

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6346987号
(P6346987)

(45) 発行日 平成30年6月20日 (2018. 6. 20)

(24) 登録日 平成30年6月1日 (2018. 6. 1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-504924 (P2017-504924)
 (86) (22) 出願日 平成28年2月8日 (2016. 2. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/053630
 (87) 国際公開番号 WO2016/143441
 (87) 国際公開日 平成28年9月15日 (2016. 9. 15)
 審査請求日 平成29年4月17日 (2017. 4. 17)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-47324 (P2015-47324)
 (32) 優先日 平成27年3月10日 (2015. 3. 10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001830
 東京 U I T 国際特許業務法人
 (72) 発明者 山本 拓明
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

審査官 ▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響波画像生成装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブ、
 上記音響波振動子を駆動して上記音響波振動子から被検体に音響波を送信させる送信駆動手段、

上記被検体からの音響波エコーにもとづいて、上記複数の音響波振動子の総数よりも少ない第1の複数個の上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて上記被検体の第1の音響波画像を生成する第1の音響波画像生成手段、

上記第1の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出する評価値算出手段、

上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、上記第1の複数個の上記音響波振動子よりも多い第2の複数個の上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて上記被検体の第2の音響波画像を生成する第2の音響波画像生成手段、および

上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値以上であった場合には、上記第1の音響波画像を表示画面に表示させ、上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、上記第2の音響波画像を表示画面に表示させる第1の表示制御手段、

を備えた音響波画像生成装置。

【請求項 2】

10

20

上記第 1 の音響波画像から針の画像を抽出する針画像抽出手段をさらに備え、
上記評価値算出手段は、
上記針画像抽出手段により抽出された針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出する、
請求項 1 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 3】

上記針画像抽出手段により針の画像が抽出されなかった場合に、
上記送信駆動手段による駆動にもとづく音響波の送信、上記第 1 の音響波画像生成手段による上記第 1 の音響波画像の生成および上記針画像抽出手段による針の画像の抽出を繰り返す第 1 の制御手段、
をさらに備えた請求項 2 に記載の音響波画像生成装置。

10

【請求項 4】

更に、上記第 1 の制御手段は、
上記繰り返しの回数が第 1 の回数となった場合、または停止指令が与えられた場合に、上記送信駆動手段による駆動にもとづく音響波の送信、上記第 1 の音響波画像生成手段による音響波画像の生成および上記針画像抽出手段による針の画像の抽出を停止させる、
請求項 3 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 5】

上記第 1 の音響波画像を上記表示画面に表示させる第 2 の表示制御手段をさらに備え、
上記第 2 の表示制御手段による第 1 の音響波画像が表示され、かつ、上記評価値算出手段による上記評価値の算出を開始する評価値算出指令が入力された場合に、上記評価値算出手段は、上記第 1 の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れの具合の評価値を算出し、

20

上記第 1 の表示制御手段は、

上記評価値がしきい値以上であった場合には、上記第 1 の音響波画像を表示画面に表示させ、上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、上記第 2 の音響波画像を表示画面に表示させる、

請求項 1 または 2 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 6】

上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、該評価値が該しきい値以上となるまで、上記第 2 の複数個の上記音響波振動子の数を所定の数増やす処理と、上記所定の数だけ増やした第 2 の複数個の上記音響波振動子から出力された音響波エコー信号を用いて上記被検体の第 2 の音響波画像を生成する処理と、該生成された第 2 の音響波画像を用いて上記針の途切れ具合の評価値を算出する処理と、を繰り返す第 2 の制御手段、

30

をさらに備えた請求項 1 から 5 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 7】

上記第 2 の制御手段は、

繰り返し回数が第 2 の回数となった場合に、上記評価値算出手段における処理および上記第 2 の音響波画像生成制御手段における処理を停止させる、

40

請求項 6 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 8】

上記第 1 の複数個の上記音響波振動子および上記第 2 の複数個の上記音響波振動子は、重複しており、かつ上記第 1 の複数個の上記音響波振動子の中心に存在する上記音響波振動子と、上記第 2 の複数個の上記音響波振動子の中心に存在する上記音響波振動子とが同一である、

請求項 1 から 7 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 9】

上記第 1 の複数個および上記第 2 の複数個は、いずれも奇数個である、

請求項 8 に記載の音響波画像生成装置。

50

【請求項 10】

送信駆動手段が、複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブの上記音響波振動子を駆動して上記音響波振動子から被検体に音響波を送信させ、

第1の音響波画像生成手段が、上記被検体からの音響波エコーにもとづいて、上記複数の音響波振動子の総数よりも少ない第1の複数個の上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて上記被検体の第1の音響波画像を生成し、

評価値算出手段が、上記第1の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出し、

第2の音響波画像生成手段が、上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、上記第1の複数個の上記音響波振動子よりも多い第2の複数個の上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて上記被検体の第2の音響波画像を生成し、

表示制御手段が、上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値以上であった場合には、上記第1の音響波画像を表示画面に表示させ、上記評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、上記第2の音響波画像を表示画面に表示させる、

音響波画像生成装置の制御方法。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

この発明は、音響波画像生成装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

体表用超音波装置による超音波ガイド下の麻酔や超音波内視鏡における穿刺吸引細胞診では、穿刺針を超音波画像に映しながら手技を行っている。このとき、超音波画像に針が鮮明に映し出されていることが手技を成功させるために重要であるが、針が見えにくい場合がある。このために、プローブの厚み方向に針がずれて針が見えなくなった場合に、厚み方向にプローブの開口を広げることで針が見えるようにするものがある（特許文献1）。また、超音波が針で正反射して受信できずに針の画像が途切れてしまう場合に、正反射したのも受信できるように受信開口を専用で別途設定することで針の正反射成分を受信するものもある（特許文献2）。

30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】特開2008-237788号公報

【特許文献2】特開2012-192162号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

40

しかしながら、受信開口を単に広げたのでは、本来必要である針の画像を得るための超音波エコー信号が多くなるだけでなく、ノイズも多くなってしまう。特に、コンベックス・タイプのプローブでは、受信開口を単に広げるのではプローブを構成する超音波振動子に対して斜め方向から入るノイズの影響を受けやすくなってしまう。受信開口を狭めすぎると、ノイズの影響を減るが、本来必要である針の画像を得るための超音波エコー信号が減ってしまうため、針の画像が途切れてしまい見づらくなる。特許文献1および2に記載のものでは、受信開口を単に広げたただけなので、ノイズの影響を受けやすくなってしま

【0005】

この発明は、ノイズの影響を受けずに、かつ見やすい針の画像を得ることを目的とする

50

。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明による音響波画像生成装置は、複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブ、音響波振動子を駆動して音響波振動子から被検体に音響波を送信させる送信駆動手段、被検体からの音響波エコーにもとづいて、複数の音響波振動子の総数よりも少ない第1の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて被検体の第1の音響波画像を生成する第1の音響波画像生成手段、第1の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出する評価値算出手段、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、第1の複数の音響波振動子よりも多い第2の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて被検体の第2の音響波画像を生成する第2の音響波画像生成手段、および評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値以上であった場合には、第1の音響波画像を表示画面に表示させ、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、第2の音響波画像を表示画面に表示させる第1の表示制御手段を備えていることを特徴とする。

10

【0007】

この発明は、音響波画像生成装置の制御方法も提供している。すなわち、この方法は、送信駆動手段が、複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブの音響波振動子を駆動して音響波振動子から被写体に音響波を送信させ、第1の音響波画像生成手段が、被検体からの音響波エコーにもとづいて、複数の音響波振動子の総数よりも少ない第1の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて被検体の第1の音響波画像を生成し、評価値算出手段が、第1の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出し、第2の音響波画像生成手段が、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、第1の複数の音響波振動子よりも多い第2の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて被検体の第2の音響波画像を生成し、表示制御手段が、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値以上であった場合には、第1の音響波画像を表示画面に表示させ、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、第2の音響波画像を表示画面に表示させるものである。

20

30

【0008】

第1の音響波画像から針の画像を抽出する針画像抽出手段をさらに備えてもよい。この場合、評価値算出手段は、たとえば、針画像抽出手段により抽出された針の画像について、針の途切れ具合の評価値を算出するものとなろう。

【0009】

針画像抽出手段により針の画像が抽出されなかった場合に、送信駆動手段による駆動にもとづく音響波の送信、第1の音響波画像生成手段による第1の音響波画像の生成および針画像抽出手段による針の画像の抽出を、送信駆動手段、第1の音響波画像生成手段および針画像抽出手段に繰り返す第1の制御手段をさらに備えてもよい。

【0010】

更に、第1の制御手段は、たとえば、繰り返し回数が第1の回数となった場合、または停止指令が与えられた場合(たとえば、ユーザからの一時停止指令、検査終了指令などが与えられた場合)に、送信駆動手段による駆動にもとづく音響波の送信、第1の音響波画像生成手段による音響波画像の生成および針画像抽出手段による針の画像の抽出を停止させる。

40

【0011】

第1の音響波画像を表示画面に表示させる第2の表示制御手段をさらに備えてもよい。この場合、たとえば、第2の表示制御手段による第1の音響波画像が表示され、かつ評価値算出手段による評価値の算出を開始する評価値算出指令が入力された場合に、評価値算出手段は、第1の音響波画像に含まれている針の画像について、針の途切れの具合の評価

50

値を算出するものとなろう。また、第1の表示制御手段は、たとえば、評価値がしきい値以上であった場合には、第1の音響波画像を表示画面に表示させ、評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合には、第2の音響波画像を表示画面に表示させる。

【0012】

評価値算出手段によって算出された評価値がしきい値未満であった場合に、評価値がしきい値以上となるまで、第2の複数の音響波振動子の数を所定の数増やす処理と、所定の数だけ増やした第2の複数の音響波振動子から出力された音響波エコー信号を用いて被検体の第2の音響波画像を生成する処理と、生成された第2の音響波画像を用いて針の途切れ具合の評価値を算出する処理と、を繰り返す第2の制御手段をさらに備えてもよい。

10

【0013】

第2の制御手段は、たとえば、繰り返し回数が第2の回数となった場合に、評価値算出手段における処理および第2の音響波画像生成制御手段における処理を停止させる。

【0014】

たとえば、第1の複数の音響波振動子および第2の複数の音響波振動子は、重複しており、かつ第1の複数の音響波振動子の中心に存在する音響波振動子と、第2の複数の音響波振動子の中心に存在する音響波振動子とが同一である。

【0015】

第1の複数の音響波振動子および第2の複数の音響波振動子は、いずれも奇数個でもよい。

20

【発明の効果】

【0016】

この発明によると、音響波プローブに含まれている音響波振動子のうち、第1の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて第1の音響波画像生成手段によって被検体の音響波画像（第1の音響波画像）が生成される。生成された音響波画像に含まれている針の画像について針の途切れ具合の評価値が算出される。評価値がしきい値未満であった場合には、第1の複数の音響波振動子よりも多い第2の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて第2の音響波画像生成手段によって被検体の音響波画像（第2の音響波画像）が生成される。評価値がしきい値未満であった場合には、第2の音響波画像生成手段によって生成された音響波画像が表示され、評価値がしきい値以上であった場合には、第1の音響波画像生成手段によって生成された音響波画像が表示される。第2の音響波画像生成手段によって生成された音響波画像は、第1の複数の音響波振動子よりも多い第2の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて生成されたものであるから、途切れの無い針画像が映し出される。評価値がしきい値以上であった場合には、第2の複数の音響波振動子よりも少ない第1の複数の音響波振動子から出力される音響波エコー信号を用いて生成される音響波画像が表示されるから、ノイズの影響の少ない音響波画像が表示される。針の画像が途切れていない場合にはノイズの影響の少ない音響波画像を表示させることができ、針の画像が途切れている場合のように必要なときにのみ針の画像をより鮮明に表示させることができる。

30

【図面の簡単な説明】

40

【0017】

【図1】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】穿刺針からの超音波エコーを示している。

【図3】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図4】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図5】超音波画像の一例である。

【図6】超音波画像の一例である。

【図7】超音波画像の一例である。

【図8】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図9】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

50

【図10】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1は、この発明の実施例を示すもので超音波診断装置1（音響波画像生成装置）の電氣的構成を示すブロック図である。

【0019】

この実施例においては、音響波として超音波が用いられるが、超音波に限定されるものではなく、被検対象、測定条件などに応じて適切な周波数が選択されれば、可聴周波数の音響波を用いるようにしてもよい。

【0020】

超音波診断装置1の全体の動作は、制御装置2によって統括される。

【0021】

制御装置2には、超音波診断装置1を操作する医師によって操作される操作装置3および所定のデータ等が格納される格納装置4が接続されている。

【0022】

超音波診断装置1には、超音波プローブ6（音響波プローブ）が含まれている。超音波プローブ6には、複数の超音波振動子（音響波振動子）が含まれている。

【0023】

制御装置2から出力される制御信号は送信装置5に与えられる。すると、送信装置5から超音波プローブ6の超音波振動子に電気パルスが与えられる。送信装置5（送信駆動手段）によって超音波振動子が駆動させられる。超音波振動子によって電気パルスが超音波パルス（超音波）に変換され、被検体の体内を伝播し、超音波エコーが超音波プローブ6に戻る。

【0024】

超音波エコーは、超音波振動子において電気信号（超音波エコー信号）に変換される。超音波エコー信号は、受信装置7に与えられる。受信装置7において超音波エコー信号が増幅され、アナログ／デジタル変換回路8において、デジタルの超音波エコー・データに変換される。超音波エコー・データは、超音波エコー・データ記憶装置9に与えられ、一時的に記憶される。

【0025】

超音波エコー・データは、整相加算装置11に与えられる。整相加算装置11において、整相加算（超音波プローブ6に含まれている超音波振動子の位置の違い等により生じる超音波エコー・データの位相を合わせた後に加算する処理）が行われる。整相加算が行なわれることにより、S/Nが向上する。

【0026】

整相加算装置11において整相加算された超音波エコー・データは、DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）13に入力する。DSC13において、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換される。DSC13から出力された画像データは、画像作成装置14において、階調処理等の画像処理が行われる。重畳信号から被検体の輝度を表わす超音波画像（Bモード画像）が生成される。画像作成装置14から出力された画像データは表示制御装置16に与えられ、表示装置17の表示画面に超音波画像が表示されることとなる。画像作成装置14から出力された画像データは画像メモリ15にも与えられ、画像メモリ15に、超音波画像を表わす画像データが記憶される。画像メモリ15に記憶された画像データが表示制御装置16に与えられることにより、超音波画像が表示装置17の表示画面に表示される。

【0027】

この実施例による超音波診断装置1は、医師などのユーザが被検体に穿刺針を刺して被検体内の細胞などを取り診断などを行うために使用するものである。

【0028】

図2は、被検体内に穿刺針40が刺されている様子を示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

上述したように、超音波プローブ 6 には120個の超音波振動子が含まれている。もっとも、超音波振動子は、120個よりも多くても少なくともよい。図 2 においては、120個の超音波振動子のうち、超音波の 1 回の送受信に同時に使用する超音波振動子 D 1 から D 61 が示されているが、超音波の 1 回の送受信に同時に使用する超音波振動子の数は61個未満でも61個よりも多くてもよい。また、図 2 に示す超音波振動子 D 1 から D 61 は、一方向に直線状に配列されているが、コンベックス型超音波プローブのように円弧状に一方向に配列されていてもよい。

【 0 0 3 0 】

この実施例では、後述するように、走査線(走査すべき線)を中心に駆動される超音波振動子の数が変更させられるが、そのような変更が無い場合には、走査線を中心に左右に30個ずつの計61個(左右に30個に走査線に対応する部分に 1 個)の超音波振動子が駆動させられる。但し、超音波画像の端部の走査線は、61個の超音波振動子よりも少ない超音波振動子が駆動させられる。たとえば、走査線No 1 の走査線は、超音波振動子 D 1 から D 31 が駆動させられ、走査線No 2 の走査線は、超音波振動子 D 1 から D 32 が駆動させられる。以下、走査線Noが増加するごとに駆動させられる超音波振動子の数が増加し、走査線No31の走査線は、超音波振動子 D 1 から D 61 が駆動させられる。走査線No32の走査線は、D 2 から D 62 が駆動させられ、超音波画像の端部の走査線No120の走査線は、D 90 から D 120 が駆動させられる。

【 0 0 3 1 】

図 2 は、このようにして駆動させられる120個の超音波振動子のうち、超音波振動子 D 1 から D 61 を示しているものである。超音波プローブ 6 には、超音波振動子 D 62 から D 120 も存在するが、図 2 では省略されている。駆動される超音波振動子の数に変更が無い場合には、走査線No31の走査線で図 2 に示す超音波振動子 D 1 から D 61 が駆動させられる。

【 0 0 3 2 】

走査線No31の走査線の場合、被検体内に穿刺針40が刺された状態で、送信装置 5 (送信駆動手段)によって超音波振動子 D 1 - D 61 が駆動され、超音波振動子 D 1 - D 61 から超音波が送信させられる。すると被検体内に刺されている穿刺針40で超音波が反射し、超音波エコー40Aが超音波振動子 D 1 - D 61 に入力する。超音波振動子 D 1 - D 61 から超音波信号が出力する。これらの操作が走査線No31以外の各走査線においても行われる。上述したように、各走査線での超音波振動子の駆動により得られた超音波信号を用いて穿刺針40を含む超音波画像が表示装置17の表示画面に表示される。

【 0 0 3 3 】

この実施例では、最初に、超音波プローブ 6 に配列されている複数(120個)の超音波振動子のうち、超音波の送受信で一度に駆動する61個(最大の受信開口数)の超音波振動子よりも少ない第 1 の複数個(41個)の超音波振動子 D 11 から D 51 から出力される超音波エコー信号を用いて上述のようにして被検体の超音波画像(第 1 の超音波画像)が生成される。最大の受信開口数である61個の超音波振動子から得られる超音波エコー信号を用いて超音波画像が生成されると、ノイズ信号も超音波振動子が受信してしまい、生成される超音波画像もノイズの影響を受けてしまう。このために、ノイズの影響をできるだけ排除するために最大の受信開口数61個の全ての超音波振動子から得られる超音波エコー信号を利用して第 1 の超音波画像を生成するのではなく、第 1 の複数個(41個)の超音波振動子 D 11 から D 51 を用いて第 1 の超音波画像が生成される。走査線No31を例にとると、図 2 より、最大の受信開口数61個は、超音波振動子 D 1 から D 61 を示し、第 1 の複数個(41個)の超音波振動子は D 11 ~ D 51 を示す。第 1 の複数個の数は41個でなくとも最大の受信開口数61個の数よりも少なければよい。このようにして得られた第 1 の超音波画像において穿刺針40について針の途切れ具合の評価が行われ、その評価の結果、穿刺針40の画像が見えづらいと判断されると、第 1 の複数個の数よりも多く、かつ最大の受信開口数61個の数以下の第 2 の複数個(この実施例では61個)の超音波振動子 D 1 - D 61 から出力される超音波エコー信号を用いて被検体の超音波画像(第 2 の超音波画像)が生成される。第 2 の超音波

画像は、多くの超音波振動子から得られた超音波エコー信号を用いて生成されたものであるから、穿刺針40が見やすいものとなる。

【0034】

第1の複数の超音波振動子D11 - D51と第2の複数の超音波振動子D1 - D61とは重複することが好ましい。また、第1の複数の超音波振動子D11 - D51の中心に存在する超音波振動子と第2の複数の超音波振動子D1 - D61の中心に存在する超音波振動子とが同一であってもよい。超音波振動子にて受信する超音波エコー信号の感度は指向性があり、超音波エコー信号の感度は垂直入射の方が斜め入射よりも高い。受信開口の中で端の方に位置する超音波振動子には斜めに超音波エコー40Aが入射されるから、それらの超音波振動子から出力される超音波エコー信号には、中央に位置する超音波振動子に比べて、ノイズ成分の割合が大きくなる。よって、第1の複数の超音波振動子の中心に位置する超音波振動子と第2の複数の超音波振動子の中心に位置する超音波振動子は一致している事が好ましく、更に走査線とも一致している事が好ましい。また、上述のように規定される第1の複数の超音波振動子および第2の複数の超音波振動子は奇数に限らず偶数でもよい。この場合は、中心の超音波振動子がないので、中心付近の超音波振動子2つの中間を中心となるように規定してもよい。

10

【0035】

図2に示す例は、走査線No31についてのものであるが、走査線No31以外の走査線についても同様に走査線ごとに第1の複数の超音波振動子の駆動と第2の複数の超音波振動子の駆動とが切り替えられるのはいうまでもない。

20

【0036】

図3および図4は、超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。

【0037】

上述したように、第1の超音波画像に含まれる穿刺針40の評価が行われるが、この実施例では、第1の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出され、抽出された穿刺針40の画像について穿刺針40の途切れ具合の評価が行われる。その際に、穿刺針40の画像の抽出ができなかった場合には、第1の繰り返し回数(第1の回数)となるまで繰り返される。その第1の繰り返し回数となったかどうかの判断のための第1の変数n(繰り返し回数)が1にセットされる(ステップ21)。第1の繰り返し回数とならなくとも、ユーザから、操作装置3を用いて一時停止指令、検査終了指令などの停止指令が与えられたことにより、後述するように超音波画像の生成および針の画像の抽出が停止させられる。

30

【0038】

つづいて、超音波プローブ6の超音波振動子D1 - D120から各走査線にて超音波が送信され、穿刺針40からの超音波エコー40Aが各走査線にて超音波振動子D1 - D120において受信される(ステップ22)。上述したように、走査線ごとに駆動させられる超音波振動子は異なる。各走査線において、最大の受信開口数61のうち、上述のように、第1の複数の超音波振動子(例えば、走査線No31であれば、超音波振動子D11 - D51)から出力される超音波エコー信号を用いて、整相加算装置11、DSC13および画像作成装置14(第1の超音波画像生成手段)によって被検体の超音波画像(第1の超音波画像)が生成される(ステップ23)。

40

【0039】

つづいて、生成された被検体の第1の超音波画像から穿刺針40の画像が制御装置2(針画像抽出手段)によって抽出される(ステップ24)。穿刺針40の画像の抽出には、Hough変換などによる直線成分の抽出、挿入されて動いている穿刺針40からの超音波エコー40Aから得られる超音波エコー信号の変動を利用した抽出、超音波診断装置1を操作している医師による穿刺針40の画像の直接の指定による抽出などがある。また、角度センサ、穿刺針40のガイドなどを利用して、穿刺針40の実際の挿入角度から穿刺針40の位置を特定したり、穿刺針40の先端に磁気センサなどが取り付けられている場合には、その磁気センサを検出することにより穿刺針40の位置を特定したりすることもできる。もっとも、後述のように針の途切れ具合を示す評価値が算出されればよいので、穿刺針40の画像は必ずしも抽

50

出されなくともよい。

【 0 0 4 0 】

穿刺針40の画像が制御装置2によって抽出されなければ(ステップ25でNO)、第1の変数nが第1の繰り返し回数となったかどうかは制御装置2によって確認される(ステップ26)。第1の変数nが第1の繰り返し回数となっていなければ(ステップ26でNO)、第1の変数が制御装置2によってインCREMENTされ(ステップ27)、ステップ22からの処理が繰り返される(送信駆動手段にもとづく音響波の送信、第1の音響波画像生成手段による音響波画像の生成画像抽出手段による針の画像の抽出を、送信駆動手段、第1の音響波画像生成手段および針画像抽出手段に繰り返させる)。第1の変数nが第1の繰り返し回数となっても穿刺針40の画像が第1の超音波画像から抽出されなければ(ステップ26でYES)、穿刺針40の画像の抽出処理は停止させられる(ステップ28)(繰り返し回数が第1の回数となった場合に、送信駆動手段による駆動にもとづく音響波の送信、第1の音響波画像生成手段による音響波画像の生成および針画像抽出手段による針の画像の抽出の中止)。

【 0 0 4 1 】

穿刺針40の画像が第1の超音波画像から抽出されると(ステップ25でYES)、制御装置2(評価値算出手段)によって穿刺針40の途切れ具合の評価値が算出され(ステップ29)、算出された評価値がしきい値未満かどうかは判断される(ステップ30)。穿刺針40の途切れ具合の評価値の一例として、たとえば、抽出された穿刺針40の画像において穿刺針40に沿った方向の標準偏差(この標準偏差が評価値の一例である)を取り、基準値(しきい値)より下であれば、評価値がしきい値未満であると判断され、基準値より上であれば、評価値がしきい値以上と判断される。また、穿刺針40の途切れ具合の評価値の別の一例として、第1の複数の超音波振動子(例えば、走査線No31であれば、超音波振動子D11-D51)から得られた超音波振動子ごとの超音波エコー・データの振幅レベルの平均(この平均が評価値の一例である)が所定のしきい値未満であれば、算出された評価値がしきい値未満であると判断され、その平均が所定のしきい値以上であれば、算出された評価値がしきい値以上であると判断される。また、穿刺針40の途切れ具合の評価値の更なる別の一例として、理想的な穿刺針の画像と抽出された穿刺針40の画像との相関値(この相関値が評価値の別の一例である)を制御装置2によって算出し、算出された相関値がしきい値未満であれば、算出された評価値がしきい値未満であると判断され、その相関値がしきい値以上であれば、算出された評価値がしきい値以上であると判断される。たとえば、理想的な穿刺針の画像のデータを $St(t)$ 、抽出された穿刺針40の画像のデータを $Si(t)$ とし、 i を画像の画素数とすると、相関値 Ri は、 $Ri = [\sum \{St(t) \times Si(t)\}] / [\sqrt{\sum \{St(t)\}^2} \times \sqrt{\sum \{Si(t)\}^2}]$ で得られる。いずれにしても、評価値がしきい値未満と制御装置2によって判断されると(ステップ30でYES)、穿刺針40の針が途切れていると制御装置2によって判断される。しきい値を表すデータは、たとえば、格納装置4に格納されており、評価値との比較される場合には、制御装置2によって読み出されるのはいうまでもない。

【 0 0 4 2 】

図5は、受信開口数が第1の複数の超音波振動子(例えば、走査線No31であれば、超音波振動子D11-D51)から出力された超音波エコー信号にもとづいて生成された第1の超音波画像50である。

【 0 0 4 3 】

第1の超音波画像50には、穿刺針40の画像41が含まれている。この穿刺針40の画像41は、第1の針画像部分41A、第2の針画像部分41Bおよび第3の針画像部分41Cの三つに分かれており、途切れている。このような画像41が抽出され、上述したようにして評価値が算出されると、算出された評価値はしきい値未満となり、穿刺針40の画像は途切れていると制御装置2によって判断される。

【 0 0 4 4 】

図6は、受信開口数が第1の複数の超音波振動子(例えば、走査線No31であれば、超

音波振動子 D 11 - D 51) から出力された超音波エコー信号にもとづいて生成された第 1 の超音波画像 51 である。

【 0 0 4 5 】

図 6 に示す第 1 の超音波画像 51 に含まれている穿刺針 40 の画像 42 は、穿刺針 40 のエッジが直線ではなく、曲線となってしまう。このような画像 42 であっても上述したようにして評価値が算出されると、しきい値未満となる。このように、穿刺針 40 の画像 42 が、完全に途切れている穿刺針 40 を表すものでなくとも評価値がしきい値未満となる。もっとも、図 5 に示すように、穿刺針 40 の画像 41 が完全に途切れていなければ評価値がしきい値未満とならないようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

図 7 は、受信開口数が第 1 の複数個の超音波振動子 (例えば、走査線 No 31 であれば、超音波振動子 D 11 - D 51) から出力された超音波エコー信号にもとづいて生成された第 1 の超音波画像 52 である。

【 0 0 4 7 】

図 7 に示す第 1 の超音波画像 52 に含まれている穿刺針 40 の画像 43 は、穿刺針 40 が途切れていず、かつエッジも曲線ではなく直線となっている。このように、穿刺針 40 が途切れていない画像 43 について評価値が算出されると、しきい値以上となる。

【 0 0 4 8 】

図 4 を参照して、評価値がしきい値以上であれば (ステップ 30 で NO)、図 7 に示したように穿刺針 40 の画像は、穿刺針 40 が途切れていないと考えられるので、穿刺針 40 を観察しながら診断が可能となる。このために、生成された第 1 の超音波画像 (第 1 の超音波画像 52) が制御装置 2 および表示制御装置 16 (第 1 の表示制御手段によって) 表示装置 17 の表示画面に表示される。医者は第 1 の超音波画像を見ながら穿刺針 40 を操作して診断することとなる。

【 0 0 4 9 】

評価値がしきい値未満であれば (ステップ 30 で YES)、走査線ごとに、超音波プローブ 6 の超音波振動子のうち、第 2 の複数個の超音波振動子から超音波が送信され (走査線 No 31 であれば、超音波振動子 D 1 - D 61 から送信される)、穿刺針 40 からの超音波エコー 40 A が最大の受信開口数である、61 個の超音波振動子において受信される (ステップ 31) (走査線 No 31 であれば、超音波振動子 D 1 - D 61 で受信される)。すると、第 2 の複数個の超音波振動子から出力される超音波エコー信号を用いて上述したように整相加算装置 11、D S C 13 および画像作成装置 14 (第 2 の音響波画像生成手段) によって第 2 の超音波画像が生成される (ステップ 32)。生成された第 2 の超音波画像が制御装置 2 および表示制御装置 16 (第 1 の表示制御手段) 表示装置 17 の表示画面に表示されるようになる (ステップ 33)。第 2 の超音波画像は、第 1 の超音波画像の生成に利用された第 1 の複数個の超音波振動子よりも多い第 2 の超音波振動子から出力された超音波エコー信号を用いて生成されたものであるから、穿刺針 40 の画像は、図 7 に示す画像 43 のように途切れの無いものとなる。

【 0 0 5 0 】

図 8 から図 10 は、他の実施例を示すもので、超音波診断装置 1 の処理手順を示すフローチャートである。

【 0 0 5 1 】

上述のように、第 1 の変数 n が 1 にセットされ (ステップ 61)、超音波の送信および超音波エコー 40 A の受信が行われ (ステップ 62)、走査線ごとに第 1 の複数個の超音波振動子 (例えば、走査線 No 31 なら D 11 - D 51) から出力される超音波エコー信号を用いて第 1 の超音波画像が生成される (ステップ 63)。この実施例は、第 1 の超音波画像が生成されると、生成された第 1 の超音波画像が制御装置 2 および表示制御装置 16 (第 2 の表示制御手段) によって表示装置 17 の表示画面に表示される (ステップ 64)。医師は、表示画面に表示されている第 1 の超音波画像に含まれている穿刺針 40 の画像を見て、もう少し鮮明な穿刺針 40 の画像が見たい場合には操作装置 3 を用いて超音波診断装置 1 に評価値算出指令

10

20

30

40

50

を入力する（ステップ65でYES）。評価値算出指令は、評価値算出手段による針の途切れ具合の評価値の算出を開始する機能を持ち、例えば、入力信号の様な態様を持つ。すると、上述したように、生成された第1の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出される（ステップ66）。穿刺針40の画像が抽出されない場合には（ステップ67でNO）、第1の変数nが第1の繰り返し回数となっていなければ（ステップ68でNO）、第1の変数nがインCREMENTされ（ステップ69）、ステップ62から66の処理が繰り返される。第1の変数nが第1の繰り返し回数となっていると（ステップ68でYES）、針画像の抽出は停止する（ステップ70）。

【0052】

上述したように、第1の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出されると（ステップ67でYES）、穿刺針40の途切れ具合の評価値が算出され（ステップ71）、評価値がしきい値未満かどうか判断される（ステップ72）。しきい値以上であれば（ステップ72でNO）、生成された第1の超音波画像が表示装置17の表示画面に表示される（ステップ84）。

【0053】

評価値がしきい値未満であると（ステップ72でYES）、制御装置2によって第2の変数mが1にセットされる（ステップ73）。上述したのと同様に、走査線ごとに超音波が送信され、穿刺針40からの超音波エコー40Aが各走査線において受信される（ステップ74）。第2の複数の超音波振動子（例えば、走査線No31ならD11 - D51）から出力される超音波エコー信号を用いて第2の超音波画像が生成される（ステップ75）。生成された第2の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出される（ステップ76）。

【0054】

第2の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出されれば（ステップ77でYES）、穿刺針の途切れ具合の評価値が算出される（ステップ78）。算出された評価値がしきい値以上であれば（ステップ79でNO）、生成された第2の超音波画像が表示装置17の表示画面に表示させられる（ステップ85）。算出された評価値がしきい値未満であるか（ステップ79でYES）、第2の超音波画像から穿刺針40の画像が抽出されなかった場合には（ステップ97でNO）、第2の変数mが第2の繰り返し回数となったかどうか確認される（ステップ80）。

【0055】

第2の変数mが第2の繰り返し回数となると（ステップ80でYES）、第2の超音波画像には鮮明な穿刺針40の画像は含まれていないと考えられ、第1の超音波画像が表示装置17に表示される（ステップ83）。この場合には、エラー処理が行われ、第1の超音波画像の表示をしなくともよいし、穿刺針40の画像が第2の超音波画像から抽出されている場合には、評価値がしきい値未満であったとしても第2の超音波画像を表示するようにしてもよい。第2の変数mが第2の繰り返し回数となっていなければ（ステップ80でNO）、第2の変数mが制御装置2によってINCREMENTされ（ステップ81）、第2の複数の数の数を所定数増やす。所定の数は、例えば、2つである。第2の複数の数の数の増やし方は、好ましくは、受信開口の両端に均等に増やす。走査線No31の場合は、第1の複数の超音波振動子D11 - D51の両端にそれぞれ隣接している超音波振動子D10およびD52を増やす（ステップ82）。数が増えた超音波振動子から出力される超音波エコー信号を用いて第2の超音波画像が生成される（ステップ74 - 76）。第2の超音波画像から抽出される穿刺針40の画像の評価値がしきい値以上となるか、第2の変数mが第2の繰り返し回数となるまでステップ82、74 - 76の処理が繰り返される。このようにして、制御装置2（第2の制御手段）によって、評価値がしきい値以上となるまで、第2の複数の超音波振動子の数を増やしなが、第2の音響波画像を生成する処理と、評価値算出処理とが繰り返させられる。また、第2の変数mで示される繰り返し回数が第2の繰り返し回数（第2の回数）となった場合に、第2の音響波画像を生成する処理と、評価値算出処理とが停止させられる。なお、第2の複数の数を増加する個数は、2つに限らず、例えば4つでも6つでも構わなく、偶数が好ましい。

【0056】

10

20

30

40

50

図3および図4に示す処理手順では、第1の複数個の超音波振動子は、たとえば、走査線No31なら、D11 - D51であり、第2の複数個の超音波振動子は、たとえば、最大の受信開口である超音波振動子D1 - D61であるが、図8から図10に示す処理手順では、第2の複数個の数を増やすため、数を増やす前の第2の複数個の超音波振動子を、最大の受信開口である超音波振動子(走査線No31の場合には、超音波振動子D1 - D61)とすることはできない。このため、図8から図10に示す処理手順では、数を増やす前の第2の超音波振動子の数を超音波振動子61個未満にする必要がある。また、数を増やす前の第2の複数個の超音波振動子の数を、第1の複数個の超音波振動子の数と同じとしてもよい。

【0057】

また、図8から図10に示す上述の実施例では、評価値算出指令が与えられた場合に第1の超音波画像から穿刺針40の画像を抽出し、評価値を算出しているが、評価値算出指令が与えられた場合には、医師は第1の超音波画像では穿刺針40の画像が鮮明には見えないということであるから、第1の超音波画像から穿刺針40の画像の抽出、評価値の算出をスキップし、第2の超音波画像を生成するようにしてもよい。

【0058】

さらに、上述の実施例では、第2の超音波画像を生成するために、超音波を再び送信しているが、第1の超音波画像を生成する場合に超音波振動子で受信されたすべての超音波エコー信号がデジタル変換されたすべての超音波エコー・データを超音波エコー・データ記憶装置9において記憶しておけば、その記憶されている超音波エコー・データのうち、第2の複数個の超音波振動子の超音波エコー信号がデジタル変換された超音波エコー・データを用いて、超音波を再び送信することなく第2の超音波画像を生成することができる。

【符号の説明】

【0059】

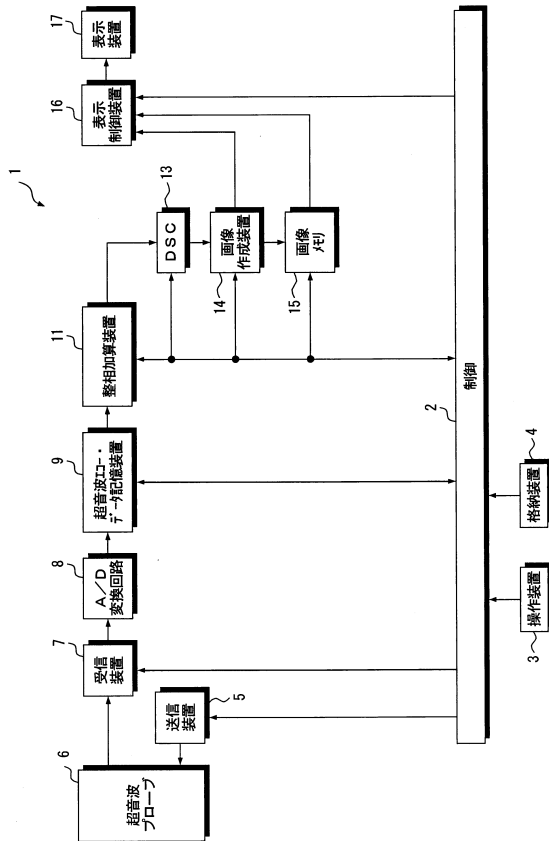
- 2 制御装置(評価値算出手段、第1の表示制御手段、針画像抽出手段、第1の制御手段、第2の表示制御手段、第2の制御手段)
- 5 送信装置(送信駆動手段)
- 6 超音波プローブ(音響波プローブ)
- 11 整相加算装置(第1の音響波画像生成手段、第2の音響波画像生成手段)
- 16 表示制御装置(第1の表示制御手段、第2の表示制御手段)

10

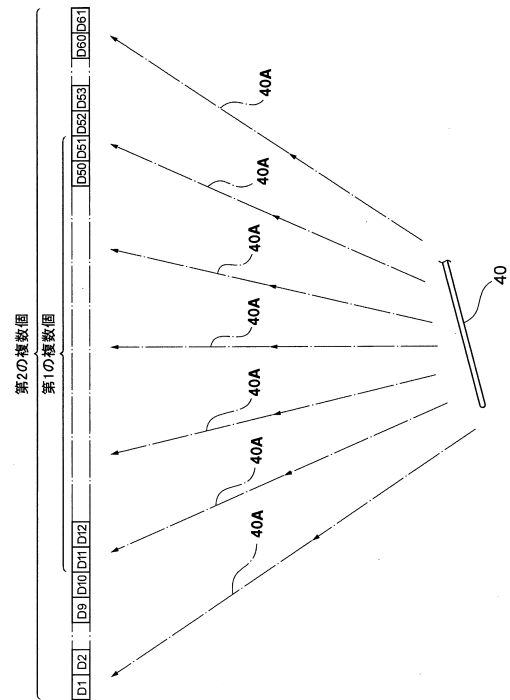
20

30

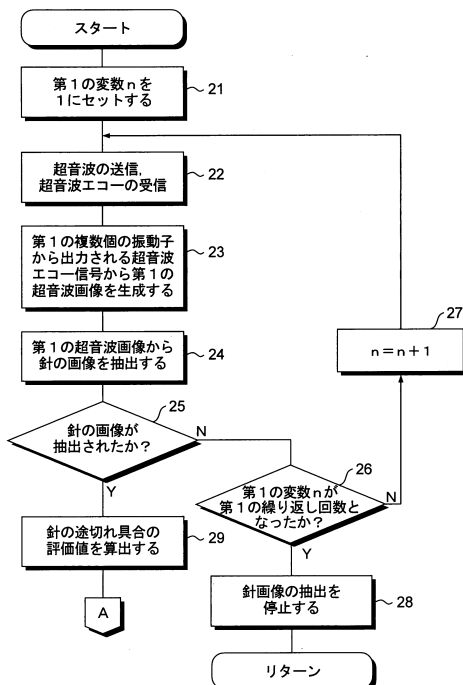
【図 1】



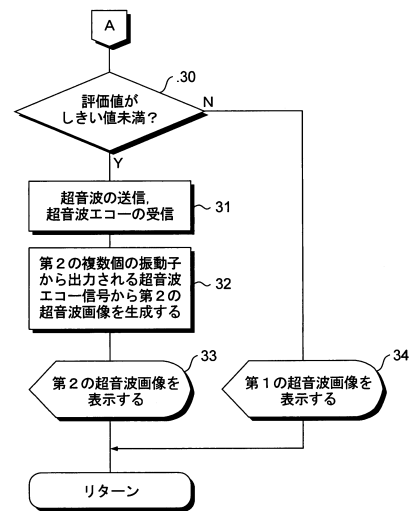
【図 2】



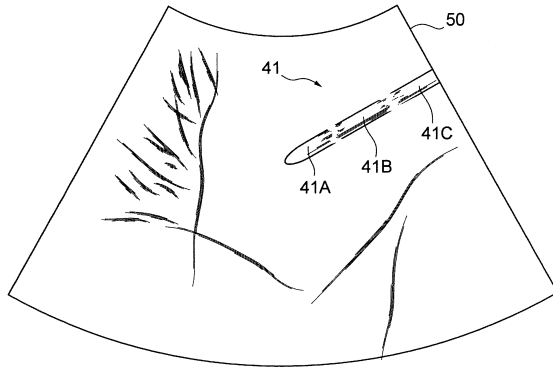
【図 3】



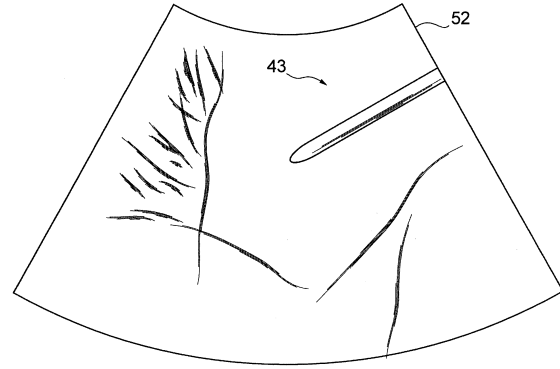
【図 4】



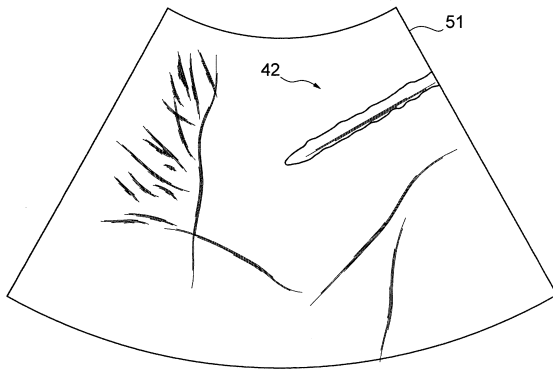
【図 5】



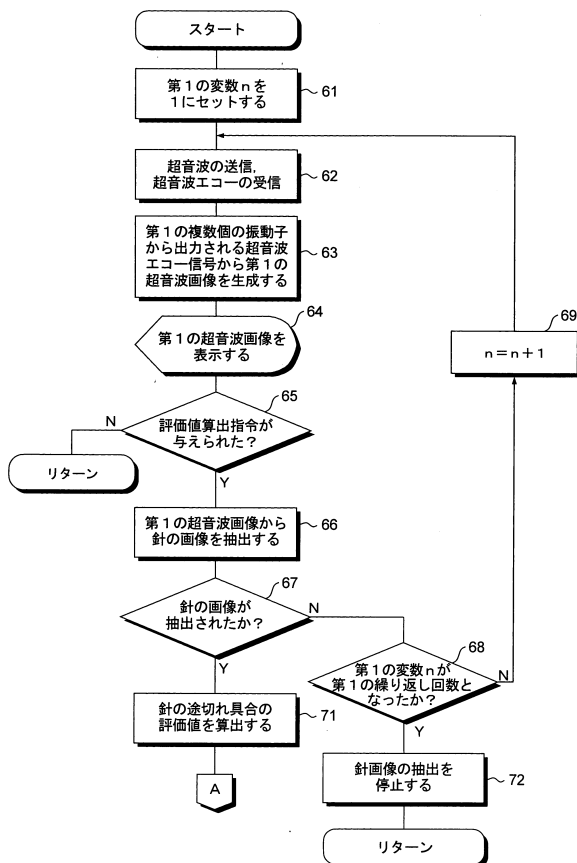
【図 7】



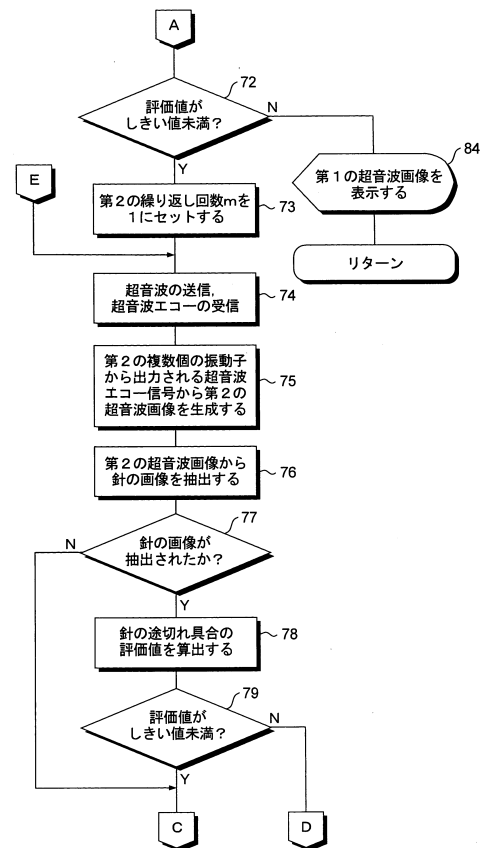
【図 6】



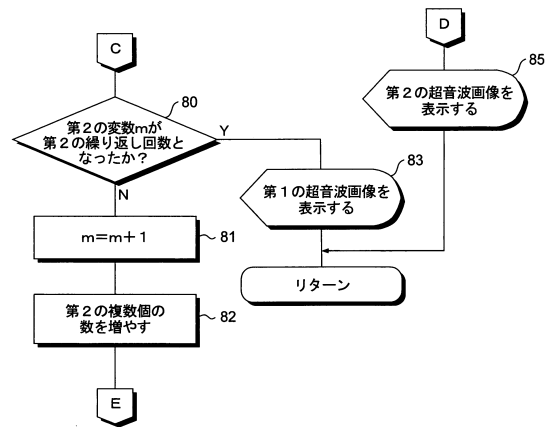
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2012 - 192162 (JP, A)
特開 2012 - 70837 (JP, A)
特開 2012 - 70816 (JP, A)
米国特許出願公開第 2014 / 0128728 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	声波图像生成装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP6346987B2	公开(公告)日	2018-06-20
申请号	JP2017504924	申请日	2016-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4477 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2015047324 2015-03-10 JP		
其他公开文献	JPWO2016143441A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种声波图像生成设备及其控制方法，其中穿刺针变得清晰。使用从第一多个超声换能器获得的超声回波信号来生成第一超声图像。针对来自第一超声波图像的穿刺针（40）的图像，计算指示针的不连续性的评估值。并且当计算的评估值小于阈值时，使用从第二多个第二多个超声换能器获得的超声回波信号，第二超声波生成图像。当评估值等于或高于阈值时，显示第一超声波图像，如果评估值小于阈值，则显示第二超声波图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6346987号 (P6346987)
(45) 発行日 平成30年6月20日 (2018. 6. 20)	(24) 登録日 平成30年6月1日 (2018. 6. 1)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 14	
請求項の数 10 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-504924 (P2017-504924)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布 2 丁目 2 番 3 〇号 110001830	最終頁に続く
(86) (22) 出願日 平成28年2月8日 (2016. 2. 8)	(74) 代理人 東京 U I T 国際特許業務法人 山本 拓明	
(86) 国際出願番号 PCT / JP2016 / 053630	(72) 発明者 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内	
(87) 国際公開番号 W02016 / 143441	審査官 ▲高▼ 芳徳	
(87) 国際公開日 平成28年9月15日 (2016. 9. 15)		
審査請求日 平成28年9月17日 (2017. 4. 17)		
(31) 優先権主張番号 特願2015-47324 (P2015-47324)		
(32) 優先日 平成27年3月10日 (2015. 3. 10)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
(54) 【発明の名称】 超音波画像生成装置およびその制御方法		