

(11) 特許出願公開番号

**特開2007-151606**

(P2007-151606A)

(43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

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2005-346949 (P2005-346949)

(22) 出願日 平成17年11月30日 (2005.11.30)

(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

(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

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100109900

弁理士 堀口 浩

(72) 発明者 田村 和宏

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

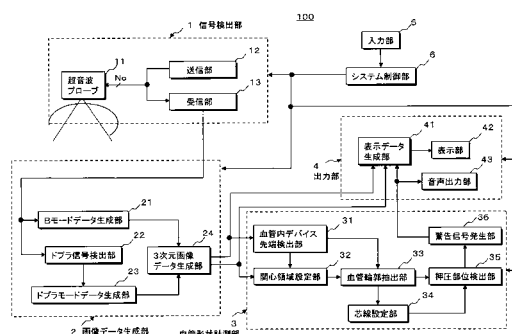
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血管形状計測方法

(57) 【要約】

【課題】 血管内デバイスの血管壁に対する危害を未然に防止する。

【解決手段】 画像データ観察下にて血管内検査／治療を行なう際、信号検出部１及び画像データ生成部２は、血管内デバイスが挿入された被検体に対し３次元超音波走査を行なってＢモード３次元画像データ及びドプラモード３次元画像データを生成する。次いで、血管内デバイス先端検出部３１は、Ｂモード３次元画像データの輪郭情報に基づいて血管内デバイスの先端位置を検出し、この先端位置を中心に設定された所定サイズの関心領域におけるドプラモード３次元画像データの血管形状を抽出して３次元血管データを生成する。そして、押圧部位検出部３５は、３次元血管データの走行方向に設定された複数の内径計測点における血管内径値に基づき血管内デバイスの押圧を受けている血管壁の位置を検出する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波振動素子を駆動し血管内デバイスを挿入した被検体に対して超音波を送信する送信手段と、  
前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、  
超音波送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を走査する走査制御手段と、  
前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、  
前記画像データにおける血管形状を抽出して血管データを生成する血管形状抽出手段と、  
前記血管データに基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出する押圧部位検出手段と、  
前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段と、  
前記警告信号を出力する出力手段を  
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記画像データ生成手段が生成した画像データに対し関心領域を設定する関心領域設定手段を備え、前記血管形状抽出手段は、前記関心領域設定手段が設定した関心領域における前記画像データに対して血管形状を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

血管内デバイスの先端位置を検出する血管内デバイス先端検出手段を備え、前記関心領域設定手段は、前記血管内デバイスの先端位置を基準として所定サイズの関心領域を設定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記血管形状抽出手段が生成した前記血管データの走行方向に対し芯線を設定する芯線設定手段を備え、前記押圧部位検出手段は、前記芯線に所定間隔で設定された複数の内径計測点における前記血管データの径値に基づいて前記押圧部位の検出を行なうことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

血管内デバイスによって押圧された血管壁が呈する形状に対応した異常パターンを予め保存する異常パターン記憶手段を備え、前記押圧部位検出手段は、前記血管データの血管壁形状と前記異常パターンを比較することにより前記押圧部位の検出を行なうことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記血管形状抽出手段は、前記画像データ生成手段が生成したドプラモード画像データ及び B モード画像データの少なくとも何れかにおける血管形状を抽出して前記血管データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記血管内デバイス先端検出手段は、前記画像データ生成手段が生成した B モード画像データにおける血管内デバイスの輪郭を抽出してその先端位置を検出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記出力手段は表示手段を備え、前記表示手段は、前記画像データ生成手段が生成した画像データに前記警告信号発生手段が発生した警告信号に基づく警告マークを重畳して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記出力手段は音声出力手段を備え、前記音声出力手段は、前記警告信号発生手段が発生した警告信号に基づく警告音を出力することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

超音波振動素子を駆動し血管内デバイスを挿入した被検体に対して超音波を送信する送信手段と、  
前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、  
超音波送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を３次元走査する走査制御手段と、  
前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて３次元画像データを生成する画像データ生成手段と、  
前記３次元画像データにおける血管形状を抽出して３次元血管データを生成する血管形状抽出手段と、  
前記３次元血管データの形状に基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出する押圧部位検出手段と、  
この押圧部位検出手段の検出結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段と、  
前記警告信号を出力する出力手段を  
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

#### 【請求項 11】

画像データ生成手段が、血管内デバイスを挿入した被検体に対し超音波を送受信して得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、  
血管形状抽出手段が、前記画像データにおける血管形状を抽出して血管データを生成するステップと、  
押圧部位検出手段が、前記血管データの形状に基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出するステップと、  
警告信号発生手段が、前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生するステップと、  
出力手段が、前記警告信号を出力するステップを  
有することを特徴とする血管形状計測方法。

20

#### 【請求項 12】

画像データ生成手段が、血管内デバイスを挿入した被検体に対し超音波を送受信して得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、  
血管内デバイス先端検出手段が、前記画像データ生成手段が生成した第１の画像データの輪郭抽出によって血管内デバイスの先端位置を検出するステップと、  
関心領域設定手段が、前記血管内デバイスの先端位置を基準として前記画像データ生成手段が生成した第２の画像データに対して関心領域を設定するステップと、  
血管形状抽出手段が、前記関心領域における前記第２の画像データの血管形状を抽出して血管データを生成するステップと、  
芯線設定手段が、前記血管データの走行方向に対し芯線を設定するステップと、  
押圧部位検出手段が、前記芯線に所定間隔で設定された複数の内径計測点における血管データの内径値に基づいて押圧部位の検出を行なうステップと、  
警告信号発生手段が、前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生するステップと、  
出力手段が、前記警告信号を出力するステップを  
有することを特徴とする血管形状計測方法。

30

40

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、超音波診断装置及び血管形状計測方法に係り、特に、血管内デバイスの挿入に伴う血管形状変化のモニタリングを可能とする超音波診断装置及び血管形状計測方法に関する。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

近年、MIT (Minimally Invasive Treatment) と呼ばれる最小侵襲治療が注目を浴びている。虚血性の脳疾患患者や心疾患患者に対するMITの代表的なものとして画像観察

50

下にてカテーテル等を用いた、所謂インターベンション治療が挙げられる。

【0003】

内壁にコレステロールが沈着して狭窄が発生した脳血管や心臓血管、更には末梢血管等の検査や治療に用いられる検査／治療デバイス（以下では、これらを纏めて血管内デバイスと呼ぶ。）として、血管内に造影剤を注入する造影剤注入用カテーテル、狭窄部位を径方向に拡張するバルーン付きカテーテル、このバルーンによって拡張された血管径を維持するステントを留置するためのステント用カテーテル、更には、カテーテルの先端に装着した微小カッターを血管内で移動あるいは回転させて狭窄部位の沈着物（プラーク）を切除するDCA（方向性冠動脈プラーク切除器）やロータブレード等があり、これらの血管内デバイスには、その挿入方向を制御するためのガイドワイヤが装着されている。

10

【0004】

そして、X線診断装置や超音波診断装置等の画像診断装置によって得られた画像データのリアルタイム観察下にて上述の血管内デバイスの挿入を行なうことにより、安全かつ正確な血管内検査／治療を効率よく行なうことが可能となる。

【0005】

特に、超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で2次元画像データのリアルタイム観察を可能にし、更に、近年では、超音波振動素子が1次元配列された超音波プローブの機械的移動、あるいは超音波振動素子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブによりBモード3次元画像データやドプラモード3次元画像データを生成する方法が開発されている。そして、これらの3次元画像データにおける血管輪郭を抽出し、得られた輪郭データに基づいて各種解析を行なう方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

20

【0006】

更に、血管の画像データとこの血管の内部に挿入された血管内デバイスの画像データをリアルタイム観察することにより、複雑な分岐構造を呈した血管内の所望方向あるいは所望位置に血管内デバイスの先端部を容易かつ正確に進向あるいは配置することが可能となる。

【特許文献1】特開2004-283373号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0007】

上述のように超音波画像データのリアルタイム観察下で血管内デバイスを操作することにより、血管内検査あるいは血管内治療を効率よく行なうことが可能となる。しかしながら、血管の走行と血管内デバイスの挿入方向が一致しない場合血管壁は血管内デバイスによって不用意な押圧を受け、特に、プラーク等が沈着して脆くなった血管壁に血管内デバイスによる押圧が加わった場合には損傷が生ずる危険性があった。このような問題点に対し、従来の超音波診断装置では血管内デバイスの血管壁に対する押圧の有無やその程度を正確に計測あるいは評価する機能が備えられていなかったため、医師や検査技師ら（以下では、これらを纏めて操作者と呼ぶ。）は、血管内デバイスによる血管壁の損傷を確実に防止することが困難であった。

40

【0008】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、画像データの観察下にて血管内デバイスを用い検査や治療を行なう際、血管形状の変化に基づいて血管内デバイスの血管壁に対する押圧の程度を検出することにより安全な血管内検査あるいは血管内治療を可能とする超音波診断装置及び血管形状計測方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、超音波振動素子を駆動し血管内デバイスを挿入した被検体に対して超音波を送信する送信手段と、前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、超音波

50

送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を走査する走査制御手段と、前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データにおける血管形状を抽出して血管データを生成する血管形状抽出手段と、前記血管データに基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出する押圧部位検出手段と、前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段と、前記警告信号を出力する出力手段を備えたことを特徴としている。

#### 【0010】

又、請求項10に係る本発明の超音波診断装置は、超音波振動素子を駆動し血管内デバイスを挿入した被検体に対して超音波を送信する送信手段と、前記超音波の送信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、超音波送受信の方向を制御して前記被検体の所定領域を3次元走査する走査制御手段と、前記超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて3次元画像データを生成する画像データ生成手段と、前記3次元画像データにおける血管形状を抽出して3次元血管データを生成する血管形状抽出手段と、前記3次元血管データの形状に基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出する押圧部位検出手段と、この押圧部位検出手段の検出結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段と、前記警告信号を出力する出力手段を備えたことを特徴としている。

#### 【0011】

一方、請求項11に係る本発明の血管形状計測方法は、画像データ生成手段が、血管内デバイスを挿入した被検体に対し超音波を送受信して得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、血管形状抽出手段が、前記画像データにおける血管形状を抽出して血管データを生成するステップと、押圧部位検出手段が、前記血管データの形状に基づいて血管壁に対する前記血管内デバイスの押圧部位の有無あるいは位置を検出するステップと、警告信号発生手段が、前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生するステップと、出力手段が、前記警告信号を出力するステップを有することを特徴としている。

#### 【0012】

又、請求項12に係る本発明の血管形状計測方法は、画像データ生成手段が、血管内デバイスを挿入した被検体に対し超音波を送受信して得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、血管内デバイス先端検出手段が、前記画像データ生成手段が生成した第1の画像データの輪郭抽出によって血管内デバイスの先端位置を検出するステップと、関心領域設定手段が、前記血管内デバイスの先端位置を基準として前記画像データ生成手段が生成した第2の画像データに対して関心領域を設定するステップと、血管形状抽出手段が、前記関心領域における前記第2の画像データの血管形状を抽出して血管データを生成するステップと、芯線設定手段が、前記血管データの走行方向に対し芯線を設定するステップと、押圧部位検出手段が、前記芯線に所定間隔で設定された複数の内径計測点における血管データの内径値に基づいて押圧部位の検出を行なうステップと、警告信号発生手段が、前記押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生するステップと、出力手段が、前記警告信号を出力するステップを有することを特徴としている。

#### 【発明の効果】

#### 【0013】

本発明によれば、画像データの観察下にて血管内デバイスを用いた検査や治療を行なう際、血管形状の変化に基づいて血管内デバイスの血管壁に対する押圧の程度を検出することができる。従って、血管内デバイスによる血管壁の損傷を未然に防止することができ安全性に優れた血管内検査や血管内治療が可能となる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

#### 【実施例】

10

20

30

40

50

## 【0015】

以下に述べる本発明の実施例では、画像データ観察下にて患者や受検者（以下では、被検体と呼ぶ。）の血管内に血管内デバイスを挿入し検査あるいは治療を行なう際、血管内デバイスが挿入された被検体に対し3次元超音波走査を行なってBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する。

## 【0016】

次いで、Bモード3次元画像データを処理して血管内デバイスの輪郭情報を抽出し、この輪郭情報に基づいて血管内デバイスの先端部を検出する。そして、この先端部を中心

10

## 【0017】

尚、以下に述べる実施例では、微小な超音波振動素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブを用いて当該被検体に対する3次元超音波走査を行ない、この3次元超音波走査によって得られた3次元画像データに基づいて3次元血管データの生成と血管内径の計測を行なうが、これに限定されるものではない。

20

## 【0018】

（装置の構成）

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図8を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2乃至図3は、この超音波診断装置が備えた信号検出部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

## 【0019】

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、血管内デバイスを挿入した被検体に対し画像データの生成に必要な画像信号を検出する信号検出部1と、この画像信号を処理してBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する画像データ生成部2と、これらの3次元画像データを用いて血管内径を計測し、血管走行方向に対する血管内径値の変化に基づいて血管内デバイスの血管壁に対する押圧部位を検出する血管形状計測部3を備え、更に、前記3次元画像データの押圧部位に所定の警告信号（警告マーカ）を重畳して表示する出力部4と、被検体情報の入力、画像データ生成条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部5と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部6を備えている。

30

## 【0020】

信号検出部1は、微小なN<sub>o</sub>個の超音波振動素子が2次元配列され当該被検体に対して超音波パルス（送信超音波）を送信すると共にこの被検体から得られた超音波反射波（受信超音波）を画像信号（受信信号）に変換する超音波プローブ11と、当該被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するためのN<sub>t</sub>チャンネルの駆動信号を前記超音波振動素子に供給する送信部12と、前記超音波振動素子から得られたN<sub>r</sub>チャンネルの受信信号を整相加算する受信部13を備えている。

40

## 【0021】

超音波プローブ11は、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等に対応して構成され、操作者は診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、N<sub>o</sub>個の超音波振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ11を用いた場合について述べる。又、説明を簡単にするために、送信部12における駆動信号チャンネル数N<sub>t</sub>及び受信部13における受信信号チャンネル数N<sub>r</sub>は何れも超音波振

50

動素子数  $N_o$  に等しい場合について述べるが、これに限定されない。

【0022】

即ち、図2に示した信号検出部1の超音波プローブ11は、2次元配列された図示しない  $N_o$  個の超音波振動素子とその先端部に有し、この先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、前記超音波振動素子の各々は、図示しない  $N_o$  チャンネルの多芯ケーブルを介して送信部12及び受信部13に接続されている。

【0023】

送信部12は、レートパルス発生器121と、送信遅延回路122と、駆動回路123を備えている。そして、レートパルス発生器121は図示しない基準信号発生器と分周器を有し、前記基準信号発生器が出力した基準信号を分周して送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。又、前記基準信号を分周して超音波反射波の中心周波数とほぼ等しい周波数を有した矩形波を生成する。

10

【0024】

送信遅延回路122は、 $N_o$  チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、所定の方向に送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器121から供給されたレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路123に供給する。そして、 $N_o$  チャンネルの駆動回路123は、送信遅延回路122から供給されたレートパルスに同期して駆動信号を生成し、超音波プローブ11の先端部に内蔵された  $N_o$  個の超音波振動素子を駆動して被検体体内に送信超音波を放射する。

20

【0025】

一方、受信部13は、 $N_o$  チャンネルから構成されたA/D変換器131及び受信遅延回路132と加算器133を備え、超音波振動素子から供給された  $N_o$  チャンネルの受信信号は、A/D変換器131にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路132に送られる。受信遅延回路132は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器131から出力された  $N_o$  チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器133は、受信遅延回路132から出力された受信信号を加算する。即ち、被検体体内の所定方向から得られた受信信号は受信遅延回路132と加算器133によって整相加算される。

【0026】

30

次に、図3に示す画像データ生成部2は、上述の受信部13から供給された受信信号を信号処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部21と、前記受信信号を直交検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部22と、検出されたドプラ信号に基づいてドプラモードデータを生成するドプラモードデータ生成部23と、当該被検体に対する3次元超音波走査によって得られた上述のBモードデータ及びドプラモードデータを順次保存してBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する3次元画像データ生成部24を備えている。

【0027】

Bモードデータ生成部21は、包絡線検波器211と対数変換器212を備え、包絡線検波器211は、受信部13の加算器133から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は、対数変換器212においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器211と対数変換器212は順序を入れ替えて構成してもよい。

40

【0028】

一方、ドプラ信号検出部22は、 $\pi/2$  移相器221、ミキサ222-1及び222-2、LPF（低域通過フィルタ）223-1及び223-2を備え、受信部13の加算器133から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出する。

【0029】

即ち、受信部13から供給された受信信号は、ミキサ222-1及び222-2の第1の入力端子に入力される。一方、図2に示した送信部12のレートパルス発生器121か

50

ら供給された前記矩形波は、ミキサ222-1の第2の入力端子に直接供給されると共に $\pi/2$ 移相器221において位相が90度シフトされてミキサ222-2の第2の入力端子に供給される。そして、ミキサ222-1及び222-2の出力は、LPF223-1及び223-2に供給されて受信部13の出力信号周波数と前記矩形波の基本周波数の差の成分が検出される。

#### 【0030】

次に、ドプラモードデータ生成部23は、ドプラ信号記憶部231、MTIフィルタ232及び自己相関演算器233を備え、ドプラ信号検出部22によって検出されたドプラ信号はドプラ信号記憶回路231に一旦保存される。次いで、MTIフィルタ232は、ドプラ信号記憶回路231に保存されたドプラ信号に対してフィルタリング処理を行ない血管内の血流に起因した成分（血流ドプラ成分）を抽出する。又、自己相関演算器233は、MTIフィルタ232によって抽出された血流ドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいてドプラモードデータを生成する。この場合、自己相関演算器233は、自己相関処理によって算出した血流ドプラ成分のパワー値に基づいてドプラモードデータを生成することにより血流情報を高感度で検出することができるが、血流ドプラ成分の平均速度や分散値等を用いてドプラモードデータを生成しても構わない。

10

#### 【0031】

一方、3次元画像データ生成部24は、図4に示すようにボリュームデータ生成部241と、不透明度・色調設定部242と、レンダリング処理部243を備えている。そして、ボリュームデータ生成部241は、図示しないBモードデータ記憶領域とドプラモードデータ記憶領域を有し、Bモードデータ生成部21において生成されたBモードデータ及びドプラモードデータ生成部23において生成されたドプラモードデータを3次元超音波走査の走査方向に対応させて上述の各記憶領域に順次保存することによりBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成する。

20

#### 【0032】

不透明度・色調設定部242は、ボリュームデータ生成部241において生成されたBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを読み出し、これらのボリュームデータの画素値（ボクセル値）に基づいて不透明度や色調を画素単位で設定する。

#### 【0033】

一方、レンダリング処理部243は、不透明度・色調設定部242が設定した不透明度や色調の情報に基づいて上述のBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する。

30

#### 【0034】

図1に戻って、血管形状計測部3は、血管内デバイス先端検出部31と、関心領域設定部32と、血管輪郭抽出部33と、芯線設定部34と、押圧部位検出部35と、警告信号発生部36を備えている。

#### 【0035】

血管内デバイス先端検出部31は、血管内デバイスの先端位置を検出する機能を有し、例えば、図5に示すように高域通過フィルタ311と、低域通過フィルタ312と、減算器313と、先端位置検出器314を備えている。

40

#### 【0036】

そして、画像データ生成部2の3次元画像データ生成部24において生成されたBモード3次元画像データは高域通過フィルタ311及び低域通過フィルタ312に供給される。このとき、高域通過フィルタ311に供給されたBモード3次元画像データは微分処理されて血管内デバイス等の輪郭情報が強調され、一方、低域通過フィルタ312に供給されたBモード3次元画像データは積分処理されて上述の輪郭情報は相対的に弱められる。

#### 【0037】

次いで、高域通過フィルタ311にて血管内デバイス等の輪郭情報が強調されたBモー

50



ド 3 次元画像データと低域通過フィルタ 3 1 2 にて前記輪郭情報が弱められた B モード 3 次元画像データは、減算器 3 1 3 において減算処理され血管内デバイスの輪郭情報が抽出され、更に、先端位置検出器 3 1 4 は、減算器 3 1 3 によって抽出された血管内デバイスの輪郭情報に基づいてその先端部分の位置情報（位置座標）を検出する。

#### 【0038】

尚、図 5 に示した血管内デバイス先端検出部 3 1 の具体例では、微分処理した B モード 3 次元画像データと積分処理した B モード 3 次元画像データを減算処理する場合について述べたが、微分処理した B モード 3 次元画像データと微分処理前の B モード 3 次元画像データを減算処理して血管内デバイスの輪郭情報を抽出してもよい。

#### 【0039】

再び図 1 に戻って、血管形状計測部 3 の関心領域設定部 3 2 は、血管内デバイス先端検出部 3 1 から供給された血管内デバイスの先端位置情報と画像データ生成部 2 の 3 次元画像データ生成部 2 4 から供給された 3 次元画像データに基づいて、この 3 次元画像データに対して 3 次元の関心領域を設定する。例えば、関心領域設定部 3 2 は、血管内デバイスの先端位置情報に基づいてドプラモード 3 次元画像データに対し基準点を設定し、更に、この基準点を中心として所定サイズの関心領域を設定する。

#### 【0040】

次に血管輪郭抽出部 3 3 は、前記関心領域から抽出されたドプラモード 3 次元画像データを用いて血管の輪郭を抽出し 3 次元血管データを生成する。具体的には、図 5 における血管内デバイスの輪郭情報の抽出と同様の方法により、微分処理されたドプラモード 3 次元画像データと積分処理されたドプラモード 3 次元画像データの減算処理、あるいは、微分処理前後のドプラモード 3 次元画像データの減算処理により血管の輪郭を抽出することができるが、この方法に限定されない。

#### 【0041】

一方、芯線設定部 3 4 は、血管輪郭抽出部 3 3 によって生成された前記関心領域内における 3 次元血管データに基づいて、この血管の中心軸を示す血管芯線を設定する。尚、この血管芯線の設定方法は上述の特許文献 1 に記載されているため詳細な説明は省略する。

#### 【0042】

次に、押圧部位検出部 3 5 は、血管輪郭抽出部 3 3 において生成された 3 次元血管データを用いてその走行方向の複数箇所で血管内径を計測する。即ち、押圧部位検出部 3 5 は、まず、芯線設定部 3 4 が 3 次元血管データに対して設定した血管芯線において所定間隔の内径計測点を設定し、次いで、これらの内径計測点において前記芯線に直交する断面を設定する。そして、この断面と上述の 3 次元血管データとの交線によって決定される血管断面の所定方向における血管内径を計測する。

#### 【0043】

血管内径の計測方法につき図 6 及び図 7 を用いて更に詳しく説明する。図 6 は、正常血管（血管内デバイスによる押圧部位が存在しない血管）に対する血管形状の計測を、又、図 7 は、血管内デバイスによる押圧部位を有した血管に対する血管形状の計測を模式的に示しており、正常血管では走行方向に対し略一様な円形断面を有し分岐が無い場合を想定している。

#### 【0044】

そして、図 6（a）及び図 7（a）は、上述の血管に対する 3 次元血管データ B 1 及び血管芯線 B 2 と、この血管芯線 B 2 に所定間隔で設定された図示しない複数の内径計測点 P a 乃至 P e における血管断面 S a 乃至 S e と、これらの血管断面 S a 乃至 S e の各々に設定された内径計測方向 c 1 乃至 c 4 を示している。一方、図 6（b）及び図 7（b）は血管断面 S a 乃至 S e の各々に設定された内径計測方向 c 1 乃至 c 4 にて計測された血管内径値 d 1 乃至 d 4 を示している。尚、図 6 及び図 7 では、説明を簡単にするために 4 つの血管断面の各々に設定された 4 つの内径計測方向を示しているが、更に多くの血管断面や内径計測方向を設定することにより計測精度を向上することができる。

#### 【0045】

10

20

30

40

50

図 6 から明らかなように正常血管の 3 次元血管データに基づいて計測された血管内径値 d 1 乃至 d 4 は、内径計測点の位置に依存することなく比較的狭い範囲に分布している。これに対して、内径計測点 P c に血管内デバイスの押圧を受けた図 7 では、この押圧により内径計測点 P c の押圧方向における血管内径値（例えば、図 7（b）の d 1 及び d 2）は他の血管内径値より大きな値を呈し、血管内径値 d 1 乃至 d 4 は正常血管の場合と比較して広い範囲に分布する。

#### 【0046】

従って、内径計測点 P a 乃至 P e の各々における血管内径値の分布範囲あるいは分散値を計測することにより、血管内デバイスによる押圧部位を検出することができる。

#### 【0047】

次に、図 1 の警告信号発生部 3 6 は、上述の押圧部位検出部 3 5 が検出した押圧部位の位置情報に基づいて警告信号（警告マーカ）を発生する。又、警告信号発生部 3 6 は、押圧部位検出部 3 5 が押圧部位の存在を認識した場合には、所定の警告音を発生するための警告信号を発生する。

#### 【0048】

一方、出力部 4 は、表示データ生成部 4 1 と、表示部 4 2 と、音声出力部 4 3 を備えている。表示データ生成部 4 1 は、画像データ生成部 2 の 3 次元画像データ生成部 2 4 が生成した B モード 3 次元画像データ及びドプラモード 3 次元画像データに血管形状計測部 3 の警告信号発生部 3 6 が発生した警告信号に基づく警告マーカを重畳して表示データを生成する。又、音声出力部 4 3 は、警告信号発生部 3 6 が発生した警告信号に基づいて所定の警告音を発生する。

#### 【0049】

尚、警告マーカが重畳される血管及び血管内デバイスの画像データは、上述の B モード 3 次元画像データ及びドプラモード 3 次元画像データに限定されるものではなく、例えば、これらの 3 次元画像データに替わって血管内デバイス先端検出部 3 1 が検出した血管内デバイスの輪郭情報や血管輪郭抽出部 3 3 が生成した 3 次元血管データを用いても構わない。又、上述の各データを適意組み合わせる表示してもよい。

#### 【0050】

そして、表示部 4 2 は、図示しない変換回路とモニタを備え、前記変換回路は、表示データ生成部 4 1 において生成された表示データを所定の表示フォーマットに変換した後、D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し CRT や液晶等のモニタに表示する。

#### 【0051】

図 8 は表示部 4 2 のモニタにおける表示例を示したものであり、このモニタには被検体の血管 h 1 と、この血管 h 1 に挿入された血管内デバイス（例えばカテーテル）h 2 が夫々 3 次元画像データとして表示され、更に、この血管内デバイス h 2 の先端部によって押圧を受けた血管壁の位置には警告マーカ（★）が表示される。この場合、血管内デバイス h 2 は B モード 3 次元画像データを用い、又、血管 h 1 はドプラモード 3 次元画像データを用いて表示することが好適であるが、これらに限定されるものではなく、B モード 3 次元画像データを用いて血管 h 1 を表示してもよい。

#### 【0052】

又、既に述べたように、血管内デバイス先端検出部 3 1 が検出した血管内デバイスの輪郭情報によって血管内デバイス h 2 を表示し、血管輪郭抽出部 3 3 が生成した 3 次元血管データを用いて血管 h 1 を表示してもよい。但し、この場合の 3 次元血管データの表示範囲は、通常、関心領域設定部 3 2 が設定した 3 次元の関心領域 h 4 に限られる。

#### 【0053】

一方、入力部 5 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、被検体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、各種画像データ生成条件の設定、血管芯線上における内径計測点間隔の設定、関心領域サイズの設定及び各種コマンド信号の入

10

20

30

40

50

力等を行なう。

【0054】

次に、システム制御部6は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部5からの指示信号に基づいて、上記各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。特に、図2に示した送信部12の送信遅延回路122及び受信部13の受信遅延回路132における遅延時間を制御し、当該被検体に対し3次元超音波走査を行なう。

【0055】

(血管形状の計測手順)

次に、本実施例における血管形状の計測手順につき図9のフローチャートに沿って説明する。当該被検体に対する血管内デバイスの挿入と血管形状計測に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部5において被検体情報を入力すると共に超音波送受信条件や画像データ生成条件を設定し、更に、必要に応じて関心領域サイズや内径計測点間隔等の設定を行なう(図9のステップS1)。

【0056】

次いで、操作者は、当該被検体の胸部に超音波プローブ11の先端部を配置し、入力部5にて血管形状の計測開始コマンドを入力する(図9のステップS2)。そして、このコマンド信号がシステム制御部6に供給されることにより、3次元画像データに基づく血管形状の計測が開始される。

【0057】

3次元画像データの生成に際し、図2に示した送信部12のレートパルス発生器121は、システム制御部6から供給された制御信号に従い、当該被検体の体内に放射される送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路122に供給する。送信遅延回路122は、システム制御部6から供給された制御信号に基づいて送信超音波を集束するための遅延時間と、最初の走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )に送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルの駆動回路123に供給する。次いで、駆動回路123は、送信遅延回路122から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ11におけるN個の超音波振動素子に供給して当該被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0058】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、更に、血管内で移動している血球等にて反射した超音波反射波の周波数はドプラ偏移を受けて超音波プローブ11の超音波振動素子にて画像信号(受信信号)に変換される。次いで、この受信信号は、受信部13のA/D変換器131においてデジタル信号に変換された後、Nチャンネルの受信遅延回路132において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器133にて整相加算される。

【0059】

そして、整相加算後の受信信号が供給された画像データ生成部2のBモードデータ生成部21は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、3次元画像データ生成部24のボリュームデータ生成部241におけるBモードデータ記憶領域に保存する。

【0060】

走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、システム制御部6は、送信部12の送信遅延回路122及び受信部13の受信遅延回路132における遅延時間を制御して超音波の走査方向が $\theta$ 方向に $\Delta \theta$ 、 $\phi$ 方向に $\Delta \phi$ ずつ順次更新された( $\theta p$ 、 $\phi q$ )( $\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$  ( $p = 2 \sim P$ )、 $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$  ( $q = 2 \sim Q$ ))の各々に対して同様の手順で超音波の送受信を行なって3次元超音波走査を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたBモードデータはボリュームデータ生成部241のBモードデータ記憶領域に順次保存されてBモードボリュームデータが生成される。

10

20

30

40

50

## 【0061】

一方、システム制御部6は、上述の走査方向( $\theta p$ 、 $\phi q$ )( $p = 1 \sim P$ 、 $q = 1 \sim Q$ )に対するBモードデータの生成を目的とした超音波送受信と略並行してこれらの走査方向に対するドプラモードデータの生成を目的とした超音波送受信を行なう。

## 【0062】

即ち、システム制御部6は、まず、送信部12の送信遅延回路122における送信遅延時間と受信部13の受信遅延回路132における受信遅延時間を制御して走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )に対する超音波送受信を所定回数(L回)繰り返し、各々の超音波送受信において受信部13から得られた受信信号は、画像データ生成部2のドプラ信号検出部22に供給される。そして、この受信信号は、ドプラ信号検出部22において直交位相検波されてドプラ信号が検出されドプラモードデータ生成部23のドプラ信号記憶部231に一旦保存される。

10

## 【0063】

走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )に対する所定回数(L回)の超音波送受信によって得られたドプラ信号の保存が終了したならば、システム制御部6は、ドプラ信号記憶部231に保存されているドプラ信号の中から所定位置(深さ)に対応したL個のドプラ信号を順次読み出してMTIフィルタ232に供給する。そして、MTIフィルタ232は、供給されたドプラ信号をフィルタ処理して血流ドプラ成分を抽出し、自己相関演算器233に供給する。

## 【0064】

自己相関演算器233は、MTIフィルタ232から供給されたドプラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流情報を算出する。このような演算を、走査方向 $\theta 1$ の他の位置(深さ)に対しても行ない、算出された走査方向( $\theta 1$ 、 $\phi 1$ )における血流情報をデータ記憶部24のドプラモードデータ記憶領域に保存する。

20

## 【0065】

次に、システム制御部6は、走査方向( $\theta p$ 、 $\phi q$ )( $p = 2 \sim P$ 、 $q = 2 \sim Q$ )に対しても同様の手順で超音波送受信を行なう。そして、各々の走査方向にて得られたドプラモードデータは3次元画像データ生成部24のボリュームデータ生成部241におけるドプラモードデータ記憶領域に順次保存されてドプラモードボリュームデータが生成される。

30

## 【0066】

一方、3次元画像データ生成部24のレンダリング処理部243は、ボリュームデータ生成部241のBモードデータ記憶領域に保存されたBモードボリュームデータとドプラモードデータ記憶領域に保存されたドプラモードボリュームデータを夫々読み出し、不透明度・色調設定部242が設定した不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理を行なってBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する。次いで、出力部4の表示データ生成部41は、3次元画像データ生成部24から供給された上述の3次元画像データを合成し表示部42のモニタにリアルタイム表示する(図9のステップS3)。

## 【0067】

一方、操作者は、上述の3次元画像データの観察下にて、例えば、被検体の鼠ケイ部の血管より疾患部位の血管(冠状動脈)に対して血管内デバイスを挿入する(図9のステップS4)。

40

## 【0068】

血管内デバイスの先端部が疾患部位近傍の血管内に挿入された状態で3次元画像データ生成部24が生成したBモード3次元画像データは、血管形状計測部3の血管内デバイス先端検出部31に供給され、血管内デバイス先端検出部31の高域通過フィルタ311、低域通過フィルタ312及び減算器313はBモード3次元画像データをフィルタリング処理して血管内デバイスの輪郭情報を抽出し、更に、先端位置検出器314は、血管内デバイスの輪郭情報に基づいてその先端部の位置を検出する(図9のステップS5)。

50

## 【0069】

そして、関心領域設定部32は、血管内デバイス先端検出部31から供給された血管内デバイスの先端位置情報に基づき、3次元画像データ生成部24から供給されたドプラモード3次元画像データに対して基準点を設定し、更に、この基準点を中心として所定サイズの3次元関心領域を設定する（図9のステップS6）。

## 【0070】

一方、血管輪郭抽出部33は、上述の関心領域におけるドプラモード3次元画像データを抽出し、更に、抽出したドプラモード3次元画像データにおける血管輪郭を抽出して3次元血管データを生成する（図9のステップS7）。そして、芯線設定部34は、血管輪郭抽出部33から供給された前記関心領域における3次元血管データに対しその中心軸を示す血管芯線を設定する（図9のステップS8）。

10

## 【0071】

次に、押圧部位検出部35は、芯線設定部34が3次元血管データに対して設定した血管芯線において所定間隔の内径計測点を設定し、次いで、これら複数の内径計測点の各々において前記芯線に直交する断面を設定する。そして、これらの断面と上述の3次元血管データとの交線によって決定される複数血管断面の各々において設定された複数の内径計測方向に対し血管内径を計測する（図9のステップS9）。そして、各内径計測点における血管内径値の分布状態に基づいて血管内デバイスによる押圧部位を検出する（図9のステップS10）。

## 【0072】

20

次いで、押圧部位検出部35から押圧部位の位置情報が供給された警告信号発生部36は、この位置情報に対応した警告信号を発生して出力部4の表示データ生成部41と音声出力部43に供給し、表示データ生成部41は、画像データ生成部2の3次元画像データ生成部24から供給されたBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データと血管形状計測部3の警告信号発生部36から供給された警告信号（警告マーカ）を重畳して表示データを生成し表示部42のモニタに表示する。又、音声出力部43は、警告信号発生部36から供給された警告信号に基づいて所定の警告音を発生する（図9のステップS11）。

## 【0073】

（変形例）

30

次に、本実施例の変形例について説明する。図10は、本変形例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した上述の実施例の超音波診断装置と同一のユニットは同一符号を付加し詳細な説明は省略する。本変形例の超音波診断装置200は、血管内デバイスを挿入した被検体に対し3次元超音波走査を行なって3次元画像データの生成に必要な画像信号を検出する信号検出部1と、この画像信号を処理してBモードボリュームデータ及びドプラモードボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータをレンダリング処理してBモード3次元画像データ及びドプラモード3次元画像データを生成する画像データ生成部2と、これらの3次元画像データにおける血管輪郭を抽出して3次元血管データを生成し、この3次元血管データと予め設定された異常パターンを比較することにより押圧部位の有無や押圧部位の位置を検出する血管形状計測部30を備え、更に、前記3次元画像データの押圧部位に所定の警告信号（警告マーカ）を重畳して表示する出力部4と、被検体情報の入力、画像データ生成条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部5と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部6を備えている。

40

## 【0074】

そして、血管形状計測部30は、画像データ生成部2の3次元画像データ生成部24が生成したBモード3次元画像データをフィルタリング処理して血管内デバイスの先端位置を検出する血管内デバイス先端検出部31と、この先端位置の情報に基づき、3次元画像データ生成部24が生成したドプラモード3次元画像データに対して関心領域を設定する関心領域設定部32と、前記関心領域におけるドプラモード3次元画像データの血管輪郭

50

を抽出し 3 次元血管データを生成する血管輪郭抽出部 33 を備え、更に、血管内デバイスの押圧を受けた血管壁の形状に対応した異常パターンが予め保管されている異常パターン記憶部 37 と、3 次元血管データと異常パターンに基づいて血管内デバイスによる押圧部位を検出する押圧部位検出部 38 と、押圧部位の検出結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生部 36 を備えている。

【0075】

図 11 は、異常パターン記憶部 37 に予め保管されている異常パターンの具体例を示したものであり、血管内デバイスの押圧を受けた血管壁の形状に対応した異常パターンが複数種類保管されている。そして、押圧部位検出部 38 は、血管輪郭抽出部 33 が生成した 3 次元血管データと異常パターン記憶部 37 に保管されている異常パターンとの比較（例えば、パターンマッチング処理）を行なうことにより押圧部位の有無や位置の検出を行なう。尚、上述の異常パターンは 3 次元的に設定されることが望ましいが 2 次元的な異常パターンであってもよい。

10

【0076】

以上述べた本発明の実施例によれば、画像データの観察下にて血管内デバイスを用いた検査や治療を行なう際、血管形状の変化に基づいて血管内デバイスの血管壁に対する押圧の有無や程度を検出することができる。従って、血管内デバイスによる血管壁の損傷を未然に防止することができ安全性に優れた血管内検査や血管内治療が可能となる。

【0077】

特に、複数の内径計測点において計測された血管内径値に基づいて押圧部位の有無や位置を検出しているため精度のよい検出結果が得られ、又、血管形状の計測は、3 次元画像データから得られた 3 次元血管データに基づいて行なわれるため、計測漏れを防止することができる。

20

【0078】

一方、ドプラモード 3 次元画像データを用いて血管の輪郭抽出を行なっているため造影剤を用いなくとも高感度な輪郭抽出が可能となり、被検体に与える負荷を軽減することができる。特に、ドプラモード 3 次元画像データを用いて血管の輪郭抽出を行ない、B モード 3 次元画像データを用いて血管内デバイスの輪郭抽出を行なうことにより、夫々の輪郭を高感度で独立して抽出することができ、高い計測精度を確保することが可能となる。

【0079】

更に、血管内デバイスの挿入における押圧部位の検出は自動的に行なわれ、更に、押圧部位が存在する場合にはその旨が警告信号により操作者に報知されるため血管内検査／治療が常に安全かつ効率よく行なわれ操作者の負担を軽減することができる。特に、リアルタイム表示される 3 次元画像データに警告マークが重畳表示されるため、血管の分岐部等において誤った警告マークが表示されるような場合においても 3 次元画像データの観察により警告マークの信憑性を確認することができる。

30

【0080】

又、血管形状の計測範囲は、血管内デバイスの先端位置を中心とした関心領域内に限定されるため、3 次元血管データの生成や血管形状の計測等に要する時間が短縮され警告信号等の表示におけるリアルタイム性が改善される。

40

【0081】

一方、本実施例の変形例によれば、3 次元血管データと異常パターンを直接比較することにより押圧部位の検出を行なうことができるため血管芯線の設定や複数箇所における血管内径の計測が不要となり、短時間で血管形状を計測することが可能となる。

【0082】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、3 次元超音波走査によって得られた 3 次元画像データを用いて血管形状の計測を行なう場合について述べたが、例えば、超音波振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを用いて得られた 2 次元画像データに基づいて所定断面の血管形状を計測してもよい。この方法によれば

50

、簡単な構成の超音波診断装置による血管形状計測が可能となり、操作者は、この超音波プローブを被検体の体表面上で回転あるいは移動して画像断面を順次更新することにより3次元的な血管形状計測が可能となる。

#### 【0083】

又、3次元血管データの生成はドプラモード3次元画像データを用いて行なったが、Bモード3次元画像データを用いてもよい。この方法によれば、ドプラ信号検出機能やドプラモードデータ生成機能を有しない超音波診断装置においても血管形状計測を行なうことができる。

#### 【0084】

更に、上述の実施例における押圧部位の検出と変形例における押圧部位の検出を併せ行なうことにより、血管分岐部等に対し更に正確な押圧部位の計測が可能となる。 10

#### 【0085】

一方、上述の実施例では血管の形状情報として輪郭情報を抽出する場合について述べたが他の形状情報であっても構わない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0086】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備えた信号検出部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の超音波診断装置が備えた画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例の画像データ生成部における3次元画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。 20

【図5】同実施例の血管形状計測部における血管内デバイス先端検出部の具体的な構成を示すブロック図。

【図6】同実施例の血管形状計測部による正常血管の血管内径計測を説明するための図。

【図7】同実施例の血管形状計測部による異常血管の血管内径計測を説明するための図。

【図8】同実施例における3次元画像データと警告マーカの表示例を示す図。

【図9】同実施例における血管形状の計測手順を示すフローチャート。

【図10】同実施例の変形例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図11】同変形例における異常パターンの具体例を示す図。

#### 【符号の説明】

#### 【0087】

1…信号検出部

2…画像データ生成部

3、30…血管形状計測部

4…出力部

5…入力部

6…システム制御部

11…超音波プローブ

12…送信部

13…受信部

21…Bモードデータ生成部

22…ドプラ信号検出部

23…ドプラモードデータ生成部

24…3次元画像データ生成部

31…血管内デバイス先端検出部

32…関心領域設定部

33…血管輪郭抽出部

34…芯線設定部

35、38…押圧部位検出部

36…警告信号発生部

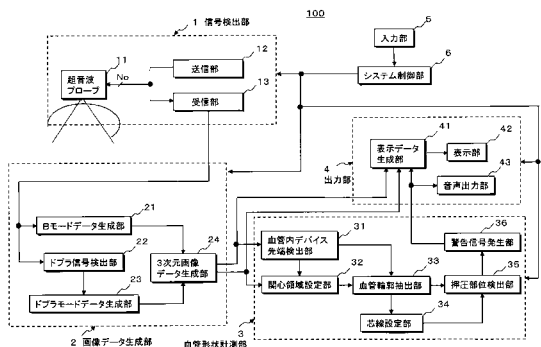
30

40

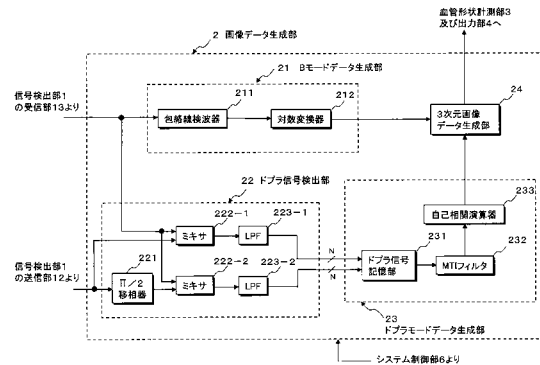
50

- 37…異常パターン記憶部
- 41…表示データ生成部
- 42…表示部
- 43…音声出力部
- 311…高域通過フィルタ
- 312…低域通過フィルタ
- 313…減算器
- 314…先端位置検出器
- 100、200…超音波診断装置

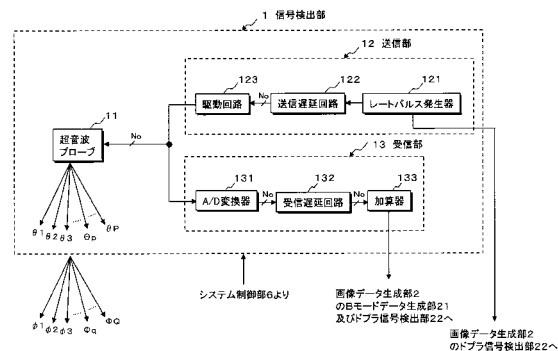
【図1】



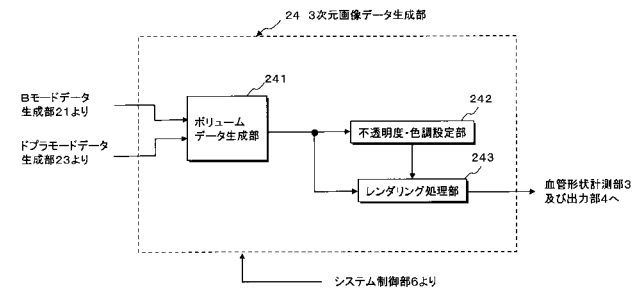
【図3】



【図2】

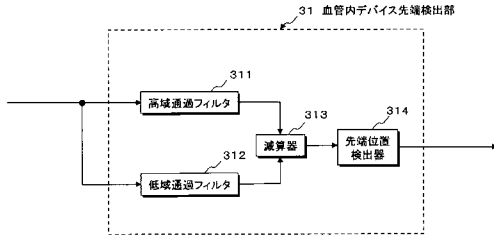


【図4】

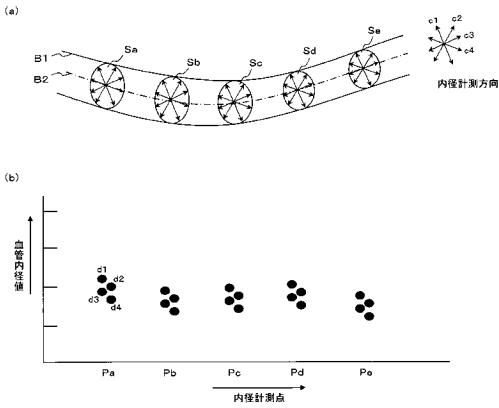




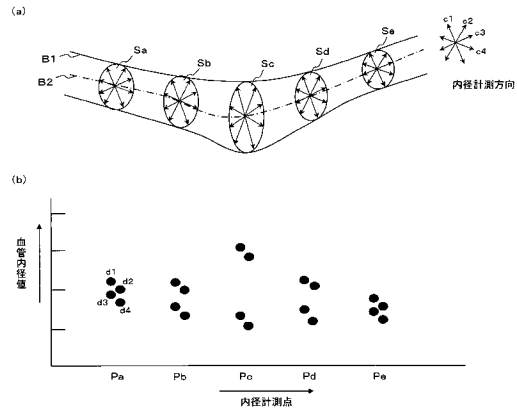
【図 5】



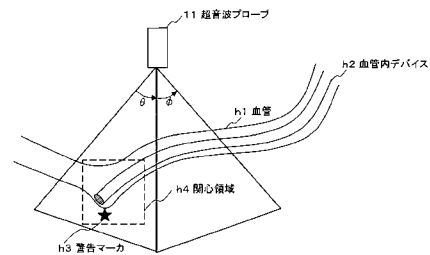
【図 6】



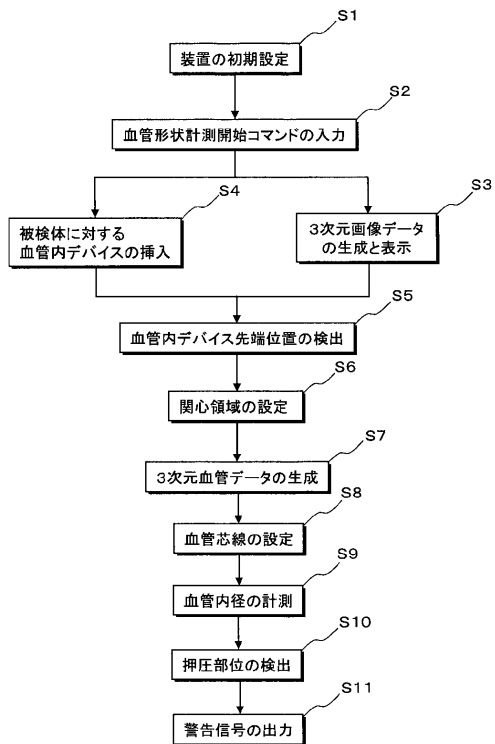
【図 7】



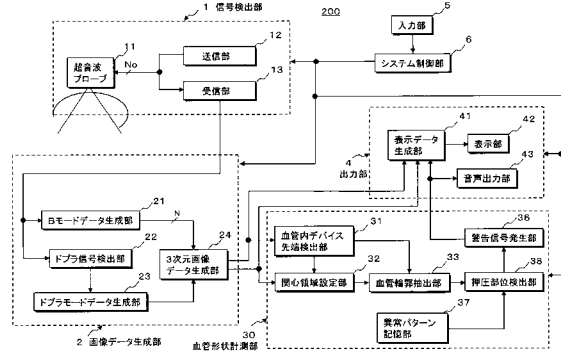
【図 8】



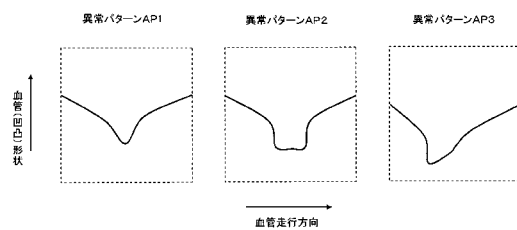
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 EE16 JC09 JC19 JC27

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超音波診断装置及び血管形状計測方法                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2007151606A</a>                                     | 公开(公告)日 | 2007-06-21 |
| 申请号            | JP2005346949                                                      | 申请日     | 2005-11-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社<br>东芝医疗系统工                                   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司<br>东芝医疗系统工程有限公司                                |         |            |
| [标]发明人         | 田村和宏                                                              |         |            |
| 发明人            | 田村 和宏                                                             |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                          |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE16 4C601/JC09 4C601/JC19 4C601/JC27 |         |            |
| 代理人(译)         | 堀口博                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                         |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：预先防止损坏血管内装置的血管壁。当在观察图像数据的情况下进行血管内检查/治疗时，信号检测单元（1）和图像数据生成单元（2）对插入有血管内装置的对象进行三维超声扫描。生成B模式3D图像数据和多普勒模式3D图像数据。然后，血管内装置尖端检测单元31基于B模式三维图像数据的轮廓信息和以尖端位置为中心的预定大小的ROI中的多普勒模式来检测血管内装置的尖端位置。通过从3D图像数据提取血管形状来提取3D图像数据。然后，按压部分检测单元35基于在三维血管数据的行进方向上设置的多个内径测量点处的血管内径值，检测被血管内装置按压的血管壁的位置。[选型图]图1

