

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4129199号
(P4129199)

(45) 発行日 平成20年8月6日 (2008.8.6)

(24) 登録日 平成20年5月23日 (2008.5.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 6 T 5/30 (2006.01)A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 5/30 Z

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-115347 (P2003-115347)
 (22) 出願日 平成15年4月21日 (2003.4.21)
 (65) 公開番号 特開2004-313652 (P2004-313652A)
 (43) 公開日 平成16年11月11日 (2004.11.11)
 審査請求日 平成16年12月22日 (2004.12.22)

(73) 特許権者 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 村下 賢
 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 松谷 洋平

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】

注目組織を含む空間に対して超音波を送受波して、送受波空間内の各位置に対応した複数のデータからなるデータ集合を取得する送受波手段と、
 前記データ集合に対してデータ分別処理を施すことにより、前記注目組織を含む対象部分とそれ以外の非対象部分とからなる分別データ集合を生成するデータ分別手段と、
 前記分別データ集合に基づいて、前記対象部分に対する収縮処理を施すことにより、前記対象部分を複数の孤立部分に分離した収縮データ集合を生成する収縮処理手段と、
 前記複数の孤立部分の中から、注目孤立部分を識別する識別手段と、
 前記収縮データ集合に基づいて、前記注目孤立部分に対する膨張処理を施すことにより、
 前記注目組織の実外形に対応した所定領域を生成する膨張処理手段と、
 を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

注目内腔およびそれに接続する接続腔を含む組織に対して超音波を送受波して、送受波空間内の各位置に対応した複数のデータからなるデータ集合を取得する送受波手段と、
 前記各データそれぞれを腔データまたは実データに分別する二値化処理を施すことにより、
 前記データ集合を複数の腔データからなる腔部分と複数の実データからなる実組織部分とに分別した二値化データ集合を生成する二値化手段と、
 前記二値化データ集合に対して前記腔部分の収縮処理を施すことにより、前記腔部分を複数部分に分離した収縮データ集合を生成する収縮処理手段と、

10

20

前記収縮データ集合に対してラベリング処理を施すことにより、前記複数部分の各々に対応する複数の孤立腔を抽出し、抽出した複数の孤立腔の中から、前記注目内腔に対応する注目孤立腔を選定する孤立腔選定手段と、
前記収縮データ集合に対して、前記選定された注目孤立腔の膨張処理を施すことにより、前記注目内腔の実外形に対応した関心領域を生成する膨張処理手段と、
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 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記収縮処理は、前記二値化データ集合の各データを処理対象データとして、処理対象データを含む複数のデータからなるウィンドウ内に前記実データが所定個数以上存在する場合に、当該処理対象データを前記実データに設定する処理である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、
前記収縮処理手段は、前記収縮処理が施された複数のデータに対して、再び前記収縮処理を施すことで、前記収縮処理を所定回数繰り返して実行する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記孤立腔選定手段は、前記複数の孤立腔のそれぞれに含まれるデータ数に基づいて前記注目孤立腔を選定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記孤立腔選定手段は、ユーザが指定した前記注目内腔に関する位置情報に基づいて前記注目孤立腔を選定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記膨張処理は、前記収縮データ集合の各データを処理対象データとして、処理対象データを含む複数のデータからなるウィンドウ内に前記注目孤立腔に属するデータが所定個数以上存在する場合に、当該処理対象データを前記注目孤立腔に含める処理である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置であって、
前記膨張処理手段は、前記膨張処理が施された複数のデータに対して、再び前記膨張処理を施すことで、前記膨張処理を所定回数繰り返して実行する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記膨張処理手段により生成された関心領域を利用して、前記注目内腔の体積を演算する体積演算手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

40

【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、特に注目組織を抽出する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

現在、医療分野において超音波診断装置が広く利用されており、特に心臓の超音波診断は疾病診断上有効である。そして、心臓の超音波診断では心臓左室内の容積（体積）などに

50

関する定量化が重要であり、そのためには心臓左室を正確に抽出する必要がある。

【 0 0 0 3 】

心臓左室には左房や大動脈が接続している。したがって、左室を含む超音波画像に対して、実組織部分と腔組織部分の分離を行う二値化処理を施すと、左室に加えて左房や大動脈も腔組織部分として抽出されてしまう。つまり、単純な二値化処理では左室のみを正確に抽出できない。このため、超音波画像内において左室などの注目組織を取り囲むように楕円形状の関心領域を設定して、その関心領域を利用して注目組織のみを抽出する装置が知られている（例えば、特許文献 1、特許文献 2 および特許文献 3 参照）。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】

特開平 0 9 - 2 8 9 9 8 7 号公報

【特許文献 2】

特開 2 0 0 0 - 2 1 0 2 8 7 号公報

【特許文献 3】

特開 2 0 0 2 - 3 3 0 9 6 7 号公報

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、楕円形状などの関心領域は、必ずしも心臓左室の形状に合致するものではないため、関心領域を設定してもなお左房や大動脈の一部が関心領域内に取り込まれてしまう可能性がある。つまり、楕円形状などの関心領域を利用して心臓左室を抽出すると、抽出された左室部分には左房や大動脈の一部が含まれてしまう。

【 0 0 0 6 】

そこで本発明は、さらに正確に注目組織を抽出できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、注目組織を含む空間に対して超音波を送受波して、送受波空間内の各位置に対応した複数のデータからなるデータ集合を取得する送受波手段と、前記データ集合に対してデータ分別処理を施すことにより、前記注目組織を含む対象部分とそれ以外の非対象部分とからなる分別データ集合を生成するデータ分別手段と、前記分別データ集合に基づいて、前記対象部分に対する収縮処理を施すことにより、前記対象部分を複数の孤立部分に分離した収縮データ集合を生成する収縮処理手段と、前記複数の孤立部分の中から、注目孤立部分を識別する識別手段と、前記収縮データ集合に基づいて、前記注目孤立部分に対する膨張処理を施すことにより、前記注目組織の実外形に対応した所定領域を生成する膨張処理手段とを有するものとする。

【 0 0 0 8 】

上記構成において、データ集合を構成する各データは、例えばエコーレベルなどである。また、データ集合は送受波空間内における三次元集合として取得されてもよく、あるいは、特定平面内の二次元集合として取得されてもよい。上記構成によれば、膨張処理によって得られる所定領域は注目組織の実外形に対応しているため、例えば、所定領域に基づいて関心領域を設定すれば、注目組織の実外形を反映した関心領域が設定され、注目組織を正確に抽出することが可能になる。なお、所定領域を各時相毎に生成することにより、注目組織の形状変化や重心移動に追従させて所定領域を生成することもできる。

【 0 0 0 9 】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、注目内腔およびそれに接続する接続腔を含む組織に対して超音波を送受波して、送受波空間内の各位置に対応した複数のデータからなるデータ集合を取得する送受波手段と、前記各データそれぞれを腔データまたは実データに分別する二値化処理を施すことにより、前記データ集合を複数の腔データからなる腔部分と複数の実データからなる実組織部分とに分別した二値

10

20

30

40

50

化データ集合を生成する二値化手段と、前記二値化データ集合に対して前記腔部分の収縮処理を施すことにより、前記腔部分を複数部分に分離した収縮データ集合を生成する収縮処理手段と、前記収縮データ集合に対してラベリング処理を施すことにより、前記複数部分の各々に対応する複数の孤立腔を抽出し、抽出した複数の孤立腔の中から、前記注目内腔に対応する注目孤立腔を選定する孤立腔選定手段と、前記収縮データ集合に対して、前記選定された注目孤立腔の膨張処理を施すことにより、前記注目内腔の実外形に対応した関心領域を生成する膨張処理手段とを有するものとする。

【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記収縮処理は、前記二値化データ集合の各データを処理対象データとして、処理対象データを含む複数のデータからなるウィンドウ内に前記実データが所定個数以上存在する場合に、当該処理対象データを前記実データに設定する処理とする。さらに望ましくは、前記収縮処理手段は、前記収縮処理が施された複数のデータに対して、再び前記収縮処理を施すことで、前記収縮処理を所定回数繰り返して実行するものとする。

10

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記孤立腔選定手段は、前記複数の孤立腔のそれぞれに含まれるデータ数に基づいて前記注目孤立腔を選定するものとする。また望ましくは、前記孤立腔選定手段は、ユーザが指定した前記注目内腔に関する位置情報に基づいて前記注目孤立腔を選定するものとする。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記膨張処理は、前記収縮データ集合の各データを処理対象データとして、処理対象データを含む複数のデータからなるウィンドウ内に前記注目孤立腔に属するデータが所定個数以上存在する場合に、当該処理対象データを前記注目孤立腔に含める処理とする。さらに望ましくは、前記膨張処理手段は、前記膨張処理が施された複数のデータに対して、再び前記膨張処理を施すことで、前記膨張処理を所定回数繰り返して実行するものとする。

20

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記膨張処理手段により生成された関心領域を利用して、前記注目内腔の体積を演算する体積演算手段をさらに有するものとする。

【 0 0 1 4 】

【 発明の実施の形態 】

30

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 5 】

図 1 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 1 はその全体構成を示すブロック図である。また、図 2 は、図 1 の超音波診断装置内の各部で実施される処理を説明するための図である。以下、図 1 の超音波診断装置の動作について、適宜、図 2 を利用して説明する。

【 0 0 1 6 】

超音波探触子 1 0 は三次元エコーデータ取得用の超音波探触子であり、この超音波探触子 1 0 は患者体表に当接してあるいは体腔内に挿入して用いられる。超音波探触子 1 0 は、電子走査により二次元平面内に超音波を送受波する 1 D アレイ振動子を機械走査することで三次元空間内に超音波を送受波する。また超音波探触子 1 0 は、振動子の二次元配列で構成される 2 D アレイ振動子を電子走査することで三次元空間内に超音波を送受波するものでもよい。

40

【 0 0 1 7 】

送受信部 1 2 の制御を受けて、超音波探触子 1 0 は、注目組織である心臓左室を含む三次元空間内に超音波を送受波する。つまり、送受信部 1 2 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機能し、三次元空間を構成する複数のボクセルの各ボクセルごとのボクセル値を取得して三次元データメモリ (1) 1 4 へ出力する。

【 0 0 1 8 】

三次元データメモリ (1) 1 4 内において、各ボクセル値は三次元空間内の座標値に対応

50

したアドレスに記録されている。三次元空間内の座標は、超音波ビームのセクタ走査方式に適した $r \theta \phi$ 極座標系の座標値でもよく、あるいは、直方体形状に適した $x y z$ 直交座標系の座標値でもよい。

【 0 0 1 9 】

二値化処理部 1 6 は、三次元データメモリ (1) 1 4 から各ボクセルのボクセル値を取得し、ボクセル値に対して設定された閾値 (しきい値) に基づいて、閾値以上のボクセルと閾値未満のボクセルとに分別する。ボクセル値とは、各ボクセルに対応するエコーレベルやドップラ情報などである。本実施の形態ではボクセル値としてエコーレベルを考える。一般的に心臓の心腔部は心筋部に比べてエコーレベルが小さい。このため、心筋部に相当するレベルよりも小さく、且つ、心腔部に相当するレベルよりも大きいレベルに閾値を設定することで、閾値に基づいて心筋部と心腔部を大別することができる。例えば、エコーレベル値が 6 4 階調の場合、心筋部と心腔部とを分別するレベルは 7 ~ 9 レベル程度に存在する。本実施の形態では、ボクセル値が 6 4 階調のエコーレベル値であり閾値を 8 に設定し、ボクセル値が 8 以上のボクセル (心筋部に相当) のボクセル値を 0、ボクセル値が 8 未満のボクセル (心腔部に相当) のボクセル値を 1 とする反転二値化処理を施したものとする。

10

【 0 0 2 0 】

二値化処理部 1 6 で生成される二値化データを図 2 (A) に示す。図 2 (A) は心臓左室を含む三次元超音波画像データに対する二値化処理の結果を示すものである。図 2 (A) の二値化画像データには、二値化処理部 1 6 においてボクセル値 1 と判定された腔部分、つまり、左室部 5 0 a、左房部 5 4 a および大動脈部 5 2 a が示されている。図 2 (A) に示されるように、単純な二値化処理のみでは、左室部 5 0 a に左房部 5 4 a および大動脈部 5 2 a が接続して抽出されてしまい、左室部 5 0 a のみを抽出することができない。なお、左室部 5 0 a、左房部 5 4 a および大動脈部 5 2 a 以外の部分は、ボクセル値 0 に相当する部分である。

20

【 0 0 2 1 】

二値化処理部 1 6 には、仮設定された関心領域のパラメータである関心領域パラメータが入力される。この関心領域パラメータを利用した処理については後述する。二値化処理部 1 6 により二値化処理された各ボクセルのボクセル値は、セクタ (1) 1 8 を介して収縮処理部 2 0 に出力される。収縮処理部 2 0 は、二値化処理された画像データに対して腔部分の収縮処理を施すものである。そこで、以下に収縮処理について説明する。なお、以下の説明において、図 1 に示した部分には図 1 の符号を付して説明する。

30

【 0 0 2 2 】

図 3 は、収縮処理および膨張処理を説明するための図である。図 3 (A) に示される二値化画像データは、二値化処理部 1 6 から出力される二値化画像データを二次元画像データにモデル化したものであり、各ボクセルがボクセル値 1 のボクセル 6 0 a とボクセル値 0 のボクセル 6 2 a とに分別されている。

【 0 0 2 3 】

収縮処理では、まず、二値化画像データ内において 3×3 ウィンドウが設定される。 3×3 ウィンドウとは中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 8 個の合計 9 個のボクセルで構成される方形のボクセル集合である。そして、設定された 3×3 ウィンドウ内の 9 個のボクセルのうち、ボクセル値 0 のボクセル 6 2 a が 1 個でも存在すれば、その 3×3 ウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 0 に設定する。また、 3×3 ウィンドウ内の 9 個のボクセルのうち、ボクセル値 0 のボクセル 6 2 a が 1 個も存在しなければ、その 3×3 ウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 1 に設定する。 3×3 ウィンドウは、二値化画像データ内の全てのボクセルを中心ボクセルとして走査され、各走査位置において中心ボクセルのボクセル値設定が行われる。

40

【 0 0 2 4 】

図 3 (B) に示される収縮処理画像データは、図 3 (A) の二値化画像データに対して収縮処理を施した結果を示している。二値化画像データにおけるボクセル値 1 のボクセル 6

50

0 a の集合が、収縮処理画像データにおけるボクセル 6 0 b の集合に対応している。二値化画像データと収縮処理画像データとを比較すると、収縮処理の結果、ボクセル値 1 のボクセル集合の周囲部分が削られていることがわかる。また、二値化画像データにおいて、ボクセル値 1 の集合の間に存在していた連結部分 6 4 が収縮処理により消去されていることがわかる。

【 0 0 2 5 】

なお、収縮処理画像データにおいて、さらに 3×3 ウィンドウを走査して、各走査位置において中心ボクセルのボクセル値設定を行うことにより、収縮処理画像データに対して、再び収縮処理を行うことも可能である。つまり、収縮処理を複数回数繰り返して実行することも可能である。収縮処理を複数回数繰り返すことにより、ボクセル値 1 のボクセル集合の周囲部分がさらに削られていく。また、収縮処理において走査されるウィンドウは、例えば 5×5 ウィンドウ、つまり、中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 8 個、さらにその周囲に隣接する 1 6 個の合計 2 5 個のボクセルで構成される方形形状のボクセル集合などでもよい。さらに 2×2 ウィンドウや 4×4 ウィンドウなどの中心ボクセルが存在しないウィンドウであっても、ウィンドウ内の特定ボクセルを処理対象ボクセルとし、処理対象ボクセルに対してボクセル値設定を実施してもよい。また、収縮処理の判断基準となるウィンドウ内におけるボクセル値 0 のボクセル個数も 1 個に限定されない。つまり、ウィンドウ内のボクセルのうちボクセル値 0 のボクセルが 2 個以上存在すれば、そのウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 0 に設定し、ウィンドウ内のボクセルのうち、ボクセル値 0 のボクセルが 2 個より少ない場合、そのウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 1 に設定するなどでもよい。

【 0 0 2 6 】

以上、図 3 を利用して二次元の二値化画像データに対する収縮処理を説明したが、同様の原理を三次元の二値化画像データに適用することも可能である。三次元の二値化画像データに収縮処理を施す場合、例えば、 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウが利用される。 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウとは、中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 2 6 個の合計 2 7 個のボクセルで構成される直方体形状のボクセル集合である。 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウを三次元の二値化画像データ内で走査して、各走査位置で中心ボクセルのボクセル値設定を行うことで、三次元画像データに対する収縮処理が施される。

【 0 0 2 7 】

図 1 に戻り、収縮処理部 2 0 は、二値化処理部 1 6 からセクタ (1) 1 8 を介して入力される二値化画像データ内の腔部分に対して、図 3 を利用して説明した収縮処理を施す。収縮処理が施された各データは三次元データメモリ (2) 2 2 へ出力される。三次元データメモリ (2) 2 2 へ記録された各データは、セクタ (1) 1 8 を介して、再び収縮処理部 2 0 に読み込まれる構成になっている。制御部 3 8 はセクタ (1) 1 8 を制御して、収縮処理が施された各データを再び収縮処理部 2 0 へ入力して、収縮処理を所定回数繰り返して実行させる。

【 0 0 2 8 】

収縮処理部 2 0 による収縮処理結果を図 2 (B) および (C) に示す。図 2 (B) は、図 2 (A) の二値化画像データに対して腔部分の収縮処理を一度実行した結果を示している。また、図 2 (C) は、図 2 (B) の画像データに対して、さらに収縮処理を実行した結果を示している。図 2 の (A) から (C) の順に、徐々に腔部分つまり図 2 (A) の左室部 5 0 a、大動脈部 5 2 a および左房部 5 4 a が小さく削られ、図 2 (C) では大動脈に相当する部分が消去されている。また、図 2 (C) では左室部 5 0 c と左房部 5 4 c が分離されている。

【 0 0 2 9 】

図 1 に戻り、ラベリング部 2 4 は、収縮処理が所定回数繰り返して実施された各データを三次元データメモリ (2) 2 2 から読み込んで、ラベリング処理を実施する。つまり、ラベリング部 2 4 は、三次元データメモリ (2) 2 2 から、三次空間内の各ボクセルのボクセル値を読み込み、収縮処理された後、腔データとして残っているボクセル (ボクセル値

1 のボクセル) の孤立集合を抽出し、抽出した各孤立領域に番号付けを行い、三次元データメモリ (3) 2 6 に記録する。

【 0 0 3 0 】

最大腔選定部 2 8 は、三次元データメモリ (3) 2 6 に記録されたデータを読み込んで、番号付けが行われた複数の孤立領域から左室に相当する領域を選定する。左室は左房に比べて体積が大きいため、最大腔選定部 2 8 は、孤立領域の中から最大体積のものを左室に相当する領域 (注目孤立腔) として選定する。各孤立領域の体積は、例えば、孤立領域に含まれるデータ数に基づいて算出される。左房を抽出したい場合には、例えば、二番目に大きい体積のものを選択してもよい。

【 0 0 3 1 】

最大腔選定部 2 8 は、自動 ON / OFF 信号により自動 OFF、つまり自動選定を停止されている場合に、ユーザにより指定される指定座標に基づいて、左室に相当する孤立領域を選定する。ユーザによる指定座標の設定は、ユーザが表示部 4 6 に表示されている超音波画像の正面図・側面図・上面図を見ながら、トラックボールなどのポインティングデバイスを利用して、正面図・側面図・上面図のいずれかにおいて左室内の 1 点を指定することで行われる。左室内の特定位置に指定座標が設定されると、最大腔選定部 2 8 はその指定座標を含む孤立領域を左室に相当する孤立領域として選定する。なお、ユーザによる指定座標が孤立領域内に存在しない場合、最大腔選定部 2 8 は指定座標の近傍において孤立領域を探索して、探索の結果得られた孤立領域を左室に相当する孤立領域とみなしてもよい。

【 0 0 3 2 】

ラベリング部 2 4 によるラベリング処理結果を図 2 (D) に、最大腔選定部 2 8 による最大腔選定結果を図 2 (E) にそれぞれ示す。図 2 (D) に示すラベリング処理結果では、図 2 (C) における左室 5 0 c に対応する孤立領域 5 0 d に番号「 1 」が付され、図 2 (C) における左房 5 4 c に対応する孤立領域 5 4 d に番号「 2 」が付されている。そして、図 2 (E) に示されるように、図 2 (D) において体積の大きい方の領域である番号「 1 」が付された孤立領域 (符号 5 0 d に対応する領域) が注目孤立腔として選定される。

【 0 0 3 3 】

図 1 に戻り、最大腔選定部 2 8 により注目孤立腔が選定された後、各ボクセルのボクセル値は、セクタ (2) 3 0 を介して膨張処理部 3 2 に出力される。膨張処理部 3 2 は、注目孤立腔が選定された画像データに対して注目孤立腔部分の膨張処理を施すものである。そこで、以下に膨張処理について説明する。なお、以下の説明において、図 1 に示した部分には図 1 の符号を付して説明する。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、収縮処理および膨張処理を説明するための図である。図 3 (A) に示される二値化画像データ、および、図 3 (B) に示される収縮処理画像データは、収縮処理の説明において利用したものである。膨張処理では、まず、収縮処理画像データ内において 3 × 3 ウィンドウが設定される。3 × 3 ウィンドウとは中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 8 個の合計 9 個のボクセルで構成される方形状のボクセル集合である。そして、設定された 3 × 3 ウィンドウ内の 9 個のボクセルのうち、ボクセル値 1 のボクセル 6 0 b が 1 個でも存在すれば、その 3 × 3 ウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 1 に設定する。また、3 × 3 ウィンドウ内の 9 個のボクセルのうち、ボクセル値 1 のボクセル 6 0 b が 1 個も存在しなければ、その 3 × 3 ウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 0 に設定する。3 × 3 ウィンドウは、収縮処理画像データ内の全てのボクセルを中心ボクセルとして走査され、各走査位置において中心ボクセルのボクセル値設定が行われる。

【 0 0 3 5 】

図 3 (C) に示される膨張処理画像データは、図 3 (B) の収縮処理画像データに対して膨張処理を施した結果を示すものである。収縮処理画像データにおけるボクセル値 1 のボクセル 6 0 b の集合が、膨張処理画像データにおけるボクセル 6 0 c の集合に対応している。収縮処理画像データと膨張処理画像データとを比較すると、膨張処理の結果、ボクセル

10

20

30

40

50

ル値 1 のボクセル集合の周囲部分が膨らんでいることがわかる。

【 0 0 3 6 】

なお、膨張処理画像データにおいて、さらに 3×3 ウィンドウを走査して、各走査位置において中心ボクセルのボクセル値設定を行うことにより、膨張処理画像データに対して、再び膨張処理を行うことも可能である。つまり、膨張処理を複数回数繰り返して実行することも可能である。膨張処理を複数回数繰り返すことにより、ボクセル値 1 のボクセル集合の周囲部分がさらに膨らんでいく。また、膨張処理において走査されるウィンドウは、例えば 5×5 ウィンドウ、つまり、中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 8 個、さらにその周囲に隣接する 16 個の合計 25 個のボクセルで構成される方形状のボクセル集合でもよい。さらに 2×2 ウィンドウや 4×4 ウィンドウなどの中心ボクセルが存在しないウィンドウであっても、ウィンドウ内の特定ボクセルを処理対象ボクセルとし、処理対象ボクセルに対してボクセル値設定を実施してもよい。また、膨張処理の判断基準となるウィンドウ内におけるボクセル値 1 のボクセル個数も 1 個に限定されない。つまり、ウィンドウ内のボクセルのうちボクセル値 1 のボクセルが 2 個以上存在すれば、そのウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 1 に設定し、ウィンドウ内のボクセルのうち、ボクセル値 1 のボクセルが 2 個より少ない場合、そのウィンドウ内の中心ボクセルのボクセル値を 0 に設定するなどでもよい。

10

【 0 0 3 7 】

以上、図 3 を利用して二次元の画像データに対する膨張処理を説明したが、同様の原理を三次元の画像データに適用することも可能である。三次元の画像データに膨張処理を施す場合、例えば、 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウが利用される。 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウとは、中心ボクセル 1 個とその周囲に隣接する周囲ボクセル 26 個の合計 27 個のボクセルで構成される直方体形状のボクセル集合である。 $3 \times 3 \times 3$ ウィンドウを三次元の画像データ内で走査して、各走査位置で中心ボクセルのボクセル値設定を行うことで、三次元画像データに対する膨張処理が施される。

20

【 0 0 3 8 】

図 1 に戻り、膨張処理部 32 は、最大腔選定部 28 からセクタ (2) 30 を介して入力されるデータ内の注目孤立腔部分に対して、図 3 を利用して説明した膨張処理を施す。膨張処理が施された各データは三次元データメモリ (4) 34 へ出力される。三次元データメモリ (4) 34 へ記録された各データは、セクタ (2) 30 を介して、再び膨張処理部 32 に読み込まれる構成になっている。制御部 38 はセクタ (2) 30 を制御して、膨張処理が施された各データを再び膨張処理部 32 へ入力して、膨張処理を所定回数繰り返して実行させる。

30

【 0 0 3 9 】

膨張処理部 32 による膨張処理結果を図 2 (F) ~ (H) に示す。図 2 (F) は、図 2 (E) の画像データに対して最大腔部分 (注目孤立腔部分) の膨張処理を一度実行した結果を示している。また、図 2 (G) は図 2 (F) の画像データに対してさらに膨張処理を実行した結果を示し、図 2 (H) は図 2 (G) の画像データに対してさらに膨張処理を実行した結果を示している。図 2 の (F) から (H) の順に、徐々に注目孤立腔部分が膨張していることがわかる。

40

【 0 0 4 0 】

図 1 に戻り、左室抽出部 36 は、膨張処理が所定回数繰り返して実施された各データを三次元データメモリ (4) 34 から読み込む。また左室抽出部 36 は、二値化処理される前の各データを三次元データメモリ (1) 14 から読み込む。そして、左室抽出部 36 は、三次元データメモリ (1) 14 から読み込んだ各データの中から、膨張処理が施された注目孤立腔内部に相当する複数のデータを、左室データ集合として抽出する。

【 0 0 4 1 】

左室抽出部 36 によるデータ抽出処理を、図 2 (I) を利用して説明する。左室抽出部 36 は、二値化処理される前の各データの中から、図 2 (H) に示される膨張処理 3 回目の画像における注目孤立腔部分 50 h (左室に相当する部分) の内部に相当するデータ集合

50

50Iを抽出する。つまり、図2(H)に示される注目孤立腔部分50hの外形を左室の関心領域(ROI)として、関心領域内のデータのみを抽出する。その結果、図2(I)に示されるように、左房や大動脈部分が取り除かれて、左室に相当する部分(左室データ集合)が精度良く抽出される。

【0042】

図2を利用して説明した左室データ集合の抽出処理では、収縮処理を二回、膨張処理を三回行った。収縮処理の回数と膨張処理の回数が同じであれば、膨張後に得られる注目孤立腔部分は、収縮前の左室部分とほぼ同じ大きさになる。上述した左室データ集合の抽出処理では、膨張処理の結果得られた注目孤立腔部分を関心領域として利用するために、収縮前の左室部分よりやや大きめになるように、収縮処理よりも膨張処理を1回多く行っている。膨張処理の回数は、収縮処理の回数よりも2回あるいは3回多くするなどでもよい。

10

【0043】

左室データ集合の抽出処理は各時相毎に行われる。つまり、図2の(A)~(I)を利用して説明した左室データ集合の抽出処理は、各ボリューム毎に、あるいは、各フレーム毎に行われる。

【0044】

表示画像形成部40は、左室抽出部36において抽出された左室データ集合に基づいて、心臓左室の表示画像を形成する。表示画像の形成には、例えば、特開平10-33538号公報に詳述される画像形成手法(ボリュームレンダリング法)を利用する。また、表示画像形成部40は、三次元データメモリ(1)14から二値化処理前の各ボクセル値を利用して送受波空間内全体の画像を形成し、左室抽出部36において抽出された心臓左室部分にハイライト処理などを施した画像を形成してもよい。

20

【0045】

エラー判定部42は、左室抽出部36において左室が的確に抽出されているか否かを判定するものである。左室が的確に抽出されない原因としては、例えば、収縮処理の際に左房と分離しきれなかった場合や、超音波を送受波してボクセル値を取得した際に心筋組織内に反射エコーの弱い部分が存在して左室の外形が大きく崩れて取得されてしまった場合などが考えられる。また、超音波の送受波空間内に反射エコーの弱い領域が大きく、左室腔よりも大きな腔領域となって取得されてしまう場合も考えられる。そのため、エラー判定部42は、仮設定された関心領域を利用して左室が的確に抽出されているか否かを判断する。

30

【0046】

図4は、エラー判定部42において利用される仮の関心領域を説明するための図であり、左室部70および左房部72の超音波画像を示している。仮の関心領域76は左室部70を概ね取り囲むように設定される。仮の関心領域76の設定パラメータは二値化処理部16に入力され、二値化処理部16は仮の関心領域76内部のデータについてのみを二値化処理の対象とする。つまり、二値化処理以降の処理を仮の関心領域76の内部のデータに限定することで、心筋部に存在するエコーの弱い領域74を処理対象から除外することができる。

40

【0047】

また、エラー判定部42は、左室抽出部36において左室に相当する部分と判断された左室データ集合と、仮の関心領域76の外縁とが重なっている部分の面積に基づいて、収縮処理による左室と左房との分離が的確に行われているか否かを判定する。

【0048】

図5は、エラー判定部42において行われる分離の判定動作を説明するための図である。左室と左房の分離が的確に行われていない場合、左室抽出部36において左室に相当する部分と判断された左室データ集合80には、本来左房に相当する部分が含まれてしまう。一方、仮の関心領域76は概ね左室部分のみを取り囲むように設定されているため、左室データ集合80に左房部分が含まれていれば、左室データ集合80と仮の関心領域76の外縁との重なり部分82が存在する。そこで、エラー判定部42は、左室データ集合80

50

と仮の関心領域 7 6 の外縁とが重なっている部分 8 2 の面積が、例えば、仮の関心領域 7 6 の外縁面積の 1 0 パーセント以上の場合には、正しい分離が行えなかったものと判断する。エラー判定部 4 2 は、左室と左房との分離が的確に行われていないと判定した場合、表示部 4 6 に抽出エラー表示を行う。なお、左室データ集合 8 0 および仮の関心領域 7 6 が二次元画像に対応する場合、左室データ集合 8 0 と仮の関心領域 7 6 の外縁とが重なっている部分 8 2 の線分長を判断基準として、線分長が仮の関心領域 7 6 の周囲長の 1 0 パーセント以上の場合には、正しい分離が行えなかったものと判断してもよい。

【 0 0 4 9 】

体積演算部 4 4 は、左室抽出部 3 6 で抽出された左室データ集合のデータ数（ボクセル数）を計数して左室体積を演算する。左室抽出部 3 6 において左室に相当する部分のみが抽出されているため、左房や大動脈など、左室に連なって形成されている腔組織部分を排除して、ほぼ純粋な左室のみの体積を演算することができる。さらに、演算された体積に基づいて、心拍出量や駆出率、左室の体積重心演算などを行ってもよい。

10

【 0 0 5 0 】

また、左室抽出部 3 6 において各時相ごとに左室データ集合を抽出して、抽出した左室データ集合に基づいて左室内腔の表面形状の変位を計測することで、左室の収縮膨張運動を観察することも可能である。左室部分が正確に抽出されているため、左室の異常部、例えば心筋梗塞部位などの診断を精度よく行うことが可能になる。

【 0 0 5 1 】

本発明に係る超音波診断装置の診断対象は心臓左室に限定されるものではなく、心臓の他の内腔を対象としてもよい。また、腫瘍組織などの心臓以外の組織を対象としてもよい。

20

【 0 0 5 2 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置により、正確に注目組織を抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】 図 1 の超音波診断装置内の各部で実施される処理を説明するための図である。

【図 3】 収縮処理および膨張処理を説明するための図である。

【図 4】 仮の関心領域を説明するための図である。

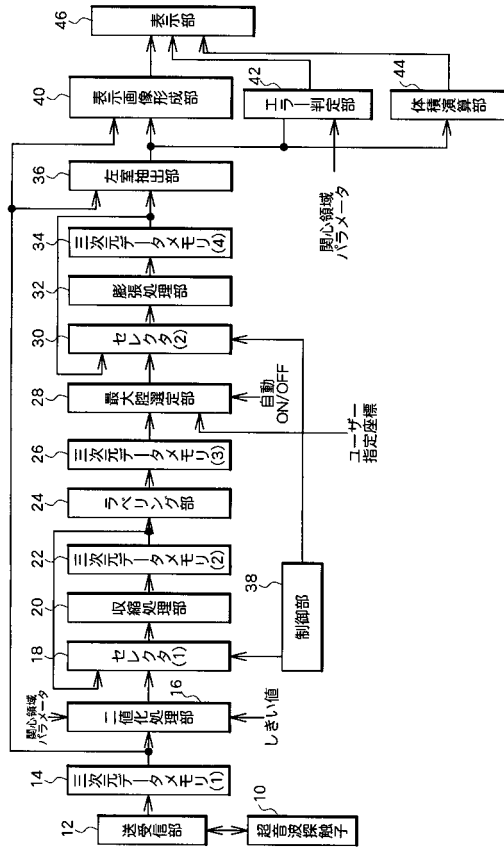
30

【図 5】 左室左房の分離判定動作を説明するための図である。

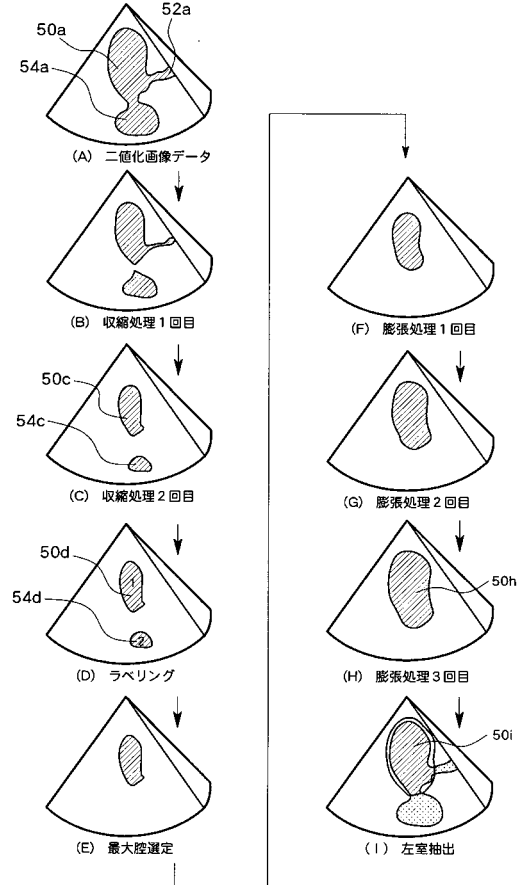
【符号の説明】

1 6 二値化処理部、 2 0 収縮処理部、 2 4 ラベリング部、 2 8 最大腔選定部、 3 2 膨張処理部、 3 6 左室抽出部。

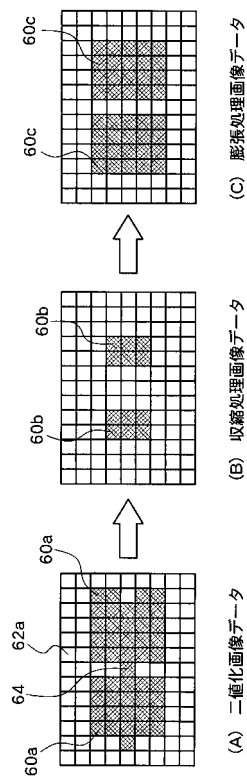
【図 1】



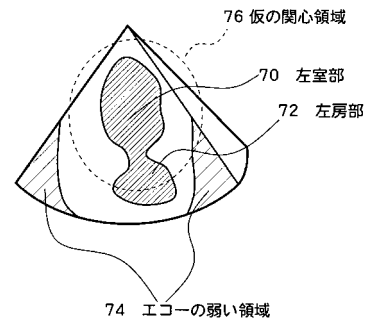
【図 2】



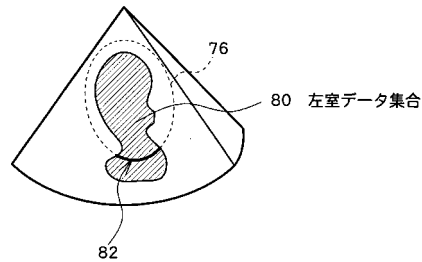
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-122123(JP,A)
特開平08-103442(JP,A)
特開平08-299334(JP,A)
特開平10-127630(JP,A)
特開2002-045358(JP,A)
特開2000-279416(JP,A)
特開2003-108980(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/14
G06T1/00-17/50
A61B6/00-6/14
A61B5/00-5/22

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4129199B2	公开(公告)日	2008-08-06
申请号	JP2003115347	申请日	2003-04-21
[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	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/30		
FI分类号	A61B8/00 G06T5/30.Z A61B8/14 G06T5/30		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JB40 4C601/JC08 4C601/JC12 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK28 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD14 5B057/CE12 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004313652A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够准确提取目标组织的超声波检查仪。解决方案：缩小处理部分20执行图像数据的二进制处理以减少空腔部分，并生成缩小的数据集，其中空腔部分被分成多个段。标记部分24执行缩小的数据集的标记处理，以提取与分离的多个片段中的每个片段对应的多个孤立的空腔。最大空腔选择部分28从所提取的多个隔离空腔中选择对应于目标流明的目标隔离空腔。然后，扩展处理部分32执行缩小的数据集的处理，以扩展所选择的目标隔离腔，从而生成与目标流明（目标组织）的实际轮廓相对应的感兴趣区域。Ž

【 图 1 】

