

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4851078号
(P4851078)

(45) 発行日 平成24年1月11日(2012.1.11)

(24) 登録日 平成23年10月28日(2011.10.28)

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

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-299690 (P2004-299690)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年10月14日(2004.10.14)		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2006-110028 (P2006-110028A)		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27日(2006.4.27)	(74) 代理人	100085187
審査請求日	平成19年6月29日(2007.6.29)		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】

被検体の造影モード画像上に関心領域を設定し、前記関心領域内の平均化された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表示する超音波イメージング装置であって、

前記タイムインテンシティカーブに対応する所定の多数のそれぞれの時間において前記関心領域内の信号強度に関する分散を含む統計情報を算出する統計情報算出手段と、

前記算出した分散を、前記それぞれの時間に対応する前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の太さで表示する統計情報表示手段とを備えたことを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項2】

被検体の造影モード画像上に関心領域を設定し、前記関心領域内の平均化された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表示する超音波イメージング装置であって、

前記タイムインテンシティカーブに対応する所定の多数のそれぞれの時間において前記関心領域内の信号強度に関する最大値及び最小値を含む統計情報を算出する統計情報算出手段と、

前記算出した最大値及び最小値を、前記それぞれの時間に対応する前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の太さで表示する統計情報表示手段とを備えたことを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 3】

被検体の造影モード画像上に關心領域を設定し、前記關心領域内の平均化された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表示する超音波イメージング装置であって、

前記タイムインテンシティカーブに対応する所定の多数のそれぞれの時間において前記關心領域内の信号強度に関する最大値、最小値又は分散を含む統計情報を算出する統計情報算出手段と、

前記算出した最大値、最小値又は分散を、前記それぞれの時間に対応する前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の色で表示する統計情報表示手段とを備えたことを特徴とする超音波イメージング装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波イメージング装置において、

前記統計情報算出手段は、前記タイムインテンシティカーブに対応する所定の多数のそれぞれの時間において、前記關心領域内の信号強度に関する最大値及び最小値を算出するとともに前記算出した最大値と最小値との差を算出することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波イメージング装置において、

前記統計情報表示手段は、前記算出した前記それぞれの時間の最大値、最小値又は最大値と最小値との差に対応させて、前記タイムインテンシティカーブ上に信号強度を示す軸に平行な棒線を表示するとともに、前記算出した前記それぞれの時間の分散に対応させて、前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の太さ又は色を変化させて表示することを特徴とする超音波イメージング装置。

20

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波イメージング装置において、

前記統計情報表示手段は、前記算出した前記それぞれの時間の分散に対応させて、前記タイムインテンシティカーブ上に信号強度を示す軸に平行な棒線を表示するとともに、前記算出した前記それぞれの時間の最大値、最小値又は最大値と最小値との差に対応させて、前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の太さ又は色を変化させて表示することを特徴とする超音波イメージング装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波イメージング装置において、

前記統計情報を算出する前記所定の多数のそれぞれの時間を設定する入力部を備えることを特徴とする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い、この造影剤をタイムインテンシティカーブを用いて検出する超音波イメージング装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

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。ここで、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) として受信される。

【0003】

そこで、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) を、Bモード等の造影モード画像

50

上の関心領域で生成し、このTICの時間変化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を定量的に把握し、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、非特許文献1参照)。

【0004】

この際、オペレータ(operator)は、このTICを取得する造影モード画像上の関心領域を、手動で設定する。この関心領域は、造影モード画像上に表示される円形あるいは矩形状の輪郭線により指定される領域である。そして、この領域の大きさおよび位置は、オペレータにより設定される。ここで、関心領域の大きさおよび位置は、平均化によるノイズ削減効果を目的として大きくされる一方で、関心領域内部に不均一組織を含まない大きさおよび位置に、オペレータの裁量で決定される。

10

【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

【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、オペレータは、設定した関心領域内の詳細情報を取得することが出来ない。すなわち、TICでは、関心領域内で平均化された画像情報に基づいて生成されるので、関心領域内の詳細情報は消失する。

【0006】

特に、関心領域内には、複数の組織、単一組織であれば単一組織内の組織形状およびノイズ等のものが含まれ、これらの情報は、被検体の診断上あるいは関心領域の位置および大きさの設定上、有用な情報となる。

20

【0007】

これらのことから、TICを取得する際に、設定される関心領域内の詳細情報をオペレータに認識させる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。

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を取得する際に、設定される関心領域内の詳細情報をオペレータに認識させる超音波イメージング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イメージング装置は、被検体の造影モード画像上に関心領域を設定し、前記関心領域内の平均化された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求める超音波イメージング装置であって、前記時間変化を行う各データ点位置の関心領域における統計情報を算出する統計情報算出手段と、前記データ点位置あるいは前記データ点位置の近傍で、前記タイムインテンシティカーブ付加情報として前記統計情報を表示する統計付加情報表示手段と、を備える。

30

【0009】

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、前記統計情報が、前記関心領域に含まれる造影モード画像が有する信号強度の分散であることを特徴とする。

40

【0010】

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1または2において、前記統計情報が、前記関心領域に含まれる造影モード画像が有する信号強度の最大値および最小値であることを特徴とする。

【0011】

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、前記付加情報が、前記データ点位置に重ねて表示される、前記時間変化の方向と直交する方向の棒線であることを特徴とする。

【0012】

50

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1ないし4のいずれか1つにおいて、前記付加情報が、前記データ点位置の近傍に位置する前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の太さであることを特徴とする。

【0013】

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1ないし5のいずれか1つにおいて、前記付加情報が、前記データ点位置の近傍に位置する前記タイムインテンシティカーブを形成する曲線の色であることを特徴とする。

【0014】

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2および4において、前記統計付加情報表示手段が、前記分散の大きさに比例する長さの前記棒線を備えることを特徴とする。

10

【0015】

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3および4において、前記統計付加情報表示手段が、前記最大値および最小値に一致する信号強度位置に端点を有する前記棒線を備えることを特徴とする。

【0016】

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2および5において、前記統計付加情報表示手段が、前記分散の大きさに比例する太さの前記曲線を備えることを特徴とする。

【0017】

20

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3および5において、前記統計付加情報表示手段が、前記最大値、前記最小値あるいは前記最大値と前記最小値との差分に比例する太さの前記曲線を備えることを特徴とする。

【0018】

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2および6において、前記統計付加情報表示手段が、前記分散の大きさを反映する色の前記曲線を備えることを特徴とする。

【0019】

また、第12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および6において、前記統計付加情報表示手段が、前記最大値、前記最小値あるいは前記最大値と前記最小値との差分を反映する色の前記曲線を備えることを特徴とする。

30

【0020】

また、第13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12のいずれか1つにおいて、前記超音波イメージング装置に、前記算出および前記表示を行うデータ点位置を設定する入力部を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

以上説明したように、本発明によれば、統計情報算出手段により、時間変化を行う各データ点位置の関心領域における統計情報を算出し、統計付加情報表示手段により、データ点位置あるいはデータ点位置の近傍で、タイムインテンシティカーブの付加情報として統計情報を表示することとしているので、オペレータは、この付加情報を補完情報として鑑別診断あるいは設定された関心領域が適切なものかどうかの判定を行い、鑑別診断あるいはタイムインテンシティカーブを信頼性の高いものとすることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

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。

図1は、本実施の形態にかかる超音波イメージング装置の全体構成を示すブロック(block)図である。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

50

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。

【0023】

探触子部101は、超音波を送受信するための部分、つまり生体の特定方向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、探触子部101は、超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査も行う。なお、図には明示していないがこの探触子部101には、圧電素子がアレイ(array)状に配置されている。

【0024】

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。

10

【0025】

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)に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)情報を造影モード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。造影モード画像には、造影モード画像、ハーモニックモード(harmonic mode)画像、カラードップラモード(colour doppler mode)画像あるいはパワードップラモード(power doppler mode)画像等を用いたものが存在するが、これらの中からいずれか1つが選択され造影剤の描出に用いられる。

20

【0026】

シネメモリ部104は、造影モード処理で生成された造影モード画像情報を蓄積するための画像メモリ(memory)である。特に、時間的に変化する造影モード画像情報を、時系列的な指標を持ってフレーム(frame)ごとに保存し、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。

【0027】

画像表示制御部105は、画像処理部103で生成された造影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、造影モード画像情報等の表示部106での表示画像の形状や表示位置制御を行う。また、造影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

【0028】

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により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。図2は、表示部106に表示される表示画面の一例である。画面左側には、造影モード画像210が表示され、この造影モード画像210上にはROI212が設定されている。また、画面右側にはTIC画像220が表示されており、ROI212の位置におけるTIC220が表示されている。なお、TIC220は、後述する付加情報は添付されたものとなる。

40

【0029】

図1に戻り、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)等からなる。オペレータは、入力部107から、表示部106に表示される画像情報の選択、またドップラ処理等の機能上の選択を行い、これら操作入力信号を、制御部108に伝える。また、表示部106の造影モード画像上に位置するROIの位置設定およびROI位置の確定入力も行う。

【0030】

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

50

で確定された造影モード画像210上のROI位置情報に基づいて、造影モード画像210の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。ここで、TICは、例えば図2に示されるTIC222の様な形状をしている。TIC222は、横軸を時間軸、縦軸を信号強度とする画面上に表示される曲線で、ROI212位置に造影剤が流入する時間に同期して信号強度が上昇する。

【0031】

制御部108は、入力部107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(program)やデータ(data)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106に造影モード画像、TIC画像等を表示する。

【0032】

図3は、TIC処理部109の機能的な構成を示す機能ブロック図である。TIC処理部109は、ROI抽出手段111、信号強度平均算出手段112、統計情報算出手段115および統計付加情報表示手段120を含む。また、統計付加情報表示手段120は、統計統計付加情報生成手段122および添付手段121を含む。

【0033】

ROI抽出手段111は、制御部108からの、造影モード画像210に設定されるROI212の位置情報に基づいて、シネメモリ部104に保存される時系列的な複数の造影モード画像からROI212部分の画像情報を順次抽出する。そして、抽出した画像情報から、例えば図4に示す様な、信号強度ごとの度数分布を求める。図4は、ROI212部分の信号強度が示す度数分布の一例である。横軸は画素値である信号強度、縦軸はこの信号強度を有するROI212内の画素数である度数を示している。

【0034】

信号強度平均算出手段112は、ROI抽出手段111で求められる度数分布から、信号強度の平均値を求める。これは、図4の平均値で示される値で、概ね度数の最も大きい信号強度の近傍に位置し、ROI抽出手段111の信号強度を代表する値とされる。そして、信号強度平均算出手段112は、シネメモリ部104に保存される時系列的な複数の造影モード画像の各フレームごとにROI212部分の平均化を行い、時間軸上のデータ点位置ごとのTIC情報を生成する。このTIC情報は、例えば図2に示すTIC222の様な曲線の情報を含むものとなる。

【0035】

統計情報算出手段115は、ROI抽出手段111で求められる度数分布から、信号強度の統計情報を算出する。統計情報は、図4に示される様な、度数分布をガウス分布で近似する場合の分散、最大値あるいは最小値等の量である。なお、これらの量は、オペレータにより入力部107から設定され、制御部108を介してTIC処理部109に入力される。

【0036】

統計付加情報表示手段120は、統計付加情報生成手段122および添付手段121を含み、TIC情報に、統計情報を付加情報として添付して表示を行う。統計付加情報生成手段122は、制御部108から設定される付加情報を、統計情報の大きさに応じて生成する。ここで付加情報とは、TIC222の曲線上に、統計情報を表現する手段で、TIC222を形成するデータ点位置に重ねて表示される上下方向の棒線の長さ、TIC222を形成する曲線の太さあるいはTIC222を形成する曲線の色等である。これら付加情報は、オペレータにより入力部107から設定され、制御部108を介してTIC処理部109に入力される。

【0037】

統計付加情報生成手段122は、上述した棒線の長さ、曲線の太さあるいは色等を、統計情報の大きさを反映したものとする。例えば、統計情報が分散で、付加情報が棒線である場合には、表示されるデータ点位置で、分散の大きさと一致した長さの棒線を表示する添付情報を生成する。また、統計情報が最大値あるいは最小値で、付加情報が棒線である場合には、表示されるデータ点位置で、平均値から最大値あるいは最小値とを結ぶ棒線を

10

20

30

40

50

表示する添付情報を生成する。また、統計情報が分散で、付加情報が曲線の太さである場合には、表示されるデータ点位置で、分散の大きさと比例する曲線の太さを表示する添付情報を生成する。

【0038】

添付手段121は、統計付加情報生成手段122により生成された添付情報を、TIC情報に添付する。この添付では、上述した棒線あるいは曲線の情報を、TIC情報に、例えばヘッダー(header)情報として添付し、画像表示制御部105で添付情報を含むTIC情報を形成し表示を行う。また、添付手段121で、添付情報を含むTIC情報を生成し、このTIC情報を画像表示制御部105に出力し、表示を行うとすることもできる。これらは、付加情報に応じて、好ましいやり方が選択される。

10

【0039】

つづいて、本実施の形態にかかる超音波イメージング装置の動作を、図5を用いて説明する。図5は、本実施の形態にかかる超音波イメージング装置の動作を示すフローチャート(flow chart)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S501)。そして、オペレータは、この造影剤の注入と同時に、被検体の目的とする部位の造影モード画像情報を暫時取得する(ステップS502)。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造影モード画像情報を、シネメモリ部104に格納する。その後、制御部108は、後述するTIC表示処理を行い(ステップS503)、統計情報が付加されたTICとされる。そして、統計情報が付加されたTICに基づいた疾患の有無あるいは程度の検査が行われ(ステップS504)、本処理を終了する。

20

【0040】

図6は、ステップS503のTIC表示処理の動作を示すフローチャートである。オペレータは、入力部107から、統計量の設定を行う(ステップS601)。この設定では、分散、最大値あるいは最小値等の統計量が設定される。

【0041】

また、オペレータは、入力部107から、付加情報の設定を行う(ステップS602)。この設定では、データ点位置の棒線、曲線の太さ分散あるいは色等の付加情報が設定される。

【0042】

その後、オペレータは、表示部106に表示される撮像部位の造影モード画像210上にROI212を設定する(ステップS603)。そして、TIC処理部109は、設定されたROI212の位置情報に基づいて、シネメモリ部104に格納された造影モード画像情報の該当位置から画素値情報およびこの造影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S604)。

30

【0043】

その後、TIC処理部109は、予め設定される時間軸上のデータ点位置ごとに、ROI212の統計情報を算出する(ステップS605)。そして、TIC処理部109は、データ点位置ごとに統計情報から付加情報を生成し、TIC情報に添付する(ステップS606)。

40

【0044】

その後、制御部108は、この付加情報が添付されたTIC情報を表示部106に表示し(ステップS607)、図5のステップS504に戻る。図7は、表示部106のTIC画像220に表示される、付加情報が添付されたTIC情報の例である。

【0045】

図7(A)は、統計情報として分散を算出し、付加情報としてデータ点位置上の棒線を用いた場合の、TIC画像220の例である。図7(A)に示す様に、所定間隔を持ったデータ点位置上に棒線が表示され、この棒線の長さはこのデータ点位置における分散の大きさと一致する。なお、図7(A)の右側に示す拡大図が示す様に、この棒線は、このデータ点位置の上下方向に長さの対称な形状を有する。

50

【 0 0 4 6 】

図 7 (B) は、統計情報として最大値および最小値を算出し、付加情報としてデータ点位置上の棒線を用いた場合の、T I C 画像 2 2 0 の例である。図 7 (B) に示す様に、所定間隔を持ったデータ点位置上に棒線が表示され、この棒線の端点の位置は、このデータ点位置における R O I 2 1 2 内の信号強度が有する最大値あるいは最小値の大きさと一致する。なお、図 7 (B) の右側に示す拡大図が示す様に、この棒線は、平均値を中心にして上下方向に異なる長さの棒線を有することができる。

【 0 0 4 7 】

図 7 (C) は、統計情報として分散 を算出し、付加情報として T I C 2 2 2 を表す曲線の太さを用いた場合の、T I C 画像 2 2 0 の例である。図 7 (C) に示す様に、T I C 2 2 2 を表す曲線の太さが、この点における分散 の大きさと比例する。例えば、図 7 (C) では、T I C 2 2 2 の立ち上がり部分で分散 が大きく、太い曲線となっている。なお、図 7 (C) の右側に示す拡大図が示す様に、この曲線の太さは、分散 の大きさに比例する。

10

【 0 0 4 8 】

ここで、オペレータは、図 7 (A) ~ (C) に示す様な T I C 2 2 2 を参照することにより、腫瘍の鑑別診断あるいは R O I の設定等において、より好ましい診断あるいは設定を行うことができる。腫瘍の鑑別診断では、図 7 (A) ~ (C) に示される統計情報は腫瘍内組織の分布の様子を反映しているため、オペレータは、例えば、良性あるいは悪性等の判定の際に補完情報として用いることができる。

20

【 0 0 4 9 】

また、R O I の設定では、図 7 (A) ~ (C) に示される統計情報は R O I 内のノイズの大きさあるいは R O I 内に存在する組織の数を反映しているため、オペレータは、R O I の大きさを再設定することにより、T I C 2 2 2 を信頼性の高いものあるいは R O I 内に存在する組織を単一なものとするることができる。

【 0 0 5 0 】

上述してきたように、本実施の形態では、設定される R O I 2 1 2 から算出される分散、最大値あるいは最小値等の統計情報を、例えば、データ点位置上の棒線あるいは曲線の太さ等の付加情報として T I C 2 2 2 に添付し、表示することとしているため、オペレータは、統計情報を含む T I C 2 2 2 を、T I C 画像 2 2 0 として参照しつつ、鑑別診断あるいは設定された R O I 2 1 2 が適切なものかどうかの判定を行い、鑑別診断あるいは T I C 2 2 2 を信頼性の高いものとするることができる。

30

【 0 0 5 1 】

また、本実施の形態では、付加情報として、データ点位置上の棒線あるいは T I C 2 2 2 を形成する曲線の太さを用いた例を示したが、表示部 1 0 6 がカラー表示である際に、この曲線を、分散、最大値あるいは最小値の大きさを反映する色とすることもできる。

【 0 0 5 2 】

また、本実施の形態では、統計情報および付加情報は、T I C の予め設定されるデータ点位置で算出および表示されることとしたが、入力部 1 0 7 からこの算出および表示を行うデータ点位置を設定する様にし、データ点位置のフレームごと、あるいは逆に、任意間隔のフレームごとに算出および表示を行うこともできる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 3 】

【 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 】 実施の形態の表示部に表示される表示画面を示す説明図である。

【 図 3 】 実施の形態にかかる 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 4 】 R O I に含まれる造影モード画像情報の度数分布の例を示す分布図である。

【 図 5 】 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 6 】 超音波イメージング装置の T I C 表示処理の動作を示すフローチャートである。

【 図 7 】 付加情報が添付された T I C 画像の例を示す説明図である。

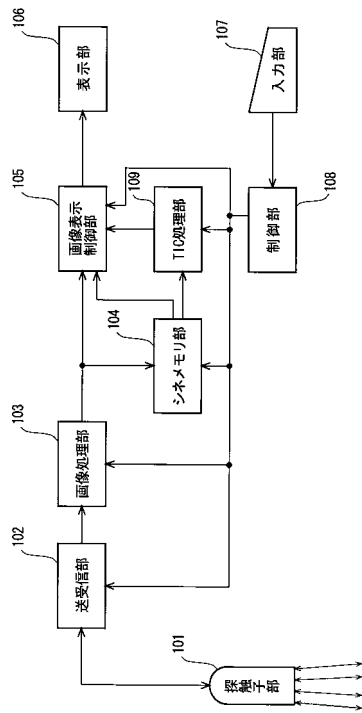
50

【符号の説明】

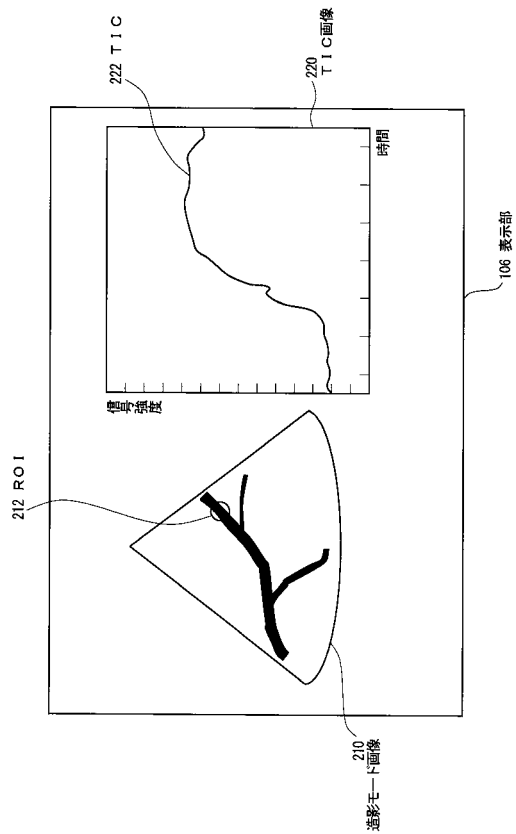
【0054】

- 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
- 108 制御部
- 109 T I C 処理部
- 111 R O I 抽出手段
- 112 信号強度平均算出手段
- 115 統計情報算出手段
- 120 統計付加情報表示手段
- 121 添付手段
- 122 付加情報生成手段
- 210 造影モード画像
- 220 T I C 画像

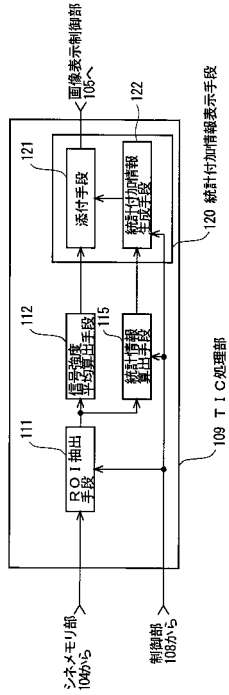
【図1】



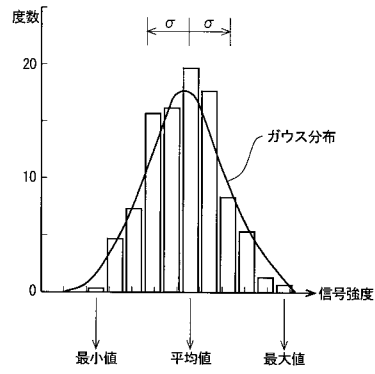
【図2】



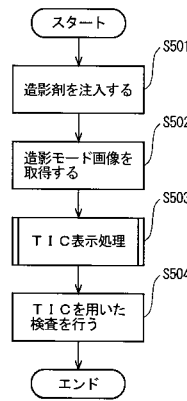
【図3】



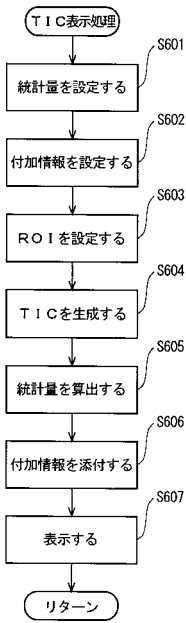
【図4】



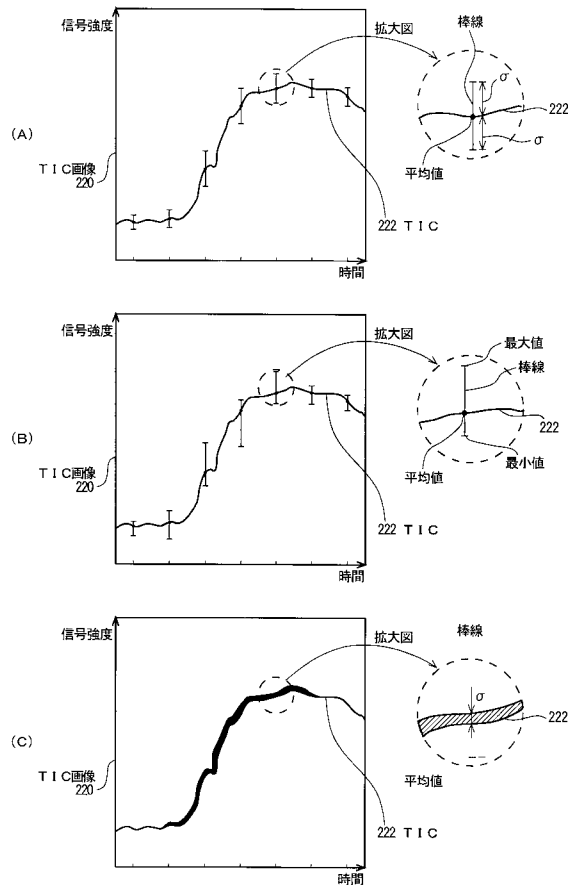
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(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内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平07-178095(JP,A)
特開2004-000620(JP,A)
特開2004-198148(JP,A)
特開平05-241158(JP,A)
特許第3471780(JP,B2)

(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	JP4851078B2	公开(公告)日	2012-01-11
申请号	JP2004299690	申请日	2004-10-14
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	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK33		
代理人(译)	信茂Sameshima		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006110028A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像设备，其允许操作者在获取TIC（时间强度曲线）时识别设定的感兴趣区域的详细信息。解决方案：感兴趣区域提取装置111从对比度模式图像信息中提取要设置的ROI（感兴趣区域）。然后，ROI（感兴趣区域）提取装置将包括从ROI（感兴趣区域）计算的方差，最大值，最小值等的统计信息附加到TIC（时间强度曲线）信息，并将统计信息显示为附加信息，例如数据点位置上的条形或曲线的粗细。利用这样的配置，操作者可以通过参考示出TIC（时间强度曲线）的TIC（时间强度曲线）图像220来执行判断和诊断或者确定所设置的ROI（感兴趣区域）212是否合适。包含统计信息。通过这样做，改善了判断和诊断的可靠性或TIC（时间强度曲线）222。

【图2】

