

(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2011-83600

(P2011-83600A)

(43) 公開日 平成23年4月28日 (2011.4.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-229073 (P2010-229073)
(22) 出願日 平成22年10月8日 (2010.10.8)
(31) 優先権主張番号 10-2009-0097003
(32) 優先日 平成21年10月13日 (2009.10.13)
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
株式会社 メディソン
MEDISON CO., LTD.
大韓民国 250-870 江原道 洪川
郡 南面陽▲徳▼院里 114
114 Yangdukwon-ri, N
am-myun, Hongchun-gu
n, Kangwon-do 250-87
0, Republic of Korea
(74) 代理人 100137095
弁理士 江部 武史
(74) 代理人 100091627
弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

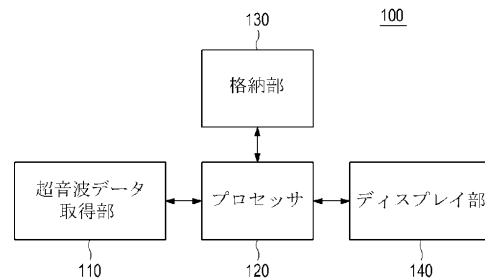
(54) 【発明の名称】 関心物体の輝度値に基づいて関心物体を検出する超音波システムおよび方法。

(57) 【要約】

【課題】本発明は、対象体内の関心物体（例えば、嚢腫）の輝度値に基づいて関心物体を検出する超音波システムおよび方法に関する。

【解決手段】本発明における超音波システムは、関心物体を含む対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記超音波データ取得部に連結され、前記複数の超音波データを用いて複数のボクセルを含むボリュームデータを形成し、前記ボリュームデータから前記関心物体に対応する輝度値を有する領域の前記ボリュームデータを検出し、前記検出された領域をレンダリングして前記検出された領域に対応する3次元超音波映像を形成するプロセッサとを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心物体を含む対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、

前記超音波データ取得部に連結され、前記複数の超音波データを用いて複数のボクセルを含むボリュームデータを形成し、前記ボリュームデータから前記関心物体に対応する輝度値を有する領域を検出し、前記検出された領域の前記ボリュームデータをレンダリングして前記検出された領域に対応する3次元超音波映像を形成するプロセッサとを備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、
前記ボリュームデータから前記領域を検出するためのしきい値を算出し、
前記複数のボクセルのそれぞれの輝度値と前記しきい値とを比較して前記しきい値以下の輝度値を有するボクセルを検出し、
前記検出されたボクセルに標識付け処理を行って少なくとも1つの標識付け領域を設定し、

前記少なくとも1つの標識付け領域の境界を設定し、
前記境界が設定された少なくとも1つの標識付け領域に該当するボリュームデータをレンダリングして前記3次元超音波映像を形成することを特徴とする請求項1に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、
前記境界が設定された少なくとも1つの標識付け領域に対して中心を検出し、
前記検出された中心にシードボリュームを設定し、
前記シードボリュームを放射方向に移動させながら前記標識付け領域の前記境界を設定することを特徴とする請求項2に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記ボリュームデータに雑音除去の処理をさらに行うことを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記プロセッサは、
前記ボリュームデータに複数のピクセルを含む複数のスライス断面を設定し、
前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記領域を検出するためのしきい値を算出し、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対する前記複数のピクセルのそれぞれの輝度値と前記しきい値とを比較して前記しきい値以下の輝度値を有するピクセルを検出し、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記検出されたピクセルに標識付け処理を行って少なくとも1つの標識付け領域を設定し、

前記少なくとも1つの標識付け領域の境界を設定し、
前記境界が設定された前記少なくとも1つの標識付け領域を含む前記複数のスライス断面を合成してボリュームデータを形成し、

前記複数のスライス断面を合成して形成された前記ボリュームデータに基づいて、前記少なくとも1つの標識付け領域に該当するボリュームデータをレンダリングして前記3次元超音波映像を形成することを特徴とする請求項1に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記プロセッサは、
前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記境界が設定された少なくとも1つの標識付け領域の中心を検出し、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記検出された中心にシードポイントを設定し、

10

20

30

40

50

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記シードポイントを放射方向に移動させながら前記標識付け領域の境界を設定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記プロセッサは、

前記複数のスライス断面のそれぞれに雑音除去の処理をさらに行うことを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

a) 関心物体を含む対象体に対する複数の超音波データを取得する段階と、

b) 前記複数の超音波データを用いて複数のボクセルを含むボリュームデータを形成する段階と、

c) 前記ボリュームデータから前記関心物体に対応する輝度値を有する領域を検出する段階と、

d) 前記検出された領域の前記ボリュームデータをレンダリングして前記検出された領域に対応する 3 次元超音波映像を形成する段階と
を備えることを特徴とする関心物体検出方法。

【請求項 9】

前記段階 c) は、

c 1) 前記ボリュームデータから前記領域を検出するためのしきい値を算出する段階と、

c 2) 前記複数のボクセルのそれぞれの輝度値と前記しきい値とを比較して前記しきい値以下の輝度値を有するボクセルを検出する段階と、

c 3) 前記検出されたボクセルに標識付け処理を行って少なくとも 1 つの標識付け領域を設定する段階と、

c 4) 前記少なくとも 1 つの標識付け領域の境界を設定する段階と
を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の関心物体検出方法。

【請求項 10】

前記段階 c 4) は、

前記境界が設定された少なくとも 1 つの標識付け領域に対して中心を検出する段階と、

前記検出された中心にシードボリュームを設定する段階と、

前記シードボリュームを放射方向に移動させながら前記標識付け領域の前記境界を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の関心物体検出方法。

【請求項 11】

前記段階 c) を行う前に、

前記ボリュームデータに雑音除去の処理を行う段階をさらに備えることを特徴とする請求項 8 ないし 10 のいずれかに記載の関心物体検出方法。

【請求項 12】

前記段階 c) は、

c 5) 前記ボリュームデータに複数のピクセルを含む複数のスライス断面を設定する段階と、

c 6) 前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記領域を検出するためのしきい値を算出する段階と、

c 7) 前記複数のスライス断面のそれぞれに対する前記複数のピクセルのそれぞれの輝度値と前記しきい値とを比較して前記しきい値以下の輝度値を有するピクセルを検出する段階と、

c 8) 前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記検出されたピクセルに標識付け処理を行って少なくとも 1 つの標識付け領域を設定する段階と、

c 9) 前記少なくとも 1 つの標識付け領域の境界を設定する段階と、

c 10) 前記境界が設定された前記少なくとも 1 つの標識付け領域を含む前記複数のス

10

20

30

40

50

ライス断面を合成してボリュームデータを形成する段階と
を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の関心物体検出方法。

【請求項 13】

前記段階 c 8) は、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記境界が設定された少なくとも 1 つの標識付け領域の中心を検出する段階と、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記検出された中心にシードポイントを設定する段階と、

前記複数のスライス断面のそれぞれに対して前記シードポイントを放射方向に移動させながら前記標識付け領域の境界を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の関心物体検出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、対象体内の関心物体（例えば、嚢腫）の輝度値に基づいて関心物体を検出する超音波システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供することができるため、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号（すなわち、超音波エコー信号）を受信し、受信された超音波エコー信号を用いて対象体の 2 次元または 3 次元超音波映像を提供している。

【0004】

従来は、ユーザが関心物体（例えば、嚢腫）を含む対象体の超音波映像を用いて多嚢胞性卵巣症候群であるか否かを判断した。そのため、このような従来の方法（システム）では、多嚢胞性卵巣症候群の診断が手動で行われていた。よって、多嚢胞性卵巣症候群を診断するために、関心物体の輝度値に基づいて関心物体を自動で検出することができるシステムが要求されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2006 - 288471 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 072400 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、対象体内の関心物体（例えば、嚢腫）の輝度値に基づいて関心物体を検出する超音波システムおよび方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明における超音波システムは、関心物体を含む対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記超音波データ取得部に連結され、前記複数の超音波データを用いて複数のボクセルを含むボリュームデータを形成し、前記ボリュームデータから前記関心物体に対応する輝度値を有する領域を検出し、前記検出された領域の前記ボリュームデータをレンダリングして前記検出された領域に対応する 3 次元超音波映像を形成するプロセッサとを

10

20

30

40

50

備える。

【0008】

また、本発明における関心物体検出方法は、a) 関心物体を含む対象体に対する複数の超音波データを取得する段階と、b) 前記複数の超音波データを用いて複数のボクセルを含むボリュームデータを形成する段階と、c) 前記ボリュームデータから前記関心物体に対応する輝度値を有する領域を検出する段階と、d) 前記検出された領域の前記ボリュームデータをレンダリングして前記検出された領域に対応する3次元超音波映像を形成する段階とを備える。

【発明の効果】

【0009】

本発明は、対象体内の関心物体（例えば、嚢腫）の輝度値に基づいて関心物体を自動で検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

【図3】フレームのスキャン方向を示す例示図である。

【図4】本発明の第1実施例によって輝度値に基づいて対象体内の関心物体（例えば、嚢腫）を検出する順序を示すフローチャートである。

【図5】ボリュームデータの例を示す例示図である。

【図6】本発明の第1実施例における標識付け領域を示す例示図である。

【図7】本発明の第1実施例におけるシードボリューム（Seed volume）および境界を示す例示図である。

【図8】本発明の第2実施例によって輝度値に基づいて対象体内の関心物体を検出する順序を示すフローチャートである。

【図9】本発明の第2実施例におけるシードポイント（seed point）および境界を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0012】

図1は、本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。図1を参照すると、超音波システム100は、超音波データ取得部110、プロセッサ120、格納部130およびディスプレイ部140を備える。

【0013】

超音波データ取得部110は、関心物体（例えば、嚢腫）を含む対象体に超音波信号を送信し、対象体から反射される超音波信号を受信して超音波データを取得する。

【0014】

図2は、本発明の実施例における超音波データ取得部110の構成を示すブロック図である。図2を参照すると、超音波データ取得部110は、送信信号形成部210、複数の電気音響変換素子（transducer element：以下単に変換素子と呼ぶ）（transducer element）（図示せず）を含む超音波プローブ220、ビームフォーマ230および超音波データ形成部240を備える。

【0015】

送信信号形成部210は、変換素子および集束点を考慮して送信信号を形成する。本実施例において、送信信号形成部210は、図3に示すように、複数のフレーム F_i （ $i = 1 \sim N$ ）に対応する複数の送信信号を形成する。フレームは、Bモード（brightness mode）映像を含む。しかし、フレームは、必ずしもこれに限定されない。

【0016】

超音波プローブ220は、送信信号形成部210から提供される送信信号を超音波信号

10

20

30

40

50

に変換して対象体に送信する。また、超音波プローブ220は、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。受信信号は、アナログ信号である。超音波プローブ220は、3Dメカニカルプローブ(three-dimensional mechanical probe)、2Dアレイプローブ(two-dimensional array probe)などを含む。

【0017】

ビームフォーマ230は、超音波プローブ220から提供される受信信号をアナログデジタル変換してデジタル信号を形成する。また、ビームフォーマ230は、変換素子および集束点を考慮して、デジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。

【0018】

超音波データ形成部240は、ビームフォーマ230から提供される受信集束信号を用いて複数のフレーム F_i ($1 \leq i \leq N$)のそれぞれに対応する超音波データを形成する。超音波データは、RF(radio frequency)データを含む。しかし、超音波データは、必ずしもこれに限定されない。また、超音波データ形成部240は、超音波データを形成するのに必要な様々な信号処理(例えば、利得(gain)調節等)を受信集束信号に行うこともできる。

【0019】

再び図1を参照すると、プロセッサ120は、超音波データ取得部110に連結される。

【0020】

図4は、本発明の第1実施例によって輝度値に基づいて対象体内の関心物体(例えば、嚢腫)を検出する順序を示すフローチャートである。図4を参照すると、プロセッサ120は、超音波データ取得部110から提供される複数の超音波データを用いて、図5に示すように、ボリュームデータ510を形成する(S402)。ボリュームデータ510は、格納部130に格納される。

【0021】

図5は、ボリュームデータ510の例を示す例示図である。ボリュームデータ510は、輝度値を有する複数のボクセル(voxel)(図示せず)を含む。図5において、符号521~523は、互いに直交するA断面、B断面およびC断面を示す。また、図5において、軸(axial)方向は、超音波プローブ220の変換素子を基準として超音波信号の進行方向を、横(lateral)方向は、スキャンライン(scanline)の移動方向を、また、エレベーション(elevation)方向は、3次元超音波映像の深さ方向であって、フレームのスキャン方向を示す。

【0022】

再び図4を参照すると、プロセッサ120は、ボリュームデータ510に雑音除去(ノイズ除去)の処理を行って、ボリュームデータ510から雑音(ノイズ)を除去する(S404)。本実施例において、プロセッサ120は、トータル・バリエーション・エネルギー(total variation energy)を最小化させるトータル・バリエーション・フィルタリング(total variation filtering)方法を用いて、ボリュームデータ510に雑音除去の処理を行うことができる。

【0023】

トータル・バリエーション・エネルギー E_{TV} は、次の式1のように定義される。

【0024】

【数1】

$$E_{TV} = \int_{\Omega} \|\nabla u\| d\Omega \quad \text{with constraint} \quad \frac{1}{|\Omega|} \int_{\Omega} \frac{(u-u_0)^2}{u} d\Omega = \sigma_n^2$$

(式1)

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

式 1 において、 u はボリュームデータの次元 (dimension)、 u_0 は雑音が除去されたボリュームデータを、 u_n は雑音が含まれているボリュームデータを、 $u_n - u_0$ は雑音が含まれているボリュームデータと雑音が除去されたボリュームデータとの間の差を表す。

【 0 0 2 6 】

一方、オイラー・ラグランジュ方程式 (Euler - Lagrange equation) は、次の式 2 のように定義される。

【 0 0 2 7 】

【 数 2 】

10

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(F) - \lambda \left(\frac{u^2 - u_0^2}{u} \right), \text{ in } \Omega$$

(式 2)

【 0 0 2 8 】

式 2 において、 F はオイラー・ラグランジュ方程式によって誘導されるフォース・ターム (Force term) を、 λ はウェイト・コンスタント (weight constant) を表す。

【 0 0 2 9 】

式 1 のトータル・バリエーション・エネルギー関数を最小化 (または最適化) するために、式 2 を定理すれば、式 3 が得られる。ここで、トータル・バリエーション・エネルギー関数の最小化は、トータル・バリエーション・エネルギー関数を最小化させる解を算出することを意味し、トータル・バリエーション・エネルギー関数の最適化は、微分が 0 になる解を算出することを意味する。

20

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$\lambda = \frac{1}{\sigma_n^2 |\Omega|} \int \left(\frac{u - u_0}{u + u_0} u \right) \text{div}(F) d\Omega$$

(式 3)

30

【 0 0 3 1 】

式 3 は、時間が経過するにつれて、すなわち、タイムステップが進行しながら、式 2 を繰り返すと共に、雑音が除去されたボリュームデータ u がアップデートされる式を表す。

【 0 0 3 2 】

式 2 および式 3 において、トータル・バリエーション・フィルタリング方法のみを適用する場合、数 4 の式を代入することによって、除去されたボリュームデータ u が得られる。

【 0 0 3 3 】

【 数 4 】

40

$$F = \frac{\nabla u}{\|\nabla u\|}$$

【 0 0 3 4 】

すなわち、タイムステップが進行しながら、 $u_n - u_0$ の差が過度に大きくない範囲でトータル・バリエーション・エネルギーを最小化 (または最適化) させて雑音が除去されたボリュームデータ u が得られる。

【 0 0 3 5 】

本実施例では、トータル・バリエーション・フィルタリング方法を用いて雑音が除去されたボリュームデータを得ることを説明したが、他の実施例では、様々な雑音除去フィルタリング方法を用いて雑音が除去されたボリュームデータを得ることもできる。

50

【 0 0 3 6 】

プロセッサ 1 2 0 は、雑音が除去されたボリュームデータから特定の輝度値を有するボクセルを検出するためのしきい値を算出する (S 4 0 6)。例えば、プロセッサ 1 2 0 は、次の式を用いてしきい値 T_{global} を算出する。

【 0 0 3 7 】

【 数 5 】

$$T_{global} = \frac{1}{N} \sum_n I(n) - \sigma, \quad 0 \leq n \leq N-1$$

(式4)

10

【 0 0 3 8 】

式 4 において、 N はボリュームデータ内に存在するボクセルの数を、 $I(n)$ はボリュームデータにおいて n 番目のボクセルの輝度値を、 σ は全てのボクセルの輝度値の標準偏差を表す。

【 0 0 3 9 】

プロセッサ 1 2 0 は、算出されたしきい値に基づいてボリュームデータから特定の輝度値を有するボクセルを検出する (S 4 0 8)。例えば、プロセッサ 1 2 0 は、ボリュームデータの各ボクセルの輝度値としきい値とを比較して、しきい値以下の輝度値を有するボクセルを検出する。

【 0 0 4 0 】

プロセッサ 1 2 0 は、検出されたボクセルに標識付け処理 (labeling processing) を行って、検出されたボクセルに対応する少なくとも 1 つの標識付け領域を設定する (S 4 1 0)。一例として、プロセッサ 1 2 0 は、ボリュームデータ 5 1 0 に対して検出されたボクセル (すなわち、しきい値以下の輝度値を有するボクセル) を 1 と設定し、検出されないボクセル (すなわち、しきい値を超える輝度値を有するボクセル) を 0 と設定する。プロセッサ 1 2 0 は、1 の値を有するボクセルに対して互いに隣接して連結されたボクセルに同一の標識値 (label value) を適用して、図 6 に示すように、検出されたボクセルに対応する標識付け領域 A ~ E を設定する。

20

【 0 0 4 1 】

このように設定された標識付け領域は、ボリュームデータの輝度分布によって関心物体の実際の領域より広く設定されるか、あるいは、狭く設定され得る。従って、プロセッサ 1 2 0 は、標識付け領域の境界を設定する (S 4 1 2)。一例として、プロセッサ 1 2 0 は、図 7 に示すように、標識付け領域 A の中心を検出し、検出された中心にシードボリューム (Seed volume) SV を設定する。プロセッサ 1 2 0 は、シードボリューム SV を基準に動的輪郭 (active contour) アルゴリズムによって標識付け領域の境界を設定する。すなわち、プロセッサ 1 2 0 は、図 7 に示すように、シードボリューム SV を放射方向に移動させながら輝度値が急激に変わるボクセルを関心物体の境界 ED 、すなわち、標識付け領域の境界として検出する。

30

【 0 0 4 2 】

プロセッサ 1 2 0 は、境界が設定された標識付け領域に該当するボリュームデータをレンダリングして標識付け領域に対応する 3 次元超音波映像を形成する (S 4 1 4)。レンダリングは、サーフェース・レンダリング (surface rendering)、ボリュームレンダリング (volume rendering) などを含む。

40

【 0 0 4 3 】

図 8 は、本発明の第 2 実施例によって輝度値に基づいて対象体内の関心物体を検出する順序を示すフローチャートである。図 8 を参照すると、プロセッサ 1 2 0 は、超音波データ取得部 1 1 0 から提供される複数の超音波データを用いて、図 5 に示すように、複数のボクセルを含むボリュームデータ 5 1 0 を形成する (S 8 0 2)。

【 0 0 4 4 】

プロセッサ 1 2 0 は、ボリュームデータ 5 1 0 に複数のスライス断面を設定する (S 8

50

04)。一例として、プロセッサ120は、ボリュームデータ510に基準スライス断面を設定する。ここで、基準スライス断面は、A断面、B断面およびC断面のうちいずれか1つの断面である。しかし、基準スライス断面は、必ずしもこれに限定されない。プロセッサ120は、基準スライス断面に平行な複数のスライス断面を設定する。ここで、複数のスライス断面のそれぞれは、輝度値を有する複数のピクセルを含む。

【0045】

プロセッサ120は、複数のスライス断面のそれぞれに雑音除去の処理を行って、複数のスライス断面のそれぞれから雑音を除去する(S806)。本実施例における雑音除去の処理は、第1実施例における雑音除去の処理と同様であるため、本実施例では詳細に説明しない。

【0046】

プロセッサ120は、雑音除去された複数のスライス断面から、特定の輝度値を有するピクセルを検出するためのしきい値を算出する(S808)。本実施例におけるしきい値は、第1実施例における式4を用いて算出することができるので、本実施例では詳細に説明しない。

【0047】

プロセッサ120は、算出されたしきい値に基づいて複数のスライス断面のそれぞれに対して特定の輝度値を有するピクセルを検出する(S810)。一例として、プロセッサ120は、複数のスライス断面のそれぞれに対して各ピクセルの輝度値としきい値とを比較して、しきい値以下の輝度値を有するピクセルを検出する。

【0048】

プロセッサ120は、複数のスライス断面のそれぞれに対して検出されたピクセルに標識付け処理を行う(S812)。一例として、プロセッサ120は、複数のスライス断面のそれぞれに対して検出されたピクセル(すなわち、しきい値以下の輝度値を有するピクセル)を1と設定し、検出されないピクセル(すなわち、しきい値を超える輝度値を有するピクセル)を0と設定する。プロセッサ120は、1の値を有するピクセルに対して互いに隣接して連結されたピクセルに同一の標識値を適用して、検出されたピクセルに対応する標識付け領域を設定する。

【0049】

プロセッサ120は、複数のスライス断面のそれぞれに対して標識付け領域の境界を設定する(S814)。一例として、プロセッサ120は、図9に示すように、標識付け領域Aの中心を検出し、検出された中心にシードポイント(seed point)SPを設定する。プロセッサ120は、シードポイントSPを基準に動的輪郭アルゴリズムによって標識付け領域の境界を設定する。すなわち、プロセッサ120は、図9に示すように、シードポイントSPを放射方向に移動させながら輝度値が急激に変わるピクセルを関心物体の境界EDとして検出する。

【0050】

プロセッサ120は、境界が設定された標識付け領域を含む複数のスライス断面を合成してボリュームデータを形成する(S816)。ボリュームデータは、体積(volume)を有する標識付け領域を含む。

【0051】

プロセッサ120は、段階S816で形成されたボリュームデータに基づいて標識付け領域に該当するボリュームデータをレンダリングして、標識付け領域に対応する3次元超音波映像を形成する(S818)。

【0052】

再び図1を参照すると、格納部130は、プロセッサ120で形成されたボリュームデータを格納する。ディスプレイ部140は、プロセッサ120で形成された3次元超音波映像を表示する。

【0053】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した

10

20

30

40

50

特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく、様々な変形および変更が可能である。

【符号の説明】

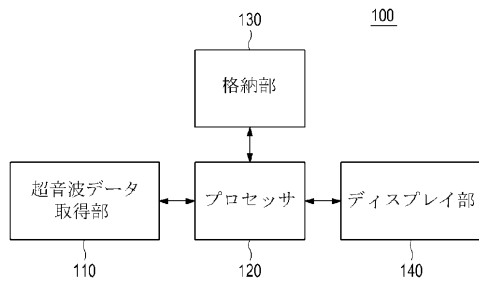
【0054】

- 100 超音波システム
- 110 超音波データ取得部
- 120 プロセッサ
- 130 格納部
- 140 ディスプレイ部
- 210 送信信号形成部
- 220 超音波プローブ
- 230 ビームフォーマ
- 240 超音波データ形成部
- 510 ボリュームデータ
- 521 A断面
- 522 B断面
- 523 C断面
- A~E 標識付け領域
- ED 境界
- SV シードボリューム
- SP シードポイント

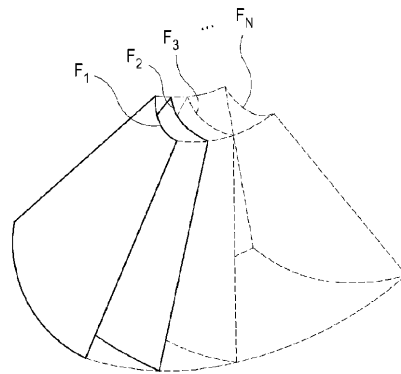
10

20

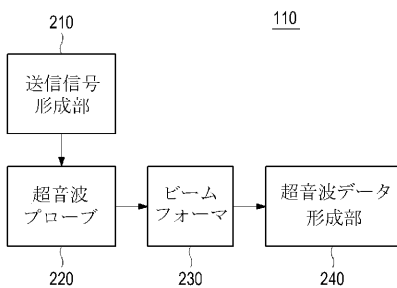
【図1】



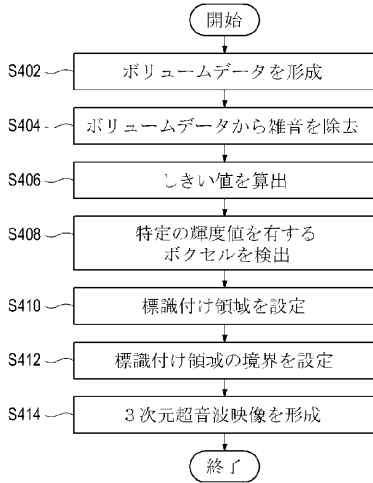
【図3】



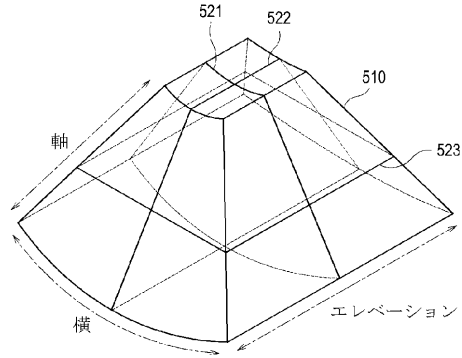
【図2】



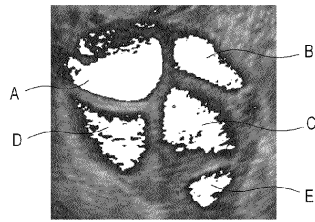
【 図 4 】



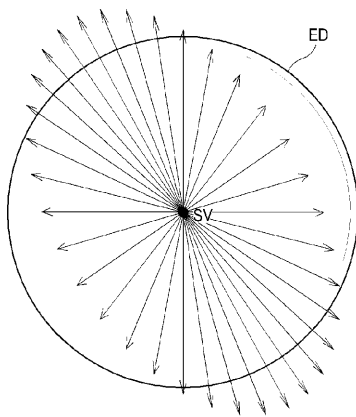
【 図 5 】



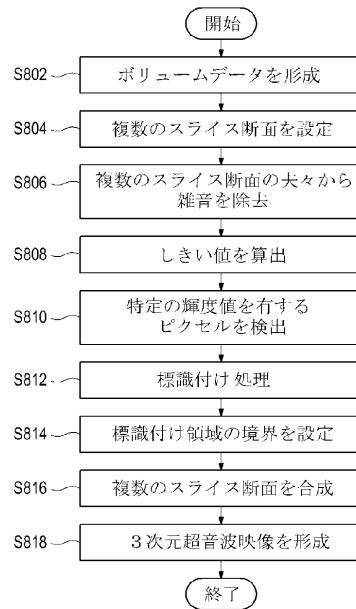
【 図 6 】



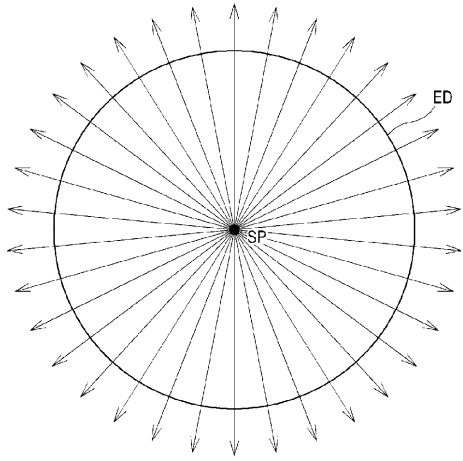
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 リ, クァン ヒ

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞1003, メディソンビル, 3階, 株式会社メ
ディソン R & Dセンター

Fターム(参考) 4C601 BB03 JC27 KK21

专利名称(译)	一种用于基于感兴趣对象的亮度值来检测感兴趣对象的超声系统和方法。		
公开(公告)号	JP2011083600A	公开(公告)日	2011-04-28
申请号	JP2010229073	申请日	2010-10-08
[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	リクアンヒ		
发明人	リ, クアン ヒ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/11 G06T2207/10136 G06T2207/20116 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/JC27 4C601/KK21		
优先权	1020090097003 2009-10-13 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声系统和用于基于对象中感兴趣对象（例如，囊肿）的亮度值来检测感兴趣对象的方法。ZOLUTION：该超声波系统包括：超声波数据获取部分，其将超声波信号发送到包括感兴趣对象的对象，并通过接收从对象反射的超声波信号来获取多个超声波数据；连接到超声波数据获取部分的处理器通过使用多个超声数据形成包括多个体素的体数据，从体数据中检测具有与感兴趣对象相对应的亮度值的区域的体数据通过渲染检测区域，形成与检测区域对应的三维超声波图像。Z

