

(11) 特許出願公開番号

特開2013-118932

(P2013-118932A)

(43) 公開日 平成25年6月17日(2013.6.17)

(51) Int. Cl.
A61B 8/08

F I
A 6 1 B 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 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-267827 (P2011-267827)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年12月7日 (2011. 12. 7)		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
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000235
			特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者	大井 伸秀
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

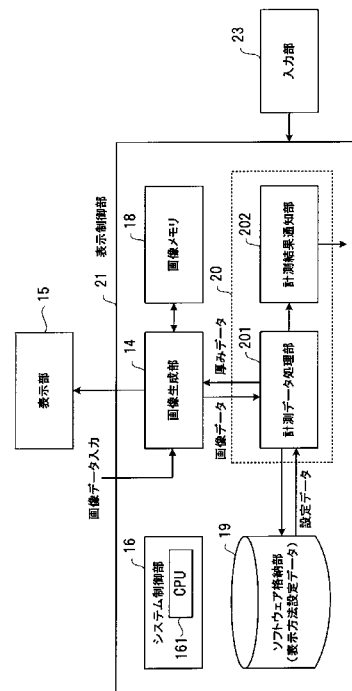
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血管厚測定プログラム

(57) 【要約】

【課題】血管の厚さを高さ情報として認識できるように表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体の体内に超音波を送信し、被検体内で反射された超音波を受信する超音波プローブと、受信した超音波信号を処理して画像データを生成する画像処理ユニットと、画像データをもとに血管の血管厚を算出する計測部と、計測部によって計測した血管厚の情報をもとに、血管の内膜又は外膜のいずれか一方を基準平面として血管の厚さを表す高低画像を生成する画像生成部と、画像生成部で生成した高低画像を表示する表示部と、を具備する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波を受信する超音波プローブと、

前記受信した超音波信号を処理して画像データを生成する画像処理ユニットと、

前記画像データをもとに血管の血管厚を算出する計測部と、

前記計測部によって計測した血管厚の情報をもとに、前記血管の内膜又は外膜のいずれか一方を基準平面として前記血管の厚さを表す高低画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成した前記高低画像を表示する表示部と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計測部は、前記画像処理ユニットの生成した画像データの輝度値分布に基づいて前記血管における内膜及び外膜を弁別し、前記弁別された内膜及び外膜の位置に基づいて前記血管の血管厚を算出す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】

前記画像生成部は、前記血管の内膜から内方向に突出する肥大部の画像と、前記外膜から外方向に突出する肥大部の画像を、前記基準平面上に高さ方向を揃えて合成して前記高低画像を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記高低画像に対して高さ方向に閾値を設定し、前記閾値を基準とする等高線で前記高低画像を区分し、前記等高線によって高低を識別可能にする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記高低画像に対して前記等高線を越える領域毎に異なる色で着色する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記高低画像の等高線を高さに応じて線種を変える請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記計測部によって計測した血管厚が予め設定した厚さ以上の血管部分について前記高低画像を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記計測部は、ユーザが指定した箇所の血管厚の算出結果をユーザに通知する通知部を含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記高低画像の表示形態を設定する設定データを記憶したソフトウェア格納部を具備する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像生成部は、画像処理ユニットからの画像データを処理して 2D 超音波画像を生成し、前記高低画像とともに前記表示部に出力する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

コンピュータに、

超音波プローブによって被検体を撮影した画像データをもとに血管の血管厚を算出する算出機能と、

前記算出した血管厚の情報をもとに、前記血管の内膜又は外膜のいずれか一方を基準平面として前記血管の厚さを表す高低画像を生成する画像生成機能と、

前記高低画像を表示部にする表示する表示機能と、

を実現させるための血管厚測定プログラム。

【請求項 12】

前記画像生成機能は、前記血管の内膜から内方向に突出する肥大部の画像と、前記外膜

50

から外方向に突出する肥大部の画像を、前記基準平面上に高さ方向を揃えて合成して前記高低画像を生成し、

前記表示機能は、前記高低画像に対して高さ方向に閾値を設定し、前記閾値を基準とする等高線で前記高低画像を区分し、前記等高線によって高低を識別可能にする請求項 1 記載の血管厚測定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に係り、特に血管の厚さ（血管厚）を高さ情報として表示し、血管の異常を検査者が容易に認識できるようにした超音波診断装置及び血管厚測定プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

一般に、動脈硬化は狭心症、心筋梗塞等の原因となるため、定期的に検査を行うことが望ましい。動脈硬化は、外膜・中膜・内膜の 3 層から成る動脈の血管壁のうち、内膜及び中膜が肥厚し硬くなるものである。従来、動脈硬化の診断として、2D の超音波画像を用いた内膜中膜複合体厚（IMT：Intima-Media Thickness）計測技術がある。頸動脈を測定対象とするのは、他の部位と比較して頸動脈の IMT 値が動脈硬化の初期の段階から大きくなるため、動脈硬化の発見が容易であるということと、頸動脈の皮膚からの深さが比較的浅いため測定が容易であるという理由に基づく。

20

【0003】

IMT の計測技術では、頸動脈の内膜と中膜を合わせた厚みが 1 mm 程度を超えると、動脈硬化などの疾患の可能性があるため、厚み 1 mm を指標としている。しかしながら、従来の検査では、血管の断面を、角度を変えながら複数回（例えば 3 回）計測するなどの複雑な検査手順が求められていた。また、視認性に乏しい超音波画像での検査であるため、検査時間の増加を招き、検査者の熟練度に依存するという問題点があった。

【0004】

また特許文献 1 には、超音波画像データに基づいて、1 軸を時間軸とした三次元座標系に画像の変化を立体的に表示し、血管内側に形成されたプラークの形状や性状を推定できるようにした超音波診断装置が開示されている。

30

【0005】

しかしながら、特許文献 1 では、血管の内膜及び外膜にプラークがあるような場合は、トータルの血管厚の測定が難しいという問題点がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2010 - 124852 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

発明が解決しようとする課題は、血管厚を高さ情報として認識することができる超音波診断装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波を受信する超音波プローブと、前記受信した超音波信号を処理して画像データを生成する画像処理ユニットと、前記画像データをもとに血管の血管厚を算出する計測部と、前記計測部によって計測した血管厚の情報をもとに、前記血管の内膜又は外膜のいずれか一方を基準平面として前記血管の厚さを表す高低画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成した前記高低画像を表示する表示部と、を具備する。

50

【図面の簡単な説明】**【0009】**

【図1】一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】一実施形態における表示制御部を示すブロック図。

【図3】一実施形態において計測した頸動脈血管の血管厚を示す断面図。

【図4】血管厚の肥大部の高低画像を等高線表示する動作を示す説明図。

【図5】血管厚の肥大部の高低画像を等高線表示する他の動作を示す説明図。

【図6】第2の実施形態に係る高低画像の表示例を示す説明図。

【図7】第2の実施形態に係る高低画像の他の表示例を示す説明図。

【図8】表示部での超音波診断画像の表示例を示す説明図。

10

【図9】一実施形態での検査フローを一般的な検査フローと比較して示すフローチャート

。
【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、実施形態に係る装置について図面を参照して詳細に説明する。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付して説明する。

【0011】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1において、超音波診断装置10は、被検体(図示せず)に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ11と、超音波プローブ11を駆動して被検体に対して超音波走査を行い、生体内からエコー信号を得る送受信部12と、送受信部12によって得られたエコー信号を処理して画像データを生成する画像処理ユニット13を有している。

20

【0012】

画像処理ユニット13は、Bモード処理部131を備えており、画像処理ユニット13からはBモードの画像データが得られ、画像生成部14に供給される。画像生成部14は、表示部15に接続され、画像生成部14で生成された画像等が表示部15に表示される。

【0013】

30

さらに超音波診断装置10は、装置全体を制御するシステム制御部16とバスライン17を備えており、バスライン17には、画像生成部14、画像メモリ18、ソフトウェア格納部19、計測部20が接続されている。画像生成部14、システム制御部16、画像メモリ18、ソフトウェア格納部19及び計測部20は、表示制御部21を構成する。またバスライン17には、内部記憶装置22及び入力部23が接続されている。

【0014】

超音波プローブ11は、複数個(N個)の超音波振動素子を配列し、被検体に対して超音波パルスを送信するとともに、被検体から得られた受信超音波を受信信号に変換する。超音波プローブ11は、コンベックス走査、セクタ走査、リニア走査、等に対応して構成され、診断部位や診断目的に応じて任意に選択することができる。

40

【0015】

送受信部12は、超音波パルス信号を生成する送信部121と、超音波プローブ1から得られる超音波受信信号を処理する受信部122とを備えている。送受信部12は、システム制御部16により、内部記憶装置22に記憶されている送受信条件を読み込み、送受信条件に従ってパルスを発生する。送信部121は、超音波パルス信号を生成して超音波プローブ11に出力する。

【0016】

一方、被検体内に照射された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、その反射波が受信部122で受信される。プローブ11からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、受信部122でチャンネル毎に増幅され、受信指向性を決定す

50

るのに必要な遅延時間を与えられ、整相加算される。こうして送受信部 12 から出力されたエコー信号は、画像処理ユニット 13 に供給される。

【0017】

画像処理ユニット 13 の B モード処理部 131 は、対数変換器、包絡線検波回路、アナログデジタル (A/D) コンバータを含む。対数変換器は、エコー信号を対数変換し、包絡線検波回路は、対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号は A/D コンバータによってデジタル化される。B モード処理部 131 からは、B モード画像である 2 次元断層画像データが順次に得られる。

【0018】

画像処理ユニット 13 からの B モード画像データ (2 次元断層画像データ) は、画像生成部 14 にて、時系列的に合成されて 4 次元 (4D) 画像が得られる。また画像生成部 14 は、ユーザ (医師・検査者) の指示に応じて各種の表示用の超音波診断画像を表示部 15 に出力し、超音波診断画像をリアルタイムに表示部 15 に表示する。

【0019】

画像生成部 14 には、画像メモリ 18 が接続され、画像メモリ 18 は、画像生成部 14 で扱う 4D 画像データを記憶する。また画像生成部 14 で処理した画像データは計測部 20 に入力され、計測部 20 では、画像生成部 14 からの画像データを分析し血管の計測データ (厚さデータ) を算出する。

【0020】

計測データは、画像生成部 14 に供給され、画像生成部 14 は計測結果をもとに血管画像 (後述する高低画像) を生成する。生成した血管画像は、画像メモリに 18 に保存され、必要に応じて読み出され、表示部 15 に出力される。また計測部 20 は、血管の計測結果を音声等で出力する。尚、画像生成部 14 は血管画像を作成する際に、ソフトウェア格納部 19 から読み出したソフトウェアによって、ユーザが指定した方法で血管画像を作成する。

【0021】

システム制御部 16 は、コンピュータを構成するものであり、CPU 及び RAM, ROM 等を備え、入力部 23 からの指示信号に基づいて、装置全体の制御を行なう。またバスライン 17 を介して各部の制御を行う。入力部 23 は、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイス及びタッチコマンドスクリーンを備えたインタラクティブなインターフェースである。入力部 23 をユーザが操作することで、患者情報や各種コマンド信号の入力、超音波送受信条件の設定、各種画像データの生成条件の設定等を行なう。

【0022】

図 2 は、表示制御部 21 をより詳細に示すブロック図である。図 2 において、表示制御部 21 は、画像生成部 14、システム制御部 16、ソフトウェア格納部 17、画像メモリ 18 のほかに、計測データ処理部 201、計測結果通知部 202 を含み、システム制御部 16 の中枢をなす CPU 161 によって制御される。計測データ処理部 201 及び計測結果通知部 202 は、計測部 20 を構成する。また入力部 23 から計測位置の指示や、血管画像の表示方法などを指示するコマンドが入力される。

【0023】

計測データ処理部 201 は、画像生成部 14 からの画像データを分析し、血管厚を算出して血管の厚みデータを生成し、画像生成部 14 に出力する。画像生成部 14 は、画像メモリ 18 に保存された 4D 画像を処理して、血管の厚みに関する異常を検査者が容易に認識できる形態で表示するように、血管画像を生成する。計測結果通知部 202 は、計測データ処理部 201 での計測結果を数値や音声でユーザに通知する。ソフトウェア格納部 19 には、表示方法の設定データが格納されており、計測データ処理部 201 は、ユーザが指定した設定データをソフトウェア格納部 19 から読み出して画像生成部 14 に供給する。

【0024】

計測データ処理部 201 は、例えば、頸動脈の内膜と中膜を合わせた厚みが 1 mm を超

10

20

30

40

50

える領域があるか否かを判断し、厚み 1 mm を超える場合は、画像生成部 14 に厚みデータを供給する。画像生成部 14 は、厚みデータをもとに等高線で表される血管画像（高低画像）を生成する。高低画像は血管の厚さを高さ情報として認識できるようにした画像である。以下、高低画像の生成処理について説明する。

【0025】

図 3 は、頸動脈血管 30 の断面図である。動脈の血管壁は、内膜 31、中膜 32、外膜 33 の 3 層から成る。一般的に、動脈硬化は動脈の血管壁のうち、内膜 31 及び中膜 32 が肥大し、硬くなるものである。したがって、動脈硬化の診断は、頸動脈血管の内膜 31 の内壁から外膜 33 の外壁までの厚さ（血管厚）を測定し、血管厚を識別可能に表示することが重要になる。

10

【0026】

内膜 31、中膜 32、外膜 33 は組織の構成がそれぞれ異なるため、画像生成部 14 により生成された画像データ中では各々が異なる輝度となって表示される。計測部 20 では、この輝度値の違いに基づいて、画像データ中の血管を内膜 31、中膜 32、外膜 33 にそれぞれ弁別する。更に計測部 20 は、弁別した内膜 31、中膜 32、外膜 33 の画像データ中の分布に基づいて血管壁の方向、あるいは血管の走行方向を推定する。計測部 20 は血管壁の方向あるいは血管の走行方向に対して垂直な方向を設定し、この垂直方向に対する内膜 31、中膜 32、外膜 33 の分布量を解析することによって、各膜の厚みを測定する。

【0027】

20

図 3 では、病变により内膜 31 にプラーク 41、42、43 があり肥大している状態を示す。また、外膜にプラーク 44 があり肥大している状態を示す。これらのプラークにより血管厚が増加し、例えば 1 mm を超える場合は、動脈硬化などの疾患の可能性があるため、血管厚 1 mm 以上の肥大部がある部分 A の状態を表示部 15 に表示する。本実施形態では、以下に述べる表示方法によって頸動脈血管の肥大状況を高低画像として表示する。尚、血管厚 1 mm は、指標値の一例であって、年齢によって指標値を変えてもよい。

【0028】

先ず、本実施形態での検査フローを概略的に説明する。検査開始前では、患者情報の入力と、検査種別を選択する。検査種別の選択は、例えば、頸動脈の血管測定などである。検査を開始すると、4D 画像を使用した検査の実施が行われ、血管厚の測定を行う。測定した血管厚が予め設定した指標値（例えば 1 mm）を超えると、血管の厚みを水平曲線のような形式で表示する。即ち、血管にプラークがあり、血管厚が指標値を超える部分を等高線表示により高さの情報として識別可能に表示する。表示部 16 に表示した等高線の画像を観察することで異常箇所を認識することができる。さらに 2D 画像による異常箇所の確認を行って検査を終了する。

30

【0029】

図 4 は、血管厚が指標値を超える部分 A を等高線の画像として表示する場合の動作説明図である。図 4 では、図 3 における血管厚の肥大がある部分 A を等高線表示する例を示す。図 4 (a) は、血管 30 の内膜 31 を平面（基準平面）として、内膜 31 にあるプラーク 41、42 を血管の内方向に突出する肥大部 411、412 の画像に変換する。

40

【0030】

また外膜 33 の外方向にあるプラーク 44 を逆向きにして、内膜 31 を基準平面にして血管の内方向に突出する肥大部 441 の画像に変換し、肥大部 411、412 の画像に合成する。このとき内膜 31 から肥大部 441 の頂部までの高さは、外膜 33 の表面からプラーク 44 の頂部までの高さに対応する。こうして、内膜 31 にあるプラーク 41、42 及び外膜 33 にあるプラーク 44 を、高さ方向を揃えて基準平面上（内膜 31 の内壁面）に合成する。

【0031】

次に、図 4 (b) で示すように、内膜 31 の平面を基準にして、高さ方向（血管の内方向）にそれぞれ閾値 TH1、TH2、TH3 を設定し、肥大部 411、412、414 の

50

高さがそれぞれの閾値を越える領域を異なる色で着色し、高低画像 50 を生成する。高低画像 50 は、例えば内膜 31 の平面から閾値 TH1 までの高さ範囲に或る部分は濃い色で表示し、閾値 TH1, TH2, TH3 を越える毎に順次淡くなる色で表示することにより等高線で区分して表示することができる。したがって、検査者は、血管厚を等高線と色の変化で識別することができる。

【0032】

また外膜 33 の外方向に突出するブランク 44 を高さ方向に反転して肥大部 441 の画像に変換し、肥大部 411, 421 の画像に加算することで、血管のトータルの血管厚を表示することができる。図 4 (b) では肥大部 421 と肥大部 441 の一部がそれぞれ加算されており、トータルの血管厚を、内膜 31 の平面を基準とする高さ情報として識別することができる。

10

【0033】

図 5 は、高低画像 50 の他の表示形態を示す説明図である。図 5 (a) は血管 30 の外膜 33 を平面として、外膜 33 にあるブランク 44 を血管の外方向に突出する肥大部 441 の画像とする。また内膜 31 の内方向にあるブランク 41, 42 を逆向きにして、外膜 33 を基準にして血管の外方向に突出する肥大部 411, 421 の画像に変換し、肥大部 441 の画像に加算する。このとき外膜 33 から肥大部 411, 421 の頂部までの高さは、内膜 31 の表面からブランク 41, 42 の頂部までの高さに対応する。こうして、外膜 33 にあるブランク 44 及び内膜 31 にあるブランク 41, 42 を、高さ方向を揃えて、基準平面上 (外膜 33 の外壁面) に合成する。

20

【0034】

また図 5 (b) で示すように、外膜 33 の平面を基準にして、高さ方向 (血管の外方向) にそれぞれ閾値 TH1, TH2, TH3 を設定し、肥大部 411, 412, 414 の高さがそれぞれの閾値を越える領域を異なる色で着色し、高低画像 50 を生成する。高低画像 50 は、例えば、外膜 33 の平面から閾値 TH1 までの高さは濃い色で表示し、閾値 TH1, TH2, TH3 を越える毎に順次淡くなる色で表示することにより等高線で区分して表示することができる。

【0035】

したがって、検査者は、血管厚を色の変化で識別することができる。また内膜 31 の内方向に突出するブランク 41, 42 を高さ方向に反転して肥大部 411, 421 の画像に変換し、肥大部 441 の画像に加算することで、血管のトータルの血管厚を表示することができる。トータルの血管厚を、外膜 33 の平面を基準とする高さ情報として識別することができる。

30

【0036】

(第 2 の実施形態)

図 6、図 7 は、第 2 の実施形態における高低画像 50 の表示形態を示す説明図である。図 6 は、閾値 TH1, TH2, TH3 の設定数を減らし、等高線の間隔を広くした高低画像 50 を示す。図 6 では、例えば閾値 TH2 のみを設定し、高低を 2 色で表示した例を示す。尚、閾値の数を多く設定することで、等高線の間隔を狭くすることもでき、より多彩の色で高低を表示することができる。

40

【0037】

図 7 は、閾値 TH1, TH2, TH3 を基準にして等高線を表示し、等高線の線種を変えた高低画像 50 を示す。例えば高さの高い部分 (血管厚が厚い部分) の等高線は太く表示し、低い部分の等高線は細い線 (又は点線) で表示する。

【0038】

尚、高低画像 50 の表示形態として、高さが高くなるに連れて、濃い色から淡い色になる例を説明したが、逆に淡い色から濃い色になるようにしてもよい。また高さが高くなるに連れて、輝度が高くなるように表示してもよく、さらに視認性を良くするために色と輝度の両者を段階的に変えてもよい。

【0039】

50

どのような表示形態で高低画像 50 を表示するかは、ユーザが入力部 23 を操作して選択することができ、ソフトウェア格納部 19 に格納された表示方法の設定データを選択して任意の表示形態で表示することができる。

【0040】

上述したように、検査者は、血管の内方向、外方向に突出するトータルの肥大部分を、高さ情報として認識することができ、かつ肥大部分を色の変化や等高線で識別することができ、病変部を速やかに判別することができる。

【0041】

また計測結果通知部 202 からは、ユーザに対して音声情報や文字情報、又は画像情報を出力し、ユーザが指定した箇所の計測結果をユーザに通知することができる。例えば、ユーザが観察したいポイントにカーソルを合わせたとき、「そこは〇〇mm」のように音声

10

【0042】

図 8 は、表示部 15 での超音波診断画像の表示例を示す説明図である。図 8 では、画像処理ユニット 13 によって得た超音波画像を画像生成部 14 で処理し、A 面、B 面、C 面の 2D 画像 51, 52, 53 を表示する。A 面、B 面の 2D 画像 51, 52 は、ボリュームデータ 60 による X 軸、Y 軸方向に沿うそれぞれの断面画像であり、C 面の 2D 画像 53 は、Z 軸方向から見た 2D 画像である。

【0043】

また A 面、B 面、C 面に追加して、血管の肥大部の高低画像 50 を表示する。2D 画像 51, 52, 53 のカーソル 61 で示す部分は、高低画像 50 として表示された領域を示す。したがって、検査者は、血管の肥大部分がどの位置にあるかを A 面、B 面、C 面の 2D 画像 51, 52, 53 で確認することができ、高低画像 50 によって、血管の内方向、外方向に突出するトータルの肥大部分の血管厚を高さ情報として認識することができる。

20

【0044】

尚、以上の説明では、血管厚が予め設定した値以上の部分について、高低画像 50 を作成して表示する例を述べたが、ユーザが 2D 画像 51 (又は 52, 53) 上でカーソルを移動させてポイントを指定し、その指定したポイント部分について高低画像 50 を作成して、表示するようにしてもよい。

30

【0045】

また入力部 23 の操作により、表示モードを設定することができ、図 4 又は図 5 による高低画像 50 を表示するか、図 6 又は図 7 で示す等高線の画像を表示するかを指定することができる。また図 8 のように A 面、B 面、C 面の 2D 画像 51, 52, 53 と一緒に等高線画像を表示するか、いずれか 1 つの 2D 画像と等高線画像を表示するかといった指定をすることができる。

【0046】

図 9 は、本実施形態での検査フローを一般的な検査フローと比較して示すフローチャートである。ステップ S1 ~ ステップ S7 は、一般的な検査フローを示し、ステップ S1 では、超音波診断画像 (2D) による描画を行う。ステップ S2 では、2D 画像をもとに血管の厚みを計測する。血管の厚みは、例えば先述した画像データの解析によって測定しても構わないし、あるいは IMT 計測法や画像上に配置した距離計測用のマーカによって、任意の指定箇所の厚みを逐一計測しても構わない。

40

【0047】

ステップ S3, S4 では同様の手順で断層を変えて 2 回目の検査を行う。ステップ S5, S6 では別の断層に変えて 3 回目の検査を行う。即ち、1 回目 ~ 3 回目の検査では被検体を縦、横、斜めといった異なる方向から見た断面画像をもとに血管の厚みを計測するわけである。そしてステップ S7 で検査を終了する。

【0048】

一方、ステップ S11 ~ S14 は、本実施形態での検査フローを示し、ステップ S11

50

では、超音波診断画像（４Ｄ）による描画を行う。このステップＳ１１では、２Ｄ画像を時系列的に合成して４Ｄ画像を描画する。ステップＳ１２では、血管の展開表示を行う。例えば図８の表示を行い、Ａ面、Ｂ面、Ｃ面の２Ｄ画像５１，５２，５３と高低画像５０を表示する。

【００４９】

ステップＳ１３では、任意部位の血管の厚みを計測する。即ち、高低画像５０をもとに血管の厚みを把握する。血管の厚みは等高線で表示されるため、肥大部分があれば識別することができる。そしてステップＳ１４で検査を終了する。したがって、観察方向を変えて何度も計測する必要はない。

【００５０】

以上述べたように、本発明の実施形態によれば、血管の厚みを等高線の色や線種によって識別可能にすることで、視認性を高め、疾患の見逃しを低減することができる。また検査を何回も繰り返す必要がないため、ユーザの負担を低減し、検査時間を短縮することができる。

【００５１】

以上、本発明のいくつかの実施形態を述べたが、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。これら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同様に、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ものである。

【符号の説明】

【００５２】

- １０ ... 超音波診断装置
- １１ ... 超音波プローブ
- １２ ... 送受信部
- １３ ... 画像処理ユニット
- １４ ... 画像生成部
- １５ ... 表示部
- １６ ... システム制御部
- １７ ... バスライン
- １８ ... 画像メモリ
- １９ ... ソフトウェア格納部
- ２０ ... 計測部
- ２１ ... 表示制御部
- ２２ ... 内部記憶装置
- ２３ ... 入力部
- ２０１ ... 計測データ処理部
- ２０２ ... 計測結果通知部
- ５０ ... 高低画像

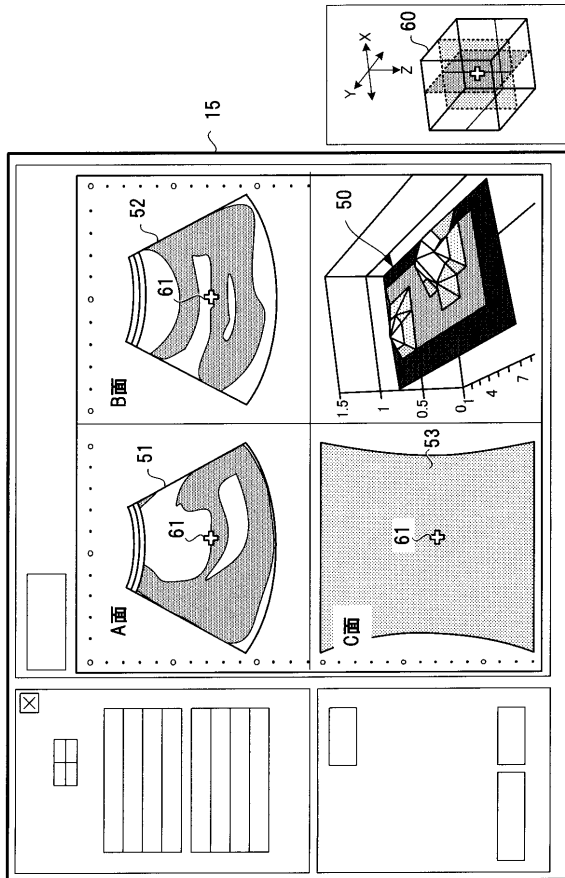
10

20

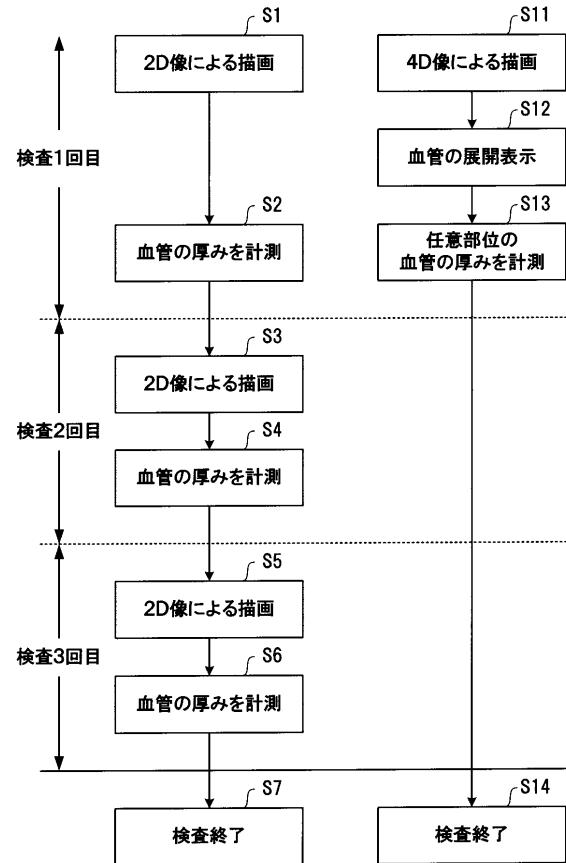
30

40

【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 高松 勝幸
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 藤本 奈美
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 村松 拓
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 川畑 信三
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 DD14 DD26 EE11 JC05 JC08 JC11 JC37 KK30

专利名称(译)	超声诊断仪和血管厚度测量程序		
公开(公告)号	JP2013118932A	公开(公告)日	2013-06-17
申请号	JP2011267827	申请日	2011-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	大井伸秀 高松勝幸 藤本奈美 村松拓 川畑信三		
发明人	大井 伸秀 高松 勝幸 藤本 奈美 村松 拓 川畑 信三		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE11 4C601/JC05 4C601/JC08 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种显示血管厚度的超声诊断设备，以便将其识别为身高信息。一种超声波探头，其将超声波发射到对象的身体中并接收在对象内部反射的超声波；图像处理单元，其处理所接收的超声波信号以生成图像数据；用于基于图像数据计算血管的血管厚度的测量单元和用于测量血管的厚度的测量单元，其中血液的内膜和外膜中的任一个作为参考平面图像生成单元，生成表示由图像生成单元生成的高低图像的高低图像；以及显示单元，显示由图像生成单元生成的高低图像。The

