

(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2007-29738

(P2007-29738A)

(43) 公開日 平成19年2月8日(2007.2.8)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-204294 (P2006-204294) (22) 出願日 平成18年7月27日 (2006.7.27) (31) 優先権主張番号 10-2005-0068260 (32) 優先日 平成17年7月27日 (2005.7.27) (33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(71) 出願人 597096909 株式会社 メディソン 大韓民国 250-870 江原道 洪川 郡 南面陽▲徳▼院里 114 (74) 代理人 100082175 弁理士 高田 守 (74) 代理人 100106150 弁理士 高橋 英樹 (72) 発明者 キム ジェ キョン 大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デ チドン1003 ディスカサアンドメディ ソンビル</p>
--	---

最終頁に続く

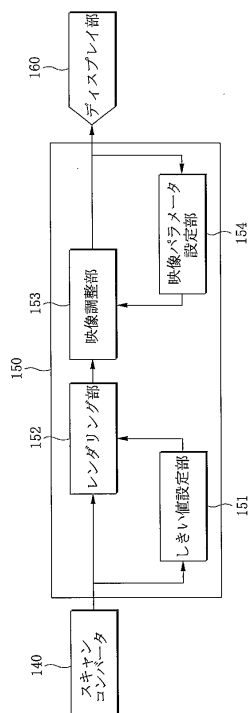
(54) 【発明の名称】 超音波診断方法及び超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】ディスプレイされる3次元超音波映像の映像パラメータを自動で調整して3次元超音波映像を最適化し、システムユーザの機器操作の過程を最小化し、診断所要時間を減少させる。

【解決手段】本発明の超音波診断方法は、3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを自動で制御する超音波診断方法であって、a) 超音波エコー信号に基づいて3次元超音波映像データを形成する段階と、b) 3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する段階と、c) しきい値を用いて3次元超音波映像データをレンダリングして3次元超音波映像を形成する段階と、d) 3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、3次元超音波映像に対する映像パラメータを設定する段階と、e) 映像パラメータに基づいて3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する段階とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを自動で制御する超音波診断方法であって、

- a) 超音波エコー信号に基づいて3次元超音波映像データを形成する段階と、
- b) 前記3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する段階と、
- c) 前記しきい値を用いて前記3次元超音波映像データをレンダリングして3次元超音波映像を形成する段階と、
- d) 前記3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、前記3次元超音波映像に対する映像パラメータを設定する段階と、
- e) 前記映像パラメータに基づいて前記3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する段階とを備えることを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 2】

前記段階 b) は、

- b 1) 超音波エコー信号に基づいてボリュームデータを形成する段階と、
- b 2) 前記ボリュームデータへ仮想光線を投射し、前記仮想光線上で所定のサンプリング間隔でサンプリングを行う段階と、
- b 3) 同一のサンプリング回数にあるサンプリング点での平均強度を算出する段階と、
- b 4) 前記算出された平均強度に基づいて前記しきい値を設定する段階とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断方法。

【請求項 3】

前記段階 b 2) は、

- b 2 1) 前記ボリュームデータが位置する仮想空間から離隔された観測平面をなす多数のピクセルから中心ピクセルと前記中心ピクセルを基準に所定個数の隣接ピクセルを選択する段階と、
- b 2 2) 前記選択されたピクセルから前記ボリュームデータへ仮想光線を投射する段階と、
- b 2 3) 前記仮想光線上で所定のサンプリング間隔でサンプリングし、サンプリング点での強度を検出する段階とを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断方法。

【請求項 4】

前記段階 b 4) は、

- b 4 1) 前記平均強度の中から最小の平均強度を検出する段階と、
- b 4 2) 前記最小の平均強度を前記しきい値に設定する段階とを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断方法。

【請求項 5】

前記段階 c) は、

- c 1) 前記観測平面のピクセルから前記ボリュームデータへ仮想光線を投射する段階と、
- c 2) 前記仮想光線上で所定の間隔でサンプリングし、サンプリング点での強度を検出する段階と、
- c 3) 前記しきい値に基づいてサンプリング点の強度に対応する不透明度を算出する段階と、
- c 4) 前記強度及び不透明度に基づいてレンダリング値を算出する段階とを備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断方法。

【請求項 6】

前記映像パラメータは、前記3次元超音波映像の明るさを調整するための第1映像パラメータと、前記3次元超音波映像のコントラストを調整するための第2映像パラメータとを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断方法。

【請求項 7】

前記段階 d) は、

d 1) 前記 3 次元超音波映像のヒストグラムを分析し、分析結果に基づいて平均、標準偏差、最大強度及び変動係数を算出する段階と、

d 2) 前記最大強度と予め設定された強度とを比較し、前記第 1 映像パラメータを設定する段階と、

d 3) 前記 3 次元超音波映像のヒストグラムを再分析し、前記第 2 映像パラメータを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断方法。

【請求項 8】

10

前記段階 d 2) は、

d 2 1) 前記最大強度が前記予め設定された強度よりも小さいと判断されれば、前記最大強度と前記予め設定された強度との差を算出する段階と、

d 2 2) 前記算出された差に基づいて前記第 1 映像パラメータの増加幅を算出する段階と、

d 2 3) 前記増加幅に基づいて前記第 1 映像パラメータを増加させる段階と

を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断方法。

【請求項 9】

前記段階 d 2) は、

d 2 4) 前記最大強度が前記予め設定された強度よりも大きいと判断されれば、前記最大強度と前記予め設定された強度との差を算出する段階と、

d 2 5) 前記算出された差に基づいて前記第 1 映像パラメータの減少幅を算出する段階と、

d 2 6) 前記算出された減少幅に基づいて前記第 1 映像パラメータを減少させる段階とを備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断方法。

20

【請求項 10】

前記段階 d 3) は、

d 3 1) 前記第 1 映像パラメータの増加幅に基づいて前記第 2 映像パラメータを増加させる段階と、

d 3 2) 前記 3 次元超音波映像のヒストグラムを再分析し、平均、標準偏差及び変動係数を再算出する段階と、

d 3 3) 前記段階 d 1) で算出された変動係数と前記段階 d 3 2) で算出された変動係数に基づいて前記第 2 映像パラメータを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断方法。

30

【請求項 11】

超音波エコー信号に基づいて、3次元超音波映像を形成するための超音波映像形成手段と、

前記 3次元超音波映像を最適化する映像調整パラメータを設定するための映像調整パラメータ設定手段と、

前記映像パラメータ設定手段により設定された映像調整パラメータに基づいて前記 3次元超音波映像を最適化するための映像最適化手段と

を備えることを特徴とする超音波診断システム。

40

【請求項 12】

前記映像調整パラメータ設定手段は、

前記 3次元超音波映像データをレンダリングするしきい値を設定するためのしきい値設定手段と、

前記 3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する映像パラメータを設定するための映像パラメータ設定手段と

を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断システム。

【請求項 13】

50

前記しきい値設定手段は、

超音波エコー信号に基づいて形成されたボリュームデータが位置する仮想空間から離隔された観測平面をなす多数のピクセルから中心ピクセルと前記中心ピクセルを基準に所定個数の隣接ピクセルを選択し、選択されたピクセルから前記ボリュームデータへ仮想光線を投射するための手段と、

前記仮想光線上で所定のサンプリング間隔でサンプリングを行い、サンプリング点での強度を検出するための手段と、

前記検出された強度に基づいて前記しきい値を設定するための手段とを備えることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 4】

10

前記映像パラメータ設定手段は、

前記 3 次元超音波映像の明るさを調整する第 1 映像パラメータを設定するための第 1 映像パラメータ設定手段と、

前記 3 次元超音波映像のコントラストを調整する第 2 映像パラメータを設定するための第 2 映像パラメータ設定手段と

を備えることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 5】

前記第 1 映像パラメータ設定手段は、

前記 3 次元超音波映像のヒストグラムを分析し、分析結果に該当する平均、標準偏差、最大強度及び変動係数を算出するための手段と、

20

前記最大強度と予め設定された強度とを比較し、比較結果に応じて前記第 1 映像パラメータを設定するための手段と

を備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 6】

前記第 2 映像パラメータ設定手段は、

前記 3 次元超音波映像のヒストグラムを再分析し、再分析結果に該当する平均、標準偏差及び変動係数を算出するための手段と、

前記再算出された変動係数に基づいて前記第 2 映像パラメータを設定するための手段とを備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波診断システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを自動で制御する超音波診断方法及び超音波診断システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、様々に応用されている重要な診断装置の一つである。特に、超音波診断装置は、対象体に対して無侵入及び非破壊特性を有するため、医療分野で広く用いられている。特に、超音波診断装置は、外科手術のような人体組織に侵入して観察する技術を用いることなく、人体の内部組織に対してリアルタイムで高解像度の映像を医師に提供することができる。

40

【0003】

超音波診断システムは、対象体の内部形状（例えば、患者の内蔵器官）の 2 次元又は 3 次元診断映像を生成するのに用いられている。また、一般に、超音波診断装置は、超音波信号を送信及び受信するために広帯域の変換素子を用いる。そして、超音波診断装置は、音響変換素子や音響変換素子アレイを電氣的に刺激し、人体に伝達される超音波信号を生成して内部組織の映像を形成する。具体的には、超音波信号が伝搬される方向に不連続的な人体組織から超音波信号が反射されて超音波エコー信号が生成される。次に、多様な超

50

音波エコー信号は変換素子に伝達され、電氣的信号に変換される。そして、変換された電氣的信号を増幅及び信号処理し、組織の映像のための超音波映像データを生成する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特に、超音波診断システムにおいてディスプレイされる3次元超音波映像を正確に診断するためには、診断部位を鮮明に見せる最適の3次元超音波映像を獲得することが必須である。このためには、システムユーザがディスプレイされる3次元超音波映像に対して明るさ(Brightness)とコントラスト(Contrast)などの映像パラメータを微細に調整しなければならない。従来は、3次元超音波映像を調整する映像パラメータの微細調整は自動的になされず、システムユーザの手動操作によりなされていた。言い換えれば、従来の超音波診断システムは、ディスプレイされる3次元超音波映像を最適化するために、システムユーザが複雑な過程を通じて手動で映像パラメータを微細に調整しなければならない、これによって診断所要時間が増大するという問題があった。

10

【0005】

本発明は、上述のような課題を解決するためになされたもので、その目的は、ディスプレイされる3次元超音波映像の映像パラメータを自動で調整して3次元超音波映像を最適化し、システムユーザの機器操作の過程を最小化し、診断所要時間を減少させることができる超音波診断方法及び超音波診断システムを得るものである。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

本発明に係る超音波診断方法は、3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを自動で制御する超音波診断方法であって、a)超音波エコー信号に基づいて3次元超音波映像データを形成する段階と、b)3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する段階と、c)しきい値を用いて3次元超音波映像データをレンダリングして3次元超音波映像を形成する段階と、d)3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、3次元超音波映像に対する映像パラメータを設定する段階と、e)映像パラメータに基づいて3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する段階とを備える。

【0007】

また、本発明に係る超音波診断システムは、超音波エコー信号に基づいて3次元超音波映像を形成するための超音波映像形成手段と、3次元超音波映像を最適化する映像調整パラメータを設定するための映像調整パラメータ設定手段と、映像パラメータ設定手段により設定された映像調整パラメータに基づいて、3次元超音波映像を最適化するための映像最適化手段とを備える。本発明のその他の特徴は以下に明らかにする。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを自動で調整して3次元超音波映像を最適化することができ、これによってシステムユーザが便利に診断することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0009】

以下、図1～図11bを参照して本発明の望ましい実施の形態を説明する。

【0010】

図1は、本発明の実施の形態に係る超音波診断システムの構成を示すブロック図であり、図2は、本発明の実施の形態に係る映像プロセッサの構成を示すブロック図である。図1に示された通り、本発明による超音波診断システム100は、プローブ110、ビームフォーマ120、映像信号プロセッサ130、スキャンコンバータ140、映像プロセッサ150及びディスプレイ部160を備える。なお、映像信号プロセッサ130及び映像プロセッサ150は、一つのプロセッサとして具現することができる。

【0011】

50

プローブ 110 は、多数の 1D 又は 2D トランスデューサ 112 を備える。プローブ 110 は、各変換子に入力される各パルスを入力時間を適切に遅延させることによって、集束された超音波ビームを送信スキャンラインに沿って対象体（図示せず）へ送信する。一方、対象体から反射された各超音波エコー信号は、各トランスデューサ 112 に互いに異なる受信時間を有しながら受信され、各トランスデューサ 112 は受信された各超音波エコー信号を電氣的受信信号に変換させてビームフォーマ 120 へ送信する。ビームフォーマ 120 は、各トランスデューサ 112 から供給された電氣的受信信号を適切に時間遅延させて、時間遅延された受信信号を合算することによって、送信スキャンライン上の送信集束点（図示せず）から反射されたエネルギーのレベルを表示する信号である受信集束ビームを出力する。

10

【0012】

映像信号プロセッサ 130、例えば、DSP (Digital Signal Processor) は、受信信号に対してその信号のサイズを検出する包絡線検波処理を行い、各スキャンライン上に存在する多数の点の位置情報及び各点から得られるデータに基づいて超音波映像データを形成する。ここで、超音波映像データは、各点の X-Y 座標系上の座標、垂直スキャンラインに対する各スキャンラインの角度情報などを含む。また、映像信号プロセッサ 130 は、2次元超音波映像データに基づいて対象体の 3次元超音波映像データを形成する。スキャンコンバータ 140 は、円錐座標系で表現された対象体の 3次元超音波映像データを直交座標の 3次元超音波映像データにスキャン変換する。

【0013】

20

映像プロセッサ 150 は、3次元超音波映像データに基づいて 3次元超音波映像を形成し、形成された 3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する映像調整パラメータを設定し、3次元超音波映像を最適化する。ここで、映像調整パラメータは、3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値と、超音波映像の明るさ及びコントラストを調整するための映像パラメータとを含む。図 2 に示すように、映像プロセッサ 150 は、しきい値設定部 151、レンダリング部 152、映像調整部 153 及び映像パラメータ設定部 154 を含む。

【0014】

しきい値設定部 151 は、図 3 に示すように、多数のピクセルからなる観測平面 330 で中心ピクセル 331 と、中心ピクセル 331 を基準に所定個数の隣接ピクセル 332、例えば、5×5 ピクセルを選定し、各ピクセルからボリューム空間 310 内のボリュームデータ 320 へ仮想光線 340 を投射する。そして、しきい値設定部 151 は、各仮想光線 340 から所定のサンプリング間隔で所定深さまでサンプリングを行い、各サンプリング点での強度 (Intensity) を検出し、同一の次数のサンプリング点での強度の平均を算出した後、最低の平均強度を客体空間と空き空間を区分するためのしきい値に設定する。ここで、観測平面 330 は、3次元超音波映像がディスプレイされるディスプレイ部の画面に該当し、ボリューム空間 310 は、観測平面 330 を 3次元空間に拡張させた空間を意味し、ボリュームデータ 320 は、スキャンコンバータ 140 でのスキャン変換の計算結果によりボリューム空間 310 に位置するもので、映像で表現しようとする客体空間と映像で表現されない空き空間とからなる。例えば、胎児の場合、羊水は空き空間に該当し、胎児の顔の表面は客体空間に該当する。

30

40

【0015】

レンダリング部 152 は、しきい値設定部 151 により設定されたしきい値に基づいて、スキャンコンバータ 140 から出力される 3次元超音波映像データをレンダリングする。映像調整部 153 は、映像パラメータに基づいてレンダリング部 152 から出力される 3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する。映像パラメータ設定部 154 は、映像調整部 153 から出力される 3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、分析結果に基づいて 3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整するための映像パラメータを設定する。

【0016】

50

以下、図4～図11bを参照して映像プロセッサ150の動作を詳細に説明する。

【0017】

図4は、本発明の実施の形態に係る超音波映像を自動で最適化する手順を示すフローチャートである。図4を参照すれば、映像プロセッサ150のしきい値設定部151は、スキャンコンバータ140から出力される3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する(段階S100)。段階S100に対しては、図5を参照してより詳細に説明する。

【0018】

図5は、本発明の実施の形態により3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する手順を示すフローチャートである。図5を参照すれば、しきい値設定部151は、多数のピクセルからなる観測平面330で中心ピクセル331を選定し、選定された中心ピクセル331を基準に所定個数の隣接ピクセル332を選定する(段階S110)。しきい値設定部151は、選定されたピクセル332からボリュームデータ320へ仮想光線340を投射する(段階S120)。

10

【0019】

次いで、しきい値設定部151は、各仮想光線340上で所定のサンプリング間隔でサンプリングを行い(段階S130)、同一のサンプリング次数のサンプリング点での強度を検出する(段階S140)。ここで、サンプリング次数は、観測平面330から現在のサンプリング点に達するサンプリング点の個数を意味する。しきい値設定部151は、同一のサンプリング次数にある各サンプリング点から平均強度を算出する(段階S150)。

即ち、しきい値設定部151は、同一のサンプリング次数にあるサンプリング点の強度を加算し、加算された強度をサンプリング点の個数に分けることにより平均強度を算出する。しきい値設定部151は、所定深さまでサンプリングを行ったかを判断し(段階S160)、所定深さまでサンプリングを行っていないと判断されれば、段階S130に戻る。

20

【0020】

一方、所定深さまでサンプリングを行ったものと判断されれば、しきい値設定部151は算出された平均強度の中から最小の平均強度を検出し(段階S170)、検出された最小の平均強度を3次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値に設定する(段階S180)。前記手順について図6を参照して説明すると、しきい値設定部151は所定深さまでサンプリングを行ったものと判断し、算出された平均強度の中から最小の平均強度である40を検出し、検出された最小の平均強度(40)をしきい値に設定する。この場合、最小平均強度(40)が検出され、深さが約50である部分が羊水に該当し、その部分の前方は脂肪層、後方は胎児に該当する。

30

【0021】

次いで、しきい値設定部151は、設定されたしきい値に基づいて不透明度伝達関数を設定する(段階S190)。ここで、不透明度伝達関数は、サンプリング点の強度によって不透明度を対応させる関数として、図7に示すように、強度が0～しきい値40間の値ならば、不透明度を0に対応させ、強度が40～180の間の値ならば、不透明度を0～1の値に線形的に対応させ、強度が180～255の間の値ならば、不透明度を1に対応させる。従って、胎児にのみ0よりも大きな不透明度を対応させることによって胎児がよく見えるようになる。

40

【0022】

また、図4を参照して、レンダリング部152は、しきい値設定部151により設定されたしきい値に基づいて、3次元超音波映像データをレンダリングして3次元超音波映像を形成する(段階S200)。段階S200については、図8を参照して詳細に説明する。

【0023】

図8は、本発明の実施の形態により設定されたしきい値に基づいて、3次元超音波映像データをレンダリングして3次元超音波映像を形成する手順を示すフローチャートである

50

。図 8 を参照すれば、レンダリング部 1 5 2 は、多数のピクセルからなる観測平面 3 3 0 の所定ピクセルからボリュームデータ 3 2 0 へ仮想光線 3 4 0 を投射し（段階 S 2 1 0）、投射された仮想光線 3 4 0 上で所定のサンプリング間隔でサンプリングを行う（段階 S 2 2 0）。次いで、レンダリング部 1 5 2 は、各サンプリング点での強度を検出し（段階 S 2 3 0）、検出された強度を不透明度伝達関数に適用して不透明度値を算出する（段階 S 2 4 0）。

【0 0 2 4】

レンダリング部 1 5 2 は、サンプリング点での強度及び不透明度値に基づいて累積不透明度及びレンダリング値を算出する（段階 S 2 5 0）。累積不透明度 R は、各サンプリング点での不透明度が統合されたもので、数式 1 のように表現される。

10

【数 1】

$$R=(1-A_1)(1-A_2)\dots(1-A_{n-1})$$

ここで、 A_{n-1} は、 $n-1$ 番目のサンプリング点の不透明度を示す。また、レンダリング値 D は、各サンプリング点の強度、不透明度及び累積不透明度を統合した値で示したもので、数式 2 を通じて得ることができる。

【数 2】

$$D=C_1A_1+C_2A_2(1-A_1)+C_3A_3(1-A_1)(1-A_2)+\dots+C_nA_n(1-A_1)(1-A_2)\dots(1-A_{n-1})$$

20

ここで、 C_n は、 n 番目のサンプリング点の強度を示す。

【0 0 2 5】

レンダリング部 1 5 2 は、所定深さまでサンプリングを行ったかを判断し（段階 S 2 6 0）、所定深さまでサンプリングを行っていないと判断されれば、段階 S 2 2 0 に戻る一方、所定深さまでサンプリングを行ったものと判断されれば、観測平面 3 3 0 の全てのピクセルに対して前記手続を行ったかを判断する（段階 S 2 7 0）。段階 S 2 7 0 で全てのピクセルに対して前記手続を行っていないと判断されれば、段階 S 2 1 0 に戻る一方、全てのピクセルに対して前記手続を行ったものと判断されれば、図 4 の段階 S 3 0 0 を行う。

【0 0 2 6】

また、図 4 を参照して、映像調整部 1 5 3 は、基本設定値を有する映像パラメータに設定された映像調整関数に基づいて、3次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する（段階 S 3 0 0）。ここで、映像調整関数は、超音波映像の明るさを調整するためのバイアス（Bias）と、超音波映像のコントラストを調整するためのポジション（Position）の映像パラメータを含み、それぞれの映像パラメータは基本値が 0 に設定されている。次いで、映像パラメータ設定部 1 5 4 は、映像調整部 1 5 3 から出力される 3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、3次元超音波映像を最適化するための映像パラメータを設定する（段階 S 4 0 0）。段階 S 4 0 0 については、図 9 を参照して詳細に説明する。

30

【0 0 2 7】

図 9 は、本発明の実施の形態により 3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、3次元超音波映像を最適化するための映像パラメータを設定する手続を示すフローチャートである。図 9 を参照すれば、映像パラメータ設定部 1 5 4 は、映像調整部 1 5 3 から出力される 3次元超音波映像のヒストグラムを分析し（段階 S 4 1 0）、分析結果に基づいて最大強度、平均、標準偏差及び変動係数を算出する（段階 S 4 2 0）。標準偏差を平均に分けた値である変動係数は、ヒストグラムでデータがその平均値を基準にどのくらい広がっているかを示す。映像パラメータ設定部 1 5 4 は、算出された最大強度が所定強度よりも大きいかを判断する（段階 S 4 3 0）。

40

【0 0 2 8】

段階 S 4 3 0 で算出された最大強度が所定強度よりも小さいと判断されれば、映像パラメータ設定部 1 5 4 は所定強度と最大強度との差を算出し（段階 S 4 4 0）、算出された

50

差に基づいてバイアスの増加幅を算出し（段階 S 4 5 0）、算出された増加幅に基づいてバイアスを増加させる（段階 S 4 6 0）。映像パラメータ設定部 1 5 4 は、所定増加幅に基づいてポジションも増加させる（段階 S 4 7 0）。

【0029】

図 10 は、バイアス増加幅の算出を説明するためのグラフであり、所定強度（220）と最大強度（200）との差 D が 20 と計算された場合、その差（ $D = 20$ ）に対応するバイアス増加幅（ $B = 10$ ）を求める。図 11 a は、バイアスが增加する時に入力強度に対する出力強度を示すグラフである。図 11 a を参照すれば、出力強度は指数曲線によって変わるので、映像の平均明るさが増加する。図 11 b は、ポジションが増加する時に入力強度に対する出力強度を示すグラフである。図 11 b を参照すれば、出力強度は増加したポジションを前後にそれぞれ指数及びログ曲線によって変わるので、映像のコントラストが増加する。即ち、標準偏差はほぼ一定であり、ポジションが増加するにつれて平均明るさが減少するので、変動係数が増加して映像のコントラストが増加する。

10

【0030】

次いで、ヒストグラムを再び分析した後（段階 S 4 8 0）、平均、標準偏差及び変動係数を再算出する（段階 S 4 9 0）。映像パラメータ設定部 1 5 4 は、再算出された変動係数 CV_c と、段階 S 4 2 0 で算出された以前の変動係数 CV_p とを比較し、再算出された変動係数 CV_c が以前の変動係数 CV_p に一定値を加えた結果よりも大きいと判断する（段階 S 5 0 0）。段階 S 4 9 0 で再算出された変動係数 CV_c が以前の変動係数 CV_p に一定値を加えた結果よりも小さいと判断されれば、段階 S 4 7 0 に戻る一方、再算出された変動係数 CV_c が以前の変動係数 CV_p に一定値を加えた結果よりも大きいと判断されれば、段階 S 6 0 0 を行う。

20

【0031】

一方、段階 S 4 3 0 において最大強度が所定強度よりも大きいと判断されれば、映像パラメータ設定部 1 5 4 は、最大強度と所定強度との差を算出し（段階 S 5 1 0）、算出された最大強度と所定強度との差に基づいてバイアスの減少幅を算出し（段階 S 5 2 0）、算出された減少幅に基づいてバイアスを減少させる（段階 S 5 3 0）。この場合、図 11 a の場合とは異なり、出力強度がログ曲線によって変わるので、映像の平均明るさが減少する。

【0032】

また、図 4 を参照して、映像調整部 1 5 3 は、映像パラメータ設定部 1 5 4 から出力される映像パラメータ（バイアス及びポジション）を映像調整関数に適用し、適用された映像調整関数を用いて 3 次元超音波映像の明るさ及びコントラストを調整する（段階 S 6 0 0）。

30

【0033】

本発明の好適な実施の形態について説明し、例示したが、本発明の特許請求の範囲の思想及び範疇を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得る。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図 1】本発明の実施の形態に係る超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

40

【図 2】本発明の実施の形態に係る映像プロセッサの構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の実施の形態に係る仮想光線の投射方法を説明する例示図である。

【図 4】本発明の実施の形態に係る超音波映像を自動で最適化する手順を示すフローチャートである。

【図 5】本発明の実施の形態により 3 次元超音波映像データをレンダリングするためのしきい値を設定する手順を示すフローチャートである。

【図 6】本発明の実施の形態に係る深さによるサンプリング点の平均強度を示す例示図である。

【図 7】本発明の実施の形態に係る不透明度伝達関数を示す例示図である。

【図 8】本発明の実施の形態により設定されたしきい値に基づいて、3 次元超音波映像デ

50

ータをレンダリングして3次元超音波映像を形成する手順を示すフローチャートである。

【図9】本発明の実施の形態により3次元超音波映像のヒストグラムを分析し、最適の3次元超音波映像を得るための映像パラメータを設定する手順を示すフローチャートである。

【図10】本発明の実施の形態に係る強度とバイアスとの間の関係を示す例示図である。

【図11a】本発明の実施の形態によりバイアスが増加した時に入力強度に対する出力強度を示すグラフである。

【図11b】本発明の実施の形態によりポジションが増加した時に入力強度に対する出力強度を示すグラフである。

【符号の説明】

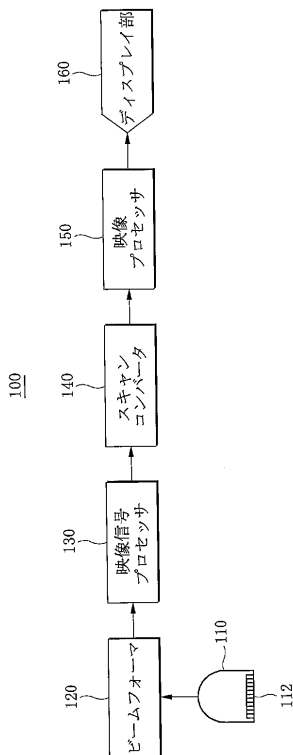
【0035】

- 100 超音波診断システム
- 110 プローブ
- 112 トランスデューサ
- 120 ビームフォーマ
- 130 映像信号プロセッサ
- 140 スキャンコンバータ
- 150 映像プロセッサ
- 151 しきい値設定部
- 152 レンダリング部
- 153 映像調整部
- 154 映像パラメータ設定部
- 160 ディスプレイ部

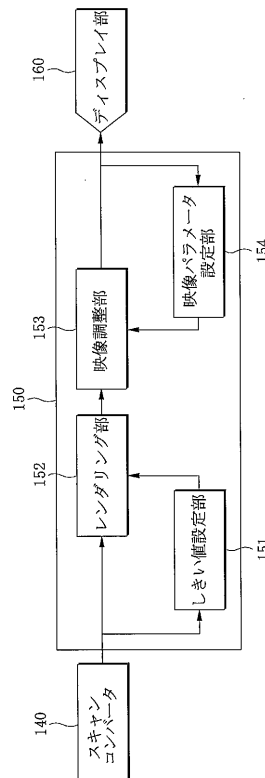
10

20

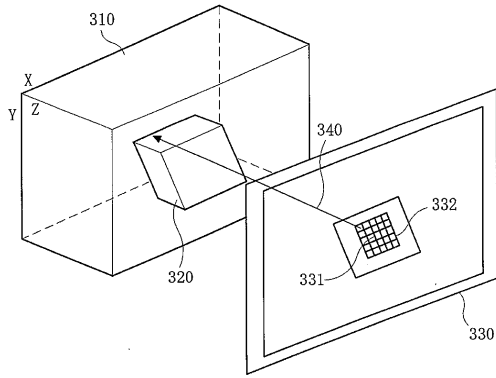
【図1】



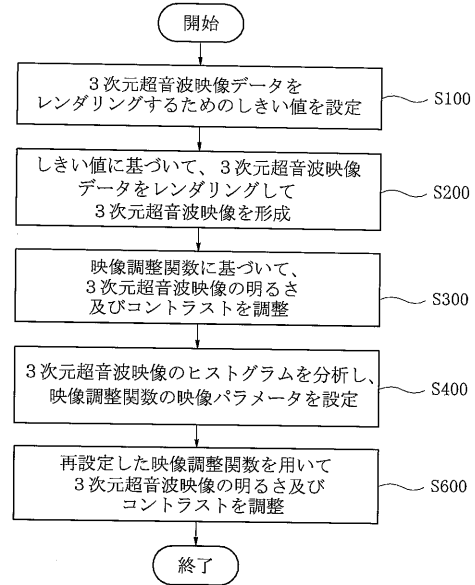
【図2】



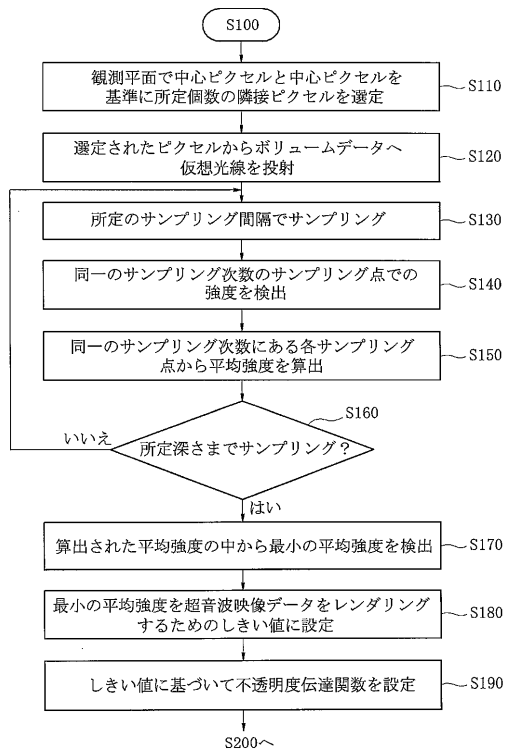
【 図 3 】



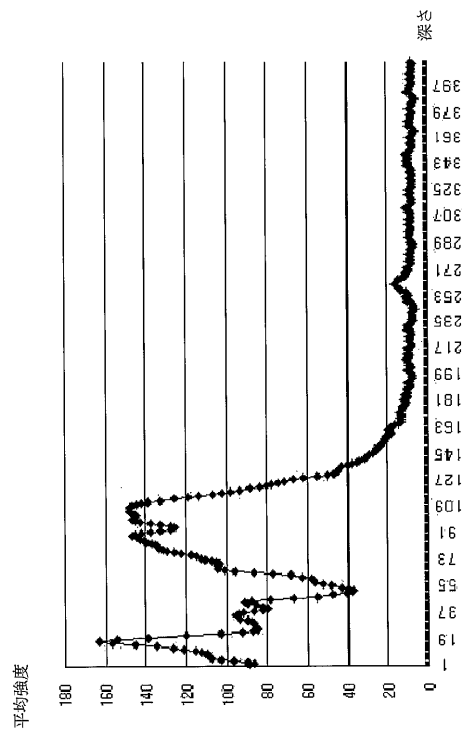
【 図 4 】



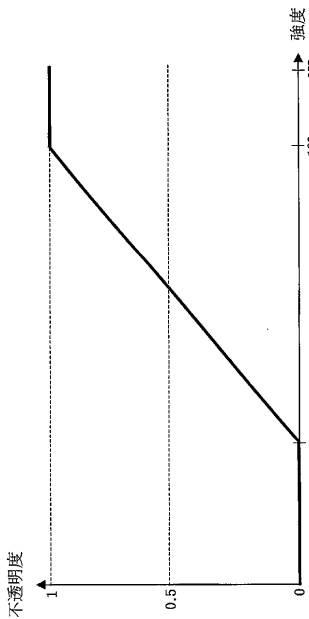
【 図 5 】



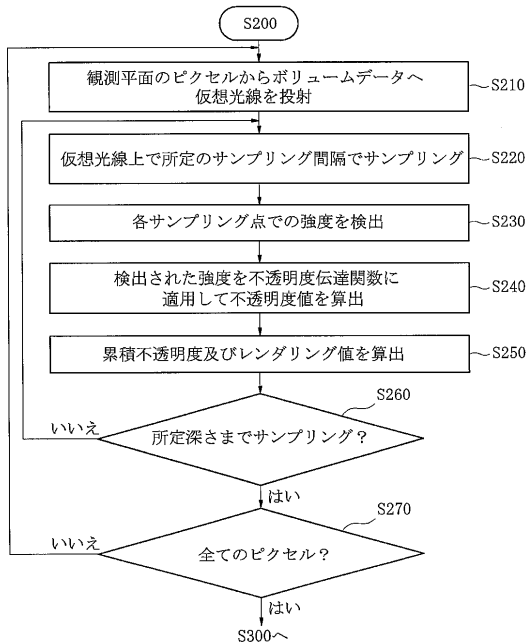
【 図 6 】



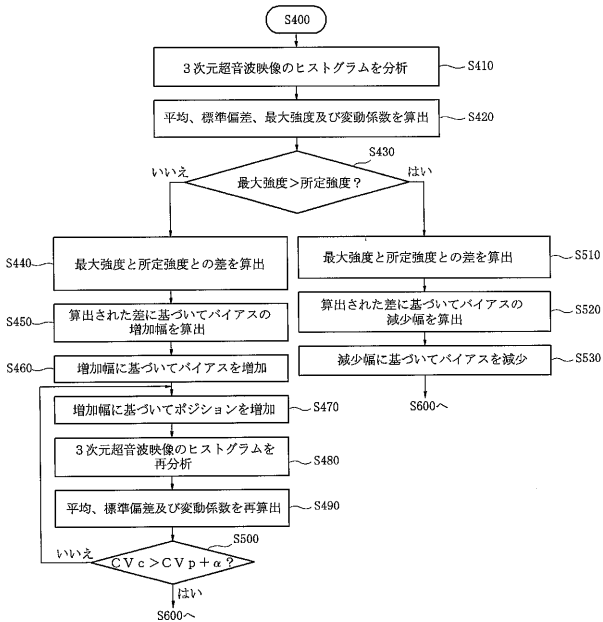
【 図 7 】



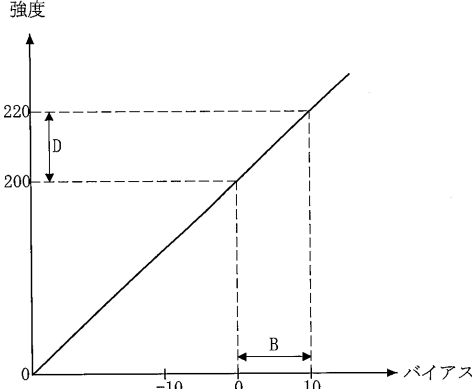
【 図 8 】



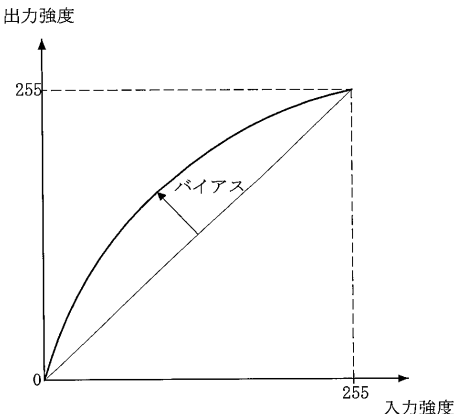
【 図 9 】



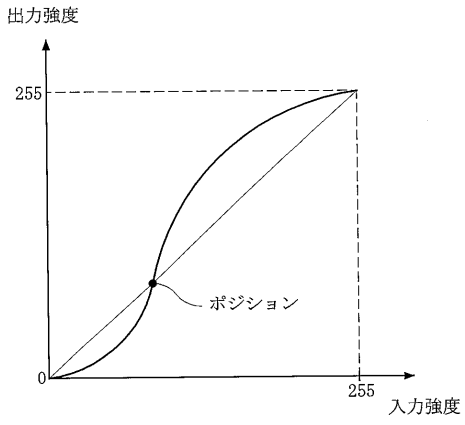
【 図 10 】



【 図 11 a 】



【図 1 1 b】



フロントページの続き

(72)発明者 ソン ヨン ソク

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

(72)発明者 チェ ド ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE11 JB53 JC04 JC11 JC26

专利名称(译)	超声诊断方法和超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2007029738A	公开(公告)日	2007-02-08
申请号	JP2006204294	申请日	2006-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キムジェキョン ソンヨンソク チェドヨン		
发明人	キム ジェ キョン ソン ヨン ソク チェ ド ヨン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 G01S7/52026 G06T5/009 G06T5/40 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JB53 4C601/JC04 4C601/JC11 4C601/JC26		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050068260 2005-07-27 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

自动显示3D超声图像的视频参数调整来优化3D超声图像，以尽量减少系统的用户设备的操作的过程中，减少了所需的诊断时间。 解决方案：根据本发明的超声诊断方法是用于自动控制三维超声图像的亮度和对比度的超声诊断方法，包括以下步骤：a) 获取三维超声图像B) 设置用于渲染三维超声图像数据的阈值；c) 使用阈值渲染三维超声图像数据以生成三维超声图像数据D) 分析三维超声图像的直方图并设置三维超声图像的图像参数的步骤，e) 基于图像参数计算三维超声图像的亮度，并调整对比度。 .The

