

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4768315号
(P4768315)

(45) 発行日 平成23年9月7日 (2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日 (2011.6.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 28 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-148363 (P2005-148363)	(73) 特許権者	000109543
(22) 出願日	平成17年5月20日 (2005.5.20)		テルモ株式会社
(65) 公開番号	特開2006-320632 (P2006-320632A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番1号
(43) 公開日	平成18年11月30日 (2006.11.30)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成20年5月8日 (2008.5.8)		弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100101063
			弁理士 松丸 秀和
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波信号処理装置及び超音波信号処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を超音波で走査することにより得られた複数の R F 信号各々より、所定の時間領域の R F 信号を抽出し、該各時間領域における I B 値を算出する I B 値算出手段と、
前記算出手段において算出された複数の I B 値の分散値を算出する分散値算出手段と、
前記分散値算出手段により算出された分散値に基づく情報を出力する出力手段と
を備えることを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 2】

前記複数の R F 信号に基づいて生成された、前記被検体の B モード画像を表示する表示手段と、

前記表示手段により表示された B モード画像の所定の位置に R O I を設定する R O I 設定手段と、を更に備え、

前記時間領域は、前記 R O I 設定手段により設定された R O I の位置に対応して決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 3】

前記 R O I 設定手段は、更に、

前記 B モード画像上において、R O I を配列する方向を特定するラインを複数設定するためのライン設定手段と、

前記ライン設定手段において設定された各ライン上に、同数の R O I を配列する R O I 配列手段と

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 4】

前記 R F 信号は、カテーテルが備える超音波振動子をラジアル走査することにより得られた信号であり、前記ライン設定手段は、前記 B モード画像上における該カテーテルの中心位置から、放射状に等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 5】

被検体を超音波で走査することにより得られた複数の R F 信号各々より、所定の時間領域の R F 信号を抽出し、該各時間領域における I B 値を算出する I B 値算出手段と、

前記算出手段において算出された複数の I B 値を、互いに関連する時間領域ごとに I B 値群の加算平均を算出する加算平均値算出手段と、

前記加算平均値算出手段により、加算平均が算出された I B 値群の分散値を算出する分散値算出手段と、

前記分散値算出手段により算出された分散値に基づく情報を出力する出力手段と

を備えることを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 6】

前記複数の R F 信号に基づいて生成された、前記被検体の B モード画像を表示する表示手段と、

前記表示手段により表示された B モード画像の所定の位置に R O I を設定する R O I 設定手段と、を更に備え、

前記時間領域は、前記 R O I 設定手段により設定された R O I の位置に対応して決定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 7】

前記 R O I 設定手段は、更に、

前記 B モード画像上において、R O I を配列する方向を特定するラインを複数設定するためのライン設定手段と、

前記ライン設定手段において設定された各ライン上に、同数の R O I を配列する R O I 配列手段と

を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 8】

前記 R F 信号は、カテーテルが備える超音波振動子をラジアル走査することにより得られた信号であり、前記ライン設定手段は、前記 B モード画像上における該カテーテルの中心位置から、放射状に等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 9】

前記互いに関連する時間領域とは、前記各ラインにおいて、前記 B モード画像上における前記カテーテルの中心位置から、所定数番目の R O I に対応する時間領域であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 10】

前記ライン設定手段は、ユーザにより指定された 2 本のラインであって、前記 B モード画像上における前記カテーテルの中心位置から放射状に設定されたラインの間において、等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 4 または 8 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 11】

前記 R O I 配列手段は、前記ライン設定手段により設定された各ラインごとに、ユーザが指定した 2 つの R O I の間において、等間隔で R O I を配列することを特徴とする請求項 4 または 8 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 12】

前記分散値算出手段により算出された分散値を所定の閾値と比較する比較手段を更に備え、前記分散値に基づく情報とは、該分散値が所定の閾値より大きい旨の情報であることを

10

20

30

40

50

特徴とする請求項 1 または 5 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 1 3】

前記超音波の周波数は、50MHz 以上であることを特徴とする請求項 1 または 5 に記載の超音波信号処理装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の超音波信号処理装置を備える、血管内超音波診断用の超音波信号処理システム。

【請求項 1 5】

被検体を超音波で走査することにより得られた複数の RF 信号各々より、所定の時間領域の RF 信号を抽出し、該各時間領域における IB 値を算出する IB 値算出工程と、

10

前記算出工程において算出された複数の IB 値の分散値を算出する分散値算出工程と、
前記分散値算出工程により算出された分散値に基づく情報を出力する出力工程と
を備えることを特徴とする超音波信号処理方法。

【請求項 1 6】

前記複数の RF 信号に基づいて生成された、前記被検体の B モード画像を表示する表示工程と、

前記表示工程により表示された B モード画像の所定の位置に ROI を設定する ROI 設定工程と、を更に備え、

前記時間領域は、前記 ROI 設定工程により設定された ROI の位置に対応して決定されることを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波信号処理方法。

20

【請求項 1 7】

前記 ROI 設定工程は、更に、

前記 B モード画像上において、ROI を配列する方向を特定するラインを複数設定するためのライン設定工程と、

前記ライン設定工程において設定された各ライン上に、同数の ROI を配列する ROI 配列工程と

を備えることを特徴とする請求項 1 6 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 1 8】

前記 RF 信号は、カテーテルが備える超音波振動子をラジアル走査することにより得られた信号であり、前記ライン設定工程は、前記 B モード画像上における該カテーテルの中心位置から、放射状に等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 1 7 に記載の超音波信号処理方法。

30

【請求項 1 9】

被検体を超音波で走査することにより得られた複数の RF 信号各々より、所定の時間領域の RF 信号を抽出し、該各時間領域における IB 値を算出する IB 値算出工程と、

前記算出工程において算出された複数の IB 値を、互いに関連する時間領域ごとに IB 値群の加算平均を算出する加算平均値算出工程と、

前記加算平均値算出工程により、加算平均が算出された IB 値群の分散値を算出する分散値算出工程と、

前記分散値算出工程により算出された分散値に基づく情報を出力する出力工程と
を備えることを特徴とする超音波信号処理方法。

40

【請求項 2 0】

前記複数の RF 信号に基づいて生成された、前記被検体の B モード画像を表示する表示工程と、

前記表示工程により表示された B モード画像の所定の位置に ROI を設定する ROI 設定工程と、を更に備え、

前記時間領域は、前記 ROI 設定工程により設定された ROI の位置に対応して決定されることを特徴とする請求項 1 9 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 2 1】

前記 ROI 設定工程は、更に、

50

前記 B モード画像上において、R O I を配列する方向を特定するラインを複数設定するためのライン設定工程と、

前記ライン設定工程において設定された各ライン上に、同数の R O I を配列する R O I 配列工程と

を備えることを特徴とする請求項 20 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 22】

前記 R F 信号は、カテーテルが備える超音波振動子をラジアル走査することにより得られた信号であり、前記ライン設定工程は、前記 B モード画像上における該カテーテルの中心位置から、放射状に等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 21 に記載の超音波信号処理方法。

10

【請求項 23】

前記互いに関連する時間領域とは、前記各ラインにおいて、前記 B モード画像上における前記カテーテルの中心位置から、所定数番目の R O I に対応する時間領域であることを特徴とする請求項 22 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 24】

前記ライン設定工程は、ユーザにより指定された 2 本のラインであって、前記 B モード画像上における前記カテーテルの中心位置から放射状に設定されたラインの間において、等間隔で前記ラインを設定することを特徴とする請求項 18 または 22 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 25】

20

前記 R O I 配列工程は、前記ライン設定工程により設定された各ラインごとに、ユーザが指定した 2 つの R O I の間において、等間隔で R O I を配列することを特徴とする請求項 18 または 22 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 26】

前記分散値算出工程により算出された分散値を所定の閾値と比較する比較工程を更に備え、前記分散値に基づく情報とは、該分散値が所定の閾値より大きい旨の情報であることを特徴とする請求項 15 または 19 に記載の超音波信号処理方法。

【請求項 27】

請求項 15 乃至 26 のいずれかに記載の超音波信号処理方法をコンピュータによって実現させるための制御プログラムを格納した記憶媒体。

30

【請求項 28】

請求項 15 乃至 26 のいずれかに記載の超音波信号処理方法をコンピュータによって実現させるための制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて組織性状診断等を行うための超音波信号処理技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

40

従来より、動脈硬化の診断やバルーンカテーテル、ステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは術後の結果確認のために超音波診断装置が広く使用されている。

【0003】

超音波診断装置の一例として、血管内超音波診断装置 (I V U S : I n t r a V a s c u l a r U l t r a S o u n d) を例に挙げて説明する。一般に血管内超音波診断装置では、血管内において超音波振動子をラジアル走査させ、被検体内の反射体で反射されたエコー (反射波) を同じ超音波振動子で受信した後、増幅、検波等の処理を行い、エコー強度をグレースケールに変換することで、B モード画像が表示されるよう構成されている。

50

【 0 0 0 4 】

しかし、Bモード画像のようなグレースケール表示では、血管内に堆積したプラーク内の大きな脂質のかたまりを描出することはできるが、プラークの形成過程初期における微小な脂質の存在を描出することは困難である。

【 0 0 0 5 】

一方、臨床的には、急性心筋梗塞などの急性冠症候群の原因として、不安定プラークの破綻が一因と考えられているため、プラークについての高精度な診断が望まれている。すなわち、プラークの破綻によりプラーク内の脂質が血管内に噴出され、前述の急性冠症候群へとつながることになるため、プラーク内に脂質成分を多く含むかどうか重要な診断の指標となる。

10

【 0 0 0 6 】

このため、組織性状を十分に描出し、脂質を多く含むプラークかどうかを容易に判断できる超音波診断装置の開発が望まれている。

【 0 0 0 7 】

このような背景のもと、超音波診断装置では、例えば、Bモード画像の分解能を上げるべく、発信される超音波の周波数を高くしたり、あるいは、反射したエコーを受信することにより得られたRF信号を解析し組織性状の診断を行ったりする手法が提案されている。例えば、解析断面上にROI (region of interest : 関心領域) を設定し、ROI内のRF信号のスペクトルからいくつかのパラメータを計算し、多変量解析により組織性状を描出する技術はその一例である。

20

【特許文献1】特開2001-54520号公報

【特許文献2】特開2003-265483号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、周波数を高くし分解能を向上させることにより、より小さい脂質の描出を行う手法の場合、超音波の到達深度が浅くなるため診断できる範囲が限られてしまうという欠点がある。また、現在市販されている超音波振動子は40MHz程度のものであり、高周波数のものが血管内の組織性状の診断に一般的に使用できるかどうかは現時点では不明である。

30

【 0 0 0 9 】

また、RF信号を解析して組織性状診断を行う手法の場合、確立した手法は存在せず、現在でも開発段階の域を出ない。さらに、多変量解析により組織性状を描出する手法については、パラメータ数および解析量が多いことから、計算に時間がかかるうえ、使用する超音波振動子ごとに校正を行う必要があり、解析が容易でないという問題もある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、超音波を用いて被検体の組織性状を診断するにあたり、微小な異物の存在を容易に判断できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記の目的を達成するために本発明に係る超音波信号処理装置は以下のような構成を備える。即ち、

40

被検体を超音波で走査することにより得られた複数のRF信号各々より、所定の時間領域のRF信号を抽出し、該各時間領域におけるIB値を算出するIB値算出手段と、前記算出手段において算出された複数のIB値の分散値を算出する分散値算出手段と、前記分散値算出手段により算出された分散値に基づく情報を出力する出力手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、超音波を用いて被検体の組織性状を診断するにあたり、微小な異物の

50

存在を容易に判断できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、必要に応じて添付図面を参照しながら本発明の各実施形態を詳細に説明する。

【0014】

[第1の実施形態]

<超音波信号処理システムの構成>

図1は本発明の第1の実施形態にかかる超音波信号処理装置(130)を備える、血管内超音波診断用の超音波信号処理システム(100)の構成を示す図である。

【0015】

10

同図に示すように、血管内超音波診断用の超音波信号処理システム(100)は、カテーテル101と超音波信号処理装置130とを備える。

【0016】

カテーテル101は、先端内部に超音波振動子105を備えており、超音波振動子105は、カテーテル101が血管内に挿入された状態で、超音波信号送受信部110より信号線104、103を介して送信されたパルス波に基づいて超音波を血管の断面方向に発信するとともに、その反射波(エコー)を受信し、信号線103、104を介して超音波信号として超音波信号送受信部110に送信する。

【0017】

超音波信号処理装置130は、モータ102、超音波信号送受信部110、信号処理回路113、モニタ114、モータ制御部120を備える。

20

【0018】

カテーテル101において超音波振動子105は着脱可能に接続されたモータ102により回転自在に取り付けられており、超音波振動子105が血管内を円周方向に回転することで、血管内の所定の断面における円周方向の組織性状の診断に用いられる超音波信号を検出することができる。なお、モータ102の動作は信号処理回路113から信号線121を介して送信された制御信号に基づいて、モータ制御部120により制御される。

【0019】

超音波信号送受信部110は、送信波回路111、受信波回路112を備える。送信波回路111は、信号処理回路113から信号線115を介して送信された制御信号に基づいて、カテーテル101内の超音波振動子105に対してパルス波を発信する。

30

【0020】

また、受信波回路112は、カテーテル101内の超音波振動子105より超音波信号を受信する。受信された超音波信号は信号処理回路113にて所定の処理が施された後、モニタ114に出力される。

【0021】

モニタ114では、信号処理回路113より出力された各種信号に基づいた画像が表示される。信号処理回路113は、RF信号(超音波信号をA/D変換して得られた信号)や、Bモード画像の生成に用いられるBモード信号をモニタ114に対して出力できるとともに、これらRF信号やBモード信号に対して血管内超音波診断を行うために必要な各種処理を施し、これらの処理を施した信号を出力する。

40

【0022】

<血管内超音波診断時のカテーテル101の動作>

図2は血管内超音波診断時のカテーテル101の動作を説明するための図である。図2(a)、(b)はそれぞれカテーテル101が挿入された状態の血管の断面図および斜視図である。

【0023】

図2(a)において、201はカテーテル101が挿入された血管断面を示している。上述のように、カテーテル101はその先端内部に超音波振動子105が取り付けられており、モータ102により矢印202方向に回転する。

50

【 0 0 2 4 】

超音波振動子 1 0 5 からは、各回動角度にて超音波の発信 / 受信が行われる。ライン 1、2、・・・1 0 2 4 は各回動角度における超音波の発信方向を示している。本実施形態では、超音波振動子 1 0 5 が所定の血管断面 (2 0 1) にて 3 6 0 度回動する間に、1 0 2 4 回の超音波の発信 / 受信が断続的に行われる。なお、3 6 0 度回動する間における超音波の発信 / 受信回数は特にこれに限られず、任意に設定可能であるものとする。

【 0 0 2 5 】

このような超音波の発信 / 受信は、血管内を矢印 2 0 3 方向 (図 2 (b)) に進むごとに行われる。なお、このように、矢印 2 0 3 方向へのカテーテル 1 0 1 の進行に合わせて、各血管断面における超音波の発信 / 受信を繰り返すスキャン (走査) を、以下では「ラジアルスキャン (ラジアル走査) 」と称す。

10

【 0 0 2 6 】

< 超音波信号処理の概要 >

次に図 3 を用いて血管内超音波診断における、超音波信号の一般的な処理の概要について説明する。図 3 (a) は、超音波振動子 1 0 5 にて受信された反射波の R F 信号を示しており (図 3 (a) において横軸は時間を、縦軸は信号強度を示している)、所定の血管断面 2 0 1 における 1 ライン分の信号 (例えば、ライン 1 における信号) である。

【 0 0 2 7 】

図 3 (b) は、R F 信号を信号処理回路 1 1 3 にて、増幅、検波等の処理を行い、エコー強度をグレースケールに変換することにより得られた B モード信号を示している (図 3 (b) において横軸は時間を、縦軸はグレースケールを示している)。なお、図 3 (b) も所定の血管断面 2 0 1 における 1 ライン分の信号 (例えば、ライン 1 における B モード信号) である。

20

【 0 0 2 8 】

図 3 (c) は、生成された B モード信号 (本実施形態にあつてはライン 1 ~ ライン 1 0 2 4 の各 B モード信号) を所定の血管断面 2 0 1 にて円周方向に配列することにより生成された B モード画像の一例を示している。3 0 1 は B モード画像上における血管であり、3 0 2 は血管 3 0 1 内部に付着したプラークを示している。

【 0 0 2 9 】

< 信号処理回路 1 1 3 の構成 >

30

次に図 5 を用いて、本実施形態にかかる信号処理回路 1 1 3 の構成を説明する。図 5 は、本実施形態にかかる信号処理回路 1 1 3 の構成を示す図である。

【 0 0 3 0 】

図 5 において、5 0 1 は中央演算処理装置 (C P U)、5 0 2 は制御メモリ (R O M)、5 0 3 はメモリ (R A M) である。5 0 4 はモニタ 1 1 4 への出力装置であり、B モード画像等の信号を出力する。5 0 5 は入出力 I / F 装置であり、超音波信号送受信部 1 1 1、モータ制御部 1 2 0 との間で信号の授受を行う。5 0 6 は入力装置 (トラックボール、マウス、キーボード等)、5 0 7 は記憶装置 (H D D 等)、5 0 8 はバスである。

【 0 0 3 1 】

本実施形態にかかる超音波信号処理機能を実現するための制御プログラムやその制御プログラムで用いるデータは、記憶装置 5 0 7 に記憶されている (5 0 7 - 1 ~ 5 0 7 - 8 参照。詳細は後述)。これらの制御プログラムやデータは、C P U 5 0 1 の制御のもと、バス 5 0 8 を通じて適宜メモリ 5 0 3 に取り込まれ、C P U 5 0 1 によって実行される。

40

【 0 0 3 2 】

< 超音波信号処理装置 1 3 0 における血管内超音波診断のための処理 >

図 6 は、本発明の第 1 の実施形態にかかる超音波信号処理装置 1 3 0 における血管内超音波診断のための処理の流れを示す図である。図 6 を用いて血管内超音波診断のための処理の流れについて説明する。なお、説明にあたっては、図 4 に示す B モード画像を参照しながら行うものとする。また、当該処理が実行されるにあたっては、超音波走査部 5 0 7 - 1 が動作し、上記ラジアル走査が完了していることが前提である。

50

【 0 0 3 3 】

ステップ S 6 0 1 では、B モード画像表示部 5 0 7 - 2 が動作し、モニタ 1 1 4 上に B モード画像を表示する（図 4 の 4 0 0）。ステップ S 6 0 2 では、モニタ 1 1 4 上に表示された B モード画像（4 0 0）に基づいてユーザが指定したブランクエリア（4 0 1）をブランク領域設定部 5 0 7 - 3 が認識し、当該認識したブランクエリア（4 0 1）を I B 値算出部 5 0 7 - 5 に設定する。

【 0 0 3 4 】

なお、B モード画像が表示されたモニタ 1 1 4 上にて、ユーザが各種指定を行うに際しては、UI 部 5 0 7 - 7 が動作し、ユーザが当該各種指定を入力装置 5 0 6 を介して行うことができる状態になっているものとする。

10

【 0 0 3 5 】

ステップ S 6 0 3 では、ユーザは指定したブランクエリア 4 0 1 内に、カテーテル 1 0 1 の中心から M 本の R O I L i n e（R O I を配列する方向を特定するライン）を指定する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 6 0 4 では、ユーザが指定した M 本の R O I L i n e について、R O I L i n e ごとに N 個の R O I を指定する。R O I 設定部 5 0 7 - 4 では、ユーザが指定した R O I を認識し、当該認識した R O I を I B 値算出部 5 0 7 - 5 に設定する。

【 0 0 3 7 】

図 4 は、ブランクエリアに 1 0 R O I L i n e（周方向）× 5 個（断面方向）= 5 0 個の R O I を設定した様子を示している。なお、ここでは、説明の便宜上、1 0 本の R O I L i n e をそれぞれ R O I L i n e 1、R O I L i n e 2、・・・R O I L i n e 1 0 と呼ぶこととする。また、各 R O I L i n e に配された R O I のうち、カテーテル 1 0 1 に近い方の R O I 群を R O I L a y e r 1 とし、カテーテル 1 0 1 から遠ざかるにつれて、それぞれの R O I 群を R O I L a y e r 2、3、4、5 と呼ぶこととする。

20

【 0 0 3 8 】

さらに、各 R O I は R O I L i n e と R O I L a y e r とにより定義することとする。例えば、R O I L i n e 2 の R O I L a y e r 1 の R O I は、R O I [2] [1]、R O I L i n e 3 の R O I L a y e r 1 の R O I は、R O I [3] [1] となる。

【 0 0 3 9 】

30

また、図 4 に示すように、R O I は断面方向と円周方向に所定の幅を有しており、本実施形態では、上記 5 0 個の R O I のサイズはすべて同じであるとする（なお、断面方向の幅は、R F 信号における時間領域に対応する）。4 0 2 は各 R O I のサイズを説明するための図であり、本実施形態では、1 つの R O I に、8 ライン × 4 点 = 3 2 サンプルが含まれているものとする。

【 0 0 4 0 】

なお、超音波信号を 2 4 0 M H z で A / D 変換した場合、3 2 サンプルは約 0 . 1 m m に相当する。これは、 $1 . 5 3 0 \times 10^6 \text{ (mm/sec)} / 2 \text{ (往復)} \times 3 2 \text{ (サンプル)} / 2 4 0 \times 10^6 \text{ (サンプル/sec)} = 0 . 1 0 2 \text{ mm}$ により算出される。また、超音波振動子 1 回転あたり、1 0 2 4 回の送受信を行う場合、8 ラインは 2 . 8 度に相当する。これは、 $1 0 2 4 \text{ (ライン/回転)} \times 3 6 0 \text{ (度/回転)} = 2 . 8 \text{ 度}$ により算出される。

40

【 0 0 4 1 】

なお、超音波振動子の周波数が高いほど、詳細な解析が可能（高分解能での解析が可能）であり、ブランク内の微小な脂質の検出が可能となることから、超音波振動子の周波数は 5 0 M H z 以上であることが望ましい。

【 0 0 4 2 】

図 6 に戻る。ステップ S 6 0 5 では、I B 値算出部 5 0 7 - 5 が動作し、各 R O I 毎の I B 値（I n t e g r a t e d B a c k s c a t t e r：超音波後方散乱）を計算する。本実施形態にあっては、R O I 内の各ライン（計 8 ライン）の I B 値（合計）を計算す

50

る。

【 0 0 4 3 】

具体的には、まず、超音波信号を A / D 変換して得られた R F 信号の F F T を計算し、パワースペクトルを求める。パワースペクトルは $P(f)$ と周波数 f の関数となる。各 R O I ごとの I B 値は、用いた超音波振動子の帯域を $[f_1, f_2]$ とすると、パワースペクトルを f_1 から f_2 の範囲で積分し、計算に用いた R F 信号のサンプル数（本実施形態では 32 サンプル）で除算し規格化することにより求めることができる。

【 0 0 4 4 】

数式を用いて説明すると、R O I 内のライン n の I B 値は下式により求めることができる。

10

【 0 0 4 5 】

【 数 1 】

$$IB_{Line\ m} = \int_{f_1}^{f_2} P_{Line\ m}(f) / 32 \quad (32 \text{ はサンプル数})$$

【 0 0 4 6 】

そして、当該 R O I 内のすべてのラインごとの I B 値を加算平均することで、各 R O I の I B 値を求めることができる。具体的には、R O I [M] [N] の I B 値は下式により求めることができる。

20

【 0 0 4 7 】

【 数 2 】

$$IB_{ROI[M][N]} = \sum IB_{Line\ m} / 8 \quad (8 \text{ はライン数})$$

【 0 0 4 8 】

ステップ S 6 0 6 では、分散値算出部 5 0 7 - 6 が動作し、全 R O I の I B 値の分散値を計算する。具体的には、下式により求められる。

【 0 0 4 9 】

30

【 数 3 】

$$\sigma = \sum_M \sum_N (IB_{ROI[M][N]} - \text{average}(IB_{ROI[M][N]}))^2 / (10 \times 5 - 1)$$

(10 は ROI Line 数、5 は ROI Layer 数)

$$\text{ここで、average}(IB_{ROI[M][N]}) = \sum_M \sum_N IB_{ROI[M][N]} / (10 \times 5)$$

(10 は ROI Line 数、5 は ROI Layer 数)

【 0 0 5 0 】

40

ステップ S 6 0 9 では、診断部 5 0 7 - 8 が動作し、予め定めた閾値（例えば、閾値 = 32）と比較して、当該計算された分散値の方が閾値より大きい場合には当該ブランク 401 には脂質が多く含まれると判断し、B モード画像中に「L i p i d」等と表示する。

【 0 0 5 1 】

以上の説明から明らかなように、本実施形態によれば、ブランクエリア内の R O I の I B 値の分散値を計算し、閾値と比較することで、解析対象のブランクが脂質を含むものであるか否かを判断することが可能となる。また、解析対象となるブランクが安定なものか、不安定なものなのかを判断することが可能となる。さらに、本実施形態によれば、従来の手法と比して、計算時間を短縮し、容易に解析を行うことが可能となる。

【 0 0 5 2 】

50

〔第2の実施形態〕

上記第1の実施形態では、各ROIのIB値を計算した後、全ROIのIB値の分散値を計算し、該分散値と閾値とを比較することにより、解析対象のブランクが脂質を含むものであるか否かを判断することとしたが本発明は特にこれに限られない。

【0053】

例えば、同じROI LayerのM個のROI群ごとにIB値を加算平均した後、当該加算平均した各ROI LayerのIB値の分散値を計算し、該分散値と閾値とを比較することにより、解析対象のブランクが脂質を含むものであるか否かを判断するようにしてもよい。

【0054】

図7は本発明の第2の実施形態にかかる超音波信号処理装置における、血管内超音波診断のための処理の流れを示す図である。同図においてステップS601からステップS605までの処理は、図6におけるステップS601からステップS605までの処理と同じであるため、ここでは説明を省略する。

【0055】

ステップS607では、同じROI LayerのM個のROI群ごとにIB値を加算平均する。具体的には、下式により求めることができる。

【0056】

【数4】

$$IB_{ROI\ Layer\ N} = \sum_M IB_{ROI[M][N]} / 10 \quad (10はROI\ Line数)$$

【0057】

ステップS608では、加算平均したROI LayerのIB値の分散値を計算する。具体的には、下式により求めることができる。

【0058】

【数5】

$$\sigma = \sum_N (IB_{ROI\ Layer\ N} - average(IB_{ROI\ Layer\ N}))^2 / (5-1) \quad (5はROI\ Layer数)$$

$$ここで、average(IB_{ROI\ Layer\ N}) = \sum_N IB_{ROI\ Layer\ N} / 5 \quad (5はROI\ Layer数)$$

【0059】

ステップS609では、ステップS608にて求めた分散値と、予め定めた閾値とを比較して、該分散値が該閾値より大きい場合には、当該ブランクは脂質が多く含まれると判断し、Bモード画像中に「Lapid」等と表示する。

【0060】

〔第3の実施形態〕

上記第1、第2の実施形態では、ユーザによるROIの指定方法について特に言及しなかったが、本発明にかかる超音波信号処理装置では、種々の指定方法によりROIを指定することができる。なお、ROIは、ROI Lineの位置を指定し、当該指定された各ROI Line上においてROIの配置を指定することにより指定することができる。そこで、以下では、ROI Lineの位置の指定方法と、指定されたROI Line上におけるROIの配置の指定方法とについて説明することとする。

【0061】

<ROI Lineの指定方法>

図8はROI Lineの指定方法の一例を示す図である。当該例では、指定しようとするROI Lineの数は予め定められており、ユーザはROI Lineが配置される範囲

10

20

30

40

50

のみを指定する。具体的には、図8(a)に示すように、ROI Line 801とROI Line 802とをユーザが指定すると、ROI Line 801とROI Line 802との間に、放射状に等間隔で8本のラインが自動的に指定される(図8(b))。

【0062】

このように、ROI Lineが配置される範囲を指定する方法によれば、ユーザによるROI Line指定の手間が省けることになる。

【0063】

図9(a)、(b)はROI Lineの指定方法の他の例を示す図である。当該例では、指定しようとするROI Line全てをユーザが指定する方法である。当該方法によれば、ユーザはBモード画像を見ながら、任意の位置に任意の本数のROI Lineを指定

10

【0064】

<ROIの配置の指定方法>

次にROI Line上におけるROIの配置の指定方法について説明する。なお、ここでは、説明の便宜上、上記図8の指定方法によりROI Lineが指定されていた場合について説明する。ただし、図9の指定方法によりROI Lineが指定された場合であってもよい。

【0065】

図10はROIの配置の指定方法の一例を示す図である。当該例では、ROI Lineごとに配置されるROIの数が予め定められているものとし(5個/ROI Line)、ユーザは、ROI Line上のROIの配置範囲を指定する。具体的には、図10(a)に示すように、ROI Line 1~ROI Line 100の各ROI Lineにおいて、ROIの配置範囲を指定すべく、ROI[1][1]、ROI[1][5]、・・・ROI[10][1]、ROI[10][5]を配置する。

20

【0066】

これにより、図10(b)に示すように、各ROI間(例えば、ROI[1][1]とROI[1][5]間)には等間隔で3つのROI(例えば、ROI[1][2]~ROI[1][4])が新たに自動的に配される。

【0067】

このように、ROI Line上のROIの配置範囲を指定する方法によれば、ユーザによるROI配置の指定の手間が省けることになる。

30

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明の第1の実施形態にかかる超音波信号処理装置を備える、血管内超音波診断用の超音波信号処理システムの構成を示す図である。

【図2】血管内超音波診断時のカテーテルの動作を説明するための図である。

【図3】血管内超音波診断における、超音波信号の一般的な処理の概要を説明するための図である。

【図4】Bモード画像の一例を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施形態にかかる超音波信号処理装置の構成を示す図である。

40

【図6】本発明の第1の実施形態にかかる超音波信号処理装置における血管内超音波診断のための処理の流れを示す図である。

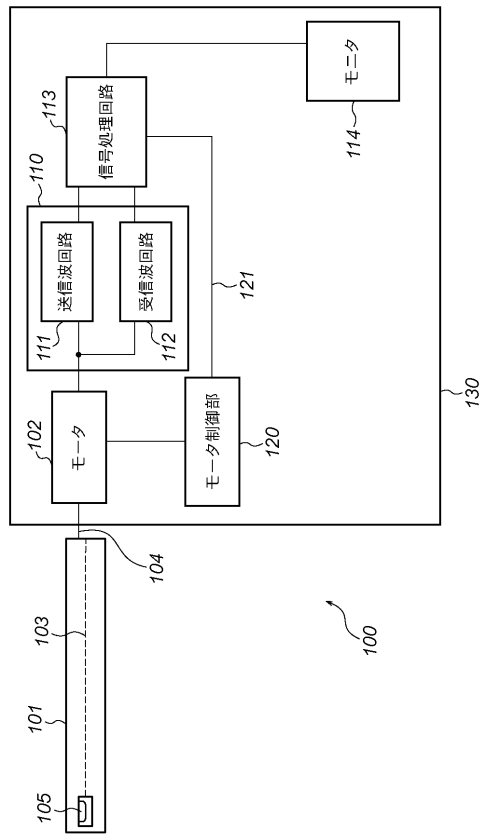
【図7】本発明の第2の実施形態にかかる超音波信号処理装置における、血管内超音波診断のための処理の流れを示す図である。

【図8】ROI Lineの指定方法の一例を示す図である。

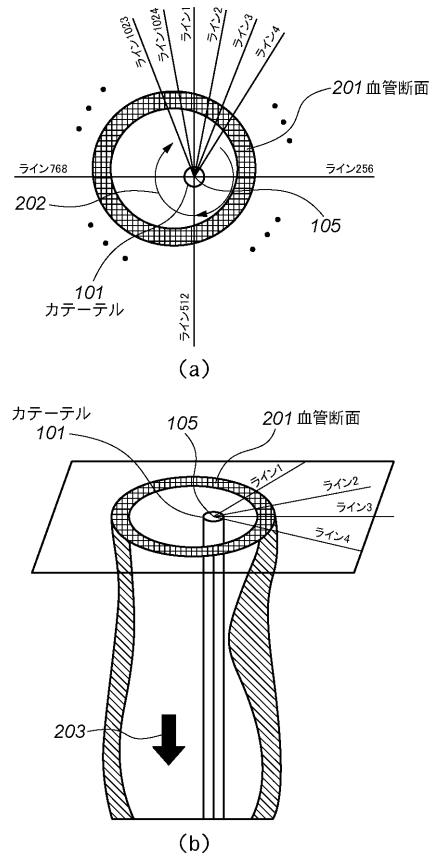
【図9】ROI Lineの指定方法の他の例を示す図である。

【図10】ROIの配置の指定方法の一例を示す図である。

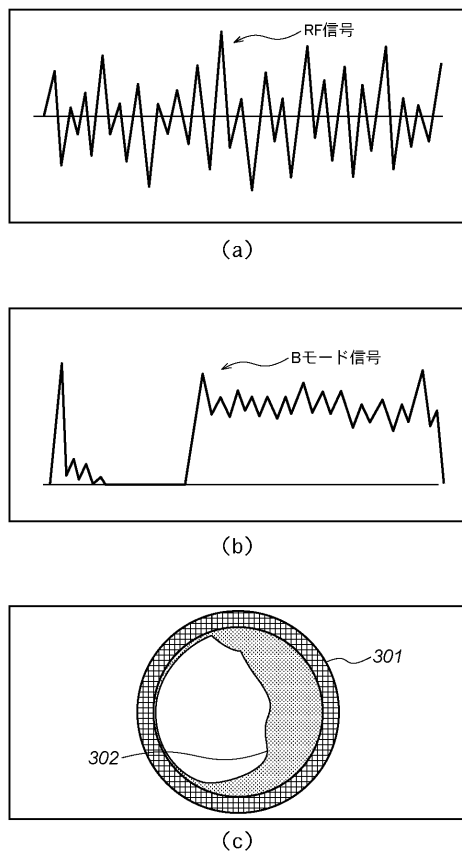
【図 1】



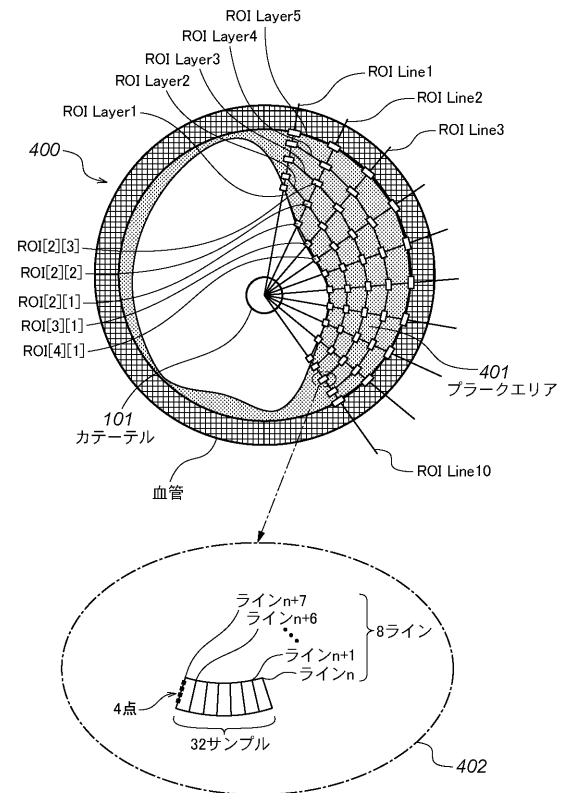
【図 2】



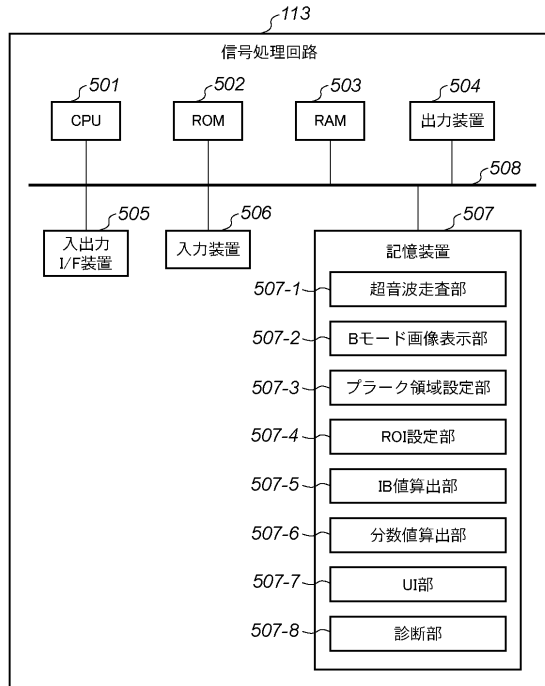
【図 3】



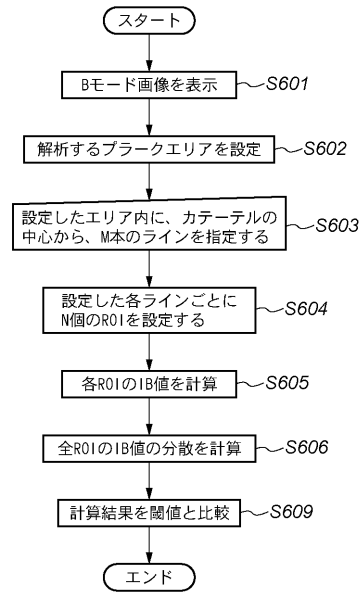
【図 4】



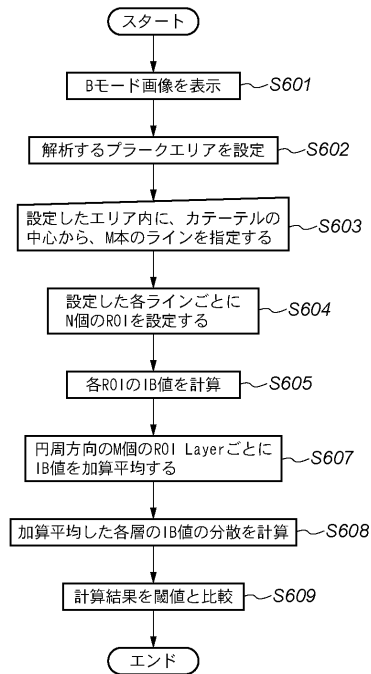
【図 5】



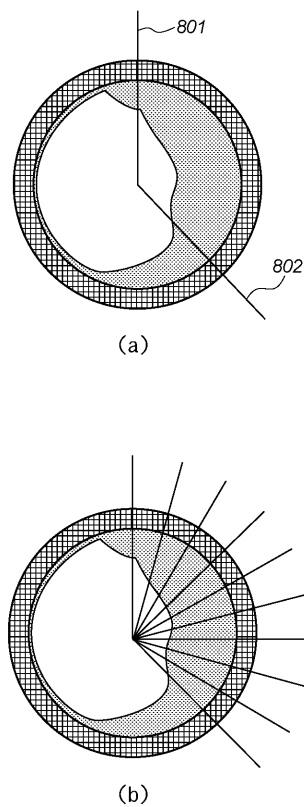
【図 6】



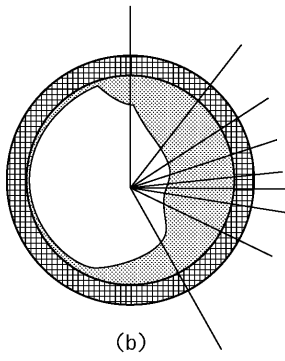
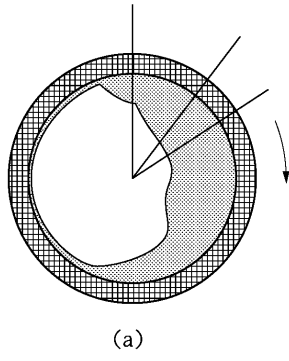
【図 7】



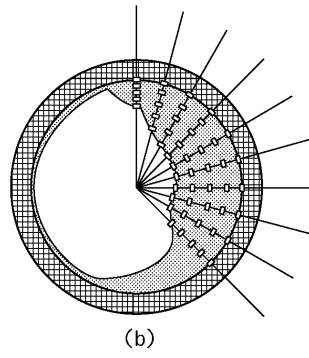
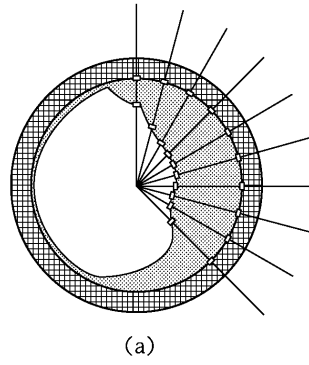
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 角田 太郎
東京都目黒区大橋 2 - 1 7 - 6 東邦大学医学部附属大橋病院内
(72)発明者 広田 和弘
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 2 5 9 7 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 5 2 9 3 4 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 5 2 9 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 8 1 3 8 6 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	超音波信号处理装置及び超音波信号处理方法		
公开(公告)号	JP4768315B2	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2005148363	申请日	2005-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	角田太郎 広田和弘		
发明人	角田 太郎 広田 和弘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/DD18 4C601/EE01 4C601/FE04 4C601/GA12 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK12		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
其他公开文献	JP2006320632A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了使用超声波诊断受试者的组织特性，可以容易地确定微小外来物质的存在。IB值计算步骤，从通过用超声波扫描物体获得的多个RF信号中的每一个提取预定时间区域的RF信号，并计算每个时间区域中的IB值计算在计算步骤中计算的多个IB值的方差值的分散值计算步骤（步骤S606）；基于在分散值计算步骤中计算的分散值输出信息的输出步骤并且步骤（步骤S609）。点域6

