

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-103613

(P2019-103613A)

(43) 公開日 令和1年6月27日(2019.6.27)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F I  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-237951 (P2017-237951)  
(22) 出願日 平成29年12月12日 (2017.12.12)

(71) 出願人 594164542  
キヤノンメディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 110001380  
特許業務法人東京国際特許事務所  
(72) 発明者 高松 勝幸  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 大嶋 康典  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 鈴木 智子  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

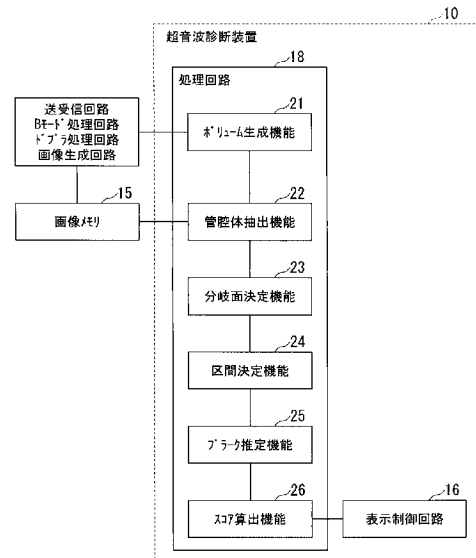
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、及び、ブラークスコア算出プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 正確で精度の良いブラークスコアを提示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置10は、ボリューム生成部21と、管腔体抽出部22と、分岐面決定部23と、区間決定部24と、ブラーク推定部25と、スコア算出部26とを有する。ボリューム生成部は、管腔体を含む領域に対するボリュームスキャンを実行して、ボリュームデータを生成する。管腔体抽出部は、ボリュームデータから3次元の管腔体領域データを抽出する。分岐面決定部は、3次元の管腔体領域データに基づき、管腔体の分岐面を決定する。区間決定部は、分岐面を基準として、管腔体を分割して複数の区間を決定する。ブラーク推定部は、3次元の管腔体領域データに基づき、複数の区間の各区間においてブラークを推定する。スコア算出部は、ブラークに基づいて各区間の最大の管腔体壁厚を算出し、各区間の最大の管腔体壁厚に基づきブラークスコアを算出する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

管腔体を含む領域に対するボリュームスキャンを実行して、管腔体を含むボリュームデータを生成するボリューム生成部と、

前記管腔体を含むボリュームデータから 3 次元の管腔体領域データを抽出する管腔体抽出部と、

前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記管腔体の分岐面を決定する分岐面決定部と、

前記分岐面を基準として、前記管腔体を分割して複数の区間を決定する区間決定部と、

前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記複数の区間の各区間においてプラークを推定するプラーク推定部と、

前記プラークに基づいて前記各区間の最大の管腔体壁厚を算出し、前記各区間の最大の管腔体壁厚に基づいてプラークスコアを算出するスコア算出部と、

を有する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記プラーク推定部は、前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて前記各区間の管腔体壁厚の変位を求め、変位の頂点に係る管腔体壁厚を閾値と比較することで前記プラークを推定する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記ボリューム生成部は、前記管腔体を含むボリュームデータとして、頸動脈を含むボリュームデータを生成し、

前記管腔体抽出部は、前記頸動脈を含むボリュームデータから、前記 3 次元の管腔体領域データとして、3 次元の頸動脈領域データを抽出する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記分岐面決定部は、前記 3 次元の頸動脈領域データに基づいて、頸動脈の内頸動脈と外頸動脈との膨隆点を検出し、前記膨隆点を含む面を前記分岐面として決定する、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記分岐面決定部は、前記 3 次元の頸動脈領域データに基づいて、前記膨隆点の接平面を前記分岐面として決定する、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記スコア算出部は、前記プラークスコアとして、左側の頸動脈に係るプラークスコアと、右側の頸動脈に係るプラークスコアと、両側の頸動脈に係るプラークスコアののうち少なくとも 1 つを算出する、

請求項 3 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記スコア算出部は、前記プラークに基づいて前記各区間の最大 I M T ( Intima-Media Thickness ) を算出し、前記各区間の最大 I M T に基づいて前記プラークスコアを算出する、

請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記スコア算出部は、前記プラークスコアを前記ディスプレイに表示する、

請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記スコア算出部は、前記 3 次元の管腔体領域データの全体を、前記複数の区間の個数の断面でカットした場合の前記個数の断面画像データを、ディスプレイに表示する、

請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 10】**

前記スコア算出部は、前記 3 次元の頸動脈領域データの複数の区間を、前記複数の区間の個数の断面でそれぞれカットした場合の前記個数の断面画像データを、ディスプレイに表示する、

請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

管腔体を含むボリュームデータから 3 次元の管腔体領域データを抽出する管腔体抽出部と、

前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記管腔体の分岐面を決定する分岐面決定部と、

前記分岐面を基準として、前記管腔体を分割して複数の区間を決定する区間決定部と、  
前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記複数の区間の各区間においてプラークを推定するプラーク推定部と、

前記プラークに基づいて前記各区間の最大の管腔体壁厚を算出し、前記各区間の最大の管腔体壁厚に基づいてプラークスコアを算出するスコア算出部と、

を有する医用画像処理装置。

**【請求項 12】**

コンピュータに、

管腔体を含むボリュームデータから 3 次元の管腔体領域データを抽出する機能と、

前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記管腔体の分岐面を決定する機能と、

前記分岐面を基準として、前記管腔体を分割して複数の区間を決定する機能と、

前記 3 次元の管腔体領域データに基づいて、前記複数の区間の各区間においてプラークを推定する機能と、

前記プラークに基づいて前記各区間の最大の管腔体壁厚を算出し、前記各区間の最大の管腔体壁厚に基づいてプラークスコアを算出する機能と、

を実現させるプラークスコア算出プログラム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置、医用画像処理装置、及び、プラークスコア算出プログラムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

医用分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、超音波診断装置に接続された超音波プローブから被検体内に超音波を送信させ、反射波に基づくエコー信号を生成し、画像処理によって所望の超音波画像を得る。

**【0003】**

従来の超音波診断装置では、臓器等の構造を把握するために、エコー信号に基づいて B モード処理した超音波画像である B モード画像が利用されている。B モード画像は、所謂白黒画像であり、輝度値の差異によって構造物の違いを表現する画像である。B モード画像では、組織の違いにより音波の反射具合が異なることを利用しているため、大きく組織性状の異なる部分に関しては明瞭に境界等を描出できる。

**【0004】**

ここで、動脈硬化症によってプラークが発生する場合がある。プラークは血管の内膜壁に発生し、肥厚することで血管が細くなったり、プラークの全部又は一部が剥離することで血栓となって血管が詰まったりすることで、心筋梗塞等の症状を引き起こす。動脈硬化の判定は、超音波診断装置による頸動脈エコー検査で行うことができる。頸動脈エコー検査により得られた 2 次元の頸動脈領域データに基づいて、プラークの有無や血管壁の厚さを定量化したプラークスコアを算出することができる。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-212245号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、正確で精度の良いブラークスコアを提示することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、ボリューム生成部と、管腔体抽出部と、分岐面決定部と、区間決定部と、ブラーク推定部と、スコア算出部とを有する。ボリューム生成部は、管腔体を含む領域に対するボリュームスキャンを実行して、管腔体を含むボリュームデータを生成する。管腔体抽出部は、管腔体を含むボリュームデータから3次元の管腔体領域データを抽出する。分岐面決定部は、3次元の管腔体領域データに基づいて、管腔体の分岐面を決定する。区間決定部は、分岐面を基準として、管腔体を分割して複数の区間を決定する。ブラーク推定部は、3次元の管腔体領域データに基づいて、複数の区間の各区間においてブラークを推定する。スコア算出部は、ブラークに基づいて各区間の最大の管腔体壁厚を算出し、各区間の最大の管腔体壁厚に基づいてブラークスコアを算出する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】図2は、実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図3】図3は、実施形態に係る超音波診断装置の動作をフローチャートとして示す図。

【図4】図4は、実施形態に係る超音波診断装置において抽出される3次元の頸動脈領域データを模式的に示す図。

【図5】図5は、実施形態に係る超音波診断装置において決定される頸動脈の各区間を模式的に示す図。

【図6】図6は、実施形態に係る超音波診断装置におけるステップS T 5の動作をフローチャートとして示す図。

【図7】図7は、実施形態に係る超音波診断装置におけるブラークの推定方法を説明するための図。

【図8】図8は、実施形態に係る超音波診断装置におけるブラークの推定方法を説明するための図。

【図9】図9は、実施形態に係る超音波診断装置において推定されるブラークを示す図である。

【図10】図10は、図9の比較例を示す図。

【図11】図11は、実施形態に係る超音波診断装置における第1の表示例を示す図。

【図12】図12は、実施形態に係る超音波診断装置における第2の表示例を示す図。

【図13】図13は、実施形態に係る医用画像処理装置の機能を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら、超音波診断装置、医用画像処理装置、及び、ブラークスコア算出プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【0010】

(超音波診断装置)

図1は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0011】

図1は、実施形態に係る超音波診断装置10を示す。また、図1は、超音波プローブ2

10

20

30

40

50

0、入力部（例えば、入力インターフェース）30、及び表示部（例えば、ディスプレイ）40を示す。なお、超音波診断装置10に、超音波プローブ20、入力インターフェース30、及びディスプレイ40の少なくとも1個を加えた装置を超音波診断装置と称する場合もある。以下の説明では、超音波診断装置10の外部に、超音波プローブ20、入力インターフェース30、及びディスプレイ40の全てが備えられる場合について説明する。

#### 【0012】

超音波診断装置10は、送受信部（例えば、送受信回路）11、Bモード処理部（例えば、Bモード処理回路）12、ドプラ処理部（例えば、ドプラ処理回路）13、画像生成部（例えば、画像生成回路）14、画像記憶部（例えば、画像メモリ）15、表示制御部（例えば、表示制御回路）16、ネットワーク接続部（例えば、ネットワーク接続回路）17、処理部（例えば、処理回路）18、及び記憶部（例えば、記憶回路）19を備える。回路11～14は、特定用途向け集積回路（ASIC:Application Specific Integrated Circuit）等によって構成されるものである。しかしながら、その場合に限定されるものではなく、回路11～14の機能の全部又は一部は、処理回路18がプログラムを実行することで実現されるものであってもよい。

10

#### 【0013】

送受信回路11は、送信回路及び受信回路（図示省略）を有する。送受信回路11は、処理回路18による制御の下、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信回路11が超音波診断装置10に設けられる場合について説明するが、送受信回路11は、超音波プローブ20に設けられてもよいし、超音波診断装置10及び超音波プローブ20の両方に設けられてもよい。

20

#### 【0014】

送信回路は、パルス発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。パルス発生回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延回路は、超音波プローブ20の超音波振動子から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

30

#### 【0015】

受信回路は、アンプ回路、A/D（Analog to Digital）変換器、及び加算器等を有し、超音波振動子が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正されたエコー信号をA/D変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理されたエコー信号の加算処理を行ってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

40

#### 【0016】

Bモード処理回路12は、処理回路18による制御の下、受信回路からエコーデータを受信し、対数増幅、及び包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（2次元又は3次元データ）を生成する。このデータは、一般に、Bモードデータと呼ばれる。

#### 【0017】

ドプラ処理回路13は、処理回路18による制御の下、受信回路からのエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動態情報を多点について抽出したデータ（2次元又は3次元データ）を生成する。このデータは、一般に、ドプラデータと呼ばれる。

#### 【0018】

50

画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、超音波プローブ 20 が受信したエコー信号に基づいて、所定の輝度レンジで表現された超音波画像を画像データとして生成する。例えば、画像生成回路 14 は、超音波画像として、B モード処理回路 12 によって生成された 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、画像生成回路 14 は、超音波画像として、ドブラ処理回路 13 によって生成された 2 次元のドブラデータから移動態情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。

【0019】

画像メモリ 15 は、1 フレーム当たり 2 軸方向に複数のメモリセルを備え、それを複数フレーム分備えたメモリである 2 次元メモリを含む。画像メモリ 15 としての 2 次元メモリは、処理回路 18 の制御による制御の下、画像生成回路 14 によって生成された 1 フレーム、又は、複数フレームに係る超音波画像を 2 次元画像データとして記憶する。

10

【0020】

画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、画像メモリ 15 としての 2 次元メモリに配列された超音波画像に対し、必要に応じて補間処理を行う 3 次元再構成を行うことで、画像メモリ 15 としての 3 次元メモリ内に超音波画像をボリュームデータとして生成する。補間処理方法としては、公知の技術が用いられる。

【0021】

画像メモリ 15 は、3 軸方向 (X 軸、Y 軸、及び Z 軸方向) に複数のメモリセルを備えたメモリである 3 次元メモリを含む場合もある。画像メモリ 15 としての 3 次元メモリは、処理回路 18 の制御による制御の下、画像生成回路 14 によって生成された超音波画像をボリュームデータとして記憶する。

20

【0022】

表示制御回路 16 は、GPU (Graphics Processing Unit) 及び VRAM (Video RAM) 等を含む。表示制御回路 16 は、処理回路 18 の制御による制御の下、処理回路 18 から表示出力要求のあった超音波画像 (例えば、ライブ画像) をディスプレイ 40 に表示させる。

【0023】

ネットワーク接続回路 17 は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信プロトコルを実装する。ネットワーク接続回路 17 は、この各種プロトコルに従って、超音波診断装置 10 と、外部の医用画像管理装置 50 及び医用画像処理装置 60 等の他の機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電氣的な接続等を適用することができる。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、無線 / 有線の病院基幹 LAN (Local Area Network) やインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワーク及び衛星通信ネットワーク等を含む。

30

【0024】

また、ネットワーク接続回路 17 は、非接触無線通信の種々のプロトコルを実装してもよい。この場合、超音波診断装置 10 は、例えば超音波プローブ 20 と、ネットワークを介さず直接にデータ送受信することができる。

40

【0025】

処理回路 18 は、専用又は汎用の CPU (central processing unit)、MPU (micro processor unit)、又は GPU (Graphics Processing Unit) の他、ASIC、及び、プログラマブル論理デバイス等を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス (SPLD: simple programmable logic device)、複合プログラマブル論理デバイス (CPLD: complex programmable logic device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA: field programmable gate array) 等が挙げられる。

【0026】

また、処理回路 18 は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路

50

要素の組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、記憶回路 19 は回路要素ごとに個別に設けられてもよいし、単一の記憶回路 19 が複数の回路要素の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。

#### 【0027】

記憶回路 19 は、R A M (random access memory)、フラッシュメモリ (flash memory) 等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。記憶回路 19 は、U S B (universal serial bus) メモリ及び D V D (digital video disk) 等の可搬型メディアによって構成されてもよい。記憶回路 19 は、処理回路 18 において用いられる各種処理プログラム (アプリケーションプログラムの他、O S (operating system) 等も含まれる) や、プログラムの実行に必要なデータを記憶する。また、O S に、操作者に対するディスプレイ 40 への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力インターフェース 30 によって行うことができる G U I (graphical user interface) を含めることもできる。

10

#### 【0028】

超音波プローブ 20 は、前面部に複数個の微小な振動子 (圧電素子) を備え、スキャン対象を含む領域、例えば管腔体を含む領域に対して超音波の送受波を行う。各振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また、受信時には反射波を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有する。超音波プローブ 20 は小型、軽量に構成されており、ケーブル (又は無線通信) を介して超音波診断装置 10 に接続される。

20

#### 【0029】

超音波プローブ 20 は、スキャン方式の違いにより、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等の種類に分けられる。また、超音波プローブ 20 は、アレイ配列次元の違いにより、アジマス方向に 1 次元 (1 D) 的に複数個の振動子が配列された 1 D アレイプローブと、アジマス方向かつエレベーション方向に 2 次元 (2 D) 的に複数個の振動子が配列された 2 D アレイプローブとの種類に分けられる。なお、1 D アレイプローブは、エレベーション方向に少数の振動子が配列されたプローブを含む。

#### 【0030】

ここで、3 D スキャン、つまり、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備えた 2 D アレイプローブが利用される。又は、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備え、エレベーション方向に機械的に揺動する機構を備えた 1 D プローブが利用される。後者のプローブは、メカ 4 D プローブとも呼ばれる。

30

#### 【0031】

実施形態においては、ボリュームスキャンを前提としているので、超音波プローブ 20 として、2 D アレイプローブ、又は、メカ 4 D プローブが採用される。また、スキャン対象としての頸動脈を含む領域をスキャンする場合は、超音波プローブ 20 としてリニア型を採用することが一般的である。

#### 【0032】

入力インターフェース 30 は、操作者によって操作が可能な入力デバイスからの信号を入力する回路と、入力デバイスとを含む。入力デバイスは、トラックボール、スイッチ、マウス、キーボード、走査面に触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、及び音声入力回路等によって実現される。操作者により入力デバイスが操作されると、入力インターフェース 30 はその操作に応じた入力信号を生成して処理回路 18 に出力する。

40

#### 【0033】

ディスプレイ 40 は、例えば液晶ディスプレイや O L E D (Organic Light Emitting Diode) ディスプレイ等の一般的な表示出力装置により構成される。ディスプレイ 40 は、処理回路 18 の制御に従って各種情報を表示する。

50

## 【 0 0 3 4 】

また、図 1 は、超音波診断装置 1 0 の外部機器である医用画像管理装置 5 0 及び医用画像処理装置 6 0 を示す。医用画像管理装置 5 0 は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) サーバであり、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 1 0 等の機器に接続される。医用画像管理装置 5 0 は、超音波診断装置 1 0 によって生成された超音波画像等の医用画像を D I C O M ファイルとして管理する。

## 【 0 0 3 5 】

医用画像処理装置 6 0 は、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 1 0 や医用画像管理装置 5 0 等の機器に接続される。医用画像診断装置 6 0 としては、例えば、超音波診断装置 1 0 によって生成された超音波画像に対して各種画像処理を施すワークステーションや、タブレット端末等の携帯型情報処理端末等が挙げられる。なお、医用画像処理装置 6 0 はオフラインの装置であって、超音波診断装置 1 0 によって生成された超音波画像を可搬型の記憶媒体を介して読み出し可能な装置であってもよい。

10

## 【 0 0 3 6 】

続いて、超音波診断装置 1 0 の機能について説明する。

## 【 0 0 3 7 】

図 2 は、超音波診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

## 【 0 0 3 8 】

処理回路 1 8 は、記憶回路 1 9 に記憶された、又は、処理回路 1 8 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、ボリューム生成部（例えば、ボリューム生成機能）2 1、管腔体抽出部（例えば、管腔体抽出機能）2 2、分岐面決定部（例えば、分岐面決定機能）2 3、区間決定部（例えば、区間決定機能）2 4、ブランク推定部（例えば、ブランク推定機能）2 5、及びスコア算出部（例えば、スコア算出機能）2 6 を実現する。以下、機能 2 1 ~ 2 6 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 2 1 ~ 2 6 の全部又は一部は、超音波診断装置 1 0 に A S I C 等の回路として設けられるものであってもよい。

20

## 【 0 0 3 9 】

ボリューム生成機能 2 1 は、入力インターフェース 3 0 からの入力に従って、送受信回路 1 1 等を統括的に制御して患者の管腔体を含む領域に対するボリュームスキャンを実行することで、管腔体を含むボリュームデータを生成する機能である。ボリューム生成機能 2 1 は、ボリュームデータを画像メモリ 1 5 に記憶させる。

30

## 【 0 0 4 0 】

管腔体抽出機能 2 2 は、管腔体を含むボリュームデータを画像メモリ 1 5 から取得し、管腔体を含むボリュームデータから 3 次元の管腔体領域データを抽出する機能である。

## 【 0 0 4 1 】

分岐面決定機能 2 3 は、管腔体抽出機能 2 2 によって抽出された 3 次元の管腔体領域データに基づいて、管腔体の分岐面を決定する機能である。分岐面決定機能 2 3 は、3 次元の管腔体領域データに基づいて、管腔体の分岐の膨隆点を検出し、管腔体の膨隆点を含む面を決定する。

40

## 【 0 0 4 2 】

区間決定機能 2 4 は、管腔体抽出機能 2 2 によって抽出された 3 次元の管腔体領域データと、分岐面決定機能 2 3 によって決定された分岐面とに基づいて、管腔体を分割する複数の区間を決定する機能である。区間決定機能 2 4 は、分岐面決定機能 2 3 によって抽出された分岐面を基準として複数、例えば 4 個の分割面を算出し、管腔体を 3 次元的に 4 個の区間に分割する。

## 【 0 0 4 3 】

ブランク推定機能 2 5 は、管腔体抽出機能 2 2 によって抽出された 3 次元の管腔体領域データに基づいて、区間決定機能 2 4 によって決定された複数の区間の各区間においてブランクを推定する機能である。例えば、ブランク推定機能 2 5 は、3 次元の管腔体領域デ

50

ータに基づいて各区間の管腔体壁厚の変位を求め、変位の頂点（ピーク）に係る管腔体壁厚を閾値と比較することでプラークを推定する。プラーク推定機能 25 は、管腔体壁厚、例えば内膜中膜複合体厚（IMT：Intima-Media Thickness）を算出し、閾値以上の IMT を有する部分をプラークとして推定する。なお、IMT は、頸動脈の血管壁内腔側の表層を構成する内膜と中膜とを含む厚さを示す。

【0044】

スコア算出機能 26 は、プラーク推定機能 25 によって推定されたプラークに基づいて各区間の最大 IMT を算出し、各区間の最大 IMT に基づいてプラークスコア（Plaque Score）を算出する機能である。

【0045】

なお、機能 21～26 の詳細については、図 3～図 11 を用いて後述する。

【0046】

続いて、超音波診断装置 10 の動作について説明する。

【0047】

図 3 は、超音波診断装置 10 の動作をフローチャートとして示す図である。図 3 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0048】

ボリューム生成機能 21 は、入力インターフェース 30 を介した操作者からのスキャン開始指示に従って、送受信回路 11 等を統括的に制御して管腔体、例えば頸動脈を含む領域に対するボリュームスキャンを実行し、頸動脈を含むボリュームデータを生成する（ステップ ST1）。以下、管腔体が頸動脈である場合について説明するが、その場合に限定されるものではない。例えば、管腔体は、狭窄を起こし易い腕や下肢等の血管であってもよい。

【0049】

ステップ ST1 によってボリュームスキャンが実行された場合、ボリュームデータに基づくライブ画像が生成及び表示されることになる。また、ステップ ST1 によって生成された頸動脈を含むボリュームデータは、画像メモリ 15 に記憶される。

【0050】

管腔体抽出機能 22 は、頸動脈を含むボリュームデータを画像メモリ 15 から取得し、頸動脈を含むボリュームデータから、3次元の頸動脈領域データを管腔体領域データとして抽出する（ステップ ST2）。

【0051】

図 4 は、超音波診断装置 10 において抽出される 3次元の頸動脈領域データを模式的に示す図である。

【0052】

図 4 は、頸動脈を含むボリュームデータ V1 と、ボリュームデータ V1 に含まれる 3次元の頸動脈領域データ V2 とを示す。頸動脈を含むボリュームデータ V1 から、3次元の頸動脈領域データ V2 が抽出される。

【0053】

図 3 の説明に戻って、分岐面決定機能 23 は、ステップ ST2 によって抽出された 3次元の頸動脈領域データに基づいて、頸動脈の分岐面を決定する（ステップ ST3）。分岐面決定機能 23 は、3次元の頸動脈領域データに基づいて、頸動脈の内頸動脈と外頸動脈との膨隆点を検出し、膨隆点を含む面を分岐面として決定する。なお、決定される分岐面の例を、後述する図 5 に示す。

【0054】

区間決定機能 24 は、ステップ ST2 によって抽出された 3次元の頸動脈領域データと、ステップ ST3 によって決定された分岐面とに基づいて、頸動脈を分割して複数の区間を決定する（ステップ ST4）。

【0055】

図 5 は、超音波診断装置 10 において決定される頸動脈の各区間を模式的に示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 5 6 】

図 5 は、3次元の頸動脈領域データ V 2 を示す。また、図 5 は、3次元の頸動脈領域データ V 2 に設定される、分岐面 F 0 と、分岐面 F 0 を基準として決定された分割面 F 1 ~ F 4 とを示す。分岐面 F 0 は、頸動脈の内頸動脈と外頸動脈との膨隆点 G を基準として、操作者による操作に従って決定されてもよいし、膨隆点 G の接平面として決定されてもよい。分割面 F 1 ~ F 4 は、分岐面 F 0 と平行になるように決定される。また、分割面 F 1 は、分岐面 F 0 から中枢側に一定値、例えば 1.5 cm だけ離れた位置に、分割面 F 2 は、分割面 F 1 から中枢側に 1.5 cm だけ離れた位置に、分割面 F 3 は、分割面 F 2 から中枢側に 1.5 cm だけ離れた位置に配置される。一方、分割面 F 4 は、分岐面 F 0 から末梢側に 1.5 cm だけ離れた位置に配置される。

10

【 0 0 5 7 】

そして、分割面 F 3 と分割面 F 2 との間は、頸動脈の中枢側 1 と呼ばれ、分割面 F 2 と分割面 F 1 との間は、頸動脈の中枢側 2 と呼ばれ、分割面 F 1 と分割面 F 0 との間は、頸動脈の中枢側 3 と呼ばれる。また、分割面 F 0 と分割面 F 4 との間は、頸動脈の末梢側と呼ばれる。

【 0 0 5 8 】

図 3 の説明に戻って、ブラーク推定機能 2 5 は、ステップ S T 2 によって抽出された 3次元の頸動脈領域データに基づいて、ステップ S T 4 によって決定された複数の区間の各区間において管腔体の I M T を算出し、一定以上の I M T を有する部分をブラークとして推定する (ステップ S T 5 )。スコア算出機能 2 6 は、ステップ S T 5 によって推定されたブラークに基づいて、各区間において最大 I M T を決定する (ステップ S T 6 )。なお、ステップ S T 5 , S T 6 の詳細については、図 6 を用いて説明する。

20

【 0 0 5 9 】

図 6 は、超音波診断装置 1 0 におけるステップ S T 5 , S T 6 の動作をフローチャートとして示す図である。図 6 において、「S T」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 6 0 】

ブラーク推定機能 2 5 は、頸動脈の 4 区間のうち、ある区間について最大 I M T の算出を開始する (ステップ S T 5 1 )。ブラーク推定機能 2 5 は、ステップ S T 2 (図 3 に図示) によって抽出された 3次元の管腔体領域データに基づいて当該区間の I M T の変位を求め、変位の頂点 (ピーク) に係る I M T であって、閾値以上、例えば、1.1 mm 以上の I M T が存在するか否かを判断する (ステップ S T 5 2 )。

30

【 0 0 6 1 】

例えば、ブラーク推定機能 2 5 は、当該区間内の、分岐面 F 0 に平行な複数のスライス面 C (図 9 (A) に図示) を算出し、複数のスライス面において順次 I M T を算出する。頸動脈の径は比較的小さく、また、分岐部における頸動脈の曲がり具合も比較的小さいことから、I M T の厚さ方向はスライス面上にあるとみなすことができる。又は、ブラーク推定機能 2 5 は、当該区間内の、頸動脈の芯線方向に直交する複数のスライス面を算出し、複数のスライス面において順次 I M T を算出してよい。

40

【 0 0 6 2 】

ステップ S T 5 2 の判断にて Y E S、即ち、変位の頂点に係る I M T であって、1.1 mm 以上の I M T が存在すると判断される場合、ブラーク推定機能 2 5 は、当該 I M T を有する隆起部を 1 又は複数のブラークとして推定する (ステップ S T 5 3 )。

【 0 0 6 3 】

図 7 及び図 8 は、超音波診断装置 1 0 におけるブラークの推定方法を説明するための図である。図 7 及び図 8 は、分岐面 F 0 (図 5 に図示) に平行な複数のスライス面の配列方向 (即ち、スライス方向) に対する I M T の変位を示す。なお、図 7 及び図 8 は、複数のスライス面における頸動脈の I M T の変位、即ち、2次元的な変位を示すが、頸動脈の I M T の変位は、3次元的なものとして得られる。

50

## 【 0 0 6 4 】

図 7 に示すように、I M T の変位を示す曲線の頂点が、1 . 1 m m 以上の位置に 1 個存在する場合、当該頂点を含む隆起部をブランクと推定する。

## 【 0 0 6 5 】

また、図 8 に示すように、I M T の変位を示す曲線の頂点が複数存在し、1 個のブランクであるか、2 個のブランクであるかの判定が困難な場合もある。その場合、頂点 P 1 と頂点 P 2 との間の最小 I M T が、最大の頂点 P 1 に係る I M T に対して一定の割合、例えば、最大の頂点 P 1 に係る I M T の 7 0 % 未満まで降下する場合には 2 個のブランクと判定するものとする。一方で、頂点 P 1 と頂点 P 2 との間の I M T が、最大の頂点 P 1 に係る I M T の 7 0 % 未満まで降下しない場合には 1 個のブランクと判定するものとする。

10

## 【 0 0 6 6 】

図 6 の説明に戻って、スコア算出機能 2 6 は、ステップ S T 5 3 によって推定されたブランクに基づいて当該区間の最大 I M T を算出する ( ステップ S T 6 1 ) 。スコア算出機能 2 6 は、ステップ S T 6 1 によって算出された当該区間の最大 I M T を登録し ( ステップ S T 6 2 ) 、ステップ S T 5 1 によって開始された当該区間についての最大 I M T の算出を終了する ( ステップ S T 6 3 ) 。

## 【 0 0 6 7 】

スコア算出機能 2 6 は、全ての区間について最大 I M T を算出したか否かを判断する ( ステップ S T 6 4 ) 。ステップ S T 6 4 の判断にて N O 、即ち、全ての区間について最大 I M T を算出していないと判断される場合、ブランク推定機能 2 5 は、頸動脈の複数の区間のうち、次の区間について最大 I M T の算出を開始する ( ステップ S T 5 1 ) 。

20

## 【 0 0 6 8 】

一方で、ステップ S T 6 4 の判断にて Y E S 、即ち、全ての区間について最大 I M T を算出したと判断される場合、図 3 のステップ S T 7 に進む。

## 【 0 0 6 9 】

図 9 は、超音波診断装置 1 0 において推定されるブランクを示す図である。図 1 0 は、図 9 の比較例を示す図である。

## 【 0 0 7 0 】

図 9 ( A ) は、3 次元の頸動脈領域データ V 2 と、分岐面 F 0 と、分割面 F 1 ~ F 4 と、頸動脈内のブランク E 1 ~ E 4 とを示す。頸動脈領域データ V 2 は 3 次元データであるため、各区間のブランクを全て推定することができる。また、図 9 ( B ) は、図 9 ( A ) の断面 C を示す図である。

30

## 【 0 0 7 1 】

一方、図 1 0 は、断面データとしての 2 次元の頸動脈領域データ H と、分岐線 I 0 と、分割線 I 1 ~ I 4 と、頸動脈内のブランク E 1 , E 3 , E 4 とを示す。分岐線 I 0 は、2 次元の頸動脈領域データ H に基づいて、頸動脈の内頸動脈と外頸動脈との膨隆点 G が検出されることで、膨隆点 G を含む線が分岐線 I 0 として決定される。分割線 I 1 ~ I 4 は、2 次元の頸動脈領域データ H に基づいて、分岐線 I 0 を基準として 4 個の区分線が算出されることで、頸動脈を 2 次元的に 4 区間に分割する。

## 【 0 0 7 2 】

図 1 0 に示す 2 次元の頸動脈領域データ H を使用する場合、図 9 に示す 3 次元の頸動脈領域データ V 2 を使用する場合と比較して、4 区間内の全てのブランクを推定することはできない。例えば、図 1 0 に示す 2 次元の頸動脈領域データ H は、断面データであるので、図 9 ( A ) に示す頸動脈側面のブランク E 2 を推定できない。また、図 1 0 に示す 2 次元の頸動脈領域データ H を使用する場合、図 9 に示す 3 次元の頸動脈領域データ V 2 を使用する場合と比較して、ブランクの I M T を正確に算出することができない。例えば、図 1 0 に示す 2 次元の頸動脈領域データ H は、断面データであるので、算出されるブランク E 1 , E 3 の I M T が最大値であるとは限らない。このような課題を解決するためには、複数の異なる断面における 2 次元の頸動脈領域データに基づいて、それぞれブランクを推定する必要があり、処理が煩雑になる。

40

50

## 【 0 0 7 3 】

一方で、図 9 に示す 3 次元の頸動脈領域データ V 2 を使用する場合、頸動脈の各区間における全てのプラークを推定することができる。また、図 9 に示す 3 次元の頸動脈領域データ V 2 を使用する場合、プラークの I M T を正確に算出することができる。なお、2 つの区間に跨るプラーク（例えば、プラーク E 4）が存在する場合、当該プラークは、最大 I M T の部分が存在している区間のものとして推定される。

## 【 0 0 7 4 】

図 3 の説明に戻って、スコア算出機能 2 6 は、ステップ S T 6 によって算出された各区間の最大 I M T に基づいてプラークスコアを算出する（ステップ S T 7）。スコア算出機能 2 6 は、左側の頸動脈に係るプラークスコアと、右側の頸動脈に係るプラークスコアと、両側の頸動脈に係るプラークスコアののうち少なくとも 1 つを算出することができる。右側（又は左側）の頸動脈に係るプラークスコアは、4 区間分の最大 I M T の総和である。両側の頸動脈に係るプラークスコアは、左右 8 区間分の最大 I M T の総和である。なお、スコア算出機能 2 6 は、プラーク数の総和としてのプラーク数（Plaque Number）も併せて算出することもできる。

## 【 0 0 7 5 】

スコア算出部 2 6 は、3 次元の頸動脈領域データに基づいて、各区間の最大 I M T を示す断面の断面画像を生成し、4 区間に対応する 4 個の断面画像をディスプレイ 4 0 に表示する。

## 【 0 0 7 6 】

図 1 1 は、超音波診断装置 1 0 における第 1 の表示例を示す図である。

## 【 0 0 7 7 】

図 1 1 は、3 次元の頸動脈領域データの全体を、区間の個数（4 個）の断面でカットした場合の 4 個の断面画像データ（断面画像）を示す。図 1 1 の左上は、3 次元の頸動脈領域全体を、中枢側 1 の最大 I M T \_\_ Q 1 を示す断面でカットした場合の断面画像である。つまり、この断面画像は、中枢側 1 の最大 I M T \_\_ Q 1 の厚さ方向を含む断面に係る。図 1 1 の右上は、3 次元の頸動脈領域全体を、中枢側 2 の最大 I M T \_\_ Q 2 を示す断面でカットした場合の断面画像である。

図 1 1 の左下は、3 次元の頸動脈領域全体を、中枢側 3 の最大 I M T \_\_ Q 3 を示す断面でカットした場合の断面画像である。図 1 1 の右下は、3 次元の頸動脈領域全体を、末梢側の最大 I M T \_\_ Q 4 を示す断面でカットした場合の断面画像である。

## 【 0 0 7 8 】

図 1 1 に示すように、頸動脈領域全体を 4 個の断面でカットした場合の 4 個の断面画像が表示されることで、操作者は、4 区間における最大 I M T \_\_ Q 1 ~ Q 4 を視認することができる。

## 【 0 0 7 9 】

また、上段の 4 個の断面画像と共に、又は、4 個の断面画像に代替して、スコア算出部 2 6 は、プラークスコアとして、左側の頸動脈に係るプラークスコアと、右側の頸動脈に係るプラークスコアと、両側の頸動脈に係るプラークスコアののうち少なくとも 1 つを表示することができる。プラークスコアは、表示画面内の計測表示領域（M D A : Measurement Display Area）やワークシート、レポートに表示されればよい。図 1 1 では、上段の 4 個の断面画像と共に、右側の頸動脈に係るプラークスコアが表示されている。

## 【 0 0 8 0 】

図 1 2 は、超音波診断装置 1 0 における第 2 の表示例を示す図である。

## 【 0 0 8 1 】

図 1 2 は、3 次元の頸動脈領域データの 4 区間を、4 個の断面でそれぞれカットした場合の 4 個の断面画像データ（断面画像）を示す。図 1 2 の左端部分は、3 次元の頸動脈領域の中枢側 1 を、中枢側 1 の最大 I M T \_\_ Q 1 を示す断面でカットした場合の断面画像である。図 1 2 の左から 2 番目の部分は、3 次元の頸動脈領域の中枢側 2 を、中枢側 2 の最大 I M T \_\_ Q 2 を示す断面でカットした場合の断面画像である。図 1 2 の左から 3 番目の

10

20

30

40

50

部分は、3次元の頸動脈領域の中枢側3を、中枢側3の最大IMT\_Q3を示す断面でカットした場合の断面画像である。図12の右端部分は、3次元の頸動脈領域の末梢側を、末梢側の最大IMT\_Q4を示す断面でカットした場合の断面画像である。

【0082】

図12に示すように、頸動脈領域の4区間をそれぞれカットした場合の4個の断面画像が表示されることで、操作者は、4区間における最大IMT\_Q1~Q4を視認することができる。

【0083】

超音波診断装置10によれば、3次元の管腔体領域データ（例えば、頸動脈領域データV2）に基づいてプラークを推定することで、正確で精度の良いプラークスコアを操作者に提示することができる。

10

【0084】

（医用画像処理装置）

図13は、実施形態に係る医用画像処理装置の機能を示すブロック図である。

【0085】

図13は、図1に示す、実施形態に係る医用画像処理装置60を示す。医用画像処理装置60は、表示制御部（例えば、表示制御回路）66、ネットワーク接続部（例えば、ネットワーク接続回路）67、処理部（例えば、処理回路）68、及び記憶部（例えば、記憶回路）69を備える。

【0086】

表示制御回路66、ネットワーク接続回路67、処理回路68、及び記憶回路69の構成は、図1に示す表示制御回路16、ネットワーク接続回路17、処理回路18、及び記憶回路19と同等であるので説明を省略する。

20

【0087】

処理回路68は、記憶回路69に記憶された、又は、処理回路68内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、管腔体抽出機能22、分岐面決定機能23、区間決定機能24、プラーク推定機能25、及びスコア算出機能26として機能する。なお、図13において、図2と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【0088】

医用画像処理装置60は、超音波診断装置10によって生成された超音波画像を、ネットワーク接続回路17を介して、又は、可搬型の記憶媒体を介して取得することができる。

30

【0089】

なお、機能22~26の詳細については、図3~図11を用いて説明したので、説明を省略する。

【0090】

医用画像処理装置60によれば、3次元の管腔体領域データ（例えば、頸動脈領域データV2）に基づいてプラークを推定することで、正確で精度の良いプラークスコアを操作者に提示することができる。

【0091】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、正確で精度の良いプラークスコアを提示することができる。

40

【0092】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

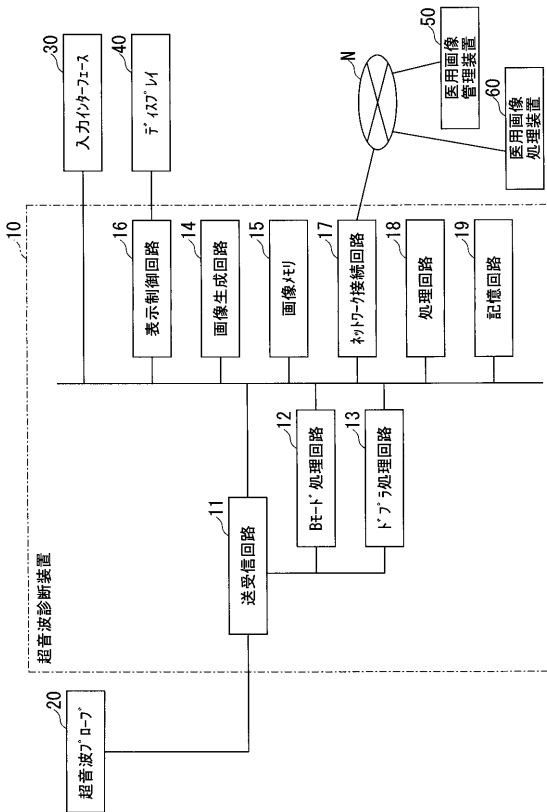
【符号の説明】

50

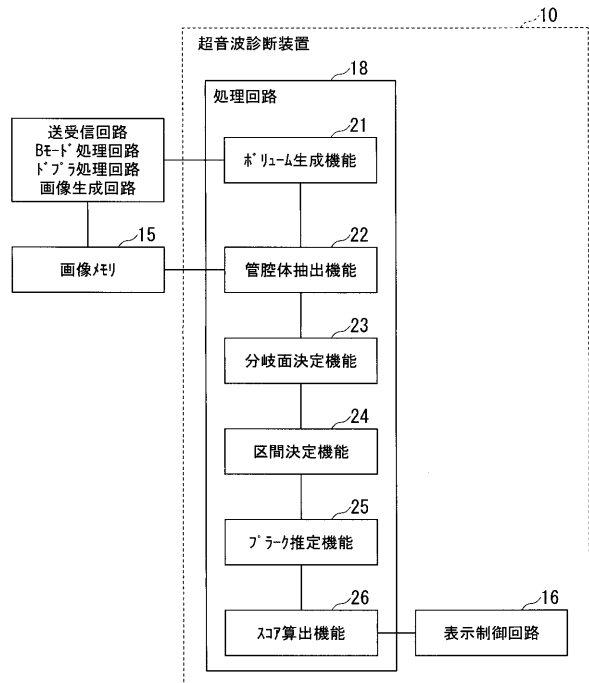
【 0 0 9 3 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 8 , 6 8 処理回路
- 2 1 ボリューム生成機能
- 2 2 管腔体抽出機能
- 2 3 分岐面決定機能
- 2 4 区間決定機能
- 2 5 プラーク推定機能
- 2 6 スコア算出機能
- 6 0 医用画像処理装置

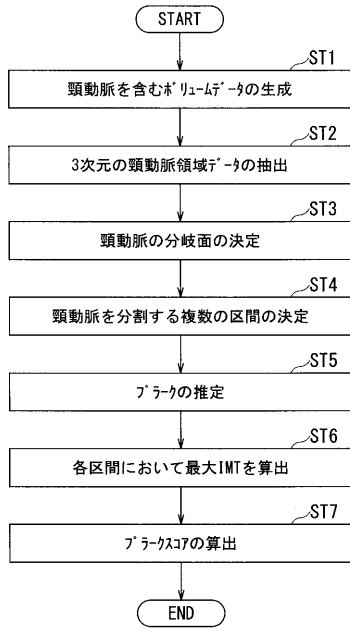
【 図 1 】



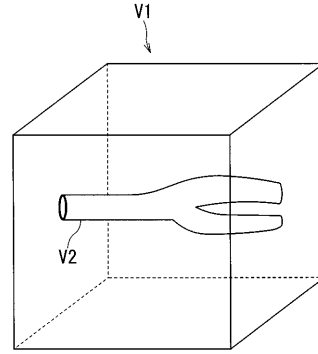
【 図 2 】



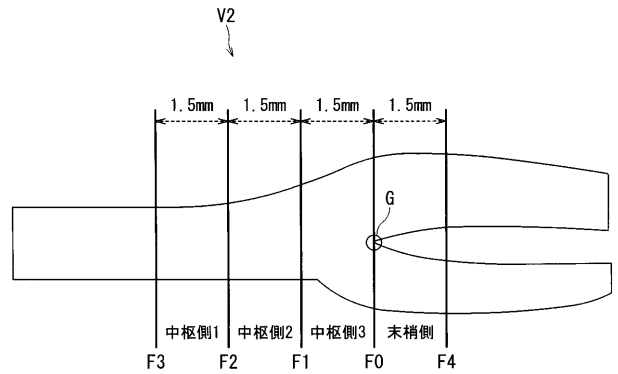
【 図 3 】



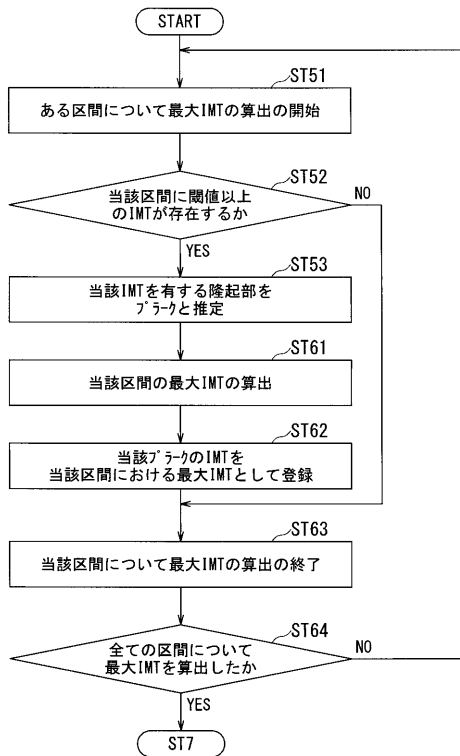
【 図 4 】



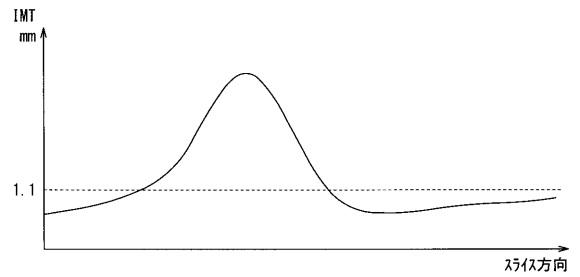
【 図 5 】



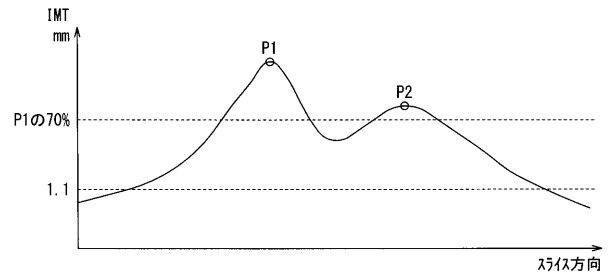
【 図 6 】



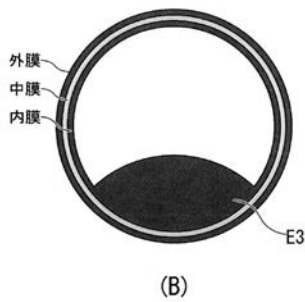
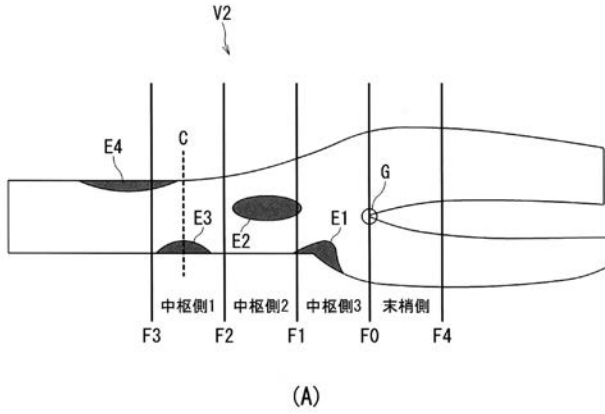
【 図 7 】



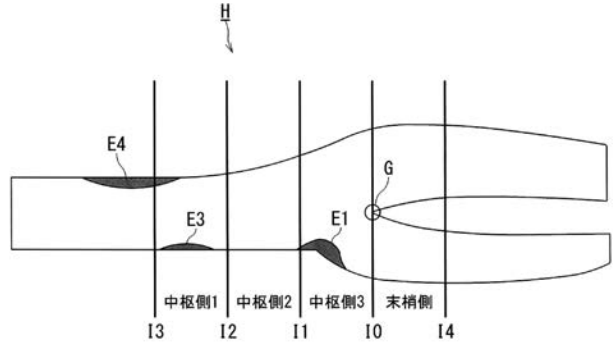
【 図 8 】



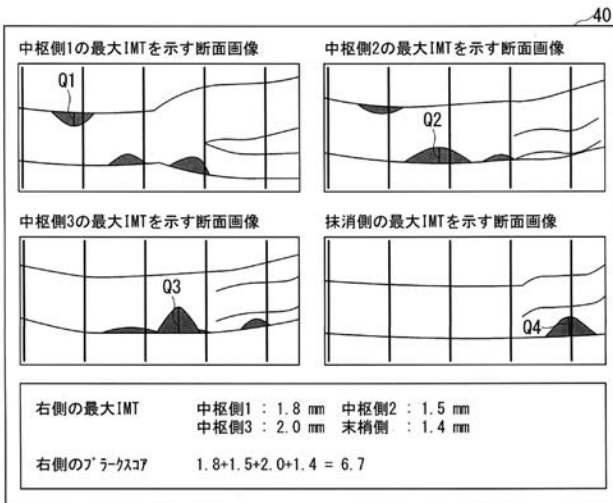
【 図 9 】



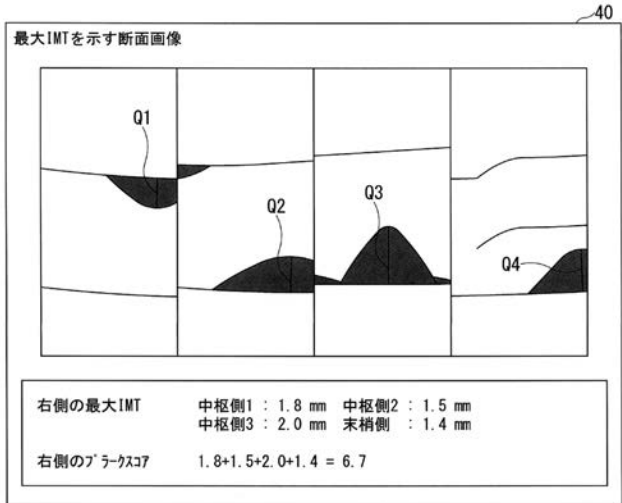
【 図 1 0 】



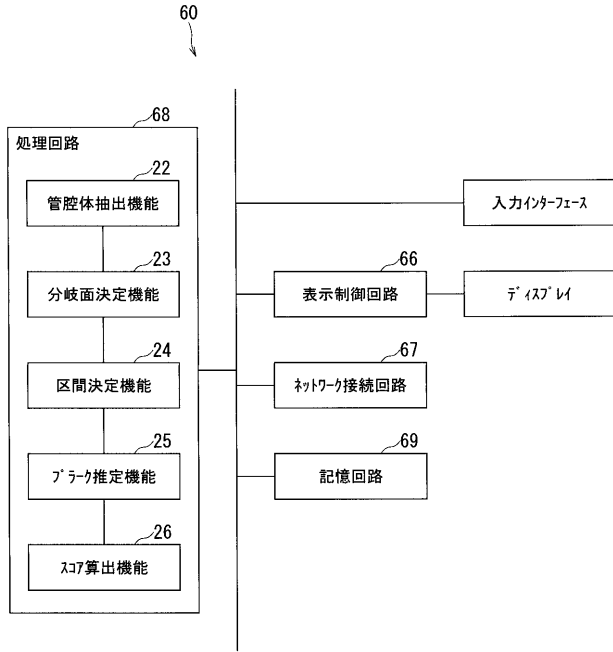
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【図 13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 村松 拓

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 EE09 GB06 JC08 JC11 JC13 JC29 JC33 JC37

KK25 KK28 KK31 KK33

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和斑块评分计算程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019103613A</a>	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2017237951	申请日	2017-12-12
[标]发明人	高松勝幸 大嶋康典 鈴木智子 村松拓		
发明人	高松 勝幸 大嶋 康典 鈴木 智子 村松 拓		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/468 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/523 G16H50/30 A61B8/0858 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5246 G01S7/52077		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/JC08 4C601/JC11 4C601/JC13 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种能够呈现准确和准确的斑块评分的超声诊断设备。超声波诊断装置10包括体积生成单元21，管腔提取单元22，分叉平面确定单元23，区间确定单元24，斑块估计单元25和分数计算单元26。一。体积生成单元21对包括内腔的区域执行体积扫描以生成体数据。管腔提取单元22从体数据中提取三维管腔体区域数据。分叉表面确定单元23基于三维管腔体区域数据确定管腔的分支表面。部分确定单元24划分内腔并基于分叉表面确定多个部分。斑块估计单元25基于三维腔区域数据估计多个区间中的每个区域中的斑块。得分计算单元26基于斑块计算每个部分的最大管腔体壁厚度，并基于每个部分的最大管腔体壁厚度计算斑块得分。 [选择图]图2

