

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5280020号  
(P5280020)

(45) 発行日 平成25年9月4日(2013.9.4)

(24) 登録日 平成25年5月31日(2013.5.31)

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

請求項の数 17 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-167841 (P2007-167841)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成19年6月26日(2007.6.26)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2009-5755 (P2009-5755A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成21年1月15日(2009.1.15)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成22年4月15日(2010.4.15)		弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	橋本 浩
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤が投与された被検体に超音波パルスを送信し、前記被検体からの超音波を受信して、表示部に超音波画像を表示する超音波撮像装置であって、

前記超音波画像のフレームを単位として、前記被検体に送信する超音波の音圧をあらかじめ定められた音圧範囲で小さな音圧から大きな音圧へ順に変化させる音圧制御手段と、

超音波画像の各々の画素データに基づいて各々の画素に対応する位置における前記造影剤が破壊された音圧を求める演算処理部とを備え、

前記演算処理部は、所定の前記造影剤破壊音圧に対して所定の表示態様を割り当てて、前記各々の画素について求めた前記造影剤破壊音圧に応じた前記表示態様の超音波画像を作成する超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

前記演算処理部は、所定の前記造影剤破壊音圧に対して所定の色を割り当てて、前記超音波画像を作成する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記音圧制御手段は、前記音圧の大きさを、前記超音波画像の取得順序である前記フレームの取得番号に比例して変化させる請求項 1 または 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記音圧制御手段は、探触子部の圧電素子に超音波パルスを発生させる駆動電圧波形を形成する送受信部と、前記取得番号に応じて前記駆動電圧波形が有する振幅電圧の大きさ

20

を変化させる振幅電圧制御手段とを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記超音波撮像装置は、超音波画像データを記憶する画像メモリを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記超音波撮像装置は、前記振幅電圧制御手段の制御情報を入力する入力部を備えることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記入力部は、前記振幅電圧の変化を開始する開始タイミングキーを備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 8】

前記入力部は、前記被検体に造影剤を投与した際の、投与タイミングを入力する投与タイミングキーと、前記投与タイミングからの遅延時間を入力する遅延時間入力キーとを備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記振幅電圧制御手段は、前記投与タイミングから前記遅延時間だけ遅延した時間に前記振幅電圧の変化を開始することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記振幅電圧制御手段は、前記振幅電圧の大きさを零の値から大きくなる方向に変化させることを特徴とする請求項 4 ないし 9 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 11】

前記演算処理部は、前記駆動電圧波形の振幅電圧が異なる同一断面の複数のフレームを用いて、前記フレームの断層画像を区分した検査領域ごとに、前記検査領域の平均輝度値のフレームによる変化を示す輝度変化曲線を求める輝度変化曲線取得手段を備える請求項 4 ないし 10 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記演算処理部は、前記輝度変化曲線の曲線が有する平均輝度値が閾値を通過する際に、前記閾値を有する平均輝度値のフレーム番号を求める第 1 の特徴抽出手段を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 13】

前記演算処理部は、前記輝度変化曲線が有する最大値のフレーム番号を求める第 2 の特徴抽出手段を備えることを特徴とする請求項 11 または 12 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 14】

前記演算処理部は、前記フレーム番号と色相とを対応させる色相テーブルを有し、前記色相テーブルに基づいて前記検査領域の色相を求めるカラー表示手段を備えることを特徴とする請求項 11 ないし 13 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 15】

前記表示部は、前記断層画像の検査領域が前記色相の色で表示されるカラー画像を表示することを特徴とする請求項 14 に記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 16】

前記演算処理部は、前記駆動電圧波形の振幅電圧が異なる同一断面の複数のフレームを用いて、前記複数のフレームの断層画像が有する同一画素位置の画素値の最大値を求め、前記最大値からなる最大投影値画像情報を合成するキャプチャー手段を備える請求項 4 ないし請求項 15 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 17】

前記表示部は、前記最大投影値画像情報を表示することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

## 【0001】

この発明は、被検体に造影剤を投与し、この造影剤の画像を含む被検体の断層画像を描出する超音波撮像装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、超音波撮像装置の分野においても造影剤を用いた検査が行われている。この造影剤は、数マイクロン( $\mu$ )オーダー(order)の気泡を含む液体で、被検体中で超音波パルス(pulse)を強く反射する。

## 【0003】

この造影剤は、照射される超音波パルスの音圧に応じて、異なる様相を示す特徴を持つ。例えば、造影剤の気泡は、音圧の大きさによって、拡張運動を行ったり、破壊されたりする。オペレータ(operator)は、診断目的に応じて、超音波パルスを発生させる駆動電圧波形の振幅を手動で調整し、これら造影剤の特徴を生かした撮像を行う(例えば、特許文献1参照)。

10

## 【0004】

一方、造影剤が示す拡張運動または破壊等の特徴を生じさせる超音波パルスの音圧は、造影剤が位置する環境により、若干変化することが、知られつつある。そして、この変化は、造影剤が位置する環境の状態を示す一つのパラメータ(parameter)となりつつある。

【特許文献1】特開2005 074084号公報、(第1頁、第1図)

20

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、上記背景技術によれば、造影剤の拡張運動または破壊等が生じる超音波パルスの音圧を、造影剤が存在する位置ごとに検出することは容易ではない。すなわち、超音波パルスの音圧は、予め設定されたものか、あるいは、撮像前に手動で調整されるものである。これら設定または調整を、撮像断面内の造影剤が存在する位置ごとに変化させることは、大変な手間であると同時に、造影剤は、被検体内を循環し、時々刻々その位置を変化させるので、撮像のタイミング(timing)にも困難を伴う。

## 【0006】

30

これらのことから、造影剤の拡張運動または破壊等が生じる超音波パルスの音圧を、撮像断面の全領域に渡って、容易に検出することができる超音波撮像装置をいかに実現するかが重要となる。

## 【0007】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、造影剤の拡張運動または破壊等が生じる超音波パルスの音圧を、撮像断面の全領域に渡って、容易に検出することができる超音波撮像装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体に超音波パルスを送信し、前記被検体からの反射超音波パルス列を受信する探触子部と、前記被検体の一枚の断層画像情報を取得する前記送信および前記受信の繰り返しからなる一つのフレームを最小変化単位とし、前記取得の順序を示すフレームの取得番号に応じて、前記超音波パルスが有する音圧振幅の大きさを、自動的に変化させる音圧振幅制御手段と、前記断層画像情報を表示する表示部とを備える。

40

## 【0009】

この第1の観点による発明では、超音波パルスの音圧振幅を、フレームの取得番号に応じて変化させ、造影剤に起因する輝度値の音圧変化を、断層画像のすべての領域で求める。

## 【0010】

50

また、第2の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1の観点に記載の超音波撮像装置において、前記被検体が、造影剤が投与されていることを特徴とする。

【0011】

この第2の観点の発明では、被検体の血流に関連する情報を、収集する。

【0012】

また、第3の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1または2の観点に記載の超音波撮像装置において、前記音圧振幅制御手段が、前記音圧振幅の大きさを、前記フレームの取得番号に比例して変化させることを特徴とする。

【0013】

この第3の観点の発明では、音圧振幅の大きさを、時間と共に一様に変化させる。

10

【0014】

また、第4の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1ないし3のいずれか一つの観点に記載の超音波撮像装置において、前記音圧振幅制御手段は、前記探触子部の圧電素子に前記超音波パルスが発生させる駆動電圧波形を形成する送受信部と、前記取得番号に比例して、前記駆動電圧波形が有する振幅電圧の大きさを、自動的に変化させる振幅電圧制御手段とを備えることを特徴とする。

【0015】

この第4の観点の発明では、超音波パルスの音圧振幅を、駆動電圧波形の振幅電圧により変化させる。

【0016】

20

また、第5の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1ないし4のいずれか一つの観点に記載の超音波撮像装置において、前記超音波撮像装置が、前記断層画像情報を記録する画像メモリを備えることを特徴とする。

【0017】

この第5の観点の発明では、断層画像情報を取得した後に、再度この断層画像情報を参照する。

【0018】

また、第6の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第4または5の観点に記載の超音波撮像装置において、前記超音波撮像装置が、前記振幅電圧制御手段の制御情報を入力する入力部を備えることを特徴とする。

30

【0019】

この第6の観点の発明では、振幅電圧制御手段を、手動により、振幅電圧の変化を制御する。

【0020】

また、第7の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第6の観点に記載の超音波撮像装置において、前記入力部が、前記振幅電圧の変化を開始する開始タイミングキーを備えることを特徴とする。

【0021】

この第7の観点の発明では、オペレータは、超音波撮像装置に表示される断層画像を参照しつつ、振幅電圧の変化を開始させる。

40

【0022】

また、第8の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第6の観点に記載の超音波撮像装置において、前記入力部が、前記被検体に造影剤を投与した際の、投与タイミングを入力する投与タイミングキーおよび前記投与タイミングからの遅延時間を入力する遅延時間入力キーを備えることを特徴とする。

【0023】

この第8の観点の発明では、オペレータは、超音波撮像装置に表示される断層画像を参照しつつ、振幅電圧の変化を開始させる。

【0024】

また、第9の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第8の観点に記載の超音波撮像装

50

置において、前記振幅電圧制御手段が、前記投与タイミングから前記遅延時間だけ遅延した時間に、前記振幅電圧の変化を開始することを特徴とする。

【0025】

この第9の観点の発明では、造影剤の投与から指定した時間の後に、振幅電圧の変化を開始させる。

【0026】

また、第10の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第4ないし9の観点のいずれか一つに記載の超音波撮像装置において、前記振幅電圧制御手段が、前記振幅電圧の大きさを、零の値から、大きくなる方向に変化させることを特徴とする。

【0027】

この第10の観点の発明では、造影剤の共振音圧領域および破壊音圧の振幅電圧を、順次検出する。

【0028】

また、第11の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1ないし10の観点のいずれか一つに記載の超音波撮像装置において、前記超音波撮像装置が、前記断層画像情報を演算処理する演算処理部を備えることを特徴とする。

【0029】

この第11の観点の発明では、演算処理部により、断層画像情報から、造影剤の音圧特性を算定する。

【0030】

また、第12の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第11の観点に記載の超音波撮像装置において、前記演算処理部が、前記駆動電圧波形の振幅電圧が異なる同一断面の複数のフレームを用いて、前記フレームの断層画像を区分した検査領域ごとに、前記検査領域の平均輝度値のフレームによる変化を示す輝度変化曲線を求める輝度変化曲線取得手段を備えることを特徴とする。

【0031】

この第12の観点の発明では、輝度変化曲線取得手段により、検査領域ごとに、造影剤の音圧依存性特性を示す輝度変化曲線を求める。

【0032】

また、第13の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第12の観点に記載の超音波撮像装置において、前記演算処理部が、前記輝度変化曲線の曲線が有する平均輝度値が閾値を通過する際に、前記閾値を有する平均輝度値のフレーム番号を求める第1の特徴抽出手段を備えることを特徴とする。

【0033】

この第13の観点の発明では、閾値により、造影剤が共振音圧領域にあるフレーム番号を求める。

【0034】

また、第14の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第12または13の観点に記載の超音波撮像装置において、前記演算処理部が、前記輝度変化曲線が有する最大値のフレーム番号を求める第2の特徴抽出手段を備えることを特徴とする。

【0035】

この第14の観点の発明では、輝度変化曲線が有する最大値により、造影剤が破壊音圧にあるフレーム番号を求める。

【0036】

また、第15の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第13または14の観点に記載の超音波撮像装置において、前記演算処理部が、前記フレーム番号と色相を対応させる色相テーブルを有し、前記色相テーブルに基づいて前記検査領域の色相を求めるカラー表示手段を備えることを特徴とする。

【0037】

この第15の観点の発明では、共振音圧領域または破壊音圧の断層画像内での分布を、

10

20

30

40

50

色相に対応させ、視覚的に認知し易いものにする。

【 0 0 3 8 】

また、第 1 6 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 5 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記表示部が、前記断層画像の検査領域が、前記色相の色で表示されるカラー画像を表示することを特徴とする。

【 0 0 3 9 】

この第 1 6 の観点の発明では、共振音圧領域または破壊音圧の断層画像内での分布を、カラー画像として視覚化する。

【 0 0 4 0 】

また、第 1 7 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 1 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記演算処理部が、前記駆動電圧波形の振幅電圧が異なる同一断面の複数のフレームを用いて、前記複数のフレームの断層画像が有する同一画素位置の画素値の最大値を求め、前記最大値からなる最大投影値画像情報を合成するキャプチャー手段を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 4 1 】

この第 1 7 の観点の発明では、断層画像の時間変化を、一枚の画像に合成する。

【 0 0 4 2 】

また、第 1 8 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 7 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記表示部が、前記最大投影値画像情報を表示することを特徴とする。

【 0 0 4 3 】

この第 1 8 の観点の発明では、断層画像の時間変化を、最大投影値画像情報により、容易に把握する。

20

【発明の効果】

【 0 0 4 4 】

本発明によれば、断層画像を区分した検査領域ごとに、造影剤の共振音圧領域または破壊音圧の音圧振幅を求めるので、共振音圧領域および破壊音圧の断層画像内での変化を認識することができ、さらにこれら検査領域を、求めた音圧振幅に対応させた色相でカラー表示するので、変化の認識を一層容易なものとし、ひいては造影剤の共振音圧領域または破壊音圧の音圧振幅を変化させる疾患の診断を容易にすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【 0 0 4 5 】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 4 6 】

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置 1 0 0 の全体構成について説明する。図 1 は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置 1 0 0 の全体構成を示すブロック ( b l o c k ) 図である。この超音波撮像装置 1 0 0 は、探触子部 1 0 1、送受信部 1 0 2、画像取得部 1 0 3、シネメモリ ( c i n e m e m o r y ) 部 1 0 4、画像表示制御部 1 0 5、表示部 1 0 6、入力部 1 0 7 および制御部 1 0 8 を含む。ここで、送受信部 1 0 2 および制御部 1 0 8 は、音圧振幅制御手段をなす。

40

【 0 0 4 7 】

探触子部 1 0 1 は、圧電素子がアレイ ( a r r a y ) 状の配列されており、超音波パルス ( p u l s e ) を送受信するための部分、つまり被検体に超音波を照射し、被検体内からその都度反射された反射超音波パルス列を時系列的な音線として受信する。探触子部 1 0 1 は、内蔵されるアナログマルチプレクサ ( a n a l o g m u l t i p l e x e r ) により、駆動する圧電素子を順次切り替えながら電子走査も行う。

【 0 0 4 8 】

送受信部 1 0 2 は、探触子部 1 0 1 と同軸ケーブル ( c a b l e ) によって接続されている。送受信部 1 0 2 は、探触子部 1 0 1 の圧電素子を駆動するための高電圧の電気信号を発生するパルサ ( p u l s e r ) および受信した反射超音波パルス列の初段増幅を行う

50

増幅器を有する。送受信部 102 は、電子フォーカス ( f o c u s ) を行う為に、概ね同時駆動される複数のパルサおよび増幅器を有する。なお、送受信部 102 の構成は、後に詳述する。

【 0 0 4 9 】

画像取得部 103 は、送受信部 102 で増幅された反射超音波パルス列から B モード ( m o d e ) 画像またはドップラ ( d o p p l e r ) 画像等をリアルタイム ( r e a l t i m e ) で生成するための処理を行う。具体的な処理内容は、受信した反射超音波パルス列の遅延加算処理、A / D ( a n a l o g / d i g i t a l ) 変換処理、変換した後のデジタル ( d i g i t a l ) 情報を画像表示制御部 105 あるいはシネメモリ部 104 に書き込む処理等である。

10

【 0 0 5 0 】

シネメモリ部 104 は、画像メモリ ( m e m o r y ) であり、画像取得部 103 で生成された B モード画像情報等を保存する。

【 0 0 5 1 】

画像表示制御部 105 は、画像取得部 103 で生成される B モード画像情報等に、表示フレームレート ( f r a m e r a t e ) 変換、画像表示の形状および位置制御等を行う。

【 0 0 5 2 】

表示部 106 は、C R T ( C a t h o d e R a y T u b e ) あるいは L C D ( L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y ) 等からなり、B モード画像等の表示を行う。

20

【 0 0 5 3 】

入力部 107 は、キーボード ( k e y b o a r d ) あるいはトラックボール ( t r a c k b a l l ) 等からなり、オペレータにより操作入力信号が入力される。例えば、B モードによる表示を選択するための操作入力信号等が、入力部 107 から入力される。そして、これらの情報は、制御部 108 に送信される。また、入力部 107 は、後述する振幅電圧制御手段 40 を起動し、駆動電圧波形の振幅電圧の変化を開始する開始タイミングキー ( t i m i n g k e y ) も有する。

【 0 0 5 4 】

制御部 108 は、入力部 107 から入力された操作入力信号および予め記憶したプログラム ( p r o g r a m ) やデータ ( d a t a ) に基づいて、上述した超音波撮像装置各部の動作を制御する。

30

【 0 0 5 5 】

図 2 は、送受信部 102 および探触子部 101 の詳細な構成を示すブロック図である。送受信部 102 は、概ね同時駆動される複数の送受信器 26 および振幅変更手段 25 を含み、送受信器 26 は、パルサー 20 および初段増幅器 21 を含む。探触子部 101 は、アレイ状に配列された圧電素子 30 および圧電素子 30 と送受信器 26 とを、選択的に電気接続するアナログマルチプレクサ 31 を含む。

【 0 0 5 6 】

パルサー 20 は、ドライバー ( d r i v e r ) 22、D / A 変換器 23 および波形メモリ ( m e m o r y ) 24 を含む。波形メモリ 24 は、圧電素子 30 の駆動電圧波形情報を記憶したメモリである。この駆動電圧波形情報は、波形メモリ 24 から連続して読み出され、D / A 変換器 23 に入力される。

40

【 0 0 5 7 】

図 3 は、波形メモリ 24 に記録された駆動電圧波形情報の一例を、縦軸を振幅、横軸を読み出しのアドレス ( a d d r e s s ) 順序として模式的に示したものである。図 3 では、同一の振幅を有するパルス幅 T の矩形状のパルスが、3 つ並んだバースト ( b u r s t ) 波形の例が示されている。

【 0 0 5 8 】

図 2 に戻り D / A 変換器 23 は、入力された駆動電圧波形情報を、アナログ ( a n a l

50

og) 信号に変換し、ドライバー 22 に入力する。ドライバー 22 は、入力されたアナログ駆動電圧波形を増幅し、探触子部 101 の圧電素子 30 に印加する。これにより、圧電素子 30 は、駆動電圧波形と同様の超音波パルスを発生する。

【0059】

圧電素子 30 は、アナログマルチプレクサ 31 を介してドライバー 22 と接続される。アナログマルチプレクサ 31 は、制御部 108 からの制御信号により、アナログ信号を通過させるスイッチ (switch) をオンオフ (on-off) し、探触子部 101 に含まれるアレイ状に配列された圧電素子 30 の選択および電子走査を行う。

【0060】

圧電素子 30 において受信された被検体からの反射超音波パルス列は、送受信部 102 の初段増幅器 21 に入力され、増幅の後に画像取得部 103 に送信される。

10

【0061】

振幅変更手段 25 は、制御部 108 からの制御信号に応じて、波形メモリ 24 に記録された駆動電圧波形情報の振幅を変更する。これにより、ドライバー 22 から出力される駆動電圧波形の振幅電圧も同様に変更され、従って、圧電素子 30 から出力される超音波パルスの音圧振幅も駆動電圧波形の振幅電圧に応じたものとなる。

【0062】

図 4 は、制御部 108 の機能的な構成を示す機能ブロック図である。制御部 108 は、振幅電圧制御手段 40 および演算処理部 50 を含み、演算処理部 50 は、輝度変化曲線取得手段 51、特徴抽出手段 52 およびカラー (color) 表示手段 53 を含む。

20

【0063】

振幅電圧制御手段 40 は、入力部 107 からの、振幅電圧の変化を開始する開始タイミングキー情報により、振幅電圧の変化を開始する。振幅電圧制御手段 40 は、開始タイミングキー情報に同期して、送受信部 102 の振幅変更手段 25 に振幅情報を送信し、圧電素子 30 に印加される駆動電圧波形の振幅電圧を変化させる。この振幅電圧の変化は、一枚の断層画像情報をなすフレーム (frame) を単位として、フレームの撮像順序に従って、零ボルト (volt) から一様に増加させられる。図 5 は、振幅電圧制御手段 40 による振幅電圧の変化を、縦軸を振幅電圧、横軸を起動信号が入力された後のフレーム No. として示した説明図である。駆動電圧波形の振幅電圧は、フレーム数に比例して増加する。なお、振幅電圧の最大値は、被検体中の造影剤が破壊されるのに十分な音圧を生じる電圧とされる。また、制御部 108 は、振幅電圧の変化を開始させる開始タイミングキー情報が入力された後には、撮像された断層画像情報を、逐次シネメモリ部 104 に保存する。

30

【0064】

演算処理部 50 は、シネメモリ部 104 に保存された駆動電圧波形の振幅電圧が異なる複数の断層画像情報を用いて、この断層画像情報が有する断層画像の領域を区分した検査領域ごとに、検査領域の輝度変化曲線の取得を行い、さらにこの曲線から、この検査領域に特徴的なパラメータの算出および表示を行う。なお、演算処理部 50 に含まれる輝度変化曲線取得手段 51、特徴抽出手段 52 およびカラー表示手段 53 の機能および動作の詳細については、以下に示す超音波撮像装置 100 の動作についての説明の中で述べる。

40

【0065】

つぎに、本実施の形態にかかる超音波撮像装置 100 の動作について図 6 を用いて説明する。図 6 は、超音波撮像装置 100 の動作を示すフローチャートである。まず、オペレータは、被検体に造影剤を投与する (ステップ S601)。造影剤は、被検体の静脈に注入され、心臓を経過した後に、動脈を介して被検体の全身に循環させられる。

【0066】

その後、オペレータは、目的とする被検体の撮像部位に探触子部 101 を密着させ、超音波撮像装置 100 の B モード画像を観察し、撮像部位の動脈に造影剤が流入するのを確認する。そして、オペレータは、さらに撮像部位の組織部分にも造影剤が流入し、造影剤が撮像部位に満遍なく行き渡り、定常状態となっているかどうかを判定する (ステップ S

50

602)。オペレータは、撮像部位の造影剤が、定常状態になっていない場合には（ステップS602否定）、繰り返しBモード画像を観察し、定常状態になるのを待つ。また、オペレータは、撮像部位の造影剤が、定常状態になっている場合には（ステップS602肯定）、入力部107の開始タイミングキーを押し、駆動電圧波形が有する振幅電圧の変化を開始する（ステップS603）。ここで、振幅電圧制御手段40は、図5に示した様に、撮像されるフレームの順序に比例して、駆動電圧波形の振幅電圧を零ボルトから増加させつつ、撮像を行う。撮像のフレームNo.は、開始タイミングキーが押されると同時にリセット（reset）され、零からスタート（start）し、振幅が最大電圧になる最大フレームNo.まで、順次増加する。この際、撮像されたフレームごとのBモード画像情報は、シネメモリ部104に保存される。

10

**【0067】**

図7は、シネメモリ部104に保存されたBモード画像情報を、模式的に示した説明図である。当初、駆動電圧波形の振幅電圧が零ボルトに近い場合には、被検体からの反射超音波パルス列が観察されず、取得されるBモード画像は、輝度の全くない暗い画像となる。そして、駆動電圧波形の振幅電圧が徐々に上昇するのに伴い、被検体からの反射超音波パルス列が、徐々に観察され始める。図7（A）は、この様子を模式的に示したBモード画像で、図中に破線で示した横隔膜75および組織部分の構造体76等の高輝度部分が、徐々に見え始める。

**【0068】**

そして、駆動電圧波形の振幅電圧がさらに上昇するのに伴い、組織に浸潤した造影剤の拡縮運動による反射超音波パルス列のBモード画像に加え横隔膜75、構造体76および組織77の明瞭なBモード画像が観察される。図7（B）は、この様子を模式的に示したBモード画像で、横隔膜75、構造体76および水平方向に並ぶ破線で示された組織77が明瞭に描出されると共に、組織77には、造影剤の存在による高輝度領域78が存在する。

20

**【0069】**

そして、駆動電圧波形の振幅がさらに上昇するのに伴い、組織に浸潤した造影剤の破壊が生じ、高輝度領域78が消滅する。図7（C）は、この様子を模式的に示したBモード画像で、高輝度領域78が消滅し、横隔膜75、構造体76および組織77の明瞭なBモード画像のみが残存する。なお、造影剤の存在により生じる高輝度領域78の発生および高輝度領域78の消滅のタイミングは、被検体に照射される超音波パルスの音圧の大きさおよび、撮像断面の中で造影剤の位置する周辺的环境、例えば腫瘍の存在等により異なるものとなる。

30

**【0070】**

その後、図6に戻り、制御部108は、フレームNo.が最大フレームNo.となり、駆動電圧波形の振幅電圧の変化が終了したかどうかを判定し（ステップS604）、終了していない場合には（ステップS604否定）、終了する迄待ち、終了した場合には（ステップS604肯定）、輝度変化曲線取得手段51により、シネメモリ部104に保存された断層画像情報を用いて、輝度変化曲線を求める（ステップS605）。

**【0071】**

図8は、シネメモリ部104に保存された、フレームの取得番号に比例して振幅電圧が増加させられたBモード画像情報群80を、模式的に示したものである。なお、フレームの取得番号は、フレームNo.で示されている。Bモード画像情報群80は、駆動電圧波形の振幅電圧、言い換えれば被検体に印加される超音波パルスの音圧振幅を、フレームNo.に比例させて、零から所定の大きさまで連続して変化させた複数のBモード画像情報からなる。

40

**【0072】**

輝度変化曲線取得手段51は、Bモード画像を複数の検査領域に区分し、検査領域ごとに、Bモード画像情報群80を用いて輝度変化曲線を求める。図8に示す検査領域81は、区分された検査領域の内の一つである。輝度変化曲線取得手段51は、音圧の異なるす

50

すべてのフレームNo.のBモード画像情報に対して、検査領域81に含まれる画素の平均輝度値を算出し、輝度変化曲線を求める。

【0073】

図9は、取得される輝度変化曲線90の一例を示す説明図である。輝度変化曲線90は、組織の輝度値からなる組織輝度部分93および造影剤の輝度値からなる造影剤輝度部分94からなり、音圧が低い小さなフレームNo.の領域では、概ね音圧に比例して平均輝度値が増加する。ここで、造影剤が存在し、この造影剤を構成する気泡が拡張運動を行う共振状態の共振音圧領域91では、造影剤輝度部分94が急激に上昇し、輝度変化曲線90も大きなものとなる。また、この造影剤を構成する気泡が破壊される破壊音圧92では、造影剤輝度部分94が急激に下降し、輝度変化曲線90も小さなものとなる。

10

【0074】

輝度変化曲線取得手段51は、Bモード画像を覆う、すべての検査領域で、輝度変化曲線90を求める。

【0075】

その後、図6に戻り、制御部108は、特徴抽出手段52により、輝度変化曲線90の特徴的なパラメータを算定する(ステップS606)。ここで、輝度変化曲線90の特徴パラメータとしては、共振音圧領域91および破壊音圧92のフレームNo.が存在する。

【0076】

特徴抽出手段52は、輝度変化曲線90から、共振音圧領域91および破壊音圧92のフレームNo.を算定する。特徴抽出手段52は、共振音圧領域91を求める場合には、第1の特徴抽出手段により、平均輝度値に実験的に決定される閾値を設定し、輝度変化曲線90がこの閾値を越えるフレームNo.を共振音圧領域91の代表値とする。また、特徴抽出手段52は、破壊音圧92を求める場合には、第2の特徴抽出手段により、輝度変化曲線90の最大値を求め、この最大値が存在するフレームNo.を破壊音圧92の値とする。

20

【0077】

その後、制御部108は、カラー表示手段53により、共振音圧領域91および破壊音圧92のフレームNo.を、色相に対応させ、検査領域81ごとに共振音圧領域91または破壊音圧92を、Bモード画像と同様の表示画面にカラー表示し(ステップS607)、本処理を終了する。ここで、フレームNo.を、カラーコーディング(color coding)する際の一例を、図10に示す。図10は、カラー表示手段53に予め設定された、フレームNo.と対応する色相とを示すテーブル(table)である。このテーブルでは、フレームNo.の最大値および最小値を求め、この間のフレームNo.を、可視領域で連続する赤～青紫の色に対応させる。カラー表示手段53は、このテーブルを用いて、検査領域ごとに色相を求める。そして、カラー表示手段53は、画像表示制御部105を介して、表示部106にBモード画像と同様の形状を有する画像を表示し、この画像中の検査領域ごとの対応する場所にフレームNo.に対応した色相を表示する。

30

【0078】

図11は、表示部106に表示されるカラー画像110を、模式的に示した説明図である。カラー画像110は、Bモード画像71～73と同様の形状を有し、赤～青紫の色を有する検査領域に区分された画像となる。これにより、目的とする撮像領域を描出したBモード画像71～73の中の共振音圧領域91または破壊音圧92の変化および分布を、可視化し、容易に把握することができる。

40

【0079】

上述してきたように、本実施の形態では、造影剤が撮像部位の組織に浸潤し、定常状態にある際に、振幅電圧制御手段40により、駆動電圧波形の振幅電圧を、零ボルトからフレームの取得番号を示すフレームNo.に比例して増加させた撮像を行い、輝度変化曲線取得手段51および特徴抽出手段52により、造影剤が拡張運動を行う共振音圧領域および造影剤が破壊される破壊音圧に対応するフレームNo.を求め、カラー表示手段53に

50

より、これらフレームNo. にカラーコーディングを行い、共振音圧領域または破壊音圧の分布をカラー表示することとしているので、共振音圧領域または破壊音圧の撮像断面内の分布を、容易に検出し把握することができる。

【0080】

また、本実施の形態では、造影剤が組織に浸潤し、定常状態となった状態で駆動電圧波形の振幅電圧を変化させることとしたが、被検体の静脈に造影剤を投与した後に、心臓を経由して動脈にはじめて循環される造影剤を、駆動電圧波形の振幅電圧をシネキャプチャー(cine capture)手段のキャプチャー機能に同期して変化させ、共振音圧領域91および破壊音圧92を求めることもできる。シネキャプチャー手段は、時間的に変化する同一撮像位置の画像を、MIP(Maximum Intensity Projection)を用いて重畳した最大投影値画像を合成する。

10

【0081】

図12は、駆動電圧波形の振幅電圧を、キャプチャーに同期して図5の様に变化させた場合に、キャプチャー画像で観察される動脈中を流れる造影剤の様子を、模式的に示した説明図である。キャプチャー画像87は、動脈89の中を移動する造影剤88を描出する。造影剤88は、粒状に描出され、キャプチャーごとに図中矢印で示す血流の流れに沿って移動する。駆動電圧波形の振幅電圧の変化に伴い、造影剤88が存在する領域の平均輝度値は、概ね図9と同様に变化する。つまり、造影剤88は、平均輝度値を上昇させつつ移動し、破壊音圧に達した時点で、平均輝度値は極大となり、その後消滅する。従って、制御部108は、キャプチャーごとの、造影剤88の平均輝度値の変化から輝度変化曲線90を求め、造影剤の共振音圧領域91および破壊音圧92を求めることもできる。

20

【0082】

また、本実施の形態では、入力部107の開始タイミングキーの入力により、駆動電圧波形の振幅電圧の変化を開始することとしたが、入力部107に投与タイミングキーおよび遅延時間設定キーを設け、造影剤の投与時に投与タイミングキーの入力を行い、予め入力部107の遅延時間設定キーから設定される遅延時間の後に、駆動電圧波形の振幅電圧の変化を開始することもできる。

【0083】

また、本実施の形態では、輝度変化曲線90が有する特徴的なパラメータとして、造影剤の共振音圧領域または破壊音圧を求めることとしたが、輝度変化曲線90の傾きから、輝度値および音圧(フレームNo.)間の線形特性等を求めることもできる。

30

【0084】

また、本実施の形態では、超音波パルスの音圧をフレームの取得番号に応じて変化させることとしたが、超音波パルスの周波数あるいはバースト(burst)駆動を行う場合のバースト数を、フレームの取得番号に応じて変化させることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態にかかる送受信部の構成を示すブロック図である。

【図3】実施の形態にかかる駆動電圧波形の一例を示す説明図である。

40

【図4】実施の形態にかかる制御部の構成を示すブロック図である。

【図5】フレームごとに変化する駆動電圧波形の振幅を示す説明図である。

【図6】本実施の形態にかかる超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

【図7】振幅の変化に応じたBモード画像の変化を模式的に示す説明図である。

【図8】振幅を変化させて取得されるBモード画像群を示す説明図である。

【図9】検査領域の輝度変化曲線を示す説明図である。

【図10】平均輝度値と色相とを対応させるテーブルの一例を示す説明図である。

【図11】造影剤の破壊音圧の分布をカラー表示したカラー画像を、模式的に示す説明図である。

【図12】キャプチャーに同期して、駆動電圧波形の振幅電圧を変化させた場合の、キャ

50

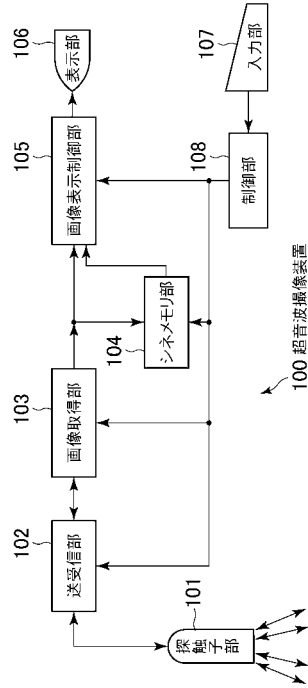
プチャー画像の一例を模式的に示す説明図である。

【符号の説明】

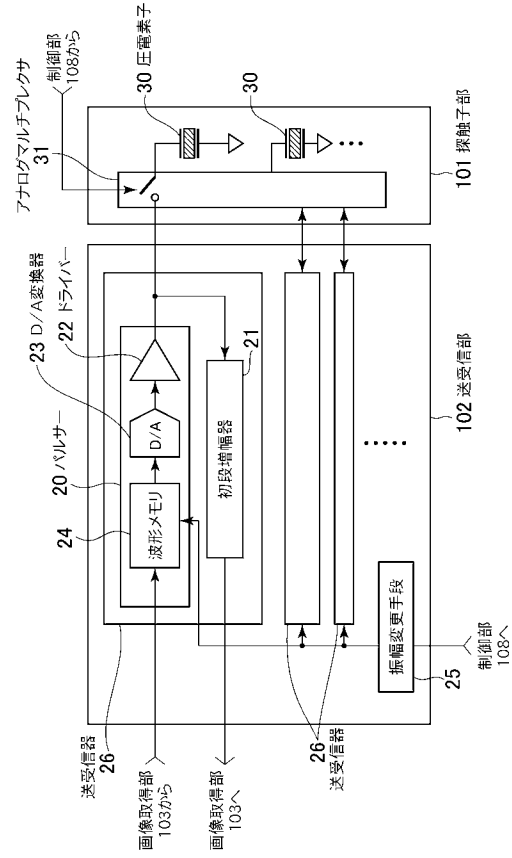
【 0 0 8 6 】

2 0	パルサー	
2 1	初段増幅器	
2 2	ドライバー	
2 3	D / A 変換器	
2 4	波形メモリ	
2 5	振幅変更手段	
2 6	送受信器	10
3 0	圧電素子	
3 1	アナログマルチプレクサ	
4 0	振幅電圧制御手段	
5 0	演算処理部	
5 1	輝度変化曲線取得手段	
5 2	特徴抽出手段	
5 3	カラー表示手段	
7 1、7 2、7 3	Bモード画像	
7 5	横隔膜	
7 6	構造体	20
7 7	組織	
7 8	高輝度領域	
8 0	モード画像情報群	
8 1	検査領域	
8 7	キャプチャー画像	
8 8	造影剤	
8 9	動脈	
9 0	輝度変化曲線	
9 1	共振音圧領域	
9 2	破壊音圧	30
9 3	組織輝度部分	
9 4	造影剤輝度部分	
1 0 0	超音波撮像装置	
1 0 1	探触子部	
1 0 2	送受信部	
1 0 3	画像取得部	
1 0 4	シネメモリ部	
1 0 5	画像表示制御部	
1 0 6	表示部	
1 0 7	入力部	40
1 0 8	制御部	
1 1 0	カラー画像	

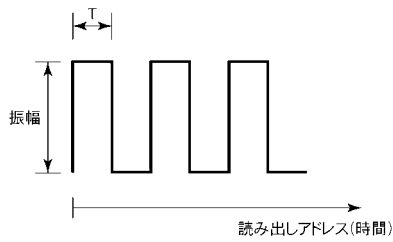
【図1】



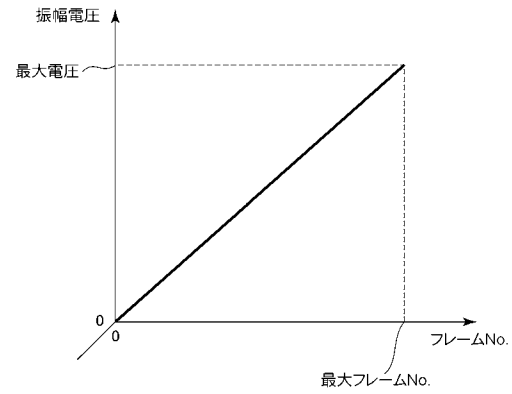
【図2】



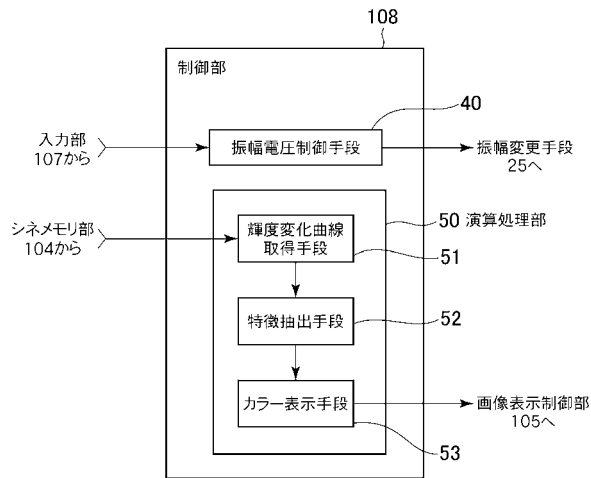
【図3】



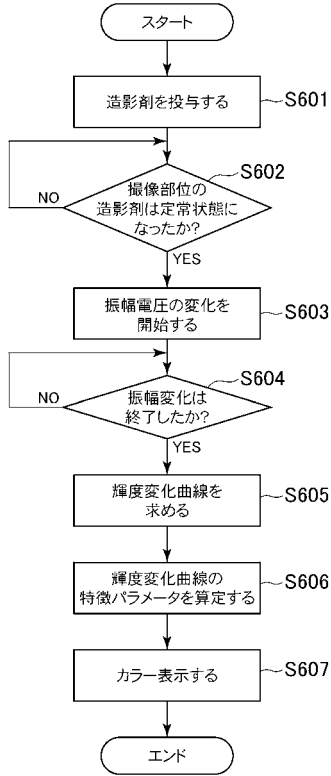
【図5】



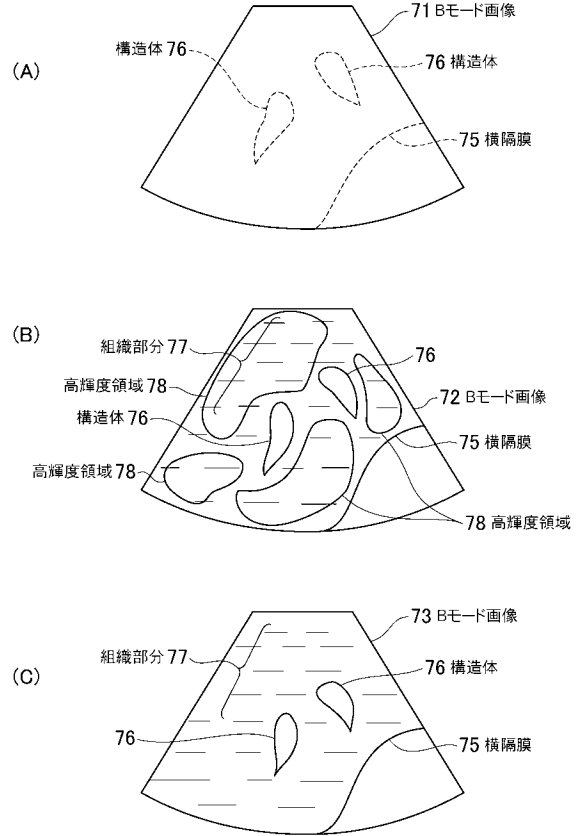
【図4】



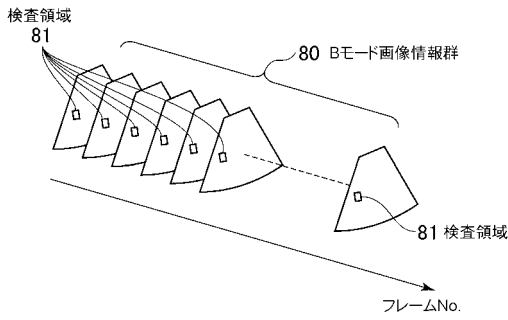
【図6】



【図7】



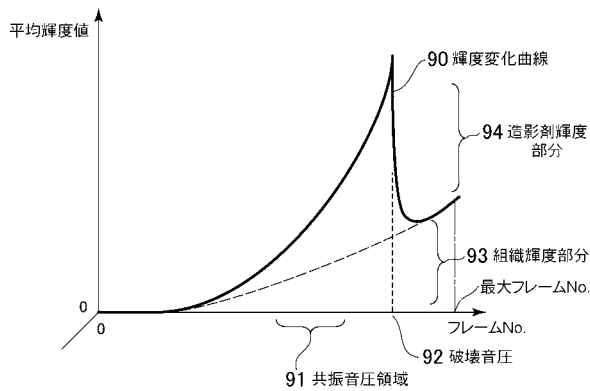
【図8】



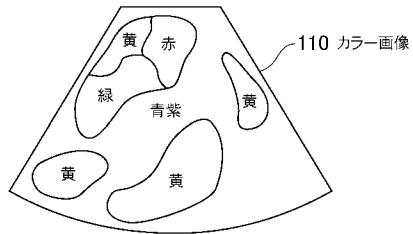
【図10】

フレームNo.	色
MAX.	赤
⋮	⋮
⋮	黄
⋮	緑
⋮	⋮
⋮	青紫
MIN.	青紫

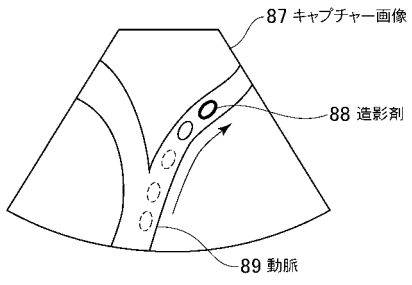
【図9】



【図11】



【図 12】



---

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 生

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平11 - 155858 ( J P , A )

特開2002 - 85407 ( J P , A )

特開2002 - 191599 ( J P , A )

特開2003 - 235845 ( J P , A )

特開2004 - 321688 ( J P , A )

特開2005 - 81073 ( J P , A )

E. Sassarolia and K. Hynynen , On the impact of vessel size on the threshold of bubble collapse , APPLIED PHYSICS LETTERS , 2 0 0 6 年 , volume.89, issue.12 , 123901

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

