【 0 0 4 9 】

制御部 1 0 0 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 1 0 0 による全体的な制御には、操作デバイス 7 0 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

【 0 0 5 0 】

図 1 に示す構成のうち、送受信部 1 2 , ポリウム構成部 2 0 , レンダリング処理部 3 0 , 平滑化処理部 4 0 , 画像形成部 6 0 の各部は、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

10

【 0 0 5 1 】

表示部 6 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイや有機 E L (エレクトロルミネッセンス) ディスプレイ等である。操作デバイス 7 0 は、例えばマウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 1 0 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【 0 0 5 2 】

また、図 1 に示す構成のうち、例えばレンダリング処理部 3 0 と平滑化処理部 4 0 と画像形成部 6 0 の機能をコンピュータにより実現し、そのコンピュータを超音波画像処理装置として機能させてもよい。

20

【 0 0 5 3 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

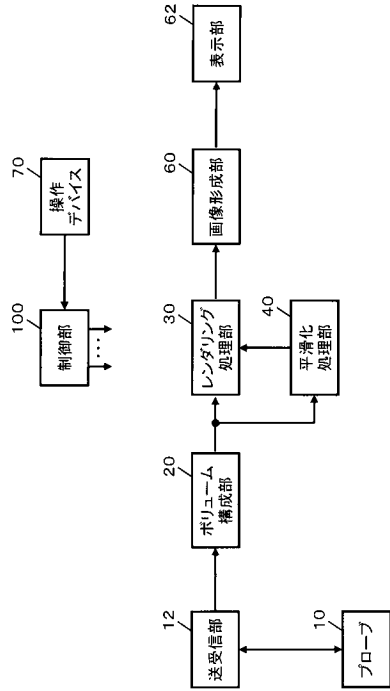
【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

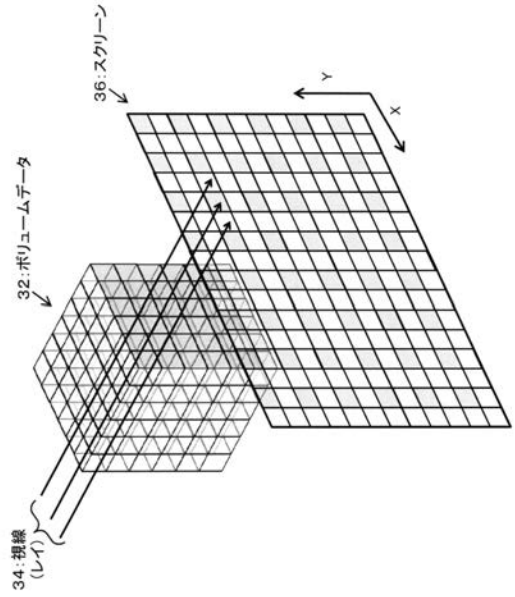
1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 ポリウム構成部、3 0 レンダリング処理部、4 0 平滑化処理部、6 0 画像形成部、6 2 表示部、7 0 操作デバイス、1 0 0 制御部。

30

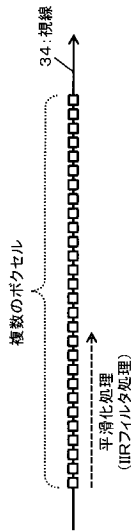
【 図 1 】



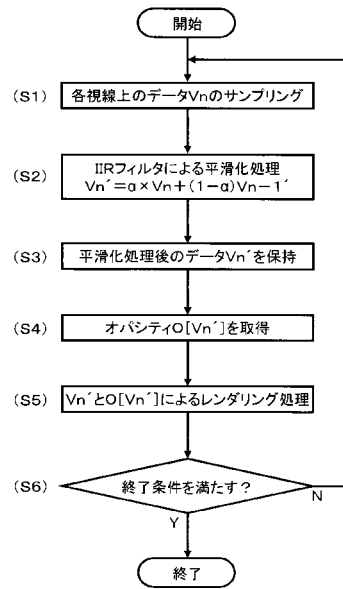
【 図 2 】



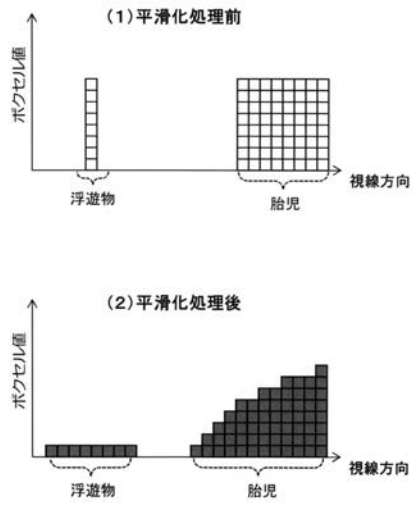
【 図 3 】



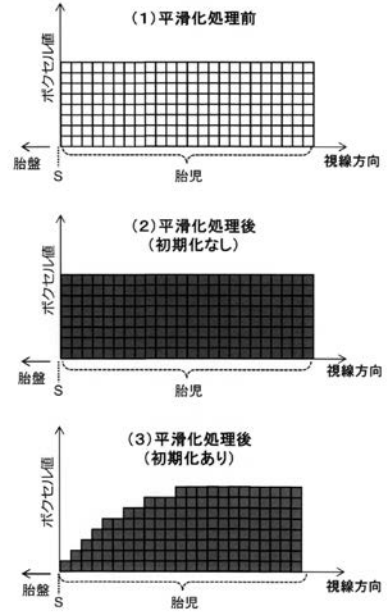
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2018157871A	公开(公告)日	2018-10-11
申请号	JP2017055312	申请日	2017-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/JB32 4C601/JC04 4C601/JC26 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进适用于超声波渲染处理的平滑处理的技术。渲染处理单元基于构成体数据的多个体素数据，对多个视线的每个视线执行渲染处理。平滑处理单元40通过对每条视线上的数据应用无限脉冲响应滤波器，对多条视线的每条视线执行平滑处理。然后，用于使处理单元30个执行，通过由平滑处理单元40执行平滑处理，通过从多个目光的视线每行到每个像素的像素值，在屏幕中获得的亮度信息的描绘处理获得图像平面（图像平面）内的多个像素的像素值。结果，形成以屏幕为投影平面的亮度信息的投影图像数据。

