

(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2012-55621
(P2012-55621A)

(43) 公開日 平成24年3月22日 (2012. 3. 22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 A	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-204292 (P2010-204292)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成22年9月13日 (2010. 9. 13)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	劉 磊
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
			GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		Fターム(参考)	4C017 AA07 AC40 BC11
		最終頁に続く	

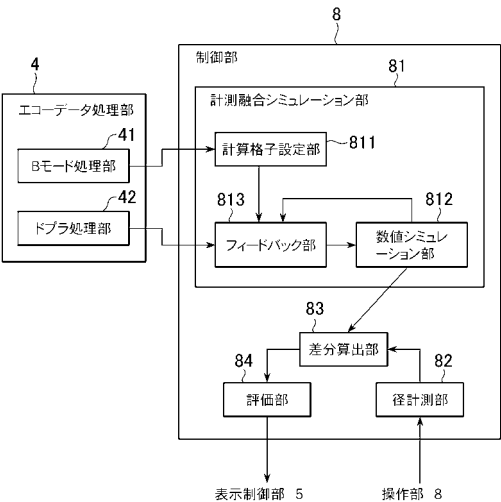
(54) 【発明の名称】 動脈硬化検出装置

(57) 【要約】

【課題】短時間で正確に、しかも被検体に大きな負担を課さずに直接的な動脈硬化の診断を行なうことが可能な動脈硬化検出装置を提供する。

【解決手段】血管径の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーション部812と、被検体に送信された超音波のエコーデータに基づいて血管径を計測する径計測部82と、前記数値シミュレーション部812で得られた血管径と前記径計測部82で得られた血管径との差を算出する差分算出部83と、この差分算出部83で算出された差に基づいて動脈硬化に関する評価を行なう評価部84と、この評価部84による評価結果を表わす画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管径の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーション部と、
被検体に送信された超音波のエコーデータに基づいて血管径を計測する径計測部と、
前記数値シミュレーション部で得られた血管径と前記径計測部で得られた血管径との差を算出する差分算出部と、
該差分算出部で算出された差に基づいて動脈硬化に関する評価を行なう評価部と、
該評価部による評価結果を表わす画像が表示される表示部と、
を備えることを特徴とする動脈硬化検出装置。

【請求項 2】

前記数値シミュレーション部は、血管壁の壁面モデルとしてフォークトモデルを適用して数値シミュレーションを行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 3】

前記数値シミュレーション部による数値シミュレーションは、血管壁に血流の圧力がかかった場合の前記フォークトモデルにおける血管壁の変位を算出し、該変位を初期の血管径に加算して、血管径の算出を行なうものであることを特徴とする請求項 2 に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 4】

前記フォークトモデルにおいて並列に接続されたバネとダンパーにおける弾性係数及び粘性係数は、被検体の血管壁について、年代別の実験的に得られた値であることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 5】

前記数値シミュレーション部は、前記エコーデータに基づく超音波画像における血管に設定された計算格子において数値シミュレーションを行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 6】

前記超音波画像において特定される血管に前記計算格子を設定する計算格子設定部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 7】

前記径計測部は、超音波画像において特定された血管の径を計測することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の動脈硬化検出装置。

【請求項 8】

前記評価結果を表わす画像は、前記エコーデータに基づく超音波画像上に表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の動脈硬化検出装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、動脈硬化を検出する動脈硬化検出装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、動脈硬化を診断する手法として血液検査による手法があるが（例えば、特許文献 1 参照）、この手法は間接的な手法に過ぎないため、直接的に動脈硬化を診断する手法が試みられている。この直接的な動脈硬化の診断手法としては、例えば脈波伝播速度 PWV（Pulse Wave Velocity）を計測して診断を行なう手法や、一心拍の血圧変動に対応する血管径の変化に基づいて算出される Stiffness Parameter β に基づいて診断を行なう手法や、被検体の上腕動脈においてカフなどによって血流を一時遮断し、開放後の血管径増加率を %FMD（Flow-Mediated Dilatation）として計測し診断を行なう手法などが知られている（例えば、特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-169696号公報

【特許文献2】特開2004-105549号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、PWMを計測して診断する手法では、伝播速度が互いに異なる弾性血管と筋性血管とを区別せずに計測を行なっているため正確な診断を行なうことが困難であるなどの問題がある。また、Stiffness Parameter β に基づいて診断を行なう手法では、計測に要する時間が20～30分と長いことなどが問題である。また、%FMDを計測する手法においても、検査に時間がかかるという問題や、検査者間、検査施設間において再現性が低いといった問題がある。さらに、上述の三つのいずれの手法も被検体の動脈を遮断する必要があり、被検体に対する負担が重い。

10

【0005】

このようなことから、短時間で正確に、しかも被検体に大きな負担を課さずに直接的な動脈硬化の診断を行なうことが可能な装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、血管径の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーション部と、被検体に送信された超音波のエコーデータに基づいて血管径を計測する径計測部と、前記数値シミュレーション部で得られた血管径と前記径計測部で得られた血管径との差を算出する差分算出部と、この差分算出部で算出された差に基づいて動脈硬化に関する評価を行なう評価部と、この評価部による評価結果を表わす画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする動脈硬化検出装置である。

20

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記数値シミュレーション部は、血管壁の壁面モデルとしてフォークトモデルを適用して数値シミュレーションを行なうことを特徴とする動脈硬化検出装置である。

30

【0008】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記数値シミュレーション部による数値シミュレーションは、血管壁に血流の圧力がかかった場合の前記フォークトモデルにおける血管壁の変位を算出し、該変位を初期の血管径に加算して、血管径の算出を行なうものであることを特徴とする動脈硬化検出装置である。

【0009】

第4の観点の発明は、第2、3の観点の発明において、前記フォークトモデルにおいて並列に接続されたパネとダンパーにおける弾性係数及び粘性係数は、被検体の血管壁について、年代別に実験的に得られた値であることを特徴とする動脈硬化検出装置である。

【0010】

第5の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記数値シミュレーション部は、前記エコーデータに基づく超音波画像における血管に設定された計算格子において数値シミュレーションを行なうことを特徴とする動脈硬化検出装置である。

40

【0011】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記超音波画像において特定される血管に前記計算格子を設定する計算格子設定部を備えることを特徴とする動脈硬化検出装置である。

【0012】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記径計測部は、超音波画像において特定された血管の径を計測することを特徴とする動脈硬化検出装置で

50

ある。

【 0 0 1 3 】

第 8 の観点の発明は、第 1 ～ 7 のいずれか一の観点の発明において、前記評価結果を表わす画像は、前記エコーデータに基づく超音波画像上に表示されることを特徴とする動脈硬化検出装置である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

上記観点の発明によれば、前記数値シミュレーション部で得られた血管径と前記径計測部で得られた血管径との差に基づく動脈硬化に関する評価結果を表わす画像が表示されるので、医師等の診断者は、短時間で正確に、しかも被検体に大きな負担を課さずに直接的な動脈硬化の診断を行なうことができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【 図 2 】エコーデータ処理部と制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【 図 3 】動脈硬化に関する評価を表わす画像の作成及び表示と、血流の速度及び圧力の算出のフローチャートである。

【 図 4 】 1 心周期における血圧の変動を示す図である。

【 図 5 】計算格子の設定の説明図である。

20

【 図 6 】フォークトモデルを示す図である。

【 図 7 】数値シミュレーション部で得られた血管径と径計測部で得られた血管径との差が閾値を超えた部分にカラー画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【 図 8 】変形例におけるエコー処理部と制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【 図 9 】変形例における作用を示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の実施形態について図 1 ～ 図 6 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7 及び制御部 8 を備える。前記超音波診断装置は、本発明における動脈硬化検出装置の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 1 7 】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。また、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。そして、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【 0 0 1 8 】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように B モード処理部 4 1 及びドブラ処理部 4 2 を有する。前記 B モード処理部 4 1 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行ない、B モードデータを作成する。また、前記ドブラ処理部 4 2 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に基づいてドブラデータを作成する。ドブラデータには、流速データ、分散データ及びパワーデータが含まれる。

40

【 0 0 1 9 】

具体的には、前記ドブラ処理部 4 2 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、直交検波処理を行ない、MTI フィルタ (Moving Target Indication Filter) で MTI 処理してエコーのドブラ信号を求め、さらに MTI 処理後の信号に対し、自己相関演算を行なう。そして、自己相関演算結果から平均流速と、流速の分散と、パワーとを求める。

【 0 0 2 0 】

50

前記表示制御部 5 は、前記 B モードデータに対し、スキャンコンバータ (Scan Converter) による走査変換を行なって B モード画像データを作成し、この B モード画像データに基づく B モード画像を前記表示部 6 に表示させる。ただし、前記表示制御部 5 は、B モード画像データの作成に加え、前記ドブラデータに対してスキャンコンバータによる走査変換を行なってドブラ画像データを作成し、このドブラ画像データに基づくドブラ画像を表示させるようになっていてもよい。

【0021】

また、前記表示制御部 5 は、後述するように動脈硬化の指標を表わす画像を前記表示部 6 に表示させるようになっている。

【0022】

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などで構成される。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。

【0023】

前記制御部 8 は、特に図示しないが CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、前記 HDD 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0024】

前記制御部 8 の詳細構成について説明すると、この制御部 8 は、計測融合シミュレーション部 8 1、径計測部 8 2、差分算出部 8 3 及び評価部 8 4 を有している。そして、前記計測融合シミュレーション部 8 1 は、計算格子設定部 8 1 1、数値シミュレーション部 8 1 2 及びフィードバック部 8 1 3 を有している。これら各部の説明は後述する。ちなみに、前記径計測部 8 2 は本発明における径計測部の実施の形態の一例であり、前記差分算出部 8 3 は、本発明における差分算出部の実施の形態の一例である。また、前記評価部 8 4 は本発明における評価部の実施の形態の一例であり、前記数値シミュレーション部 8 1 2 は、本発明における数値シミュレーション部の実施の形態の一例である。

【0025】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。本例の超音波診断装置 1 においては、超音波の送受信を行なってエコーデータを取得し、前記 B モードデータ及び前記ドブラデータを作成する。これら B モードデータ及びドブラデータは、図示しない RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等のメモリ、HDD (ハードディスクドライブ: Hard Disk Drive) などに記憶される。そして、これら B モードデータ及びドブラデータを用いて、動脈硬化に関する評価を表わす画像を作成して表示し、さらには血流の速度や圧力を算出する。

【0026】

動脈硬化に関する評価を表わす画像の作成及び表示と、血流の速度及び圧力の算出について、図 3 に示すフローチャートに基づいて説明する。この図 3 に示すフローチャートでは、1 心周期につき、S 1 ~ S 4 の各ステップを N ループ繰り返す。図 4 は、1 心周期における血圧の変動を表わすグラフであり、前記 S 1 ~ S 4 の各ステップを N ループ繰り返すことにより、1 心周期における各時点の血圧の血管径、血流の速度及び圧力が算出され、1 心周期で拡張及び収縮する血管における血管径、血流の速度及び圧力が、1 心周期について N 回算出される。

【0027】

各ステップについて具体的に説明すると、先ずステップ S 1 では、前記数値シミュレーション部 8 1 2 が血管径の数値シミュレーションを行なって血管径 X_s を算出し、前記径計測部 8 3 が B モード画像における血管径 X_m の計測を行なう。ここでは、前記血管径 X_s 、 X_m として、血管の直径を算出及び計測するものとする。

【0028】

10

20

30

40

50

前記数値シミュレーション部 8 1 2 による数値シミュレーションについて具体的に説明する。前記数値シミュレーション部 8 1 2 による数値シミュレーションを行なうにあたり、先ず前記計算格子設定部 8 1 1 は、図 5 に示すように B モード画像 B G において特定される血管 b 1 の上半分における所定の領域 R に計算格子 C i (i = 1 ~ n (n : 自然数)) を設定する。血管 b 1 の特定は B モードデータに基づいて行なわれる。ちなみに、B モード画像 B G において血管 b 1 は周囲よりも輝度が低いため、B モードデータにおいて血管 b 1 の特定が可能である。なお、B モード画像データに基づいて血管 b 1 の特定が行なわれてもよい。

【 0 0 2 9 】

前記数値シミュレーション部 8 1 2 は、血流の圧力によって血管壁の変位 x (i) が生じ、初期半径 r s 0 (i) の状態から半径 r s (i) となった場合のこの半径 r s (i) を算出する。すなわち、下記の (式 1) により、半径 r s (i) を算出する。

$$r s (i) = r s 0 (i) + x (i) \quad \cdots (式 1)$$

半径 r s (i) の算出は、各計算格子 C i 毎に行なう。ただし、本例では血管の上半分又は下半分における各計算格子 C i について半径 r s (i) の算出を行なうものとする。従って、前記計算格子 C i は上半分又は下半分のみ設定されてもよい。そして、前記数値シミュレーション部 8 1 2 は、算出された半径 r s (i) を 2 倍して直径を算出し、血管径 X s (i) を得る。これにより、n 個の計算格子 C i についての血管径 X s (i) が得られる。

【 0 0 3 0 】

前記 (式 1) において、初期半径 r s 0 (i) は、計測部位における血管部分の標準的な半径 (図 4 の時刻 0 における半径) とする。

【 0 0 3 1 】

次に、前記 (式 1) における変位 x (i) の算出について説明する。血管壁 w の壁面モデルとして、図 6 に示すようにパネ s p とダンパー d a が並列に接続されたモデルであるフォークトモデルを適用した場合、壁面における力学の釣り合いは、下記 (式 2) となる。

【 数 1 】

$$f(i) = kx(i) + c \frac{dx(i)}{dt} \quad \cdots (式 2)$$

(式 2) において、f (i) は血管壁 w にかかる力、k は血管壁 w の弾性係数、c は血管壁 w の粘性係数である。変位 x (i) は、(式 2) の f (i) , k , c に具体的な数値を代入して算出される。

【 0 0 3 2 】

前記 (式 2) において、k , c は、被検体の年代に応じて実験的に得られた値であって、年代別に得られた健常者の平均値である。また、(式 2) において、f (i) は下記 (式 3) で得られる値である。

$$f (i) = P (i) \times S (i) \quad \cdots (式 3)$$

この (式 3) において、P (i) は所定点 (例えば後述のステップ S 3 で圧力を算出する際に設定される計算格子) における血流の圧力 (血圧) 、S (i) は計算格子 C i における血管壁 w の面積であり、f (i) として計算格子 C i における血管壁 w 全体にかかる圧力が算出される。前記 P (i) としては、前のループにおけるステップ S 3 で算出された値を近似的な値として用いる。なお、最初のループにおいては予め設定された値を用いる。

【 0 0 3 3 】

前記径計測部 8 3 による血管径 X m (i) の計測について具体的に説明する。例えば、B モード画像において、血管は周囲の組織よりも輝度が低くなっている。従って、前記径

10

20

30

40

50

計測部 8 3 は、B モード画像の輝度に基づいて特定される血管の直径を算出する。血管径は、計算格子ごとに算出される。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 2 では、前記差分算出部 8 1 3 が、前記数値シミュレーション部 8 1 2 で得られた血管径 $X_s(i)$ と前記径計測部 8 3 で得られた血管径 $X_m(i)$ の差 $D(i)$ を求める。すなわち、

$$D(i) = X_s(i) - X_m(i) \quad \cdots (\text{式 } 4)$$

そして、この(式 4)で算出された差 $D(i)$ に基づいて、前記評価部 8 4 が動脈硬化に関する評価を行なう。

【 0 0 3 5 】

ここで、動脈硬化が進行していると血管内が閉塞し、血管径が健常者と比べて小さくなる。前記数値シミュレーション部 8 1 2 で得られた血管径 $X_s(i)$ は、年代別の健常者の血管径であり、前記差 $D(i)$ が大きくなるほど動脈硬化が進行していることになる。従って、前記評価部 8 4 は、動脈硬化に関する評価として、前記差 $D(i)$ が所定の閾値 D_{TH} を超えているか否かを判定する。この閾値 D_{TH} は、動脈硬化と診断される値に設定されるものとする。前記評価部 8 4 は、前記差 $D(i)$ が前記閾値 D_{TH} を超えていると判定した場合、前記表示制御部 5 へ信号を出力する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 2 において、前記差 $D(i)$ が前記閾値 D_{TH} を超えていると判定された場合、図 7 に示すように、前記表示部 6 に表示された B モード画像 B G には、前記差 $D(i)$ が前記閾値 D_{TH} を超えている部分に、所定の色からなるカラー画像 C G を表示する。このカラー画像 C G は、血管 b 1 の外側にこの血管 b 1 に沿うようにして帯状に表示される。前記カラー画像 C G は、動脈硬化に関する評価結果を表わす画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 7 】

次に、ステップ S 3 では、前記計測融合シミュレーション部 8 1 が計測融合シミュレーションを行なって血流の速度及び圧力の算出を行なう。具体的には、B モード画像における血管に設定された計算格子について、前記数値シミュレーション部 8 1 2 が、血流の速度及び圧力についての数値シミュレーションを、ナビエ・ストークス方程式と圧力方程式とを用いて行ない、この数値シミュレーションによる算出値と、前記ドブラ処理部 4 2 で得られたドブラデータとの差を前記フィードバック部 8 1 3 で算出して前記数値シミュレーション部 8 1 2 にフィードバックし、数値シミュレーションで得られる速度との差を補償するように計算結果を実際の血流場に収束させて、血流の速度及び圧力を算出する(詳細は、例えば特許 4 2 6 9 6 2 3 号公報参照)。

【 0 0 3 8 】

ちなみに、ステップ S 3 における計算格子は、ステップ S 1 において設定される計算格子とは異なり、前記特許 4 2 6 9 6 2 3 号公報に記載されているように、格子点(縦線と横線の交差点)であってもよく、格子点における血流の速度及び圧力を算出するようになっていてもよい。

【 0 0 3 9 】

ちなみに、特に図示しないが、ステップ S 3 において算出された血流の速度や圧力を示す画像を前記表示部 6 に表示してもよい。

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ S 4 では、N ループ目であるか否かの判定を行なう。N ループ目に達していない場合(ステップ S 4 において NO)、ステップ S 1 の処理へ戻り、再度このステップ S 1 以降の処理を行なう。一方、N ループ目に達した場合(ステップ S 4 において YES)、処理を終了する。

【 0 0 4 1 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、前記数値シミュレーション部 8 1 2 で得られた血管径 $X_s(i)$ と前記径計測部 8 2 で得られた血管径 $X_m(i)$ との差 $D(i)$

10

20

30

40

50

）に基づいて、動脈硬化に関する評価結果を表わす画像として、前記カラー画像ＣＧが表示されるので、被検体の動脈を遮断する必要がなく大きな負担を課さずに、短時間で正確に直接的な動脈硬化の診断を行なうことができる。

【００４２】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。この変形例においては、図８に示すように前記制御部８は差分算出部８３を有しておらず、前記フィードバック部８１３からの入力に基づいて、前記評価部８４が動脈硬化に関する評価を行なう。具体的に図９のフローチャートに基づいて説明する。

【００４３】

先ず、図９のステップＳ１'において、前記計測融合シミュレーション部８１が前記所定の領域Ｒ（図５参照）内において計測融合シミュレーションを行なって、血管径 $X_r(i)$ を算出する。具体的には、先ず上述のステップＳ１と同様にして前記数値シミュレーション部８１２が血管径 $X_s(i)$ を算出し、前記径計測部８２により血管径 $X_m(i)$ を得る。そして、前記フィードバック部８１３がこれら血管径 $X_s(i)$ と血管径 $X_m(i)$ との差 $D(i)$ を求めてこの差 $D(i)$ に応じた仮想的な外力 $f_s(i)$ を数値シミュレーションにフィードバックすることにより、前記差 $D(i)$ を補償するように数値シミュレーションの結果を実際の血管径の値に収束させる。これにより前記血管径 $X_r(i)$ が得られる。この場合において、前記フィードバック部８１３は、本発明における差分算出部の実施の形態の一例である。

【００４４】

フィードバックは、仮想的な外力 $f_s(i)$ を上記（式２）の左辺に与えて行なう。具体的には、以下の（式５）である。

【数２】

$$f(i) - f_s(i) = kx(i) + c \frac{dx(i)}{dt} \quad \cdots \text{（式５）}$$

また、フィードバックに用いる仮想的な外力 $f_s(i)$ は、下記（式６）となる。

$$f_s(i) = K(X_s(i) - X_m(i)) \quad \cdots \text{（式６）}$$

（式６）において、 K は計算の加速係数であり圧力の単位を含む係数である。

【００４５】

以上の計測融合シミュレーションにより得られた血管径 $X_r(i)$ は、前記表示部６に表示されるようになっていてもよい。

【００４６】

前記ステップＳ１'において前記フィードバック部８１３で算出された前記差 $D(i)$ は、前記評価部８４へ出力される。そして、ステップＳ２'において、前記評価部８４は、前記差 $D(i)$ に基づいて、上述のステップＳ２と同様にして動脈硬化の評価を行なう。そして、前記差 $D(i)$ が前記閾値 D_{TH} を超えている部分に、所定の色からなるカラー画像ＣＧを表示する。

【００４７】

ただし、前記評価部８４は、前記仮想的な外力 $f_s(i)$ に基づいて動脈硬化の評価を行なってもよい。前記差 $D(i)$ が大きくなるほど、前記仮想的な外力 $f_s(i)$ も大きくなるので、前記仮想的な外力 $f_s(i)$ が所定の閾値を超えていれば動脈硬化が進行しているものとする。前記仮想的な外力 $f_s(i)$ が前記閾値を超えている場合、閾値を超えていると判定された部分に、所定色からなるカラー画像ＣＧを表示する。

【００４８】

ステップＳ３，Ｓ４については、上述と同様であり説明を省略する。

【００４９】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範

10

20

30

40

50

囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記評価部 84 による動脈硬化に関する評価として、前記差 D (i) の大きさに応じた色からなるカラー画像 C G を表示するようにしてもよい。

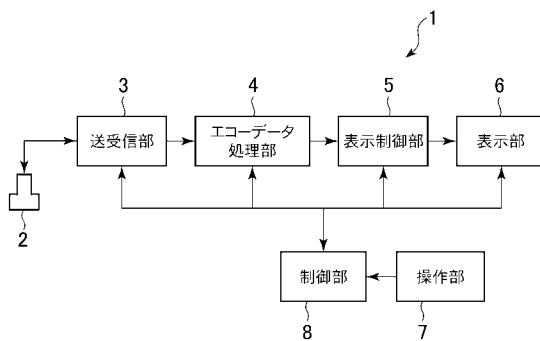
【符号の説明】

【 0 0 5 0 】

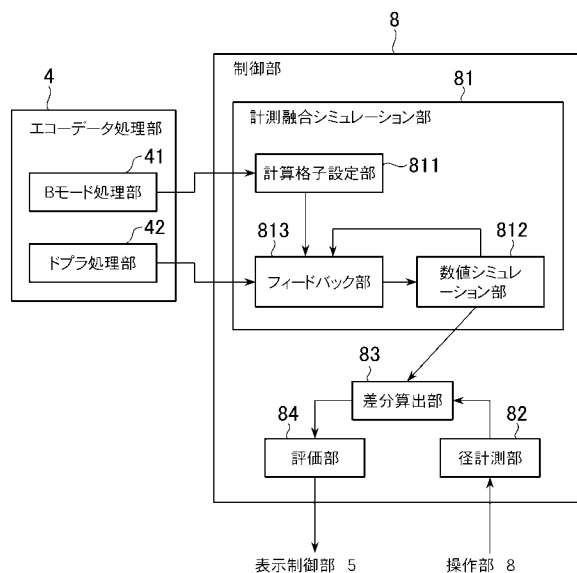
- 1 超音波診断装置（動脈硬化検出装置）
- 6 表示部
- 8 2 径計測部
- 8 3 差分算出部
- 8 4 評価部
- 8 1 1 計算格子設定部
- 8 1 2 数値シミュレーション部
- 8 1 3 フィードバック部（差分算出部）

10

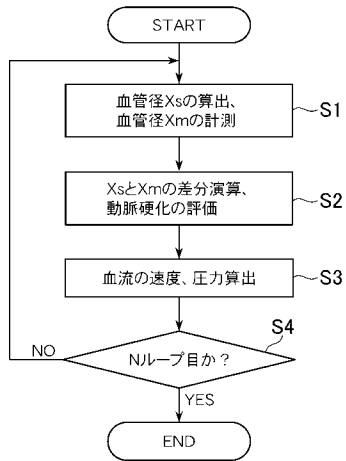
【 図 1 】



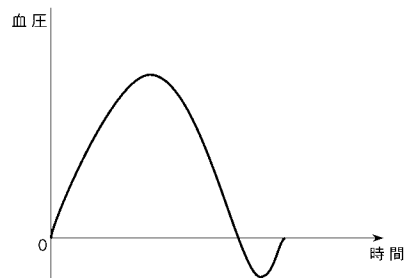
【 図 2 】



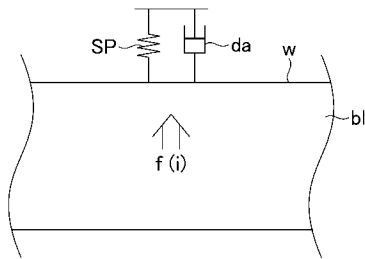
【図 3】



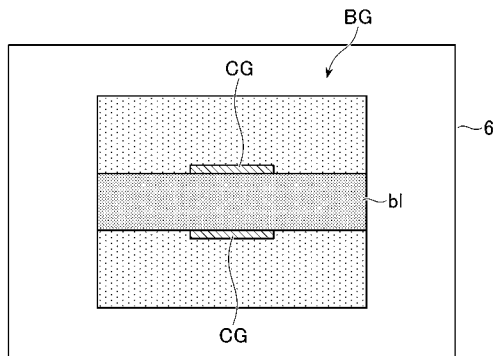
【図 4】



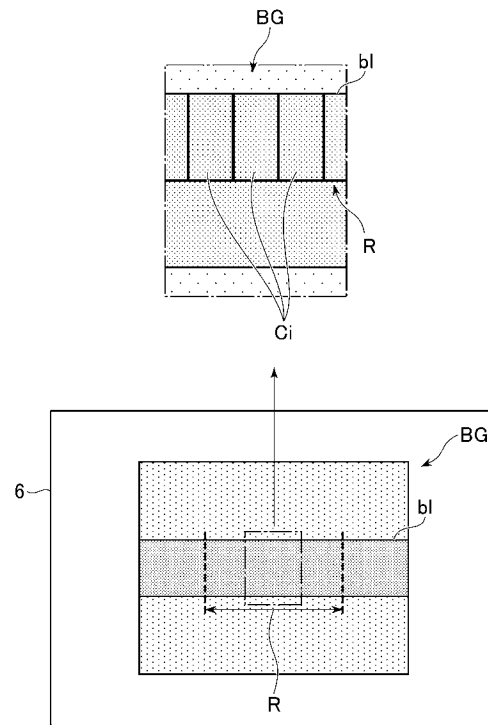
【図 6】



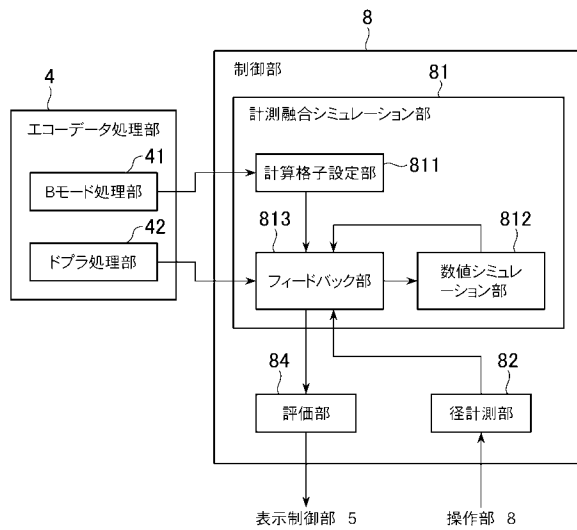
【図 7】



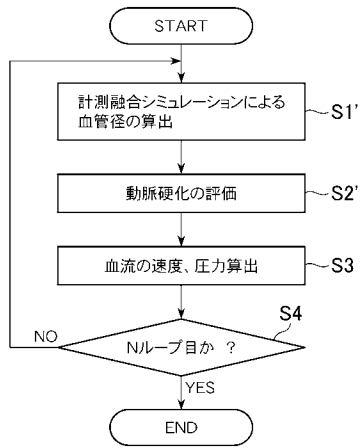
【図 5】



【図 8】



【 図 9 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DD06 DD14 DD19 DE04 EE07 EE09 EE10 JB40 JB45 KK02
KK12 KK28

专利名称(译)	动脉硬化检测装置		
公开(公告)号	JP2012055621A	公开(公告)日	2012-03-22
申请号	JP2010204292	申请日	2010-09-13
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	劉磊		
发明人	劉磊		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AC40 4C017/BC11 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK28		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在短时间内准确地直接诊断动脉硬化的动脉硬化检测装置，而不会给受试者带来很大的负担。解决方案：动脉硬化检测装置包括：用于数值模拟血液的数值模拟部分812容器直径;直径测量部分82，用于根据传输给对象的超声波的回波数据测量血管直径;差分计算部分83，用于计算由数值模拟部分812获得的血管直径与由直径测量部分82获得的血管直径之间的差值;评估部分84，用于根据差异计算部分83计算的差异进行与动脉硬化有关的评估;显示部分，用于显示由评估部分84显示评估结果的图像。

