

(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2013-52131

(P2013-52131A)

(43) 公開日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-192753 (P2011-192753)
(22) 出願日 平成23年9月5日(2011.9.5)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝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 100088720
弁理士 小川 眞一
(74) 代理人 100118430
弁理士 中原 文彦
(72) 発明者 小笠原 勝
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

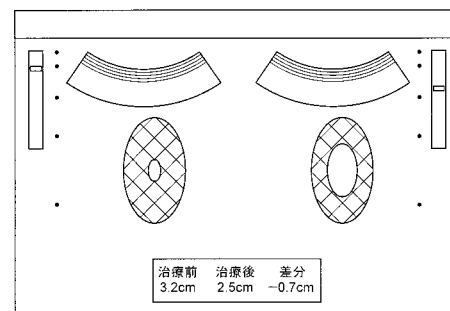
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血管狭窄改善表示プログラム

(57) 【要約】

【課題】血管プラークに関する情報を定量的に把握できるように表示させて、血管狭窄の状態を簡便、確実に把握できるようにするとともに、治療の効果判定や検査のスループット向上にも資する超音波診断装置及び血管狭窄改善表示プログラムを提供する。

【解決手段】超音波プローブPと、超音波送受信部1kと、超音波送受信部1kを介して得られたエコー信号を基に表示対象となる情報を構成する情報構成部10と、を備え、情報構成部10は、エコー信号を収集するデータ収集部12と、エコー信号から比較される基画像と対象画像とのそれぞれに関する血管壁の位置情報を検出する血管外膜認識部13と、血管壁の位置情報に基づき血管プラークBPの厚みを計測する血管プラーク計測部14と、血管外膜認識部13と血管プラーク計測部14とから送られた情報を基に、基画像と対象画像との相違に基づいて求めた表示データを生成する表示データ生成部15とを備える。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波を行う超音波振動子を備える超音波プローブと、
前記超音波振動子を駆動して超音波ビームの送受信を行う超音波送受信部と、
前記超音波送受信部を介して得られたエコー信号を基に表示対象となる情報を構成する
情報構成部と、を備え、
前記情報構成部は、
前記エコー信号を収集するデータ収集部と、
前記エコー信号に基づいて比較の基となる画像と比較の対象となる画像とのそれぞれに
関する血管壁の位置情報を検出する血管外膜認識部と、
前記血管壁の位置情報に基づいて、血管プラークの厚みを計測する血管プラーク計測部
と、
前記血管外膜認識部と前記血管プラーク計測部とから送られた情報を基に、表示部に表
示させるための前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる画像との相違に基づいて
求めた表示データを生成する表示データ生成部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記情報構成部は、前記表示部に前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる画像
とを並べて表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記血管外膜認識部は、血流が位置する血管内部から外側に向けて円形状に全周に亘っ
て輝度を確認し、前記輝度が予め定められている閾値よりも大きな値を示す場合に、前記
輝度が示す位置を血管壁と判断すること特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音
波診断装置。

20

【請求項 4】

前記血管プラーク計測部は、前記血流に接する第 1 の接線と前記第 1 の接線と平行であ
って前記血管壁に接する第 2 の接線との間の距離を前記血管プラークの厚みとして計測す
ることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記データ収集部は、前記血管の内部を流れる血液の速度に関する情報を抽出し、前記
表示部に表示させる流速抽出部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4
のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記表示データ生成部は、前記エコー信号が 3 次元表示可能な情報である場合に、前記
エコー信号に含まれるフレームごとの、前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる
画像との相違を示すグラフを生成することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいづれ
かに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記グラフには併せてマーカーも表示され、前記グラフ上において前記マーカーを移動
させることによって、前記マーカーが示す位置における前記比較の基となる画像と前記比
較の対象となる画像とが併せて前記表示部に表示されることを特徴とする請求項 6 に記載
の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記表示データ生成部は、血流の位置及び前記血管プラークの厚みを基に、前記被検体
の体表から最も深い位置にある前記血管壁の位置を把握し、前記血管壁の位置を基に前記
表示部に表示される前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる画像の大きさを調整
することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

表示部に表示される比較の基となる画像に関する情報を構成するステップと、
表示部に表示される比較の対象となる画像に関する情報を構成するステップと、

50

構成された前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる画像とを並べて前記表示部に表示するステップと、

前記比較の基となる画像と前記比較の対象となる画像を基に計測される数値やそれらの差分を算出し前記表示部に表示するステップと、

超音波診断装置が備えるコンピュータに実行させることを特徴とする血管狭窄改善表示プログラム。

【請求項 10】

前記表示部に表示される画像に関する情報を構成するステップは、

処理の対象となる画像を選択するステップと、

エコー信号の 1 つである血液の流速に関するデータから血流の位置を特定するステップと、

特定された前記血流の位置を基に血管壁の位置を把握するステップと、

前記血管内部の血管プラークの厚みを計測するステップと、

を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の血管狭窄改善表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置及び血管狭窄改善表示プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内部の情報を収集し、この収集された医用情報に基づいて被検体内部の診断を行う、例えば、超音波診断装置のような医用診断装置が用いられるようになっている。この超音波診断装置を利用して、例えば、血流または血液の絶対および特定の周波数とスペクトル出力の固有の組み合わせにより、特定の閉塞の場所を決定し、閉塞を引き起こす物質の性質を調べる発明が開示されている（特許文献 1 参照）。

【0003】

また、動脈狭窄に関連する組織振動に着目して、当該組織振動を映像化して狭窄を検出し、位置的に特定する方法も開示されている（特許文献 2 参照）。またこの特許文献 2 に係る発明では、映像化の他、可聴信号として、或いは、触診可能信号として提供することも可能とされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特表 2008 - 539908 号公報

【特許文献 2】特表 2008 - 511415 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記特許文献 1、或いは、特許文献 2 において開示されている発明では、次の点について配慮がなされていない。

【0006】

すなわち、超音波診断装置を利用することで閉塞の場所、或いは、狭窄の位置を把握することは可能であるが、その結果に基づく判断は医師や場合によっては技師（以下、これらを「医師等」と表わす）が行わなければならない。つまり閉塞の場所等が画像表示等されたとしても、例えば、過去の同様な画像との比較において当該画像からどのような内容を読み取るかは判断する医師等の経験に寄る部分が大きいことに変わりはない。

【 0 0 0 7 】

また、異なる医師等における経験の差の他、同一人が読み取ったとしても似た画像を目の前にした時に、いつも必ず同じ判断が行われるとは限らず、バラツキが出ないとも限らない。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、血管プラークに関する情報を定量的に把握できるよう表示させることによって、血管狭窄の状態を簡便、確実に把握できるようにするとともに、治療の効果判定や検査のスループット向上にも資する超音波診断装置及び血管狭窄改善表示プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

請求項 1 に記載の発明の特徴は、超音波診断装置において、超音波の送受波を行う超音波振動子を備える超音波プローブと、超音波振動子を駆動して超音波ビームの送受信を行う超音波送受信部と、超音波送受信部を介して得られたエコー信号を基に表示対象となる情報を構成する情報構成部と、を備え、情報構成部は、エコー信号を収集するデータ収集部と、エコー信号に基づいて比較の基となる画像と比較の対象となる画像とのそれぞれに関する血管壁の位置情報を検出する血管外膜認識部と、血管壁の位置情報に基づいて、血管プラークの厚みを計測する血管プラーク計測部と、血管外膜認識部と血管プラーク計測部とから送られた情報を基に、表示部に表示させるための比較の基となる画像と比較の対象となる画像との相違に基づいて求めた表示データを生成する表示データ生成部とを備える。

【 0 0 1 0 】

請求項 9 に記載の発明の特徴は、超音波診断装置が備えるコンピュータに実行させることを特徴とする血管狭窄改善表示プログラムにおいて、表示部に表示される比較の基となる画像に関する情報を構成するステップと、表示部に表示される比較の対象となる画像に関する情報を構成するステップと、構成された比較の基となる画像と比較の対象となる画像とを並べて前記表示部に表示するステップと、比較の基となる画像と比較の対象となる画像を基に計測される数値やそれらの差分を算出し前記表示部に表示するステップとを備える。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本発明の実施の形態における超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態における情報構成部の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】超音波診断装置に表示される情報を構成する大きな流れを示すフローチャートである。

【図 4】超音波診断装置に表示される情報である比較の基となる画像、或いは、比較の対象となる画像に関する情報構成処理の流れを示すフローチャートである。

【図 5】血管外膜の認識及び血管プラークの厚みの計測について説明する際に用いられる血管の模式図である。

【図 6】本発明の実施の形態における基となる画像と対象となる画像等の表示例を示す画面例である。

【図 7】超音波診断装置の超音波プローブを使用して血管プラークの厚みをボリウムデータとして計測することを説明するための説明図である。

【図 8】ボリウムデータを用いて情報構成処理を行った結果の表示例を示す画面例である。

【図 9】血管プラークの厚みの変化を示すグラフの拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本発明の実施の形態における超音波診断装置 1 の内部構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 4 】

超音波診断装置 1 は、C P U (Central Processing Unit) 1 a と、R O M (Read Only Memory) 1 b と、R A M (Random Access Memory) 1 c 及び入出力インターフェイス 1 d がバス 1 e を介して接続されている。入出力インターフェイス 1 d には、入力部 1 f と、表示部 1 g と、通信制御部 1 h と、記憶部 1 i と、リムーバブルディスク 1 j と、超音波送受信部 1 k と、エコー信号処理部 1 l と、が接続されている。さらに入出力インターフェイス 1 d には、情報構成部 1 o が接続されている。

10

【 0 0 1 5 】

C P U 1 a は、入力部 1 f からの入力信号に基づいて R O M 1 b から超音波診断装置 1 を起動するためのブートプログラムを読み出して実行し、記憶部 1 i に格納されている各種オペレーティングシステムを読み出す。また C P U 1 a は、入力部 1 f や入出力インターフェイス 1 d を介して、図 1 において図示していないその他の外部機器からの入力信号に基づいて各種装置の制御を行う。さらに C P U 1 a は、R A M 1 c や記憶部 1 i 等に記憶されたプログラム及びデータを読み出して R A M 1 c にロードするとともに、R A M 1 c から読み出されたプログラムのコマンドに基づいて、表示部に表示される画像の生成処理や血管ブランクの厚みの計測、データの計算、加工等、一連の処理を実現する処理装置である。

20

【 0 0 1 6 】

入力部 1 f は、超音波診断装置 1 の操作者（例えば、医師等）が各種の操作を入力するキーボード、ダイヤル等の入力デバイスにより構成されており、医師等の操作に基づいて入力信号を作成しバス 1 e を介して C P U 1 a に送信される。また、超音波診断装置 1 には、キーボード等だけでなく専用の操作パネルが設けられていても良く、その操作パネル上の入力デバイスを介して操作画面に対する操作を行うこともできる。

【 0 0 1 7 】

表示部 1 g は、例えば液晶ディスプレイである。この表示部 1 g は、C P U 1 a からバス 1 e を介して出力信号を受信し、例えば比較の基となる画像や比較の対象となる画像、比較結果としての数値等、或いは C P U 1 a の処理結果等を表示する。

30

【 0 0 1 8 】

通信制御部 1 h は、L A N カードやモデム等の手段であり、超音波診断装置 1 をインターネット等の通信ネットワークに接続することを可能とする手段である。通信制御部 1 h を介して通信ネットワークと送受信したデータは入力信号または出力信号として、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して C P U 1 a に送受信される。

【 0 0 1 9 】

記憶部 1 i は、半導体や磁気ディスクで構成されており、C P U 1 a で実行されるプログラムやデータが記憶されている。また、超音波プローブ P を介して得られたエコー信号も記憶部 1 i に記憶される。

【 0 0 2 0 】

リムーバブルディスク 1 j は、光ディスクやフレキシブルディスクのことであり、ディスクドライブによって読み書きされた信号は、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して C P U 1 a に送受信される。

40

【 0 0 2 1 】

なお、本発明の実施の形態における超音波診断装置 1 では、以下に説明する情報構成部 1 o を介して、表示部 1 g に表示される比較の基となる画像や比較の対象となる画像の生成や両者の差を示す情報の表示等を行う。但し、血管狭窄改善表示プログラムが記憶部 1 i、或いは、リムーバブルディスク 1 j に格納されており、超音波診断装置 1 のコンピュータを構成する C P U 1 a に読み込まれ実行されることにより、血管狭窄改善表示システムが超音波診断装置 1 に実装されることとしても良い。

50

【 0 0 2 2 】

超音波送受信部 1 k には、患者（被検体）に直接接触し、超音波の反射をもって被検体内部の情報を取得する超音波プローブ P が接続されている。超音波プローブ P は、超音波の送受波を行う超音波振動子を備えており、超音波送受信部 1 k からの指示に基づきこの超音波振動子が駆動する。超音波プローブ P が収集したエコー信号は、超音波送受信部 1 k にて受信され、入出力インターフェイス 1 d を介してエコー信号処理部 1 l に送られて信号処理が行われる。

【 0 0 2 3 】

なお、近年超音波プローブ P として、2次元のデータを取得できる超音波プローブ P だけではなく、例えば、Mechanical 4D プローブや 2D Array プローブを使用することが可能な超音波画像診断装置も利用されつつある。このような超音波画像診断装置では、超音波プローブによって被検体の組織の3次元データをリアルタイムで複数のボリューム取得することが可能である。このように取得されるデータは、3D データに時間の次元が追加されたデータであると言え、4次元画像データと表わすことができる。本発明の実施の形態における超音波診断装置 1 では、いずれの超音波プローブ P を利用しても良い。

【 0 0 2 4 】

エコー信号処理部 1 l は、その内部に図示しないドップラ処理ユニットと、B データ処理ユニットが設けられている。ドップラ処理ユニットは、超音波送受信部 1 k から受信した超音波エコー信号に対して直交検波処理、事故相関処理等を行う。また、B データ処理ユニットでは、超音波送受信部 1 k から受信した超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を行い、超音波エコーの振幅強度に対応した B モード信号を生成する。

【 0 0 2 5 】

なお、後述するように、本発明の実施の形態における情報構成部 1 0 は、B データ処理ユニットにおいて信号処理される E P（エコープロセッサ）データと F P（フロープロセッサ）データを用いて後述する表示部 1 g に表示される医用画像等を生成する。

【 0 0 2 6 】

情報構成部 1 0 は、表示部 1 g に表示される血管狭窄の改善を確認するための画像や数値等で表わされる情報を、超音波プローブ P から送られてきたエコー信号を基に構成する。図 2 は、本発明の実施の形態における情報構成部 1 0 の内部構成を示すブロック図である。情報構成部 1 0 は、受信部 1 1 と、データ収集部 1 2 と、血管外膜認識部 1 3 と、血管プラーク計測部 1 4 と、表示データ生成部 1 5 と、流速抽出部 1 6 と、送信部 1 7 とから構成される。

【 0 0 2 7 】

なお、情報構成部 1 0 を構成する各部の働きについては、後述する超音波診断装置に表示される情報である比較の基となる画像、或いは、比較の対象となる画像に関する情報構成処理の流れを説明する際に、併せて説明する。

【 0 0 2 8 】

図 3 は、超音波診断装置 1 に表示される情報を構成する大きな流れを示すフローチャートである。本発明は、画像、或いは、複数の画像を比較した結果を示す数値等で明示される情報を基に、血管狭窄の改善の有無を定量的に把握するために用いられる。従って、超音波診断装置 1 の表示部 1 g に比較の基となる画像と比較の対象となる画像とを並べて表示させ、その他、必要とされる情報を表示させる。

【 0 0 2 9 】

そのため、本発明の実施の形態において説明される血管狭窄の改善の有無を確認する手続は、例えば、既に治療済みとなる以前の検査や治療の際に取得されたエコー信号を基に生成された画像と最新の検査結果を基に生成された画像とを比較し、経過観察、或いは、今後の治療方針等を定める際に利用される。従って、この場合には、例えば、診察室において医師が患者（被検体）の診察を行っている際に採られる手続といえる。

【 0 0 3 0 】

また、例えば、治療直後に、当該治療に関する画像と、従来行われた治療に関する画像

10

20

30

40

50

とを比較して、当該治療が適切であったか否か、或いは、予定されていた治療が十分に行われたか否か、といった確認のために利用されることも考えられる。この場合も今後の治療方針等を定める上で有益な情報を取得することが可能となる。この場合には、例えば、治療が行われた部屋等において医師達が検討を行う際に利用されることも考えられる。

【0031】

このように考えると、上述した血管狭窄の改善の有無等を確認するための情報が表示される表示部 1 g は、診察室、或いは、治療室等、いずれの場所に置かれていても良い。如何においては、表示部 1 g は超音波診断装置 1 に搭載されていることを前提に説明をするが、例えば、超音波診断装置 1 が接続されている医療機関内に構築された各種管理システム、例えば、病院情報管理システム（H I S : Hospital Information System）、放射線
10 部門情報管理システム（R I S : Radiological Information System）、医用画像管理システム（P A C S : Picture Archiving Communication System）に接続されるワークステーションや読影装置、パソコンを構成する表示装置を利用しても良い。

【0032】

血管狭窄の改善の有無等の確認は、図 3 のフローチャートに示されているように、まず比較の基となる画像（以下、この画像を「基画像」と表わす）に関する情報構成処理が行われる（S T 1）。続いて、比較の対象となる画像（以下、この画像を「対象画像」と表わす）に関する情報構成処理が行われる（S T 2）。

【0033】

なお、基画像と対象画像に関する情報構成処理は、ここでは同様の処理が行われる。従って、両者を併せて説明する。図 4 は、超音波診断装置 1 に表示される情報である比較の基となる画像、或いは、比較の対象となる画像に関する情報構成処理の流れを示すフローチャートである。
20

【0034】

なお、以下においては、基画像の情報構成処理を例に挙げて説明することとし（S T 1 ないし S T 1 9）、対象画像の情報構成処理については同じ処理の流れとなることから（S T 2 1 ないし S T 2 9）、重複する流れについての説明はここでは省略し、対象画像として基画像の場合と相違する説明が必要な場合に説明することとする。

【0035】

まず情報構成処理の対象となる画像を選択する（S T 1 1）。ここで、血管ブランクに関する情報を定量的に把握できるよう表示させることによって、血管狭窄の状態を簡便、確実に把握できるようにする、という本発明の目的からすると、「基画像」の対象となる画像とは、例えば、記憶部 1 i に記憶されている既に被検体に対する撮影（エコー信号の取得）が終了して保存されている画像の中から対象画像との比較に適すると判断された画像である。
30

【0036】

また、「対象画像」としては、上述した本発明が利用される場面（シチュエーション）を考慮すると、最新のエコー信号に基づいて生成される画像が挙げられる。但し、血管狭窄の状態を比較の上把握する、ということであれば、必ずしも最新の検査における画像でなくても良く、対象画像も過去の検査に基づく画像であって、比較される基画像よりも新しい画像であれば良い、とも言える。また、今後の治療方針確立のため、或いは、これまで行われてきた治療の確認のため、というように利用状況によっても対象画像として選択される画像は相違する。
40

【0037】

ここで「基画像」の対象となる画像として、「比較に適する画像」が選択されることになるが、この「比較に適する画像」とは、比較される複数種の画像の被検体が同じであることはもちろんのこと、部位、或いは検査方法等から見て適切な画像、という意味である。従って、後から選択される画像（図 3 に示すフローチャートからすれば「対象画像」ということになるが）に関して、適切ではない画像が選択された場合、表示部 1 g にその旨の報知が行われるように設定がなされていても良い。
50

【 0 0 3 8 】

但し、基画像と対象画像とを比較するのである程度、例えば、上述したような条件を満たした「比較に適する画像」である必要はあるが、両画像が完全に一致する、というところまでは不要であると考えられる。これは条件を完全に同一としても必ずしも同じように撮影されるとは限らないからであり、また、位置座標を基に両画像に関するずれを把握することも可能だからである。また後述するが、基画像、或いは、対象画像に対して拡大処理を行うことで表示を合わせることも可能である。なお、超音波プローブPに位置センサを取り付けることは可能であるので、当該位置センサが把握した座標を基にすればより両画像を精度良く比較することができ、利用することを妨げるものではない。

【 0 0 3 9 】

また、この選択に当たっては、超音波診断装置1の操作者である医師等が直接選択しても、或いは、患者ID等の患者情報や条件を入力し、超音波診断装置1に選択させる方法でも良い。また、基画像、或いは、対象画像のいずれか一方が既に選択されている場合には、超音波診断装置1が既に選択されている画像に合わせて比較に適した画像を自動的に選択することとしても良い。

【 0 0 4 0 】

選択された画像、特に基画像の場合は既に記憶部1iに格納されているので、データ収集部12を介して記憶部1iから該当する取得される。なお、基画像の記憶場所は、超音波診断装置1の記憶部1i内であっても、或いは、超音波診断装置1が接続されているネットワーク、システムに同じく接続されている、例えば画像サーバといった画像保管装置

【 0 0 4 1 】

一方、選択される画像が対象画像である場合、特に検査等によって取得されたばかりの場合には、データ収集部12を介して記憶部1iから取得されることになる。対象画像が基画像のように既に取得されておりいずれかに記憶されている場合には、当該記憶場所から取得されることになる。

【 0 0 4 2 】

データ収集部12において収集された、選択された画像に関する情報は、血管外膜認識部13と流速抽出部16とに送信される。当該選択された画像に関する情報には、画像そのものの情報の他、例えば、エコー信号処理部11内のBデータ処理ユニット内で得られたEPデータ及びFPデータが付帯しているが、これらのデータを利用して以後の処理が行われる。そこで、まず、血管外膜認識部13における画像表示の対象となる血管の外膜がいずれにあるかを認識するための処理について説明する。

【 0 0 4 3 】

データ収集部12では、EPデータとFPデータの2種類のデータをエコー信号処理部11から収集する。超音波プローブPを介して取得された画像データに関しては、最終的に表示部1gに表示される際には、この「EPデータ」と「FPデータ」とが重畳して表示されることになる。「EPデータ」は白黒のデータであり、「FPデータ」はカラーのデータである。また、「FPデータ」内には、付帯情報として「流速」、「分散」、「パワー」といった3つのデータが含まれている。

【 0 0 4 4 】

EPデータとFPデータとを収集したデータ収集部12は、これらのデータの中から必要な情報を血管外膜認識部13へと送信する。血管外膜認識部13では、血管外膜認識処理を行うに当たって、まず血流の位置を把握するべく、FPデータにおける血流の位置を確認する(ST12)。FPデータは、上述したようにカラーデータであり、血流はカラーのデータとして把握されている。但し、血流の位置が画像のどの位置にあるか、ということについてはFPデータだけでは把握できないことから、EPデータを利用して両者のデータが重畳して表示される場合における血流の位置を把握する。

【 0 0 4 5 】

また、併せてFPデータに含まれる血液が流れる速度(以下、この速度を「流速」と表

10

20

30

40

50

わす)に関するデータを基に血流の位置を確認する。流速に関するデータは、血液が流れていないと取得できないデータである。換言すれば、流速に関するデータが取得できる位置というのは、血管内において血液が流れている位置であるといえる。

【0046】

血液この流速に関するデータには、流速値を流速の深さを示すパラメータが含まれている。「流速値」とは血管内を血液が流れる速度であり、「流速の深さを示すパラメータ」とは、血液の流れが把握できる位置として最も深い位置を含む、いわば、被検体の体内における血管の位置を示すパラメータである。従って、当該パラメータを取得することで、Bモード画像上における血管内において血液が流れている位置について把握することができる。そして、血流の位置が把握できると、血流は血管内部にあることから、血流の周囲に血管壁(以下、「血管外膜」とも表わす)が存在することが理解される。

10

【0047】

次に、特定された血流の位置を基に血管外膜の位置を把握する(ST13)。図5は、血管外膜の認識及び血管プラークの厚みの計測について説明する際に用いられる血管の模式図である。図5は血管BVを略楕円状に示しており、外側が血管外膜BAに当たり、内側の楕円状の領域を血液が流れている(血流BF)。血液が流れている位置については、上述したようにFPデータ及び流速の深さを示すパラメータから把握できる。そこで、この血流BFの位置から外側に向けて円形状に輝度を確認する(ST14)。

【0048】

具体的には、図5に示す外向きの矢印のように、血液が流れている位置から外側、すなわち、血管外膜BAに向けて、Bモード画像上の輝度を、例えば、1ピクセル単位で確認する。この輝度変化の確認に当たっては、予め閾値が定められている。これは血管BVの内外及び、血管内における血流BFと血管プラークBPとの位置を把握するために設けられるものである。

20

【0049】

そこで、血流BFの位置から外側へ向けてBモード画像上の輝度と閾値とを比較していき、閾値を超えた場合(閾値との関係で大きな変化があった場合)(ST15のYES)、その位置が血管外膜BAに当たると判断する(ST16)。この処理を血流の位置を基準に全周に亘って行い(ST17)、血流BFの全周における血管外膜BAを認識する。これによって血管BVそのものが認識されることになる。

30

【0050】

血管外膜認識部13において血管BVの全周に亘ってその血管外膜BAを認識した後(ST17のYES)、次に血管プラーク計測部14に対して当該情報が伝達される。血管プラーク計測部14は、上述したように、血流BFの位置及び血管外膜BAの位置が把握できれば、血流BFの位置と血管外膜BAとの間は血管プラークBPと判断できる。そこで、血流BFの位置、或いは、血管外膜BAの内部全周に亘って血管プラークBPがどのくらい堆積しているかを測定する(ST18)。

【0051】

測定方法としては、例えば、血流BFに接する第1の接線とこの第1の接線と平行であって血管外膜BAに接する第2の接線との間の距離を血管プラークBPの厚みとして計測する。但し、測定方法については、このような方法に限定されるものではない。

40

【0052】

その結果、血流BFの位置から血管外膜BAと認識される位置までの距離が長ければ、それだけその位置において血管プラークBPが厚く堆積していると考えられる(例えば、図5の血流BFの位置の下方)。一方、血流BFの位置から血管外膜BAと認識される位置までの距離が短ければ、その位置においては血管プラークBPが堆積していない、或いは、堆積していてもその厚みは薄いと判断できる(例えば、図5の血流BFの位置の上方)。

【0053】

血管プラークBPの厚みについても血流BFの周囲全てについて計測する(ST19)

50

。全周について血管ブランクＢＰの厚みを計測したら（ＳＴ１９のＹＥＳ）、それらの情報を表示データ生成部１５へと送信する。表示データ生成部１５では、受信した血流ＢＦの位置、血管外膜ＢＡの位置、血管ブランクＢＰの厚みに関する情報を基に基画像、或いは、対象画像として生成し表示部１ｇに表示させる。また、表示データ生成部１５は、表示部１ｇに画像とともに表示させる各種データ、例えば、計測した血管ブランクＢＰの厚みに関する情報は数値で表わすことが可能な情報であるので、これらの情報に関しても生成する。

【００５４】

例えば、基画像或いは、対象画像を生成する際に、血管ブランク計測部１４によって血管ブランクＢＰの厚みが計測されている。従って、基画像及び対象画像のいずれもが生成される段階では、同じ位置における血管ブランクＢＰの厚みを比較することが可能である。従って、例えば、基画像を基礎として計測した血管ブランクＢＰの厚み、対象画像を基礎として計測した血管ブランクＢＰの厚み、及び両者の差分といった３つの情報を併せて表示させるようにする。

【００５５】

なお、表示部１ｇに画像とともに表示させる各種データとして、例えば、表示データ生成部１５にて生成される上記血管ブランクＢＰの厚みに関するデータ以外に、例えば、血管ＢＶ内を流れる血液の流速に関するデータを表示させることも可能である。データ収集部１２は、エコー信号処理部１１から送られてきたＦＰデータを流速抽出部１６へと送信する。流速抽出部１６では、受信したＦＰデータの中から流速に関するデータのみを抽出し、表示データ生成部１５へと送る。表示データ生成部１５では、流速に関するデータを受信し、そのまま、或いは、基画像における流速に関するデータとの比較を行った上で、例えば、差分を表示する。

【００５６】

このように、表示部１ｇに表示させる各種データについては、血管ブランクＢＰの厚み、流速、血中の成分値、血管ブランクＢＰの除去率（或いは、沈着率）等、任意に選択、表示させることが可能である。

【００５７】

以上説明した血管外膜認識処理及び、血管ブランクＢＰの計測処理が行われることで、比較される複数の画像及び表示される各種情報が生成される。そこで例えば、これら基画像及び対象画像の２種類の画像が並べて表示される（ＳＴ３）。また、表示部１ｇには画像だけではなく両画像を比較した結果が、例えば数値にて表示されることになる（ＳＴ４）。

【００５８】

図６は、本発明の実施の形態における基となる画像と対象となる画像等の表示例を示す画面例である。この画面例では、画面中央に基画像及び対象画像が表示されている。ここでは表示部１ｇに向かって左側に基画像が、右側に対象画像が表示されている。本発明の実施の形態においては、血管狭窄の改善具合を定量的に把握することを目的の１つとして、基本的には複数の画像が並ぶように表示される。そのため、図６に示す画像は「基画像」と「対象画像」の２枚が左右に分かれた状態で並んで示されているが、表示される画像の枚数は任意に設定することができる。例えば、産科における胎児計測として行われるＡＦＩ計測時における画面表示である１画面に４枚の画像を表示させる方法（クワッドモード）も採用できる。

【００５９】

図６に示されている画面例では、対象画像における血流ＢＦ１は、血管ＢＶ内において基画像における血流ＢＦ２よりも大きな領域をもって示されている。ということは、血管外膜ＢＡの大きさ、血管ＢＶの大きさは変化しないことを前提とすると、相対的に対象画像における血管ブランクＢＰ（血管ＢＶにおいて網掛けで示されている領域）の厚みが薄くなっていることがわかり、治療の効果が一目瞭然である。

【００６０】

なお、図 6 に示す血管ブランク B P については、網掛けで示されているが、例えば、カラーマッピングを行う、或いは、血管ブランク B P の種類によってその表示方法を変化させる、といった、様々な表示方法を採用することが可能である。

【 0 0 6 1 】

また、画面例中央下部には、基画像において計測された血管ブランク B P の厚み（図 6 では「治療前」と表わされている）、対象画像において計測された血管ブランク B P の厚み（図 6 では「治療後」と表わされている）、及び両者の差分が示されている。計測された血管ブランク B P の厚みが実際の寸法として明示される。

【 0 0 6 2 】

但し、図 6 に示す画面例は、あくまでも例示に過ぎず、上述した各種情報のレイアウトは任意に設定することが可能である。また、図 6 に示されている血管ブランク B P の厚みに関する情報について、図 6 の画面例のように数値を直接表示するだけではなく、例えば、差分が「+（プラス）」、すなわち、治療前より治療後の血管ブランク B P の厚みが増したような場合には、例えば、色を変えて表示させる、点滅させて表示させる、といった様々な報知の方法を採用することができる。

【 0 0 6 3 】

比較を行うために複数の画像を並べて表示させると、その変化が明瞭に理解できるが、基画像と対象画像とで、例えばその縮尺が異なってしまうと比較がしにくい。つまり、比較される画像の双方について、患者や部位が同一であることはもちろんのこと、その他の大きさ（縮尺）といった表示条件についてもなるべく同じである方が比較しやすい。さらに、差異を定量的に把握するという観点からも表示される場合の条件はむしろ一致させるべきであるといえる。

【 0 0 6 4 】

また、超音波診断装置 1 においては、例えば、体表から 10 cm 超の深さまでの画像として表示可能なデータを取得することも可能である。但し、血管 B V については、体表から体内の奥まった所、というよりはむしろ、体表近くに集まっていることも多い。従って、関心領域（R O I）だけを拡大して表示させた方が視認性が良い場合もある。

【 0 0 6 5 】

そこで本発明の実施の形態における超音波診断装置 1 では、表示部 1 g に表示される画像を拡大して表示させることを可能としている。具体的には、血流 B F の位置及び血管ブランク B P の厚みが把握できれば、血管 B V において最も深い位置にある血管外膜 B A の深さを算出することができる。そこで、画像の拡大処理が行われる場合には、この最深部にある血管外膜 B A の深さに関して表示データ生成部 1 5 において算出が行われ、この算出されたデータを基にどこまで拡大できるかが判断され、実行される。

【 0 0 6 6 】

なお、画像の拡大処理については、表示されるいずれの画像を基準として行っても良く、基準となる画像を予め設定しておくことで、自動的に両画像の条件が合わせられる（拡大処理が行われる）。

【 0 0 6 7 】

図 6 に示す画面例では、2 枚並べて表示されている基画像と対象画像の上に超音波画像が示されている。これらの画像においては、窪んでいる部分が体表を示し、その下に表示されている基画像、或いは、対象画像の方向に向けて体内への深度が深くなるように表わされている。またそれぞれの画像の脇、すなわち基画像を表わす超音波画像については左側に、対象画像を表わす超音波画像については右側にスクロールツールが表示されている。拡大処理が行われると、このスクロールツールが適宜移動することになる。また、医師等が自身でこのスクロールツールを操作することによって、両画像の条件を合わせることも可能である。

【 0 0 6 8 】

このように比較の対象となる画像を並べて表示させるとともに、その差分（例えば、血管ブランク B P の厚み）を数値を持って明示することによって、治療の効果を数値で明ら

10

20

30

40

50

かに示すことができる。これまでは画像を見る医師等がどのくらい血管狭窄の改善が行われたのか、その経験に基づいて判断していた。しかしながら、本発明の実施の形態における方法を採用すれば、血管プラークに関する情報を定量的に把握できるよう表示させることによって、血管狭窄の状態を簡便、確実に把握できるようにするとともに、治療の効果判定や検査のスループット向上にも資する超音波診断装置及び血管狭窄改善表示プログラムを提供することができる。

【 0 0 6 9 】

なお、表示部 1 g への表示される内容としては、これまで説明してきたように血管狭窄の改善を定量的に把握するために、2 次元スキャンに基づく基画像及び対象画像を並べて表示させ、さらにその差異を数値で表示させていた。この基画像や対象画像は 2 次元の平面的な画像である。

10

【 0 0 7 0 】

但し、超音波診断装置 1 によっては、ボリュームデータを取得することが可能な場合もある。例えば、上述したように超音波プローブ P が 3 次元データをリアルタイムで複数のボリューム取得することができるものである等の場合である。血管プラーク B P の厚みは一樣ではなく、場所によってその厚みが異なることもある。このような場合に血管プラーク B P の厚みの変化を表示させることができるとより簡易に血管狭窄の状態を把握することができる。

【 0 0 7 1 】

図 7 は、超音波診断装置 1 の超音波プローブ P を使用して血管プラーク B P の厚みをボリュームデータとして計測することを説明するための説明図である。図 7 では管状に血管外膜 B A が示され、その（血管）内部に血管プラーク B P が示されている。ここで超音波プローブ P から破線で示されるように超音波の送受信が行われる。ここでは、例えば、7 本の超音波が扇形に送受信され、それぞれが 1 フレームのボリュームデータとして把握される。エコー信号処理部 1 l で信号処理されたデータを基に、情報構成部 1 0 にて表示される画像や情報が構成される。

20

【 0 0 7 2 】

なお、表示部 1 g にボリュームデータを用いた画像を表示させる場合、基画像と対象画像のいずれもボリュームデータを用いた画像であることを前提とするが、一方が 2 次元の画像であっても良い。

30

【 0 0 7 3 】

図 8 は、ボリュームデータを用いて情報構成処理を行った結果の表示例を示す画面例である。画面のレイアウトについては、基本的には図 6 において示した画面例と同様である。但し、画面右下には、血管プラーク B P の厚みやその差分を示す数値ではなく、折れ線で示されるグラフが表示されている。

【 0 0 7 4 】

このグラフは、血管プラークの厚みの変化を示すグラフであり、図 9 はそのグラフの拡大図である。このグラフは、縦軸に血管プラークの厚み（実際の厚み、或いは、差分）を示すスケールが設けられ、横軸には超音波の走査本数が示される（なお、図 7 に示す走査本数と図 8、或いは、図 9 に示される横軸としての走査本数とは一致しない）。

40

【 0 0 7 5 】

またここでは、基画像と対象画像との同一地点における血管プラークの厚みの差異（差分）を実線の折れ線で示している。また、破線の折れ線で示されるグラフは、超音波の走査による厚みの変化を示している。すなわち、例えば、図 7 において破線で示される超音波の走査が左から右に向けて行われた場合に、図 9 のグラフを見てみると、その動きに合わせて左から右に向けて徐々に血管プラークの厚みが増し、複数の厚みの変化が認められた後、次第に厚みが薄くなる様子を読み取れる。

【 0 0 7 6 】

また、グラフにおいて、直立するマーカー（図 8、図 9 において一点鎖線で示している）は、現在基画像、或いは、対象画像として表示されているボリュームデータが対象とな

50

る血管のどの位置のものであるかを示すものである。従って、このバーを左右に移動させることによって、表示部 1 g に表示される基画像及び、対象画像が変化する。

【 0 0 7 7 】

なお、グラフに表示する内容については、図 8、或いは図 9 においては、血管ブランク B P の厚み、基画像と対象画像とにおける血管ブランク B P の厚みの差分、及びボリュームデータの位置を表わすマーカーと 3 種類の情報を示しているが、任意に設定することが可能である。

【 0 0 7 8 】

このように基画像と対象画像との差異をグラフ等で示すことによって、医師等に対して血管狭窄の状態を定量的に把握させるようにするとともに解析の指標を示すことができる。また、ユーザインターフェイスの観点からも医師等にとって見やすい画面となる。

10

【 0 0 7 9 】

さらには、図 9 に示すように、計測レポートのようにグラフだけを別画面で単独表示させることも可能である。さらには、現在表示部 1 g に表示されている画像の位置を示すマーカーに色を付して表示させることでその位置を強調して表示させることも可能である。

【 0 0 8 0 】

本発明の実施形態を説明したが、この実施形態は、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を意図していない。この実施形態は、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。この実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると共に、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。

20

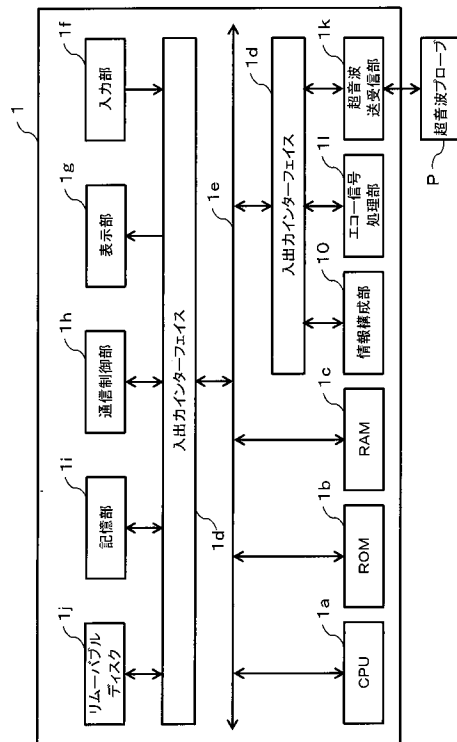
【符号の説明】

【 0 0 8 1 】

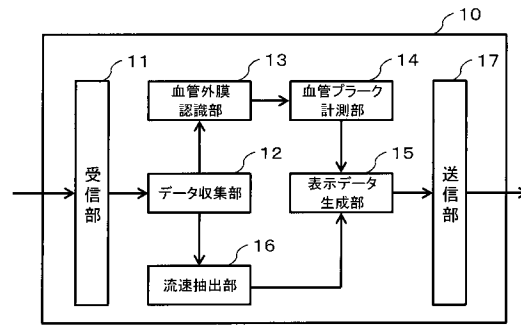
- 1 超音波診断装置
- 1 0 情報構成部
- 1 1 受信部
- 1 2 データ収集部
- 1 3 血管外膜認識部
- 1 4 血管ブランク計測部
- 1 5 表示データ生成部
- 1 6 流速抽出部
- 1 7 送信部

30

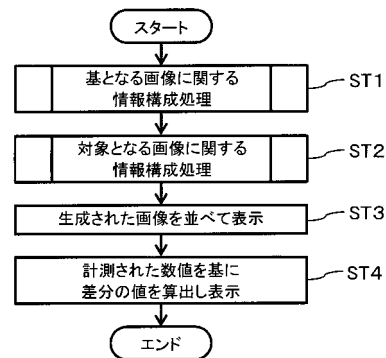
【図 1】



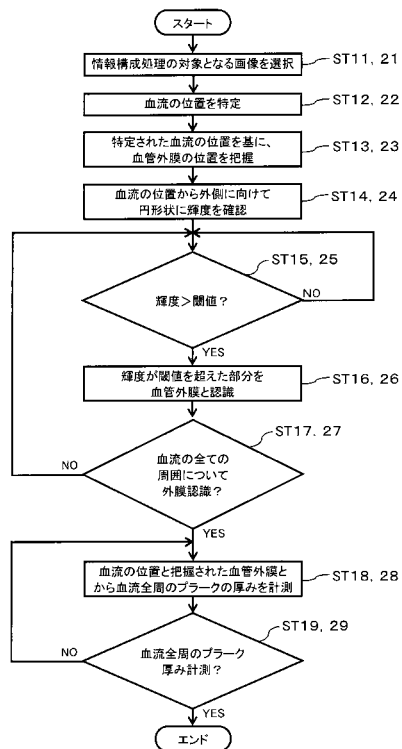
【図 2】



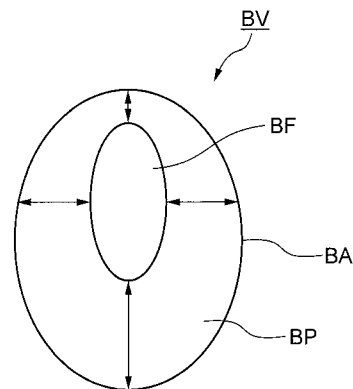
【図 3】



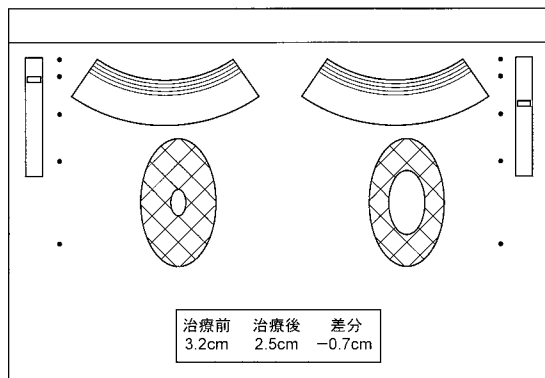
【図 4】



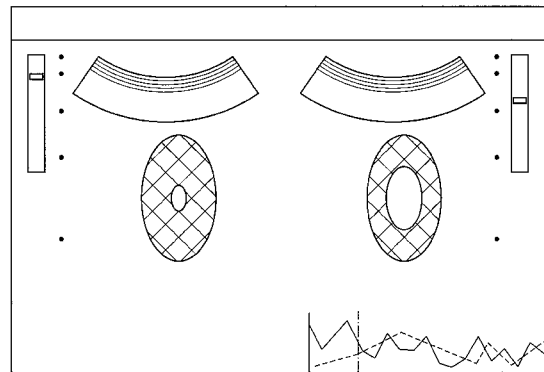
【図 5】



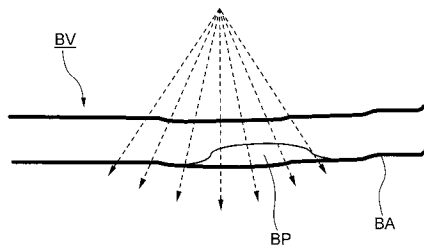
【図 6】



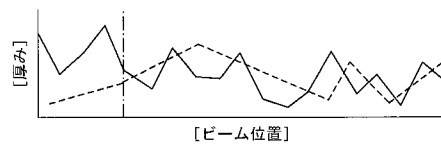
【図 8】



【図 7】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 赤木 和哉
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

(72)発明者 小林 豊
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

(72)発明者 郡司 隆之
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

(72)発明者 星野 伸一
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

(72)発明者 福田 省吾
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 BB02 BB03 BB06 DD01 DD03 DD14 DE04 EE09 EE30 GA19
KK25 KK28 KK31 LL38

专利名称(译)	用于改善血管狭窄的超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2013052131A	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2011192753	申请日	2011-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小笠原勝 赤木和哉 小林豊 郡司隆之 星野伸一 福田省吾		
发明人	小笠原 勝 赤木 和哉 小林 豊 郡司 隆之 星野 伸一 福田 省吾		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/GA19 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	希尼奇·奥格瓦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断系统和血管收缩改善显示程序，用于显示血管斑块的信息，以便定量和容易地掌握信息并且当然了解血管收缩的情况，同时提高确定治疗效果和测试的吞吐量。解决方案：超声波诊断系统具有超声波探头P，超声波转换部件1k，以及用于基于经由超声波转换部件1k获得的回波信号来组成作为显示对象的信息的信息构成部件10，以及信息构成部分10具有用于收集回波信号的数据收集部分12，血管外膜识别部分13检测血壁的位置信息，该血液壁的位置信息分别与回波信号相比较，血管斑块测量第14部分，用于测量t的厚度血液斑块BP基于血壁的位置信息，以及显示数据形成部分15，用于根据从血管外膜识别发送的信息，形成由基础图像和目标图像之间的差异测量的显示数据部分13和血管斑块测量部分14。

