

(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2008-272025  
(P2008-272025A)

(43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)

(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 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-116123 (P2007-116123)  
(22) 出願日 平成19年4月25日 (2007.4.25)

(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 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

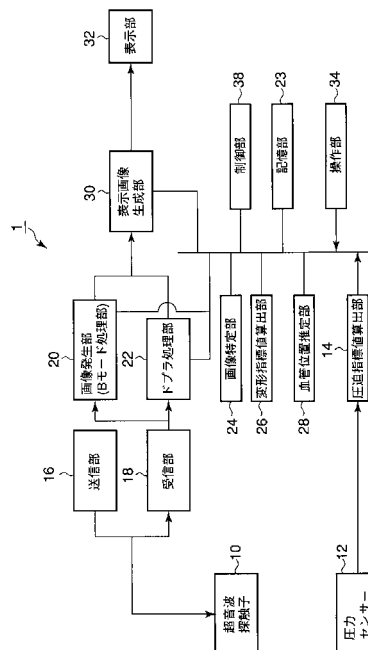
(57) 【要約】

【課題】 圧迫されることにより生じる被検体の特定部位の変形を容易に判断することを可能とする。

【解決手段】 被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子10と、超音波探触子10の出力に基づいて複数の超音波画像のデータを発生する画像発生部20と、超音波探触子10による被検体への圧迫によって変化する物理量に基づいて圧迫に関する指標値である圧迫指標値を算出する圧迫指標値算出部14と、複数の超音波画像から最大圧迫指標値における超音波画像を特定する画像特定部24と、特定した超音波画像と他の圧迫指標値における他の超音波画像とを並べて表示する表示部32と、を具備する。

【選択図】 図1

図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子と、  
前記超音波探触子の出力に基づいて複数の超音波画像のデータを発生する画像発生部と、

前記超音波探触子による前記被検体への圧迫によって変化する物理量に基づいて前記圧迫に関する指標値である圧迫指標値を算出する圧迫指標値算出部と、

前記複数の超音波画像から最大圧迫指標値における超音波画像を特定する画像特定部と、

前記特定した超音波画像と他の圧迫指標値における他の超音波画像とを並べて表示する表示部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記圧迫指標値と前記圧迫指標値が算出されたときの前記超音波画像とを関連付けて記憶する記憶部をさらに備え、

前記画像特定部は、前記圧迫指標値算出部によって算出される複数の前記圧迫指標値から前記最大圧迫指標値を特定し、前記特定した最大圧迫指標値に関連付けられた超音波画像を特定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】

前記画像特定部は、前記圧迫指標値算出部によって算出される複数の前記圧迫指標値から前記他の圧迫指標値として最小圧迫指標値を特定し、前記特定した最小圧迫指標値に関連付けられた超音波画像を前記他の超音波画像として特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。

20

## 【請求項 4】

前記特定された超音波画像と前記他の超音波画像とに基づいて特定部位の変形に関する指標値である変形指標値を算出する変形指標値算出部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記変形指標値算出部は、前記特定された超音波画像に描出されている血管の血管径である第 1 血管径と前記他の超音波画像に描出されている前記血管の血管径である第 2 血管径とを算出し、前記第 1 血管径と前記第 2 血管径とに基づいて前記変形指標値として前記血管の狭窄度を算出することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

前記他の超音波画像における前記血管の位置と、前記血管との相対的な位置関係が変化しない特定部位との前記位置関係から、前記特定した超音波画像における前記血管の位置を推定する血管位置推定部をさらに備え、

前記表示部は、前記推定した位置を明示して前記特定した超音波画像を表示することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記相対的な位置関係が変化しない特定部位は、前記血管に併走する他の血管であることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 8】

前記表示部は、前記算出された狭窄度を前記特定した超音波画像と前記他の超音波画像とともに表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記物理量として前記超音波探触子と前記被検体との接触圧に応じた信号を生成する圧力センサーをさらに備え、

前記圧迫指標値算出部は、前記生成された信号に基づいて前記圧迫指標値として前記接触圧の値を算出することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

50

前記圧迫指標値算出部は、前記圧迫指標値として前記被検体内で移動する特定部位に起因するドプラ信号に基づく値を算出することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記超音波探触子は、前記被検体の3次元領域に超音波を送受信し、

前記画像発生部は、前記3次元領域に超音波を送受信することによって生じる前記超音波探触子の出力に基づいてボリュームデータを発生し、前記発生したボリュームデータから所定断面における超音波画像のデータを発生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12】

前記画像発生部は、現時点のボリュームデータと次のボリュームデータとを発生し、前記次のボリュームデータにおける超音波画像に特定部位が描出されない場合、前記現時点のボリュームデータに含まれる特定部位の輝度値から、前記次のボリュームデータに含まれる前記特定部位を特定し、前記特定部位が描出される3D画像を前記次のボリュームデータから発生することを特徴とする請求項11記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波探触子により被検体を圧迫しながらスキャンを行なう超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波を用いた血管の診断（以下、血管エコーと呼ぶ）が広く実施されている。血管エコーでは、頸動脈や大動脈、冠動脈、抹消動脈、抹消静脈等の様々な部位を対象として、血栓（血液の塊）の有無や血管の狭窄及び閉塞を診断する。

【0003】

血栓に関する病気の一つに深部静脈血栓症（Deep Vein Thrombosis：以下、DVTと呼ぶ）がある。DVTは、深部静脈に血栓が形成される病気であり、そのほとんどは下肢に発生する。形成された血栓が血管壁からはがれ落ちる場合がある。このようなはがれ落ちた血栓は塞栓と呼ばれる。下肢静脈の血液は心臓を通過し肺へと流れていく。そのため、下肢静脈で生じた塞栓が心臓を通過して肺の動脈に詰まり肺塞栓症が起きる場合がある。つまり下肢静脈に形成された血栓は肺塞栓症の塞栓源となりうる。

【0004】

血栓の存在を証明するには、血栓を超音波画像によって描出するか、若しくは静脈血流に関するドプラ信号の消失を確認するかである。また、体表付近の静脈（例えば、大腿静脈や膝窩静脈等）の血管は、血管閉塞していない場合、静脈血圧が低い場合超音波探触子によって体表を圧迫すると容易に変形する。一方血管閉塞している場合には、体表を圧迫しても血管は変形しない。従って、圧迫による血管の変形の有無で血栓の有無が判断できる。

【0005】

近年、このような被検体を圧迫することによる血管の変形を判断する際に有用な以下のような技術が開示されている。1．被検体を圧迫すると血管は移動してしまう。そのような場合に有用な、超音波画像上において移動する部位の追跡を行なう技術（例えば、特許文献1参照）。2．被検体を圧迫する際の圧力値を計測する場合に有用な、被検体との接触面に圧力センサーを備えた超音波探触子（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【特許文献2】特開2003-225239号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

しかしながら、超音波探触子を体表に圧迫させることによって生じる血管の変形の観察には、以下の問題がある。

(1)リアルタイムで連続的に超音波画像を発生し表示するために、圧迫による血管の変形を観察するのが困難である。

(2)超音波探触子による圧迫により、血管が移動したりスキャン断面がずれたりした場合等、圧迫による血管の変化を観察するのが困難な場合がある。

(3)超音波探触子による圧迫により、超音波画像から静脈が完全に消失した場合、静脈位置を見失ってしまう場合がある。

【0007】

本発明の目的は、圧迫されることにより生じる被検体の特定部位の変形を容易に判断することを可能とする超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために本発明は、ある局面において、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子の出力に基づいて複数の超音波画像のデータを発生する画像発生部と、前記超音波探触子による前記被検体への圧迫によって変化する物理量に基づいて前記圧迫に関する指標値である圧迫指標値を算出する圧迫指標値算出部と、前記複数の超音波画像から最大圧迫指標値における超音波画像を特定する画像特定部と、前記特定した超音波画像と他の圧迫指標値における他の超音波画像とを並べて表示する表示部と、を具備する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、圧迫されることにより生じる被検体の特定部位の変形を容易に判断することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面を参照しながら説明する。第1実施形態及び第2実施形態における超音波診断装置の利用場面は、超音波探触子を被検体に圧迫させながら連続的に超音波画像を発生させ、超音波画像に描出された静脈血管の変形を観察する場面とする。この際、静脈血管の変形を観察しやすくするため、超音波探触子による被検体への圧迫に応じて変化する種々の指標値(以下、圧迫指標値と呼ぶ)に基づいて変形が観察しやすい超音波画像を特定し、特定した超音波画像を並べて表示する。

【0011】

(第1実施形態)

第1実施形態における圧迫指標値は、超音波探触子を被検体に圧迫させることによって生じる超音波探触子と被検体との接触圧である。

【0012】

図1は、第1実施形態における超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波探触子10、圧力センサー12、圧迫指標値算出部14、送信部16、受信部18、画像発生部(Bモード処理部)20、ドブラ処理部22、記憶部23、画像特定部24、変形指標値算出部26、血管位置推定部28、表示画像生成部30、表示部32、操作部34及び制御部38を有する。以下、個々の構成要素について説明する。

【0013】

超音波探触子10は、電気信号を超音波に変換する複数の超音波振動子を配列した超音波振動子アレイを有し、この超音波振動子アレイにより被検体に対して超音波の送受信を行なう。超音波探触子10は被検体との接触面を有する。超音波探触子10の接触面は、操作者により被検体に接触され圧迫される。

【0014】

圧力センサー12は、超音波探触子10の接触面に接続され、超音波探触子10と被検

10

20

30

40

50

体との接触圧を検出する。圧力センサー 12 は、例えば特開 2003 - 225239 号公報に記載の公知の技術である。圧力センサー 12 の内部には、被検体との接触圧によってひずみを生じ、生じたひずみをひずみの大きさに応じた電気信号に変換する機構を有する。変換された電気信号は、圧力センサー 12 によって圧迫指標値算出部 14 に送信される。

【0015】

圧迫指標値算出部 14 は、送信された電気信号から接触圧を算出する。算出された接触圧は、算出された時刻と関連付けて記憶部 23 に記憶される。

【0016】

送信部 16 は、図示しないレートパルス発生回路、遅延回路及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数  $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$  秒) で、レートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで超音波駆動パルスを発生する。駆動パルスを受けた超音波振動子アレイは、超音波を送信する。

10

【0017】

受信部 18 は、図示しないアンプ回路、A/D変換器及び加算器等を有している。アンプ回路は、被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号を、ビーム状に集束させ且つ受信指向性を順次変更するのに必要な遅延時間を各エコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。

20

【0018】

画像発生部 20 は、受信部 18 からエコー信号の供給を受け、エコー信号を対数増幅し、対数増幅されたエコー信号を包絡線検波処理し、信号強度が輝度で表現された輝度データを生成する。この輝度データに基づいて 2次元断層面における超音波画像 (Bモード画像) を発生する。超音波画像は、発生された時刻と関連付けて記憶部 23 に記憶される。

【0019】

ドプラ処理部 22 は、受信部 18 からエコー信号の供給を受け、エコー信号を周波数解析することによりドプラ偏移周波数だけ偏移した信号 (以下、ドプラ信号と呼ぶ) を算出する。ドプラ処理部 22 は、算出したドプラ信号に基づいて血流等の移動速度を算出する。動脈の血流速度は、静脈の血流速度に比べ早いためドプラ信号により動脈と静脈とを区別することができる。また、ドプラ処理部 22 は、血流等の速度、分散又はパワー等の所定断面における 2次元分布を表したドプラ画像を発生する。

30

【0020】

記憶部 23 は、超音波画像とその発生時刻とのデータを関連付けて記憶し、接触圧とその算出時刻とのデータを関連付けて記憶する。また、記憶部 23 は、接触圧と、当該接触圧が算出された時刻と略同時刻に発生された超音波画像とを関連付けて記憶する。また、記憶部 23 は、表示画像や狭窄率等の種々のデータを記憶する。

40

【0021】

画像特定部 24 は、圧迫指標値算出部 14 によってリアルタイムに算出される接触圧から最大接触圧を特定し、この最大接触圧と関連付けられた超音波画像を特定する。

【0022】

変形指標値算出部 26 は、抽出機能、血管径算出機能、変形指標値算出機能を有する。以下、個々の機能について説明する。

【0023】

抽出機能において変形指標値算出部 26 は、超音波画像に描出された静脈血管の内部の輝度値の類似性に基づいて、静脈血管の内壁を抽出する。

【0024】

50

血管径算出機能において変形指標値算出部 26 は、抽出された静脈血管の内壁を楕円近似し、その楕円の短軸の半径の長さ（以下、血管径と呼ぶ）を算出する。

【0025】

変形指標値算出機能において変形指標値算出部 26 は、2つの超音波画像における2つの血管径から、2つの超音波画像に描出される血管の変形度合いを示す指標値（以下、変形指標値と呼ぶ）を算出する。変形指標値 26 は、例えば血管の狭窄率である。

【0026】

図 2 は、狭窄率を説明するための図で、接触圧に応じて変化する血管径を示す図である。時刻  $t_1$  における接触圧  $p_1$  が、時刻  $t_2$  における接触圧  $p_2$  よりも小さい（ $p_1 < p_2$ ）とする。接触圧  $p_1$  は、血管が変形しない程度の接触圧（以下、基準接触圧と呼ぶ）である。基準接触圧  $p_1$  で被検体を圧迫した時刻と略同時刻に発生された超音波画像（以下、基準画像と呼ぶ）に描出される血管の血管径（以下、基準血管径と呼ぶ）を  $R_1$ 、接触圧  $p_2$  で被検体を圧迫した時刻と略同時刻に発生された超音波画像に描出された血管の血管径を  $R_2$  とすると、狭窄率は、 $(R_2 / R_1) \times 100$  で表される。狭窄率は、血管が消失した場合（ $R_2 = 0$ ）は 0%、血管が全く変形しない場合（ $R_1 = R_2$ ）は 100%となる。

10

【0027】

血管位置推定部 28 は、被検体を圧迫することにより超音波画像から静脈血管が消失した場合（血管径 = 0）、血管が消失する直前に発生された超音波画像における血管と、血管との相対的な位置関係が変化しない特定部位との間のベクトル（距離、方向及び向き）を算出し、算出したベクトルから消失した血管の位置を推定する。特定部位は、例えば、静脈と併走している動脈や筋肉層などである。

20

【0028】

表示画像生成部 30 は、発生された複数の超音波画像から所定のレイアウトに基づいて表示画像を生成する。具体的には、表示画像生成部 30 は、血管が変形しない程度の接触圧における超音波画像と、最大接触圧における超音波画像とを並べた表示画像を生成する。また表示画像生成部 30 は、狭窄率や血管径を超音波画像とともに並べた表示画像を生成する。さらに表示画像生成部 30 は、血管位置推定部 28 によって推定された血管位置を矢印等で明示した表示画像を生成する。

30

【0029】

表示部 32 は、連続的に発生される超音波画像を表示することによって超音波画像を動画表示する。また、表示部 32 は、表示画像生成部 30 によって生成された表示画像を表示する。

【0030】

操作部 34 は、キーボード、各種スイッチ、マウス等を備えた入力装置である。具体的には、操作部 34 は、スキャン開始ボタンやスキャン終了ボタン、狭窄率算出ボタン等を備えている。

【0031】

制御部 38 は、超音波診断装置 1 としての動作を実現するために各構成要素を制御する。

40

【0032】

以下、第 1 実施形態における処理の一例を説明する。図 3 は、第 1 実施形態における処理の流れを示す図である。

【0033】

〔ステップ SA1〕

初めに操作者は、基準接触圧で超音波探触子 10 を被検体に圧迫し、操作部 34 に設けられたスキャン開始ボタンを押す。スキャン開始ボタンが押されたことを契機として、制御部 38 は、基準接触圧の下スキャンを行い、基準画像を発生し表示部 32 に表示する。接触圧は、圧力センサー 12 にて検出され、圧迫指標値算出部 14 にて算出される。

【0034】

50

## 〔ステップ S A 2〕

制御部 3 8 は、基準画像上の静脈血管の内部にマーカーを設定する。図 4 を参照しながら、ステップ S A 2 を具体的に説明する。図 4 は、ステップ S A 2 の処理を説明するための図であり、表示部 3 2 に表示された基準画像 I 1 を示す図である。まず、操作者は操作部 3 4 を介して基準画像 I 1 上に表示されたマーカーを静脈血管の内部に移動させ、制御部 3 8 は静脈血管を特定する。

## 【0035】

## 〔ステップ S A 3〕

制御部 3 8 は、操作者による狭窄率算出処理の要求を待機している。操作者により操作部 3 4 に設けられた狭窄率算出ボタンが押されることを契機として、制御部 3 8 は、ステップ S A 4 に進む。

10

## 【0036】

## 〔ステップ S A 4〕

制御部 3 8 は、変形指標値算出部 2 6 に抽出処理を行なわせる。抽出処理において変形指標値算出部 2 8 は、マーカーの設定された画素の輝度値に基づいて静脈血管の内壁を抽出する。

## 【0037】

## 〔ステップ S A 5〕

制御部 3 8 は、変形指標値算出部 2 6 に血管径算出処理を行なわせる。血管径算出処理において変形指標値算出部 2 6 は、ステップ S A 4 にて抽出した静脈血管の内壁を楕円近似し、基準血管径を算出する。

20

## 【0038】

## 〔ステップ S A 6〕

ステップ S A 5 にて基準血管径が算出されると、操作者は超音波探触子 1 0 による被検体への圧迫を開始し、制御部 3 8 はスキャンを行い超音波画像を発生する。また同時に、リアルタイムに変換する接触圧（以下、リアルタイム接触圧と呼ぶ）が計算される。図 5 は、スキャンにおける接触圧  $p$  と時間  $t$  との関係の一例を示した図である。時刻  $t_1$  は、圧迫開始時（操作者により狭窄率測定スイッチが押された時）であり、そのときの接触圧  $p_1$  は、基準接触圧であるとする。接触圧  $p$  は、スキャン開始とともに操作者によって上昇され、時刻  $t_{max}$  において真の最大接触圧  $p_{max}$  となる。この接触圧が上昇している期間を圧迫期間とする。時刻  $t_{max}$  以降は、接触圧が低下し続け時刻  $t_{end}$  にて、操作者によりスキャン終了ボタンが押され、スキャンが終了する。接触圧が低下している期間を開放期間とする。

30

## 【0039】

図 5 に示すような接触圧の変化の下、連続的に超音波画像が発生される。発生される超音波画像は、例えば、時刻  $t_1$  からの経過時間と関連付けて記憶部 2 3 に記憶される。また、計算される接触圧も時刻  $t_1$  からの経過時間と関連付けて記憶部 2 3 に記憶される。

## 【0040】

## 〔ステップ S A 7〕

ステップ S A 6 にてリアルタイム接触圧が算出されると制御部 3 8 は、画像特定部 2 4 に画像特定処理を行なわせる。画像特定処理において画像特定部 2 4 は、リアルタイム接触圧と直前の最大接触圧との値を比較する。リアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも大きいと判定すると、画像特定部 2 4 はステップ S A 8 に進む。リアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも小さいと判定すると、画像特定部 2 4 はステップ S A 1 1 に進む。図 5 の圧迫期間においては、リアルタイム接触圧は直前の接触圧よりも大きいので、ステップ S A 7 からステップ S A 8 に進む。図 5 の開放期間においては、リアルタイム接触圧は、直前の接触圧よりも小さいので、ステップ S A 7 からステップ S A 1 1 に進む。

40

## 【0041】

## 〔ステップ S A 8〕 s

ステップ S A 7 にてリアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも大きいと判断すると

50

、画像特定部 24 は、リアルタイム接触圧を新たな最大接触圧とし、新たな最大接触圧が算出された時刻と略同時刻において発生された超音波画像を特定し、最大圧画像を更新する。圧迫期間中、最大圧画像は毎回更新されることになる。

【0042】

〔ステップ SA9〕

ステップ SA8 にて最大圧画像が更新されると制御部 38 は、変形指標値算出部 26 に血管径算出処理を行なわせる。血管径算出処理において変形指標値算出部 26 は、ステップ SA8 にて更新された最大圧画像における血管径（以下、最大圧血管径と呼ぶ）を算出する。なお、圧迫によって超音波画像に描出される静脈血管の位置が変化した場合、公知の技術、例えば特開 2003 - 175041 号公報の技術によって変形指標値算出部 26 は、静脈血管の追跡を行ない、最大圧血管径を算出する。

10

【0043】

〔ステップ SA10〕

ステップ SA9 にて最大圧血管径が算出されると、制御部 38 は、変形指標値算出部 26 に変形指標値算出処理を行なわせる。変形指標値算出処理において変形指標値算出部 26 は、ステップ SA5 にて算出した基準血管径とステップ SA9 にて算出した最大圧血管径とから狭窄率を算出する。上述のように、基準血管径を R1、最大圧血管径を R2 とすると、狭窄率は  $(R2 / R1) \times 100$  によって算出される。

【0044】

〔ステップ SA11〕

ステップ SA10 にて狭窄率が算出されると又はステップ SA7 にてリアルタイム接触圧が直前の接触圧よりも小さいと判定されると、制御部 38 は、表示画像生成部 30 に表示画像生成処理を行なわせる。表示画像生成処理において表示画像生成部 30 は、ステップ SA6 にて発生した超音波画像、ステップ SA1 にて発生した基準画像、ステップ SA8 にて更新した最大圧画像及びステップ SA10 にて算出した狭窄率から所定のレイアウトに基づいて表示画像を生成する。

20

【0045】

図 6 は、所定のレイアウトにおける表示画像 I2 の一例を示す図である。表示画像 I2 は基準画像表示領域 I2a、最大圧画像表示領域 I2b、リアルタイム画像表示領域 I2c 及び狭窄率表示領域 I2d を有している。基準画像表示領域 I2a には、ステップ SA1 にて発生された基準画像が表示される。最大圧画像表示領域 I2b には、ステップ SA7 にて特定された新たな最大圧画像が表示される。リアルタイム画像表示領域 I2c には、ステップ SA5 にて発生された超音波画像が表示される。狭窄率表示領域 I2d には、ステップ SA10 にて算出された基準画像と新たな最大圧画像との静脈血管に関する狭窄率が表示される。

30

【0046】

例えば、図 5 に示した圧迫期間においては、最大圧画像表示領域 I2b 及びリアルタイム画像表示領域 I2c には、圧迫期間中ステップ SA6 にて連続的に発生される超音波画像が動画表示される。図 5 に示した開放期間においては、最大圧画像表示領域 I2b には、真の最大接触圧  $p_{max}$  における超音波画像が表示され、リアルタイム画像表示領域 I2c には、開放期間中ステップ SA6 にて連続的に発生される超音波画像が動画表示される。

40

【0047】

また、さらに血管径の変化を観察しやすくするために基準画像表示領域 I2a 及び最大圧画像表示領域 I2b に、それぞれに表示される画像に対応する血管径を表示させても良い。また、狭窄率表示領域 I2d に狭窄率と共に狭窄率に応じたコメントを表示させてもよい。例えば、「狭窄率 20% です。血栓がある可能性があります。」と表示させると良い。

【0048】

〔ステップ SA12〕

50

ステップ S A 1 1 にて表示画像が生成されると、制御部 3 8 は表示部 3 2 に表示画像を表示させる。

【 0 0 4 9 】

〔ステップ S A 1 3 〕

操作者により操作部 3 4 に設けられたスキャン終了ボタンが押されるまで、ステップ S A 6 ~ ステップ S A 1 2 が繰り返される。制御部 3 8 は、スキャン終了ボタンが押されるとスキャンを終了する。

【 0 0 5 0 】

なお、図 3 の処理における接触圧の変化は、図 5 のように変化するとした。しかしながらこれに拘泥する必要はなく、例えば、時刻  $t_1$  以降において接触圧  $p_1$  よりも小さい接触圧  $p_{min}$  となる場合でもよい。その場合、画像特定部 2 4 は、接触圧  $p_{max}$  を基準接触圧にし、接触圧  $p_{max}$  における超音波画像を基準画像として、その後の処理を行えばよい。

10

【 0 0 5 1 】

なお、ステップ S A 9 にて圧迫等により静脈血管の血管径が 0 になる場合がある。血管径が 0 だと静脈血管が見えなくなるため、静脈血管の位置を見失ってしまう恐れがある。それを防止するために血管位置推定処理が行なわれる。まず、図 7 を参照しながら血管推定処理の流れを説明する。

【 0 0 5 2 】

〔ステップ S B 1 〕

制御部 3 8 は、ステップ S A 9 にて算出した静脈血管の血管径が 0 となることを待機している。血管径が 0 となることを契機として、制御部 3 8 は、血管位置推定部 2 8 に血管推定処理を行なわせる。

20

【 0 0 5 3 】

〔ステップ S B 2 〕

血管位置推定部 2 8 は、静脈血管の血管径が 0 である超音波画像（ステップ S A 6 にて発生した超音波画像）の直前に発生した超音波画像（以下、直前画像と呼ぶ）を記憶部 2 3 から読み込む。なお、直前の超音波画像における静脈血管の血管径も 0 であれば、ステップ S A 6 にて発生した超音波画像に直近であり、静脈血管が 0 よりも大きい超音波画像を読みこむ。

【 0 0 5 4 】

30

〔ステップ S B 3 及び S B 4 〕

まず、血管位置推定部 2 8 は、直前画像上の動脈血管及び静脈血管を、血流ドプラ信号により区別して特定する。図 8 は、直前画像である。図 8 に示すように、通常動脈は、静脈と併走しており、超音波探触子 1 0 等により圧迫されても変形しない。また、動脈の血流速度は、拍動により静脈の血流速度に比べ早い。従ってドプラ信号により動脈と静脈と区別し、動脈を特定することができる。

【 0 0 5 5 】

〔ステップ S B 5 〕

血管位置推定部 2 8 は、直前画像上の動脈血管及び静脈血管それぞれの中心を楕円近似等により特定し、特定したそれぞれの中心間のベクトルを算出する。図 9 は、静脈血管及び動脈血管の中心間のベクトルを示す図である。図 9 に示すように、静脈血管及び動脈血管それぞれの中心間のベクトルを算出すれば、それぞれの中心間の距離、方向及び向きが算出したこととなる。

40

【 0 0 5 6 】

〔ステップ S B 6 〕

血管位置推定部 2 8 は、ステップ S B 5 にて算出したベクトル（距離、方向及び向き）とステップ S A 6 にて発生した超音波画像上の動脈血管の中心位置とから静脈血管の位置を推定する。図 1 0 は、ステップ S B 6 を説明する図である。まず、血管位置推定部 2 8 は、ステップ S B 3 及びステップ S B 4 と同様に、ステップ S A 9 にて発生した超音波画像上の動脈血管を特定し、動脈血管の中心位置を特定する。そして、特定した動脈血管の

50

中心位置にステップ S B 5 にて算出したベクトルの始点を設定することによって、そのベクトルの終点が指す位置を静脈血管の中心位置であると推定する。

【 0 0 5 7 】

以上で血管位置推定処理は終了する。終了すると、ステップ S A 1 0 の処理が行なわれる。なお、血管位置推定処理が行なわれた直後のステップ S A 1 1 において表示画像生成部 3 0 は、ステップ S B 6 にて推定した位置を明示した表示画像を生成する。明示の方法としては、推定した位置に矢印を付すとよい。それ以外にも、静脈血管部分の画素を色で強調させたりブリンクさせたり、輝度を変えて表示させてもよい。

【 0 0 5 8 】

なお、表示画像生成部 3 0 は、血管位置推定処理が行なわれなかった場合においても、例えば、静脈血管の血管径が 5 画素以下であれば、静脈血管の位置を上述した方法（矢印等）で明示した表示画像を生成しても良い。

【 0 0 5 9 】

上記構成により、従来のように圧迫による血管の変形を観察するのにリアルタイム画像を観察するのではなく、基準画像と最大圧画像とを自動的に特定し、並べて表示させることで血管の変形を容易に観察することができる。また、基準画像と最大圧画像との血管径から血管の狭窄率を算出し表示させることで、さらに血管の変形の観察が容易になる。さらに、直前の超音波画像における動脈血管と静脈血管との位置関係から静脈位置を推定することにより、超音波探触子 1 0 の圧迫により静脈血管が完全に消失した場合でも静脈血管の位置を見失うことがない。その結果、血管内の血栓の有無や血管の狭窄・閉塞を容易に判断することができる。

【 0 0 6 0 】

（第 2 実施形態）

第 2 実施形態における圧迫指標値は、超音波探触子を被検体に圧迫させることによって生じる血管の移動や血流の変化に応じて変化するドブラ偏移周波数である。なお以下の説明において、第 1 実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 は、第 2 実施形態における超音波診断装置 5 0 の構成を示す図である。以下、必要な構成要素のみ説明する。圧迫指標値算出部（ドブラ処理部）5 2 は、受信部 1 6 からのエコー信号の供給を受け、エコー信号を周波数解析することによりドブラ偏移周波数だけ偏移した信号（以下、ドブラ信号と呼ぶ）を算出する。特に、被検体内の組織の移動に起因するドブラ信号は、組織ドブラ信号と称される。圧迫指標値算出部 5 2 は、算出した組織ドブラ信号に基づいて血管等の被検体内の組織の移動速度や加速度等を算出する。また、圧迫指標値算出部 5 2 は、血管等の被検体内の組織の移動速度、加速度、分散又はパワー等の所定断面における 2 次元分布を表したドブラ画像を発生する。

【 0 0 6 2 】

記憶部 5 3 は、超音波画像とその発生時刻とのデータを関連付けて記憶し、組織ドブラ信号とその算出時刻とのデータを関連付けて記憶する。また、記憶部 5 3 は、組織ドブラ信号と、当該組織ドブラ信号が算出された時刻と略同時刻に発生された超音波画像とを関連付けて記憶する。また、記憶部 5 3 は、表示画像や狭窄率等の種々のデータを記憶する。

【 0 0 6 3 】

画像特定部 5 4 は、圧迫指標値算出部 5 2 によってリアルタイムに算出される組織ドブラ信号から最大接触圧時を特定し、この最大接触圧時と関連付けて記憶された超音波画像（最大圧画像）を特定する。以下、この画像特定処理を図 1 2 を参照しながら説明する。

【 0 0 6 4 】

図 1 2 ( a ) は圧迫による組織ドブラ信号（周波数）の時間変化、図 1 2 ( b ) は組織ドブラ信号から算出された速度の時間変化、図 1 2 ( c ) は組織ドブラ信号から算出された加速度の時間変化を示す図である。なお、 $t_1$  は、狭窄率算出ボタンが押された時刻であ

10

20

30

40

50

る。一般に超音波画像全体の組織ドブラ信号成分のうち、超音波探触子 10 から近づく成分が遠ざかる成分よりも大きいときは圧迫期間、近づく成分が遠ざかる成分よりも小さいときは開放期間であると推定できる。また一般に、真の最大接触圧  $p_{max}$  における時刻  $t_{max}$  は、速度がプラスからゼロになった時刻、換言すれば加速度が極大値になった時刻であると推定できる。従ってドブラ信号がプラスから 0 になった時刻は、真の最大接触圧時であると推定できる。すなわち画像特定処理において画像特定部 54 は、圧迫指標値算出部 52 によってリアルタイムに算出されるドブラ信号から、ドブラ信号がプラスから 0 になった時刻を特定し、周波数がプラスから 0 になった時刻と略同時刻に発生された超音波画像を、真の最大圧画像として特定する。

【0065】

以下、第 2 実施形態における一動作例を説明する。図 13 は、第 2 実施形態における一動作例の流れを示す図である。なお、第 1 実施形態と同様な箇所は、説明を簡略する。

【0066】

〔ステップ SC1〕

初めに操作者は、超音波探触子 10 を被検体に基準接触圧で圧迫し操作部 34 に設けられたスキャン開始ボタンを押す。スキャン開始ボタンが押されたことを契機として、制御部 38 は、基準接触圧の下スキャンを行い、基準画像を発生し表示部 32 に表示する。

【0067】

〔ステップ SC2〕

制御部 38 は、基準画像上の静脈血管の内部にマーカーを設定する。

【0068】

〔ステップ SC3〕

制御部 38 は、操作者による狭窄率算出処理の要求を待機している。操作者により操作部 34 に設けられた狭窄率算出ボタンが押されることを契機として、制御部 38 は、狭窄率算出処理を開始する。

【0069】

〔ステップ SC4〕

形指標値算出部 26 は、ステップ SC2 にて設定したマーカーの位置の画素の輝度値に基づいて静脈血管の内壁を抽出する。

【0070】

〔ステップ SC5〕

変形指標値算出部 26 は、ステップ SC4 にて抽出した静脈血管の内壁を楕円近似し、基準血管径を算出する。

【0071】

〔ステップ SC6〕

ステップ SC5 にて基準血管径が算出されると、操作者は超音波探触子 10 による被検体への圧迫を開始し、制御部 38 はスキャンを行い超音波画像を発生する。また同時に、リアルタイムに変化する組織ドブラ信号（以下、リアルタイムドブラ信号と呼ぶ）が算出される。

【0072】

〔ステップ SC7〕

ステップ SC6 にてリアルタイムドブラ信号が算出されると制御部 38 は、画像特定部 54 に画像特定処理を行なわせる。画像特定部 54 は、リアルタイムドブラ信号が 0 以上であるか否かを判定する。リアルタイムドブラ信号が 0 以上と判定すると、画像特定部 24 ステップ SC8 に進む。リアルタイムドブラ信号が 0 より小さいと判定すると、画像特定部 24 ステップ SC11 に進む。圧迫期間においては、リアルタイムドブラ信号は 0 以上なので、ステップ SC7 からステップ SC8 に進む。開放期間においては、リアルタイムドブラ信号は、0 よりも小さいので、ステップ SC7 からステップ SC11 に進む。

【0073】

〔ステップ SC8〕

10

20

30

40

50

ステップSC7にてリアルタイムドブラ信号が0以上であると判断すると、画像特定部24は、リアルタイムドブラ信号を新たな最大圧ドブラ信号とし、新たな最大圧ドブラ信号が算出された時刻と略同時刻において発生された超音波画像を特定し、最大圧画像を更新する。圧迫期間中、最大圧画像は毎回更新されることになる。

【0074】

〔ステップSC9〕

変形指標値算出部26は、ステップSC8にて更新された最大圧画像における血管径(最大圧血管径)を算出する。

【0075】

〔ステップSC10〕

変形指標値算出部26は、ステップSC5にて算出した基準血管径とステップSC9にて算出した最大圧血管径とから狭窄率を算出する。

【0076】

〔ステップSC11〕

表示画像生成部30は、ステップSC1にて発生した基準画像、ステップSC6にて発生した超音波画像、ステップSC8にて更新した最大圧画像及びステップSC10にて算出した狭窄率から所定のレイアウトに基づいて表示画像を生成する。

【0077】

〔ステップSC12〕

制御部38は表示部32に表示画像を表示させる。

【0078】

〔ステップSC13〕

操作者により操作部34に設けられたスキャン終了ボタンが押されるまで、ステップSC6～ステップSC12が繰り返される。制御部38は、スキャン終了ボタンが押されるとスキャンを終了する。

【0079】

上記構成により、圧力センサーを有しない超音波診断装置においても、組織ドブラ信号に基づいて最大圧画像を自動的に特定することができ、これら画像を並べて表示させることで血管の変形を容易に観察することができる。

【0080】

なお、血管位置推定部28による血管位置推定処理は、第1実施形態と同等の方法により実施可能である。

【0081】

(変形例)

上記の第1及び第2実施形態では、2次元断層面における超音波画像(Bモード画像)を用いる例を説明した。しかしながら本発明はこれに限定する必要はなく、3次元データであるボリュームデータから生成される超音波画像(以下、ボリュームデータから生成された超音波画像を3D画像と呼ぶことにする)にも適用可能である。以下、変形例を説明する。なお、変形例の説明では、圧迫指標値を第1実施形態と同様に接触圧であるとするが、第2実施形態のようにドブラ偏移周波数としても適用可能である。

【0082】

変形例における超音波探触子10'は、被検体の3次元領域をスキャン(以下、3Dスキャンと呼ぶ)する。

【0083】

画像発生部20'は、輝度データに基づいて、ボリュームデータを再構成し、ボリュームデータに対してボリュームレンダリング等を行なうことにより所定断面における3D画像を生成する。また、画像発生部20'は、3D画像に静脈血管が描出されない場合、相関マッチング法等により、静脈血管を自動的に追従し、静脈血管が描出される3D画像を発生する。より具体的には、3D画像に静脈血管が描出されない場合において画像発生部20'は、相関マッチング法等によりボリュームデータ内の静脈血管を特定し、特定した

10

20

30

40

50

静脈血管が描出される 3D 画像をボリュームデータから発生する。相関マッチング法については後述する。

【0084】

記憶部 23' は、3D 画像とその発生時刻とのデータを関連付けて記憶し、接触圧とその算出時刻とのデータを関連付けて記憶する。また、記憶部 23' は、接触圧と、当該接触圧が算出された時刻と略同時刻に発生された 3D 画像とを関連付けて記憶する。また、記憶部 23' は、表示画像や狭窄率等の種々のデータを記憶する。

【0085】

画像特定部 24' は、圧迫指標値算出部 14 によってリアルタイムに算出される接触圧から最大接触圧を特定し、この最大接触圧に関連付けられた 3D 画像を特定する。

10

【0086】

以下、変形例における超音波診断装置の処理の 1 例を説明するが、変形例の基本的な流れは第 1 実施形態とほぼ同様であるので図 3 を参照しながら説明する。なお、図 3 を引用する際、「ステップ SA」とあるのは「ステップ SD」とし、「超音波画像」とあるのは「3D 画像」とする。

【0087】

〔ステップ SD 1〕

初めに操作者は、超音波探触子 10' を被検体に基準接触圧で圧迫し操作部 34 に設けられたスキャン開始ボタンを押す。スキャン開始ボタンが押されたことを契機として、制御部 38 は、基準接触圧で 3D スキャンを行いボリュームデータを発生し、任意断面の 3D 画像を表示部 32 に表示する。図 14 は、ボリュームデータと 3D 画像とを示す図である。基準接触圧において被検体を 3D スキャンすることにより、図 14 (a) に示す基準接触圧におけるボリュームデータが発生される。発生されたボリュームデータには、静脈血管が含まれる。そして、操作者は、操作部 34 を介して、静脈血管がよく表示される断面 S における 3D 画像を特定する。図 14 (b) は、特定された 3D 画像を示す図である。

20

【0088】

〔ステップ SD 2〕

制御部 38 は、操作者が操作部 24 を介することによりステップ SD 1 にて特定した 3D 画像上の静脈血管の内部にマーカーを設定する。

30

【0089】

〔ステップ SD 3〕

制御部 38 は、操作者による狭窄率算出処理の要求を待機している。操作者により操作部 34 に設けられた狭窄率算出ボタンが押されることを契機として、制御部 38 は、狭窄率算出処理を開始する。

【0090】

〔ステップ SD 4〕

変形指標値算出部 26 は、ステップ SD 2 にて設定したマーカーの位置の画素の輝度値に基づいて静脈血管の内壁を抽出する。

40

【0091】

〔ステップ SD 5〕

変形指標値算出部 26 は、ステップ SD 4 にて抽出した静脈血管の内壁を楕円近似し、基準血管径を算出する。

【0092】

〔ステップ SD 6〕

ステップ SD 5 にて基準血管径が算出されると、操作者は超音波探触子 10' による被検体への圧迫を開始し、制御部 38 は 3D スキャンを行い、ステップ SD 1 にて表示した 3D 画像と同じ断面位置（座標）における 3D 画像を発生する。また同時に、リアルタイム接触圧が算出される。

【0093】

50

3Dスキャンにおいて、被検体を圧迫することにより静脈血管が移動する場合や断面位置がずれた場合等にステップSD6にて発生した3D画像に静脈血管が描出されない場合がある。その場合、静脈血管を自動的に追従する。追従の方法は、様々あり例えば相関マッチング法がある。以下、相関マッチング法を簡単に説明する。

【0094】

現時点におけるボリュームデータである現ボリュームデータと現ボリュームデータの直前に発生されたボリュームデータである直前ボリュームデータを考える。直前ボリュームデータ中の静脈血管のボリュームデータを基準領域、現ボリュームデータの適当な場所から切り出され基準領域と同じ形状・体積のボリュームデータを比較領域とする。まず、画像発生部20は、それぞれの領域中の輝度値の平均、分散及び共分散を算出し、算出した平均、分散及び共分散から基準領域と比較領域との相関係数を算出する。相関係数の最大値は1、最小値は-1であり、最大値1に近づくほど2つの領域が類似していることを示す。画像発生部20は、比較領域の位置を変えながら相関係数を算出し、最も相関係数が大きくなる比較領域を基準領域に対応する対応領域とみなす。画像発生部20は、基準領域と対応領域との位置ずれ量を算出し、この位置ずれ量だけ断面をずらして3D画像を発生する。

10

【0095】

〔ステップSD7〕

ステップSD6にてリアルタイム接触圧が算出されると制御部38は、画像特定部24に画像特定処理を行なわせる。画像特定処理において画像特定部24は、リアルタイム接触圧と直前の最大接触圧との値を比較する。リアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも大きいと判定すると、画像特定部24はステップSD8に進む。リアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも小さいと判定すると、画像特定部24はステップSD11に進む。

20

【0096】

〔ステップSD8〕

ステップSD7にてリアルタイム接触圧が直前の最大接触圧よりも大きいと判断すると、画像特定部24は、リアルタイム接触圧を新たな最大接触圧とし、新たな最大接触圧が算出された時刻と略同時刻において発生された3D画像を特定し、最大圧画像を更新する。

30

【0097】

〔ステップSD9及びSD10〕

変形指標値算出部26は、ステップSD8にて更新された最大圧画像における血管径(最大圧血管径)を算出し、ステップSD5にて算出した基準血管径とステップSD9にて算出した最大圧血管径とから狭窄率を算出する。

【0098】

〔ステップSD11〕

表示画像生成部30は、ステップSD1にて発生した基準画像、ステップSD6にて発生した3D画像、ステップSD8にて更新した最大圧画像及びステップSD10にて算出した狭窄率から所定のレイアウトに基づいて表示画像を生成する。

40

【0099】

〔ステップSD12〕

制御部38は表示部32に表示画像を表示させる。

【0100】

〔ステップSD13〕

操作者により操作部34に設けられたスキャン終了ボタンが押されるまで、ステップSD6～ステップSD12が繰り返される。制御部38は、スキャン終了ボタンが押されるとスキャンを終了する。

【0101】

上記の変形例により、3D画像において静脈血管を観察する際、被検体を圧迫すること

50

により静脈血管が移動する場合や断面位置がずれた場合等に生じる静脈血管の観察の困難を解消することができる。

【0102】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0103】

- 【図1】本発明の第1実施形態における超音波診断装置1の構成を示す図。  
 【図2】図1の変形指標値算出部によって算出される狭窄率を説明するための図。  
 【図3】第1実施形態における処理の1例を示す図。  
 【図4】図3のステップSA2の処理を説明するための図。  
 【図5】第1実施形態のスキャンにおける接触圧 $p$ と時間 $t$ との関係の一例を示す図。  
 【図6】第1実施形態に係わる所定のレイアウトにおける表示画像の一例を示す図。  
 【図7】図1の血管位置推定部による血管推定処理の流れを示す図。  
 【図8】図7の血管推定処理に係わる直前画像を示す図。  
 【図9】図7のステップSB5を説明するための図。  
 【図10】図7のステップSB6を説明するための図。  
 【図11】本発明の第2実施形態に係わる超音波診断装置50の構成を示す図。  
 【図12】図11の画像特定部54による最大圧画像特定処理を説明するための図。  
 【図13】第2実施形態における処理の1例を示す図。  
 【図14】本発明の変形例に係わるボリュームデータと3D画像とを示す図。

10

20

【符号の説明】

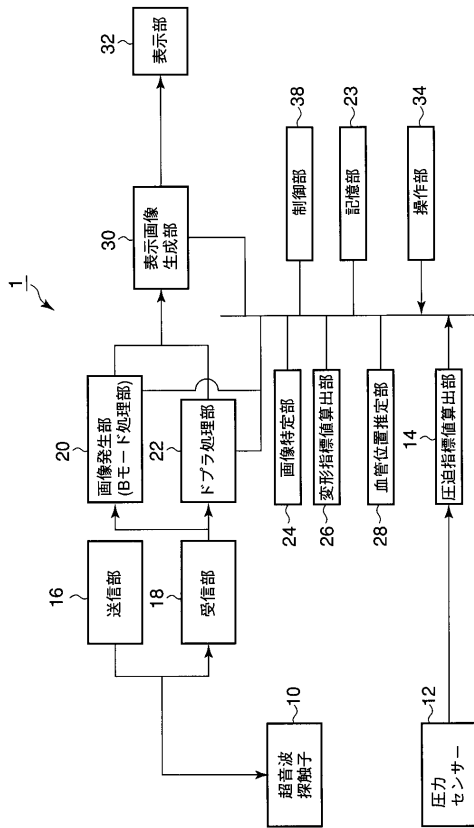
【0104】

1...超音波診断装置、10...超音波探触子、12...圧力センサー、14...圧迫指標値算出部、16...送信部、18...受信部、20...画像発生部(Bモード処理部)、22...ドプラー処理部、23...記憶部、24...画像特定部、26...変形指標値算出部、28...血管位置推定部、30...表示画像生成部、32...表示部、34...操作部、38...制御部。

30

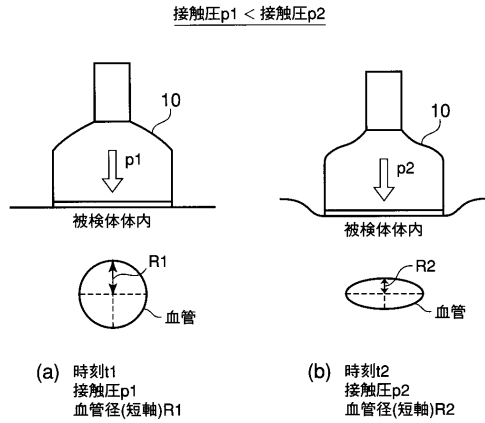
【 図 1 】

図 1



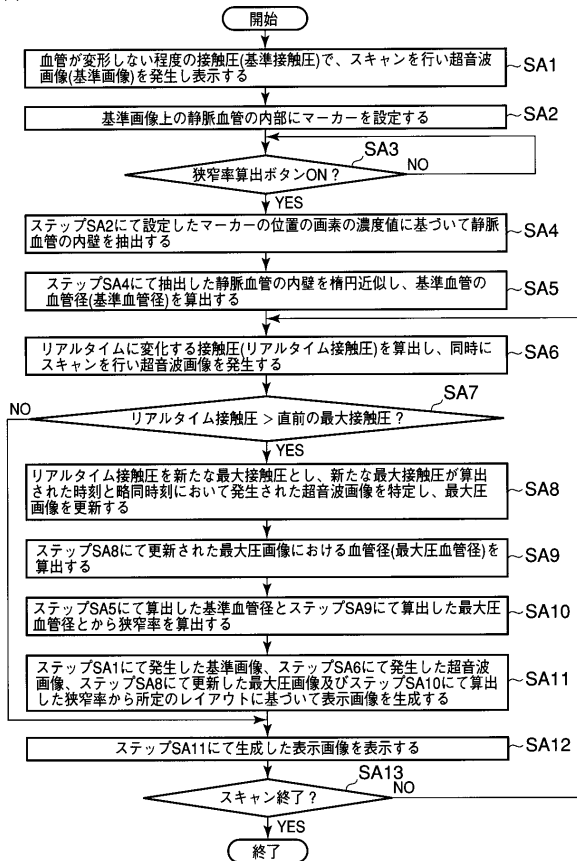
【 図 2 】

図 2



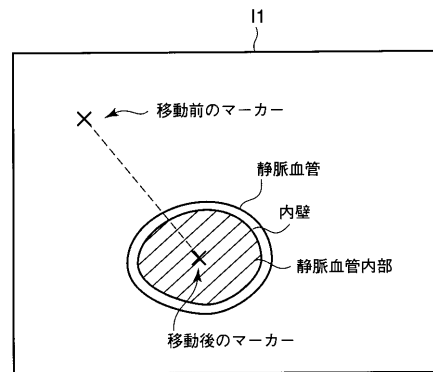
【 図 3 】

図 3



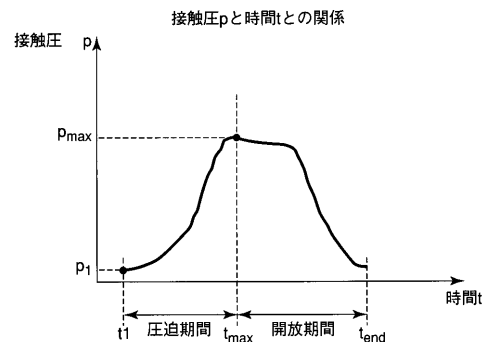
【 図 4 】

図 4

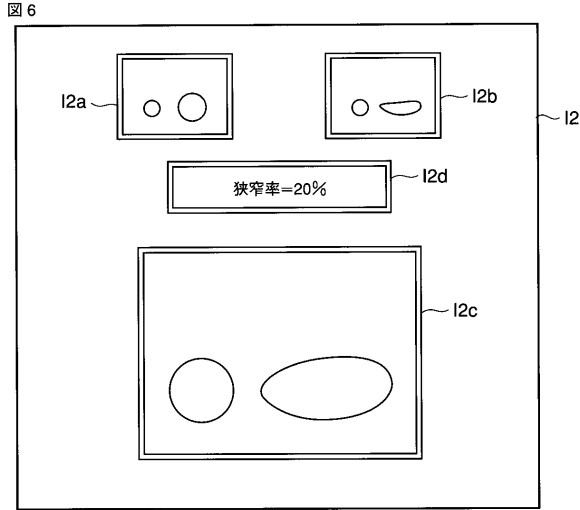


【 図 5 】

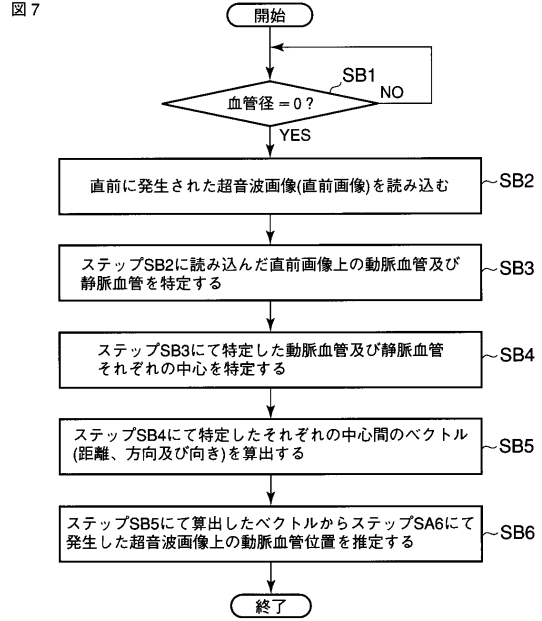
図 5



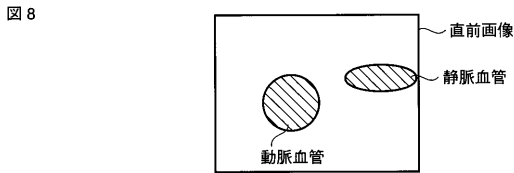
【 図 6 】



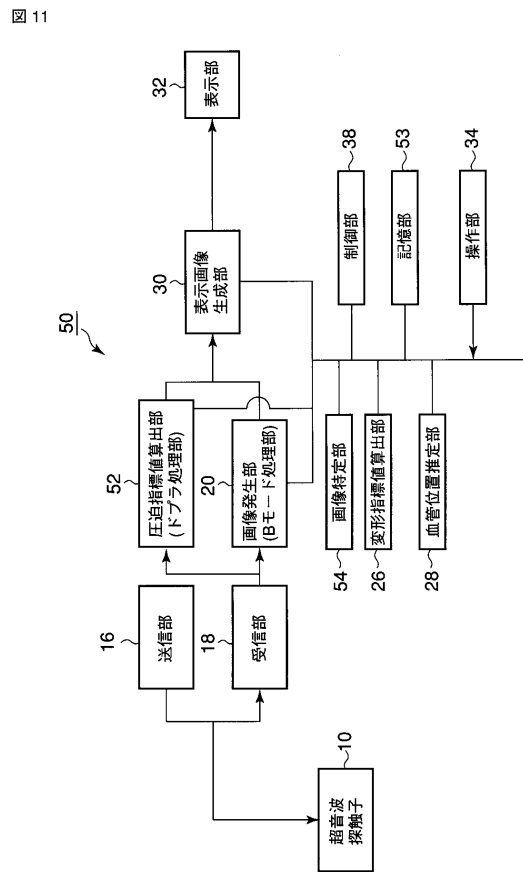
【 図 7 】



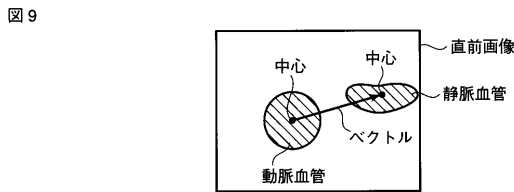
【 図 8 】



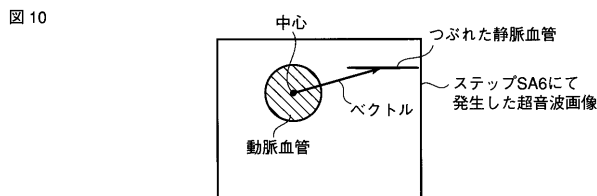
【 図 1 1 】



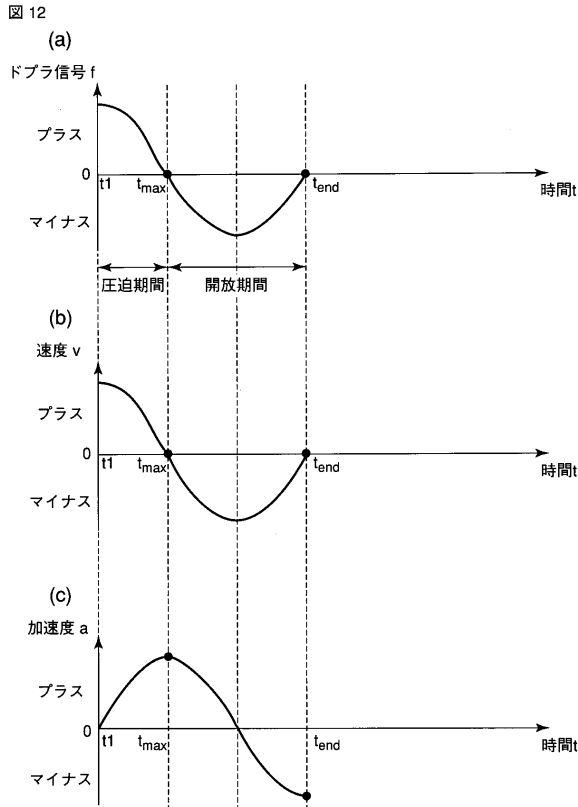
【 図 9 】



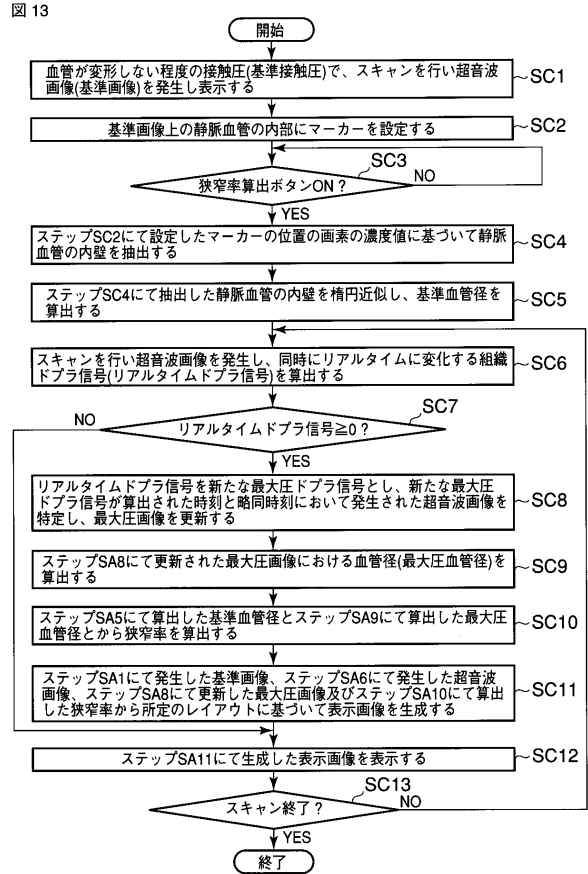
【 図 1 0 】



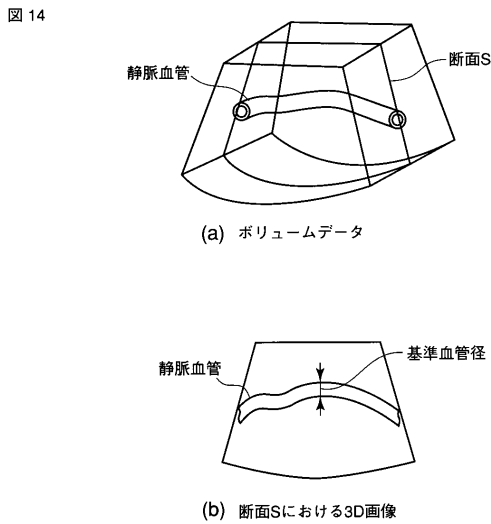
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 中屋 重光

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社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD01 DD14 DD19 DD23 DD26 EE10 JC16 JC29

JC33 KK12 KK22 KK25 KK30 KK31 LL04 LL11 LL14

