

(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2012-75519

(P2012-75519A)

(43) 公開日 平成24年4月19日(2012.4.19)

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

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-221387 (P2010-221387)  
(22) 出願日 平成22年9月30日(2010.9.30)

(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK I 国際特許事務所  
(72) 発明者 松下 典義  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
カ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 JC12 JC25 JC40 KK22

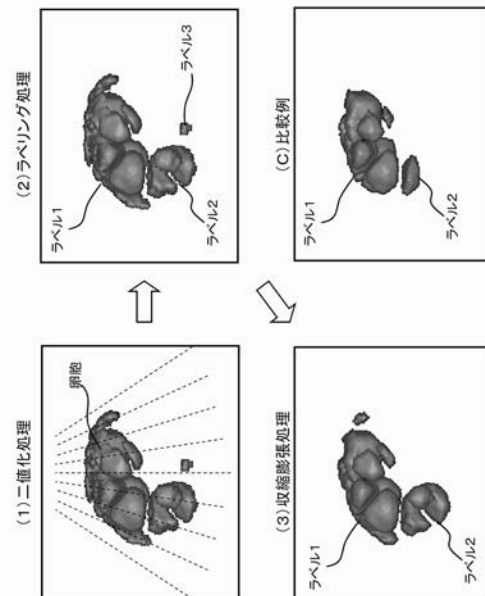
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波の画像データに対する画像処理を適正化する。

【解決手段】二値化処理後の画像データ内において、ラベリング処理が実行され、複数の部位に対して互いに異なるラベルが割り当てられる。次にラベリング処理後の画像データ内において、複数の部位の各々に対して各部位に応じた処理回数だけ段階的な収縮処理が実行され、さらに収縮処理が終了してから、複数の部位の各々に対して収縮処理と同じ回数だけ膨張処理が実行される。これにより、卵胞の表面などに存在していたノイズが除去される。収縮膨張処理において各部位に応じた処理回数を利用して、比較的浅い位置にあるラベル1の部位と比較的深い位置にあるラベル2の部位が、共に未処理画像と同程度の形状かつ同程度の大きさに復元される。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

診断領域に対して超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御することにより前記診断領域から受信信号を得る送受信部と、  
受信信号に基づいて形成される前記診断領域の画像データ内において対象物を特定する対象物特定部と、  
前記画像データ内において対象物を複数の対象部位に区分けする区分処理部と、  
前記画像データ内において複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた処理回数だけ段階的な画像処理を実行する画像処理部と、  
を有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記画像データは、受信信号から得られる複数のサンプルデータを割り当てられた複数の画素により構成され、  
前記各対象部位に応じた処理回数は、その対象部位を構成する画素の大きさに基づいて決定される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記各対象部位内の代表位置における画素の大きさに基づいて、その対象部位に応じた前記処理回数を設定する処理回数設定部をさらに有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記処理回数設定部は、前記画像データ内の基準位置における画素の体積と前記各対象部位内の代表位置における画素の体積とから算出される体積比に基づいて、その対象部位に応じた前記処理回数を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記画像処理部は、複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた前記処理回数だけ段階的な収縮処理を実行する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、  
前記画像処理部は、収縮処理された複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた前記処理回数だけ段階的な膨張処理を実行する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

超音波の画像データ内において対象物を特定する対象物特定部と、  
前記画像データ内において対象物を複数の対象部位に区分けする区分処理部と、  
前記画像データ内において複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた処理回数だけ段階的な画像処理を実行する画像処理部と、  
を有する、  
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に画像処理の適正化に関する。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波画像内において組織等に対して診断に適した画像処理を施す技術が従来からよく知られており、その画像処理は、組織等の種類や診断内容に応じて多種多様である。

## 【0003】

例えば、特許文献1には、超音波画像内において比較的大きなノイズの塊を抽出して除去するためにラベリング処理を利用する旨の発明が記載されている。また、特許文献2には、複数のサンプル点から得られる体積を累積加算することにより対象組織等の体積を算出する旨の発明が記載されている。そして、特許文献3には、画像データに対して収縮処理や膨張処理を行う技術が記載されている。

10

## 【0004】

こうした状況において、本願の発明者は、超音波の画像データに対する画像処理について研究開発を重ねてきた。例えば、超音波を送受して得られるエコーデータは、超音波ビームの走査態様などに応じて、必ずしも均一な間隔で得られるとは限らない。コンベックス走査においては、深い位置におけるエコーデータほど隣接するエコーデータとの間の距離が広がる。そのため、深い位置におけるエコーデータほど比較的広い画素に対応付けられ、座標変換等の処理前においては、画像データ内において画素の大きさなどが均一ではなくなる。例えば、こうした不均一な画像データ内においても、画像処理の影響が全体的に比較的均一に及ぶことが望ましい。

## 【先行技術文献】

20

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】特開2004-267584号公報

【特許文献2】特開2007-54334号公報

【特許文献3】特開2008-18016号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

本発明は、上述した研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波の画像データに対する画像処理を適正化することにある。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、診断領域に対して超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより前記診断領域から受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて形成される前記診断領域の画像データ内において対象物を特定する対象物特定部と、前記画像データ内において対象物を複数の対象部位に区分する区分処理部と、前記画像データ内において複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた処理回数だけ段階的な画像処理を実行する画像処理部と、を有することを特徴とする。

## 【0008】

上記構成では、各対象部位に応じた処理回数だけ段階的な画像処理が実行される。そのため、例えば、画像データ内において画像処理の影響が全体的に比較的均一に及ぶように各対象部位に関する処理回数を調整することなどが可能になる。

40

## 【0009】

望ましい具体例において、前記画像データは、受信信号から得られる複数のサンプルデータを割り当てられた複数の画素により構成され、前記各対象部位に応じた処理回数は、その対象部位を構成する画素の大きさに基づいて決定される、ことを特徴とする。

## 【0010】

望ましい具体例において、前記各対象部位内の代表位置における画素の大きさに基づいて、その対象部位に応じた前記処理回数を設定する処理回数設定部をさらに有する、ことを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 1 】

望ましい具体例において、前記処理回数設定部は、前記画像データ内の基準位置における画素の体積と前記各対象部位内の代表位置における画素の体積とから算出される体積比に基づいて、その対象部位に応じた前記処理回数を設定する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記画像処理部は、複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた前記処理回数だけ段階的な収縮処理を実行する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記画像処理部は、収縮処理された複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた前記処理回数だけ段階的な膨張処理を実行する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 1 4 】

また、上記目的にかなう好適な超音波画像処理装置は、超音波の画像データ内において対象物を特定する対象物特定部と、前記画像データ内において対象物を複数の対象部位に区分けする区分処理部と、前記画像データ内において複数の対象部位の各々に対して各対象部位に応じた処理回数だけ段階的な画像処理を実行する画像処理部と、を有することを特徴とする。

## 【 0 0 1 5 】

例えば、上述した対象物特定部と区分処理部と画像処理部の機能を実現するためのプログラムを利用することにより、コンピュータを前記超音波画像処理装置として機能させてもよい。なお、そのプログラムは、例えばディスクやメモリなどの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。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 6 】

本発明により、超音波の画像データに対する画像処理が適正化される。例えば、本発明の好適な態様によれば、画像データ内において画像処理の影響が全体的に比較的均一に及ぶように画像処理を適正化することが可能になる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【 図 2 】 図 1 の超音波診断装置による各種の処理を説明するための図である。

【 図 3 】 三次元データ空間内におけるフィルタの走査を説明するための図である。

【 図 4 】 各部位ごとの処理回数の制御を説明するためのフローチャートである。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 8 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ 10 は、診断対象を含む領域に対して超音波を送受波する超音波プローブである。プローブ 10 は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部 12 によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断対象を含む領域内から得られる超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部 12 へ出力され、送受信部 12 が受信ビームを形成して受信ビームに沿ってエコーデータが収集される。

## 【 0 0 1 9 】

プローブ 10 は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を三次元空間内において走査して立体的にエコーデータを収集する三次元プローブが好適である。例えば、一次的に配列された複数の振動素子（1Dアレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより超音波ビームが立体的に走査される。また、二次元的に配列された複数の振動素子（2Dアレイ振動子）を電子的に制御して超音波ビームを立体的に走査してもよい。もちろん、超音波ビームを断層面内において走査する二次元の超音波プローブが利用されてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0020】

三次元空間内において超音波ビームが走査されてエコーデータが収集されると、その三次元空間に対応した三次元データ空間を構成する複数のボクセルについてのエコーデータ（ボクセルデータ）が図示しないメモリなどに記憶される。そして、三次元データ空間を構成する複数のボクセルに対して、二値化処理部20以降の各部において各種の処理が実行される。そこで、それら各種の処理について説明する。なお、図1に示した部分（構成）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

## 【0021】

図2は、図1の超音波診断装置による各種の処理を説明するための図である。図2においては各画像データが二次元的に描かれているものの、各種の処理は三次元データ空間内において三次元的に実行される。

10

## 【0022】

図2(1)は、二値化処理部20(図1)における二値化処理を示している。二値化処理部20は三次元データ空間を構成する複数のボクセルに対して二値化処理を施すことにより、図2(1)に示す二値化処理後の画像データを形成する。本実施形態における診断対象としては、生体内の卵胞が好適である。二値化処理部20は、所定の閾値と各ボクセルのボクセル値（エコーデータの大きさ）を比較することにより、卵胞に対応するボクセルとそれ以外のボクセルとを識別する。そして、例えば、卵胞に対応するボクセルのボクセル値を「1」とし、それ以外のボクセルのボクセル値を「0」とする。

## 【0023】

なお、図2(1)の二値化画像内には、参考として、走査される超音波ビームの位置が破線で示されている。例えばコンベックス走査では、図2(1)に示すように超音波ビームが扇状に走査され、超音波ビームの深さ方向に沿って、浅い部分に比べて深い部分のビーム密度が低くなる。つまり、浅い部分に比べて、深い部分ではビーム間隔が広くなり、エコーデータの間隔が広くなる。そのため、図2(1)の二値化画像では、深い部分におけるエコーデータほど、比較的大きい画素（微小空間）が割り当てられ、画像内において画素の大きさが不均一となる。本実施形態においては、このように画素の大きさが不均一な場合においても、画像処理の影響が全体的に比較的均一に及ぶように制御される。

20

## 【0024】

図2(2)は、ラベリング処理部30(図1)におけるラベリング処理を示している。ラベリング処理部30は、三次元データ空間を構成する二値化処理後のボクセルデータ内において、つまり図2(1)に示す二値化処理後の画像データ内において、ラベリング処理を施し、複数の部位に対して互いに異なるラベルを割り当て、卵胞を複数の部位に区分けする。ラベリング処理としては公知の手法を用いることができ、例えば三次元データ空間内において同じボクセル値を持つ複数のボクセルの塊が検出され、各塊ごとにラベル番号が付与される。例えば、図2(1)に示すように、ボクセル値「1」の塊である複数の部位に対して、それぞれラベル1~3が割り当てられる。なお、ボクセル値「0」の塊である背景部分に対しては、例えばラベル0が割り当てられる。

30

## 【0025】

ラベリング処理が施されると、収縮膨張処理部50(図1)は、三次元データ空間を構成するラベリング処理後のボクセルデータ内において、つまり図2(2)に示すラベリング処理後の画像データ内において、複数の部位に対して収縮膨張処理（収縮処理と膨張処理）を施す。その収縮膨張処理においては、複数の部位の各々に対して各部位に応じた処理回数だけ段階的な収縮処理が実行され、さらに収縮処理が終了してから、複数の部位の各々に対して収縮処理と同じ回数だけ膨張処理が実行される。これにより、図2(3)に示すように、卵胞の表面などに存在していたノイズが除去され、さらに図2(2)においてラベル3が付されたノイズも除去される。本実施形態においては、収縮膨張処理において各部位に応じた処理回数を利用しているため、比較的浅い位置にあるラベル1の部位と比較的深い位置にあるラベル2の部位が、共に、図2(2)のものと同程度の形状かつ同程度の大きさに復元される。

40

50

## 【 0 0 2 6 】

これに対し、図 2 ( C ) に示す比較例は、図 2 ( 2 ) に示す画像データ内の全域において同一の処理回数を利用して収縮膨張処理を施したものである。先に説明したように、深い部分ほど、比較的大きい画素が割り当てられているため、画素を単位とする収縮膨張処理を浅い部分と深い部分で同じ処理回数だけ実行すると、深い部分ほど処理の影響が強くなる。そのため、図 2 ( C ) に示す比較例では、比較的深い位置にあるラベル 2 の部位に対して、収縮膨張処理の影響が必要以上に強く及んでしまい、元の形状や大きさが復元できていない。

## 【 0 0 2 7 】

本実施形態では、各部位に応じた処理回数を利用している。その処理回数は、図 1 の処理回数設定部 4 0 において設定される。処理回数設定部 4 0 は、画像データ内の基準位置における画素の体積  $V_s$  と各部位内の代表位置における画素の体積  $V_g$  に基づいて、その部位の処理回数を決定する。

10

## 【 0 0 2 8 】

画像データを構成する複数の画素（ボクセル）の体積は、体積値テーブル 4 2 に記憶されている。例えば、超音波ビーム方向やビーム間隔やエコーデータのサンプリング間隔などの情報に基づいて、三次元の画像データを構成する複数の画素の体積が予め算出され、各画素の位置（座標）とその画素の体積値が対応付けられて、体積値テーブル 4 2 に格納される。

## 【 0 0 2 9 】

画像データ内の基準位置は、例えば画像データの中心位置とされる。画像データ内に関心領域が設定され、その関心領域の中心位置を基準位置としてもよい。基準位置をユーザが決定するようにしてもよい。

20

## 【 0 0 3 0 】

また、各部位内の代表位置は、代表位置決定部 3 2 により決定される。代表位置決定部 3 2 は、例えば、各部位ごとにその部位の重心位置の座標を算出してその部位の代表位置とする。もちろん、重心位置以外の座標を代表位置としてもよいし、代表位置をユーザが決定するようにしてもよい。

## 【 0 0 3 1 】

処理回数設定部 4 0 は、各部位の処理回数を決定するにあたり、代表位置決定部 3 2 において決定される各部位の代表位置における画素の体積  $V_g$  と、基準位置における画素の体積  $V_s$  を体積値テーブル 4 2 から読み出し、これらの体積の比  $V_s / V_g$  を算出する。そして、基準位置における基準処理回数  $N_s$  から、各部位の処理回数を  $N_s \times V_s / V_g$  とし、非整数値を四捨五入または切り捨てするなどして、各部位の処理回数を整数値とする。なお、基準処理回数  $N_s$  は、予め基準として装置に記憶された値を利用してもよいしユーザが適宜に修正または設定するようにしてもよい。こうして、処理回数設定部 4 0 は複数の部位の各々について、各部位ごとに処理回数を算出し、各部位のラベル値（図 2 参照）とその部位の処理回数とを対応付ける。

30

## 【 0 0 3 2 】

そして、収縮膨張処理部 5 0 は、各部位ごとに設定された処理回数に応じて、収縮処理と膨張処理を実行する。その収縮処理と膨張処理においては、処理用のフィルタが利用され、そのフィルタが三次元データ空間内の全域に亘って走査される。

40

## 【 0 0 3 3 】

図 3 は、三次元データ空間 1 0 0 内におけるフィルタ 1 2 0 の走査を説明するための図である。図 3 において、三次元データ空間 1 0 0 は、 $r$  座標系で示されている。 $r$  方向は超音波ビームの深さ方向であり、その超音波ビームが  $\theta$  方向と  $\phi$  方向に二次元的に走査され、三次元データ空間 1 0 0 を構成する複数のボクセル（画素）のエコーデータが三次元的に収集される。

## 【 0 0 3 4 】

フィルタ 1 2 0 は、 $r$  方向と  $\theta$  方向と  $\phi$  方向のそれぞれの長さが 3 個のボクセルに相当

50

し、合計 27 個のボクセルに相当する立体的な構成となっている。フィルタ 120 の中心に位置するボクセルが注目ボクセルであり、それを取り囲む 26 個のボクセルが周辺ボクセルである。そして、三次元データ空間 100 内の全てのボクセルが注目ボクセルとなるように、フィルタ 120 が r 方向と 方向と 方向に移動されて三次元データ空間 100 内の全域に亘って走査される。

【0035】

なお、走査の過程において、フィルタ 120 は、常に 27 個のボクセルを対象とする。したがって、r 方向に沿って深くなるにつれてボクセルの大きさが増大すると、フィルタ 120 の大きさもそれに応じて大きくなる。

【0036】

収縮処理においては、各走査位置でフィルタ 120 内の 26 個の周辺ボクセルの中に 1 つでもボクセル値「0」のボクセルがあれば、フィルタ 120 の中心に位置する注目ボクセルのボクセル値が「0」とされる。例えば、注目ボクセルが「1（卵胞）」であり、周辺ボクセルの中に 1 つでもボクセル値「0（背景）」のボクセルがあれば、その注目ボクセルが「0（背景）」に変換される。

【0037】

そして、フィルタ 120 が三次元データ空間 100 内の全域に亘って一通り走査され、各走査位置においてフィルタ処理が施されることにより、1 段階の収縮処理が終了する。なお、注目ボクセルに関するボクセル値の変換は、フィルタ 120 が三次元データ空間 100 内の全域に亘って一通り走査された後に実行される。つまり、フィルタ 120 が走査されている途中においては、ボクセル値の変換は行われず、どの走査位置においても変換前のボクセル値を対象としてフィルタ処理が実行される。

【0038】

1 段階の収縮処理が終了し、その結果に基づいてボクセル値の変換が行われると、その変換後のボクセル値で構成される三次元データ空間 100 に対して、2 段階目の収縮処理が実行される。2 段階目の収縮処理においても、1 段階目と同じフィルタ処理が実行される。つまり、各走査位置でフィルタ 120 内の 26 個の周辺ボクセルの中に 1 つでもボクセル値「0」のボクセルがあれば、フィルタ 120 の中心に位置する注目ボクセルのボクセル値が「0」とされ、フィルタ 120 が三次元データ空間 100 内の全域に亘って一通り走査された後にボクセル値が変換される。

【0039】

こうして、収縮処理が繰り返し実行される際に、本実施形態では、三次元データ空間 100 の全域に亘る各段階の走査において、各部位（各ラベル）ごとに、収縮処理を行うか否かが適宜制御され、これにより各部位に対する処理回数が制御される。

【0040】

一方、膨張処理においては、各走査位置でフィルタ 120 内の 26 個の周辺ボクセルの中に 1 つでもボクセル値「1」のボクセルがあれば、フィルタ 120 の中心に位置する注目ボクセルのボクセル値が「1」とされる。例えば、注目ボクセルが「0（背景）」であり、周辺ボクセルの中に 1 つでもボクセル値「1（卵胞）」のボクセルがあれば、その注目ボクセルが「1（卵胞）」に変換される。

【0041】

そして、膨張処理においても、フィルタ 120 が三次元データ空間 100 内の全域に亘って一通り走査され、各走査位置においてフィルタ処理が施され、フィルタ 120 が三次元データ空間 100 内の全域に亘って一通り走査された後にボクセル値が変換される。また、膨張処理においても、三次元データ空間 100 の全域に亘る各段階の走査において、各部位（各ラベル）ごとに、膨張処理を行うか否かが適宜制御され、これにより各部位に対する処理回数が制御される。

【0042】

ちなみに、二次元の画像データの場合には、図 3 に示すフィルタ 120 に代えて、縦と横の長さがそれぞれ 3 個のボクセルに相当する合計 9 個のボクセルに対応した二次元フィ

10

20

30

40

50

ルタを利用し、中心に位置するボクセルを注目ボクセルとし、それを取り囲む 8 個のボクセルを周辺ボクセルとすればよい。

【 0 0 4 3 】

図 4 は、各部位ごとの処理回数の制御を説明するためのフローチャートである。図 4 に示すフローチャートは、収縮処理と膨張処理の両方に適用される。つまり、図 4 のフローチャートに従って収縮処理が実行された後、収縮処理後のボクセルを対象として、図 4 のフローチャートに従って膨張処理が実行される。以下に、図 4 のフローチャートに沿って処理回数の制御を説明する。

【 0 0 4 4 】

まず、現在の処理回数を示す現回数  $N_c$  が 1 に初期化され ( S 4 0 1 )、さらに、三次元データ空間 1 0 0 ( 図 3 ) 内においてフィルタ 1 2 0 ( 図 3 ) が走査の初期位置に配置され、三次元データ空間 1 0 0 内の先頭ボクセルが注目ボクセルとされる ( S 4 0 2 )。

【 0 0 4 5 】

次に、現回数  $N_c$  と最小処理回数  $N_{min}$  が比較される ( S 4 0 3 )。ここで、最小処理回数  $N_{min}$  は、処理回数設定部 4 0 ( 図 1 ) において設定された複数の部位の各々についての処理回数の中で最小のものである。

【 0 0 4 6 】

そして、現回数  $N_c$  が最小処理回数  $N_{min}$  以下の場合には、収縮または膨張のフィルタ処理が実行される ( S 4 0 4 )。なお、収縮処理の場合には、本フローチャートが終了するまで S 4 0 4 において常に収縮処理が実行され、膨張処理の場合には、本フローチャートが終了するまで S 4 0 4 において常に膨張処理が実行される。

【 0 0 4 7 】

次に、現在のフィルタ位置における注目ボクセルが三次元データ空間 1 0 0 ( 図 3 ) 内の最終ボクセルか否かが確認され ( S 4 0 5 )、最終ボクセルでなければ、フィルタ 1 2 0 ( 図 3 ) が 1 ボクセルだけ移動され、注目ボクセルが 1 つ移動される ( S 4 0 6 )。

【 0 0 4 8 】

こうして、フィルタ 1 2 0 が三次元データ空間 1 0 0 の全域に亘って走査されるまで、S 4 0 4 から S 4 0 6 までの処理が繰り返し実行され、注目ボクセルが三次元データ空間 1 0 0 内の最終ボクセルに達すると ( S 4 0 5 )、現回数  $N_c$  と最大処理回数  $N_{max}$  が比較される ( S 4 1 3 )。ここで、最大処理回数  $N_{max}$  は、処理回数設定部 4 0 ( 図 1 ) において設定された複数の部位の各々についての処理回数の中で最大のものである。

【 0 0 4 9 】

以上により、三次元データ空間 1 0 0 の全域に亘ってフィルタ 1 2 0 が走査されると、1 段階目の処理が終了し、現回数  $N_c$  に 1 が加えられ ( S 4 1 4 )、S 4 0 2 に戻って次の段階の処理が実行される。

【 0 0 5 0 】

現回数  $N_c$  が最小処理回数  $N_{min}$  以下の場合には、S 4 0 3 から S 4 0 4 へ進む処理が実行される。つまり、現回数  $N_c$  が最小処理回数  $N_{min}$  以下の場合には、三次元データ空間 1 0 0 の全域がフィルタ処理 ( 収縮処理または膨張処理 ) の対象とされ、各部位ごとの制御は行わずに処理を簡略化して演算量などを減らしている。

【 0 0 5 1 】

三次元データ空間 1 0 0 の全域に亘るフィルタ 1 2 0 の走査が繰り返され、現回数  $N_c$  が最小処理回数  $N_{min}$  より大きくなると、S 4 0 3 から S 4 0 7 へ進み、各部位ごとの処理回数の制御が行われる。

【 0 0 5 2 】

まず、注目ボクセルに対応した処理回数  $N_t$  が確認される ( S 4 0 7 )。例えば、注目ボクセルのラベルが参照され、そのラベルの部位について、処理回数設定部 4 0 において設定された処理回数  $N_t$  が確認される。そして、現回数  $N_c$  と処理回数  $N_t$  が比較される ( S 4 0 8 )。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

現回数  $N_c$  が処理回数  $N_t$  以下の場合には、収縮または膨張のフィルタ処理が実行される (S 4 1 0)。なお、収縮処理の場合には、本フローチャートが終了するまで S 4 1 0 において常に収縮処理が実行され、膨張処理の場合には、本フローチャートが終了するまで S 4 1 0 において常に膨張処理が実行される。

【 0 0 5 4 】

一方、現回数  $N_c$  が処理回数  $N_t$  よりも大きい場合には、注目ボクセルが属する部位に対するフィルタ処理は既に終了していると判断され、フィルタ処理は実行せずに注目ボクセルのボクセル値がそのまま維持される (S 4 0 9)。

【 0 0 5 5 】

次に、現在のフィルタ位置における注目ボクセルが三次元データ空間 1 0 0 (図 3) 内の最終ボクセルか否かが確認され (S 4 1 1)、最終ボクセルでなければ、フィルタ 1 2 0 (図 3) が 1 ボクセルだけ移動され、注目ボクセルが 1 つ移動される (S 4 1 2)。

【 0 0 5 6 】

こうして、フィルタ 1 2 0 が三次元データ空間 1 0 0 の全域に亘って走査されるまで、S 4 0 7 から S 4 1 2 までの処理が繰り返し実行され、注目ボクセルが三次元データ空間 1 0 0 内の最終ボクセルに達すると (S 4 1 1)、現回数  $N_c$  と最大処理回数  $N_{max}$  が比較される (S 4 1 3)。

【 0 0 5 7 】

以上の処理は、現回数  $N_c$  が最大処理回数  $N_{max}$  を超えるまで繰り返し実行される。最大処理回数  $N_{max}$  は、複数の部位の処理回数の中で最大のものであるため、現回数  $N_c$  が最大処理回数  $N_{max}$  を超えると、全ての部位に対する処理が終了したと判断され、本フローチャートが終了する。最大処理回数  $N_{max}$  を利用することにより、比較的容易に処理の終了を判定できる。

【 0 0 5 8 】

図 1 に戻り、体積演算部 6 0 は、収縮膨張処理により復元された卵胞について、各部位ごとに体積を算出する。体積演算部 6 0 は、体積値テーブル 4 2 に格納された各部位に属するボクセル (画素) の体積を参照し、各部位ごとに体積を算出する。もちろん、複数の部位に関する体積の合計値 (卵胞全体の体積) や、複数の部位に関する体積についての統計的な数値などが算出されてもよい。

【 0 0 5 9 】

体積演算部 6 0 により算出された体積値等は、表示部 8 0 に表示される。なお、二値化処理前の複数のボクセルのボクセル値に基づいて、表示画像形成部 7 0 が卵胞を立体的に映し出した三次元の超音波画像を形成し、その超音波画像が表示部 8 0 に表示されてもよい。三次元の超音波画像としては、例えば、ボリュームレンダリングによる画像などが好適である。

【 0 0 6 0 】

以上、本発明の好適な実施形態である超音波診断装置について説明したが、例えば、図 1 に示した二値化処理部 2 0 とラベリング処理部 3 0 と代表位置決定部 3 2 と処理回数設定部 4 0 と体積値テーブル 4 2 と収縮膨張処理部 5 0 と体積演算部 6 0 のうちの少なくとも一つ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。

【 0 0 6 1 】

なお、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 6 2 】

1 0 プローブ、2 0 二値化処理部、3 0 ラベリング処理部、3 2 代表位置決定部、4 0 処理回数設定部、5 0 収縮膨張処理部。

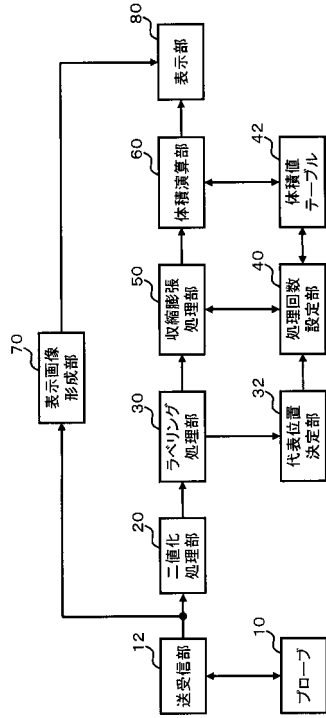
10

20

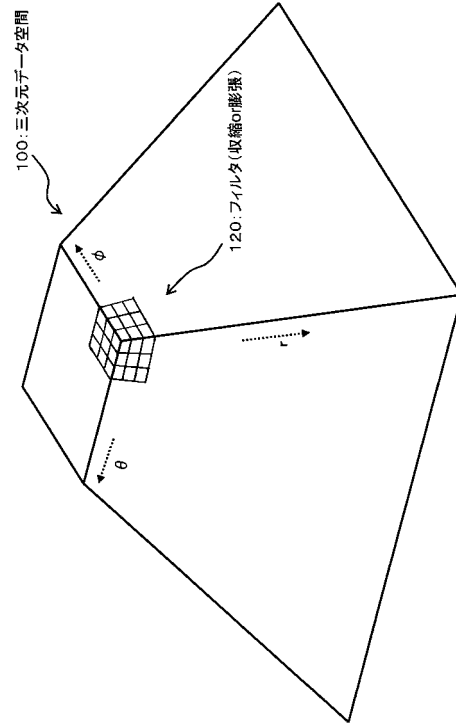
30

40

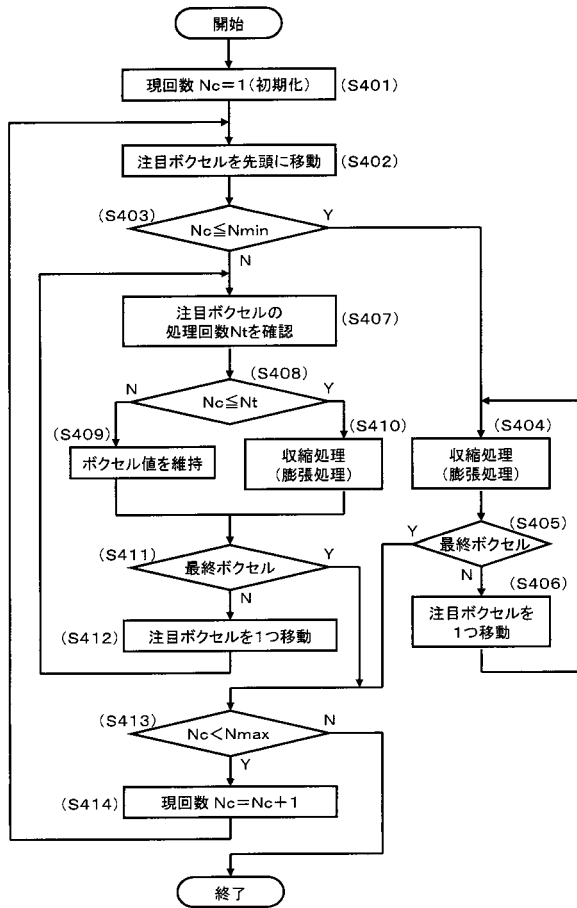
【 図 1 】



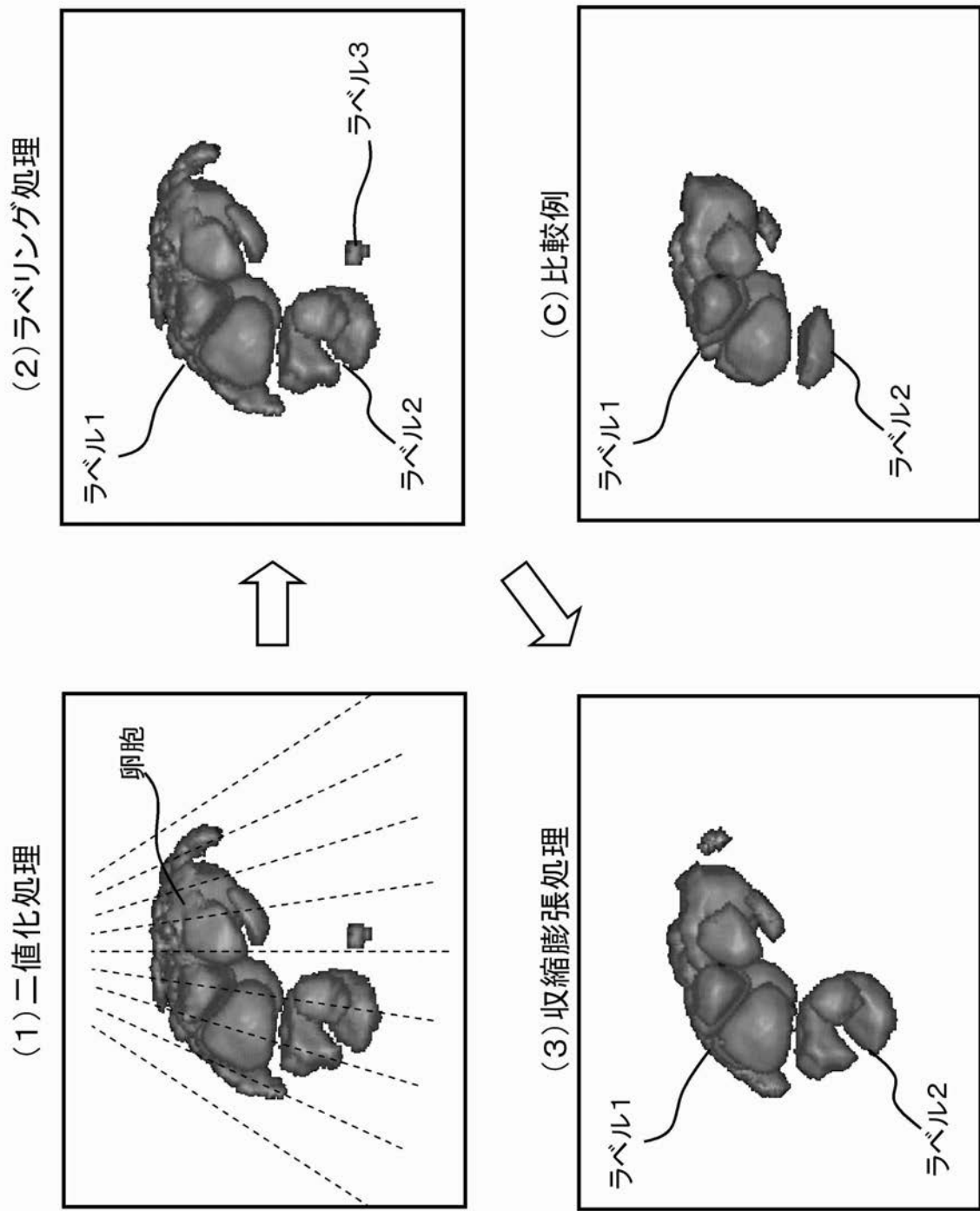
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012075519A</a>	公开(公告)日	2012-04-19
申请号	JP2010221387	申请日	2010-09-30
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	松下典義		
发明人	松下 典義		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/JC12 4C601/JC25 4C601/JC40 4C601/KK22		
其他公开文献	JP5467982B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：优化超声图像数据的图像处理。 解决方案：在二值化处理之后，在图像数据中执行标记处理，并且将不同的标记分配给多个部分。 接下来，在标记处理之后的图像数据中，针对多个部分中的每一个执行逐步收缩处理达与每个部分相对应的处理次数，并且在完成收缩处理之后，对多个部分中的每个进行分割。 扩展过程执行与收缩过程相同的次数。 结果，消除了存在于卵泡表面的噪音。 由于在收缩/扩展过程中使用了与每个部分相对应的处理次数，因此标签1相对较浅的部分和标签2相对较深的部分均具有与未处理图像相同的形状。 并恢复为相同大小。 [选择图]图2

