

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5453401号
(P5453401)

(45) 発行日 平成26年3月26日(2014.3.26)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 14 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2011-511847 (P2011-511847)	(73) 特許権者	503423753 ボルケーノ・コーポレーション Volcano Corporation アメリカ合衆国、カリフォルニア州 95 670-6133、ランチョ・コルドバ、 キルゴア・ロード 2870
(86) (22) 出願日	平成21年5月29日(2009.5.29)	(74) 代理人	100101454 弁理士 山田 卓二
(65) 公表番号	特表2011-521730 (P2011-521730A)	(74) 代理人	100081422 弁理士 田中 光雄
(43) 公表日	平成23年7月28日(2011.7.28)	(72) 発明者	ケンドール・アール・ウォーターズ アメリカ合衆国44107オハイオ州レイ クウッド、ウォーレン・ロード1257番
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/045624		
(87) 国際公開番号	W02009/146414		
(87) 国際公開日	平成21年12月3日(2009.12.3)		
審査請求日	平成24年5月10日(2012.5.10)		
(31) 優先権主張番号	12/129,837		
(32) 優先日	平成20年5月30日(2008.5.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 後方散乱超音波の準同型デコンボリューション解析により組織性状を判別するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管組織に対する超音波応答データを収集する集積システムであって、
 血管構造体内に少なくとも一部が挿入されるカテーテルと、
 カテーテルの遠位端に取り付けられ、少なくとも1つの超音波トランスデューサ部品を有するトランスデューサプローブであって、これを作動させると、超音波励起信号を血管組織に向かって発信し、励起信号で励起された超音波エコー信号を受信するトランスデューサプローブと、

超音波エコー信号に相当するアナログ信号を受信して、後方散乱した超音波データのスキャンラインを生成するアナログデジタル変換器と、

コンピュータにより判読可能な物理的媒体に記憶された一連のコンピュータにより実行可能な指令を含む計算デバイスとを備え、

コンピュータにより実行可能な指令は、

カテーテルが血管構造体内にある間に、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータに対して、1次元の準同型デコンボリューション処理を行い、スキャンラインの推定システム伝達関数を求めるステップと、

推定されたスキャンラインのシステム伝達関数に基づくシステム伝達関数を用いて、血管組織に対する超音波応答データを計算するステップと、を計算デバイスにより実施することを支援することを特徴とする集積システム。

【請求項2】

請求項 1 に記載の集積システムであって、
 計算デバイスのコンピュータにより実行可能な指令は、
 適用ステップを複数回行い、単一の画像フレームにおけるスキャンラインの一連の推定システム伝達関数を求めるように構成され、
 システム伝達関数は、単一の画像フレームにおけるスキャンラインの一連の推定システム伝達関数の平均であることを特徴とする集積システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の集積システムであって、
 血管組織に対する超音波応答データ、推定システム伝達関数 (A B S T F) は、血管構造体内の対象領域内のポイントに相当する超音波データのパワースペクトルからのシステム伝達関数を逆畳み込みにより求めることを特徴とする集積システム。

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載の集積システムであって、
 システム伝達関数は、パワースペクトルの態様で求めることを特徴とする集積システム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の集積システムであって、
 後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータは、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するアナログの時間領域 R F のゼロ挿入したデジタルレンジングを有することを特徴とする集積システム。

20

【請求項 6】

請求項 1 に記載の集積システムであって、
 適用ステップは、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータのパワーケプストラムを計算するサブステップを含むことを特徴とする集積システム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の集積システムであって、
 適用ステップは、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータのパワーケプストラムにフィルタを適用して、スキャンラインに対するケプストラム点広がり関数を求めるサブステップを含むことを特徴とする集積システム。

30

【請求項 8】

請求項 7 に記載の集積システムであって、
 フィルタはローパスフィルタであることを特徴とする集積システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の集積システムであって、
 ローパスフィルタは、規格化されたケフレンシの $0.0 \sim 0.003$ 単位の通過帯域、または $0.0 \sim 120$ ナノ秒と表される通過帯域を有することを特徴とする集積システム。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の集積システムであって、
 ローパスフィルタは、バターワースフィルタであることを特徴とする集積システム。

40

【請求項 11】

請求項 7 に記載の集積システムであって、
 適用ステップは、スキャンラインに対するケプストラム点広がり関数のフーリエ変換を指数にとることにより、システム伝達関数の振幅スペクトルを形成するサブステップを含むことを特徴とする集積システム。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の集積システムであって、
 適用ステップは、スキャンラインに対するシステム伝達関数の振幅スペクトルの絶対値の二乗をとることにより、システム伝達関数を形成するサブステップを含むことを特徴とする集積システム。

50

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の集積システムであって、

後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するアナログ信号から個々のデジタルデータポイントを形成するサンプリング周期は、2.5 ナノ秒～10 ナノ秒の範囲にあることを特徴とする集積システム。

【請求項 1 4】

後方散乱した超音波データの複数のスキャンラインに基づいて血管組織を性状判別するための超音波応答データを求めるコンピュータで実行可能な指令を含むコンピュータで判読可能な物理的媒体であって、

後方散乱した超音波データの複数のスキャンラインは、トランスデューサプローブを血管構造体内に挿入し、トランスデューサプローブ上のトランスデューサを作動させ、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当する超音波信号を受信することにより収集し、

コンピュータで実行可能な指令は、

カテーテルが血管構造体内にある間に、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータに対して、1次元の準同型デコンボリューション処理を行い、スキャンラインの推定システム伝達関数を求めるステップと、

推定されたスキャンラインのシステム伝達関数に基づくシステム伝達関数を用いて、血管組織に対する超音波応答データを計算するステップと、を計算デバイスにより実施することを支援することを特徴とする物理的媒体。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、一般に、撮像システムの分野に関し、とりわけ血管内撮像システムおよび血管疾患を診断するための方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療技術の進歩により、臨床医が心血管疾患を診断し、治療するために用いられる手法は増大しつつある。臨床医や外科医が心血管疾患を発見し、治療する能力は、こうした装置を利用することにより改善されている。血管内撮像技術を用いて、臨床医は、血管構造内に挿入されたセンサにより撮像されたさまざまな画像を撮像し、視認することができる。こうした画像は、2次元の血管画像を示すのではなく、血管壁内の組織の画像を提供することにより、血管造影法（アンギオグラフィ）等の従来式の放射線撮像技術と補完するものである。

【0003】

組織性状の判別を含む、血管の対象部位の組成の定量的な特定を行うためのシステムおよび方法において、血管内超音波（IVUS）分析は特定の利用態様がある。血管の対象部位の組織性状を判別するために、超音波装置に関連した例示的な実施形態、すなわち、より具体的にはIVUSデータ（すなわち、これを変形したもの）について説明するが、本発明はこれに限定されるものではないと理解されたい。たとえば超音波または電磁放射線（目に見えない範囲の光の波）に基づく後方散乱データ（すなわち、これを変形したもの）を用いて、組織性状または組織組成を判別することは、本発明の精神の範疇に属するものである。

【0004】

治療の最善の形式および手法を判断する上で、患者の体内の一部を撮像することは、さまざまな臨床領域において有用なツールを提供するものである。カテーテルに取り付けられたプローブ（たとえば超音波トランスデューサアレイ）を挿入する技術を用いて、患者の冠状血管を撮像することにより、臨床医は貴重な情報を入手することができる。たとえば、画像データにより患者の狭窄の度合いが分かり、疾患の進行の程度を知ることができ、血管形成術やアテローム切除術等の手術を示すものか、より侵襲的な手術を容認すべき

10

20

30

40

50

かについて判断しやすくなる。

【0005】

超音波撮像システムにおいて、超音波トランスデューサがカテーテルの遠位端に取り付けられ、そのカテーテルは、冠状動脈内などの対象となるポイントまで、患者の体内を通過して注意深く挿入される。従来のシステムのトランスデューサプローブは、単一の圧電結晶部品を有し、この圧電結晶部品は、一部領域において選択された角度範囲をカバーするように機械的にスキャンまたは前後に回転する単一の圧電結晶部品を有する。音響信号が発信され、音響信号によるエコー（後方散乱波）が受信される。後方散乱波データを用いて、スキャンされた組織の性状または密度を特定することができる。プローブが領域内を移動すると、（プローブから得られた）数多くの音響ラインを処理して、患者の組織の断面画像を当該領域において蓄積することができる。データを収集した後、公知の技術を用いて、血管の画像（すなわちIVUS画像）を再構成する。心臓専門医は、この画像を視覚的に分析して、血管組成およびプラーク含有量を査定することができる。別の従来のシステムは、トランスデューサ素子アレイを有するプローブを用いて、超音波エコーデータを収集することができる。

10

【0006】

IVUS画像の特定の用途において、超音波データを用いて、血管内の組織性状を判別し、血管の撮像部分を構成する組織片をグラフィック描写する画像を得ることができる。超音波エコーをスペクトル分析して、色分けされた組織マップを形成する画像技術の具体例が、「血管組織の性状を判別するシステムおよび方法」と題する、ネアらに付与された米国特許第7,074,188号、および「血管プラークの性状判別」と題する、ヴィンチェラに付与された米国特許第6,200,268号に記載されており、これらの開示内容はここに参考に一体のものとして統合される。こうしたシステムは、後方散乱超音波（反射した音響波）のデータの応答特性を解析し、部分的に閉塞した血管内に発見される線維組織、線維脂肪、壊死性コア、濃厚カルシウムを含むさまざまな組織の性状を特定することができる。プラークの性状判別のための従来の画像技術は、「仮想病理学（Vertical Histology：VH）」と呼ばれる。

20

【0007】

超音波を当てた組織からの応答を判別するとき、画像領域内のデータポイントでパラメータ値を検討する。公知の種別の組織の応答特性（たとえばパワースペクトル）に基づいて、データポイントにおける組織が、特定の組織種別（たとえば壊死性コア）とみなされる。従来のシステムは、統合された後方散乱パラメータを用い、このパラメータは所定の周波数帯域における強度反応を示すものである。統合された後方散乱パラメータは、特定の周波数帯域において、血管内の特定のポイントで反射した超音波パワーの測定値を意味するものである。

30

【0008】

さらに、IVUSプローブシステムを用いた統合後方散乱スペクトル分析により組織の性状を判別すると、システム伝達関数（すなわちスペクトル成分）を排除して、システムおよびカテーテル部品に起因して記録信号の一部（体内の撮像領域からの実際の後方散乱信号とは異なる）は、IVUSにより最初に受信され、記録されたIVUSエコー信号から除去される。

40

【0009】

通常、システム伝達関数は、基準測定を実行することにより決定される。基準測定することにより、鏡面反射ガラスプレートなどの適当な媒体を用いて、システムおよびカテーテルの信号特性を特徴付ける。その後、受信された画像信号に対して伝達関数を適用して、（システムに起因する信号を除去して）ありのままの画像信号を抽出する。

【0010】

いくつかの事例では、基準後方散乱媒体を用いて伝達関数を形成することは、実際的ではなく不可能である場合がある。その結果、スペクトル分析による組織性状判別システムのための、上記「基準」測定に依拠しない画像信号処理技術が開発されてきた。代替的に

50

は、ブライド・デコンボリューション（BDC）解析法を用いて、システム伝達関数を推定することができる。名が示すとおり、ユーザは実際のシステム伝達関数を知ることはない。従来のBDC技術の具体例は、「反復的ウィンドウ最大化法（Iterated Window Maximization: IWM）」として知られている。

【0011】

グレースケールの超音波画像の空間解像度を改善するために、準同型デコンボリューション解析法（Homomorphic Deconvolution: HDC）が提案され、米国特許第6,443,895号および第7,025,724号に記載されている。別のHDCアルゴリズムがIEEE、超音波、強磁性体、周波数制御、第53巻、8号1440～1448頁（2006）において、トリフィン・タキストにより教示されている（Torfinn Taxt, IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 53, issue 8, pp. 1440-1448 (2006)）。 10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】米国特許第7074188号明細書

【特許文献2】米国特許第6200268号明細書

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】IEEE、超音波、強磁性体、周波数制御、第53巻、8号1440～1448頁（2006）、トリフィン・タキスト著（Torfinn Taxt）、IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 53, issue 8, pp. 1440-1448 (2006) 20

【発明の概要】

【0014】

本発明によれば、コンピュータにより実行可能な指令に基づいて作動する方法および支援システムは、血管内のプラークの組織部分の性状を判別するものである。BDC技術を用いて、撮像システムのシステム伝達関数を形成する。準同型デコンボリューション（HDC）技術を用いて、後方散乱信号のケプストラム分析を行う。HDC技術は、後方散乱画像信号データを分析する手順において、上述のIWM-BDC技術と置き換えられる。 30

【0015】

血管組織に対する超音波応答データを収集するための方法について以下説明する。この方法は、まず血管構造体内にカテーテルの少なくとも一部を挿入するステップを有する。トランスデューサ部分を作動させると、体内の血管組織に向かって超音波信号が送信される。その後、後方散乱した超音波データのスキャンラインが血管組織から収集される。システムは、その後、コンピュータにより実行可能な指令を実行して、カテーテルが血管構造体内にある間に、後方散乱した超音波データのスキャンラインに相当するデジタルデータに対して、1次元の準同型デコンボリューション処理を適用し、スキャンラインの推定システム伝達関数を求める。血管組織に対する超音波応答データを計算する。推定されたスキャンラインのシステム伝達関数に基づくシステム伝達関数を用いて、システム伝達関数を計算する。 40

【0016】

特定の間実施形態において、システム伝達関数は、同一の画像フレームに対して得られた一連のスキャンラインの超音波データから得られた、個別に計算されたスキャンラインの伝達関数の推定値から求める。

【0017】

本発明は、上述の方法ステップを実現するように構成されたシステム、および上述のステップを実現することを支援するコンピュータにより実行可能な指令を含む物理的なコンピュータにより判読可能な媒体により実施される。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】受信した一連のエコー信号部分のそれぞれに対して、システム伝達関数を形成する統合後方散乱パラメータ形成器と、(算出された伝達関数に基づいた)組織信号抽出器とを有する、組織/プラークの性状判別手法を実現するのに適した組織性状判別システムを示すものである。

【図2】所定期間において受信した超音波エコー信号の振幅を例示的にグラフィック表示する図である。

【図3】血管断面の例示的なグレースケールの超音波画像である。

【図4】エコー信号部分の推定後方散乱伝達関数(A B T S F)を例示的にグラフィック表示する図である。

【図5】低I Bパラメータ値および高I Bパラメータ値を計算するために、低周波数帯域および高周波数帯域に分割されたエコー信号部分に対するA B T S Fを例示的にグラフィック表示する図である。

【図6 a】プラーク組織の性状判定するためにパラメータ情報を求めるための一連の処理手順を示すフローチャートである。

【図6 b】プラーク組織の性状判定するためにパラメータ情報を求めるための一連の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】H D C技術を用いてシステム伝達関数を形成し、(記録されたエコー信号に対するシステムの寄与は低ケプストラム領域の範囲に主に現れるという)一定の推測に基づいてシステム伝達関数の推定値を求めるための例示的な一連のステップを示すフローチャートである。

【図8】I V U Sエコー信号を例示的にグラフィック表示する図である。

【図9】図8に示すI V U Sエコー信号から得られた例示的な後方散乱パワースペクトルを示す図である。

【図10】図9に示すパワースペクトルから得られた例示的なパワーケプストラムを示す図である。

【図11】受信した信号から組織による効果を取り除くために、システムがローパスフィルタ処理したパワースペクトルを示す図である。

【図12】たとえば256スキャンライン/ビームを含むI V U S画像フレーム内の単一スキャンフレームに対して求められたシステム伝達関数を示す。

【図13】例示的な実施形態において、プラーク組織の性状判別データを形成するために、統合後方散乱情報を形成するための例示的な一連のステップを要約するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

クレームが本発明の特徴を詳細に規定するが、以下の詳細な説明および添付図面を参照することにより、本発明およびその目的と利点を十分に理解することができる。

【0020】

血管疾患を診断し、治療する上で、血管内に見られるプラークが蓄積された組織のさまざまな性状を判別することで、より大きなプラーク構造体の分類を支援することができる。開示されたシステムにおいて、対象物のパラメータ化された特性は、微量の組織から超音波源に向かって散乱反射する超音波強度を示す後方散乱強度係数である。例示的な実施形態によれば、ブライド・デコンボリューション(B D C)解析法、とりわけ準同型デコンボリューション解析法を用いて(以下説明する図7を参照されたい。)、組織からの後方散乱強度から、血管内超音波分析(I V U S)システム100のシステム依存性のあるスペクトル特性を逆畳み込み処理するものである。デコンボリューション解析法(逆畳み込み解析法)は、撮像システムまたは測定システム(たとえばI V U Sシステム)にのみ依存する特徴的信号を除去することにより、電気信号の忠実性を改善する技術分野に属する。ブライド・デコンボリューション解析法は、システム依存性のあるスペクトル特性が既知でない場合に用いられる解析手法である。こうした解析手法は、たとえばジリックおよびタキストによる、I E E E、超音波、強磁性体、周波数制御、第53巻、8号14

10

20

30

40

50

40～1448頁(2006)に記載されている。結果として得られた規格化された後方散乱強度は、推定後方散乱伝達関数(Apparent Backscatter Transfer Function: ABSTF)と呼ばれる。図4は、超音波エコー信号部分の後方散乱強度係数から得られた(dBスケールの対数表示で示す)ABSTFの具体例を図示するものである。推定後方散乱伝達関数(ABSTF)は、後方散乱強度係数を推定するものである。推定後方散乱伝達関数は、たとえばシステムの作動周波数スペクトルに対応して測定された周波数帯域において図示されている。推定後方散乱伝達関数曲線より下方の領域は、所定の周波数範囲を超えるエコー信号部分の全体的な後方散乱強度を示すが、同等でなく、かつ/または変動する帯域幅に対して計算するために、帯域幅($f_{high} \sim f_{low}$)により規格化(分割)されたものを、統合された後方散乱(Integrated Backscatter: IB)という。すなわち統合後方散乱(IB)とは、特定の帯域幅における推定後方散乱伝達関数曲線の平均値を意味する。

10

【0021】

統合後方散乱(IB)を計算するとき、信号値の極性を一定に維持する。すなわちグラフにおいて0より大きい振幅レベルの部分は、統合後方散乱(IB)に正の値を与える。またグラフにおいて0より小さい振幅レベルの部分は、後方散乱信号に対して統合後方散乱(IB)に負の値を与える。統合後方散乱(IB)により、特定の組織体に対して、指定された周波数帯域幅($f_{high} \sim f_{low}$)における後方散乱強度の測定値が得られる。

【0022】

図5を参照すると、図示された血管内のプラーク組織の性状を判別するためのシステムおよび方法は、IVUS分析システムの作動周波数範囲を少なくとも2つの帯域幅に分割することにより、統合後方散乱による判別手法のスペクトル解像度を改善するものである。例示的な実施形態において、作動周波数範囲($f_{high} \sim f_{low}$)を低帯域($f_{low} \sim f_{mid}$)と高帯域($f_{low} \sim f_{high}$)とに分割する。択一的には、作動周波数範囲をさらに数多くの小帯域に分割する。さらに例示的な具体例は、2つの互いに重なり合わない隣接する帯域を示すが、択一的な実施形態では、重なり合う帯域や、対象となる帯域の間にギャップを有するものを用いる。

20

【0023】

分割された周波数帯域を用いて、全体作動帯域における低帯域および高帯域における IB_{low} パラメータ値および IB_{high} パラメータ値を、ABSTFから計算する。ただし、(組織性状判別ツリーを適用することにより)プラーク組織の性状判別のために改善されたスペクトル解像度を提供する他の有用な具体例にかかるIBによるパラメータは、(1) IB_{low} パラメータ値と IB_{high} パラメータ値との差、および(2) IB_{low} パラメータ値と IB_{high} パラメータ値との比である。

30

【0024】

さらに本発明の他の実施形態は、ABSTFの分割されたスペクトルを用いて、スペクトル解像によりパラメータ化された他のデータを求める。たとえば、各小帯域におけるABSTFの線形回帰手法による傾斜パラメータや接線パラメータを求める。

【0025】

より大きい作動周波数範囲に含まれる少なくとも2つの異なる帯域において、スペクトル解像によりパラメータ化されたデータ値は、性状判別基準が適用され、血管内超音波信号部分に対応して、組織の性状が判別される。同一の血管内超音波エコー部分から一連のIBパラメータを求めるために、より大きい利用可能な周波数帯域を2つまたはそれ以上の小帯域に分割することにより、血管に蓄積したプラーク内の特定の組織(たとえば線維脂肪や壊死性コア)の性状を特定しやすくなるのが、実験により確認されている。

40

【0026】

さらに、アナログ信号処理手法およびデジタル信号処理手法の両方を用いて、分割スペクトル分析において小帯域を定義し、特定の小帯域における血管内超音波エコー信号部分を意味するパラメータ値(ひいては各小帯域におけるIBパラメータ値)を求めることができる。さらにさまざまシステムの実施態様によれば、IBパラメータを分析し、算出す

50

るために、アナログ回路部およびデジタル回路部の他、ハードウェア/ファームウェア/ソフトウェア、ならびにこれらの組み合わせを含むさまざまな構成部品が採用される。

【0027】

1つの例示的なIVUS（血管内超音波）システムは、血管内に挿入される可撓性を有する延伸部品に取り付けられた超音波プローブデバイスを有する。このシステムは、超音波システムのより広範な帯域のうちの特定の小帯域に対応する所定の超音波エコー信号部分に対して、一連のIBパラメータ値の算出に付随するコンピュータで実行可能な指令を記憶するメモリを含む演算デバイスを有する。コンピュータで実行可能な指令は、受信され、部分的に処理されたエコー信号を、プライド（準同型）デコンボリューション解析を施し、システム変換関数を求め、これを用いて推定後方散乱伝達関数の統合後方散乱（IB）パラメータを求める。演算デバイスに記憶された別のコンピュータで実行可能な指令は、一連のIBパラメータに、ブランク組織性状判別基準を適用する。

10

【0028】

例示的な実施形態について、以下に詳細に説明するが、1つまたはそれ以上の図面において、同様の構成部品については同様の参照部号を付して説明する。

【0029】

図1を参照すると、血管ブランク組織性状判別システム100が概略的に図示されている。血管内超音波コンソール110は、IVUS（血管内超音波）カテーテル120と通信可能に接続されている。IVUSカテーテル120は、その遠位端に取り付けられ、血管から後方散乱データ（IVUSデータ）を収集するための超音波トランスデューサプローブ122を有する。公知のIVUSカテーテルにおいて、カテーテル120を患者の（大腿動脈を介して）体内に挿入して、目的とするポイントまで誘導する。トランスデューサプローブ122が超音波パルスを発信した後、血管組織、ブランクおよび血液で反射したエコー信号または後方散乱信号を受信するように、コンソール110を用いて、トランスデューサプローブ122を制御する。組織の性状および密度が異なるため、それぞれの組織の超音波パルスの吸収および反射の仕方が異なる。反射して、カテーテル120に戻った超音波エコーデータ（すなわちIVUSデータ）信号は、判別ソフトウェアにより変換され、対象血管の画像を形成する。ここで説明するIVUSコンソール110は、特定の形式のIVUSコンソールに限定されるものではなく、当業者に知られたすべての超音波デバイス（たとえばボルケーノ株式会社の「In-Vision Gold」のs5シリーズ（登録商標））を含むものと理解されたい。さらに、ここで説明するIVUSカテーテル120は、特定の形式のIVUSカテーテルに限定されるものではなく、当業者に知られたすべての超音波デバイスを含むものと理解されたい。たとえば、（回転できるように構成された）単一のトランスデューサを有するカテーテル、または（カテーテルの周囲に周方向に沿って配置された）複数のトランスデューサを有するカテーテルは、本発明の精神の範疇に含まれるものである。

20

30

【0030】

IVUSコンソール（たとえばコンソール110）上で実行可能な既知の撮像アプリケーション、または通信可能に接続された演算デバイス（たとえば演算デバイス130）は、受信されたエコー情報からさまざまな形式の画像を提供することができる。第1の形式の画像処理アプリケーションは、超音波エコー信号データを、トランスデューサプローブ120の視野領域内で受信した反射エコー信号の相対的強度を反映したグレースケール画像（中間階調画像）に変換する。こうした画像処理アプリケーションにおいて、相対的に明るい領域と暗い領域は異なる組織の性状および/または密度を示すものである。

40

【0031】

コンソール110に通信可能に接続された演算デバイス130上で実行可能なコンピュータ指令を含む組織性状判別アプリケーション132などの他の撮像アプリケーションを用いて、カテーテル120からコンソール110が受信したエコー情報のスペクトル特性（周波数と強度）に基づいて、組織の種別情報を得ることができる。例示的な実施形態において、性状判別アプリケーション132は、演算デバイス130で演算処理するとき、

50

準同型デコンボリューション技術を用いて（図7の下記説明を参照されたい。）、システム伝達関数を求めるコンピュータで実行可能な指令を含む。その後、受信された超音波エコー信号データにシステム伝達関数を適用して、推定後方散乱伝達関数を求める。例示的な具体例では、超音波エコー情報をスペクトル解析することにより、IBパラメータ値を求める。とりわけ、各IBプロセッサ（たとえば低帯域IBプロセッサおよび高帯域IBプロセッサ）を用いて、システム100の作動周波数帯域のうちの複数の小帯域のそれぞれに対してIBパラメータ値を求める。図1においては、低帯域IBプロセッサおよび高帯域IBプロセッサを個別に図示する。しかし、例示的な実施形態では、単一の動的に構成されたIBプロセッサが、複数の周波数の小帯域に対する選択的なIBパラメータ値検出を並列的に行う。

10

【0032】

さらにIBパラメータ値を求めるための超音波パワースペクトルは、数多くの手法により計算される。例示的な具体例において、以下説明するように、フーリエ変換技術または自動回帰モデル技術のいずれかを超音波エコー信号部分に適用して、低帯域IBパラメータ値および高帯域IBパラメータ値に対応する少なくとも2つの小帯域に分割可能な超音波パワースペクトルを計算する（たとえば図2を参照されたい。）。図2を参照すると、例示的な実施形態において、括弧（ブラケット）で囲んだ超音波エコー信号の一部がデジタル化されて、性状判別アプリケーションの低帯域IBプロセッサ（システム100の作動周波数範囲のうち比較的低い小帯域に関連するもの）、および高帯域IBプロセッサ（システム100の作動周波数範囲のうち比較的高い小帯域に関連するもの）に供給され、このエコー信号部分に対する低帯域IBパラメータ値および高帯域IBパラメータ値を求める。例示的なグレースケールのIVUS画像を示す図3を参照すると、例示的な実施形態において、システム100は、括弧で囲んだ超音波エコー信号の受信時間と、超音波プローブの視野領域におけるスキャンライン（破線の水平ライン）に沿った範囲（トランスデューサ部品からの距離）とを関連付ける。

20

【0033】

同一のエコー信号部分に対してカテーテル120により求められたエコー情報から抽出された、スペクトル解像度が改善された一連のIBパラメータ値が評価され、プラーク組織の特定の種別に付随する周波数応答の特徴を取り込んだ組織性状判別基準に適用される。

30

【0034】

IBパラメータ値は、他の信号プロセッサにより得られた他の抽出パラメータとともに、性状判別アプリケーション132で用いられる組織性状判別基準に適用して、IBパラメータ値を求めた基礎となるエコー信号部分に対応する超音波プローブの視野領域内のポイントに対して組織の性状判別を行う。

【0035】

例示的な実施形態においては、組織の性状判別は単一のエコー信号部分に基づくものであるが、択一的な実施形態では、複数のエコー信号部分および/または複数のIBパラメータ値を、時間的/空間的に隣接するものと組み合わせて、改善された信号ノイズ比を有するIBパラメータ値を求める。すなわち隣接するスキャンラインまたは同一のスキャンラインに対する反復的な超音波発信による複数のエコー信号部分を組み合わせて、低帯域IBプロセッサおよび高帯域IBプロセッサに提供してもよい。また複数の信号部分に対応する複数のIBパラメータ値を組み合わせたこともできる。いずれの場合にも、組み合わせることにより、信号ノイズ比を改善することができる。

40

【0036】

データストレージ134は、低帯域IBプロセッサおよび高帯域IBプロセッサにより求められたパラメータ情報（加えて他の抽出パラメータデータ）に基づいて、性状判別アプリケーション132が性状判別基準に照らして得た組織性状を記憶する。データストレージ134は、たとえばRAM、キャッシュメモリ、フラッシュメモリ、磁気ディスク、光ディスク、リムーバブルディスク、SCSIディスク、IDEハードディスク、テープ

50

ドライブ、光エンコード情報ディスク（たとえばDVDディスク）、当業者に広く知られた他のすべての記憶デバイス（およびRAIDデバイスなど、これらの組み合わせ）を含む、さまざまな種類のデータストレージのうちの任意のものである。

【0037】

例示的な実施形態において、組織性状判別アプリケーション132は、（準同型デコンボリューション解析法を用いた）システム伝達関数演算部、および各超音波エコー部分に対してIBパラメータ値が計算される複数の周波数小帯域に対応した複数の統合後方散乱パラメータ値の演算部を構成する、コンピュータで実行可能な指令を含む1つまたはそれ以上のアプリケーションからなる複合体として存在する。例示的な実施形態において、組織性状判別アプリケーション132は、1つまたはそれ以上の演算デバイス（複数のプロセッサシステムの他、ネットワークコンピュータのグループを含む）上で実行される複数のアプリケーション/構成部品を有する。すなわち、図1に示す構成部品の数と位置は、本発明を限定するものではなく、例示的システムが機能することを単に説明するためのものであって、具体例に過ぎない。すなわち複数のデータ記憶デバイスおよび/または（部分的または全体的に）遠隔配置された性状判別アプリケーションを有する演算デバイスが本発明の精神と範疇に含まれるものである。

10

【0038】

図6aおよび図6bは、未処理IVUS信号処理のための異なる基本設計概念に基づいて、ブランク組織の性状判別する際にパラメータ情報を求める一連の例示的な演算ステップを示すものである。図6aを参照すると、データ領域（すなわちベースバンドデータとして）で当初与えられたデータを処理するための一連のステップが要約されており、これは時間領域のRF信号をデジタル化したものを記憶するのではなく、デジタル化された未処理のRF信号がデータ要素に変換されるので、実質的により少ない信号データを記憶することで足る。例示的な実施形態において、分割スペクトル解析法、RF領域（周波数領域）で実施され、選択された超音波エコー信号部分に対してABSTFを生成するために、（RF領域に戻すように）データ信号の「再変調」が行われる。

20

【0039】

ステップ600において、超音波プローブは、超音波パルスを発信し、一連のスキャンラインにより定義される視野領域内にある散乱体からの超音波エコー信号を受信する。受信されたアナログエコー信号は、患者のインターフェイスモジュールに入力され、ステップ602において、アナログエコー信号は、超音波プローブからの距離に応じた反射強度の本質的な減少を調節するように、増幅回路部により減衰補正される。次にステップ604において、減衰補正されたアナログエコー信号は、データ信号を抽出するために、フィルタ処理され、増幅される。その後、ステップ606において、復調処理およびフィルタ処理により、ベースバンドデータが補正アナログエコー信号から抽出される。その結果得られたアナログのデータ信号は、ステップ608において、デジタル化される。例示的な実施形態では、各サンプルに対して、16ビットで符号化されたデジタル信号が記憶される。ただし別の実施形態では、より数多いビット、または数少ないビット（たとえば12ビット）で、各値をデジタル化される。

30

【0040】

例示的な実施形態では、ステップ610において、デジタル化されたデータが平均化処理され、デジタルデータの信号ノイズ比を改善する。次に、ステップ612において、フォーカス処理を行い、さらなるエコー画像データを得る。フォーカス処理（すなわちビーム成形処理）は、感度を改善するために、アレイの中の隣接する部品からの信号を組み合わせることにより、同様の処理を行うことができる。すなわち、単一の構成要素とは単数形のもを意味するが、ここでいう超音波エコー信号成分とは、IVUSシステムが受信した複数の空間的または時間的エコー信号の合計のことである。したがって、スキャンラインおよびこれに隣接するスキャンラインの上のポイントに対して複数のABSTF関数/曲線（推定後方散乱伝達関数）が組み合わせられて、目的とする所定の領域に対して、ABST

40

50

Fが求められる点について留意されたい。

【0041】

ステップ614において、フォーカス処理されたデジタル信号に対して、さらなる減衰補正処理がなされる。そしてステップ616において、データ信号が再変調される。再変調とは、データ領域のデータをRF領域データに戻すことであり、RF領域データは低帯域IBプロセッサおよび高帯域IBプロセッサにより利用されるものである。

【0042】

ステップ618において、減衰補正処理された信号をさらに減衰補正する。

【0043】

ステップ620において、超音波エコー信号に対する回折効果を補償するために、変調されたデータに対してさらなる処理を行う。

【0044】

その後、ステップ622において、超音波プローブの視野領域のうちの目的領域に対応するエコー信号部分を選択される。例示的な実施形態において、エコー信号部分の選択には、信号ノイズ特性を改善するために、複数のスキャンラインにおけるエコー信号部分、および1つのスキャンラインにおける複数のポイントを選択することを含む。例示的な実施形態では、これらの部分は、ABSTFおよびIBパラメータ算出値を用いて独立して処理される。以下に説明するステップ630において性状判別基準が適用される前に、各エコー信号部分のIBパラメータ算出値は平均化される。

【0045】

ステップ624において、目的領域における、減衰補正された再変調信号のパワースペクトルが計算される。システム伝達関数は、ブラインド(準同型)デコンボリューション解析技術を用いて、独立して計算される。より具体的には、例示的な実施形態において、図7を参照して以下説明する準同型デコンボリューション処理を用いて、(画像フレームを構成する一連のスキャンラインにおいて計算されたシステム伝達関数に基づいて)、画像フレーム全体に対する平均のシステム伝達関数が計算される。すなわち複数の目的領域を有する単一の画像フレームに関し、画像フレーム全体に対して、単一(平均)のシステム伝達関数が計算され、画像フレーム内の複数の目的領域のそれぞれのエコー信号データを処理する際に、収集/アクセスされる。

【0046】

ステップ626において、ステップ624で得られた情報に基づいて、ABSTF曲線(図4参照)が計算される。ABSTFは、目的領域のパワースペクトルから得られたシステム伝達関数の逆畳み込み関数である。例示的な実施形態において、ABSTFは、目的領域のパワースペクトルから得られた対数スペクトルの差として計算される。他の実施形態において、ABSTFは、(デシベルではなく線形単位の)システム伝達関数に対する(デシベルではなく線形単位の)目的領域のパワースペクトルの比として計算される。

【0047】

ステップ622における目的領域を選択した後、上記説明したIBパラメータ値の生成処理に基づいて、デバイスの作動周波数帯域のうち少なくとも2つの小帯域について、スペクトルの異なるパラメータ値(IB値)が計算される。その後ステップ630において、目的領域に対して処理された複数のエコー信号部分のうち各エコー信号部分についてスペクトル分割されたIBパラメータ値が、組織を分類するために、組織性状判別基準に提供される。

【0048】

ステップ630において、スペクトル分割されたIBパラメータ値は、さまざまな手法で、組織性状判別基準に適用される。例示的な実施形態において、低帯域IBパラメータ値は、システム帯域の下方端(-20dBレベル)から中間帯域までのIBパラメータ値に対応し、高帯域IBパラメータ値は、システム帯域の中間帯域から上方端までのIBパラメータ値に対応し、性状判別基準に提供される少なくとも1つのIBパラメータ値の比較は、低帯域IBパラメータ値と高帯域IBパラメータ値との差である。その差は、低帯

10

20

30

40

50

域 I B パラメータ値および高帯域 I B パラメータ値の相対的な振幅を示す符号化された値である。別の実施形態では、性状判別基準に提供される少なくとも 1 つの I B パラメータ値の比較は、低帯域 I B パラメータ値と高帯域 I B パラメータ値との比である。

【 0 0 4 9 】

上述のように、複数の目的領域に付随する複数のエコー信号部分に対する I B パラメータ値は、ステップ 6 2 6 およびステップ 6 2 8 において、信号ノイズ特性を改善するために、空間的におよび/または時間的に平均化される。ステップ 6 3 0 において平均化されたスペクトル分解された信号を性状判別基準に適用して、現在の目的領域における組織の性状を判別する前に、複数のエコー信号部分のそれぞれに対してスペクトル分解された I B パラメータ値は、組み合わされる（たとえば平均化される）。

10

【 0 0 5 0 】

次にステップ 6 3 2 において、さらなる目的領域が利用可能である場合、ステップ 6 2 2 に戻るように制御される。そうでない場合は、ステップ 6 3 4 に進み、システムは、表示可能な画像データを形成するために、複数の目的領域に対して先に特定された性状判定を行う。

【 0 0 5 1 】

図 6 B を参照すると、時間領域式のシステムにおける各ステップ（図 6 A の参照符号に添え字 B を加えたもの）は、図 6 A の対応するステップと類似している。ただし、アナログ信号で作動する時間領域式のシステムは、ベースバンド式システムの場合には必要な図 6 A で示す復調およびフィルタリングステップ 6 0 6 および再変調ステップ 6 1 6 を行う必要はない。

20

【 0 0 5 2 】

図 7 は、ステップ 6 2 6（図 6 A）およびステップ 6 2 6 B（図 6 B）において、システム伝達関数を形成する一連の例示的なステップを要約するフローチャートである。例示的なシステムにおける特定の HDC アルゴリズム（準同型デコンボリューション・アルゴリズム）について以下説明する。ここで要約する一連のステップにより、（たとえば 2 5 6 方向のスキャンラインにおいて 1 スキャンライン毎に 1 0 2 4 サンプル（RF）に対応するデータフレームの）血管内画像を収集する。こうしたデータは、（図 6 A を参照して説明したステップに対応する）ベースバンドシステムを用いて収集するか、（図 6 B を参照して説明したステップに対応する）RF システムを用いて収集することができる。さらに例示的な実施形態では、2 5 6 本のスキャンラインのそれぞれに対して伝達関数を計算して、単一の画像フレームを形成した後、2 5 6 個の個別に計算された伝達関数を平均して、単一の画像フレームのための伝達関数を求めることができる。その結果得られた画像フレームの（平均化された）伝達関数を、当該画像フレームを構成する 2 5 6 本のスキャンラインに適用して、I V U S 画像フレームのために、2 5 6 本のスキャンラインのそれぞれに対してエコー信号を求める。例示的な具体例において、心拍毎に単一の V H フレームを計算する。すなわち新しい伝達関数を計算する頻度は 1 秒に 1 回のオーダとなる。

30

【 0 0 5 3 】

上述のように、単一フレームにおいてスキャンラインを平均化するアプローチは例示的なものである。得られた伝達関数を適用するためのさまざまな手法が、さまざまな例示的な実施形態において実施できる。択一例によれば、複数のフレームに対して平均化し、複数のフレームに対して時間ベースのフィルタを適用し、同一のスキャンポイント等で複数のフレームについて平均化する。さらに別の実施形態では、画像データの所定のスキャンラインに対して求められた伝達関数を、当該単一スキャンラインにのみ適用する。

40

【 0 0 5 4 】

図 7 を参照して説明したステップにより計算された伝達関数を用い、上記説明した手法により、組織の性状判定および V H - I V U S 画像形成を行う。要するに、この方法は、I V U S データセットを収集し（ステップ 7 0 0）、収集された I V U S データのパワーケプストラムを計算し（ステップ 7 0 2）、ケプストラムをリフタリング処理（すなわちケプストラム領域でフィルタリング処理）を行い（ステップ 7 0 4）、システム伝達関数

50

をフィルタリング処理されたケプストラムから計算する（ステップ706）。例示的な実施形態では、パワーケプストラムを用いたが、択一的な実施形態では、たとえば複素ケプストラムを用いて実施する。図7の各ステップについて以下詳細に説明する。

【0055】

ステップ700で収集されたIVUSデータに対して施される一連の数学的演算は、IVUSデータ収集システムのための1次元のシステム伝達関数を有する1次元の（スキャンラインに沿った）HDCアプローチを表す。1次元HDCは、データライン全体（1024ポイント）に対して、あるいはデータラインの一部に対して実施することができる。

【0056】

ステップ700において、対象となるデータ信号のセット（組）に対して、IVUSデータのセット（組）を収集する。たとえば、対象となるデータ信号セットは、IVUSプローブから血管に向かって外側に延びるスキャンライン（ビーム）である。ただし別の実施形態では、対象となる他の領域を用いる。単一ビームに対するデータセットは、たとえば、単一のIVUSデータフレームを構成する一連の256本のビームの内の1つであり、システムは単一のIVUSデータフレームより単一のIVUS（断面）画像フレームを形成する。すなわちIVUSデータセットは、IVUSプローブから外側に延びる特定のビームに沿って、一連のデータポイントを有する。一般に、ステップ700の後、図6Aのステップ622を含む一連のステップが行われる。図6Aにおいて対象となるデータ信号セットは、単一のスキャンラインに対応する。未処理のIVUSデータを収集し、処理して、対象となるIVUSデータ信号セットを得る手法は、さまざまな実施形態に応じて変化する。例示的な実施形態では、フィルタリング処理され、補正処理された1024個のデータ信号（サンプル）セットは、単一のIVUSスキャンラインに対する単一の超音波エコー信号を表すが、ビーム方向において、対象となるデータ信号セットに対応する選択領域を構成する。さらに、各画像フレームは、256本のスキャンラインのセットからなる（以下説明するステップにより、システム伝達関数が決定される基礎となる対象データ信号セットからなる）。例示的な実施形態によれば、サンプリング間の時間周期は、10ns（ナノ秒）である。このサンプリング周期は、50MHzのナイキスト周波数（50MHz = $0.5 \times (1/10\text{ns})$ ）に相当し、これは、エイリアシングすることなく、デジタル的にサンプリングしたアナログ信号を測定できる最高の周波数である。より高いIVUS周波数を用いた場合、より短いサンプリング周期（たとえば2.5nsまたは5ns）が必要となる。当業者ならば理解されるように、サンプリング速度を上げると、システムの精度は上がる。サンプリング速度を上げた時の弊害は、データ容量が増大するため、処理負荷が増大し、メモリ消費量が増大することである。その他、未処理のエコー信号を得るためのアナログデジタル変換器が市販されているか否か、およびメモリおよび処理速度が対応できるか否かについて検討すべきである。たとえば、IVUSのための信号をサンプリングするハードウェアの業界水準は、現在のところ約400MHzである。ただし、最高サンプリング速度は、技術の進歩に伴い増大しつつある。

【0057】

例示的な実施形態において、以下に説明するステップを用いて、1つのビーム方向（対象データ信号セットに相当する領域）におけるIVUS画像データを収集し、処理するためのシステム伝達関数を算出する。各VH-IVUS画像フレームに対して、一連の256個の伝達関数を計算した後、256個の伝達関数を平均化して、VH-IVUS画像フレームに対する平均化伝達関数を求める。すなわち、VHフレームが心拍毎に計算されるVHシステムにおいて、新規の平均化伝達関数は、1秒ごとに1回の割合で計算される。

【0058】

ステップ702において、ステップ700で得られたIVUSデータセットからケプストラムを計算する。図形による具体例として、単一ビームの変換されたIVUSエコー信号に対するデータセットを図8に図示する。最初に、ステップ702aにおいて、（IVUSプローブとの関係で）スキャンラインの遠位「端部」に、3072個のゼロ値ポイントを加えることにより、対象スキャンラインにおけるIVUSデータセット（1024ポ

10

20

30

40

50

イント)に、スキャンラインに沿ってゼロを挿入する。例示的な実施形態では、ゼロを挿入することにより、ビームを約30mm延ばす。すなわち、所定のスキャンラインにおいて、IVUSデータセットには、ケプストラムを計算するために用いられる全部で4096個のデータポイントが存在する。nをサンプリング数(0~4095)とし、mをスキャンライン(ビーム)の数(0~255)としたとき、ゼロ挿入したデータセットを以下 $g_m(n)$ という。

【0059】

当初のIVUSデータセットに時間領域でゼロを挿入することにより、周波数領域の信号を補間する効果が得られる。ゼロを挿入することにより、VHの用途に関して説明する準同型デコンボリューション信号処理操作の出力値が改善されるということが実験で確かめられた。ゼロ挿入の時系列データシーケンスの長さは、望ましい精度および計算能力を考慮して選択される。この実施例は、さらなる信号処理のために、ゼロ挿入を用いてデータポイントセットを求め、これは実際のIVUSデータセットの長さの4倍の長さを有する。データセットのサイズを2のべき乗(すなわち2, 4, 8等)で増大させるためのゼロ挿入は、高速フーリエ変換を得られたデータに適用する上で便利ではあるが、必須ではない。ゼロ挿入により長さを増大するときの係数は、好ましくは4である。経験的には、4を超えて係数を大きくしても、精度が実質的に改善されることはなく、計算上の負荷が増大する。

【0060】

ステップ702aにおいてIVUSデータセットにゼロ挿入した後、ステップ702bにおいて信号ビームに対するゼロ挿入IVUSデータセットに対して1次元フーリエ変換を行い、ゼロ挿入IVUSデータセットの周波数スペクトルに相当する「フーリエデータ」 $G_m(f)$ を求める。フーリエデータに対する例示的な(パワー)周波数スペクトルを示す。フーリエデータは、次の方程式で表現される。

【数1】

$$G_m(f) = F \{g_m(n)\} \quad (1)$$

図9を概略的に参照すると、 $20 \times \log_{10}(|G_m(f)|)$ 、すなわちパワースペクトルを示すグラフが図示されている。その後、ステップ702cにおいて、 $G_m(f)$ の自然対数の絶対値を逆フーリエ変換することにより、「パワーケプストラム」を計算する(方程式(2)を参照されたい。)

【数2】

$$\hat{g}_m(n) = F^{-1} \{ \ln(|G_m(f)|) + bias \} \quad (2)$$

【0061】

上記方程式において、 $G_m(f)$ の自然対数をとったとき、非ゼロ値が確実に得られるように、微小バイアス値が加算される。バイアスパラメータとして適当な値は、0.01ネーパ(すなわちNp)である。例示的な実施形態では、個々の $G_m(f)$ の値は、16ビット信号処理システムにおいては、一般に、ゼロから約100,000の範囲にある。こうした状況の下では、バイアス値は0.1以下であってもよい。ゼロに極めて近い $|G_m(f)|$ の値に対する自然対数値が負の極めて大きな値となり得るので、バイアス値は0.01より遙かに小さいものであってはならない。逆フーリエ変換する前に、フーリエデータ $G_m(f)$ の絶対値をとることにより、パワーケプストラムを求める。図10を概略的に参照すると、方程式(2)で求められた例示的なパワーケプストラムが図示されている。

【0062】

そしてステップ704において、ローパスフィルタを用いて、パワーケプストラムをリフタリング処理(すなわちケプストラム領域でフィルタリング処理)を行い、ステップ702で求められたパワーケプストラムから、ケプストラム点広がり関数(図11を参照されたい。)を抽出する。フィルタリング処理ステップ704は、信号から組織の効果を取

10

20

30

40

50

り除き、（低ケプストラム領域の（ケフレンシ）値）のシステム効果を残すように意図したものである。ローパスフィルタの通過帯域は、たとえば100MHzのサンプリング周波数を有するシステムにおいて、規格化ケフレンシ（ケプストラム領域）の0.0~0.003単位（すなわち0~122.88ns）である。フィルタリング処理は、次の方程式（3）により規定される。

【数3】

$$\hat{h}_m(n) = b(n) \cdot \hat{g}_m(n) \quad (3)$$

【0063】

例示的な実施形態において、フィルタリング関数 $b(n)$ は、0.003のサンプリング位置パラメータを有する5次バターワースフィルタを用いて実施することができる。より高次のフィルタも同様に、VH-IVUSに適している。0.003~0.005の位置パラメータ範囲も同様に、VH-IVUSに適している。0.005以上の位置パラメータは、組織の効果を十分に除去できず、位置パラメータを0.003未満とすると、システム伝達関数に対する推定値が、期待される帯域より実質的に大きくなり、推定値が不正確であるとの結論に至る。

【0064】

さらに、例示的な実施形態ではバターワースフィルタを用いたが、別の実施形態では他のローパスフィルタを採用してもよい。適当なローパスフィルタの類型は、チェビシェフフィルタ、ベッセルフィルタ、楕円フィルタ、およびルジャンドルフィルタを含む。この実施形態でバターワースフィルタを選択したのは、このフィルタが選択通過帯域において比較的平坦な応答曲線を有するためである。他のフィルタの類型は、通過帯域において変動がより大きく、許容できるが、あまり好適な結果が得られない。チェビシェフフィルタは、バターワースフィルタに比してロールオフが急勾配であるが、この特性はVH-IVUSの用途には影響を与えない。さらにチェビシェフフィルタは、通過帯域においてリップルが生じることがあり、好ましくない。ベッセルフィルタは、望ましい通過帯域において平坦でない応答曲線を呈し、好ましくない。楕円（カウア）フィルタは、通過帯域およびストップバンドにおいて不要なリップルが生じることがある。ルジャンドルフィルタ（最適「L」フィルタ）は、バターワースフィルタとチェビシェフフィルタの折衷フィルタである。ルジャンドルフィルタは、通過帯域でリップルが生じない点において、バターワースフィルタと類似するが、平坦な応答曲線を有さない。これは、急勾配のロールオフを有する点においてチェビシェフフィルタと類似する。

【0065】

さらに、別の択一的な実施形態によれば、ハイパスフィルタを用いて、各受信信号のシステム成分を取り除き、目的とする画像信号を残す。こうした場合、この段階で変換された信号から取り除かれるので、平均化伝達関数を特定する機会が失われる。

【0066】

その後、ステップ706において、ケプストラム点広がり関数のフーリエ変換を指数にとることにより、振幅スペクトルと呼ばれるシステム伝達関数 $H_m(f)$ を計算する。指数関数処理は、先に行った対数関数処理を逆にすることである。ステップ706の処理は、次の方程式（4）により規定される。

$$H_m(f) = \exp \left(F \left\{ \hat{h}_m(n) \right\} \right) \quad (4)$$

【0067】

ステップ708において、先に計算したシステム伝達関数 $H_m(f)$ の「パワースペクトル」の形態にある単一のスキャンライン（ m ）に対して、システムパワー伝達関数 $P_m(f)$ を求める。図12を参照されたい。現在選択されたスキャンライン（ m ）に沿った一連のポイントに対して、システム伝達関数の絶対値の二乗が計算される。ステップ708の処理は、次の方程式（5）により規定される。

10

20

30

40

50

【数5】

$$P_m(f) = |H_m(f)|^2 \quad (5)$$

【0068】

上述のステップをm回繰り返して、フレーム内の各スキャンラインに対するシステムパワー伝達関数 $P_m(f)$ を求める。すなわち、ステップ710において、さらなるスキャンラインを処理する必要がある場合には、ステップ700に戻って、次のスキャンライン（対象となるデータ信号セット）を処理する。すべてのスキャンラインを処理した後に、制御はステップ710からステップ712に移る。

【0069】

ステップ712において、次の方程式(6)を用い、IVUSフレーム $P(f)$ のためのシステムパワー伝達関数の全体的な平均値を、m組のスキャンラインにおける平均化システムパワー伝達関数として計算する。

【数6】

$$P(f) = \frac{1}{M} \sum_m P_m(f) \quad (6)$$

【0070】

平均化システムパワー伝達関数に対する入力範囲は、さまざまな実施形態に応じて異なることに留意する。たとえば、択一的な実施形態では、個々のスキャンラインに対する一連の伝達関数は、個々のスキャンラインに対して維持され、適用される。別の実施形態では、スキャンラインの一部（1本おき、2本おき、3本おきのスキャンライン）だけが処理され、ステップ712で平均化されて、全体的な平均化システムパワー伝達関数が求められる。さらに別の実施形態では、複数のフレームに対して平均化処理が行われる。

【0071】

ステップ712が完了すると、図13を参照して以下に説明するスペクトル分析および組織性状判別処理のために受信した信号に、平均化システムパワー伝達関数を適用することができる。

【0072】

システム伝達関数をどの程度の頻度で再計算するかは、さまざまな実施形態に応じて変化する。例示的な実施形態では、処理されたIVUS画像フレームのそれぞれに対して、システム伝達関数を計算して用いる。別の実施形態では、ステップ712で計算された単一のシステム伝達関数を、複数のIVUS画像フレームに対して用いる。

【0073】

例示的な具体例では、伝達関数はフレーム毎に再計算される。このように連続的に計算することにより、トランスデューサ部品の撮像処理中における性能の変化を補償し、（スキャンラインだけでなく）複数のフレームに対する平均化を支援する。すなわち、単一のノイズを多く含むフレームの効果を最小限に抑えることができる。ただし、伝達関数を計算し、そして/または更新するために用いられる周波数は、さまざまな実施形態に応じて変化する。

【0074】

図13を参照すると、例示的な実施形態において、上記のように計算された伝達関数を適用して、統合された後方散乱情報を求め、ブラーク組織の判別データを形成する一連のステップを要約したフローチャートが図示されている。ステップ800において、組織性状判別アプリケーションは、未処理のIVUS画像データを必要とする。次に、ステップ802において、ユーザは対象となる血管を特定する。その後、ステップ804において、ユーザは、対象となる領域が撮像プローブの現在の視野領域に入るように選択する。

【0075】

ステップ806において、システムは、エコー信号部分に対するパワースペクトル独立

10

20

30

40

50

して計算し、選択された対象領域に適用可能なシステム補間情報を得る。こうした補間情報は、これに限定するものではないが、点広がり関数および/またはシステム伝達関数を含む(上述の図7を参照されたい。)。点広がり関数は、システム伝達関数の空間的(または時間的)領域の態様であり、システムのインパルス応答に関連する。点広がり関数は、たとえばシステム伝達関数をフーリエ解析することにより計算できる。

【0076】

その後、ステップ808および810において、システムは、選択された対象領域に対するABSTFを計算し(ステップ808)、複数の小帯域(サブ帯域)におけるIBパラメータ(Integrated Backscatter Parameter: 後方散乱パラメータ)を算出する(ステップ810)。ステップ812において、例示的な実施形態では、低小帯域IBおよび高小帯域IBを比較して、信号のパラメータ値を特定の組織性状に関連付けやすくするための(符号なしの信号振幅とは異なる)符号付き信号差を求める。

10

【0077】

次にステップ814において、ステップ810および812で算出された値を組織性状判定基準に適用して、組織性状を判定する。さらなる対象領域があるときは、制御は、ステップ816からステップ804に戻る。さもなければ、ステップ818において、さまざまな対象領域における特定された性状判別結果を組み合わせ、単一の表示画像を形成する。

【0078】

上述の超音波エコーパラメータ化技術を具現化するシステムを用いて、より大きいスペクトル帯域の2つまたはそれ以上の帯域内で計算されたIBパラメータを、組織性状判別アプリケーションの入力値として用い、このアプリケーションは、数多くのソースにより提供されるパラメータデータを用いて、超音波エコー部分に対応する組織性状を求める。こうしたシステムの具体例がたとえばネアらの米国特許出願第11/689327号に記載されている。

20

【0079】

その後、上述のシステムの組織性状判別の出力値を、たとえば血管プラーク病巣を分類するシステムに入力し、そのシステム内においてプラーク分類アプリケーションにより、血管の断面スライス少なくとも1つのグラフィック画像に分類基準を適用して、そのスライスまたは3D容量をカバーする一連のスライスに対する全体的なプラーク分類を求める。こうしたシステムは、たとえばマーゴリスらの米国特許出願第11/689963号(米国特許出願公開第2007/0260141号)に記載されている。

30

【0080】

例示的な実施形態は、2つの周波数帯域を用いることを開示するが、択一的な実施形態は、より数多くの周波数帯域を用いる。さらに、複数の帯域を重ねるか、これらの間にギャップを設けてもよい。

【0081】

本発明の構成および技術を含む、本発明の上述の例示的な実施形態を参照して、システムおよび関連する部品および/または方法について説明してきた。本発明は、コンピュータハードウェア、ファームウェア、および所望の機能/手順を実行するコンピュータ実行可能な指令を含むコンピュータが判読可能な媒体の形態としてのソフトウェアにより実行可能なものである。本発明の原理を適用できる数多くの実現可能な実施形態において、添付図面を参照して上記説明した実施形態は、説明するためのものであって、本発明の範囲を限定するものと解釈すべきではない。したがって、添付の特許請求の範囲および均等物の範囲に入るすべての実施形態を含むものである。

40

【符号の説明】

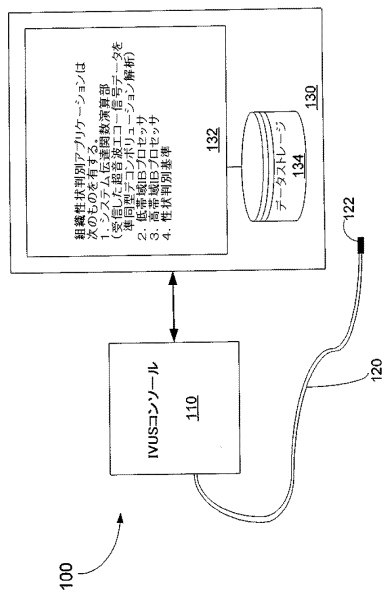
【0082】

100...血管内超音波(IVUS)分析システム、110...血管内超音波コンソール、120...血管内超音波(IVUS)カテーテル、122...超音波トランスデューサプローブ、130...演算デバイス、132...組織性状判別アプリケーション、134...データスト

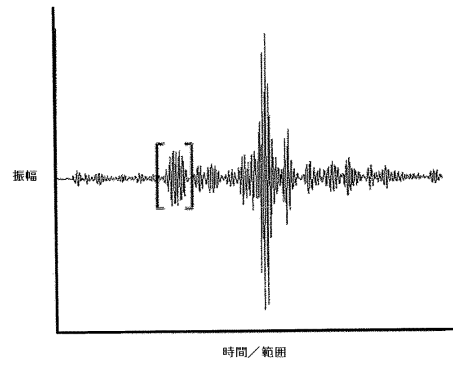
50

レンジ。

【図1】



【図2】



【 図 3 】

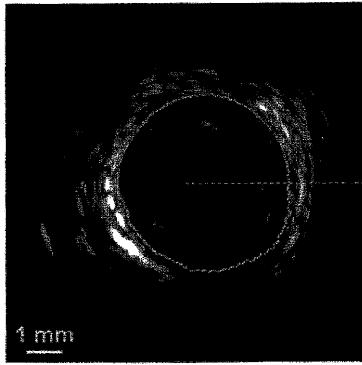
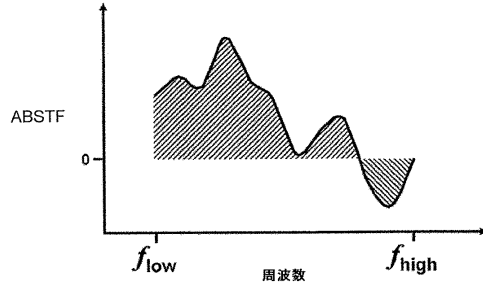
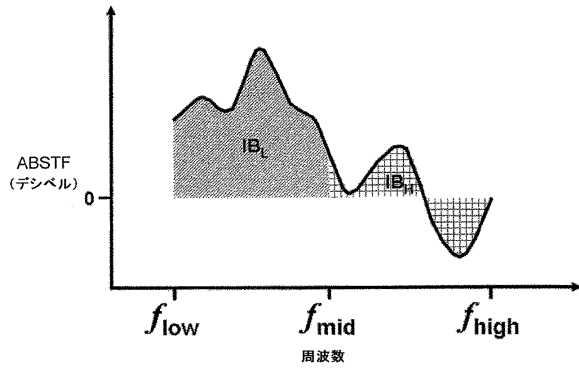


FIG. 3

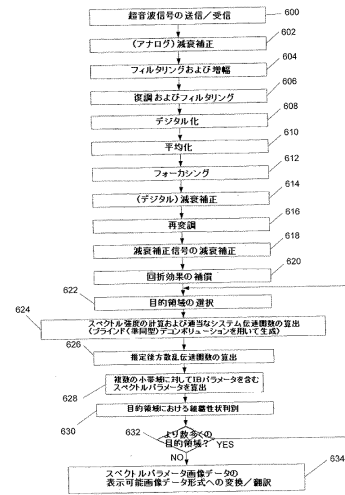
【 図 4 】



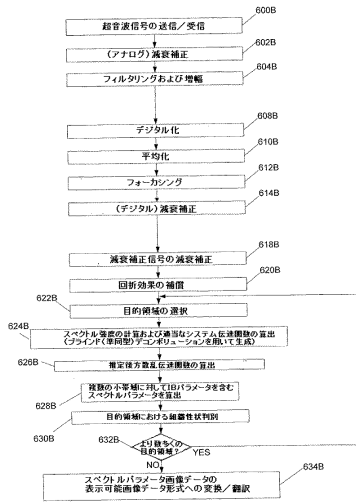
【 図 5 】



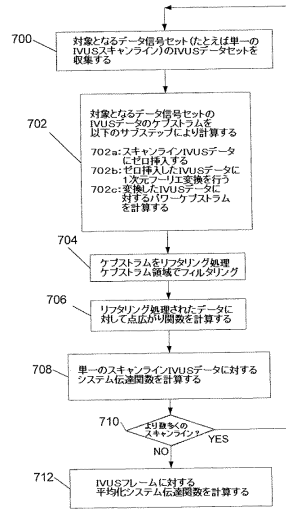
【 図 6 a 】



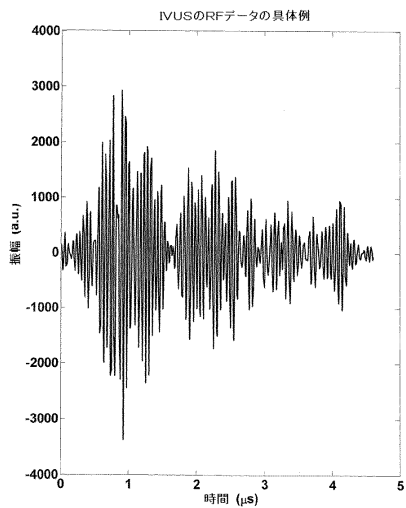
【図6b】



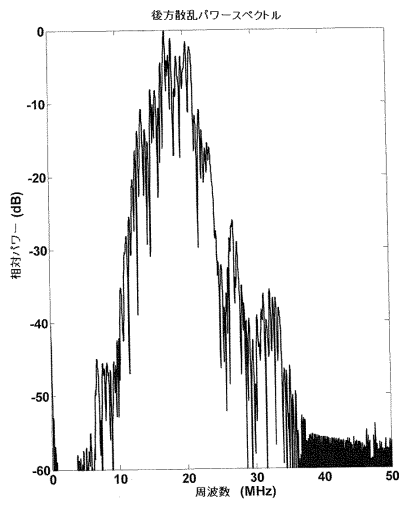
【図7】



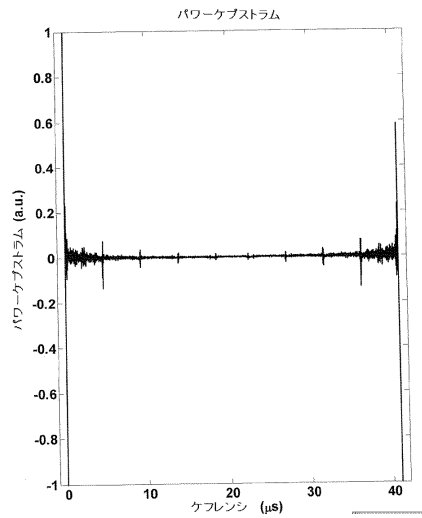
【図8】



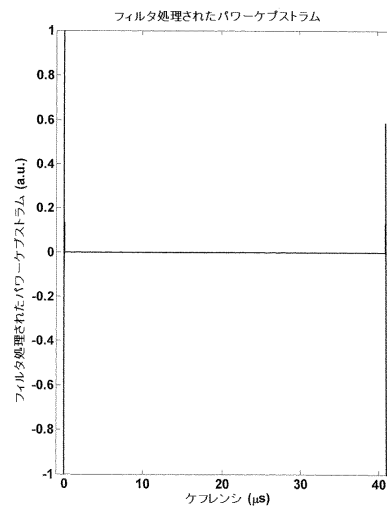
【図9】



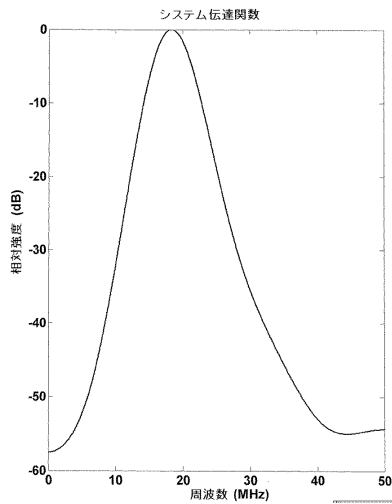
【図10】



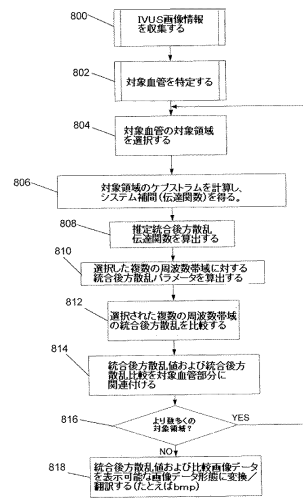
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 デイビッド・エル・グッドウィン
アメリカ合衆国95762カリフォルニア州エル・ドラド・ヒルズ、コリングスウッド・ドライブ
3239番

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開平07-008485(JP,A)
特開平09-010209(JP,A)
特開平10-165365(JP,A)
特開昭62-047782(JP,A)
特表2007-518488(JP,A)
国際公開第2005/069216(WO,A1)
IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, vol. 51, no. 2, p.163-175
IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, vol. 42, no. 4, p.543-554
IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, vol. 46, no. 2, p.291-299

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	用于通过反向散射超声波的同态反卷积分析来区分组织特性的系统和方法		
公开(公告)号	JP5453401B2	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	JP2011511847	申请日	2009-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	ケンドールアールウォーターズ デイビッドエルグッドウィン		
发明人	ケンドール・アール・ウォーターズ デイビッド・エル・グッドウィン		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/02007 A61B5/7257 G01S7/52036 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	山田卓司 田中，三夫		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	12/129837 2008-05-30 US		
其他公开文献	JP2011521730A JP2011521730A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种系统和方法，其有助于基于血管内超声回波信号段的光谱分析来表征血管斑块组织。特别地，集成反向散射参数的功率谱分析基于接收的血管内超声回波信号段呈现一组表征参数值。将得到的参数值应用于斑块组织表征标准，以呈现感兴趣区域的斑块组织特征。该系统和方法包括在计算设备上执行的计算机可执行指令，以使用同态反卷积技术来呈现系统传递函数的估计。

【图 2】

