

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5438985号  
(P5438985)

(45) 発行日 平成26年3月12日 (2014. 3. 12)

(24) 登録日 平成25年12月20日 (2013. 12. 20)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 18 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-28034 (P2009-28034)  
 (22) 出願日 平成21年2月10日 (2009. 2. 10)  
 (65) 公開番号 特開2010-183935 (P2010-183935A)  
 (43) 公開日 平成22年8月26日 (2010. 8. 26)  
 審査請求日 平成24年2月7日 (2012. 2. 7)

(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 吉田 哲也  
 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内  
 (72) 発明者 神山 直久  
 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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスト毎に、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的強い第1の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的弱い第2の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第1の条件及び前記第2の条件とは異なる第3の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御手段と、

前記第1の条件による前記受信信号に基づく第1画像、前記第2の条件による前記受信信号に基づく第2画像、及び、前記第3の条件による前記受信信号に基づく第3画像をそれぞれ生成する基本画像生成手段と、

前記第1画像及び前記第2画像に差分処理を施して差分画像を生成する差分画像生成手段と、

前記差分画像及び前記第3画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して

10

20

、前記スキャン領域内のラスタ毎に、所定の周波数として設定される第1の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第1の条件と比較して高周波数として設定される第2の条件及び第3の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御手段と、

前記第1の条件による前記受信信号に基づく第1画像、前記第2の条件による前記受信信号に基づく第2画像、及び、前記第3の条件による前記受信信号に基づく第3画像をそれぞれ生成する基本画像生成手段と、

前記第1画像及び前記第2画像に差分処理を施して差分画像を生成する差分画像生成手段と、

前記差分画像及び前記第3画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスタ毎に、所定のビーム音場として設定される第1の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第1の条件と比較して狭いビーム音場として設定される第2の条件及び第3の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御手段と、

前記第1の条件による前記受信信号に基づく第1画像、前記第2の条件による前記受信信号に基づく第2画像、及び、前記第3の条件による前記受信信号に基づく第3画像をそれぞれ生成する基本画像生成手段と、

前記第1画像及び前記第2画像に差分処理を施して差分画像を生成する差分画像生成手段と、

前記差分画像及び前記第3画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

前記第1画像及び前記第2画像に対してゲイン補正を行なって第1補正画像及び第2補正画像をそれぞれ生成する補正手段をさらに有し、

前記差分画像生成手段は、前記第1補正画像及び前記第2補正画像に前記差分処理を施す構成とすることを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記重畳画像生成手段は、前記重畳処理の元データとしての前記第1画像又は前記差分画像内に前記穿刺針のガイドラインを含む限定領域を設定し、領域限定された前記第1画像又は前記差分画像と全体領域の前記第3画像とを基に前記重畳処理を実行する構成とすることを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記重畳処理の元データとしての前記第1画像又は前記差分画像から閾値以上の周波数帯域を除去するフィルタ処理を施す処理手段をさらに有し、

前記重畳画像生成手段は、前記フィルタ処理後の前記第1画像又は前記差分画像と前記第3画像とを基に前記重畳処理を実行する構成とすることを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記処理手段は、前記穿刺針のガイドラインを含む限定領域のみに前記フィルタ処理を施し、前記フィルタ処理後の領域限定された前記第1画像又は前記差分画像と全体領域の前記第3画像とを基に前記重畳処理を実行する構成とすることを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記基本画像生成手段は、複数フレームの前記第1画像、複数フレームの前記第2画像及び複数フレームの前記第3画像をそれぞれ生成することを特徴とする請求項1乃至3の

10

20

30

40

50

うちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記重畳画像生成手段は、フレーム毎に、前記重畳処理の元データとしての前記第 1 画像又は前記差分画像に基づき、各ピクセルで経時的に変化する輝度の最大値を保持した輝度最大値画像を生成し、前記輝度最大値画像と前記第 3 画像とを基に前記重畳処理を実行する構成とすることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記基本画像生成手段は、前記第 1 の条件を基に前記三次元のスキャン領域に関する断面画像群から前記第 1 画像としての第 1 ボリュームデータを生成し、前記第 2 の条件を基に前記三次元のスキャン領域に関する断面画像群から前記第 2 画像としての第 2 ボリュームデータを生成し、前記第 3 の条件を基に前記三次元のスキャン領域に関する断面画像群から前記第 3 画像としての第 3 ボリュームデータを生成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。

10

【請求項 11】

前記重畳処理の元データとしての前記第 1 ボリュームデータ、又は、前記第 1 ボリュームデータ及び前記第 2 ボリュームデータに基づく前記差分ボリュームデータを基に前記針先部分の位置を検出し、前記位置と前記穿刺針を備える穿刺アダプタの位置情報とを基に前記三次元のスキャン領域内の前記穿刺針の穿刺ラインを演算し、前記穿刺ラインを前記重畳画像に付加する付加手段をさらに有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記重畳画像生成手段は、前記重畳画像としての直交 3 断面画像を生成し、前記直交 3 断面画像に、前記針先部分の位置を投影する構成とすることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記制御手段は、前記第 1 の条件、前記第 2 の条件、及び前記第 3 の条件の送信条件を同一とする一方、受信条件を異ならせる構成と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 14】

前記制御手段は、前記第 1 の条件の受信条件を、前記エコー信号のうち低周波帯域を映像化するための条件として設定し、前記第 2 の条件及び前記第 3 の条件の受信条件を、前記エコー信号のうち比較的狭帯域な高周波帯域で映像化する条件として設定する構成とすることを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 15】

前記制御手段は、前記第 1 の条件の受信条件を、比較的広いビーム音場、比較的広い前記超音波プローブの受信開口として設定し、前記第 2 の条件及び前記第 3 の条件の受信条件を、比較的狭いビーム音場、比較的狭い前記超音波プローブの受信開口として設定する構成とすることを特徴とした請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

コンピュータに、

40

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスタ毎に、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的強い第 1 の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的弱い第 2 の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第 1 の条件及び前記第 2 の条件とは異なる第 3 の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御機能と、

前記第 1 の条件による前記受信信号に基づく第 1 画像、前記第 2 の条件による前記受信信号に基づく第 2 画像、及び、前記第 3 の条件による前記受信信号に基づく第 3 画像をそれぞれ生成する機能と、

50

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に差分処理を施して差分画像を生成する機能と、  
前記差分画像及び前記第 3 画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能と、  
を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 17】

コンピュータに、

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスタ毎に、所定の周波数として設定される第 1 の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第 1 の条件と比較して高周波数として設定される第 2 の条件及び第 3 の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御機能と、

10

前記第 1 の条件による前記受信信号に基づく第 1 画像、前記第 2 の条件による前記受信信号に基づく第 2 画像、及び、前記第 3 の条件による前記受信信号に基づく第 3 画像をそれぞれ生成する機能と、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に差分処理を施して差分画像を生成する機能と、

前記差分画像及び前記第 3 画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能と、  
を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 18】

コンピュータに、

被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスタ毎に、所定のビーム音場として設定される第 1 の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第 1 の条件と比較して狭いビーム音場として設定される第 2 の条件及び第 3 の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御機能と、

20

前記第 1 の条件による前記受信信号に基づく第 1 画像、前記第 2 の条件による前記受信信号に基づく第 2 画像、及び、前記第 3 の条件による前記受信信号に基づく第 3 画像をそれぞれ生成する機能と、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に差分処理を施して差分画像を生成する機能と、

前記差分画像及び前記第 3 画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能と、  
を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、2次元スキャン及びリアルタイム3次元スキャンが可能な技術に係り、特に、操作者が穿刺針の針先部分の位置を簡便に視認できるように、針先部分を強調して表示する超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医用診断装置である。超音波診断装置は、他の医用診断装置に比べ、小型で安価、X線等の被曝がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科等で広く利用されている。

40

【0003】

また、超音波診断装置は、画像診断のみばかりでなく、例えば肝細胞癌の局所治療法としてラジオ波焼灼療法(RFA)や肝細胞組織を検査する生検等でも用いられる。これらの治療・検査においては、穿刺針を用いて、腫瘍等の関心部位に正確に穿刺を行わなければならない。そのため、穿刺針が生体内のどの場所まで侵入しているかを明確に把握するために、リアルタイムで関心領域及び穿刺針をモニタリング可能な超音波診断装置が利用される。特に、近年では、コンピュータの高速化により、表示にリアルタイム3次元超音波画像を用いる場合もある。その場合において、穿刺治療中に3次元データ上に穿刺針位置を表示したり、穿刺針の方向をマーカ表示したりする方法がいくつか提案されている

50

(例えば、特許文献1参照。)。手軽でリアルタイムの観察が簡便に行える超音波診断装置は、生検や、癌の局所焼灼治療の際の穿刺針の針先部分と病変位置のモニタリングのためにしばしば使用される。

【0004】

また、近年ではリアルタイムにボリュームスキャンが可能な超音波診断装置が登場し、従来困難であった、超音波プローブのスライス方向の針位置情報が分かるようになり、生検や焼灼治療の精度向上の期待が高い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

【特許文献1】特開平6-205776号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、映像化された穿刺針の針先部分が背景の画像に埋もれるなどして、視認性が悪い場合があり、操作者に負荷を与えてしまう。また、穿刺針の針先部分の正確な位置が分からないために、計画した組織の位置と異なる位置の組織を採取してしまったり、異なる位置で焼灼治療を行なってしまったりと、十分な治療効果が得られないという危険性がある。

【0007】

20

また、リアルタイムにボリュームスキャンが可能な超音波診断装置を利用する場合、穿刺針の針先部分の視認性が不十分で、期待された効果が得られるに至っていないという問題がある。

【0008】

さらに、穿刺針の針先部分の視認性を向上させるための様々な研究が行なわれており、例えばエッジ強調等の画像処理フィルタを用いる方法等がある。しかしながら、針先部分だけを分離することが困難であり、針先部分以外の実質部分が影響を受けるなどし、実用まで至らなかった。

【0009】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、穿刺針のモニタリングにおいて、操作者が穿刺針の針先部分の位置を簡便に視認できる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスト毎に、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的強い第1の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的弱い第2の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第1の条件及び前記第2の条件とは異なる第3の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御手段と、前記第1の条件による前記受信信号に基づく第1画像、前記第2の条件による前記受信信号に基づく第2画像、及び、前記第3の条件による前記受信信号に基づく第3画像をそれぞれ生成する基本画像生成手段と、前記第1画像及び前記第2画像に差分処理を施して差分画像を生成する差分画像生成手段と、前記差分画像及び前記第3画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、を有する。

40

【0012】

本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述した課題を解決するために、コンピュータに、被検体内の穿刺針の針先部分を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対

50

して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信信号として受信する超音波プローブを制御して、前記スキャン領域内のラスト毎に、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的強い第1の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記穿刺針の針先部分からの反射信号が前記針先部分以外の実質部分に対して比較的弱い第2の条件に基づく前記超音波の送受信と、前記第1の条件及び前記第2の条件とは異なる第3の条件に基づく前記超音波の送受信とを順次行なわせる制御機能と、前記第1の条件による前記受信信号に基づく第1画像、前記第2の条件による前記受信信号に基づく第2画像、及び、前記第3の条件による前記受信信号に基づく第3画像をそれぞれ生成する機能と、前記第1画像及び前記第2画像に差分処理を施して差分画像を生成する機能と、前記差分画像及び前記第3画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能と、を実現させる。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムによると、穿刺針のモニタリングにおいて、操作者が穿刺針の針先部分の位置を簡便に視認できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図3】スキャンシーケンスの一例を示す図。

20

【図4】画像生成制御部像による制御によって画像生成回路が生成する画像の一例を示す図。

【図5】2点（穿刺針の針先部分 - 実質部分）をプロットした肝臓の画像の一例を示す図。

。

【図6】針先部分と実質部分とのRF信号の周波数スペクトルの一例を示す図。

【図7】画像生成制御部像による制御によって画像生成回路が生成する画像の一例を示す図。

【図8】差分画像の一例を示す図。

【図9】重畳画像の一例を示す図。

【図10】差分画像内の穿刺ガイドラインを含む限定領域を示す図。

30

【図11】差分ボリュームデータ内の第1座標及び第2座標に基づく本実施形態の穿刺ラインを示す図。

【図12】(a), (b), (c)は三次元スキャンを行なう場合における従来の穿刺ガイドラインの表示例を示す図。

【図13】(a), (b), (c)は三次元スキャンを行なう場合における本実施形態の穿刺ラインの表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。

40

【0017】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0018】

図1は、本実施形態の超音波診断装置10を示す。その超音波診断装置10は、大きくは、穿刺アダプタ11、超音波プローブ12、装置本体13、ディスプレイ14及び操作パネル15によって構成される。

【0019】

穿刺アダプタ11は、例えば、超音波プローブ12に所定の角度に固定される。穿刺アダプタ11には、被検体（患者）Pの体表面から体内の穿刺対象（腫瘍）にかけての領域に刺入される穿刺針（ニードル）11aが装着される。

50

## 【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 2 は、装置本体 1 3 からの駆動パルスを基に患者 P の穿刺対象を含む二次元又は三次元のスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルスに対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ 1 2 の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

10

## 【 0 0 2 1 】

超音波プローブ 1 2 としては、例えば、機械式三次元プローブ及び 2 D プローブ（マトリクスアレイプローブ）等が挙げられる。機械式三次元プローブは、X 軸方向（アジマス方向）のみに多数（例えば、1 0 0 乃至 2 0 0 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブであるか、X 軸方向に多数、Y 軸方向（エレベーション方向）に少数（例えば、3 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブである。また、2 D プローブは、X 軸方向及び Y 軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

## 【 0 0 2 2 】

20

超音波プローブ 1 2 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Z 軸方向（深さ方向）に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 1 2 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に 1 個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ 1 2 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点の Z 軸方向の位置に応じて Y 軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式三次元プローブを用いて三次元領域をスキャンする場合、圧電振動子群を煽動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の 2 D 断面（X - Z 断面）をスキャンする。

30

## 【 0 0 2 3 】

超音波プローブ 1 2 が 2 D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向及び Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向及び Y 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。2 D プローブを用いて三次元領域をスキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面を Y 軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の X - Z 断面をスキャンする。

## 【 0 0 2 4 】

40

装置本体 1 3 は、送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2、画像生成回路 2 3、画像メモリ 2 4、CPU (central processing unit) 2 5、内部記憶装置 2 6、IF (interface) 2 7 及び外部記憶装置 2 8 を備える。なお、本実施形態では、送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2 及び画像生成回路 2 3 は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

## 【 0 0 2 5 】

送受信回路 2 1 は、図示しない送信回路及び受信回路を設ける。送信回路は、図示しないパルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルサ回路は、所定のレート周波数  $f_r$  Hz（周期； $1/f_r$  秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルス

50

を繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ１２の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

【００２６】

なお、送受信回路２１の送信回路は、ＣＰＵ２５の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

【００２７】

送受信回路２１の受信回路は、図示しないアンプ、受信遅延回路、Ａ／Ｄ（*analog to digital*）変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延回路は、アンプによって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。Ａ／Ｄ変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成され、ＲＦ（*radio frequency*）信号が生成される。

【００２８】

信号処理回路２２は、Ｂモード処理回路２２ａ及びドプラ処理回路２２ｂを備える。Ｂモード処理回路２２ａは、送受信回路２１から取得されるＲＦ信号に対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるＢモード画像を生成する。その場合、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、一つの受信データに対して、２つの検波周波数による検波処理を並列に行なうことも可能である。

【００２９】

ドプラ処理回路２２ｂは、送受信回路２１から取得されるＲＦ信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。ドプラ処理回路２２ｂは、血流情報としての平均速度画像、分散画像、パワー画像及びこれらの組み合わせたドプラ画像を生成する。

【００３０】

画像生成回路２３は、信号処理回路２２から出力される超音波スキャンの走査線信号列の断面画像をテレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列の断面画像に変換する。画像生成回路２３は、画像を格納する記憶メモリ（図示しない）を搭載しており、例えば診断の後に操作者（ユーザ）が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。また、画像生成回路２３は、断面画像を基にボリュームデータを形成する。

【００３１】

画像メモリ２４は、信号処理回路２２及び画像生成回路２３から出力される画像を記憶する記憶装置である。画像メモリ２４には、異なる送受信条件で得られた画像が並列に格納される。画像メモリ２４には、信号処理回路２２から出力されるいわゆるＲＡＷデータ（生データ）と呼ばれる変換前のデータ形式の断面画像や、画像生成回路２３から出力されるビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像や、画像生成回路２３から出力される、ビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像に基づくボリュームデータが記憶される。

【００３２】

ＣＰＵ２５は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路（ＬＳＩ）の構成をもつ制御装置である。ＣＰＵ２５は、内部記憶装置

10

20

30

40

50



6に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、CPU25は、外部記憶装置28に記憶しているプログラム、ネットワークNから転送されIF27で受信されて外部記憶装置28にインストールされたプログラムを、内部記憶装置26にロードして実行する機能を有する。

【0033】

内部記憶装置26は、ROM(read only memory)及びRAM(random access memory)等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置26は、IPL(initial program loading)、BIOS(basic input/output system)及びデータを記憶したり、CPU25のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

10

【0034】

IF27は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF27は、操作パネル15、病院基幹のLAN(local area network)等のネットワークN、外部記憶装置28及び操作パネル15等に関するインターフェースである。装置本体13によって生成された画像は、IF27によって、ネットワークNを介して他の装置に転送可能である。

【0035】

外部記憶装置28は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置(図示しない)に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置28は、装置本体13にインストールされたプログラム(アプリケーションプログラムの他、OS(operating system)等も含まれる)を記憶する機能を有する。また、OSに、操作者に対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル15によって行なうことができるGUI(graphical user interface)を提供させることもできる。

20

【0036】

内部記憶装置26又は外部記憶装置28は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報(患者ID(identification)及び医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。さらに、内部記憶装置26又は外部記憶装置28に記憶されたデータは、IF27を介してネットワークN網へ転送することも可能となっている。

30

【0037】

ディスプレイ14は、液晶ディスプレイやCRT(cathode ray tube)等によって構成される。ディスプレイ14は、画像生成回路23からのビデオ信号に基づいて、二次元データや三次元データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する機能を有する。

【0038】

操作パネル15は、トラックボール15a、各種スイッチ15b、ボタン15c、マウス15d及びキーボード15e等によって構成される。操作パネル15は、装置本体13に接続され、操作者からの各種指示、例えば、関心領域(ROI: region of interest)の設定指示、画質条件設定指示等を装置本体13に入力する機能を有する。操作者は、操作パネル15を介して、超音波プローブ12から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧(音圧)、送信パルスレート、スキャン領域、穿刺モード開始及び造影剤破壊(フラッシュ)指示や、受信条件等を装置本体13に入力することができる。

40

【0039】

図2は、本実施形態の超音波診断装置10の機能を示すブロック図である。

【0040】

図1に示すCPU25がプログラムを実行することによって、超音波診断装置10は、画像生成制御部31、差分画像生成部32及び重畳画像生成部33を有する。なお、差分

50

画像生成部 3 2 は、超音波診断装置 1 0 に必須の構成要素ではない。また、本実施形態では、各部 3 1 乃至 3 3 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

#### 【 0 0 4 1 】

画像生成制御部 3 1 は、送受信回路 2 1 を制御して、各ラスタ（走査線）について、穿刺針 1 1 a の針先部分からの反射信号が針先部分以外の実質部分に対して比較的強くなる第 1 の送受信条件による超音波送受信と、穿刺針 1 1 a の針先部分からの反射信号が実質部分に対して比較的弱くなる第 2 の送受信条件による超音波送受信と、第 1 の送受信条件及び第 2 の送受信条件とは異なる第 3 の送受信条件による超音波送受信とを順次行なわせる機能を有する。

10

#### 【 0 0 4 2 】

図 3 は、スキャンシーケンスの一例を示す図である。

#### 【 0 0 4 3 】

図 3 に示すように、超音波プローブ 1 2 は、画像生成制御部 3 1 による制御の下、第 1 ラスタ L 1 に関して、第 1 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 2 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 3 の送受信条件に基づく超音波送受信を行なう。次いで、超音波プローブ 1 2 は、画像生成制御部 3 1 による制御の下、第 2 ラスタ L 2 について、第 1 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 2 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 3 の送受信条件に基づく超音波送受信を行なう。次いで、超音波プローブ 1 2 は、画像生成制御部 3 1 による制御の下、第 3 ラスタ L 3 について、第 1 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 2 の送受信条件に基づく超音波送受信を行ない、続けて、第 3 の送受信条件に基づく超音波送受信を行なう。なお、各ラスタにおける超音波送受信の順序は、図 3 に示す場合に限定されるものではなく、例えば、第 2 の送受信条件に基づく超音波送受信、第 3 の送受信条件に基づく超音波送受信、第 1 の送受信条件に基づく超音波送受信の順でもよい。

20

#### 【 0 0 4 4 】

また、図 2 に示す画像生成制御部 3 1 は、信号処理回路 2 2 及び画像生成回路 2 3 を制御して、第 1 の送受信条件によるスキャンに基づく第 1 画像（第 1 断面画像、第 1 ボリュームデータ）と、第 2 の送受信条件によるスキャンに基づく第 2 画像（第 2 断面画像、第 2 ボリュームデータ）と、第 3 の送受信条件によるスキャンに基づく第 3 画像（第 3 断面画像、第 3 ボリュームデータ）とを生成して、画像メモリ 2 4 に記憶させる機能を有する。

30

#### 【 0 0 4 5 】

なお、画像生成制御部 3 1 は、第 1 の送受信条件、第 2 の送受信条件及び第 3 の送受信条件の送信条件を同一と設定する一方、受信条件をそれぞれ異ならせるように設定してもよい。その場合、1 回の超音波送信で 3 つの送受信条件に相当する 3 種類の画像が得られる。よって、第 1 の送受信条件、第 2 の送受信条件及び第 3 の送受信条件の送信条件を異ならせる場合と比較して、1 / 3 の送信時間で済むことから、通常のフレームレート（ボリュームデータの場合はボリュームレート）で差分処理や重畳処理が行なえる長所がある。

40

#### 【 0 0 4 6 】

また、第 1 の送受信条件、第 2 の送受信条件及び第 3 の送受信条件の送信条件を同一とする一方、受信条件を異ならせる場合、画像生成制御部 3 1 は、第 1 の送受信条件を、エコー信号のうち低周波帯域を映像化するための条件として設定し、第 2 の送受信条件及び第 3 の送受信条件を、エコー信号のうち比較的狭帯域な高周波帯域で映像化する条件として設定する構成とする。又は、第 1 の送受信条件、第 2 の送受信条件及び第 3 の送受信条件の送信条件を同一とする一方、受信条件を異ならせる場合、画像生成制御部 3 1 は、比較的広いビーム音場、比較的広い超音波プローブ 1 2 の受信開口を第 1 の送受信条件として設定し、比較的狭いビーム音場、比較的狭い超音波プローブ 1 2 の受信開口を第 2 の送

50

受信条件及び第3の送受信条件として設定する構成とする。

【0047】

図4は、画像生成制御部31による制御によって画像生成回路23が生成する画像の一例を示す図である。図4の左側は、被検体Pとしての寒天ファントムに、穿刺針11aが刺入された状態で生成される第3画像を示し、図4の右側は、寒天ファントムに、穿刺針11aが刺入された状態で生成される第1画像を示す。

【0048】

図4の右側に示す第1画像によると、穿刺針11aの針先部分以外のファントム部分の濃淡についてはそれほど大きな違いがないのに対し、針先部分のみの濃淡が大きく異なっている。図4の右側に示す第1画像では、図4の左側に示す第3画像と比較して、穿刺針11aの針先部分がファントム部分と明瞭に区別できる。

10

【0049】

図5は、2点（穿刺針11aの針先部分 - 実質部分）をプロットした肝臓の画像の一例を示す図である。図6は、針先部分と実質部分とのRF信号の周波数スペクトルの一例を示す図である。

【0050】

図6に示すように、穿刺針11aの針先部分以外の実質部分からのRF信号に比べて、針先部分からのRF信号には高周波成分が少ない。これは、穿刺針11aの針先部分では、ハーモニック成分の発生が少ないことや、低周波の方が超音波ビームに広がりがあり穿刺針11aの針先部分で散乱する反射信号を拾い易いこと等による。よって、映像化する周波数帯域を狭帯域でかつ比較的高い周波数帯域に設定する場合、穿刺針11aの針先部分からの信号が少ない画像が得られるので、第2の送受信条件や第3の送受信条件に適している。一方、比較的低い周波数帯域を映像化すると穿刺針11aの針先部分が明瞭に区別される画像が得られるので、第1の送受信条件に適している。

20

【0051】

図7は、画像生成制御部31による制御によって画像生成回路23が生成する画像の一例を示す図である。

【0052】

図7の左上側は、第1の送受信条件によって生成される穿刺針11aを刺した寒天ファントムの第1画像を示し、図7の左下側は、第3の送受信条件によって生成される穿刺針11aを刺した寒天ファントムの第3画像を示す。また、図7の右上側は、第1の送受信条件によって生成される被検体Pとしての肝臓の第1画像を示し、図7の右下側は、第3の送受信条件によって生成される肝臓の第3画像を示す。

30

【0053】

図7の左側の上下に示される寒天ファントムの第1画像及び第3画像を比較すると、第1画像の場合、前述したように、穿刺針11aの針先部分は明瞭に区別される一方、第3画像の場合、穿刺針11aの針先部分は明瞭ではない。また、図7の右側の上下に示される肝臓の第1画像及び第3画像を比較すると、分解の違いでスペckルの細かさなど小さな違いはあるものの、ほとんど差異は見られない。

【0054】

40

また、図2に示す差分画像生成部32は、画像生成制御部31による制御によって画像メモリ24が記憶する第1画像及び第2画像に差分処理を施して差分画像（差分断面画像、差分ボリュームデータ）を生成する機能を有する。又は、差分画像生成部32は、画像生成制御部31による制御によって画像生成回路23が生成する第1画像及び第2画像に対して実質部分の輝度が同程度になるようにゲイン補正をそれぞれ施した後に、第1画像に基づく第1補正画像（第1補正ボリュームデータ）及び第2画像に基づく第2補正画像（第2補正ボリュームデータ）に差分処理を施して差分画像を生成する機能を有する。なお、差分画像生成部32は、通常のビデオフォーマットに変換された後の第1画像及び第2画像を基に差分処理を行なってもよいし、RAWデータとしての第1画像及び第2画像を基に差分処理を行なってもよい。

50

## 【 0 0 5 5 】

図 8 は、差分画像の一例を示す図である。

## 【 0 0 5 6 】

図 8 の左側に示す寒天ファントムの差分画像と、図 8 の右側に示す肝臓の差分画像とによると、多少ノイズが含まれているものの、寒天ファントムの差分画像では、穿刺針 1 1 a の針先部分が抽出される一方、肝臓の差分画像では、組織がキャンセルされている。すなわち、生体内に穿刺針 1 1 a を刺入している場合、差分画像によって穿刺針 1 1 a のみを抽出可能である。

## 【 0 0 5 7 】

また、図 2 に示す重畳画像生成部 3 3 は、差分画像生成部 3 2 によって生成される差分画像、及び、画像生成制御部 3 1 による制御によって画像メモリ 2 4 が記憶する第 3 画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能を有する。又は、重畳画像生成部 3 3 は、画像生成制御部 3 1 による制御によって画像メモリ 2 4 が記憶する第 1 画像及び第 3 画像を基に重畳処理を実行して重畳画像を生成する機能を有する。なお、画像生成制御部 3 1 による制御によって三次元スキャンが行なわれると、重畳画像生成部 3 3 は、差分画像生成部 3 2 によって生成される差分画像としての差分ボリュームデータ、及び、画像生成制御部 3 1 による制御によって画像メモリ 2 4 が記憶する第 3 画像としての第 3 ボリュームデータに含まれる任意の断面について重畳処理を実行して重畳画像を生成する。

## 【 0 0 5 8 】

図 9 は、重畳画像の一例を示す図である。

## 【 0 0 5 9 】

図 9 に示すように、穿刺針 1 1 a の針先部分によって構成される差分画像が第 3 画像とは異なる色調で映像化されると、操作者は、穿刺針 1 1 a の針先部分の位置が簡単に視認できる。また、従来、穿刺針 1 1 a の進路をモニタリングする場合に、穿刺針 1 1 a の針先部分を見えやすくするために周波数を下げたり、ビームを広げたりして、通常の生体を観察する画質より劣化する送受信条件を使わなくてはならず、実質部分の表示に適さなかった。しかし、重畳画像生成部 3 3 によって重畳画像を生成して表示する場合、穿刺針 1 1 a の針先部分の表示に有効な差分画像と、実質部分の表示に有効な第 3 の送受信条件で得られた第 3 画像とを重畳して表示することができる。なお、操作者が操作パネル 1 5 のスイッチ 1 5 b 等を操作することで、差分画像、重畳画像、第 1 画像（第 1 補正画像）、第 2 画像（第 2 補正画像）、及び第 3 画像の表示を任意のタイミングで切り替えることも可能である。

## 【 0 0 6 0 】

ここで、実際に被検体 P としての生体に穿刺針 1 1 a を刺入する場合、差分画像生成部 3 2 による差分処理で実質部分が完全にキャンセルされずに差分画像上に残ってしまう場合がある。そこで、重畳画像生成部 3 3 は、穿刺針 1 1 a の穿刺ガイドライン g（図 1 0 に図示）を含む限定領域を差分画像内に設定し、領域限定された差分画像と第 3 画像とを基に重畳処理を実行してもよい。また、重畳画像生成部 3 3 は、差分画像から比較的高い周波数帯域（閾値以上の周波数帯域）を除去するフィルタ処理を施してもよい。その場合、重畳画像生成部 3 3 は、フィルタ処理後の差分画像と第 3 画像とを基に重畳処理を実行する。なお、重畳画像生成部 3 3 は、差分画像の全体ではなく、穿刺ガイドライン G を含む限定領域のみにフィルタ処理を施し、フィルタ処理後の領域限定された差分画像と全体領域の第 3 画像とを基に重畳処理を実行してもよい。

## 【 0 0 6 1 】

また、本実施形態の超音波診断装置 1 0 によると、差分画像上における穿刺針 1 1 a の針先部分の実質部分からの分離が容易なため、差分画像を用いて、穿刺針 1 1 a を備える穿刺アダプタ 1 1 の位置情報によって、刺入された実際（現在）の穿刺針 1 1 a の針先部分を検出することができる。よって、画像生成制御部 3 1 による制御によって差分ボリュームデータが生成される場合、重畳画像生成部 3 3 は、差分ボリュームデータを基に穿刺針 1 1 a の針先部分の座標を認識できる。例えば、重畳画像生成部 3 3 は、差分ボリュー

ムデータに対してノイズ除去処理や2値化処理等の前処理を行なって検出される穿刺針11aの針先部分の重心を穿刺針11aの針先部分の第1座標 $[x_1, y_1, z_1]$ (差分断面画像の場合は第1座標 $[x_1, y_1]$ )として求める。また、穿刺アダプタ11と超音波プローブ12の相対的な位置関係は既知なので、重畳画像生成部33は、穿刺針11aの針先部分が必ず通過する穿刺アダプタ11上の第2座標 $[x_2, y_2, z_2]$ を求めることができる。

#### 【0062】

以上のように、重畳画像生成部33は、求められた差分ボリウムデータ内の第1座標及び第2座標を基に、第1座標及び第2座標を通る本実施形態の実際の穿刺ラインG(図11に図示)を認識することができる。穿刺ラインGはディスプレイ14に表示される。

10

#### 【0063】

図12は、三次元スキャンを行なう場合における従来の穿刺ガイドラインgの表示例を示す図である。図12は、差分画像生成部32によって生成される差分画像としての差分ボリウムデータ、及び、画像生成制御部31による制御によって画像メモリ24が記憶する第3画像としての第3ボリウムデータの直交3断面について重畳処理を実行して生成される重畳画像である。

#### 【0064】

図12(a)は事前に設定された穿刺ガイドラインg上の第1断面(Aプレーン)の画像を、図12(b)は第1断面に直交し、かつ、事前に設定された穿刺ガイドラインg上の第2断面(カットプレーン)の画像を、図12(c)は第2断面に垂直な第3断面(カットプレーン)の画像を示している。各画像は、動画として表示される。従来技術によると、第1座標は最終的に穿刺針11aの針先部分を刺入したい穿刺対象の位置に設定されるが、体内に刺入された穿刺針11aの針先部分が穿刺ガイドラインgから逸れてしまうと、各画像から穿刺針11aの像が消えてしまい、操作者は、穿刺針11aの位置を視認できなくなる。

20

#### 【0065】

図13は、三次元スキャンを行なう場合における本実施形態の穿刺ラインGの表示例を示す図である。

#### 【0066】

図13(a)~(c)は、図12(a)~(c)と同一断面の画像をそれぞれ示している。重畳画像生成部33によって実際に検出される針先部分の第1座標を基に穿刺針11aの穿刺ラインGを適宜演算するので、穿刺ラインGが三次元座標系の場合、三次元座標系の穿刺ラインGを各断面に投影した投影穿刺ラインG'を図13(a),(b)に示すように表示できる。なお、図13(c)に示すように、第3断面の画像については、穿刺ラインGと第3断面との交点を中心に円を表示することで、穿刺針11aの針先部分の予想到達位置を表示することができる。よって、操作者は穿刺針11aの正確な位置を把握することができ、迅速で正確な穿刺を行なうことが可能となる。なお、事前に設定された穿刺ガイドラインgから穿刺針11aが逸れた場合、穿刺ラインGが各断面上に表示されるように、自動的に断面位置を変更するように構成してもよい。

30

#### 【0067】

また、画像メモリ24には、画像生成制御部31による制御によって、複数フレームの第1画像、複数フレームの第2画像及び複数フレームの第3画像をそれぞれ記憶している。重畳画像生成部33は、差分画像に基づき、各ピクセルで経時的に変化する輝度の最大値を保持した輝度最大値画像を生成し、その輝度最大値画像とライブの第3画像とを基に重畳画像を生成する。輝度最大値画像及びライブの第3画像に基づく重畳画像を順次生成・表示することで、穿刺針11aを体内に刺入した時に、穿刺針11aの針先部分の軌跡が動画として表示され、穿刺針11aのモニタリングにおける穿刺針11aの視認性が向上する。従来は、第3画像を用いて輝度の最大値を保持した画像を生成する場合、実質部分のピクセルについても輝度の最大値が保持されるので輝度の最大値を保持した画像の生成が利用できなかった。

40

50

## 【 0 0 6 8 】

本実施形態の超音波診断装置 10 によると、穿刺針 11 a のモニタリングにおいて、穿刺針 11 a の針先部分のみを強調して針先部分を含む被検体の画像を表示することで、操作者が針先部分の位置を簡便に視認できる。

## 【 符号の説明 】

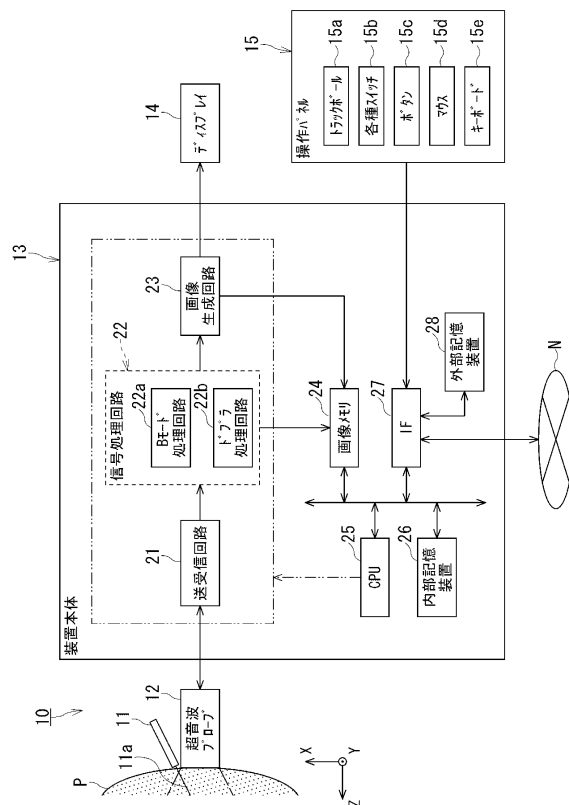
## 【 0 0 6 9 】

- 10 超音波診断装置
- 11 穿刺アダプタ
- 11 a 穿刺針
- 12 超音波プローブ
- 13 装置本体
- 14 ディスプレイ
- 15 操作パネル
- 21 送受信回路
- 22 信号処理回路
- 23 画像生成回路
- 31 画像生成制御部
- 32 差分画像生成部
- 33 重畳画像生成部
- G 穿刺ライン

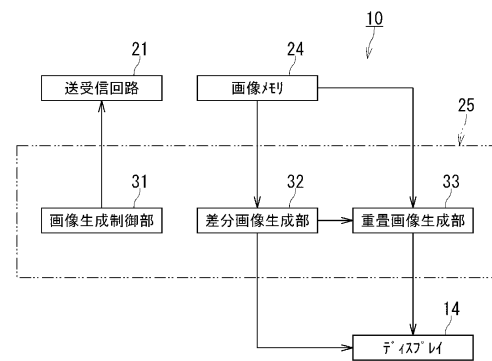
10

20

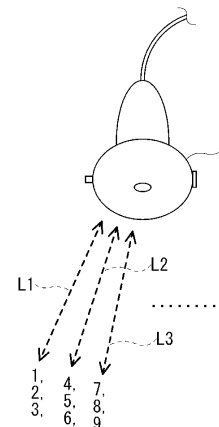
【 図 1 】



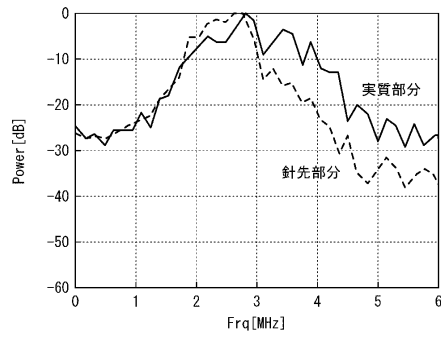
【 図 2 】



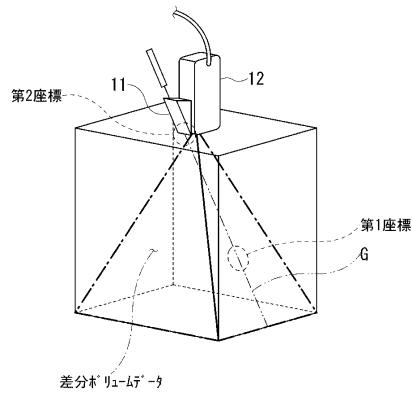
【 図 3 】



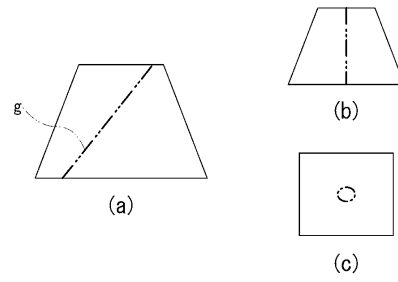
【図 6】



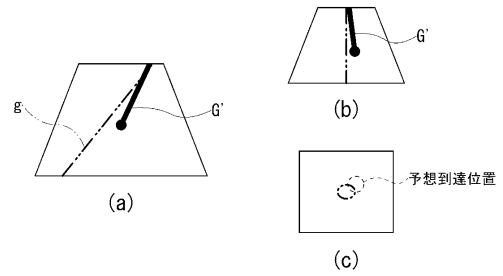
【図 11】



【図 12】



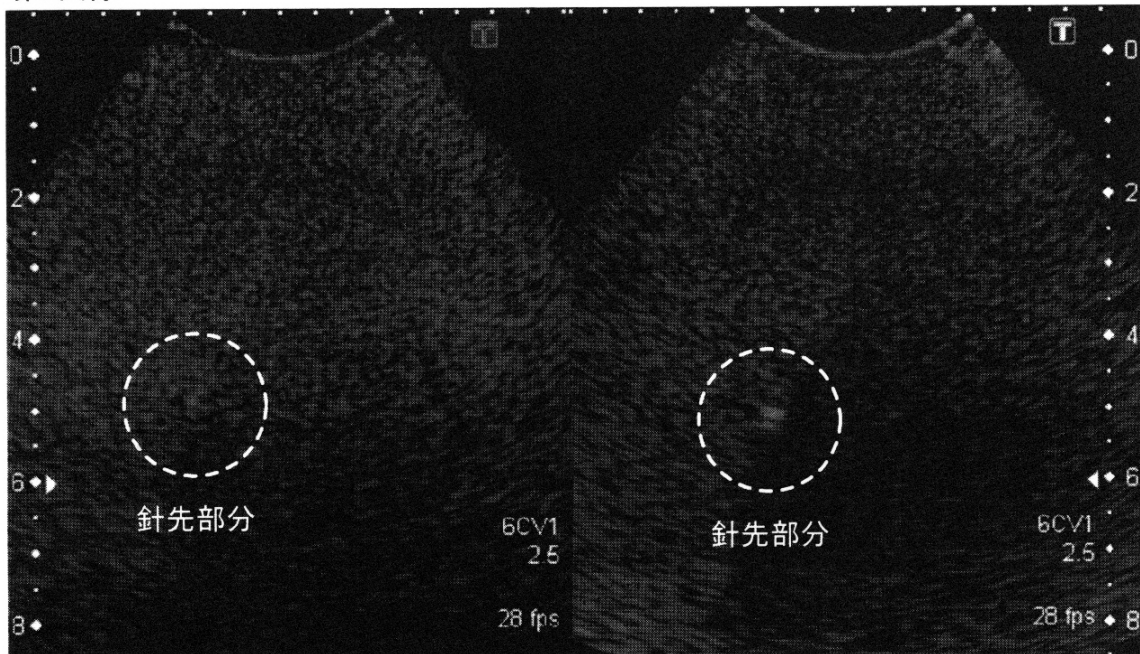
【図 13】



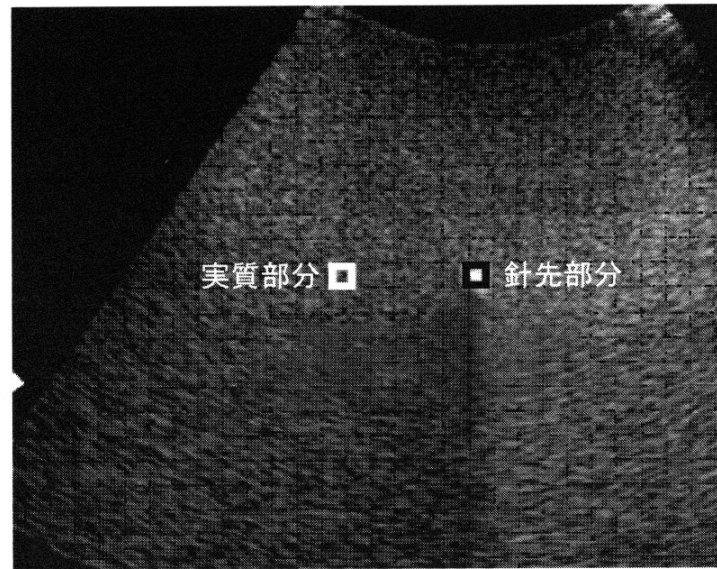
【図 4】

第3画像

第1画像



【図5】

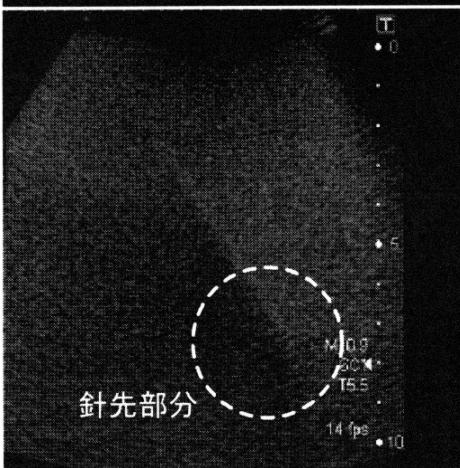


【図7】

寒天ファントムの第1画像



肝臓の第1画像



寒天ファントムの第3画像

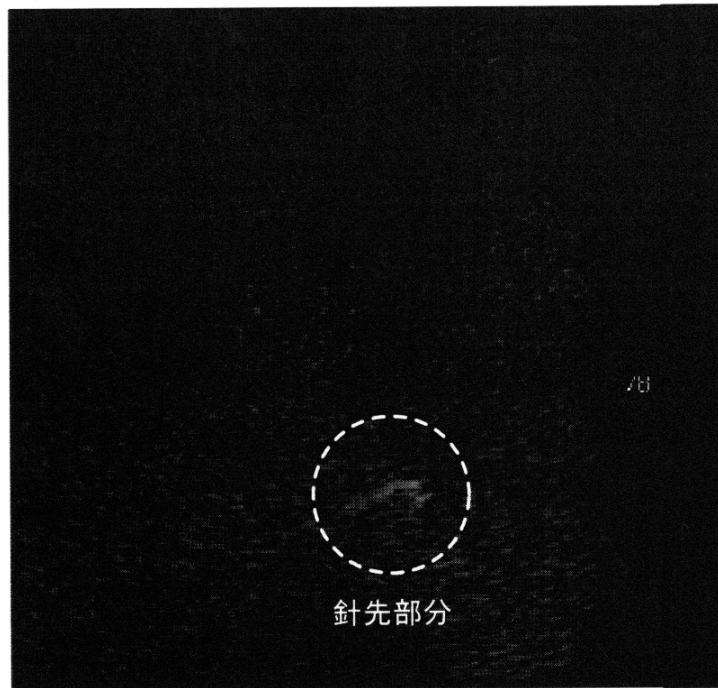


肝臓の第3画像

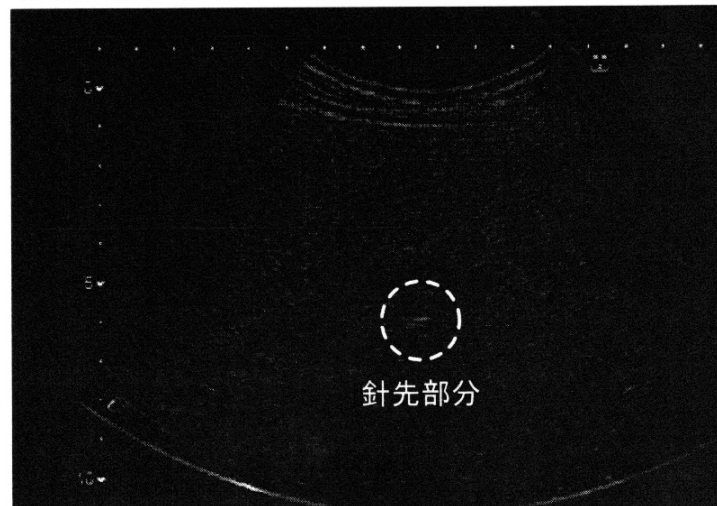


【図 8】

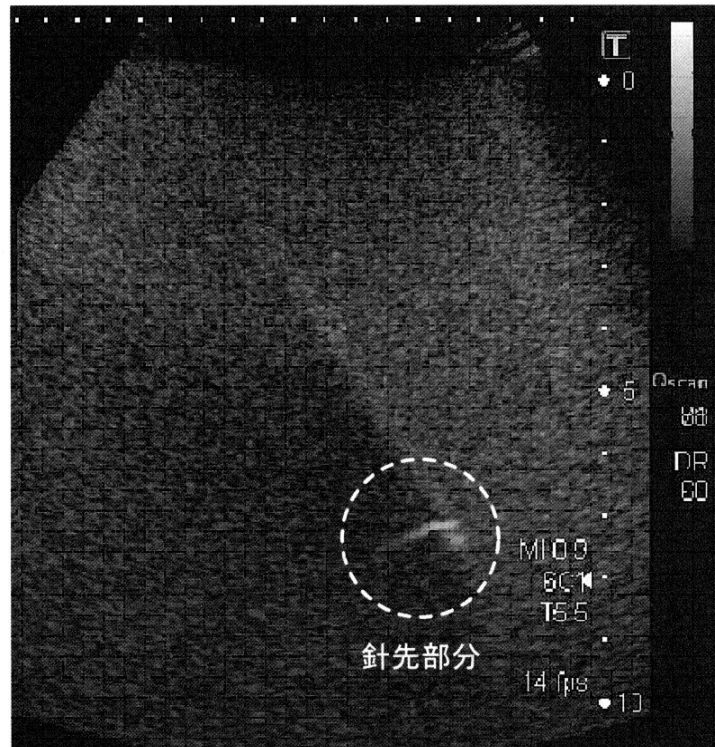
寒天ファントムの差分画像



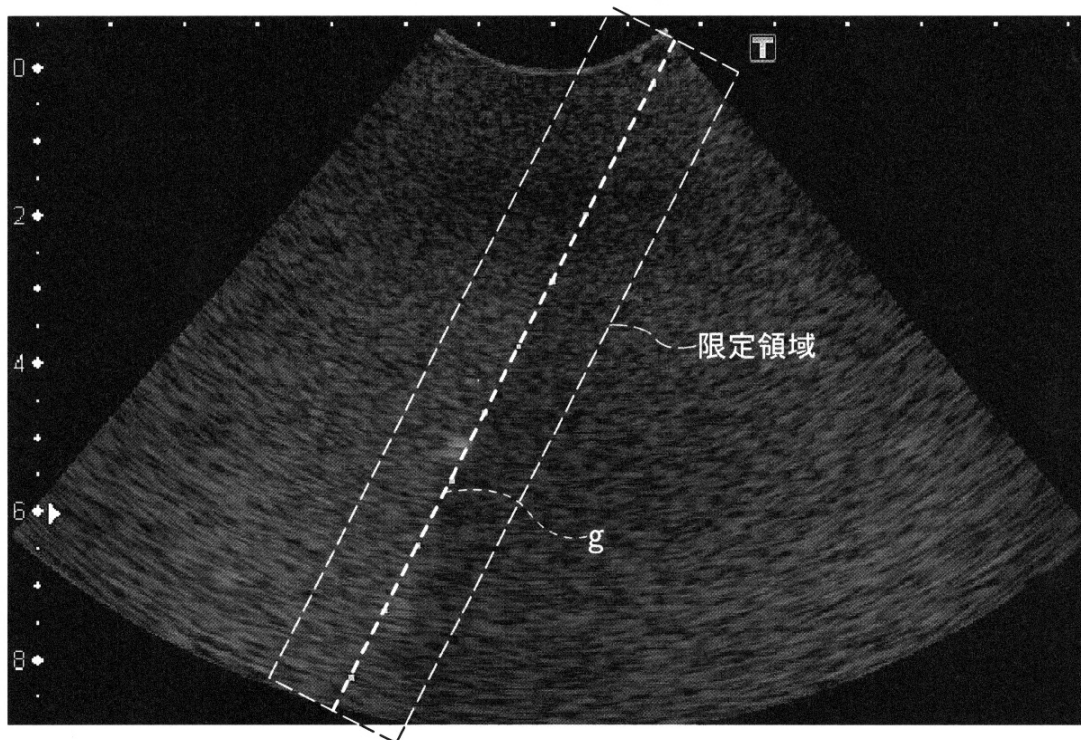
肝臓の差分画像



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開2006-288679(JP,A)  
特開2001-061841(JP,A)  
特開2008-012150(JP,A)  
特開2006-320378(JP,A)  
特開2007-301122(JP,A)  
特開2006-150069(JP,A)

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