

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4542406号  
(P4542406)

(45) 発行日 平成22年9月15日(2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月2日(2010.7.2)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-291157 (P2004-291157)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年10月4日(2004.10.4)		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2006-102030 (P2006-102030A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ ュー・ブルバード・ダブリュー・710 ・3000
(43) 公開日	平成18年4月20日(2006.4.20)	(74) 代理人	100085187
審査請求日	平成19年6月15日(2007.6.15)		弁理士 井島 藤治
		(74) 代理人	100090424
			弁理士 鮫島 信重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に注入された造影剤を、前記被検体の造影モード画像上に設定された関心領域の信号強度が示す時間変化として検出する超音波イメージング装置であって、

前記信号強度の時間変化を示すタイムインテンシティカーブを生成する生成手段と、  
前記造影剤の前記関心領域の通過により生じる前記タイムインテンシティカーブの変化部分に、関数のフィッティングを行うフィッティング手段と、

前記フィッティングの際のフィッティング位置を自動設定する自動設定手段と、

前記フィッティングにより確定される前記関数のパラメータ値を取得する取得手段と、  
を備えることを特徴する超音波イメージング装置。

10

【請求項2】

前記関数は、前記変化部分の立ち上がり部分にフィッティングを行う第1の関数と、前記変化部分の立ち下がり部分にフィッティングを行う第2の関数とを備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項3】

前記フィッティング位置は、前記立ち上がり部分を示すウオッシュイン領域と、前記立ち下がり部分を示すウオッシュアウト領域とを含むことを特徴とする請求項2に記載の超音波イメージング装置。

【請求項4】

前記生成手段は、前記タイムインテンシティカーブを平滑化する平滑化手段を備えるこ

20

とを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の超音波イメージング装置。

【請求項 5】

前記自動設定手段は、前記タイムインテンシティカーブの局所的な時間変化率である局所勾配を、前記タイムインテンシティカーブのすべての時間領域で求める勾配算出手段を備えることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 6】

前記自動設定手段は、前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記局所勾配が零となる最多の時間である最多零勾配時間および前記ピーク時間を越える時間範囲で前記局所勾配が零となる最少の時間である最少零勾配時間を算定する第 1 の算定手段を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波イメージング装置。

10

【請求項 7】

前記自動設定手段は、前記最多零勾配時間および前記ピーク時間の間をウォッシュイン領域とし、前記ピーク時間および前記最少零勾配時間の間をウォッシュアウト領域とすることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 8】

前記自動設定手段は、前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最小となる基準時間を算定する第 2 の算定手段を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波イメージング装置。

20

【請求項 9】

前記自動設定手段は、前記基準時間および前記ピーク時間での信号強度の時間変化率である基準勾配を求め、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記局所勾配の値が前記基準勾配の値を越える時間に近接する交差時間および前記ピーク時間の間をウォッシュイン領域とすることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 10】

前記超音波イメージング装置は、さらに前記タイムインテンシティカーブを表示する表示手段および前記フィッティング位置を手動設定する入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の超音波イメージング装置。

【請求項 11】

30

前記自動設定手段は、前記最多零勾配時間、前記最少零勾配時間あるいは前記交差時間が存在しない場合に、前記手動設定を行う旨の指示情報を前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 6、8 および 10 に記載の超音波イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、造影剤が注入された被検体の撮像を行う超音波イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

40

近年、造影剤を被検体に注入し、この被検体を、超音波イメージング装置を用いて撮像することが行われる。この造影剤は、微小バブル (bubble) を多数含む液体からなる。そして、被検体内に注入されたこの液体は、時間と共に体内を循環する。この際、超音波イメージング装置から発せられる超音波は、造影剤が循環した部分からは微小バブルによる強い反射が生じ、高い信号強度の超音波エコー (echo) として検出される。

【0003】

ここで、この信号強度の時間変化であるタイムインテンシティカーブ (Time Intensity Curve: 以下 TIC と略称する) が、断層画像上の関心領域で取得される。この TIC を観察することにより、造影剤の被検体内における循環の様子が定量的に把握され、同時に被検体内の疾患の有無あるいは程度が判定される (例えば、非特許

50

文献1参照)。なお、このTICを用いた判定では、関心領域を造影剤が通過する際の、流入あるいは流出による信号強度の変化部分が特に重要であり、この部分に関数のフィッティング(fitting)を行い、関数の各種パラメータ(parameter)が求められる。

【0004】

また、オペレータ(operator)は、この関数のフィッティングを行う際に、フィッティングを行うフィッティング領域を各関心領域のTICごとに設定し、各種パラメータを求める。

【非特許文献1】森安 史典、他2名、「超音波造影ガイドブック」、金原出版、2003年2月28日、p.54~55

10

【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、オペレータによる、関心領域ごとのフィッティング領域の設定は、手間のかかるものであると同時に人為的な誤差を含むものである。すなわち、造影剤の関心領域への流入を示すTICの変化部分は、関心領域ごとに異なる時間および波形となり、その都度、TICに最適なフィッティング領域が、オペレータにより設定される必要があった。

【0006】

特に、TICは、信号強度にノイズ(noise)あるいは体内の動きによる細かな変動を含むものであるため、オペレータが視覚的にフィッティング領域の最適化を行うことは、人為的な誤差を大きなものとすると同時に、難しい判定を迫られるオペレータにとっても操作上の負担が大きなものとなる。

20

【0007】

これらのことから、TICの変化部分に関数フィッティングを行う際のフィッティング領域の設定を、簡易に再現性良く行う超音波イメージング装置をいかに実現するかが重要となる。

【0008】

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、TICの変化部分に関数フィッティングを行う際のフィッティング領域の設定を、簡易に再現性良く行う超音波イメージング装置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】

【0009】

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イメージング装置は、被検体に注入された造影剤を、前記被検体の造影モード画像上に設定される関心領域ごとに、前記関心領域内で平均化された造影モード画像の信号強度が示す時間変化として検出する超音波イメージング装置であって、前記信号強度の時間変化を示すタイムインテンシティカーブを生成する生成手段と、前記造影剤の前記関心領域の通過により生じる前記タイムインテンシティカーブの変化部分に、関数のフィッティングを行うフィッティング手段と、前記フィッティングの際のフィッティング領域を自動設定する自動設定手段と、前記フィッティングにより確定される前記関数のパラメータ値を取得する取得手段と、を備える。

40

【0010】

この第1の観点による発明では、生成手段により、信号強度の時間変化を示すタイムインテンシティカーブを生成し、フィッティング手段により、造影剤の関心領域の通過により生じるタイムインテンシティカーブの変化部分に関数のフィッティングを行い、自動設定手段により、フィッティングの際のフィッティング領域を自動設定し、取得手段により、フィッティングにより確定される関数のパラメータ値を取得する。

【0011】

また、第2の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項1において、前記

50

関数が、前記変化部分の立ち上がり部分にフィッティングを行う第1の関数と、前記変化部分の立ち下がり部分にフィッティングを行う第2の関数とを備えることを特徴とする。

【0012】

この第2の観点の発明では、関数は、立ち上がり部分にフィッティングを行う第1の関数と、立ち下がり部分にフィッティングを行う第2の関数とを備える。

また、第3の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項2において、前記フィッティング領域が、前記立ち上がり部分を示すウオッシュイン領域と、前記立ち下がり部分を示すウオッシュアウト領域とを含むことを特徴とする。

【0013】

この第3の観点の発明では、フィッティング領域は、ウオッシュイン領域とウオッシュアウト領域とを含む。

また、第4の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項1ないし3のいずれか1つにおいて、前記生成手段が、前記タイムインテンシティカーブを平滑化する平滑化手段を備えることを特徴とする。

【0014】

この第4の観点の発明では、生成手段は、平滑化手段により、タイムインテンシティカーブを平滑化する。

また、第5の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項3または4において、前記自動設定手段が、前記タイムインテンシティカーブの局所的な時間変化率である局所勾配を、前記タイムインテンシティカーブのすべての時間領域で求める勾配算出手段を備えることを特徴とする。

【0015】

この第5の観点の発明では、自動設定手段は、勾配算出手段により、タイムインテンシティカーブの局所勾配をすべての時間領域で求める。

また、第6の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項5において、前記自動設定手段が、前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記局所勾配が零となる最多の時間である最多零勾配時間および前記ピーク時間を越える時間範囲で前記局所勾配が零となる最少の時間である最少零勾配時間を算定する第1の算定手段を備えることを特徴とする。

【0016】

この第6の観点の発明では、自動設定手段は、第1の算定手段により、タイムインテンシティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、ピーク時間を越えない時間範囲で局所勾配が零となる最多の時間である最多零勾配時間およびピーク時間を越える時間範囲で局所勾配が零となる最少の時間である最少零勾配時間を算定する。

【0017】

また、第7の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項6において、前記自動設定手段が、前記最多零勾配時間および前記ピーク時間の間をウオッシュイン領域とし、前記ピーク時間および前記最少零勾配時間の間をウオッシュアウト領域とすることを特徴とする。

【0018】

この第7の観点の発明では、自動設定手段は、最多零勾配時間およびピーク時間の間をウオッシュイン領域とし、ピーク時間および最少零勾配時間の間をウオッシュアウト領域とする。

【0019】

また、第8の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項5において、前記自動設定手段が、前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記タイムインテンシティカーブの信号強度が最小となる基準時間を算定する第2の算定手段を備えることを特徴とする。

【0020】

この第8の観点の発明では、自動設定手段は、第2の算定手段により、タイムインテン

10

20

30

40

50

シティカーブの信号強度が最多となるピーク時間、ピーク時間を越えない時間範囲でタイムインテンシティカーブの信号強度が最小となる基準時間を算定する。

【 0 0 2 1 】

また、第 9 の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項 8 において、前記自動設定手段が、前記基準時間および前記ピーク時間での信号強度の時間変化率である基準勾配を求め、前記ピーク時間を越えない時間範囲で前記局所勾配の値が前記基準勾配の値を越える時間に近接する交差時間および前記ピーク時間の間をウォッシュイン領域とすることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

この第 9 の観点の発明では、自動設定手段は、基準時間およびピーク時間での信号強度の時間変化率である基準勾配を求め、ピーク時間を越えない時間範囲で局所勾配の値がこの基準勾配の値を越える時間に近接する交差時間および前記ピーク時間の間をウォッシュイン領域とする。

【 0 0 2 3 】

また、第 10 の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つにおいて、前記超音波イメージング装置が、さらに前記タイムインテンシティカーブを表示する表示手段および前記フィッティング領域を手動設定する入力手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

この第 10 の観点の発明では、超音波イメージング装置は、表示手段により、タイムインテンシティカーブを表示し、入力手段により、フィッティング領域を手動設定する。

また、第 11 の観点の発明にかかる超音波イメージング装置は、請求項 6、8 および 10 において、前記自動設定手段が、前記最多零勾配時間、前記最少零勾配時間あるいは前記交差時間が存在しない場合に、前記手動設定を行う旨の指示情報を前記表示手段に表示することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

この第 11 の観点の発明では、自動設定手段は、手動設定を行う旨の指示情報を表示手段に表示する。

【発明の効果】

【 0 0 2 6 】

以上説明したように、本発明では、生成手段により、信号強度の時間変化を示すタイムインテンシティカーブを生成し、フィッティング手段により、造影剤の関心領域の通過により生じるタイムインテンシティカーブの変化部分に関数のフィッティングを行い、自動設定手段により、フィッティングの際のフィッティング領域を自動設定し、取得手段により、フィッティングにより確定される関数のパラメータ値を取得することとしているので、関数のフィッティングを行う際に、オペレータによりフィッティング領域を設定する手間を省き、操作性の向上を計ると共に、フィッティング領域の設定における人為的なばらつきを無くし、関数のパラメータ値を再現性の高いものとすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 7 】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波イメージング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。

(実施の形態 1)

図 1 に、本実施の形態 1 にかかる超音波イメージング装置の全体構成を表すブロック (block) 図を示す。この超音波イメージング装置は、探触子部 101、送受信部 102、画像処理部 103、シネメモリ (cine memory) 部 104、画像表示制御部 105、TIC 処理部 109、表示部 106、入力部 107 および制御部 108 を有する。

【 0 0 2 8 】

探触子部 101 は、超音波を送受信するための部分、つまり生体の撮像断面の特定方向

10

20

30

40

50

に超音波を繰り返し照射し、生体内から繰り返し反射される超音波信号を時系列的な音線として受信する一方、超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査を行う。なお、図には明示していないが探触子部101には、圧電素子がアレイ(array)状に配置されている。

【0029】

送受信部102は、探触子部101と同軸ケーブル(cable)によって接続され、探触子部101の圧電素子を駆動するための電気信号を発生する。また、送受信部102は、受信した超音波信号の初段増幅を行う。

【0030】

画像処理部103は、送受信部102で増幅された超音波信号から造影剤の描出を行う造影モード画像をリアルタイム(real time)で生成するための造影モード処理を行う。具体的な処理内容は、例えば受信した超音波信号の遅延加算処理、A/D(analog/digital)変換処理、変換した後のデジタル(digital)情報をBモード画像情報あるいはハーモニックモード(harmonic mode)画像情報として後述のシネメモリ部104に書き込む処理等である。

10

【0031】

また、画像処理部103は、これ以外にも、送受信部102で増幅された超音波信号から、指定される採取領域に相当するタイミングで位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、速度、パワー値、分散といった撮像断面の各点に付随する流れの情報を算出するドップラ(doppler)処理、超音波信号に含まれる血流情報を、探触子部101に近づく流れを赤色に、探触子部101から遠ざかる流れを青色に着色するCFM処理等を行うこともできる。

20

【0032】

シネメモリ部104は、造影モード処理で生成されたBモード画像情報、CFM処理で生成されたカラー画像情報およびドップラ処理で生成された流れの情報を蓄積するための画像メモリ(memory)である。特に、時間的に変化するBモード画像情報、カラー画像情報、流れの情報を、時系列的な指標を持って保存し、後に画像情報の時間変化を解析する際の基礎データとする。

【0033】

画像表示制御部105は、画像処理部103で生成されたBモード画像情報およびドップラ処理で生成された流れの情報の表示フレームレート(frame rate)変換、並びに、Bモード画像情報等の表示画像の形状や位置制御を行う。また、Bモード画像情報等の表示画像上での関心領域を示すROI(region of interest)の表示も行う。

30

【0034】

表示部106は、CRT(cathode ray tube)あるいはLCD(liquid crystal display)等を用いて、画像表示制御部105によって表示フレームレート変換および画像表示の形状や位置制御された情報を、オペレータに対して可視表示する。

【0035】

入力部107は、キーボード(keyboard)およびポインティングデバイス(pointing device)等からなり、オペレータによる、Bモード画像による表示を行うかさらにドップラ処理の結果を表示するか等を選択するための操作入力信号を、制御部108に伝える。また、表示部106の表示画像上に位置するROIの位置設定およびROI位置の確定入力も行う。

40

【0036】

TIC処理部109は、シネメモリ部104に蓄積された画像情報および入力部107から確定された表示画像上のROI位置情報に基づいて、ROI位置におけるTIC、すなわちタイムインテンシティカーブを生成する。なお、TIC処理部109の構成およびTICについては、後に詳述する。

50

## 【 0 0 3 7 】

制御部 1 0 8 は、入力部 1 0 7 から与えら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、上述した超音波イメージング装置各部の動作を制御し、表示部 1 0 6 に B モード画像、ドップラ画像等を表示する。

## 【 0 0 3 8 】

図 2 は、T I C 処理部 1 0 9 の機能的な構成を示す機能ブロック図である。T I C 処理部 1 0 9 は、T I C 生成手段 3 0 1、T I C 情報 3 0 2、フィッティング手段 3 0 3、自動設定手段 3 0 5 および取得手段 3 0 4 を含む。なお、造影モード画像は、B モード画像、ハーモニックモード画像、C F M 画像、パワードップラモード画像等のいずれを用いることもできる。以下、代表例として B モード画像を用いた場合を示す。

10

## 【 0 0 3 9 】

T I C 生成手段 3 0 1 は、シネメモリ部 1 0 4 の時系列的に保存された B モード画像情報および制御部 1 0 8 を介して取得される R O I 位置情報に基づいて、B モード画像情報の対応する R O I 位置内の画素値の平均値を時間ごとに求め、T I C 情報 3 0 2 を生成する。なお、T I C 生成手段 3 0 1 は、図示しない平滑化手段を含み、生成された T I C に平滑化処理を行い、ノイズ等による細かい変動を含まない平滑 T I C とする。そして、T I C 情報 3 0 2 は、この平滑化された平滑 T I C の情報を含むものとする。

## 【 0 0 4 0 】

ここで、T I C とは、表示画像の R O I 内に位置する画素値の例えば平均値が、時間と共に変化する様子を示す曲線である。図 3 は、被検体に造影剤が注入された際に、被検体の血管あるいは臓器部分で観測される T I C の一例である。なお、ここで用いられる造影剤は、数ミクロン ( m i c r o n ) 程度の微小バブルを含む液体である。そして、この造影剤が被検体内に注射器等により注入され、循環により造影剤が浸潤する部分では、この微小バブルで超音波が反射されるので、通常より高い信号強度の反射エコーが取得される。

20

## 【 0 0 4 1 】

図 3 は、縦軸を信号強度、横軸を時間として、T I C の一例を示す図である。T I C は、概ね造影剤の未入期間、ウオッシュイン ( W a s h I n ) 領域、ウオッシュアウト ( W a s h O u t ) 領域および消失期間に分けられる。未入期間では、被検体に注入された造影剤が、設定された R O I 領域に到達しておらず、造影剤がない場合の通常的信号強度を示す。ウオッシュイン領域では、造影剤が R O I 領域に流入し始め、信号強度が上昇しピーク ( p e a k ) に達する。ウオッシュアウト領域では、造影剤が R O I 領域から流出し始め、信号強度が徐々に低下する。消失期間では、造影剤が設定された R O I 領域から流出し、未入期間と同様の信号強度を示す。なお、未入期間、ウオッシュイン領域、ウオッシュアウト領域、消失期間は、設定される R O I の解剖学的部位等により大きく異なり、特にウオッシュイン領域に示される信号強度の立ち上がり波形は、被検体の循環器系に内在する疾患情報を含むものとなる。

30

## 【 0 0 4 2 】

図 2 に戻り、自動設定手段 3 0 5 は、図示しない勾配算出手段および第 1 の算定手段を含み、T I C 情報 3 0 2 に基づいて、関数フィッティングを行うフィッティング領域を決定する。勾配算出手段は、T I C 情報 3 0 2 に含まれる T I C 曲線のすべての時間領域に渡る局所勾配を算出する。なお、この局所勾配情報の算出の際には、T I C 曲線の変化の度合いに応じて適宜平均化等を行うこともできる。

40

## 【 0 0 4 3 】

また、第 1 の算定手段は、フィッティング領域を決定する際に用いられる各種時間情報、すなわちピーク時間、最高零勾配時間および最低零勾配時間を、T I C 情報 3 0 2 から算定し、自動設定手段 3 0 5 は、これら時間情報および局所勾配情報に基づいてフィッティング領域を決定する。なお、第 1 の算定手段、ピーク時間、最高零勾配時間および最低零勾配時間の詳細については後に詳述する。

## 【 0 0 4 4 】

50

フィッティング手段 303 は、TIC 情報 302 のフィッティング領域に、最小 2 乗法等を用いて関数フィッティングを行う。ここで、関数フィッティングの際に用いられる関数は、信号強度が立ち上がるウォッシュイン領域では、例えば、 $t$  を時間、 $f$  を信号強度として、第 1 の関数である

$$f(t) = A(1 - \exp(-kt)) + B$$

で表される。また、信号強度が立ち下がるウォッシュアウト領域では、例えば、第 2 の関数である

$$g(t) = C(\exp(-mt)) + D$$

で表される。ここで、 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 、 $k$  および  $m$  は、関数フィッティングにより決定されるパラメータで、立ち上がり波形あるいは立ち下がり波形の形状さらには造影剤の ROI 内への流入および流出の度合いを反映する。なお、フィッティング領域は、第 1 および第 2 の関数に対応して、ウォッシュイン領域およびウォッシュアウト領域ごとに設定される。

#### 【0045】

取得手段 304 は、フィッティングされた関数から、 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 、 $k$  および  $m$  のパラメータ値を取得する。これらパラメータ値は、このままあるいは診断に適した形式に演算処理された後に、画像表示制御部 105 を介して表示部 106 に表示される。

#### 【0046】

つづいて、制御部 108 の動作を、図 4 を用いて説明する。図 4 は、制御部 108 による時系列な B モード画像の取得動作を示すフローチャートである。まず、オペレータは、被検体に造影剤を注入する（ステップ S401）。そして、オペレータは、被検体の目的とする部位の B モード画像情報を暫時取得する（ステップ S402）。また、これに同期して制御部 108 は、この同一部位の時系列的な B モード画像情報を、シネメモリ部 104 に格納する。その後、制御部 108 は、後述するパラメータ取得処理を行い（ステップ S403）、取得されたパラメータ値に基づいた疾患の有無あるいは程度の判断がなされ（非特許文献 1 参照）、本処理を終了する。

#### 【0047】

図 5 は、TIC 処理部 109 によるパラメータ取得処理の動作を示すフローチャートである。オペレータは、表示部 106 に表示される撮像部位の B モード画像上に ROI を設定する（ステップ S501）。そして、TIC 処理部 109 は、設定された ROI の位置情報に基づいて、シネメモリ部 104 に格納された B モード画像情報の該当位置から画素値情報およびこの B モード画像情報の取得時間情報を取得し、TIC 情報を求める（ステップ S502）。図 6 (A) には、ここで取得された生の TIC 情報の一例が示されている。図 6 (A) は、横軸を時間軸、縦軸を信号強度軸とした TIC を示している。なお、この TIC には、ノイズあるいは撮像時の体動等に起因する細かな変動が含まれている。

#### 【0048】

その後、TIC 処理部 109 は、ステップ S502 で求めた TIC 情報に平滑化を行い（ステップ S503）、細かい変動を含まない平滑化された TIC 情報 302 とする。図 6 (B) には、TIC 情報 302 の平滑 TIC が図示されている。なお、図 6 (A)、(B) および後述する (C) は、共通の時間軸を有する。

#### 【0049】

その後、TIC 処理部 109 は、この TIC 情報 302 から、TIC 情報 302 に含まれる全時間領域に渡る局所勾配情報を求める（ステップ S504）。ここで、局所勾配は、特定の時間における平滑 TIC の勾配を表すものである。図 6 (C) は、縦軸を局所勾配、横軸を時間として、TIC 情報 302 から求められる全時間領域に渡る局所勾配を示す図である。ここで、局所勾配は、大きな変化が生じる TIC 情報 302 の立ち上がり部分では大きな正の値を示し、立ち下がり部分では大きな負の値を示し、また、変化の小さい極値近傍では零に近い値を示す。

#### 【0050】

その後、TIC 処理部 109 は、TIC 情報 302 および局所勾配情報から、第 1 の算

10

20

30

40

50

定手段を用いて、各種時間情報を算定する（ステップS505）。ここで、第1の算定手段および各種時間情報について説明する。まず、第1の算定手段は、TIC情報302から、信号強度が最多となるピーク時間を求める。図6（B）の例では、図示されている平滑TICが最多値を示す時間が、ピーク時間となる。

【0051】

また、第1の算定手段は、局所勾配情報から、最多零勾配時間および最少零勾配時間を求める。ここで、最多零勾配時間は、局所勾配曲線のピーク時間を越えない時間範囲で、局所勾配の値が零である最多の時間を示している。図6（C）の例では、ピーク時間を越えない時間範囲に、局所勾配が零となる時間が数カ所存在し、この時間の中で最多時間のものが最多零勾配時間とされる。

10

【0052】

また、最少零勾配時間は、局所勾配曲線のピーク時間を越える時間範囲で、局所勾配の値が零である最小の時間を示している。図6（C）の例では、ピーク時間を越える時間範囲に、局所勾配が零となる時間多数存在し、この時間の中で基準時間のものが最少零勾配時間とされる。

【0053】

その後、TIC処理部109は、第1の算定手段による、各種時間情報の算定が行われたかどうかを判定する（ステップS506）。そして、この算定が首尾良く行われた場合には（ステップS506肯定）、ピーク時間、最多零勾配時間および最少零勾配時間を用いて、フィッティング領域を自動設定する（ステップS507）。この自動設定では、最多零勾配時間およびピーク時間の間をフィッティングを行うウオッシュイン領域、ピーク時間および最少零勾配時間の間をフィッティングを行うウオッシュアウト領域と設定する。

20

【0054】

また、TIC処理部109は、この算定が零局所勾配の不検出等により、首尾良く行われない場合には（ステップS506否定）、表示部106に、手動でフィッティング領域の設定をする旨の指示表示を行う（ステップS508）。そして、オペレータは、入力部107から、フィッティング領域を手動設定する（ステップS509）。

【0055】

その後、TIC処理部109は、ウオッシュイン領域およびウオッシュアウト領域で、第1の関数および第2の関数のフィッティングを行う（ステップS570）。図6（B）には、TICのウオッシュイン領域およびウオッシュアウト領域でフィッティングされた第1の関数 $f(t)$ および第2の関数 $g(t)$ が図示されている。

30

【0056】

その後、TIC処理部109は、フィッティングにより確定された関数 $f(t)$ および $g(t)$ から、パラメータ $A, B, C, D, k$ および $m$ を取得し（ステップS511）、図4に示す主ルーチンに移行する。

【0057】

上述してきたように、本実施の形態1では、時系列的なBモード画像情報からTIC情報302を生成し、このTIC情報302に含まれる平滑TICのウオッシュイン領域およびウオッシュアウト領域に関数 $f(t)$ および $g(t)$ のフィッティングを行う際に、このフィッティングを行う領域を、自動設定手段305により、TICの局所勾配情報に基づいて自動で設定することとしているので、オペレータによりフィッティング領域を設定する手間を省き、操作性の向上を計ると共に、フィッティング領域の設定における人為的なばらつきを無くし、関数のパラメータ値を再現性の高いものとすることができる。

40

【0058】

また、本実施の形態1では、TIC情報302は、平滑化されたものであるとしたが、平滑化を行う以前のTICとすることもできる。この場合には、局所勾配を求める勾配算出手段は、局所勾配を時間軸近傍領域での平均化により安定したものとし、ひいてはこの情報から算定される各種時間情報も安定化させることができる。

50

(実施の形態2)

ところで、上記実施の形態1では、第1の算定手段を用いて、局所勾配が零となる時間に基づいて、ウオッシュイン領域を決定したが、局所勾配が閾値を越える時間に基づいて、ウオッシュイン領域を決定することもできる。そこで、つぎの実施の形態2では、この閾値を用いてウオッシュイン領域を決定する場合を示す。

【0059】

TIC処理部109の自動設定手段305は、第1の算定手段に代わりに第2の算定手段を有し、第2の算定手段は、第1の算定手段に代わって動作を行う。また、その他の構成および動作については、図1、2および図4、5に示したものと全く同様のものとなるので、詳細な説明を省略する。なお、図5のフローチャートに示すTIC処理部109の動作において、ステップS505の各種時間情報の算定およびステップS507のフィッティング領域を自動設定する部分が、本実施の形態2の変更にかかる部分である。

10

【0060】

第2の算定手段は、ステップS505において、第1の算定手段と同様に、フィッティング領域を決定する際に用いられる各種時間情報、すなわちピーク時間、基準時間および交差時間を、TIC情報302から算定する。

【0061】

ここで、ピーク時間、基準時間および交差時間について説明する。ピーク時間は、信号強度が最多となる時間で、TIC情報302から、第2の算定手段により算定される。図7は、図6に示されているTICの、主として立ち上がり部分を図示したものである。図7(A)の例では、図示されているTICが最大値を示す時間が、ピーク時間として示されている。

20

【0062】

また、基準時間は、ピーク時間を越えない時間範囲で、TICの信号強度が最小となる時間で、第2の算定手段により、TIC情報302から算定される。図7(A)の例では、図示されているTICがピーク時間を越えない時間範囲で最小値を示す時間が、基準時間として示されている。

【0063】

ここで、第2の算定手段は、基準時間およびピーク時間の信号強度である最小値および最大値から閾値となる基準勾配Aを求める。図7(A)に、この基準勾配Aの例を示す。この基準勾配Aは、TICの立ち上がり部分が有する勾配の下限を反映したものとなる。

30

【0064】

また、交差時間は、TICの局所勾配が、ピーク時間を越えない時間範囲で基準勾配Aを越える時間で、第2の算定手段により、局所勾配情報から算定される。図7(B)は、TICの立ち上がり部分での局所勾配を示した図である。図7(B)に示すように、局所勾配曲線が基準勾配Aを越える時間が交差時間となる。なお、交差時間は、TICに含まれる細かな変動の状況に応じて、前記越える時間が、所定時間継続すること、さらには所定時間継続の後には、この所定時間内で最小の時間を有するもの等とし、前記越える時間に近接する時間内で最適なものとすることもできる。

【0065】

40

その後、第2の算定手段は、ステップS507において、交差時間およびピーク時間の間をウオッシュイン領域として設定する。そして、ステップS510において、このウオッシュイン領域に対して第1の関数 $f(t)$ のフィッティングが行われる。この図7(C)には、ウオッシュイン領域およびこの領域に対して行われた関数 $f(t)$ のフィッティングの様子が示されている。

【0066】

上述してきたように、本実施の形態2では、TIC情報302で示される平滑TICのウオッシュイン領域の立ち上がり部分に、関数 $f(t)$ のフィッティングを行う際に、このフィッティングを行う領域を、立ち上がり部分の形状から、勾配の下限となる基準勾配Aを算定し、この基準勾配Aに基づいてウオッシュイン領域を自動で設定することとして

50

いるので、ノイズ等によるT I Cの細かい変動に影響されにくいウオッシュイン領域を設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】超音波イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】T I C処理部の機能的な構成を示す機能ブロック図である。

【図3】T I Cの一例を示す信号強度と時間の関係図である。

【図4】超音波イメージング装置の動作を示すフローチャートである。

【図5】パラメータ取得処理の動作を示すフローチャートである。

【図6】実施の形態1のパラメータ取得処理の動作を示す説明図である。

10

【図7】実施の形態2のパラメータ取得処理の動作を示す説明図である。

【符号の説明】

【0068】

101 探触子部

102 送受信部

103 画像処理部

104 シネメモリ部

105 画像表示制御部

106 表示部

107 入力部

20

108 制御部

109 T I C処理部

301 T I C生成手段

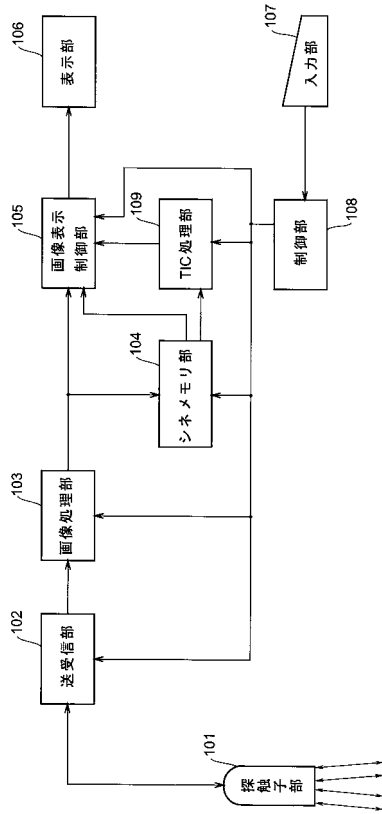
302 T I C情報

303 フィッティング手段

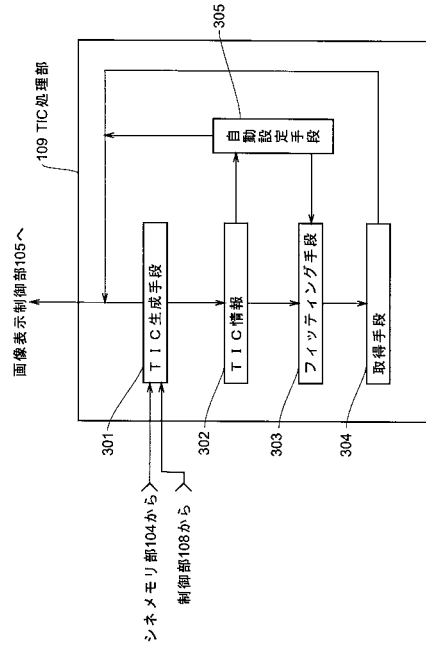
304 取得手段

305 自動設定手段

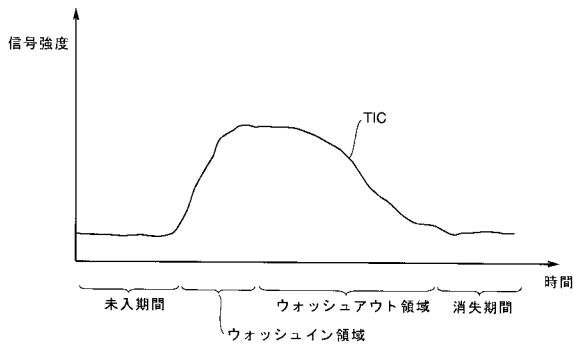
【図1】



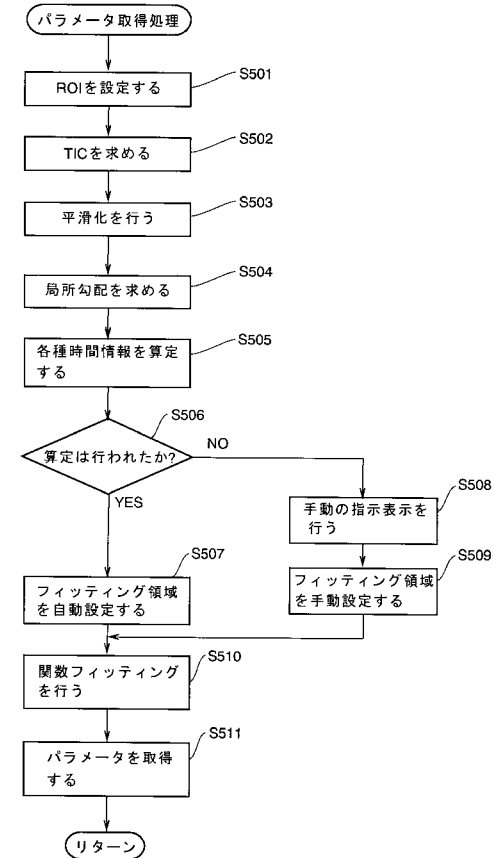
【図2】



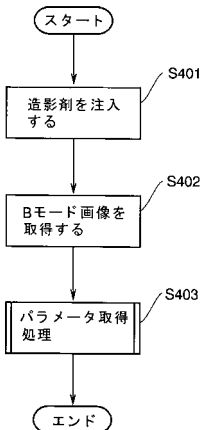
【図3】



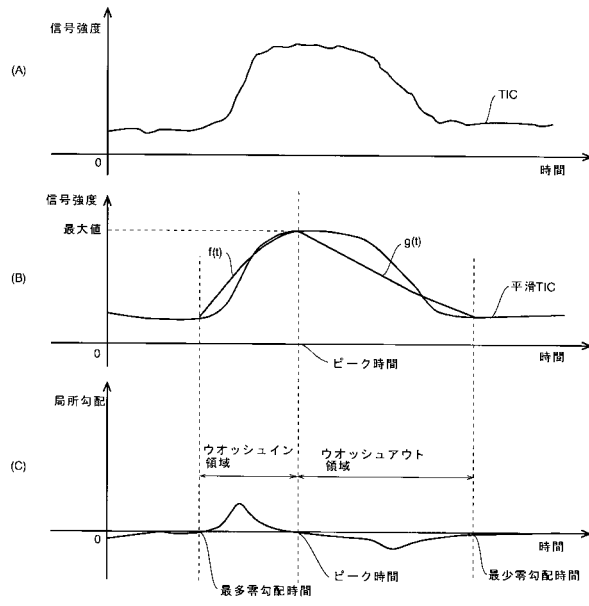
【図5】



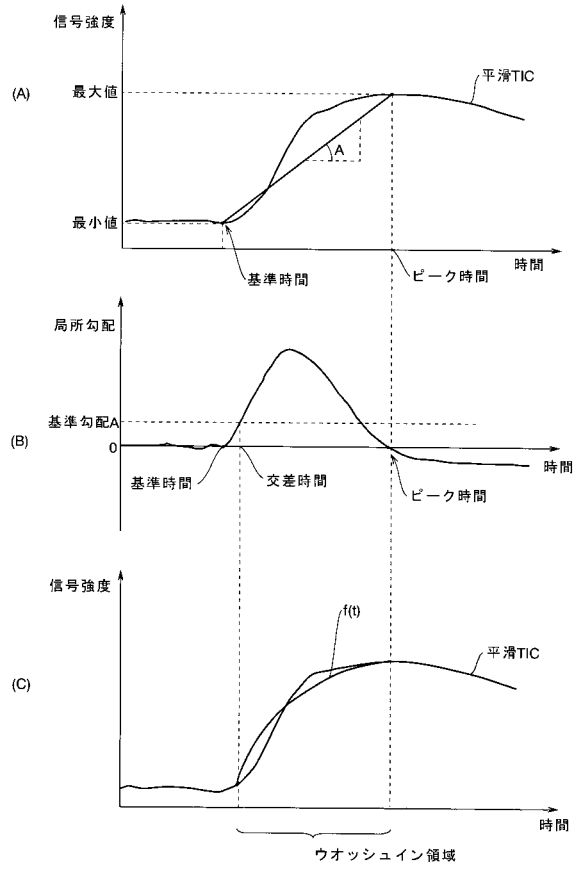
【図4】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 藤原 千織  
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
- (72)発明者 八幡 努  
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
- (72)発明者 阿部 弥生  
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 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平08-182680(JP,A)  
特開平07-059781(JP,A)  
特開平09-024047(JP,A)  
特開2001-054520(JP,A)  
特開2003-061959(JP,A)

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

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4542406B2</a>	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	JP2004291157	申请日	2004-10-04
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	藤原千織 八幡努 阿部弥生		
发明人	藤原 千織 八幡 努 阿部 弥生		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB35 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC37		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP2006102030A5 JP2006102030A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地设定装配区域的超声波成像装置，以便在TIC（时间强度曲线）的一部分变化上具有优异的功能拟合再现性。解决方案：TIC生成装置301根据时间序列B模式图像信息生成TIC信息302。自动设定装置305通过使用装配装置303，基于TIC的局部梯度信息自动设定经过拟合的区域，以便在TIC信息302上进行功能拟合。因此，通过消除设定装配的工作来改善操作性。在操作者的区域中，去除了设定拟合区域的人为变化，以实现功能的高度可再现的参数值。Z

【 図 2 】

