

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5645628号
(P5645628)

(45) 発行日 平成26年12月24日 (2014.12.24)

(24) 登録日 平成26年11月14日 (2014.11.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 20 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2010-274872 (P2010-274872)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月9日 (2010.12.9)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-120747 (P2012-120747A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年6月28日 (2012.6.28)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年6月11日 (2013.6.11)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	田代 りか
			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

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】

穿刺器具が刺入された被検体に超音波を送信すると共に、前記被検体及び前記穿刺器具による前記超音波の反射波を受信し、受信した反射波に基づいて時系列フレームのエコー信号を生成する超音波送受手段と、

該超音波送受手段によって生成された前記エコー信号に基づいて前記被検体の超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

該超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像を表示する画像表示手段と、複数の時系列フレームの前記エコー信号から時系列フレーム間の差分エコー信号を生成する差分エコー信号生成手段と、

該差分エコー信号生成手段で生成された前記差分エコー信号に基づいて先端検出処理を行い、前記穿刺器具先端部を含む1以上の先端候補を検出する先端候補検出手段と、

前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理して、前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された先端画像を生成する先端候補処理手段と、を具備し、

前記画像表示手段は、前記先端候補処理手段によって表示強調処理された前記穿刺器具の前記先端画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記先端候補検出手段は、前記先端検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生

10

20

成された前記差分エコー信号の輝度差に基づいて、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記先端候補処理手段は、前記差分エコー信号の輝度差の正負に応じて、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記先端候補処理手段は、前記表示強調処理として、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を色付けしてカラー先端画像を生成するか、又は、前記先端候補の輝度を上げて高輝度先端画像を生成するか、若しくは、前記先端候補を色付けした上で輝度を上げて高輝度カラー先端画像を生成する処理を行う請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記先端候補検出手段は、さらに、前記差分エコー信号の輝度差の正負を判別し、

前記先端候補処理手段は、前記先端候補検出手段によって判別された前記差分エコー信号の輝度差の正負に応じて、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理する色相及び輝度を変更する請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記差分エコー信号生成手段は、さらに、生成した前記差分エコー信号に基づいて差分画像を生成するものであり、

20

前記先端候補検出手段は、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像に、前記先端候補検出処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記先端候補検出手段は、前記先端候補検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像に、所定輝度差以上の部分を抽出する処理を施して前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記先端候補検出手段は、前記先端候補検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像の中の所定輝度差以上の部分を抽出するために、前記差分画像に対して階調処理を行うためのルックアップテーブルを用いたルックアップテーブル処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記先端候補検出手段による前記ルックアップテーブル処理で用いられる前記ルックアップテーブルは、前記超音波画像及び前記差分画像の少なくとも一方に応じて調整されるものである請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記先端候補検出手段は、前記先端候補検出処理として、前記差分画像の輝度差、並びに該輝度差で検出された領域の大きさ及び密度に基づいて、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記先端候補検出手段は、前記差分画像に、前記先端候補検出処理として、先端強調フィルタ処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記先端候補検出手段は、前記差分画像に、前記先端候補検出処理として、メディアンフィルタ処理、又は、所定の点の近傍画素の輝度和を求めて該輝度和が大きい箇所のみ強調するフィルタ処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

50

【請求項 13】

前記先端候補検出手段は、前記画像表示手段に表示されたフレームより過去の時刻に検出された前記穿刺器具の前記先端候補の近傍領域を探索して、表示フレームに基づく前記差分画像から前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 ~ 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記先端候補検出手段は、前記画像表示手段に表示されたフレームより過去の 2 時刻に検出された前記穿刺器具の前記先端候補を結んだ直線の近傍領域を探索して、表示フレームに基づく前記差分画像から前記穿刺器具の前記先端候補を検出する請求項 6 ~ 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 15】

前記差分エコー信号生成手段は、前記差分画像を作成する前記時系列フレーム間の時間差を調整できる機能を備える請求項 6 ~ 14 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記差分エコー信号生成手段は、前記差分画像を作成するための過去のフレームは 2 フレーム以上前の複数のフレームを用いる請求項 6 ~ 15 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記差分エコー信号生成手段は、前処理として、前記時系列エコー信号に、スペックルパターンを軽減する信号処理、前記穿刺器具の方向にぼかす信号処理、及び/又は、前記穿刺器具をつなげる信号処理を行った後に、前記差分エコー信号を生成する請求項 1 ~ 16 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 18】

前記画像表示手段は、過去の時刻に検出した前記穿刺器具の前記先端候補の画像も表示し、前記穿刺器具の刺入軌跡を表示する請求項 1 ~ 17 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

さらに、前記先端候補処理手段によって生成された前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された前記先端画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねるように合成して合成画像を生成する画像合成手段と、を具備し、

30

前記画像表示手段は、前記画像合成手段によって合成された前記合成画像を表示する請求項 1 ~ 18 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

穿刺器具が刺入された被検体に超音波を送信すると共に、前記被検体及び前記穿刺器具による前記超音波の反射波を受信し、受信した反射波に基づいて時系列フレームのエコー信号を生成する超音波送受手段と、

該超音波送受手段によって生成された前記エコー信号に基づいて前記被検体の超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

該超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像を表示する画像表示手段と、前記超音波画像生成手段で生成された複数の時系列フレームの前記超音波画像から時系列フレーム間の差分画像を生成する差分画像生成手段と、

40

該差分画像生成手段で生成された前記差分画像に基づいて先端検出処理を行い、前記穿刺器具先端部を含む 1 以上の先端候補を検出する先端候補検出手段と、

前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理して、前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された先端画像を生成する先端候補処理手段と、を具備し、

前記画像表示手段は、前記先端候補処理手段によって表示強調処理された前記穿刺器具の前記先端画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置及び超音波画像生成方法に関し、特に、穿刺術を行なう際に穿刺針などの穿刺器具の先端部を超音波画像に正確かつ的確に表示するのに用いられる超音波診断装置及び超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

10

また、超音波診断装置は、細胞組織診断のため、医師が穿刺器具、例えば穿刺針を所望の部位に穿刺して組織サンプルを採取する穿刺術を行う場合にも用いられている。

【0003】

穿刺術においては、医師は、確実に目的物や目的部位まで穿刺針を到達させるため、超音波画像を見ながら予め決めた刺入経路（穿刺針が被検者中を刺入される経路）通りに穿刺針を刺入させる。

このような穿刺術を行なう場合には、目的部位や目的物等の治療対象まで穿刺針を到達させ、治療対象から余分な液体を抜くこと（ドレナージ）や、治療対象に注液すること（P E I T）等を行う必要があるため、モニタ（超音波画像）上で穿刺針、特にその先端部を確実に正確に、また適切にを確認できることが重要である。

20

【0004】

そこで、特許文献1に開示の超音波撮像技術では、被検体内に挿入された穿刺針の先端位置を正確に検出するため、振動付与機構を穿刺針の基端に取り付け、穿刺針を機械的に振動させながら穿刺し、ドップラ信号に基づいて、穿刺針をドップラ画像化し、Bモード画像に重ねて表示して、穿刺針を画像化している。

また、特許文献2に開示の超音波診断装置では、超音波プローブにより得られたBモード超音波断層画像フレームデータをメモリに蓄積し、前回蓄積されたフレームデータと現在得られたフレームデータの差分を計算し、空間変化をデジタルデータとして得、これを現在得られたフレームデータに加算することにより所望の穿刺針画像をBモード超音波画像に表示している。その結果、特許文献2では、特許文献1に開示の超音波撮像技術で必要な振動付与機構やドップラモード処理が不要であり、Bモード超音波断層画像フレームデータのみから鮮明な穿刺針画像を表示できるとしている。

30

【0005】

また、特許文献3に開示の超音波ガイド下穿刺システムでは、穿刺針が刺入された被検体からの超音波探触子による受信信号を処理してBモード画像信号を生成し、Bモード画像信号に基づいてBモード超音波断層像を表示装置に表示すると共に、表示されている超音波画像より高輝度部でかつ輝度が大きく変化した部分を抽出し、この抽出した部分を色付けし、この色付けした抽出部分を最新の超音波断層像上に重畳して表示している。その結果、特許文献3では、一度患者に刺入した穿刺針の針先を見失うことなく、確実に良好に、処置及び検査を行える超音波ガイド下穿刺システムを安価に提供できるとしている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第4030644号

【特許文献2】特開2001-269339号公報

【特許文献3】特開2000-107178号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0007】**

ところで、特許文献1に開示の技術では、穿刺針を機械的に振動するための特別な機構が必要になり、装置が大型化し、コストがアップするばかりか、超音波ガイド下の中心静脈穿刺を行う場合、血管からのドップラ信号と穿刺針からのドップラ信号の分離ができないという問題がある。

ここで、穿刺術は、穿刺針が細くなればなるほど患者への負担軽減や侵襲性低減となるため、リスク等に合わせて可能な限り細い穿刺針が選択される。しかし、穿刺針が細くなるに従って、超音波画像上への描出力も低下してしまい、穿刺針が途切れ途切れに描出されてしまい、穿刺針の位置または形状は明確に表示できないという問題がある。

10

【0008】

また、特許文献2に開示の技術では、特許文献1に開示の技術の上記問題点を解消することができ、Bモード超音波断層画像フレームデータのみから鮮明な穿刺針画像を表示できるとしている。

しかしながら、上述したように、細い穿刺針が使用される場合、Bモード超音波断層画像フレームデータ自体が、穿刺針の位置または形状は明確に表示するのが難しいデータであるので、差分データから穿刺針の刺入による正確な空間変化データのみを得ることができず、正確な穿刺針画像を得ることができないという問題がある。

さらに、穿刺針を患者等の被検体に刺入する際に、穿刺針のみが空間的に変化する場合だけでなく、患者等の動きに応じて被検体が動いて空間変化が生じたり、被検体自体が穿刺針の刺入に応じて変化して空間変化が生じたりすることが起こるので、その場合、特許文献2における差分データには、穿刺針の刺入のみならず、被検体の動きや被検体自体の変化による空間変化データが含まれることになり、穿刺針の刺入による空間変化データのみを分離できず、穿刺針画像のみを分離できないという問題があった。また、通常、Bモード超音波断層画像フレームデータ自体にはノイズが含まれているため、差分データにもノイズに起因するデータが含まれることになり、ノイズに起因するデータを分離する処理をしない限り、穿刺針画像のみを得ることが分離できないという問題がある。

20

【0009】

さらに、特許文献3に開示の技術でも、特許文献2に開示の技術と同様に、最新画像データとこれより1画面前の画像データとを比較して、超音波断層画像の高輝度部の変化のある部分を抽出して、穿刺針の針先部として着色表示しているが、高輝度部の変化のある部分は、穿刺針の刺入より生じた高輝度部の変化のみならず、被検体の動きや被検体自体の変化やノイズによる高輝度部の変化として存在する場合があります。この場合には、刺入による穿刺針の針先部の移動のみを分離できず、穿刺針の針先部のみを分離できないという問題がある。

30

また、特許文献3に開示の技術では、超音波断層画像の高輝度部が穿刺針であるとしているが、どのような高輝度部が穿刺針に該当するかを判断するのは難しく、上述したように、細い穿刺針が使用される場合、穿刺針の位置または形状をは明確に表示するのが難しい超音波断層画像中で、穿刺針に該当する高輝度部のみを抽出することはできないという問題もある。

40

【0010】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解消し、穿刺術を行なう際に、穿刺針などの穿刺器具を機械的に振動するための特別な機構やドップラモード処理を用いることなく、穿刺器具の先端部を超音波画像に正確、かつ的確に、また見易く表示することができる超音波診断装置及び超音波画像生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0011】**

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、穿刺器具が刺入された被検体に超音波を送信すると共に、前記被検体及び前記穿刺器具による前記超音波の反射波を受信し、受信した反射波に基づいて時系列フレームのエコー信号を生成する超音波送受手段

50

と、該超音波送受手段によって生成された前記エコー信号に基づいて前記被検体の超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、該超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像を表示する画像表示手段と、複数の時系列フレームの前記エコー信号から時系列フレーム間の差分エコー信号を生成する差分エコー信号生成手段と、該差分エコー信号生成手段で生成された前記差分エコー信号に基づいて先端検出処理を行い、前記穿刺器具先端部を含む1以上の先端候補を検出する先端候補検出手段と、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理して、前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された先端画像を生成する先端候補処理手段と、を具備し、前記画像表示手段は、前記先端候補処理手段によって表示強調処理された前記穿刺器具の前記先端画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねて表示することを特徴とする。

10

【0012】

ここで、前記先端候補検出手段は、前記先端検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分エコー信号の輝度差に基づいて、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補処理手段は、前記差分エコー信号の輝度差の正負に応じて、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理することが好ましい。

また、前記先端候補処理手段は、前記表示強調処理として、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を色付けしてカラー先端画像を生成するか、又は、前記先端候補の輝度を上げて高輝度先端画像を生成するか、若しくは、前記先端候補を色付けした上で輝度を上げて高輝度カラー先端画像を生成する処理を行うことが好ましい。

20

また、前記先端候補検出手段は、さらに、前記差分エコー信号の輝度差の正負を判別し、前記先端候補処理手段は、前記先端候補検出手段によって判別された前記差分エコー信号の輝度差の正負に応じて、前記先端候補検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理する色相及び輝度を変更することが好ましい。

【0013】

また、前記差分エコー信号生成手段は、さらに、生成した前記差分エコー信号に基づいて差分画像を生成するものであり、前記先端候補検出手段は、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像に、前記先端検出処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

30

また、前記先端候補検出手段は、前記先端検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像に、所定輝度差以上の部分を抽出する処理を施して前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補検出手段は、前記先端検出処理として、前記差分エコー信号生成手段で生成された前記差分画像の中の所定輝度差以上の部分を抽出するために、前記差分画像に対して階調処理を行うためのルックアップテーブルを用いたルックアップテーブル処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

前記先端候補検出手段による前記ルックアップテーブル処理で用いられる前記ルックアップテーブルは、前記超音波画像及び前記差分画像の少なくとも一方に応じて調整されるものであることが好ましい。

40

【0014】

また、前記先端候補検出手段は、前記先端検出処理として、前記差分画像の輝度差、並びに該輝度差で検出された領域の大きさ及び密度に基づいて、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補検出手段は、前記差分画像に、前記先端検出処理として、先端強調フィルタ処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補検出手段は、前記差分画像に、前記先端検出処理として、メディアンフィルタ処理、又は、所定の点の近傍画素の輝度和を求めて該輝度和が大きい箇所のみ

50

強調するフィルタ処理を行い、前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補検出手段は、前記画像表示手段に表示されたフレームより過去の時刻に検出された前記穿刺器具の前記先端候補の近傍領域を探索して、表示フレームに基づく前記差分画像から前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

また、前記先端候補検出手段は、前記画像表示手段に表示されたフレームより過去の2時刻に検出された前記穿刺器具の前記先端候補を結んだ直線の近傍領域を探索して、表示フレームに基づく前記差分画像から前記穿刺器具の前記先端候補を検出することが好ましい。

【0015】

また、前記差分エコー信号生成手段は、前記差分画像を作成する前記時系列フレーム間の時間差を調整できる機能を備えることが好ましい。

また、前記差分エコー信号生成手段は、前記差分画像を作成するための過去のフレームは2フレーム以上前の複数のフレームを用いることが好ましい。

また、前記差分エコー信号生成手段は、前処理として、前記時系列エコー信号に、スペクルパターンを軽減する信号処理、前記穿刺器具の方向にぼかす信号処理、及び/又は、前記穿刺器具をつなげる信号処理を行った後に、前記差分エコー信号を生成することが好ましい。

また、前記画像表示手段は、過去の時刻に検出した前記穿刺器具の前記先端候補の画像も表示し、前記穿刺器具の刺入軌跡を表示することが好ましい。

また、前記先端候補処理手段は、前記先端候補点検出手段により検出された前記穿刺器具の前記先端候補を表示強調処理して、前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された先端強調画像を生成し、前記画像表示手段は、前記先端候補処理手段によって生成された前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された前記先端強調画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねて表示することが好ましい。

さらに、前記先端候補処理手段によって生成された前記穿刺器具の前記先端候補が表示強調処理された前記先端画像を、前記超音波画像生成手段によって生成された前記超音波画像に重ねるように合成して合成画像を生成する画像合成手段と、を具備し、前記画像表示手段は、前記画像合成手段によって合成された前記合成画像を表示することが好ましい。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、穿刺術を行なう際に、穿刺針などの穿刺器具を機械的に振動するための特別な機構やドップラモード処理を用いることなく、穿刺器具の先端部を超音波画像に正確、かつ的確に、また見易く表示することができる。

その結果、本発明によれば、細い穿刺針などの穿刺器具を用いる場合であっても、確実に穿刺器具の先端部を目的部位まで到達させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態の構成を模式的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置の合成画像生成部の穿刺針先端検出部の一実施例の詳細を示すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置の合成画像生成部の差分画像生成部で得られる差分画像の一例を表す図である。

【図4】穿刺針の刺入軌跡を表示した超音波画像の一例を表す図である。

【図5】(A)及び(B)は、それぞれ図2に示す穿刺針先端検出部で用いられる差分画像及び差分画像に施す先端強調フィルタの一例を表す図である。

【図6】図1に示す合成画像生成部の時系列フレーム差分画像生成部の一実施例を示すブロック図である。

【図7】図6に示す時系列フレーム差分画像生成部の穿刺針処理部の一実施例を示す機能ブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 8】(A)、(B)及び(C)は、図 7 に示す穿刺針処理部のフィルタ適用処理部で処理される 1 フレームの超音波画像、適用される穿刺針強調フィルタ及び処理後の穿刺針強調超音波画像の一例を表す図である。

【図 9】図 6 に示す時系列フレーム差分画像生成部の穿刺針処理部の他の実施例を示す機能ブロック図である。

【図 10】図 9 に示す穿刺針処理部の穿刺針領域特定部及び穿刺針先端位置特定部の詳細な構成を示した機能ブロック図である。

【図 11】(A)は、本発明における B モード画像、(B)は、(A)に示す B モード画像に閾値処理をした後のエッジ画像、(C)は、(B)に示すエッジ画像にハフ変換を行って特定した直線を重畳表示したエッジ画像、(D)は、(C)に示すエッジ画像に穿刺針存在領域を重畳表示したエッジ画像の一例を表す図である。

10

【図 12】(A)は、図 11 (D) に示す穿刺針存在領域における先端位置特定方法を示す模式図、(B)は、(A)による穿刺針の先端位置と穿刺針の始点とを結んだ直線を表す模式図である。

【図 13】本発明の超音波画像生成方法の要部の一例を示すフローチャートである。

【図 14】(A)及び(B)は、2つの時系列フレームの超音波画像、(C)は、(A)及び(B)に示す超音波画像の差分画像、並びに(D)は、(C)に示す差分画像に施すルックアップテーブル処理のための先端強調フィルタ、(E)は、(C)に示す差分画像のルックアップテーブル処理画像の一例を表す図である。

【図 15】図 14 (D) に示す先端強調フィルタのフィルタ係数を決定するベースとなるガウスフィルタの一例を表す図である。

20

【図 16】図 14 (C) に示す差分画像の 2 値化処理後の穿刺針の先端候補点の分布を表す図である。

【図 17】本発明の超音波画像生成方法の要部の他の一例を示すフローチャートである。

【図 18】本発明の超音波診断装置の診断装置本体の他の実施形態の構成を模式的に示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像生成方法を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

30

【0020】

図 1 は、本発明の超音波画像生成方法を実施する本発明の超音波診断装置の一実施形態の構成を模式的に示すブロック図であり、図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置の合成画像生成部の穿刺針先端検出部の一実施例の詳細を示すブロック図である。

本発明の超音波診断装置 10 は、図 1 に示すように、被検体、特に穿刺針等の穿刺器具が刺入された被検体に対して超音波を照射(送信)し、被検体及び穿刺器具から反射される超音波(エコー)を受信して得られたエコー信号から超音波画像、特に穿刺器具の先端部を合成した超音波画像を生成して表示し、超音波画像診断に供する装置であって、超音波プローブ 12 と、この超音波プローブ 12 が接続される診断装置本体 14 と有する。以下では、穿刺器具として、穿刺針を代表例として説明するが、本発明は、これに限定されるわけではない。

40

【0021】

超音波プローブ 12 は、探触子とも呼ばれ、被検体に押し当てて用いられ、超音波を送受信し、受信エコー信号を診断装置本体 14 に出力するもので、プローブ本体 16 と、通信ケーブル 18 と、穿刺アダプタ 20 と、を有する。

プローブ本体 16 は、電気信号を超音波に変換して照射(送信)すると共に、被検体から反射された超音波を受信して電気信号(エコー信号)に変換する変換器であって、基本的に、公知の超音波プローブであり、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等いずれの方式の超音波プローブであってもよい。

なお、プローブ本体 16 の詳細な構成については、後述する。

50

【 0 0 2 2 】

プローブ本体 1 6 は、超音波の送信及び受信を行なうための超音波送受信面（図示せず）を有し、この超音波送受信面と逆側に通信ケーブル 1 8 が接続され、超音波送受信面の一方の側面には、穿刺アダプタ 2 0 が配置されている。

通信ケーブル 1 8 は、プローブ本体 1 6 からエコー信号を診断装置本体 1 4 に伝送するためのものである。

【 0 0 2 3 】

穿刺アダプタ 2 0 は、超音波診断装置 1 0 を用いて穿刺術を行なう際に、穿刺針等の穿刺器具を被検体に刺入させるためのガイドとなるものである。穿刺アダプタ 2 0 には、穿刺針を被検体に一定の角度で刺入させるためのガイド溝が形成されており、穿刺針は、このガイド溝に沿って刺入されることで、被検体に一定の角度で刺入される。すなわち、被検体に対する穿刺アダプタ 2 0 のガイド溝の角度により、穿刺針が被検体に刺入される角度（以下、刺入角度という）が決まる。穿刺アダプタ 2 0 のガイド溝は、被検体に対してする角度を変化させることができ、刺入角度を調節することができるようになっている。

穿刺アダプタ 2 0 は、プローブ本体 1 6 と物理的に接続されているのみならず、電気的にも接続されているのが好ましい。この場合には、穿刺アダプタ 2 0 に刺入角度に関する情報を保持させることができる。このような穿刺アダプタ 2 0 がプローブ本体 1 6 と物理的に接続されると電気的にも接続されるので、刺入角度を表す信号をプローブ本体 1 6 に出力することができる。また、穿刺アダプタ 2 0 は、被検体に対する溝の角度が変更される毎に現在の刺入角度を表す信号をプローブ本体 1 6 に出力することができる。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、プローブ本体 1 6 は、複数の超音波トランスデューサ 3 4 と、複数の受信信号処理部 3 6 と、送信駆動部 3 8 と、送信制御部 4 0 と、受信制御部 4 2 と、プローブ制御部 4 4 とを有する。

複数の超音波トランスデューサ 3 4 は、1 次元又は 2 次元の振動子アレイを構成するもので、複数のトランスデューサ 3 4 の各々に対応して複数の受信信号処理部 3 6 がそれぞれ接続されている。また、複数のトランスデューサ 3 4 に送信駆動部 3 8 を介して送信制御部 4 0 が接続され、複数の受信信号処理部 3 6 に受信制御部 4 2 が接続され、これら送信制御部 4 0 および受信制御部 4 2 にプローブ制御部 4 4 が接続されている。

また、受信信号処理部 3 6 は診断装置本体 1 4 のデータ格納部 4 6 に、プローブ制御部 4 4 は、本体制御部 5 4 に、通信ケーブルを介して、それぞれ接続されている。

【 0 0 2 5 】

複数のトランスデューサ 3 4 は、それぞれ送信駆動部 3 8 から供給される駆動信号に従って超音波を被検体に向けて送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各トランスデューサ 3 4 は、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、P V D F（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

そのような振動子の電極にパルス状又は連続波の電圧を印加すると、振動子の圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【 0 0 2 6 】

送信駆動部 3 8 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、送信制御部 4 0 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ 3 4 から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ 3 4 に供給する。

【 0 0 2 7 】

各チャンネルの受信信号処理部 3 6 は、受信制御部 4 2 の制御の下で、対応するトランスデューサ 3 4 から出力される受信信号に対して増幅およびデジタル（A / D）変換処理

を施し、更に直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成する。受信信号処理部 36 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

なお、本明細書では、信号は、ハードウェアにおいて主に信号レベル（信号値）をも表すものとしても用いられ、データは、ソフトウェアにおいて処理されるもので、大きさ（データ値）を表すものとしても用いられる。

プローブ制御部 44 は、診断装置本体 14 から伝送される各種の制御信号に基づいて、プローブ本体 16 の各部の制御を行う。

10

【0028】

一方、図 1 に示すように、診断装置本体 14 は、データ格納部 46 と、合成画像生成部 48 と、表示制御部 50 と、表示部 52 と、本体制御部 54 と、操作部 56 と、格納部 58 とを有する。

診断装置本体 14 において、データ格納部 46 には、合成画像生成部 48 が接続されており、また、プローブ本体 16 の複数の受信信号処理部 36 が接続されている。合成画像生成部 48 には、表示制御部 50 を介して表示部 52 が接続されている。合成画像生成部 48 及び表示制御部 50 には、本体制御部 54 が接続されている。さらに、本体制御部 54 には、操作部 56 と、格納部 58 とがそれぞれ接続されている。

【0029】

20

データ格納部 46 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、通信ケーブル 18 を介して超音波プローブ 12 の受信信号処理部 36 から時系列的に伝送される少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

合成画像生成部 48 は、データ格納部 46 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、1 フレームの B モード画像である超音波画像の画像データ（B モード画像信号）、特に穿刺針の先端部が表示強調された先端画像が合成された合成超音波画像などの超音波診断画像の画像データ（画像信号）を生成する。

なお、本明細書では、画像を各画素の画像データ又は画像信号の集合体であるとみなすことができるので、画像を表す画像データ又は画像信号の集合体を単に画像ともいう。

合成画像生成部 48 の詳細については、後述する。

30

【0030】

表示制御部 50 は、合成画像生成部 48 によって生成された超音波画像の画像信号に基づいて、表示部 52 に、超音波画像、特に穿刺針先端部が表示強調された超音波診断画像を表示させる制御をするためのもので、DSC（digital scan converter：デジタル・スキャン・コンバータ）を有する。表示制御部 50 では、この DSC において、超音波画像の画像信号を、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、表示部 52 に表示させるための表示用画像信号に変換する。

表示部 52 は、表示制御部 50 で変換された表示用画像信号に基づいて超音波画像を表示するためのもので、例えば、LCD 等のディスプレイ装置やモニタを含んでおり、表示制御部 50 の制御の下で、表示強調処理された穿刺針の先端部を超音波画像に重ねて表示する。

40

【0031】

操作部 56 は、オペレータが超音波診断装置 10 を動作させるための入力操作を行うためのもので、撮影メニュー、撮影条件等を設定し、被検体の撮像を指示する部位である。操作部 56 には、撮影メニュー、撮影条件などを設定するための入力キー、ダイヤルボタン、トラックボール、タッチパネル等の入力手段が設けられる。

また、操作部 56 は、ターゲット（目的部位）の位置の入力／設定、及び、刺入角度の設定の指示を入力するための機能も有する。さらに、操作部 56 は、穿刺針の刺入位置の指示を入力する機能を有していても良い。操作部 56 は、入力されたターゲットの位置の

50

設定の指示、及び刺入角度の設定の指示、さらには、刺入位置の指示等を本体制御部 5 4 に供給する。

【 0 0 3 2 】

本体制御部 5 4 は、合成画像生成部 4 8 及び表示制御部 5 0 を始めとして診断装置本体 1 4 内の各部の制御を行うものである。本体制御部 5 4 は、通信ケーブル 1 8 を介してプローブ本体 1 6 のプローブ制御部 4 4 と接続されており、プローブ本体 1 6 の動作を制御する制御信号をプローブ制御部 4 4 に供給する。

格納部 5 8 は、メモリ又はハードディスク等によって構成され、本体制御部 5 4 によって制御される合成画像生成部 4 8 及び表示制御部 5 0 を始めとして診断装置本体 1 4 内の各部を動作させるための動作プログラムを格納する。本体制御部 5 4 は、必要に応じて、格納部 5 8 から、診断装置本体 1 4 内の各部を動作させるための動作プログラムを読み出し、読みだした動作プログラムに従って診断装置本体 1 4 内の各部を動作させる。

【 0 0 3 3 】

合成画像生成部 4 8 は、画像生成部 6 4 と、時系列フレーム画像記憶部（以下、単に画像記憶部ともいう）6 6 と、時系列フレーム差分画像生成部（以下、単に差分画像生成部ともいう）6 8 と、穿刺針先端検出部（以下、単に先端検出部ともいう）7 0 と、画像合成部 7 2 と、を有する。

画像生成部 6 4 は、データ格納部 4 6 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータから断層画像情報である B モード画像信号を生成するためのもので、整相加算部 6 0 と、画像処理部 6 2 とを有する。

整相加算部 6 0 は、本体制御部 5 4 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、データ格納部 4 6 から読み出された 1 フレーム毎のサンプルデータによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて位相を合わせてから加算（整相加算）することにより、受信フォーカス処理（ビームフォーミング）を行う。整相加算部 6 0 では、この受信フォーカス処理により、1 フレーム毎に超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）、いわゆる 1 フレーム毎のエコー信号が生成される。

【 0 0 3 4 】

画像処理部 6 2 は、整相加算部 6 0 によって生成される 1 フレーム毎のエコー信号（音線信号）に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。画像処理部 6 2 は、帯域通過フィルタ、S T C（自己補正型タイミング制御：sensitivity time control）部を備える高周波増幅器、対数増幅器及び輝度変換器等を含んでいる。

ここで、帯域通過フィルタは、超音波エコーの伝播時間に応じて通過帯域を変化させ、S / N 比を向上させる。高周波増幅器の S T C 部は、伝播時間に応じて増幅する利得を制御して、エコー信号（音線信号）に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。対数増幅器は、広い範囲にわたって変動するエコー信号の振幅の変動範囲を圧縮して増幅する。輝度変換器は、この振幅を輝度に変換してエコー信号を輝度変調のかかった 1 本の輝線で表示する、断層画像情報である 1 フレーム毎の B モード画像信号を生成する。

【 0 0 3 5 】

時系列フレーム画像記憶部 6 6 は、複数のフレームの画像を表す B モード画像信号を、時系列フレームの画像として時系列的に記憶するメモリであり、データ格納部 4 6 と同様に、メモリまたはハードディスク等によって構成される。

時系列フレーム差分画像生成部 6 8 は、画像記憶部 6 6 に記憶される 2 つの時系列フレームの画像（B モード画像信号）間の差分を求めて、差分画像（差分画像信号）を生成する。

なお、差分画像生成部 6 8 の好ましい詳細な構成については、後述する。

【 0 0 3 6 】

穿刺針先端検出部 70 は、本発明の最も特徴とする部分であって、差分画像生成部 68 で生成された差分画像から先端検出処理を行い、例えば、差分画像の各画素の輝度差を用いて穿刺針先端部を含む 1 以上の先端候補を検出し、検出された先端候補に対して表示強調処理を行い、表示強調処理された先端画像を生成するためのものである。

先端検出部 70 では、図 3 に示すように、差分画像 100 において、刺入される穿刺針 102 を生成すると、穿刺針 102 の先端部 104 の移動した部分が差分として得られるので、穿刺針 102 の穿刺で一番重要な先端部 104 のみを検出することが可能となる。先端検出部 70 では、穿刺針 102 の先端部 104 に該当する 1 つの先端候補 106 のみを検出するのが最も好ましいが、通常、差分画像 100 には、穿刺針 102 以外の穿刺対象の動きやノイズ等があるために、複数の先端候補 106 が検出されてしまい、穿刺針 102 の先端部 104 に該当する 1 個の先端候補のみを必ず検出できるわけではないことは、上述した通りである。

10

【0037】

そこで、本発明においては、先端検出部 70 で検出された先端候補が、1 個又は所定個数、例えば 6 個以下である場合には、それらの先端候補に対して、表示強調処理として、例えば色付け処理をし、かつ / 又は輝度を上げる処理をして、カラー及び / 又は高輝度先端画像を生成するのが好ましい。なお、先端検出部 70 で検出された先端候補が多い、例えば 6 個超である場合には確度の低い先端候補を除いて、1 個以上 6 個以下の先端候補に絞り込むのが好ましく、もちろん、1 個の先端候補に絞り込むのが最も好ましく、絞り込まれた先端候補に対して、同様に、表示強調処理をして、カラー及び / 又は高輝度先端画像を生成するのが好ましい。

20

なお、先端検出部 70 の詳細な構成については、後述する。

【0038】

画像合成部 72 は、画像処理部 62 で生成された B モード画像である超音波画像に、先端検出部 70 で生成された先端画像（穿刺針先端部強調画像）を合成して合成超音波画像を生成するものである。

こうして、画像合成部 72 で生成された合成超音波画像（画像信号）は、表示制御部 50 に伝送される。

【0039】

図示例の超音波診断装置 10 の診断装置本体 14 では、表示制御部 50 に DSC が備えられており、画像合成部 72 で合成された合成超音波画像（画像信号）を表示部 52 に表示させるための表示用画像信号に変換しているが、本発明はこれに限定されず、画像合成部 72 に DSC を備えておき、この DSC において、画像合成部 72 で合成された合成超音波画像（画像信号）を、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、モニタ表示用 B モード画像信号を生成しても良い。

30

また、画像処理部 62 に、DSC を備えておき、この DSC において、STC 部によって補正されたエコー信号（音線信号）や、輝度変調された B モード画像信号を、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、モニタ表示用 B モード画像信号を生成しても良い。この場合に、表示用画像信号を穿刺針の先端部の検出に用いれば、表示制御部 50 及び画像合成部 72 に DSC が備えられていなくても良い。

40

【0040】

次に、本発明の最も特徴とする穿刺針先端検出部 70 の詳細な構成について説明する。

穿刺針先端検出部 70 は、図 2 に示すように、先端候補検出部 74 と、先端候補処理部 76 と、先端候補記憶部 78 と、穿刺針情報及び条件記憶部（以下、単に情報記憶部という）80 とを有する。

先端候補検出部 74 は、差分画像生成部 68 で生成された差分画像に対して先端検出処理を行い、穿刺針の先端部を含む 1 以上の先端候補を検出するためのものであり、候補点抽出処理部（以下、抽出処理部ともいう）82 と、先端候補特定処理部（以下、特定処理

50

部ともいう) 8 4 とを有する。

【 0 0 4 1 】

候補点抽出処理部 8 2 は、先端検出処理の 1 つとして、まず差分画像の輝度差や輝度値に基づいて所定条件の輝度差分値を有する点、例えば、2 値化処理や、フィルタ処理や、階調処理等のための L U T (ルックアップテーブル) 処理をして、周辺部分の輝度に対して所定輝度差以上又は以下の領域や部分 (画素の集合部分) 、若しくは、所定輝度値以上又は以下の領域を、穿刺針の先端候補点として抽出する。

なお、抽出処理部 8 2 においては、差分画像で輝度差等に応じて検出された先端候補点や領域の密度や大きさに基づいて、穿刺針の先端候補を選別して抽出するのが好ましい。具体的には、メディアンフィルタ処理や、所定の点の近傍画素の輝度和を求め輝度和が大きい箇所や、所定の閾値を超える部分を先端候補点として抽出しても良いし、先端候補としても良い。

10

【 0 0 4 2 】

また、抽出処理部 8 2 においては、先端候補記憶部 7 8 に記憶されている、過去に検出された先端候補の位置を参照して、先端候補抽出領域を予め設定してから、L U T 処理を行うのが好ましい。特に、抽出処理部 8 2 においては、過去に検出された 2 個点以上の穿刺針の先端候補を結ぶ直線近傍上の領域より、ある一定以上の輝度差の領域を穿刺針の先端候補点として抽出しても良いし、先端候補として検出しても良い。

こうすることにより、穿刺針の進む動きや方向を考慮して先端候補点や先端候補を探すことができるので、より正確な先端候補点の抽出処理や先端候補の検出処理をすることができる。

20

【 0 0 4 3 】

先端候補特定処理部 8 4 は、抽出処理部 8 2 で穿刺針の先端候補点が複数抽出された場合に、先端検出処理の 1 つとして、確度の低い先端候補点を除去する処理を行って、例えば、相関の高い領域の中心点のみを先端候補として特定することにより、先端候補点の数を所定数、例えば、1 個以上で 6 個以下、最も好ましくは 1 個に絞り込み、絞り込まれた先端候補点を検出すべき先端候補として特定する。

このような確度の低い先端候補点を除去する処理としては、抽出処理部 8 2 で L U T 処理した後、先端候補点が複数残る場合には、特定処理部 8 4 において、過去に検出された複数の先端候補の位置点との距離が最小となる点から先端候補点を絞るのが好ましい。即ち、過去の穿刺針の先端候補の検出結果を複数、先端候補記憶部 7 8 に保存しておき、例えば、図 4 に示すように、5 フレーム分の検出結果点 (先端候補) と、現在検出した先端候補点のうち、2 点間の距離が最小となる候補点を現在の検出結果としてもよい。このような方法は、図 4 に示すように、抽出処理部 8 2 で単純な先端候補点の抽出において、複数の先端候補点が抽出された時に、特定処理部 8 4 で先端候補点を絞り込む時に有効である。

30

【 0 0 4 4 】

特定処理部 8 4 は、抽出処理部 8 2 で抽出された穿刺針の先端候補点が、所定数、例えば上述したように、1 個以上で 6 個以下である場合には、それらの候補点をそのまま検出すべき穿刺針の先端候補として特定しても良いし、より少ない個数、好ましくは、1 個になるまで絞り込んで良い。

40

なお、抽出処理部 8 2 で抽出される先端候補点が、常に、先端候補検出部 7 4 で検出すべき先端候補の所定の個数より少なくなる場合には、例えば、1 個以上で 6 個以下となる場合には、特定処理部 8 4 は設けなくても良い。

【 0 0 4 5 】

なお、抽出処理部 8 2 で L U T 処理した結果、穿刺針の先端候補点を 1 個も抽出できなかった場合には、先端候補記憶部 7 8 に記憶されている、前回又は過去に検出された先端候補を今回検出すべき先端候補点として抽出しても、先端候補として検出しても良いし、過去に検出された先端候補から新たな先端候補点又は先端候補を推定しても良い。抽出処理部 8 2 で抽出又は推定された先端候補点は、特定処理部 8 4 で、今回検出すべき先端候

50

補として特定される。また、特定処理部 8 4 で、過去に検出された先端候補自体、若しくは推定された先端候補を、直接、今回検出すべき先端候補として特定しても良い。

このような場合には、穿刺針の刺入による動きがなかったことが想定されるので、前回又は過去に検出された先端候補を利用しても良いことが分かる。

【 0 0 4 6 】

また、先端候補検出部 7 4 において、現在のフレームで最適な先端候補を検出できなかった時にも、先端候補記憶部 7 8 に記憶されている、過去の検出結果を利用して表示部 5 2 に表示してもよい。例えば、過去の検出結果が複数点あれば、直線の式と穿刺針の刺入する速度も求められるので、これら 2 つから推測される点を先端候補として表示してもよい。或いは、先端候補検出部 7 4 で最後に検出に成功した時の点をそのまま先端候補として表示し続けるようにしてもよい。

10

こうして、先端候補検出部 7 4 は、所定数、例えば 1 個以上 6 個以下の先端候補を検出する。なお、本発明において、先端候補検出部 7 4 が検出する先端候補の個数を 6 個とするのが好ましいのは、本願発明者が、少なくとも 6 個の先端候補を検出しておけば、その 6 個の中に穿刺針の先端部が含まれている確率が高いことを確認しているからである。

【 0 0 4 7 】

上述した例では、抽出処理部 8 2 や特定処理部 8 4 では、先端検出処理として、2 値化処理や、フィルタ処理や、階調処理等の L U T 処理が行われているが、本発明はこれに限定されず、抽出処理部 8 2 で抽出される穿刺針の先端候補点の個数を上記の所定数とするために、2 値化処理後に階調処理等の L U T 処理を行い、輝度差の大きい方から所定数選

20

択するようにしてもよい。また、抽出処理部 8 2 又は特定処理部 8 4 の L U T 処理に用いる L U T を、画像生成部 6 4 で生成される超音波画像（B モード画像）及び差分画像生成部 6 8 で生成される差分画像の少なくとも一方に応じて調整してもよい。即ち、L U T 処理では、穿刺針の刺入方向に重み付けを与えた穿刺針先端部が含まれる大きさの先端強調フィルタを用いるのが好ましい。このような先端強調フィルタは、差分画像に適用されるので、穿刺針の動きを検出するフィルタということができる。

このような、先端強調フィルタとしては、フィルタ形状を階段状として、穿刺針が刺入される方向にある画素を重み付け加算に用いる形態のフィルタや、フィルタ形状を矩形とし、穿刺針が刺入される方向にある画素のフィルタ係数を大とした重み付け加算を行う形

30

【 0 0 4 8 】

ここで、先端検出部 7 0 において、穿刺針の先端部の画像を含む差分画像及び差分画像に施す L U T 処理に用いる先端強調フィルタの一例を図 5（A）及び（B）に示す。

図 5（B）に示す縦 8 1 × 横 8 1 のサイズを持つ先端強調フィルタは、図 5（A）に示す差分画像における穿刺針の刺入方向に重み付けが与えられ、穿刺針先端部を含むサイズ（大きさ）を持ち、刺入方向にある画素のフィルタ係数を大とした重み付け加算を行う矩形のフィルタである。

このような先端強調フィルタは、対象画素が中心に来るように縦横共に奇数画素となっており、各画素のフィルタ係数は、次式（1）に示すガウス関数を適用して決定することができる。即ち、図 5（B）に示す先端強調フィルタは、次式（1）に示すガウス関数を適用して生成されたフィルタである。

40

【 0 0 4 9 】

【 数 1 】

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y\sqrt{1-\rho_{xy}^2}} \exp\left(-\frac{1}{2(1-\rho_{xy}^2)}\left\{\frac{(x-\mu_x)^2}{\sigma_x^2} + \frac{(y-\mu_y)^2}{\sigma_y^2} - \frac{2\rho_{xy}(x-\mu_x)(y-\mu_y)}{\sigma_x\sigma_y}\right\}\right) \dots (1)$$

50

【0050】

ここで、 $f(x, y)$ はフィルタ係数、 μ_x 、 μ_y は x 、 y 方向の平均、 σ_x^2 、 σ_y^2 は x 、 y 方向の分散、 ρ は相関値であり、 $\mu_x = \mu_y = 0$ 、 $\sigma_x^2 = \sigma_y^2 = 40$ 、 $\rho = 0.9$ である。図5(B)は、フィルタのフィルタ係数の大小を、濃度の濃淡で表すものである。このようにして、穿刺針が刺入される方向にある画素に対するフィルタ係数を大とするフィルタ係数を作成することができる。

図5(B)において、中央に近い程フィルタ係数は大きく、中央の画素を中心とした同心楕円上のフィルタ係数は同一となっている。なお、図5(B)においては、理解の容易性ために、同心楕円を、境界を付けて描いているが、図示のような境界が存在しているわけではないことは言うまでもない。楕円の長手方向は穿刺針の刺入方向と同方向である。すなわち、穿刺針の刺入方向のフィルタ係数を大とすることで、穿刺針が存在する可能性が高い位置にある画素のフィルタ係数を大とした重み付け加算を行う。

10

【0051】

このようにして作成された刺入角度に応じた縦横比を持つ先端強調フィルタを情報記憶部80に記憶しておく。

本発明においては、刺入角度に応じて使用する先端強調フィルタを決定して、情報記憶部80に記憶しておき、先端候補検出部74において、差分画像に対して、情報記憶部80に記憶されていた先端強調フィルタを用いて周囲の画素との重み付け加算を行う先端強調処理を行うことにより、穿刺針の先端部の確度の高い候補である先端候補を検出することができる。

20

【0052】

なお、差分画像で検出された領域の密度や大きさを求める場合において、図5(B)に示す先端強調フィルタのように、穿刺針の先端部が含まれるサイズのフィルタを以下のようにして作成することができる。

フィルタの穿刺針の先端部が含まれるサイズは、複数、例えば、穿刺針の太さに合わせて「大、中、小」、また、穿刺針の刺入角に合わせて「 10° 、 30° 、 60° 」などの $10^\circ \sim 60^\circ$ の間で複数種類用意していても良い。また、穿刺針のサイズ(G)や、穿刺目的(FNA(Fine Needle Aspiration Cytology: 穿刺吸引細胞診)、CNB(Core Needle Biopsy: 針生検)、RFA(Radiofrequency Ablation: ラジオ波焼灼)等)や、刺入角度などの穿刺情報を利用してサイズ決定してもよい。

30

また、上述したように、フィルタの重み付けは、ガウス関数などを利用しても良い。また、この場合には、平均・分散・相関などで重みの割合をユーザが変更できるパラメータとして用意しても良い。

【0053】

また、フィルタのサイズや重み付けフィルタの重みの変更は、ユーザが事前に設定画面で選択しておいても良いし、または、ファンクションキーなどに機能を割り当て、超音波プローブ12の走査中に変更できるようにしても良い。

なお、本発明に用いられる先端強調フィルタとしては、例えば、本出願人の出願に係る同時継続出願である特願2010-216512号明細書「超音波画像生成装置および超音波画像生成方法」に記載された穿刺器具強調処理に用いられる種々の穿刺器具強調フィルタを挙げることができる。

40

【0054】

また、抽出処理部82や特定処理部84でLUT処理を行って、穿刺針の先端候補点の抽出や先端候補の検出を行う場合には、差分画像から穿刺針の先端強調フィルタを適用したサイズで先端候補点周辺を色付けしてもよい。こうすることにより、色付けられた領域内の先端候補点を先端候補として検出することができ、検出された先端候補が穿刺針の先端部である確度や確率を上げることができる。

さらに、先端候補検出部74の抽出処理部82及び/又は特定処理部84は、表示部52に表示されたフレームに基づく差分画像において、表示フレームより過去の時刻に検出された穿刺針の先端候補の近傍領域、好ましくは、表示フレームより過去の2時刻に検出

50

された穿刺針の先端候補を結んだ直線の近傍領域を探索して、表示フレームに基づく差分画像から穿刺針の先端候補を検出するのも好ましい。こうすることにより、対象部位に刺入される穿刺針の動き、即ち移動を考慮して、穿刺針の先端部である確率の高い先端候補を検出することができる。

【 0 0 5 5 】

先端候補処理部 7 6 は、表示部 5 2 に表示した際に術者に識別し易くするために、先端候補検出部 7 4 で検出された 1 以上の所定数の先端候補又はその座標に対して表示強調処理を行い、表示強調された穿刺針の先端候補の画像、即ち、穿刺針の先端候補が表示強調された先端画像を生成するものである。

先端候補処理部 7 6 では、表示強調処理として、先端候補検出部 7 4 で検出された穿刺針の先端候補を色付けして、カラー表示するためのカラー先端画像を生成するのが好ましく、又は、先端候補の輝度を上げて高輝度先端画像を生成するのが好ましく、若しくは、先端候補を色付けした上で輝度を上げて高輝度カラー先端画像を生成するのも好ましい。

【 0 0 5 6 】

なお、先端候補やその座標の色付けや高輝度化をする個数は、1 個であるのが好ましいが、2 個以上でも良いし、過去に検出した先端候補やその座標を利用してもよい。また、図 4 に示すように、先端候補処理部 7 6 において、過去の時刻に検出した穿刺針の先端画像も表示強調して表示部 5 2 に重畳表示して、穿刺針の軌跡が表示されるようにしても良い。

穿刺針の先端候補やその座標の色付けや高輝度化をする領域は、先端候補の領域自体であっても良いし、先端候補の座標の任意領域、例えば、その座標を含む長方形、楕円形、真円、正方形等の領域であってもよい。また、その領域の大きさは、事前に設定することができ、また、ファンクションキーなどの割り当てにより、超音波プローブ 1 2 の走査中に変更してもよい。

さらに、色付けや高輝度化をする領域は、先端候補検出部 7 4 において先端候補を検出する際の先端強調フィルタによる重みづけを利用してもよい。

【 0 0 5 7 】

ここで、先端候補検出部 7 4 において差分画像の輝度差の正負を判別しておき、先端候補処理部 7 6 では、先端候補検出部 7 4 で判別された差分画像の輝度差の正負に応じて、先端候補検出部 7 4 で検出された穿刺針の先端候補を表示強調処理するのが好ましく、より好ましくは、先端候補検出部 7 4 で検出された穿刺針の先端候補を表示強調処理する色相及び輝度を変更するのが良い。このように、表示強調処理された先端候補の色相及び輝度を変更して表示部 5 2 に表示することにより、例えば、差分画像の輝度差が正の場合には、対象部位への挿入時に穿刺針の先端部を視認することができ、負の場合には、穿刺針を抜く時に穿刺針の先端部を視認することができるという効果を有する。

また、先端候補検出部 7 4 では差分画像の輝度差の正負を判別せず、先端候補処理部 7 6 において、輝度差の絶対値にて色付け又は高輝度化をしたカラー先端画像を生成して、表示部 5 2 に表示してもよい。

【 0 0 5 8 】

先端候補記憶部 7 8 は、メモリ又はハードディスク等によって構成され、先端候補検出部 7 4 で検出された先端候補（その位置（座標）や大きさ等）を記憶しておく記憶部である。先端候補記憶部 7 8 は、過去の時刻の複数の先端候補を記憶しておいても良い。

先端候補記憶部 7 8 は、記憶している過去の時刻の複数の先端候補を、先端候補検出部 7 4 における検出への利用に供するために先端候補検出部 7 4 の抽出処理部 8 2 や特定処理部 8 4 に出力すると共に、先端候補処理部 7 6 における表示強調処理や、表示部 5 2 への表示に供するために、先端候補処理部 7 6 にも出力する。

【 0 0 5 9 】

穿刺針情報及び条件記憶部 8 0 は、メモリ又はハードディスク等によって構成され、穿刺針に関する情報、及び先端候補検出部 7 4 において先端候補を検出する検出条件や検出処理のための処理条件や、先端候補処理部 7 6 において表示強調処理する処理条件等を記

10

20

30

40

50

憶しておく記憶部である。ここで、穿刺針に関する情報とは、穿刺針の種類、太さ、刺入位置（穿刺針が被検者に刺入される位置）、刺入角度（穿刺針が被検者に刺入される角度）及び刺入経路、穿刺ターゲット（目的物や部位）等である。また、検出条件や処理条件は、具体的には、先端候補検出部 74 で抽出される先端候補点の抽出条件、例えば、差分画像の輝度差や輝度値の大きさや、抽出点の密度や大きさ等の閾値等の条件や、抽出に使用する各種の LUT や先端強調フィルタ等の各種のフィルタや、そのサイズや重み等の条件や、先端候補処理部 76 における先端候補の先端候補の色付けや高輝度化や輝度上げ等の先端候補の表示強調処理の内容や、その対象となる先端候補の領域の大きさや形状等の処理条件である。

【0060】

情報記憶部 80 は、ユーザからの操作部 56 による入力等により穿刺針に関する情報や先端候補の検出条件や処理条件を本体制御部 54 を介して取得して記憶し、記憶されている情報や条件を、先端候補検出部 74 の抽出処理部 82 や特定処理部 84 に出力すると共に、先端候補処理部 76 にも出力する。

先端検出部 70 は、基本的に以上のように構成される。

【0061】

次に、図 1 に示す差分画像生成部 68 の好ましい構成について説明する。

図 6 は、図 1 に示す合成画像生成部の時系列フレーム差分画像生成部の一実施例を示すブロック図である。

差分画像生成部 68 は、図 6 に示すように、前処理部 86 と、差分処理部 88 と、を有し、前処理部 86 は、スペckルノイズ除去部 90 と、層構造除去部 92 と、穿刺針処理部 94 と、を有する。

【0062】

前処理部 86 は、画像生成部 64 で生成され、フレーム画像記憶部 66 に記憶されている 2 つの時系列フレームの B モード画像信号間の差分画像を生成する前に、差分画像における穿刺針の先端部の検出の確度上げるために、差分処理の対象となる 2 つの時系列フレームの内の少なくとも 1 つのフレームの B モード画像信号（フレーム画像）に対して、ノイズや層構造の除去処理や、穿刺針強調処理や、穿刺針画像連結処理等の前処理を行うものである。なお、穿刺針強調処理や穿刺針画像連結処理等の信号処理は、ノイズ除去後の B モード画像信号に対して穿刺針を明確化するため行うものである。

ところで、前処理部 86 は、スペckルノイズ除去部 90、層構造除去部 92、及び穿刺針処理部 94 の全てを備えているのが好ましいが、少なくとも 1 つを備えるものであってもよい。

【0063】

差分処理部 88 は、スペckルノイズ及び層構造が除去された 2 つの時系列フレームの B モード画像信号（画像）間の差分を求めて、差分画像（差分画像信号）を生成する。

ここで、差分処理部 88 は、検査者や術者の手技等により、穿刺針の挿入速度が変わるので、差分画像を作成する 2 つの時系列フレーム間の時間差を調整できる機能を備え、2 つの時系列フレームのフレーム間隔を任意に設定可能であるのが好ましい。また、差分画像を作成するための過去のフレームは 2 フレーム以上前の複数のフレームを用いるのが好ましい。なお、差分画像（画素信号）には、差分値の絶対値をも含んでいても良い。

なお、差分画像生成部 68 は、前処理部 86 及び差分処理部 88 を備えているのが好ましいが、差分処理部 88 を備えていれば、前処理部 86 は、備えていなくても良い。

【0064】

スペckルノイズ除去部 90 は、画像生成部 64 で生成され、画像記憶部 66 に記憶されている 2 つの時系列フレームの B モード画像信号（フレーム画像）の差分処理の前処理として、これらの B モード画像信号のスペckルパターンを軽減する信号処理を行い、スペckルノイズを除去させる。このスペckルノイズ除去処理には、例えば、メディアンフィルタを適用するのが好ましいが、空間コンパウンド法、周波数コンパウンド法、モフオロジー処理等を適用しても良い。

10

20

30

40

50

層構造除去部 9 2 は、スペckルノイズ除去部 9 0 でスペckルノイズが除去された B モード画像信号に対して、層構造の除去処理を行い、穿刺針の方向に伸びる明るい線を除去する。例えば、C F A R (Constant False Alarm Rate) 処理および M I P (Maximum intensity projection) 処理を行う。C F A R 処理としては、特開 2 0 0 6 - 3 0 5 3 3 7 号公報に記載の方法を用いることができる。

こうして、層構造除去部 9 2 で層構造の除去処理を行うことにより、穿刺針処理部 9 4 による後の信号処理において、穿刺針以外の連結部分を除去することができる。

【 0 0 6 5 】

また、穿刺針処理部 9 4 は、フレーム画像の穿刺針を明確化するために、穿刺針の方向にぼかして穿刺針をつなげる信号処理や、穿刺針の特徴点から穿刺針をつなげる信号処理を行う。したがって、穿刺針処理部 9 4 は、穿刺針の方向にぼかして穿刺針をつなげる信号処理を行う穿刺針強調処理部 9 4 a と、穿刺針の特徴点から穿刺針をつなげる信号処理を行う穿刺針連結処理部 9 4 b との少なくとも一方を備えるものである。

図 7 に、図 6 に示す時系列フレーム差分画像生成部の穿刺針処理部の一実施例である穿刺針強調処理部を示す。

穿刺針強調処理部 9 4 a は、図 7 に示すように、フィルタ適用処理部 9 6 と、エッジ強調処理部 9 8 と、を備える。

【 0 0 6 6 】

フィルタ適用処理部 9 6 は、層構造除去部 9 2 やスペckルノイズ除去部 9 0 でスペckルノイズや層構造等のノイズが除去された B モード画像信号に対して、ぼかしフィルタを適用するものである。即ち、フィルタ適用処理部 9 6 は、情報記憶部 8 0 に記憶された刺入角度に基づいて、使用するぼかしフィルタを特定して情報記憶部 8 0 から読み出し、例えば、刺入角度が 1 0 度の場合は、刺入角度 1 0 度用のぼかしフィルタを読み出し、読み出したぼかしフィルタをノイズ除去後の B モード画像データに適用する。ここで用いられるぼかしフィルタは、穿刺針の刺入角度に合ったフィルタであるため、穿刺針が刺入される方向に画像をぼかして、途切れ途切れだった穿刺針画像の繋がりを良くすることができる。

【 0 0 6 7 】

エッジ強調処理部 1 0 2 は、ぼかしフィルタが適用された B モード画像データに対して B モード画像のエッジ強調処理を行う。この後、例えば、穿刺針に対して垂直方向の 1 次元エッジ強調処理を行って、穿刺針のエッジを強調する。なお、差分処理部 8 8 に出力する前に、穿刺針が刺入される方向に繋がりが良くなった、エッジを強調後の B モード画像（画像データ）と元の B モード画像（画像データ）とを重畳合成して合成フレーム画像（画像データ）を生成しても良い。これにより、組織内における穿刺針の全体像が明確化されたフレーム画像を、差分処理部 8 8 に出力することができる。

【 0 0 6 8 】

なお、フィルタ適用処理部 9 6 で穿刺針の方向にぼかす信号処理に用いられるぼかしフィルタとしては、上述した先端検出部 7 0 で使用する先端強調フィルタフィルタと同様に、形状を階段状として、穿刺針が刺入される方向にある画素を重み付け加算に用いる形態のフィルタや、フィルタ形状を矩形とし、穿刺針が刺入される方向にある画素のフィルタ係数を大とした重み付け加算を行う形態のフィルタを用いることができる。ここで、このようなフィルタをぼかしフィルタとして用いる場合には、先端検出部 7 0 で用いられる先端強調フィルタを、フレーム画像における穿刺針の刺入方向に重み付けを与え、穿刺針を含むサイズを持つように変更して穿刺針強調フィルタとして作成する必要がある。

すなわち、フィルタ適用処理部 9 6 では、ぼかしフィルタとして、図 5 (B) に示すように、フィルタ形状を矩形とし、穿刺針が刺入される方向にある画素のフィルタ係数を大とした重み付け加算を行う態様の穿刺針強調フィルタを用いることもできる。

【 0 0 6 9 】

このような穿刺針強調フィルタを、1 フレームの B モード画像（フレーム画像）に対して、穿刺針の刺入方向又は刺入角に合わせて適用した例を図 8 に示す。

図 8 (A)、(B) 及び (C) は、それぞれ、フレーム画像 (B モード画像)、穿刺針強調フィルタ及び穿刺針強調画像を示す。

ここで、図 8 (A) に示すフレーム画像は、図 7 に示す穿刺針処理部 9 4 a のフィルタ適用処理部 9 6 で処理される、穿刺針強調処理を行っていない 1 フレームの超音波画像 (B モード画像) である。

図 8 (B) に示す穿刺針強調フィルタは、図 8 (A) に示す 1 フレーム画像に適用される、縦に 5 5 画素、横に 6 画素のサイズを持つ穿刺針強調フィルタである。

図 8 (C) に示す穿刺針強調画像は、穿刺針強調フィルタを、フレーム画像に対して穿刺針の刺入方向又は刺入角に合わせて適用して得られた穿刺針強調超音波画像であり、穿刺針強調処理前の B モード画像を刺入角度方向にぼかした画像となる。このため、図 8 (C) に示すように、得られた穿刺針強調画像では、穿刺針がつながって表示される。

なお、図 8 (A) 及び (C) は、穿刺針強調フィルタ処理による違いを分かりやすくするために、スペckルノイズ除去、層構造の除去およびエッジ強調は行っていない。

【 0 0 7 0 】

このように、図 8 (B) に示す穿刺針強調フィルタは、図 5 (B) に示す先端強調フィルタをベースとして、穿刺針強調フィルタのサイズとなるようにリニア補間することで、穿刺針強調フィルタに用いられるフィルタ係数を生成することができる。すなわち、図 5 (B) に示す縦 8 1 × 横 8 1 のサイズを持つフィルタを、リニア補間することにより、図 8 (B) に示す、縦に 5 5 画素、横に 6 画素のサイズを持つ穿刺針強調フィルタを作成することができる。こうして得られた縦に 5 5 画素、横に 6 画素のサイズを持つ穿刺針強調フィルタは、刺入角度 1 0 度の場合における穿刺針強調フィルタである。刺入角度に応じてリニア補間による縦横比が決定される。この穿刺針強調フィルタにおいても、中心部のフィルタ係数が最も大きく、次いで穿刺針が刺入される方向に沿ってフィルタ係数を大きく分布させている。中心にある対象画素は、対象画素を中心とした周囲の縦 5 5 画素 × 横 6 画素を用いて重み付け加算される。各画素が持つ値に対し、この穿刺針強調フィルタのフィルタ係数を乗じて重み付け加算を行った結果が対象画素の値となる。このようにして作成された刺入角度に応じた縦横比を持つ穿刺針強調フィルタを情報記憶部 8 0 に記憶しておく。

【 0 0 7 1 】

本実施形態においては、刺入角度に応じて使用する穿刺針強調フィルタを決定し、決定した穿刺針強調フィルタを用いて、周囲の画素との重み付け加算を行う穿刺針強調処理を全画素に対して行い、穿刺針を強調処理した画像を生成することができる。

なお、ここでは、縦 5 5 画素、横 6 画素のサイズに変換する場合を例にとって説明したが、異なるサイズを持つ穿刺針強調フィルタにおいても、ベースとなる図 5 (B) に示す縦 8 1 × 横 8 1 のサイズを持つフィルタに対してリニア補間をすることで、各穿刺針強調フィルタのサイズに対応したフィルタ係数を生成することができる。

【 0 0 7 2 】

このような穿刺針強調フィルタ等のぼかしフィルタとしては、穿刺針が途切れる間隔を含む程度大きいサイズとするのが好ましい。このぼかしフィルタのサイズは、複数、例えば、穿刺針の太さに合わせて「大、中、小」、また、穿刺針の刺入角に合わせて「1 0 °、3 0 °、6 0 °」などの 1 0 ° ~ 6 0 ° の間で複数種類用意していても良い。複数種類用意していても良い。また、穿刺針のサイズ (G) や、穿刺目的 (F N A、C N B、R F A 等) や、刺入角度などの穿刺情報を利用してサイズ決定してもよい。

また、穿刺針の方向にばかす信号処理に用いる重み付けフィルタとしては、ガウスフィルタなどを利用しても良い。また、この場合には、平均・分散・相関などで重みの割合をユーザが変更できるパラメータとして用意しても良い。

【 0 0 7 3 】

また、ぼかしフィルタのサイズや重み付けフィルタの重みの変更は、ユーザが事前に設定画面で選択しておいても良いし、または、ファンクションキーなどに機能を割り当て、超音波プローブ 1 2 の走査中に変更できるようにしても良い。

なお、ぼかしフィルタとしては、例えば、本出願人の出願に係る同時継続出願である特願 2010-216512 号明細書「超音波画像生成装置および超音波画像生成方法」に記載された穿刺器具強調処理に用いられる種々の穿刺器具強調フィルタを挙げることができる。

なお、フィルタ適用処理部 96 で穿刺針の方向にぼかす信号処理としては、ぼかしフィルタとして穿刺針強調フィルタを用いた穿刺針強調処理を挙げることができ、例えば、上記特願 2010-216512 号明細書「超音波画像生成装置および超音波画像生成方法」に記載された穿刺器具強調処理を適用することができる。

【0074】

即ち、ぼかしフィルタとしては、フィルタ形状を階段状とし、穿刺針が刺入される方向にある画素を重み付け加算に用いる形態の穿刺器具強調フィルタも用いることができる。すなわち、穿刺針強調処理を行う対象の画素（以下対象画素という）の値（画像データ）を、対象画素の周囲にある特定の画素の値（画像データ）と重み付け加算する穿刺針強調フィルタを用いることができる。この時、フィルタ適用処理部 96 は、対象画素の位置を順に異ならせ、B モード画像中の全ての画素の画像データに対して、刺入角度に応じて決定した穿刺針強調フィルタによる穿刺針強調処理を行う。

このような穿刺針強調フィルタとしては、複数のフィルタ要素を 1 列として、刺入角度に応じて列をずらしながら複数列を階段状に連結し、連結された複数列からなる複数のフィルタ要素の中心、若しくは略中心にある要素を対象画素とし、対象画素のフィルタ係数に対して両側に増加若しくは減少するフィルタ係数を持つフィルタなどを挙げることができる。

このような穿刺針強調フィルタのフィルタ係数は、例えば、次式（2）に示すガウスフィルタを用いて生成される。

【0075】

【数 2】

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \dots (2)$$

【0076】

ここで、 μ は平均、 σ^2 は分散、 x は中心になる要素を 0 とした場合の図面縦方向の画素の位置を表す。例えば、 $x = -1$ 及び $x = 1$ は中心要素の前後又は左右の隣接画素の位置となる。このように、ガウスフィルタを用いて、各画素のフィルタ係数を決定することで、対象画素に近い位置にある画素のフィルタ係数をより増加させた重み付け加算を行うことができる。

【0077】

図 9 に、図 6 に示す時系列フレーム差分画像生成部の穿刺針処理部の一実施例である穿刺針連結処理部を示す。

穿刺針連結処理部 94b は、穿刺針の特徴点から穿刺針をつなげる信号処理を行うものである。このような信号処理としては、例えば、穿刺針の特徴点を利用し、ハフ変換などで、直線を表示する処理や、穿刺針の特徴点を利用し、最小二乗誤差により直線をフィッティングさせる処理や、穿刺針先端を表わす特徴点の位置座標を任意の期間中メモリに保管し、全ての点を通る直線や曲線で結ぶ処理などを挙げることができる。

このような穿刺針連結処理部 94b は、図 9 に示すように、穿刺針候補点抽出部 100 と、候補点位置記憶部 102 と、穿刺針領域特定部 104 と、穿刺針先端位置特定部 106 と、穿刺針画像生成部 108 と、穿刺針連結画像生成部 110 と、を備える。

【0078】

穿刺針特徴点抽出部（以下、特徴点抽出部という）100 は、情報記憶部 80 に記憶された穿刺針に関する情報及び層構造除去部 92 やスペckルノイズ除去部 90 でスペckルノイズや層構造等のノイズが除去された B モード画像データを用いて、穿刺針の特徴点を抽出する。具体的には、B モード画像データに対して、エッジ抽出フィルタを適用し、

閾値処理を行って、エッジ画像データを作成して、エッジ画像データから穿刺針上の特徴点を抽出する。穿刺針は、表面がなめらかで超音波の散乱が起こりにくいため、Bモード画像中においては途切れ途切れで表示される。従って、穿刺針が存在するBモード画像データに対して閾値処理を行えば、途切れ途切れとなった穿刺針の一部を表す特徴点が抽出できる。穿刺針の特徴点を抽出する時間間隔は、ユーザが変更できる。なお、Bモード画像中には、組織等の穿刺針以外に由来する高輝度点も存在するため、閾値処理で抽出される特徴点は、穿刺針由来のものだけではない。組織等に由来する穿刺針特徴点は、エッジ画像に基づいて穿刺針の位置を特定する場合にノイズとなる。

【0079】

特徴点位置記憶部（以下、位置記憶部という）102は、特徴点抽出部100によって抽出された全ての穿刺針特徴点の位置を記憶し、穿刺針特徴点の位置を穿刺針領域特定部（以下、領域特定部という）104へ出力する。

10

領域特定部104は、位置記憶部102に記憶された複数の穿刺針特徴点の分布に基づき、穿刺針及び穿刺針の延長線を表す直線（穿刺針候補直線）を生成する。領域特定部104は、生成した直線を含む領域を穿刺針が存在する領域として特定する。

穿刺針先端位置特定部（以下、位置特定部という）106は、領域特定部104によって特定された穿刺針が存在する可能性が高い領域の輝度情報に基づいて穿刺針の先端位置を特定し、特定した先端位置を穿刺針画像生成部108へ出力する。

【0080】

穿刺針画像生成部108は、領域特定部104によって生成された穿刺針及び穿刺針の延長線を表す直線と、位置特定部106によって特定された穿刺針の先端位置とに基づいて、穿刺針を表す画像を生成して穿刺針連結画像生成部（以下、連結画像生成部という）110へ出力する。穿刺針を表す画像は様々な形態からユーザが選択することができる。例えば、穿刺針を直線で表す形態や、穿刺針の輪郭を表す形態や、点の集合として穿刺針を表す形態等である。ここで、穿刺針の輪郭を表す場合は、情報記憶部80から穿刺針情報を読み出すことで穿刺針の輪郭を生成する。また、穿刺針を表す輝度等は、ユーザが設定することができる。例えば、穿刺針を表す画像の輝度は、ユーザが好みの輝度としても良いし、Bモード画像中にある穿刺針と思われる部分の輝度と同等程度の輝度としても良い。

20

連結画像生成部110は、層構造除去部92から出力されたBモード画像データに、穿刺針画像生成部108によって生成された、つなげられた穿刺針を表す画像が重畳された合成Bモード画像データを生成する。連結画像生成部110は、合成Bモード画像データを差分処理部88へ出力する。

30

【0081】

図10は、図9に示す穿刺針領域特定部104及び穿刺針先端位置特定部106のより詳細な構成を示した機能ブロック図である。

領域特定部104は、穿刺針直線生成部112及び穿刺針領域生成部114を有する。

穿刺針直線生成部（以下、直線生成部という）112は、位置記憶部102から出力されたBモード画像中に分布した穿刺針特徴点に対してハフ変換を行い、穿刺針候補直線を生成する。穿刺針候補直線は、穿刺針特徴点を最も多く通る直線である。直線生成部112は、生成した穿刺針候補直線上にある点の位置座標を穿刺針領域生成部（以下、領域生成部という）114へ出力する。

40

【0082】

領域生成部114は、直線生成部112によって生成された穿刺針候補直線を所定の幅に広げ、穿刺針候補直線に含まれる領域を穿刺針が存在する領域（穿刺針存在領域）として特定する。領域生成部114は、特定した穿刺針存在領域に含まれる点の位置座標を位置特定部106へ出力する。

位置特定部106は、平均輝度演算部116、最大輝度特定部118、最小輝度特定部120及び穿刺針先端位置演算部122を有する。

【0083】

50

図 1 1 (A) ~ (D) 及び図 1 2 (A) ~ (B) を用いて、B モード画像から穿刺針先端位置の求める方法及び穿刺針を表す画像を生成する方法をより詳細に説明すると共に、位置特定部 1 0 6 の各構成要素の機能についても説明する。

図 1 1 (A) において、B モード画像の左上端部を原点とし、左上端部から右上端部への横軸を X 軸、左上端部から左下端部への縦軸を Y 軸とした X Y 直交座標系に画像が位置する場合を考える。B モード画像の左上端部から右上端部への方向を X 軸の正の方向、B モード画像の左上端部から左下端部への方向を Y 軸の正の方向とする。以下、特に説明がなければ、画像に対する X Y 直交座標系の定義は同様のものとする。

【 0 0 8 4 】

図 1 1 (A) は、穿刺針を含む被検者の B モード画像を示す。図 1 1 (A) 中の穿刺針は、途切れ途切れで表示され、穿刺針の正確な位置が分かりにくい。そこで、穿刺針連結処理部 9 4 b は、まず、図 1 1 (A) のような B モード画像から穿刺針が存在する可能性が高い領域を特定し、その領域内における穿刺針を含む直線上の強度分布から、穿刺針の先端位置を特定する。また、穿刺針連結処理部 9 4 b は、穿刺針の先端位置を基に穿刺針を表す画像を生成し、B モード画像に重畳して、差分処理部 8 8 に出力する。

特徴点抽出部 1 0 0 は、図 1 1 (A) に示す B モード画像に対し、穿刺針の刺入角度に応じたエッジ抽出フィルタ（重み付け加算フィルタ）の適用を行って、穿刺針の刺入角度方向に画像の繋がりを良くする。また、特徴点抽出部 1 0 0 は、エッジ抽出フィルタを適用した B モード画像に対して閾値処理を行い、閾値以上の輝度を持った特徴点（穿刺針特徴点）のみが白く残るエッジ画像（図 1 1 (B) 参照）を作成する。直線生成部 1 1 2 はエッジ画像中の穿刺針特徴点の分布から、穿刺針候補直線の位置を求める。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 (B) に示すエッジ画像には、B モード画像中で高輝度に表示されていた複数の穿刺針特徴点が分布している。エッジ画像中に分布した各穿刺針特徴点は、穿刺針が存在する位置に表れるものが、主に、穿刺針に由来する点であり、穿刺針が存在する位置に関係なく、画面全体に表れるものが、組織等の穿刺針以外に由来する点である。組織等に由来する穿刺針特徴点は、エッジ画像に基づいて穿刺針の位置を特定する場合にノイズとなる。そこで、直線生成部 1 1 2 は、図 1 1 (B) に示すようなノイズを含んだエッジ画像に対してハフ変換を行い、穿刺針に由来する穿刺針特徴点を最も多く通る穿刺針候補直線を生成する。エッジ画像がノイズを含んでいても、穿刺針に由来する穿刺針特徴点は直線的な繋がりがあるため、ハフ変換により穿刺針由来の穿刺針特徴点による直線的な繋がりに沿った直線が生成できる。生成した穿刺針候補直線 1 3 0 をエッジ画像データに重ねて表示した画像が、図 1 1 (C) に示される。図 1 1 (C) の穿刺針候補直線 1 3 0 が、穿刺針及び穿刺針の延長線を表す。

【 0 0 8 6 】

穿刺針及び穿刺針の延長を表した穿刺針候補直線 1 3 0 は、穿刺針と、穿刺針でない部分との境界が不明なため、穿刺針候補直線 1 3 0 上における穿刺針と穿刺針でない部分との境界位置、すなわち穿刺針の先端位置を求める。図 1 1 (D) は、ハフ変換によって生成した穿刺針候補直線 1 3 0 を、領域生成部 1 1 4 によって所定の幅に広げて領域 1 3 2 を重畳表示したエッジ画像を表す。領域 1 3 2 は、穿刺針候補直線 1 3 0 を含んだ領域である。領域生成部 1 1 4 は、領域 1 3 2 を穿刺針が存在する穿刺針存在領域と特定する。ハフ変換によって抽出された穿刺針候補直線 1 3 0 は、穿刺針由来の穿刺針特徴点を多数通る直線であるため、多数の穿刺針特徴点が含まれる領域が穿刺針存在領域 1 3 2 として特定される。穿刺針連結処理部 9 4 b は、このようにして領域 1 3 2 を作成し、穿刺針が存在する可能性が高い領域を絞りこむ。ここで穿刺針候補直線 1 3 0 を広げる所定の幅とは、情報記憶部 8 0 から読みだした穿刺針の太さとしても良いし、B モード画像またはエッジ画像を見ながらユーザが設定しても良い。

【 0 0 8 7 】

次に、位置特定部 1 0 6 の平均輝度演算部 1 1 6 は、領域 1 3 2 の長手方向が水平となるまで図 1 1 (D) に示すエッジ画像を回転させ、領域 1 3 2 の長手方向を X ' 軸、領域

10

20

30

40

50

132の短手方向をY'軸としてX'Y'直交座標系を定義する。平均輝度演算部116は、領域132内において、Y'座標方向に並んだ点(X'座標の値が同じ点)の加算平均を行う。図12(A)は、領域132から先端位置を特定する方法を示すため、エッジ画像中の領域132と、領域132内の穿刺針を含む直線上(領域132内のX'座標の値が同じ点を加算平均した結果1次元となった領域132)の平均輝度の分布を示すグラフとを対応させて描いた図である。図12(A)に示すグラフは、横軸をX'座標上の位置、縦軸を平均輝度として領域132における走査方向(X'方向)から見た平均輝度分布を表したグラフである。最大輝度特定部118及び最小輝度特定部120は、図12(A)に示すグラフに基づいて、平均輝度の最大値及び最小値を求める。なお、図12(A)に示すグラフは、説明を分かりやすくするために簡略化して描かれている。

10

【0088】

穿刺針先端位置演算部(以下、位置演算部)122は、図12(A)に示す領域132内におけるX'座標上の位置と平均輝度との関係を表したグラフに対し、X'座標の最大値側から原点側に向かって平均輝度の値を調べ、穿刺針の先端位置を特定する。具体的には、位置演算部122は、穿刺針が存在しないため最小値付近の値を示していた平均輝度が、大きく増加して最大値と最小値との差分に対して初めて8割の輝度となった点134を穿刺針の先端位置として特定する。ここで、X'座標の最大値側から調べる理由は、穿刺針が存在しないと予想される側から調べることで、輝度の大幅な変化を穿刺針の先端位置として特定することができるためである。原点側から調べると、穿刺針が途切れる位置で平均輝度は最小値付近の値を示し、その次に、穿刺針が検出された点を先端と特定する可能性がある。なお、ここでは穿刺針の先端を実質的に特定できる点として経験的に望ましい点である、最大値と最小値との差分に対して8割の点を穿刺針の先端位置としたが、必ずしも8割でなくても良い。しかし、あまり平均輝度の最小値側に近い点を設定すると、ノイズを先端位置としてしまう可能性があるため、平均輝度の最大値と最小値の差分に対して5割以上の点が望ましい。

20

【0089】

領域132内において、穿刺針が存在しない領域の平均輝度は、おおよそ0となる。そのため、穿刺針が存在しないX'座標の最大値側から0側に向かって平均輝度の値を調べると、しばらく0付近の値が続く。穿刺針が存在しない領域から穿刺針が存在する領域に入ると、平均輝度は、急激に大きくなる。これは、穿刺針が、高輝度で検出されるためである。位置演算部122は、このような穿刺針の有無による平均輝度の変化に基づいて穿刺針の先端位置である点134を特定する。穿刺針の先端位置である点134を特定した穿刺針先端位置演算部122は、X'Y'直交座標系をXY直交座標系に変換し、点134のX座標及びY座標を求める。

30

【0090】

穿刺針画像生成部108は、穿刺針候補直線130と、穿刺針の先端位置134とに基づいて、穿刺針を表す直線を生成する。具体的には、穿刺針候補直線130を、X座標0の位置から、穿刺針の先端位置134のX座標と同じX座標を持つ穿刺針候補直線130上の点136までの線分として、穿刺針を表す直線である線分140を生成する。図12(B)は、穿刺針画像生成部108が生成した線分140を描いた模式図である。図12(B)中の点138は、穿刺針候補直線130がエッジ画像の左辺と交わる点である。

40

【0091】

穿刺針連結処理部94bは、穿刺針の先端位置の検出及び穿刺針を表す画像の生成を所定の時間間隔で繰り返し、最も新しく生成した穿刺針を表す画像を、Bモード画像に重畳して、差分処理部88に出力する。穿刺針連結処理部94bは、穿刺針の先端位置を特定し、生成した穿刺針画像(穿刺針を表す画像)をBモード画像に重畳することで、穿刺針の位置が明確となったフレーム画像を差分処理部88に出力することができる。

なお、穿刺針をつなげる穿刺器具連結処理としては、例えば、本出願人の出願に係る同時継続出願である特願2010-216764号明細書「音波画像生成装置および超音波画像生成方法」に記載された穿刺針連結処理を適用することができる。

50

穿刺針連結処理部 94b において行う穿刺針連結処理を、先端検出部 70 で行う LUT 処理としておこなっても良い。

本発明の超音波画像診断装置は、基本的に以上のように構成される。

【0092】

以下に、本発明の超音波画像診断装置の作用及び本発明の超音波画像生成方法について説明する。

図 13 は、本発明の超音波画像生成方法の要部の一例を示すフローチャートであり、差分画像の生成ステップから穿刺針の先端候補が色付けされた先端画像が B モード画像に重畳された合成画像の生成ステップまでを示す。

まず、操作者は、超音波プローブ 12 の超音波送受信面を被検体の表面に当接する。この状態で、プローブ本体 16 の送信駆動部 38 から供給される駆動信号に従って複数のトランスデューサ 34 から超音波が送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各トランスデューサ 34 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 36 に供給されてサンプルデータが生成され、通信ケーブル 18 を介して診断装置本体 14 へ伝送されてデータ格納部 46 に格納される。さらに、データ格納部 46 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、合成画像生成部 48 の画像生成部 64 で 1 フレーム毎の B モード画像データが生成され、時系列フレームの B モード画像データがフレーム画像記憶部 66 に記憶される。

【0093】

次に、図 13 に従って、穿刺針の先端候補が表示強調処理として色付けされた先端画像が B モード画像に重畳された合成画像を生成する。

図 13 に示すように、まず、ステップ S10 において、フレーム画像記憶部 66 から読みだされた、図 14 (A) 及び (B) に示す現フレームより前のフレームと現フレームとの 2 つの時系列フレームの B モード画像データから、差分画像生成部 68 で差分処理を行い、図 14 (C) に示すフレームの差分画像を生成する。

【0094】

次に、ステップ S12 において、先端検出部 70 の先端候補検出部 74 の候補点抽出部 82 で、図 14 (D) に示す先端強調フィルタを適用した LUT 処理を行い、先端候補点を抽出する。図 14 (D) に示す先端強調フィルタは、穿刺針の刺入方向に沿ってぼかすための縦 15 画素横 27 画素の矩形状のフィルタであり、図 15 に示すガウスフィルタによって穿刺針の刺入方向に沿って重み付けされたフィルタ係数を持つ。こうして先端強調フィルタを適用した LUT 処理を行った LUT 処理画像を図 14 (E) に示す。

なお、図 16 に、図 14 (C) に示すフレームの差分画像に対して輝度差による 2 値化処理を行った処理画像の穿刺針先端を含む矩形領域の穿刺針の先端候補点の分布を示す。同図から分かるように、2 値化処理後においては、穿刺針の先端候補点が穿刺針先端近傍以外にも複数存在していることが分かる。

【0095】

続いて、ステップ S14 において、先端候補特定処理部 84 で、穿刺針、特にその先端部と相関の高い領域の先端候補点の中心点のみを先端候補として特定する。

ステップ 16 において、先端候補特定処理部 84 で差分画像中の先端候補の抽出・特定が終了したか否かが判断され、終了していなければ、ステップ S14 に戻って先端候補の抽出・特定を続け、終了していれば、ステップ S18 に移る。

ステップ S18 において、先端候補処理部 76 で、ステップ S14 で特定された先端候補に色付けを行い、先端画像を生成する。

次に、ステップ S20 において、画像合成部 72 で、ステップ S18 で生成された先端画像と現フレームの超音波画像 (B モード画像) とを合成して、先端候補処理部 76 で色付けされた先端候補を現フレームの超音波画像に重畳した合成画像を生成する。

次に、ステップ 22 において、画像合成部 72 で合成画像の生成処理が終了したか否かが判断され、終了していなければ、ステップ S10 に戻って差分画像の生成からステップ S20 の合成画像の生成まで処理が繰り返され、終了していれば、この処理が終了する。

【 0 0 9 6 】

この後、画像合成部 7 2 で合成された合成画像は、表示制御部 5 0 に送られ、表示用合成画像信号に変換され、表示部 5 2 に、色付けされた先端候補が現フレームの超音波画像に重畳された合成画像が表示される。

以上のように、本発明の超音波画像生成方法は、実施される。

図 1 3 に示す例は、差分画像から先端候補が必ず検出される例であるが、検出されない場合も当然含まれるので、以下に、先端候補が検出されない場合をも含む処理について説明する。

【 0 0 9 7 】

図 1 7 は、本発明の超音波画像生成方法の先端候補が検出されない場合をも含む例を示すフローチャートである。

10

まず、ステップ S 3 0 において、現フレームより前のフレーム B モード画像データから現フレームの B モード画像データを減算して現フレームの差分画像データを生成する。

次に、ステップ S 3 2 において、差分画像データに対して L U T 処理や先端候補の特定処理を行い、穿刺針の先端候補を検出する。

ステップ 3 4 において、ステップ S 3 2 で穿刺針の先端候補が検出されたか否かが判断され、検出されていれば、検出成功としてステップ 3 6 に移り、検出されていなければ、ステップ 4 6 に移る。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 3 6 において、ステップ S 3 2 で検出された穿刺針の先端候補の情報を含む検出情報をメモリ（先端候補記憶部 7 8 ）に記憶して保存する。

20

ステップ S 3 8 において、検出された先端候補をメモリから読み出し、読み出した先端候補に色付けを行い、穿刺針の先端画像を生成する。

ステップ S 4 0 において、ステップ S 3 8 で生成された先端画像を現フレームの超音波画像（B モード画像）に重ね合わせて、色付けされた先端候補が現フレームの超音波画像に重畳された合成画像を生成する。

ステップ 4 2 において、表示部 5 2 に、色付けされた先端候補が現フレームの超音波画像に重畳された合成画像が表示される。

次に、ステップ 4 4 において、穿刺針の先端候補の検出及び合成画像の表示を続行するか否かが判断され、続行であれば、ステップ S 3 0 に戻って差分画像データの生成からステップ S 4 2 の合成画像の表示まで処理が繰り返され、続行でなければ、この処理が終了する。

30

【 0 0 9 9 】

一方、ステップ 3 4 で穿刺針の先端候補の検出不成功と判断された場合には、ステップ 4 6 において、メモリ内の過去の穿刺針の先端候補の検出情報を使用するか否かの判断がなされ、使用するのであれば、ステップ 4 8 に移り、使用しないのであれば、ステップ 5 0 に移る。

ステップ 4 8 に移ると、ステップ 4 8 では、メモリから読み出した検出情報を用いて、過去の穿刺針の先端候補に色付けを行い、穿刺針の先端画像を生成し、ステップ S 4 0 に移る。ステップ 4 8 で生成された穿刺針の先端画像は、ステップ S 4 0 において、現フレームの超音波画像（B モード画像）に重ね合わせられ、合成画像が生成される。

40

ステップ 5 0 に移ると、ステップ 5 0 では、検出情報がなく、先端候補が存在しないので、現フレームの超音波画像を表示部 5 2 に表示し、ステップ S 4 4 に移る。ステップ 4 4 では、上述したように、検出続行か否かが判断され、判断に応じて検出が続行され、また、処理が終了する。

【 0 1 0 0 】

図 1 に示す実施形態は、上述したように、画像生成部 6 4 の画像処理部 6 2 において生成された B モード画像信号に基づいて、2 つのフレームの差分画像の生成、先端候補の検出、先端画像の生成、及び先端画像と現フレームの超音波画像（B モード画像）との重畳合成を行っているが、本発明はこれに限定されず、B モード画像信号の代わりに、図 1 8

50

に示すように、画像生成部 64 の整相加算部 60 においてビームフォーミング処理がなされたベースバンド信号（音線信号）、すなわちフレーム毎のエコー信号に基づいて、2つのフレームの差分画像の生成、先端候補の検出、先端画像の生成、及び先端画像と現フレームの超音波画像との重畳合成を行っても良い。したがって、本発明では、フレームエコー信号と B モード画像信号との間の如何なる信号を用いても良い。

【0101】

図 18 は、本発明の超音波診断装置の診断装置本体の他の実施形態の構成を模式的に示すブロック図である。

同図に示す診断装置本体 14a は、データ格納部 46 と、合成画像生成部 48a と、表示部 52 とを有し、さらに、図示しないが、図 1 と同様に、本体制御部と、操作部と、格納部とを有する。また、合成画像生成部 48a は、画像生成部 64 と、時系列フレームエコー信号記憶部（以下、エコー信号記憶部ともいう）66a と、時系列フレーム差分エコー信号生成部（以下、単に差分エコー信号生成部ともいう）68a と、穿刺針先端検出部（先端検出部）70a と、画像合成部 72a と、を有する。

なお、図 18 に示す診断装置本体 14a の合成画像生成部 48a のエコー信号記憶部 66a、差分エコー信号生成部 68a、先端検出部 70a、及び画像合成部 72a は、図 1 に示す診断装置本体 14 の合成画像生成部 48 の画像記憶部 66、差分画像生成部 68、先端検出部 70、及び画像合成部 72 と、エコー信号に基づいて各要素の処理を行うか、B モード画像信号に基づいて各要素の処理を行うかの点では異なるのみで、即ち、処理の対象とする信号（データ）が異なるのみで、各様の処理の内容は略同一であるので、各要素の同一の処理内容については、詳細な説明を省略する。

【0102】

エコー信号記憶部 66a は、複数のフレームの画像を表すエコー信号を時系列的に記憶するメモリである。

差分エコー信号生成部 68a は、エコー信号記憶部 66a に記憶される 2 つの時系列フレームのエコー信号間の差分を求めて、差分エコー信号を生成する。

先端検出部 70a は、本発明の最も特徴とする部分であって、差分エコー信号生成部 68a で生成された差分エコー信号から先端検出処理を行い、穿刺針先端部を含む 1 以上の先端候補を検出し、検出された先端候補に対して表示強調処理を行い、表示強調処理された先端画像を生成する。なお、差分エコー信号から検出された先端候補に対しては、画像処理部 62 と同様の変換処理を行って B モード画像信号としておき、先端画像は、B モード画像信号で表わされているのが好ましい。

【0103】

画像合成部 72a は、画像処理部 62 で生成された B モード画像である現フレームの超音波画像に、先端検出部 70a で生成された先端画像（穿刺針先端部強調画像）を合成して合成超音波画像を生成するものである。

なお、先端検出部 70a で生成された先端画像が B モード画像信号で表わされていない場合には、画像合成部 72a では、先端画像に対して画像処理部 62 と同様の変換処理を行って、B モード画像信号とした後に、先端画像を B モード画像である現フレームの超音波画像に重畳合成する。

また、画像処理部 62 で生成された B モード画像である現フレームの超音波画像が DSC でスキャンコンバートされた表示用画像信号で表わされている場合には、B モード画像に変換された先端画像も表示用画像信号で表わされるように DSC でスキャンコンバートしておく必要がある。

なお、処理対象となる信号やデータの B モード画像信号化や、スキャンコンバートは、画像合成部 72a で合成する際に同じになっていれば、どの段階で行っても良い。スキャンコンバートは、もちろん、表示制御部 50 で行う場合には、合成画像生成部 48a 内で行う必要はない。

【0104】

本発明における各構成は、主に、中央演算装置（CPU）と CPU に各種の処理を行わ

10

20

30

40

50

せるためのソフトウェアとによって構成されるが、これらをデジタル回路またはアナログ回路で構成しても良い。なお、これらのソフトウェアは、内部メモリに記憶される。

また、本発明に係る超音波画像生成方法のアルゴリズムをプログラミング言語によって記述し、必要に応じてコンパイルし、超音波画像生成方法プログラムをメモリ（記録媒体）に記憶して他の装置の情報処理手段によって実行させれば、本発明に係る超音波診断装置と同様の機能を実現することができる。すなわち、本発明の超音波画像生成方法をコンピュータ（CPU）に実行させるためのプログラムであっても、そのプログラムを記録した記録媒体であっても、本発明の実施形態に含まれるのは言うまでもない。

【0105】

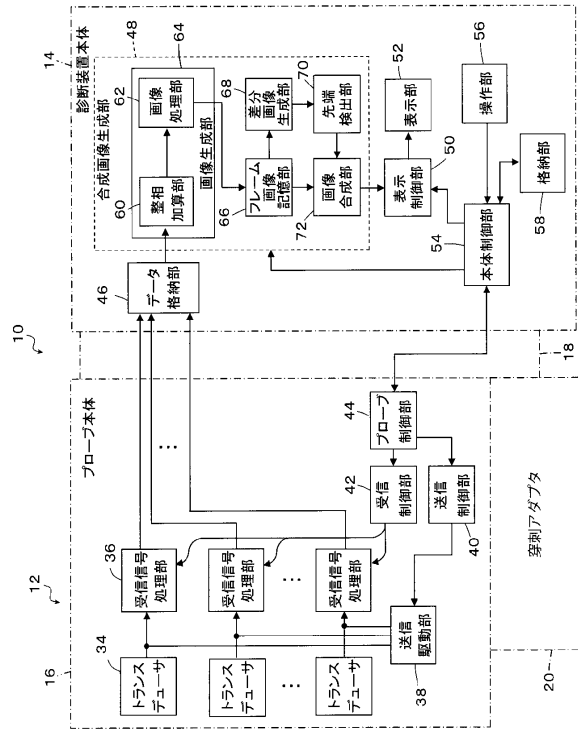
以上、本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像生成方法について種々の実施例を挙げて説明したが、本発明は、上記実施例に限定はされず、本発明を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行なってもよいのは、もちろんである。

【符号の説明】

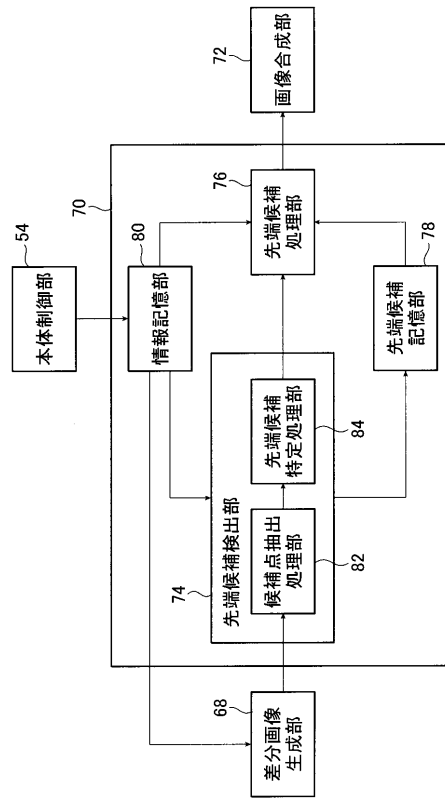
【0106】

- 10 超音波診断装置
- 12 超音波プローブ
- 14、14a 診断装置本体
- 16 プローブ本体
- 18 通信ケーブル
- 20 穿刺アダプタ
- 34 超音波トランスデューサ
- 36 受信信号処理部
- 38 送信駆動部
- 40 送信制御部
- 42 受信制御部
- 44 プローブ制御部
- 46 データ格納部
- 48、48a 合成画像生成部
- 50 表示制御部
- 52 表示部
- 54 本体制御部
- 56 操作部
- 58 格納部
- 60 整相加算部
- 62 画像処理部
- 64 画像生成部
- 66 時系列フレーム画像記憶部（画像記憶部）
- 66a 時系列フレームエコー信号記憶部（エコー信号記憶部）
- 68 時系列フレーム差分画像生成部（差分画像生成部）
- 68a 時系列フレーム差分エコー信号生成部（差分エコー信号生成部）
- 70、70a 穿刺針先端検出部（先端検出部）
- 72、72a 画像合成部
- 74 先端候補検出部
- 76 先端候補処理部
- 78 先端候補記憶部
- 80 穿刺針情報及び条件記憶部（情報記憶部）
- 82 候補点抽出処理部（抽出処理部）
- 84 先端候補特定処理部（特定処理部）

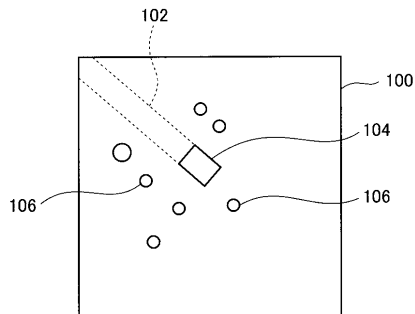
【図 1】



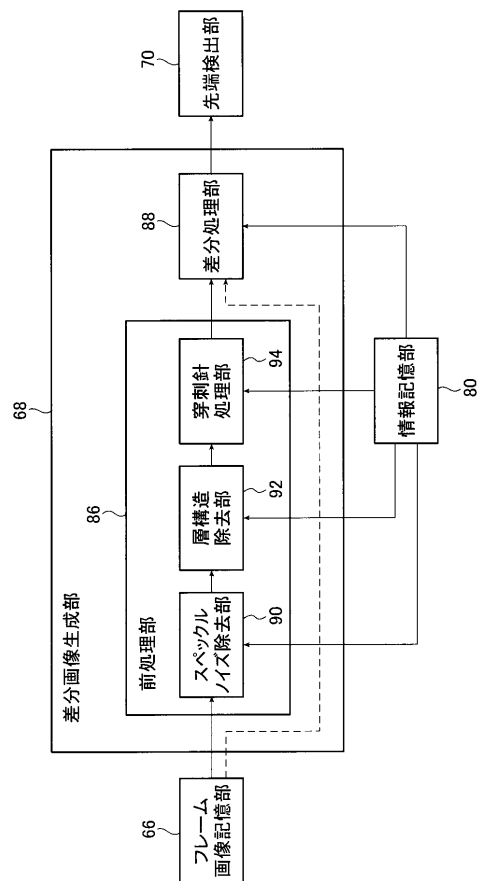
【図 2】



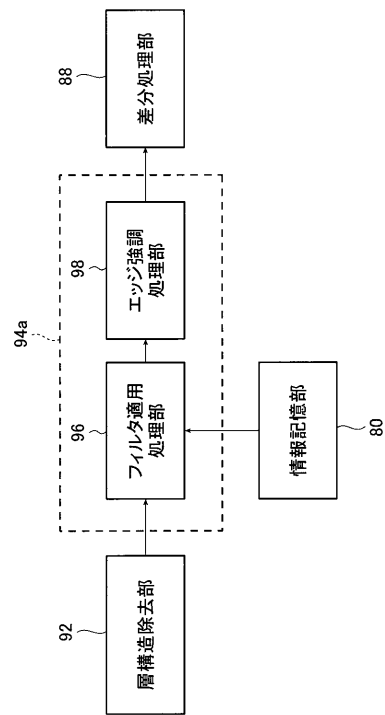
【図 3】



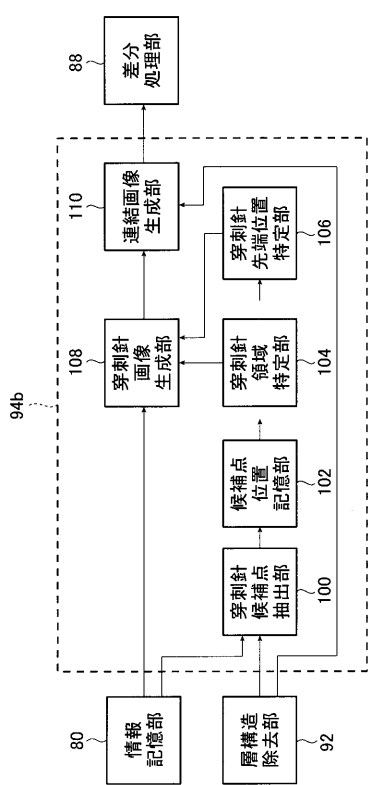
【図 6】



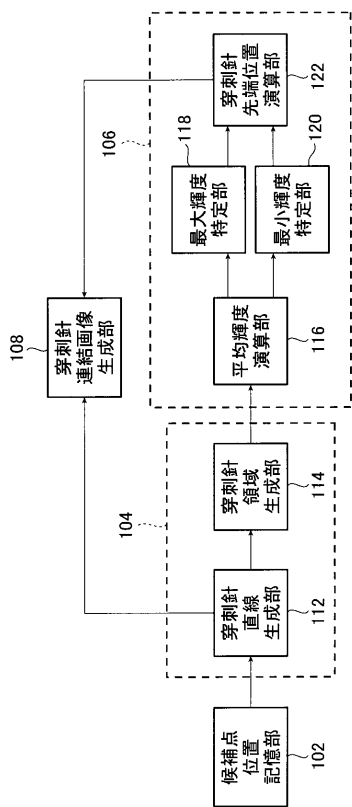
【図 7】



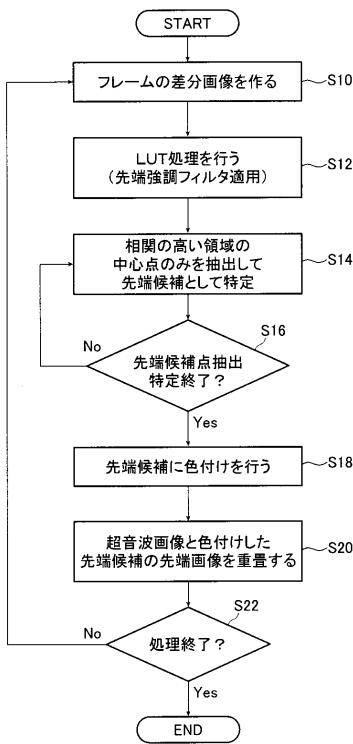
【図 9】



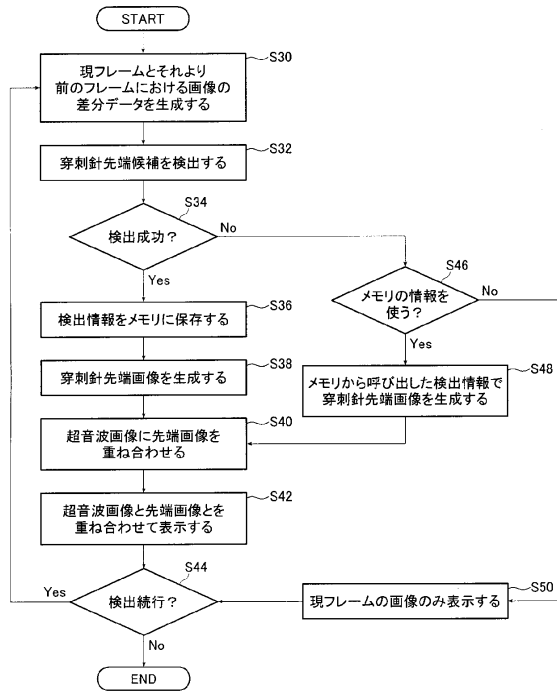
【図 10】



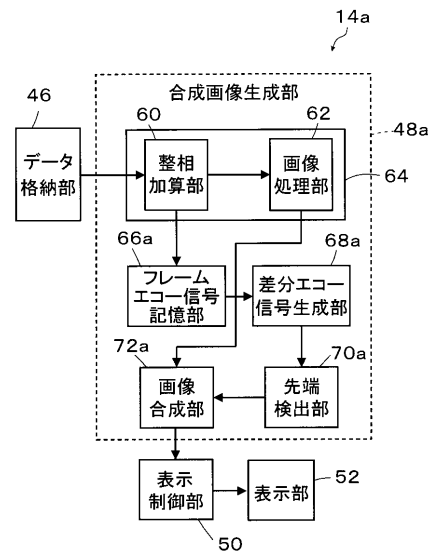
【図 13】



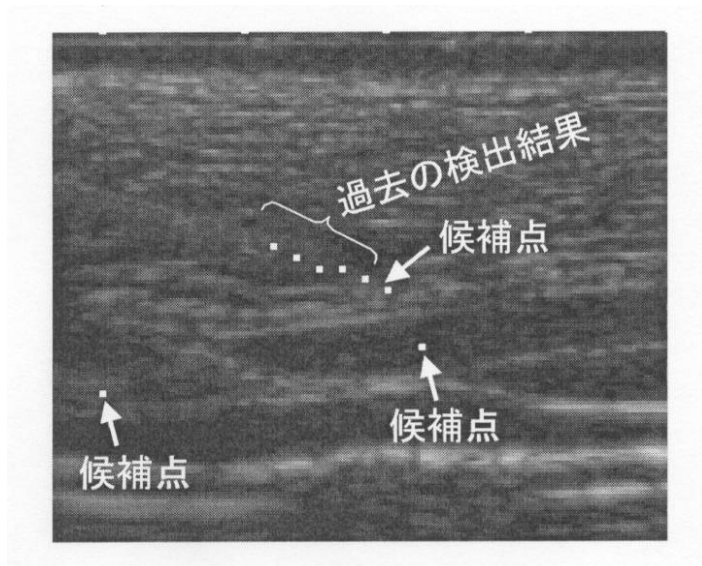
【図 17】



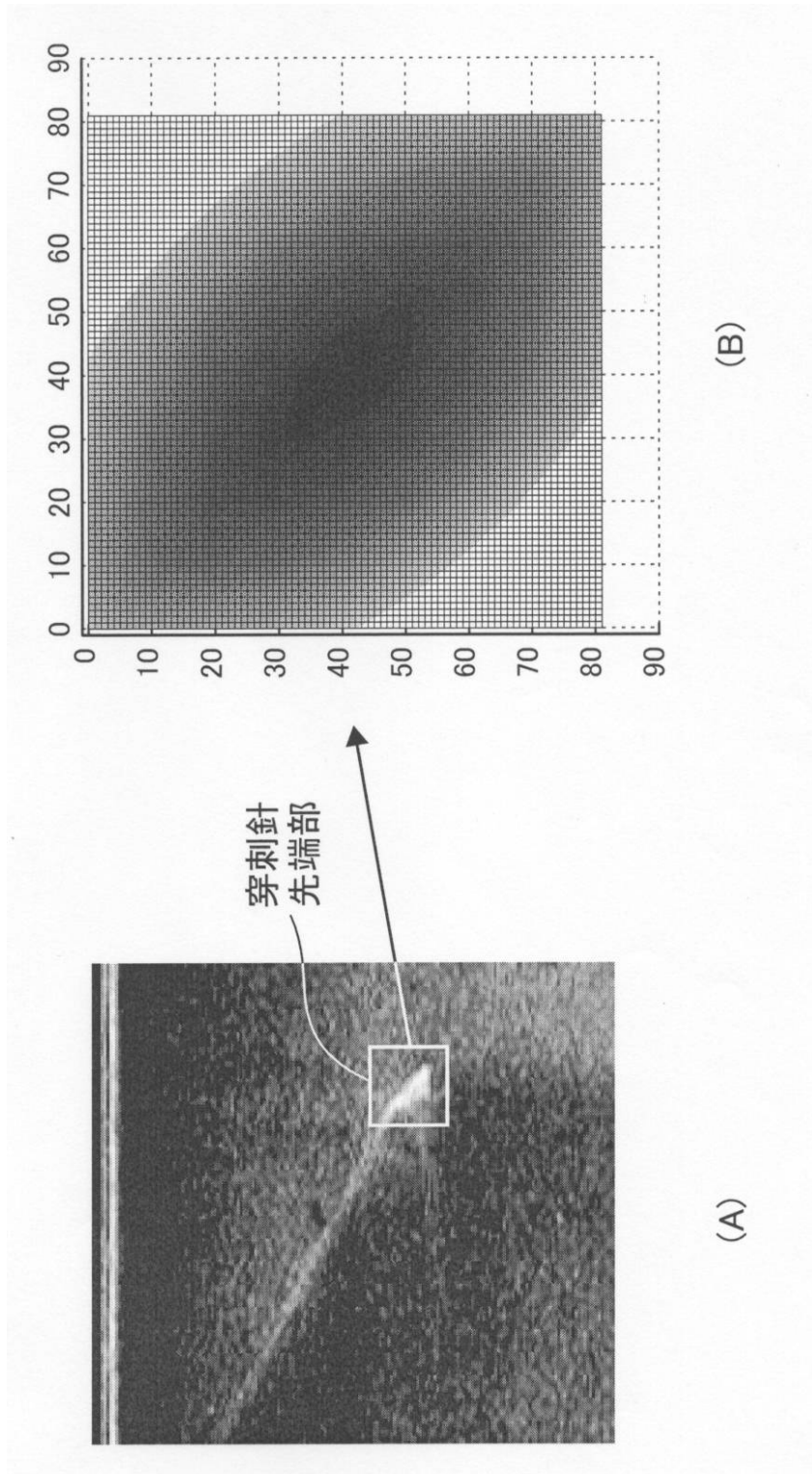
【図 18】



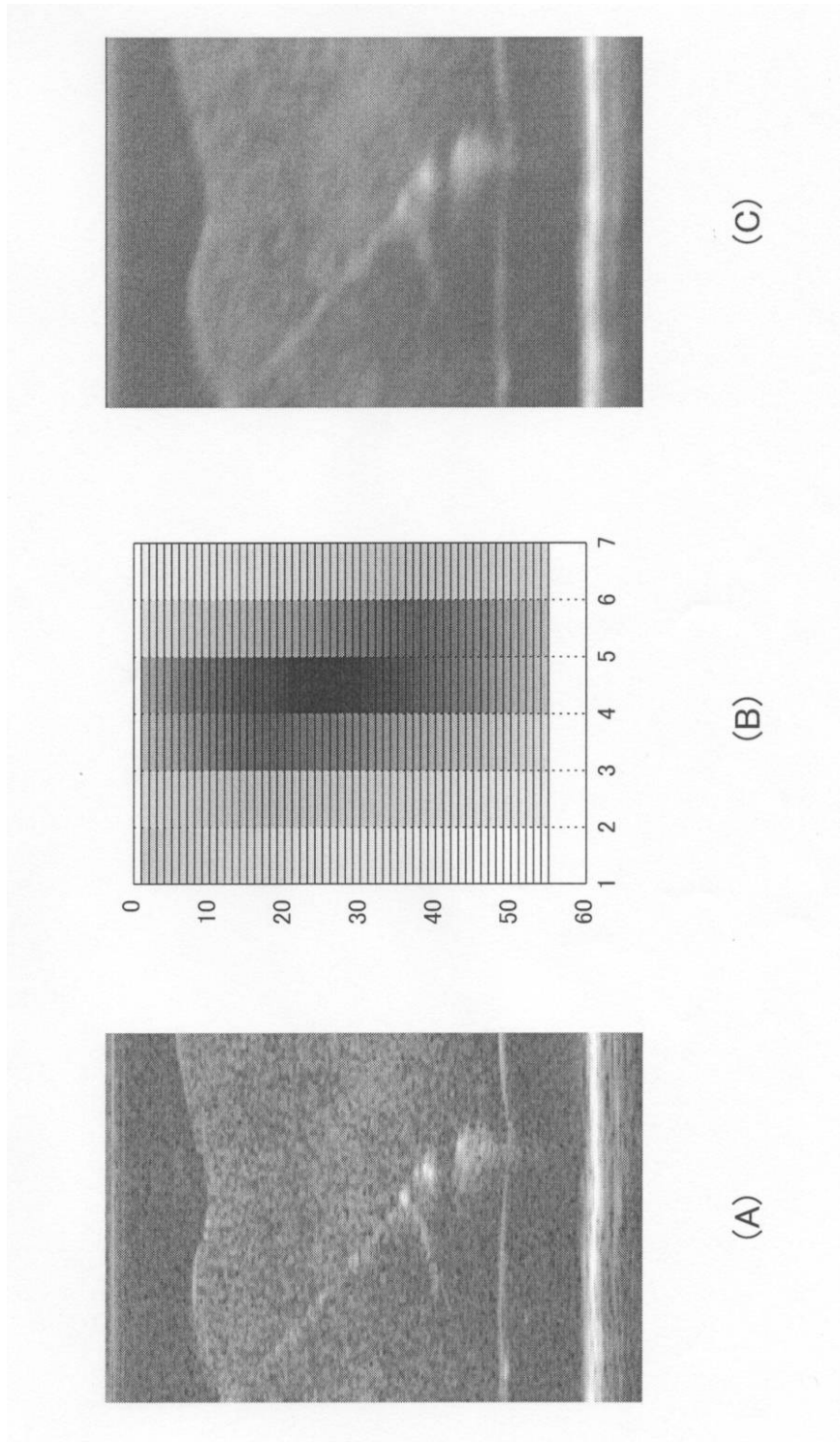
【図 4】



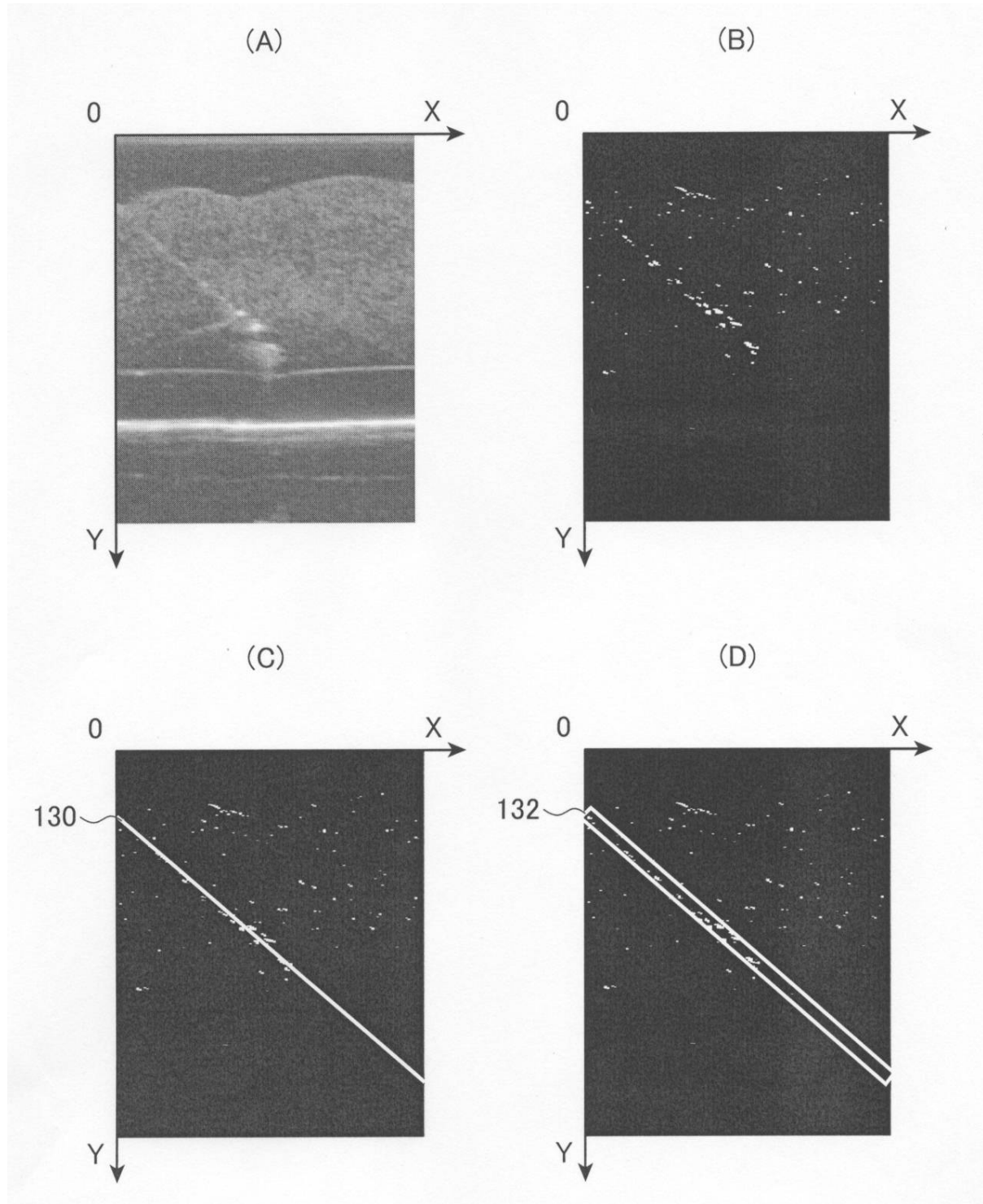
【図5】



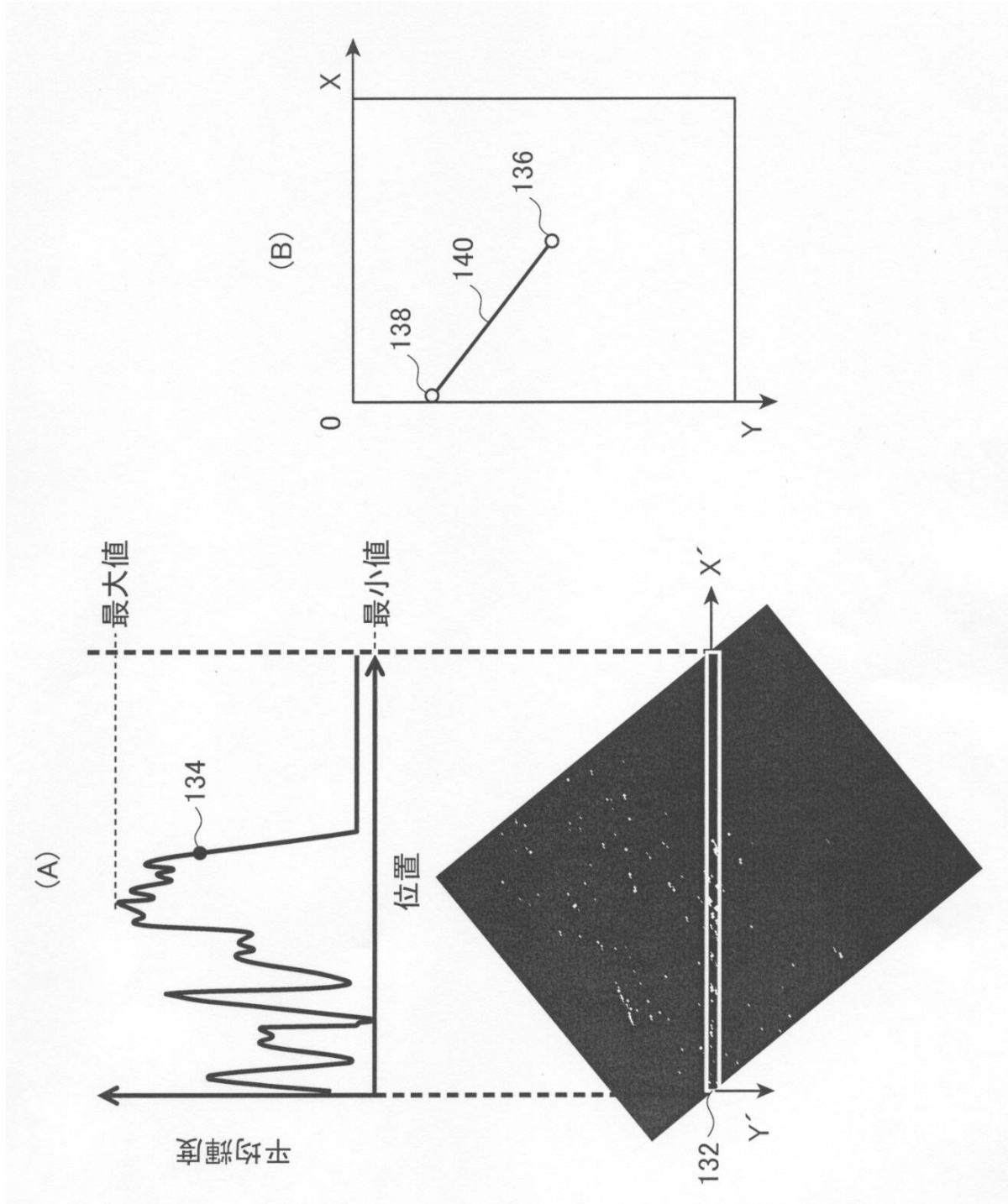
【図 8】



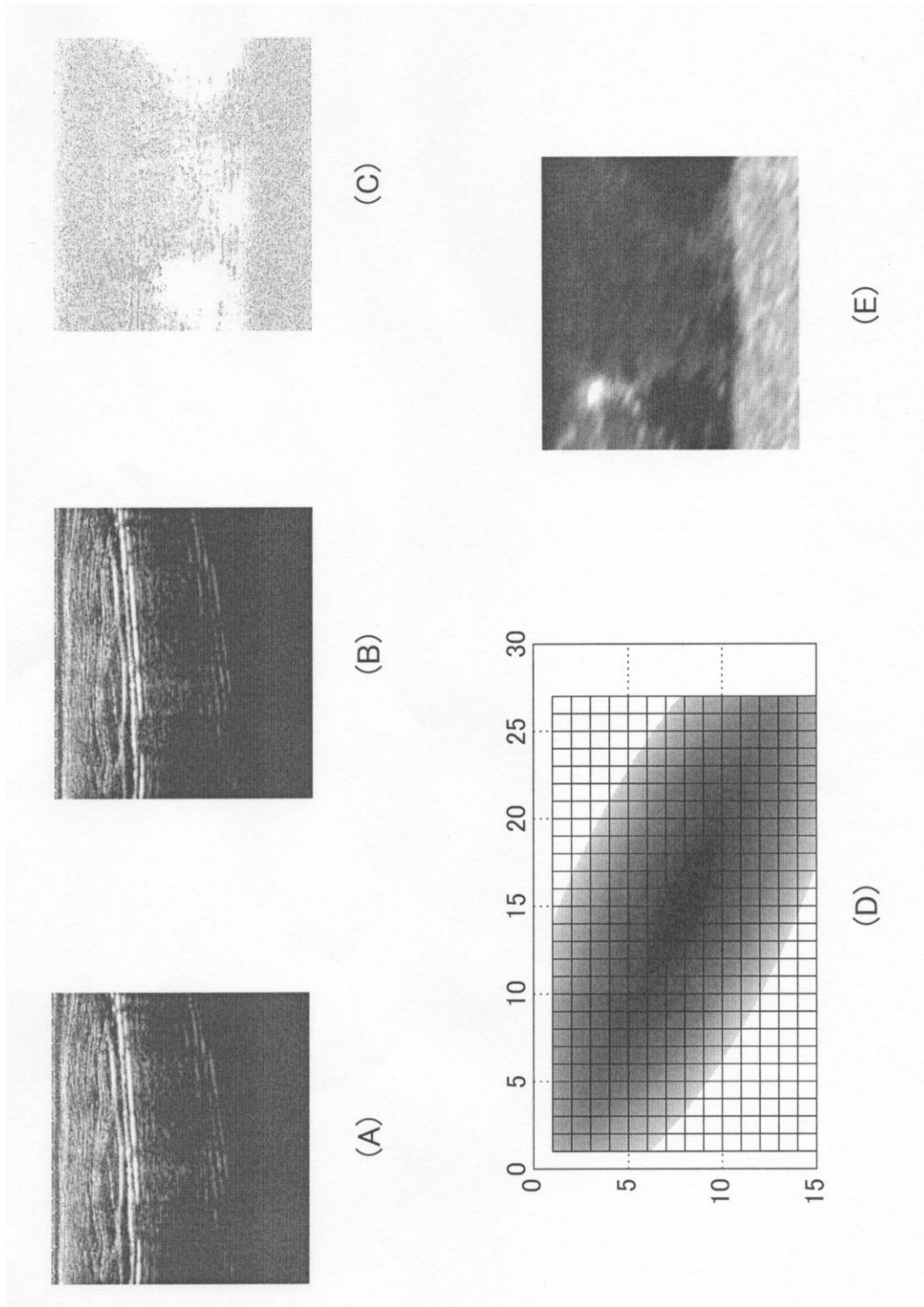
【図 11】



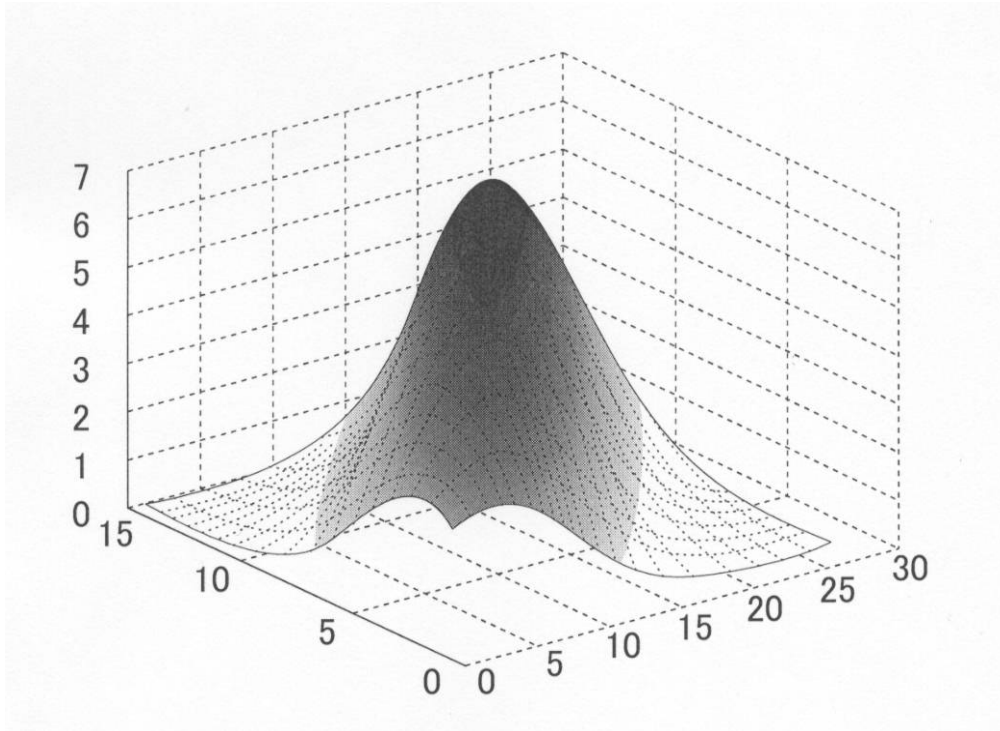
【図 12】



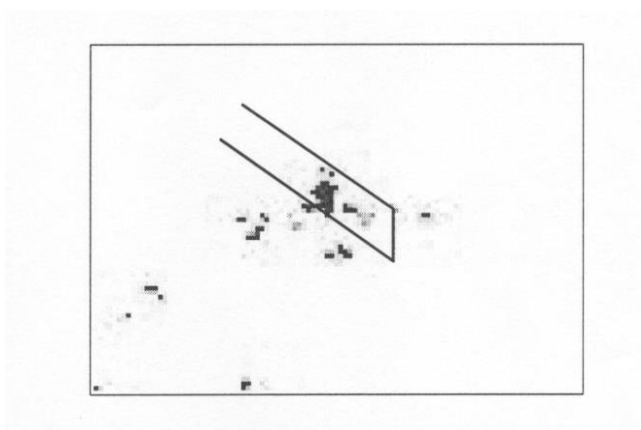
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (72)発明者 宮地 幸哉
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
- (72)発明者 勝山 公人
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

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 1 8 3 9 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 0 7 1 7 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 5 0 0 6 9 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 6 9 3 3 9 (J P , A)
特開平 0 4 - 1 5 0 8 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 0 7 2 1 7 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 5 3 6 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 5 7 6 3 0 (J P , A)
特開平 0 4 - 2 0 0 4 5 7 (J P , A)
特開昭 6 3 - 0 9 1 7 8 3 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5645628B2	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	JP2010274872	申请日	2010-12-09
[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	田代りか 宮地幸哉 勝山公人		
发明人	田代りか 宮地幸哉 勝山公人		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/FF03 4C601/FF06 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC19 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012120747A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置和超声波图像生成方法，其能够在执行穿刺操作时准确，准确且容易地显示穿刺器械的远端部分的超声波图像。差分回波信号产生单元，其产生来自多个帧的时间序列回波信号的帧之间的差异回波信号;差分回波信号产生单元，其基于差分回波信号执行尖端检测处理，用于检测包括前端候选和前端候选处理装置的一个或多个尖端候选的结束候选检测装置，用于对前端候选进行显示强调处理，并将其叠加在生成的超声图像上以显示超声图像。点域1