

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5348829号
(P5348829)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-159871 (P2006-159871) (22) 出願日 平成18年6月8日(2006.6.8) (65) 公開番号 特開2007-325786 (P2007-325786A) (43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20) 審査請求日 平成21年6月8日(2009.6.8)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 (73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地 (74) 代理人 110001380 特許業務法人東京国際特許事務所 (72) 発明者 浜田 賢治 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社 本社内 審査官 右▲高▼ 孝幸</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波診断装置において、

1断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定部と、

前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算部と、

前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む1断層の2次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成部と、を設けることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波診断装置において、

前記複数断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定部と、

前記複数断層の 2 次元画像データの各 2 次元画像データで、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第 1 フォーカス点を演算するフォーカス点演算部と、

前記各 2 次元画像データで、前記第 1 フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第 2 フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の 2 次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データとを並べて表示させる画像生成部と、を設けることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記境界線特定部は、前記 4 次元画像を構成する複数時相の 3 次元画像の 1 時相の 3 次元画像を構成する複数断層の 2 次元画像データ間では、前記 1 断層の 2 次元画像データと他の断層の 2 次元画像データとで同一の深さ位置に前記境界線を特定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記境界線特定部によって前記境界線を特定するために前記超音波の 1 回の送受信で境界線特定用の 2 次元画像を表示する表示部と、前記境界線特定用の 2 次元画像上に前記境界線を入力する入力部と、をさらに設けることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記境界線特定部によって前記境界線を特定するために送信ビームの形成範囲を含む複数のボックスから構成されるボリュームインジケータ画像を表示する表示部と、前記ボリュームインジケータ上でボックス毎の深さ位置を前記境界線として入力する入力部と、をさらに設けることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記境界線特定部は、前記 2 次元画像データを基にエッジ検出による輪郭抽出を行なうことによって前記境界線を特定することを特徴とする 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

対象部位に関する複数断層の 2 次元画像データを基に 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを 3 次元画像又は 4 次元画像として表示する超音波画像表示方法において

、
1 断層の 2 次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定ステップと、

前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第 1 フォーカス点を演算するフォーカス点演算ステップと、

前記第 1 フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第 2 フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の 2 次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む 1 断層の 2 次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データとを並べて表示させる画像生成ステップと、を有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 8】

対象部位に関する複数断層の 2 次元画像データを基に 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを 3 次元画像又は 4 次元画像として表示する超音波画像表示方法において

、
前記複数断層の 2 次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定ステップと、

前記複数断層の 2 次元画像データの各 2 次元画像データで、前記境界線に基づいて、複

10

20

30

40

50

数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算ステップと、

前記各2次元画像データで、前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成ステップと、を有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項9】

対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示するコンピュータに、

1断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定機能と、

前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算機能と、

前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む1断層の2次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【請求項10】

対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示するコンピュータに、

前記複数断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定機能と、

前記複数断層の2次元画像データの各2次元画像データで、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算機能と、

前記各2次元画像データで、前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象部位に関する複数の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する技術に係り、特に、変化させたフォーカス点（焦点）を基に生成された3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用して、対象部位に関する超音波画像を生成し、その超音波画像を表示する超音波診断装置が知られている。

【0003】

10

20

30

40

50

超音波診断装置では、超音波プローブに具備する超音波振動子からフォーカス点まで伝搬する時間の差に応じて電氣的に遅延をかけている。つまり、送信における開口端の超音波振動子は、焦点までの距離が遠いため、開口端の超音波振動子には早く電気パルスを加する一方、開口中央の超音波振動子には開口端と比較して遅く印加する。また受信における焦点からの超音波信号は、開口中央の超音波振動子では早く検出される一方、開口端の超音波振動子では遅く検出される。開口中の位置による超音波信号の検出を時間的に揃えるため、開口中央の超音波振動子に対して遅延をかけて加算する。これにより、受信のビームを形成する。

【0004】

一般に、送信ビームフォーミングにおいてフォーカス点を形成する場合、そのフォーカス点付近ではビーム幅を細くすることができるが、フォーカス点に遠い深さ位置ではビーム幅が広がってしまう。また、フォーカス点を n (n : 正の整数) 個形成しようとするとな回の超音波の送信が必要となり、フレームレートが $1/n$ となってしまう。

【0005】

一方、受信ビームフォーミングでは、各超音波振動子からの受信信号にかける遅延時間を送信時刻からの時間に依りて変化させることで受信のフォーカス点をダイナミックに移動させることができる(ダイナミックフォーカス)。このため、受信ビームフォーミングでは、フレームレートを低下させることなく、複数の深さ位置に依りて複数のフォーカス点を電子的に形成することができる。最近では、受信信号をデジタル信号に変換して遅延をかけるデジタル超音波診断装置が実用化されており、このデジタル超音波診断装置を用いると、デジタル信号処理の特徴を活かして1mm以下の間隔でフォーカス点を深さ方向に高精度に制御でき、より高分解能な超音波画像が取得できる。

【0006】

よって、比較的幅の広い超音波ビームを送信し、その送信ビームがカバーする範囲に、複数のフォーカス点を形成する受信ビームを受信するように各ビームフォーミングを行なうことによって、取得する超音波画像のリアルタイム性を満足している。

【0007】

また、超音波診断装置で表示される超音波画像は主として撮影対象の2次元(2D: 2 Dimension)の断層像であるが、3次元(3D: 3 Dimension)画像を擬似的に2Dモニタに表示させる3D表示も知られている。一般に、CRT(Cathode Ray Tube)及び液晶表示パネル等の表示装置は2D表示しかできないので、その表示装置を用いて3D的に見えるように表示するためには、3D画像を2D画像として表示させるためのアルゴリズム(レンダリング)が必要である。レンダリングの代表的なものにサーフェイスレンダリングがある。また、3D画像を動画として表示する4次元(4D: 4 Dimension)表示も知られている(例えば、特許文献1参照)。

【0008】

さらに、撮影対象に動きが存在する場合に、表示領域を確保し、かつ、表示される3D画像の画質を向上させることを目的とした超音波診断装置が提案されている(例えば、特許文献2参照)。

【特許文献1】特開平10-85216号公報

【特許文献2】特開2005-427号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、従来の超音波診断装置によると、ダイナミックフォーカスによって比較的高分解能な3D画像や4D画像を略リアルタイムで生成・表示できるが、送信ビームフォーミングによって形成されるフォーカス点によっては、3D画像や4D画像の分解能が低下する。特に、胎児の表面を観察する場合等、対象部位の細部の識別が困難な場合があり、診断に支障を来たしていた。

10

20

30

40

50

【0010】

一方、分解能を重視して、送信ビームフォーミングによって複数のフォーカス点を生成すると、フレームレートが低下することでリアルタイム性が損なわれる。

【0011】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、表示される3D画像及び4D画像の画質を向上させることができる超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために請求項1に記載したように、対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波診断装置において、1断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定部と、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算部と、前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む1断層の2次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成部と、を設ける。

10

20

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために請求項2に記載したように、対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波診断装置において、前記複数断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定部と、前記複数断層の2次元画像データの各2次元画像データで、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算部と、前記各2次元画像データで、前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成部と、を設ける。

30

【0014】

本発明に係る超音波画像表示方法は、上述した課題を解決するために請求項7に記載したように、対象部位に関する複数断層の2次元画像データを基に3次元画像データを生成し、その3次元画像データを3次元画像又は4次元画像として表示する超音波画像表示方法において、1断層の2次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定ステップと、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第1フォーカス点を演算するフォーカス点演算ステップと、前記第1フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第2フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の2次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む1断層の2次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の2次元画像データによって構成される3次元画像データとを並べて表示させる画像生成ステップと、を有する。

40

【0015】

50

また、本発明に係る超音波画像表示方法は、上述した課題を解決するために請求項 8 に記載したように、対象部位に関する複数断層の 2 次元画像データを基に 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを 3 次元画像又は 4 次元画像として表示する超音波画像表示方法において、前記複数断層の 2 次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定ステップと、前記複数断層の 2 次元画像データの各 2 次元画像データで、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第 1 フォーカス点を演算するフォーカス点演算ステップと、前記各 2 次元画像データで、前記第 1 フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第 2 フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の 2 次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データとを並べて表示させる画像生成ステップと、を有する。

10

【 0 0 1 6 】

本発明に係る超音波画像表示プログラムは、上述した課題を解決するために請求項 9 に記載したように、対象部位に関する複数断層の 2 次元画像データを基に 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを 3 次元画像又は 4 次元画像として表示するコンピュータに、1 断層の 2 次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線を特定する境界線特定機能と、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第 1 フォーカス点を演算するフォーカス点演算機能と、前記第 1 フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第 2 フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の 2 次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線を含む 1 断層の 2 次元画像データ、及び、前記境界線に基づいて境界線が特定された他の断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データとを並べて表示させる画像生成機能と、を実現させる。

20

【 0 0 1 7 】

また、本発明に係る超音波画像表示プログラムは、上述した課題を解決するために請求項 10 に記載したように、対象部位に関する複数断層の 2 次元画像データを基に 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを 3 次元画像又は 4 次元画像として表示するコンピュータに、前記複数断層の 2 次元画像データに基づいて、前記対象部位の境界線をそれぞれ特定する境界線特定機能と、前記複数断層の 2 次元画像データの各 2 次元画像データで、前記境界線に基づいて、複数の走査線の各走査線の第 1 フォーカス点を演算するフォーカス点演算機能と、前記各 2 次元画像データで、前記第 1 フォーカス点に基づいて前記各走査線の送信ビームを送信すると共に、複数の第 2 フォーカス点に基づいてダイナミックフォーカスにて前記各走査線の受信ビームを受信して、前記複数断層の 2 次元画像データを生成し、前記境界線特定用であって前記境界線をそれぞれ含む複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データと、前記ダイナミックフォーカスに基づく前記複数断層の 2 次元画像データによって構成される 3 次元画像データとを並べて表示させる画像生成機能と、を実現させる。

30

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明に係る超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラムによると、表示される 3 D 画像及び 4 D 画像の画質を向上させることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

本発明に係る超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラムの実施の形態について、添付図面を参照して説明する。なお、以下では人間の胎児表面を撮影の対象部位とする場合を一例に挙げて述べるが、その場合に限定されるものではない。

【 0 0 2 0 】

50

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【 0 0 2 1 】

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置 1 0 を示し、この超音波診断装置 1 0 は、大きくは、超音波プローブ 1 1 及び超音波診断装置本体 1 2 から構成される。超音波プローブ 1 1 と超音波診断装置本体 1 2 とはプローブケーブルを介して互いに接続される。

【 0 0 2 2 】

超音波プローブ 1 1 は、複数個の超音波振動子を先端部分に配置し、被検体に対してその先端部分を接触させ超音波の送受信を行なう。また、超音波振動子は電気音響変換超音波振動子であり、超音波送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また超音波受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有する。ここで、超音波振動子が 2 D 配列された超音波プローブである場合、走査が電子的に行なわれることになる。一方、超音波振動子が 1 D 配列された超音波プローブである場合、走査が機械的に行なわれることになる。

10

【 0 0 2 3 】

超音波診断装置本体 1 2 には、入力部 2 0、境界線特定部 2 1、フォーカス点演算部 2 2、送信条件決定部 2 3、超音波送信部 2 4、超音波受信部 2 5、画像処理部 2 6、表示処理部 2 7、境界線表示処理部 2 8、表示部 2 9、2 D イメージメモリ 3 0、3 D 画像処理部 3 1 及び 3 D イメージメモリ 3 2 が設けられる。

【 0 0 2 4 】

境界線特定部 2 1 は、境界線特定用に超音波の 1 回の送受信を行なって生成した 2 D 画像（図 3 によって説明する。）や、ボリュームインジケータ画像（図 4 によって説明する。）を基に、入力部 2 0 を用いて入力された入力信号によって境界線を特定する。又は、境界線特定部 2 1 は、境界線特定用に超音波の 1 回の送受信を行なって生成した 2 D 画像データに対して、公知のエッジ検出による輪郭抽出等を行なうことによって境界線を特定する。

20

【 0 0 2 5 】

また、境界線特定部 2 1 は、入力部 2 0 から入力された境界線、又は、輪郭抽出による境界線に対して音場による補正を行ない、補正後の境界線をフォーカス点演算部 2 2 に出力してもよい。

【 0 0 2 6 】

フォーカス点演算部 2 2 は、境界線特定部 2 1 によって特定された境界線から走査線毎のフォーカス点を演算する。

30

【 0 0 2 7 】

送信条件決定部 2 3 は、フォーカス点演算部 2 2 によって演算されたフォーカス点を中心とする比較的幅の広い超音波ビームを形成するように、走査線毎に開口等の送信条件を決定する。

【 0 0 2 8 】

超音波送信部 2 4 は、送信条件決定部 2 3 によって決定された送信条件に従って、超音波プローブ 1 1 の駆動のための駆動信号を発生し、その駆動信号を、プローブケーブルを介して超音波プローブ 1 1 に送信する。

40

【 0 0 2 9 】

超音波受信部 2 5 は、撮影対象から反射し超音波プローブ 1 1 によって受信される超音波のエコーに基づくエコー信号を受信する。超音波受信部 2 5 は受信ビームフォーミングによって、各超音波振動子からの受信信号にかかる遅延時間を送信時刻からの時間に応じて変化させることで受信のフォーカス点をダイナミックに移動させることができる（ダイナミックフォーカス）。このため、受信ビームフォーミングでは、フレームレートを低下させることなく、複数の深さ位置に応じて複数のフォーカス点を電子的に形成することができる。なお、受信信号をデジタル信号に変換して遅延をかけてもよい。

【 0 0 3 0 】

また、超音波受信部 2 5 は、受信ビームフォーマを複数系配列し、送信ビームがカバー

50

する範囲内に異なる複数の受信ビーム（走査線）を形成する。よって、超音波受信部 2 5 では、複数の走査線の超音波画像を同時に取得することができる。

【0031】

画像処理部 2 6 は、Bモード処理部 2 6 a 及び Cモード処理部 2 6 b のうち少なくとも 1 つから構成される。また、画像処理部 2 6 は、横軸を時間、縦軸を速度とした血流速度波形の画像信号を生成する Dモード処理部を備える場合もある。

【0032】

Bモード処理部 2 6 a は、被検体内の断面を超音波ビームで走査し、反射超音波の強度に対応して輝度を変え断層像を構成する走査線データを生成する。

【0033】

Cモード処理部 2 6 b は、超音波ビーム進行方向に直交する平面、すなわち、探触子からの距離が等距離にある断面を構成する走査線データを生成する。

【0034】

表示処理部 2 7 は、画像処理部 2 6 から出力された走査線データをデジタル信号に変換し、フレームメモリ（図示しない）内の走査線の位置に相当する場所に蓄える。そして、1 フレーム分の全ての走査線について超音波の送受信を行なうことで、表示処理部 2 7 は、2 D 画像データ（Bモード像データ又は Cモード像データ）を生成して、その 2 D 画像データを表示に適した形式に変換する。

【0035】

境界線表示処理部 2 8 は、境界線特定部 2 1 によって特定された境界線の 2 D 画像データを表示に適した形式に変換する。

【0036】

表示部 2 9 は、CRT や液晶表示パネル等の各種モニタである。表示部 2 9 は、表示処理部 2 7 から出力された 2 D 画像データを基に、2 D 画像としての Bモード像又は Cモード像を表示する。又は、表示部 2 9 は、表示処理部 2 7 から出力された 2 D 画像データと、境界線表示処理部 2 8 から出力された 2 D 画像データとを基に、2 D 画像としての Bモード像又は Cモード像に境界線が重畳された 2 D 画像を表示する。

【0037】

2 D イメージメモリ 3 0 は、表示処理部 2 7 から出力された 2 D 画像データを記憶する。2 D イメージメモリ 3 0 には、ボクセルデータとしての複数の 2 D 画像データが記憶される。

【0038】

3 D 画像処理部 3 1 は、複数の 2 D 画像データを基に 3 D 画像データを生成する。一般に、CRT 及び液晶表示パネル等の表示部 2 9 は 2 D 表示しかできないので、その表示部 2 9 を用いて 3 D 的に見えるように表示するためには、3 D 画像を 2 D 画像として表示させるためのアルゴリズム（レンダリング）が必要である。レンダリングの代表的なものにサーフェイスレンダリングがある。

【0039】

3 D イメージメモリ 3 2 は、3 D 画像処理部 3 1 から出力された 3 D 画像データを記憶する。

【0040】

表示部 2 9 は、3 D イメージメモリ 3 2 から読み出した 3 D 画像データを基に、3 D 画像を表示する。一般に、CRT 及び液晶表示パネル等の表示部 2 9 は 2 D 表示しかできないので、その表示部 2 9 を用いて 3 D 的に見えるように表示するためには、3 D 画像を 2 D 画像として表示させるためのアルゴリズム（レンダリング）が必要である。レンダリングの代表的なものにサーフェイスレンダリングがある。また、時系列的に複数の 3 D 画像（4 D 画像）を動画として表示する 4 D 表示や、4 D 画像を並列表示する 4 D 表示を行なってもよい。

【0041】

続いて、本発明に係る超音波画像表示方法について、図 2 に示されたフローチャートを

10

20

30

40

50

用いて説明する。なお、後述するステップS1乃至S10は、超音波診断装置本体12にハードウェアとして内蔵されるCPU(Central Processing Unit)が、超音波画像表示プログラムを実行することによって機能するものである。

【0042】

まず、1枚の3D画像を構成する第1のフレームにおいて、対象部位、例えば胎児の顔表面に相当する境界線を特定する(ステップS1)。ステップS1では、境界線特定用に超音波の1回の送受信を行なって生成した2D画像や、ボリュームインジケータ画像を表示して、操作者による入力信号によって境界線を特定する。又は、ステップS1では、境界線特定用に超音波の1回の送受信を行なって生成した2D画像データに対して、公知のエッジ検出による輪郭抽出等を行なうことによって境界線を特定する。

10

【0043】

図3は、対象部位の境界線を特定する際、表示される2D画像の一例を示す図である。

【0044】

図3のように表示部29に表示された2D画像、例えばBモード像上で、操作者は、詳細な画像を見たいと考える線をプロットすることで、手動で境界線が入力される。

【0045】

図4は、対象部位の境界線を特定する際、表示されるボリュームインジケータ画像の一例を示す図である。

【0046】

図4のように表示部29に表示されたボリュームインジケータ画像は、送信ビームの形成範囲を含む複数のボックス、例えば、 $2 \times 2 \times 2$ の8ボックスに分割している。操作者は、ボリュームインジケータ画像上で、詳細な画像を見たいと考えるボックス毎の深さ位置をマーカを用いて指定することで、手動でフォーカス点が入力される。

20

【0047】

また、入力部20から入力された境界線、又は、輪郭抽出による境界線に対して、音場による補正を行なってもよい。

【0048】

ステップS1によって特定された境界線から走査線毎のフォーカス点を演算する(ステップS2)。ここで、1フレームを構成する走査線毎にフォーカス点が演算されることになる。

30

【0049】

ステップS2によって演算されたフォーカス点を中心とする比較的幅の広い超音波ビームを形成するように、走査線毎に開口等の送信条件を決定する(ステップS3)。ステップS3によって決定された送信条件に従って、超音波プローブ11の駆動のための駆動信号が発生され、その駆動信号を超音波プローブ11に送信する。

【0050】

次いで、撮影対象から反射し超音波プローブ11によって受信される超音波のエコーに基づくエコー信号を受信する。また、受信ビームフォーミングによって、各超音波振動子からの受信信号にかける遅延時間を送信時刻からの時間に応じて変化させることで受信のフォーカス点をダイナミックに移動させる(ステップS4)。このため、受信ビームフォーミングでは、フレームレートを低下させることなく、複数の深さ位置に応じて複数のフォーカス点を電子的に形成することができる。なお、受信信号をデジタル信号に変換して遅延をかけてもよい。

40

【0051】

被検体内の断面を超音波ビームで走査して、反射超音波の強度に対応して輝度を変えた断層像を構成する走査線データを生成する。又は、超音波ビーム進行方向に直交する平面、すなわち、探触子からの距離が等距離にある断面を構成する走査線データを生成する。

【0052】

次いで、走査線データをデジタル信号に変換し、フレームメモリ内の走査線の位置に相当する場所に蓄える。そして、1フレーム分の全ての走査線について超音波の送受信を行

50

なうことで、2D画像データ(Bモード像データ又はCモード像データ)を生成し(ステップS5)、その2D画像データを表示に適した形式に変換する。また、1フレーム分の2D画像データを、2Dイメージメモリ30に記憶する。

【0053】

次いで、2Dイメージメモリ30に、1枚の3D画像分の全ての2D画像データが記憶されているか否かを判断する(ステップS6)。ステップS6の判断によってYes、すなわち、2Dイメージメモリ30に、1枚の3D画像分の全ての2D画像データが記憶されていると判断された場合、1枚の3D画像を構成する複数の2D画像データを基に、間接法又は直接法を用いて、3D画像データを生成し(ステップS7)、3Dイメージメモリ32に記憶させる。一般に、CRT及び液晶表示パネル等の表示部29は2D表示しか

10

【0054】

できないので、その表示部29を用いて3D的に見えるように表示するためには、3D画像を2D画像として表示させるためのアルゴリズム(レンダリング)が必要である。レンダリングの代表的なものにサーフェスレンダリングがある。

【0055】

次いで、3Dイメージメモリ32から読み出された3D画像データを基に、3D画像を表示部29に表示する(ステップS8)。

一方、ステップS6の判断によってNo、すなわち、2Dイメージメモリ30に、1枚の3D画像分の全ての2D画像データが記憶されていないと判断された場合、1枚の3D画像を構成する次のフレームの2D画像データを生成するための境界線を特定する(ステップS9)。ステップS9では、ステップS1と同様に、本フレームにおける境界線特定用に超音波の1回の送受信を行なって生成した2D画像データを用いて公知のエッジ検出による輪郭抽出等によって境界線の特定を行なう。又は、ステップS9では、隣接するフレームの2D画像データを生成した際に用いた境界線に相当する深さと同一の深さを本フレームの境界線とする。ここで、1枚の3D画像を構成するフレーム毎にフォーカス点が演算されることになる。

20

【0056】

再びステップS2では、ステップS9によって特定された境界線から走査線毎のフォーカス点を演算する。

【0057】

図5は、ステップS8によって表示される3D画像の表示画面の一例を示す図である。

30

【0058】

図5は、ステップS1による境界線入力用の2D画像(左画面)と、3D画像(右画面右)とのデュアル画面を示している。このように、ステップS8によって表示される3D画像の表示画面をデュアル画面とすることで、表示部29を見る操作者に、走査線毎に又はフレーム毎にフォーカス点を特定して3D画像を生成している旨を伝えることができる。また、表示部29に表示された3D画像の画質が向上された。

【0059】

また、ステップS8に次いで、3D画像データの生成を終了するか否かを判断する(ステップS10)。ステップS10の判断によってYes、すなわち、3D画像データの生成を終了すると判断された場合、3D画像データの生成を終了する。一方、ステップS10の判断によってNo、すなわち、3D画像データの生成を終了しないと判断された場合、ステップS1に戻って、次のタイミングにおける3D画像を構成する第1のフレームの境界線の特定を行なう。

40

【0060】

ステップS10からステップS1に戻る処理を繰り返すことによって、ステップS7では、時間的に複数の3D画像データ(4D画像データ)を生成することができる。その場合、ステップS8では、4D画像を動画として表示したり、4D画像を並列表示したりする。

【0061】

50

本発明に係る超音波診断装置 10、超音波画像表示方法及び超音波画像表示プログラムによると、走査線毎にフォーカス点を特定したり、フレーム毎にフォーカス点を特定したりすることで、表示される 3D 画像及び 4D 画像の画質を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図。

【図 2】本発明に係る超音波画像表示方法を示すフローチャート。

【図 3】対象部位の境界線を特定する際、表示される 2D 画像の一例を示す図。

【図 4】対象部位の境界線を特定する際、表示されるポリウムインジケータ画像の一例を示す図。

10

【図 5】3D 画像の表示画面の一例を示す図。

【符号の説明】

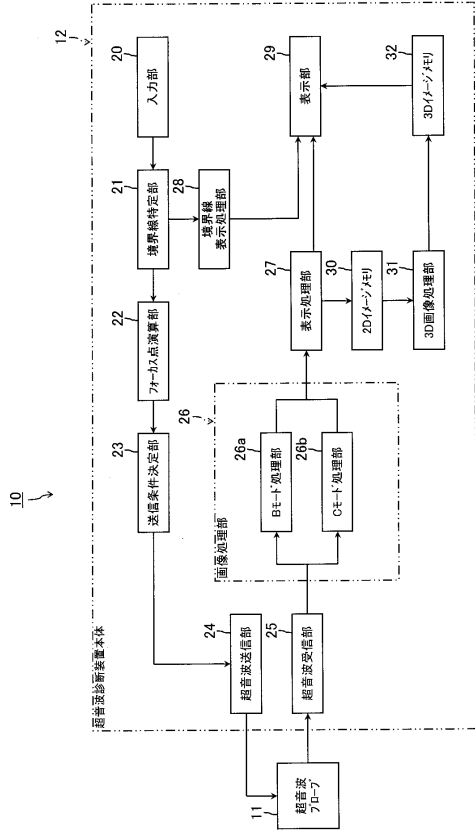
【0063】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 超音波診断装置本体
- 20 入力部
- 21 境界線特定部
- 22 フォーカス点演算部
- 23 送信条件決定部
- 24 超音波送信部
- 25 超音波受信部
- 26 画像処理部
- 26a Bモード処理部
- 26b Cモード処理部
- 27 表示処理部
- 28 境界線表示処理部
- 29 表示部
- 30 2Dイメージメモリ
- 31 3D画像処理部
- 32 3Dイメージメモリ

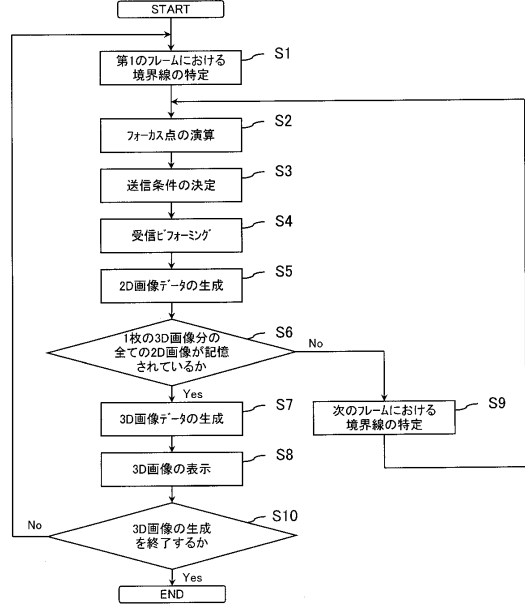
20

30

【図1】



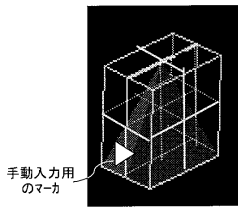
【図2】



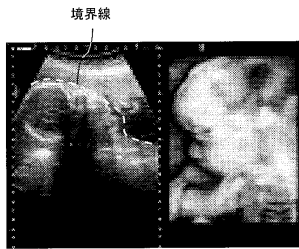
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平1-166745 (J P , A)
特開平4-28354 (J P , A)
特開平10-85215 (J P , A)
特開平11-113899 (J P , A)
特開平11-221220 (J P , A)
特表2005-511235 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

