

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5632203号
(P5632203)

(45) 発行日 平成26年11月26日(2014.11.26)

(24) 登録日 平成26年10月17日(2014.10.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-131421 (P2010-131421)	(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
(22) 出願日	平成22年6月8日(2010.6.8)	(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
(65) 公開番号	特開2011-254963 (P2011-254963A)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成23年12月22日(2011.12.22)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
審査請求日	平成25年5月29日(2013.5.29)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、

前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波受信手段と、

前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析し、前記解析された輝度の時間的変化に基づいて、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、

前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、

前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像生成手段は、造影剤の持続時間と色相との対応関係を定義する対応マップを用いて、前記停滞時間画像を生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、造影剤の持続時間及び造影剤の到達時刻と色相との対応関係を定義する対応マップを用いて、前記停滞時間画像を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記対応マップの前記対応関係を変更する変更手段をさらに具備し、

前記画像生成手段は、前記変更手段によって前記対応関係が変更された場合には、変更後の対応マップを用いて、前記停滞時間画像を生成することを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記解析手段は、前記解析された輝度の時間的変化を用いて、前記少なくとも一つの解析領域内の信号強度と所定の閾値との大きさを前記解析期間内の各時相において比較し、前記信号強度が前記所定の閾値を上回るタイミングで前記停滞時間の計測を開始することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記解析手段は、前記解析された輝度の時間的変化を用いて、前記少なくとも一つの解析領域内の信号強度と所定の閾値との大きさを前記解析期間内の各時相において比較し、前記信号強度が前記所定の閾値を下回るタイミングで前記停滞時間の計測を終了することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、

前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波送受信手段と、

前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度を解析し、当該輝度の時間的変化を基に信号強度の時間的変化を計算すると共に、当該信号強度の時間的変化が所定の閾値を下回る時刻を造影剤の停滞時間の計測開始時刻として、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、

前記少なくとも一つの解析領域に対し、停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、

前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、

前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波送受信手段と、

前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度を解析し、当該輝度の時間的変化を基に信号強度の時間的変化を計算すると共に、当該信号強度の時間的変化が所定の閾値を上回る時刻を造影剤の停滞時間の計測終了時刻として、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、

前記少なくとも一つの解析領域に対し、停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、

前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、

10

20

30

40

50

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記解析手段は、

前記少なくとも一つの解析領域につき、前記解析期間における持続時間の最大値又は平均値を計算し、

前記画像生成手段は、前記少なくとも一つの所定領域に対し、前記最大値又は平均値に応じて異なる色相が割り当てられた前記停滞時間画像を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記解析手段は、前記解析期間の各時相に対応する停滞時間画像を用いて、前記解析領域に関する所定の定量値を計算し、

前記表示手段は、前記定量値を所定の形態で表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記解析期間の各時相毎に取得する超音波データを取得する間、前記被走査領域の時相間の位置ずれを補正する補正手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記解析手段は、前記少なくとも一つの解析領域に関する輝度時間曲線を生成し、当該生成された輝度時間曲線に基づいて、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間に関する造影剤の停滞時間を解析することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記画像生成手段は、前記少なくとも一つの解析領域に対し前記停滞時間に応じて異なる色相が割り当てられた前記停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

造影剤が投与された被検体の所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信することで取得された、前記解析期間の各時相に対応する前記被走査領域に関する超音波データを記憶する記憶手段と、

前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析し、前記解析された輝度の時間的変化に基づいて、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、

前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 15】

コンピュータに、

造影剤が投与された被検体の所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信することで取得された、前記解析期間の各時相に対応する前記被走査領域に関する超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析させ、前記解析された輝度の時間的変化に基づいて、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析させる解析機能と、

前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成さ

10

20

30

40

50

せる画像生成機能と、

前記各時相毎の停滞時間画像を表示させる表示機能と、
を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に超音波造影剤を投与して行う造影エコー法において、血管内の血流の停滞（造影剤の停滞）に関する情報を生成し提供することが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

近年、静脈投与型の超音波造影剤（以下、単に造影剤とする）が製品化され、「造影エコー法」が行われるようになってきている。この手法は、例えば、心臓および肝臓などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものである。例えば近年日本で発売されたソナゾイド（登録商標）と呼ばれる第二世代の超音波造影剤は、リン脂質膜で覆われた、フッ化炭素（perfluorobutane）ガスを内包した微小気泡である。マイクロバブルを破壊させない程度の低い振幅の超音波送信波で、このような造影剤の還流の様子を安定して観察することが可能になった。

【0004】

造影剤の投与後に診断部位（例えば肝臓がん）を走査すると、血流に乗って環流する造影剤の流入から流出までの信号強度の上昇と減少が観察可能で、このような信号強度の経時変化の違いから、腫瘤性病変の良性/悪性の鑑別診断、あるいは「びまん性」の疾患などの診断が可能となることが研究されている。

【0005】

このような信号強度の経時変化は、単なる形態情報とは異なり、通常は動画像として記録あるいは読影される必要がある。従って、一般的に読影のための所要時間は長くなる。そこで通常動画で観察するような、造影剤の流入時刻情報を、一枚の静止画像上にマッピングするような手法も提案されている（特許文献1、特許文献2参照）。このような手法は、造影剤の信号のピーク時間の違いを、異なる色相で表現するものであり、診断層面内の各所での流入時刻が一目で分る。

【0006】

ところで、正常な血管に比べて走行が複雑な腫瘍血管においては、バブルが行き場を失い停滞したり、停滞した後に逆流したりする現象が観察される（非特許文献1参照）。実際、腫瘍マウスで造影超音波観察を行った場合に、腫瘍血管内で上記のようなバブルの挙動が観察される。生体イメージングが可能な造影超音波でバブルの挙動を評価できれば、腫瘍血管の異常の評価に応用できる可能性がある。

【0007】

また、近年治験が行われている血管新生阻害剤（抗がん剤）は、腫瘍を栄養する血管を破壊することで、腫瘍血管の断片化・狭小化することが病理組織学的観察で確認されている（非特許文献2参照）。造影超音波で、血管新生阻害剤により断片化された血管内でバブルが停滞する様子を映像化・定量化できれば、治療効果判定に応用することも期待できる

10

20

30

40

50

。【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2001-269341号公報

【特許文献2】特開2004-321688号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】R. K. Jain, "Normalization of Tumor Vasculature: An Emerging Concept in Antiangiogenic Therapy", Science, Vol. 307, pp. 58-62, January 2005

【非特許文献2】M. Yamazaki, et al. "Sonic hedgehog derived from human pancreatic cancer cells augments angiogenic function of endothelial progenitor cells", Cancer Science, Vol. 99(6), pp. 1131-1138

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いた造影剤流入時間（到達時間）のマッピングでは、到達後の特徴までは表現されない。例えば、造影剤がその領域に連続的に流れていて、マイクロバブル（以下単にバブル）が刻々と入れ替わっているのか、或いは一度流入したバブルがそこで停滞しているのか、という現象は判別できない。

【0011】

なお、例えば特許文献1に記載の技術では、超音波走査断面における造影剤流入情報（到達時間など）を、ある時刻を基準としてカラーでマッピングして表示するため、画像全体で造影剤の流入の様子を観察することができる。しかしながら、各領域における造影剤到達後のバブルの停滞の様子を十分に評価することはできない。また、特許文献2の技術では、微小血流の還流の理論的モデルより、さらに詳細な演算を行い、到達時間の情報を提示可能となっている。しかしながら、当該技術によっても、各領域における造影剤到達後のバブルの停滞の様子を十分に評価することはできない。

【課題を解決するための手段】

【0012】

請求項1に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波送受信手段と、前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析し、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項7に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波送受信手段と、前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度を解析し、当該輝度の時間的変化を基に信号強度の時間的変化を計算すると共に、当該信号強度の時間的変化が所定の閾値を下回る時刻を造影剤の停滞時間の計測開始時刻として、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、前記少な

10

20

30

40

50

くとも一つの解析領域に対し、停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 8 に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信し、前記被走査領域に関する超音波データを、前記解析期間の各時相毎に取得する超音波送受信手段と、前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度を解析し、当該輝度の時間的変化を基に信号強度の時間的変化を計算すると共に、当該信号強度の時間的変化が所定の閾値を上回る時刻を造影剤の停滞時間の計測終了時刻として、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、前記少なくとも一つの解析領域に対し、停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、前記各時相毎の停滞時間画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 14 に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信することで取得された、前記解析期間の各時相対応する前記被走査領域に関する超音波データを記憶する記憶手段と、前記解析期間の各時相毎の超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析し、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析する解析手段と、前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

請求項 15 に記載の発明は、コンピュータに、造影剤が投与された被検体の所定部位を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として、解析期間に亘って、前記被走査領域に対して超音波を送信すると共に当該被走査領域からの反射波を受信することで取得された、前記解析期間の各時相対応する前記被走査領域に関する超音波データを用いて、前記被走査領域に含まれる少なくとも一つの解析領域に関する輝度と予め設定された閾値との大小関係の時間的変化を解析させ、前記解析された輝度の時間的変化に基づいて、前記少なくとも一つの解析領域に関する造影剤の停滞時間を解析させる解析機能と、前記少なくとも一つの解析領域に対し、前記造影剤の持続時間と前記造影剤の到達時刻とが、異なる色相により区別された停滞時間画像を、前記解析期間内の各時相毎に生成させる画像生成機能と、前記各時相毎の停滞時間画像を表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック構成を示した図である。

【図 2】図 2 は、画像生成ユニット 24 の構成を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、本造影剤停滞情報生成機能に従う処理（造影剤停滞情報生成処理）の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る停滞時間画像の生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図 5】図 5 は、停滞時間画像の生成処理の概念を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、時系列に更新しながら表示される停滞時間画像の一例を示した図である。

。

【図 7】図 7 は、画素 c の解析期間における持続時間色相変換処理を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は、例えばステップ S 5 において生成された、図 6 に示した領域 b に関する持続時間の分布（ヒストグラム）の一例である。

【図 9】図 9 は、色相対応マップの変更処理を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、色相対応マップの変更処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、画素 a' 及び画素 b' のそれぞれについての、TIC 及び色相対応マップを示している。

【図 12】図 12 は、第 2 の実施形態に係る停滞時間画像の生成処理の流れを示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

10

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0015】

（第 1 実施形態）

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニター 14、送受信ユニット 21、Bモード処理ユニット 22、ドプラ処理ユニット 23、画像生成ユニット 24、制御プロセッサ 25、記憶ユニット 26、インタフェースユニット 29、内部メモリ 30 を具備している。装置本体 11 に内蔵される超音波送受信ユニット 21 等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、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である場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

20

【0016】

超音波プローブ 12 は、超音波送受信ユニット 21 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、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、エコー信号として超音波プローブ 12 に受信される。この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、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、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。

30

【0017】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、操作者からの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこむためのトラックボール 13a、各種スイッチ 13b、ボタン 13c、マウス 13d、キーボード 13e 等を有している。

【0018】

モニター 14 は、画像生成ユニット 24 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

40

【0019】

送受信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、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が繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

【0020】

なお、送受信ユニット 21 は、制御プロセッサ 25 の指示に従って、送信周波数、送信

50

駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 1 】

また、送受信ユニット 2 1 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 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。A / D 変換器では、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、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【 0 0 2 2 】

B モード処理ユニット 2 2 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット 2 4 において所定の処理を受けた後、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニター 1 4 に表示される。

【 0 0 2 3 】

ドプラ処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー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、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット 2 4 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像として

20

【 0 0 2 4 】

画像生成ユニット 2 4 は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなど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に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット 2 4 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者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。なお、当該画像生成ユニット 2 4 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、画像生成ユニット 2 4 の構成を説明するための図である。同図に示すように、画像生成ユニット 2 4 は、信号処理ユニット 2 4 a、スキヤンコンバータ 2 4 b、画像処理ユニット 2 4 c を有している。信号処理ユニット 2 4 a は、超音波スキヤンの走査線レベルで画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理ユニット 2 4 a において処理を受けたデータは、スキヤンコンバータ 2 4 b に送られると同時に、内部メモリ 3 0 内の画像メモリ 3 0 a へ出力され、一時的に保存される。スキヤンコンバータ 2 4 b は、超音波スキヤンの走査線信号列から、テレビなど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に変換する。変換後のデータは、画像処理ユニット 2 4 c へ出力される。画像処理ユニット 2 4 c は、輝度やコントラストの調整や空間フィルタなどの画像処理、生成した画像と種々の設定パラメータの文字情報や目盛等とを合成する合成処理を実行し、処理後のデータをビデオ信号としてモニター 1 4 へ出力する。さらに、画像処理ユニット 2 4 c は、制御プロセッサ 2 5 からの制御信号に従って、後述する造影剤停滞情報生成機能に従う処理等を実行し、超音波画像、停滞時間画像等を生成する。

30

40

【 0 0 2 6 】

制御プロセッサ (CPU) 2 5 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 2 5 は、内部記憶装置 2 6 から後述する造影剤停滞情報生成機能を実行するための制御プログラムを読み出してソフトウェア格納部 3 0 b 上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。さらに、制御プロセッサ 2 5 は、後述する造影剤停滞情報生成機能に従う処理において、生成された停滞時間画像を用いて停滞時間の定量解析を実行する。

【 0 0 2 7 】

50

記憶ユニット26は、後述する造影剤停滞情報生成機能、各種スキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実現するための制御プログラム、持続時間と色相との対応関係を定義する色相對応マップ、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。また、必要に応じて、画像メモリ30a中の画像の保管などにも使用される。また、記憶ユニット26のデータは、インタフェースユニット29を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0028】

インタフェースユニット29は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット29によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

10

【0029】

内部メモリ30は、画像メモリ30a、ソフトウェア格納部30bを有している。画像メモリ30aは、信号処理ユニット24aから受信した画像データをフレーム毎或いはボリューム毎に一時的に記憶する。画像メモリ30aに記憶されたデータは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能であり、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ30aは、超音波送受信ユニット21直後の出力信号（radio frequency (RF) 信号）、送受信ユニット21通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。ソフトウェア格納部30bは、後述する造影剤停滞情報生成機能等を実行する場合に、記憶ユニット26から読み出される専用プログラムが一時的に記憶される。

20

【0030】

（造影剤停滞情報生成機能）

次に、造影剤停滞情報生成機能について説明する。この機能は、被走査領域（超音波走査される被検体内の二次元又は三次元領域）内に設定される解析領域内の各画素値の時間的変化を計測し、計測された画素値の時間的変化を用いて解析領域内における造影剤の停滞時間を画素毎に解析し、その解析結果に基づいて、造影剤の停滞時間を評価するための停滞時間画像等を生成し表示するものである。

【0031】

なお、被走査領域内に設定される解析領域とは、例えば、当該造影剤停滞情報生成機能によって解析対象とされる診断対象部位を含む二次元又は三次元領域であり、所定のタイミングで操作者により設定される。被走査領域内に設定される解析領域の数は、一つでも複数でもよく、また、被走査領域全体を一つの解析領域とすることも可能である。さらに、個々の解析領域の大きさは、単一の画素から構成されるものから、複数画素により構成されるものまで、任意に設定又は変更することが可能である。

30

【0032】

図3は、本造影剤停滞情報生成機能に従う処理（造影剤停滞情報生成処理）の流れを説明するためのフローチャートである。以下、各ステップにおいて実行される処理の内容について説明する。

40

【0033】

[患者情報、送受信条件等の入力受：ステップS1]

入力装置13を介して患者情報の入力、送受信条件（被走査領域の大きさを決めるための画角、焦点位置、送信電圧等）、被検体の三次元領域を所定期間に亘って超音波走査するためのスキャンシーケンス等の選択が実行される（ステップS1）。入力、選択された各種情報・条件等は、自動的に内部メモリ30等に記憶される。

【0034】

[超音波走査：ステップS2]

次に、送受信ユニット21は、被検者の所定部位（診断対象とする血管等）を含む領域を被走査領域とする超音波走査を解析の対象とする解析期間に亘って実行し、当該所定期

50

間内の各時相に対応する超音波データ（フレーム毎の超音波データ）を取得する（ステップS2）。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、被走査領域を二次元領域とする二次元走査を実行する場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、被走査領域を三次元領域とする三次元走査（ボリュームスキャン）を実行するようにしてもよい。

【0035】

[超音波画像の生成：ステップS3]

取得された超音波データは、逐次超音波送受信ユニット22を経由してBモード処理ユニット22に送られる。Bモード処理ユニット22は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し、信号強度が輝度で表現される画像データを生成する。画像生成ユニット24は、生成された画像データに対してハーモニック成分の抽出処理等を施し、各時相 k （ $k = 1, 2, \dots, n$ ）に対応する超音波画像（フレーム毎の超音波画像）を生成する（ステップS3）。生成された超音波画像は、各時相における造影剤の空間密度（濃度）を信号値（輝度値）で表すものとなっている。

10

【0036】

[停滞時間画像の生成：ステップS4]

次に、画像生成ユニット24は、各時相に対応する超音波画像を用いて、解析領域内の各画素についてのTIC（Time Intensity Curve：輝度変化曲線）を逐次生成すると共に、生成された各TICを用いて、解析領域における各画素毎の造影剤の停滞時間を解析し、停滞時間画像を生成する（ステップS4）。

20

【0037】

図4は、停滞時間画像の生成処理の流れを示したフローチャートである。このフローチャートに従う停滞時間画像の生成処理は、解析領域内の各画素について並行して実行される。図5は、停滞時間画像の生成処理の概念を説明するための図であり、解析領域a内のある画素a及び解析領域b内のある画素aのそれぞれについての、TIC及び色相對応マップを示している。

【0038】

図4に示すように、まず、画像生成ユニット24は、所定の時相（例えば第 i 時相。ただし、 $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ）に合わせてタイマーを0に初期化（リセット）し、持続時間の計測を開始する。また、画像生成ユニット24は、造影剤の有無の状態を表わすフラグを0（造影剤からの信号ゼロ：「造影剤無」に対応）にする（ステップS41）。この様な初期化により、組織信号など造影剤流入前から大きい信号強度を有する部分は除外することができる。

30

【0039】

次に、画像生成ユニット24は、当該画素について、信号強度と予め設定した閾値とを比較して、画素値が閾値を上回るか否か（すなわち、造影剤が当該画素に対応する位置に存在するか否か）を判定する（ステップS42）。画素値が閾値を上回る場合には、画像生成ユニット24は、造影剤の有無の状態を表わすフラグを1（「造影剤有」に対応）にして持続時間の計測を開始すると共に、タイマーによる持続時間の計測を継続する（ステップS43）。図5の例で言えば、画素aについては、画素値が閾値以上となった時刻 t_1 において造影剤到達時刻と判定され、造影剤の有無の状態を表わすフラグが0から1に変更されると共に、タイマーによる持続時間の計測が継続される。また、画素bについては、画素値が閾値以上となった時刻 t_2 において造影剤到達時刻と判定され、造影剤の有無の状態を表わすフラグが0から1に変更されると共に、タイマーによる持続時間の計測が継続される。

40

【0040】

次に、画像生成ユニット24は、持続時間タイマーの値と予め設定された色相對応マップ（図5の例では、持続時間 T の場合には色相1を対応させ、持続時間 $> T$ の場合には色相2を対応させるもの）とに基づいて、当該第 i 時相（フレーム）の当該画素にいての色相を決定する（ステップS44）。この様な色相決定処理は、解析領域内の各画素につ

50

き並行して実行される。その結果、解析領域内の各位置の造影剤停滞時間が色相で表され、且つ解析領域内の各位置における造影剤からの信号強度が輝度で表された、当該第 i 時相に関する停滞時間画像が生成される（ステップ S 4 5）。生成された第 i 時相に関する停滞時間画像は、色相對応マップと共に、例えば図 6 に示す形態でモニター 1 4 に表示される。

【 0 0 4 1 】

次に、制御プロセッサ 2 5 は、停滞時間画像生成を終了するか否かを判定する（ステップ S 4 6）。停滞時間画像生成を終了しないと判定がされた場合には、ステップ S 4 2 の処理に戻り、画像生成ユニット 2 4 は、次の第 $i + 1$ 時相における当該画素の画素値と予め設定した閾値とを比較し、画素値が閾値を上回るか否かを判定する（ステップ S 4 2）。画素値が閾値を上回っている場合には、画像生成ユニット 2 4 は、「造影剤有」としてフラグを 1 に維持したまま持続時間計測を継続し、当該第 $i + 1$ 時相の当該画素につき、ステップ S 4 3 ~ ステップ S 4 5 までの処理を実行する。一方、第 $i + 1$ 時相における当該画素の画素値が閾値を下回る場合には、画像生成ユニット 2 4 は、ステップ S 4 3 において「造影剤有」としてフラグを 1 とした時刻から現在までの時間を当該画素における造影剤の停滞時間として、持続時間タイマーの値を記憶すると共に、前時相において当該画素に割り当てられた色相を保持する（ステップ S 4 4）。これにより、解析領域内の各位置の造影剤停滞時間が色相で表され、且つ解析領域内の各位置における造影剤からの信号強度が輝度で表された、当該第 $i + 1$ 時相に関する停滞時間画像が生成される（ステップ S 4 5）。生成された第 $i + 1$ 時相に関する停滞時間画像がモニター 1 4 に表示されることで、第 i 時相に関する停滞時間画像は更新される。

【 0 0 4 2 】

以後の各時相についての停滞時間時間の解析を実行する。当該解析期間の最後の時相である第 n 時相についての停滞時間画像が生成されると、制御プロセッサ 2 5 は、停滞時間画像生成を終了する（ステップ S 4 6）。

【 0 0 4 3 】

以上の処理により、図 5 の例で言えば、画素 a については時刻 t_1 以後の各時相においては色相 1 が割り当てられ、画素 b については時刻 t_2 から時刻 $t_2 + T$ までの各時相においては色相 1 が割り当てられ、時刻 $t_2 + T$ から時刻 t_4 までの各時相においては色相 2 が割り当てられることになる。従って、観察者は、図 6 の形態にて時系列に更新表示される停滞時間画像を観察することで、画素 a に対応する位置においては、造影剤の持続時間が短く血流が比較的早いことを、画素 b に対応する位置においては、持続時間が長く血流が比較的遅いことを、視覚的に把握することができる。

【 0 0 4 4 】

また、例えば解析領域内の所定の画素 c の TIC が、例えば図 7 に示すような曲線である場合、当該画素 c については、時刻 t_1 から時刻 $t_1 + T$ までの各時相においては色相 1 が割り当てられ、時刻 $t_1 + T$ から時刻 t_3 までの各時相においては色相 2 が割り当てられる。さらに、時刻 t_2 において時刻 t_1 から時刻 t_2 までの停滞時間が記憶されると共に、タイマーがリセットされる。時刻 t_3 以後は再度停滞時間の計測が開始され、時刻 t_3 から時刻 $t_3 + T$ までの各時相においては色相 1 が割り当てられ、時刻 $t_3 + T$ 以後の各時相においては色相 2 が割り当てられる。従って、観察者は、図 6 の形態にて時系列に更新表示される停滞時間画像において色相 1 色相 2 色相 1 色相 2 と変化する解析領域を観察することで、当該画素 c に対応する位置においては、造影剤の停滞時間が刻々と変化する様子（すなわち、造影剤が停滞したり流入出したりする様子）を視覚的に把握することができる。

【 0 0 4 5 】

次に、画像生成ユニット 2 4 は、各画素について記憶された全ての持続時間を用いて、各画素の持続時間の統計値（例えば、解析期間の各画素における持続時間の最大値、平均値、最小値、中央値等）を計算し、計算された統計値と色相對応マップとに基づいて、当該解析領域内の各画素にいての色相を決定することで、解析期間に関する停滞時間画像を

生成する（ステップ S 4 7）。生成された解析期間に関する停滞時間画像は、モニター 1 4 に所定の形態で表示される。

【 0 0 4 6 】

なお、この解析期間に関する停滞時間画像は、解析領域内の各画素につき、解析期間に亘って最大値保持処理（Max-Value Holding）を行うことによっても生成することが可能である。

【 0 0 4 7 】

[停滞時間の定量解析・解析結果の表示：ステップ S 5]

次に、制御プロセッサ 2 5 は、解析期間の各時相に対応する停滞時間画像を用いて、停滞時間の定量解析を実行しその結果を表示する（ステップ S 5）。例えば、制御プロセッサ 2 5 は、所定時相における解析領域内の持続時間のヒストグラム、或いは解析領域内の所定期間に亘る持続時間のヒストグラムを計算する。また、制御プロセッサ 2 5 は、必要に応じて、ヒストグラムの最頻値（ピーク）、重心、分散、ある持続時間以上の領域の関心領域に占める割合等の所定の定量値を計算する定量解析を実行する。計算されたヒストグラム、計算された定量値は、例えば図 8 に示す形態でモニター 1 4 に表示され。

【 0 0 4 8 】

（変形例 1）

上記実施形態では、解析領域内の各画素毎の T I C を生成し、これを用いて図 4 に示した停滞時間画像の生成処理を行う場合を例とした。しかしながら、当該例に拘泥されず、解析領域を例えば複数の画素からなる小領域に分割し、例えば各小領域内の画素値の平均値や最大値等を用いて T I C を生成し、これを用いて停滞時間画像の生成処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

（変形例 2）

色相対応マップにおける色相の境界となる停滞時間は、任意に変更、設定することが可能である。例えば、図 9 に示す色相対応マップは、時間 T 1 を境界として色相 1 から色相 2 に変わるように定義されている。この様な色相対応マップに対し、例えば色相 1 と色相 2 との境界線をドラッグ等の操作により、例えば図 1 0 に示すような時間 T 1 ' を境界として色相 1 から色相 2 に変わるように再定義してもよい。この様な色相対応マップの再定義により、停滞時間画像の色相 2 に対応する領域は、例えば図 9 から図 1 0 に示すように更新（拡大）されることになる。

【 0 0 5 0 】

（変形例 3）

色相対応マップによって定義される色相の数（すなわち、色相対応マップによって定義される停滞時間の色相（色分け）の数）は、任意に変更、設定することが可能である。また、各色相の境界となる停滞時間は、上記変形例 2 に示したように、任意に変更可能である。

【 0 0 5 1 】

（変形例 4）

本手法を適用する際、超音波プローブ 1 2 を高周波プローブとして、造影剤バブルの一つ一つの挙動を観察したい場合がある。その場合、通常よりも造影剤投与量を少なくして、個々の造影剤バブルを観察しやすい状態で、本解析を適用することも可能である。

【 0 0 5 2 】

（変形例 5：生データ）

上記実施形態においては、画素によって構成される超音波データを用いて、上記造影剤停滞情報生成処理を実行する場合を例示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、画像生成ユニット 2 4 に入力する前の生データを用いて、上記造影剤停滞情報生成処理を実行するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

（効果）

本超音波診断装置によれば、被走査領域内に設定される解析領域内の各画素値の時間的変化を計測し、計測された画素値の時間的変化を用いて解析領域内における造影剤の停滞時間を画素毎に解析する。その解析結果に基づいて、造影剤の停滞時間を評価するための停滞時間画像等を生成し、時系列に停滞時間画像を更新表示する。観察者は、更新表示される停滞時間画像の色相を観察することで、造影剤の持続時間が長く血流が比較的早い位置、持続時間が長く血流が比較的遅い位置、造影剤の停滞時間が刻々と変化し血液が停滞したり流入出したりする位置等を、視覚的に把握することができる。その結果、造影エコー法における造影剤の停滞状況の視認的な把握を向上させ、腫瘍血管評価や血管新生阻害剤の効果判定に貢献することが期待される。

【0054】

10

また、本超音波診断装置によれば、各画素について記憶された全ての持続時間を用いて、各画素の持続時間の統計値（例えば、解析期間の各画素における画素値の最大値、平均値、最小値、中央値等）を計算し、計算された統計値と色相對応マップとに基づいて、当該解析領域内の各画素にいての色相を決定することで、解析期間に関する停滞時間画像を生成し表示する。さらに、解析期間の各時相に対応する停滞時間画像を用いて、停滞時間の定量解析を実行しその結果を表示することも可能である。その結果、造影エコー法における造影剤の停滞状況の定量的な把握を向上させ、腫瘍血管評価や血管新生阻害剤の効果判定に貢献することが期待される。

【0055】

（第2の実施形態）

20

図11は、画素a'及び画素b'のそれぞれについての、TIC及び色相對応マップを示している。同図の各TICからわかるように、画素a'においては造影剤が停滞することなく連続的に流れており、画素b'においては造影剤の流れが遅く停滞している。このような各領域の状況において、第1の実施形態の如く信号強度と閾値との比較のみによって造影剤の有無を判定したとすれば、画素a'と画素b'とを区別することはできず、画素a'及び画素b'共に造影剤の流れが遅く停滞していると判定する可能性がある。

【0056】

そこで、本第2の実施形態では、造影剤の流れの速さと信号強度の時間変化とが対応することに着目し、信号強度と閾値との比較に加えて信号強度の時間変化も考慮することにより、より精密に各位置に造影剤が存在するか否かを判定するものである。

30

【0057】

図12は、本実施形態に係る停滞時間画像の生成処理の流れを示したフローチャートである。図4のフローチャートと比較した場合、ステップS42a～ステップS44の処理が異なる。以下、ステップS42a～ステップS44の処理内容について説明する。

【0058】

画像生成ユニット24は、各画素において、画素値（信号強度）と予め設定した閾値とを比較して、画素値が閾値を上回るか否か（すなわち、造影剤が当該画素に対応する位置に存在するか否か）を判定する（ステップS42a）。画素値が閾値を上回る場合には、画像生成ユニット24は、連続するフレーム間の当該位置での信号強度の差分を計算し、この差分の絶対値が予め設定した閾値より大きいと判定する（ステップS42b）。

40

【0059】

差分値が閾値を下回る場合には、画像生成ユニット24は、造影剤の有無の状態を表わすフラグを1（「造影剤有」に対応）にして持続時間の計測を開始すると共に（或いは、フラグを1としたままで）、タイマーによる持続時間の計測を継続する（ステップS43）。一方、画素値が閾値を上回り、且つ差分値が閾値を上回る場合には、画像生成ユニット24は、ステップS43において「造影剤有」としてフラグを1とした時刻から現在までの時間を当該画素における造影剤の停滞時間として、持続時間タイマーの値を記憶すると共に、前時相において当該画素に割り当てられた色相を保持する（ステップS44）。

【0060】

50

これにより、図 1 1 に示す画素 a ' の様な血流と画素 b ' の様な血流とを区別することができ、正常血管など流れが比較的速い画素 a ' を色相 1 で、腫瘍血管など造影剤が停滞する画素 b ' を色相 2 で、それぞれ正確に表示することができる。なお、ここでは、信号強度の差分の絶対値を用いたが、差分が予め設定した閾値よりも大きい、または小さい場合に持続時間をリセットすることも可能である。また、連続するフレーム間の差分の他に、任意の間隔のフレーム間の差分を用いることもできる。

【 0 0 6 1 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 6 2 】

(1) 各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 6 3 】

(2) 各実施形態においては、解析期間に亘る二次元領域或いは三次元領域の超音波走査は、断面位置或いはボリューム位置が時相間で同じであるという前提の処理である。しかしながら、実際にはいくらプローブをしっかりと保持しようとしても、手が動いてしまったり、患者の呼吸で動いてしまったり、完全に固定しておくことは困難である。そこで、例えば特開 2 0 0 7 - 3 3 0 7 6 4 に記載の動き補正技術を用いて装置が連続する断面間或いはボリューム間の位置ずれを補正することは、実際の検査でこの提案手法を使う場合に、非常に有用である。

【 0 0 6 4 】

(3) 各実施形態において示した造影剤停滞情報生成処理と併用して、造影剤の到達時刻(造影剤投与後、最初に造影剤が到達した時刻)、ピーク時刻、Wash-In時間、Wash-Out時間等を計測し表示するようにしてもよい。これらの情報は、解析領域内の各画素毎の T I C を解析することで、取得することが可能である。係る場合には、色相対応マップは、例えば到達時間と持続時間の 2 軸から構成されるものを定義することができる。画像生成ユニット 2 4 は、例えばステップ S 4 において、到達時間と持続時間の 2 軸から構成された色相対応マップを用いて、色相の割り当てを実行することになる。

【 0 0 6 5 】

(4) 本第 2 の実施形態では、信号強度と閾値との比較に加えて信号強度の時間変化も考慮することにより、造影剤停滞情報生成処理を行った。これに対し、信号強度の時間変化のみを基準とすることで、造影剤停滞情報生成処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 6 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 7 】

以上本発明によれば、超音波走査断面内の各領域毎に造影剤が存在している時間(持続時間)に関する情報を生成し表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【符号の説明】

【 0 0 6 8 】

1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 装置本体、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... Bモード処理ユニット、 2 3 ... ドブラ処理

10

20

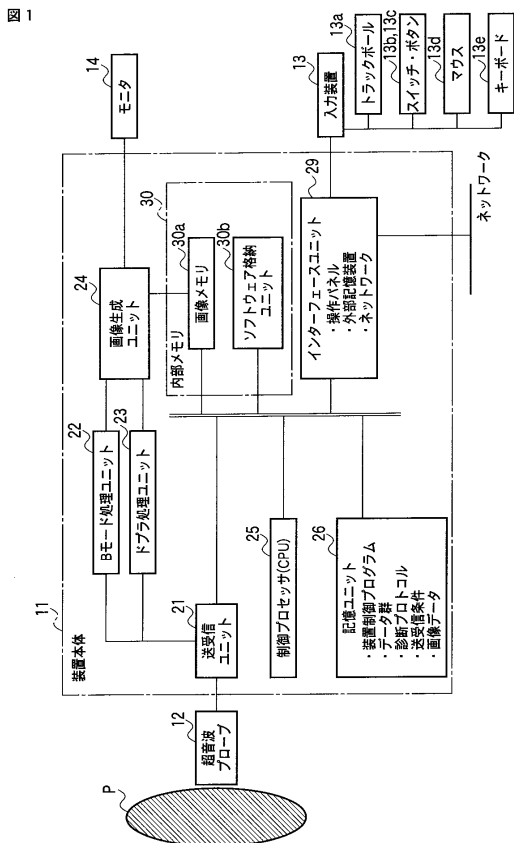
30

40

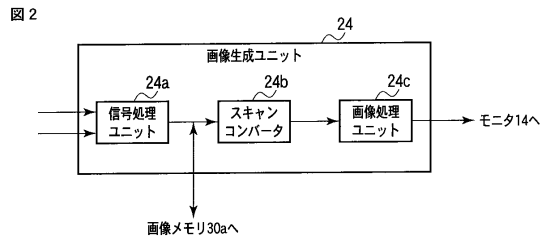
50

ユニット、24...画像生成ユニット、25...制御プロセッサ(CPU)、26...記憶ユニット、29...インターフェースユニット、30a...画像メモリ

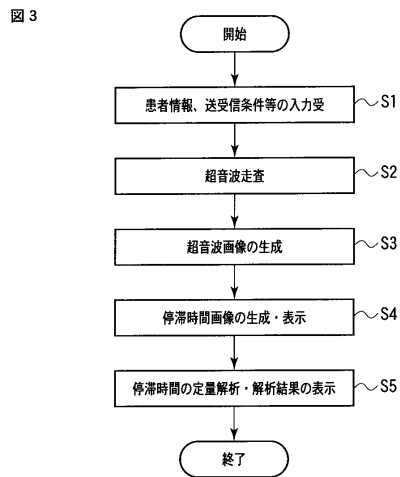
【図1】



【図2】

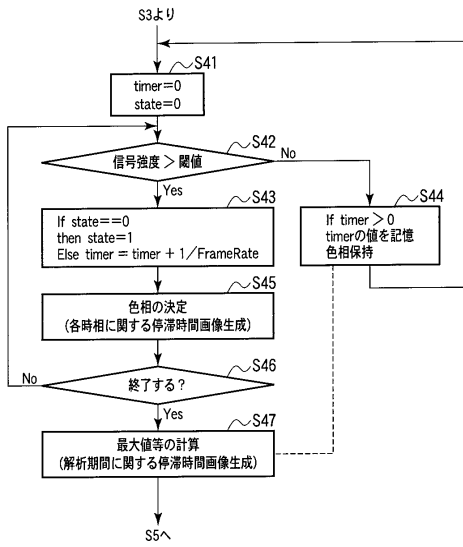


【図3】



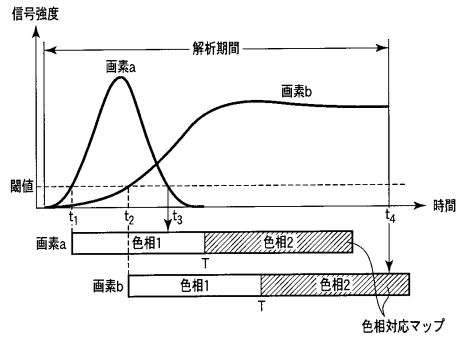
【 図 4 】

図 4



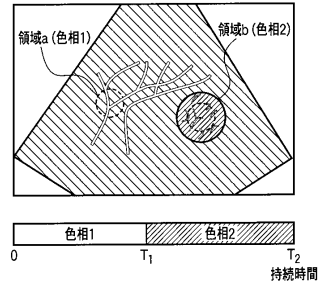
【 図 5 】

図 5



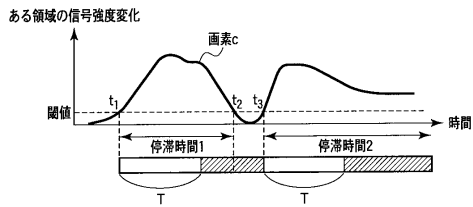
【 図 6 】

図 6



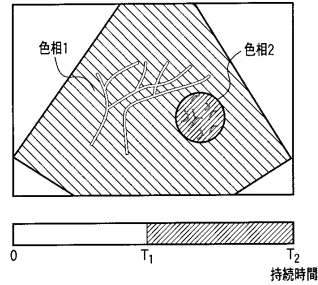
【 図 7 】

図 7



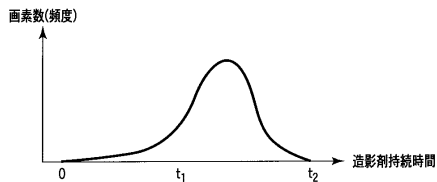
【 図 9 】

図 9



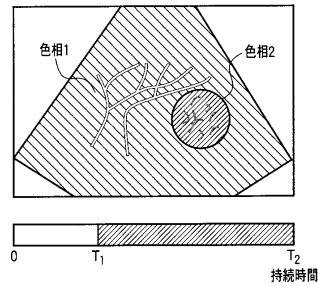
【 図 8 】

図 8



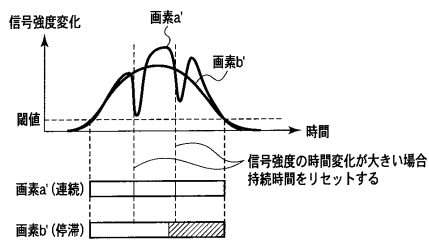
【 図 10 】

図 10



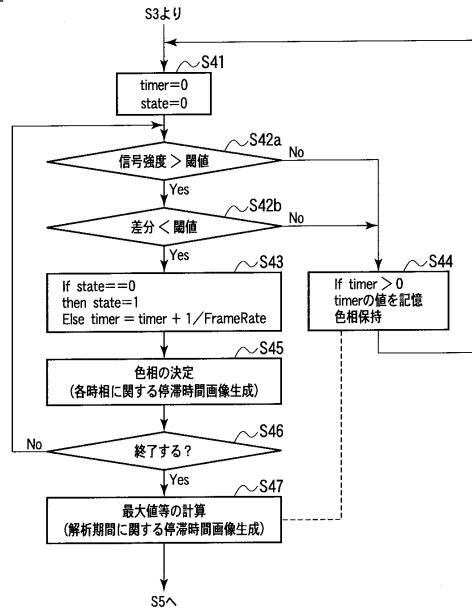
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 吉新 寛樹
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (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本社内
- (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本社内

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平07-079981(JP,A)
特開2010-094220(JP,A)
特開2009-082181(JP,A)
国際公開第2009/110308(WO,A1)
特開2002-238901(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5632203B2	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	JP2010131421	申请日	2010-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉新寛樹 神山直久 吉田哲也		
发明人	吉新 寛樹 神山 直久 吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B6/481 A61B6/504 A61B8/08 G01S7/52026 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE11 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2011254963A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备等，其能够产生和显示与在超声扫描切片的每个区域中存在造影剂的时间（持续时间）有关的信息。解决方案：通过在整个分析周期中将超声波发送到扫描区域，在分析周期中针对每个相位获取与扫描区域相关联的超声数据，扫描区域是二维区域或包括预定区域的三维区域施用造影剂的物体的一部分，以及通过接收来自扫描区域的反射波。通过使用分析周期中的每个相的超声数据生成与包括在扫描区域中的至少一个分析区域相关联的亮度时间曲线，并且基于与至少一个分析区域相关联的造影剂的停滞时间被分析。在生成的亮度时间曲线上。在分析周期中为每个阶段生成并显示停滞时间图像，其中根据停滞时间将不同色调分配给至少一个分析区域。

【図1】

