

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4945300号
(P4945300)

(45) 発行日 平成24年6月6日 (2012.6.6)

(24) 登録日 平成24年3月9日 (2012.3.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-116123 (P2007-116123)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年4月25日 (2007.4.25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-272025 (P2008-272025A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年11月13日 (2008.11.13)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年3月26日 (2010.3.26)		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	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
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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。

【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が

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。

【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。

10

【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。

20

【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】

30

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ブ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】

40

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。

50

【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。

10

【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】

20

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】

30

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。

40

【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。

50

【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

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【0018】

画像発生部20は、受信部18からの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】

ドブラ処理部22は、受信部18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。ドブラ処理部22は、算出したドブ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いためドブ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、ドブラ処理部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ブラ画像を発生する。

【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。

【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】

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。

【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）

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 8 】

表示画像生成部 3 0 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 3 0 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 3 0 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 3 0 は、血管位置推定部 2 8 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。

【 0 0 2 9 】

表示部 3 2 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 3 2 は、表示画像生成部 3 0 によって生成された表示画像を表示する。

【 0 0 3 0 】

操作部 3 4 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 3 4 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。

【 0 0 3 1 】

制御部 3 8 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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

〔ステップ S A 1 〕

初めに操作者は、基準接触圧で超音波探触子 1 0 を被検体に圧迫し、操作部 3 4 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 3 8 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 3 2 に表示する。接触圧は、圧力センサー 1 2 にて検出され、圧迫指標値算出部 1 4 にて算出される。

【 0 0 3 4 】

〔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。

【 0 0 3 5 】

〔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。

【 0 0 3 6 】

〔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。

【 0 0 3 7 】

〔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

10

20

30

40

50

似し、基準血管径を算出する。

【 0 0 3 8 】

〔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。

10

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

〔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。

20

【 0 0 4 1 】

〔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、画像特定部 2 4 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。

30

【 0 0 4 2 】

〔ステップ S A 9 〕

ステップ S A 8 にて最大圧画像が更新されると制御部 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 8 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 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 号公報の技術によって変形指標値算出部 2 6 は、静脈血管の追跡を行ない、最大圧血管径を算出する。

40

【 0 0 4 3 】

〔ステップ S A 1 0 〕

ステップ S A 9 にて最大圧血管径が算出されると、制御部 3 8 は、変形指標値算出部 2 6 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 2 6 は、ステップ S A 5 にて算出した基準血管径とステップ S A 9 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 R_1 、最大圧血管径を R_2 とすると、狭窄率は $(R_2 / R_1) \times 100$ によって算出される。

【 0 0 4 4 】

〔ステップ S A 1 1 〕

50

ステップS A 1 0にて狭窄率が算出されると又はステップS A 7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S A 6にて発生した超音波画像、ステップS A 1にて発生した基準画像、ステップS A 8にて更新した最大圧画像及びステップS A 1 0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。

【0045】

図6は、所定のレイアウトにおける表示画像I 2の一例を示す図である。表示画像I 2は基準画像表示領域I 2 a、最大圧画像表示領域I 2 b、リアルタイム画像表示領域I 2 c及び狭窄率表示領域I 2 dを有している。基準画像表示領域I 2 aには、ステップS A 1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I 2 bには、ステップS A 7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I 2 cには、ステップS A 5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I 2 dには、ステップS A 1 0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。

【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I 2 b及びリアルタイム画像表示領域I 2 cには、圧迫期間中ステップS A 6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I 2 b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I 2 cには、開放期間中ステップS A 6にて連続的に発生される超音波画像が動画表示される。

【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I 2 a及び最大圧画像表示領域I 2 b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I 2 d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S A 1 2〕

ステップS A 1 1にて表示画像が生成されると、制御部38は表示部32に表示画像を表示させる。

【0049】

〔ステップS A 1 3〕

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S A 6～ステップS A 1 2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。

【0050】

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24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。

【0051】

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。

【0052】

〔ステップS B 1〕

制御部38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

10

20

30

40

50

ている。血管径が0となることを契機として、制御部38は、血管位置推定部28に血管推定処理を行なわせる。

【0053】

〔ステップSB2〕

血管位置推定部28は、静脈血管の血管径が0である超音波画像（ステップSA6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23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SA6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。

【0054】

〔ステップSB3及びSB4〕

まず、血管位置推定部28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10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。

【0055】

〔ステップSB5〕

血管位置推定部28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。

【0056】

〔ステップSB6〕

血管位置推定部28は、ステップSB5にて算出したベクトル（距離、方向及び向き）とステップSA6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10は、ステップSB6を説明する図である。まず、血管位置推定部28は、ステップSB3及びステップSB4と同様に、ステップSA9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中心位置にステップSB5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。

【0057】

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SA10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SA11において表示画像生成部30は、ステップSB6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。

【0058】

なお、表示画像生成部30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。

【0059】

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10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

10

20

30

40

50

易に判断することができる。

【0060】

(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。

【0061】

図11は、第2実施形態における超音波診断装置50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)52は、受信部16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52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52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。

10

【0062】

記憶部53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53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53は、表示画像や狭窄率等の種々のデータを記憶する。

20

【0063】

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12を参照しながら説明する。

【0064】

図12(a)は圧迫による組織ドブラ信号(周波数)の時間変化、図12(b)は組織ドブラ信号から算出された速度の時間変化、図12(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ある。なお、 t_1 は、狭窄率算出ボタンが押された時刻である。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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 6 8 】

〔ステップ S C 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、狭窄率算出処理を開始する。

【 0 0 6 9 】

〔ステップ S C 4 〕

形指標値算出部 2 6 は、ステップ S C 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。

【 0 0 7 0 】

〔ステップ S C 5 〕

変形指標値算出部 2 6 は、ステップ S C 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。

【 0 0 7 1 】

〔ステップ S C 6 〕

ステップ S C 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、リアルタイムに変化する組織ドプラ信号（以下、リアルタイムドプラ信号と呼ぶ）が算出される。

【 0 0 7 2 】

〔ステップ S C 7 〕

ステップ S C 6 にてリアルタイムドプラ信号が算出されると制御部 3 8 は、画像特定部 5 4 に画像特定処理を行なわせる。画像特定部 5 4 は、リアルタイムドプラ信号が 0 以上であるか否かを判定する。リアルタイムドプラ信号が 0 以上と判定すると、画像特定部 2 4 ステップ S C 8 に進む。リアルタイムドプラ信号が 0 より小さいと判定すると、画像特定部 2 4 ステップ S C 1 1 に進む。圧迫期間においては、リアルタイムドプラ信号は 0 以上なので、ステップ S C 7 からステップ S C 8 に進む。開放期間においては、リアルタイムドプラ信号は、0 よりも小さいので、ステップ S C 7 からステップ S C 1 1 に進む。

【 0 0 7 3 】

〔ステップ S C 8 〕

ステップ S C 7 にてリアルタイムドプラ信号が 0 以上であると判断すると、画像特定部 2 4 は、リアルタイムドプラ信号を新たな最大圧ドプラ信号とし、新たな最大圧ドプ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。

【 0 0 7 4 】

〔ステップ S C 9 〕

変形指標値算出部 2 6 は、ステップ S C 8 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。

【 0 0 7 5 】

〔ステップ S C 1 0 〕

変形指標値算出部 2 6 は、ステップ S C 5 にて算出した基準血管径とステップ S C 9 にて算出した最大圧血管径とから狭窄率を算出する。

【 0 0 7 6 】

〔ステップ S C 1 1 〕

表示画像生成部 3 0 は、ステップ S C 1 にて発生した基準画像、ステップ S C 6 にて発生した超音波画像、ステップ S C 8 にて更新した最大圧画像及びステップ S C 1 0 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。

【 0 0 7 7 】

〔ステップ S C 1 2 〕

制御部 3 8 は表示部 3 2 に表示画像を表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

〔ステップ S C 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 C 6 ~ ステップ S C 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 7 9 】

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、組織ドプ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。

【 0 0 8 0 】

なお、血管位置推定部 2 8 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。

【 0 0 8 1 】

(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 3 D 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プラ偏移周波数としても適用可能である。

【 0 0 8 2 】

変形例における超音波探触子 1 0 ' は、被検体の 3 次元領域をスキャン (以下、3 D スキャンと呼ぶ) する。

【 0 0 8 3 】

画像発生部 2 0 ' 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 3 D 画像を生成する。また、画像発生部 2 0 ' は、3 D 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 3 D 画像を発生する。より具体的には、3 D 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 2 0 ' 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、特定した静脈血管が描出される 3 D 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。

【 0 0 8 4 】

記憶部 2 3 ' は、3 D 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 2 3 ' 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 3 D 画像とを関連付けて記憶する。また、記憶部 2 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 8 5 】

画像特定部 2 4 ' は、圧迫指標値算出部 1 4 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 3 D 画像を特定する。

【 0 0 8 6 】

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 S A」とあるのは「ステップ S D」とし、「超音波画像」とあるのは「3 D 画像」とする。

【 0 0 8 7 】

〔ステップ S D 1 〕

初めに操作者は、超音波探触子 1 0 ' を被検体に基準接触圧で圧迫し操作部 3 4 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 3 8 は、基準接触圧で 3 D スキャンを行いボリュームデータを発生し、任意断面の 3

10

20

30

40

50

D画像を表示部32に表示する。図14は、ポリウムデータと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ポリウムデータが発生される。発生されたポリウムデータには、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。

【0088】

〔ステップSD2〕

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SD1にて特定した3D画像上の静脈血管の内部にマーカを設定する。

10

【0089】

〔ステップSD3〕

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SD4〕

変形指標値算出部26は、ステップSD2にて設定したマーカ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。

【0091】

20

〔ステップSD5〕

変形指標値算出部26は、ステップSD4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SD6〕

ステップSD5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SD1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】

30

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】

現時点におけるポリウムデータである現ポリウムデータと現ポリウムデータの直前に発生されたポリウムデータである直前ポリウムデータを考える。直前ポリウムデータ中の静脈血管のポリウムデータを基準領域、現ポリウ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・体積のポリウ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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

【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。

50

【図 1 1】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 1 2】図 1 1 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 1 3】第 2 実施形態における処理の 1 例を示す図。

【図 1 4】本発明の変形例に係わるボリュームデータと 3 D 画像とを示す図。

【符号の説明】

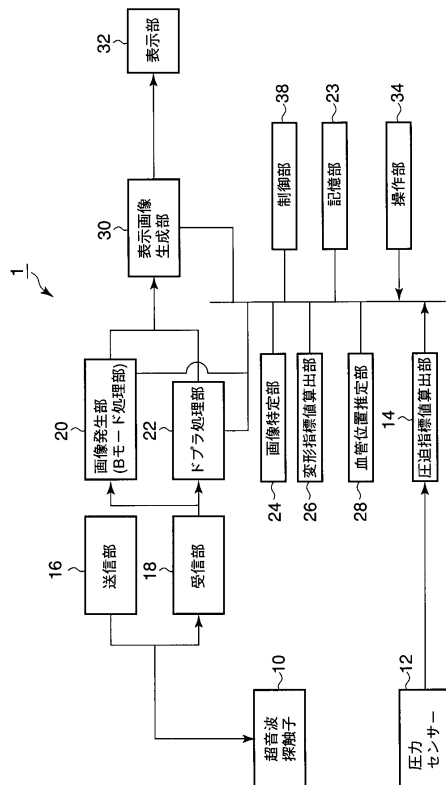
【 0 1 0 4 】

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。

10

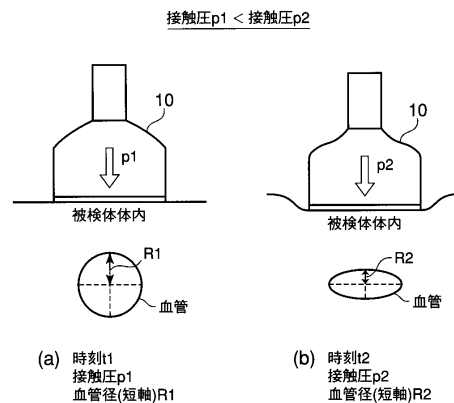
【図 1】

図 1



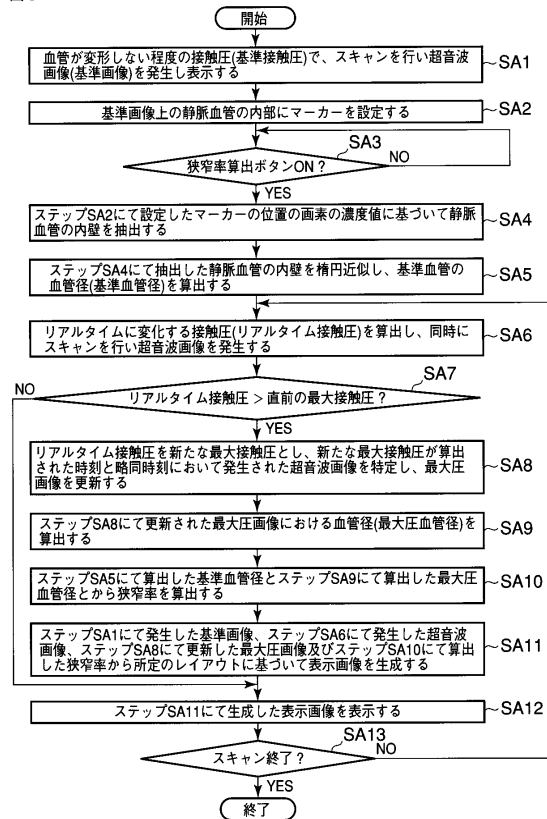
【図 2】

図 2



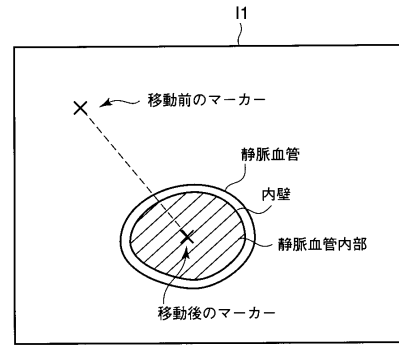
【図 3】

図 3



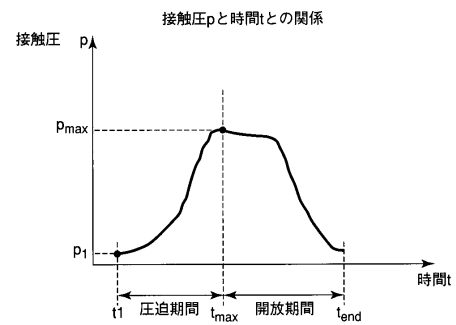
【図 4】

図 4



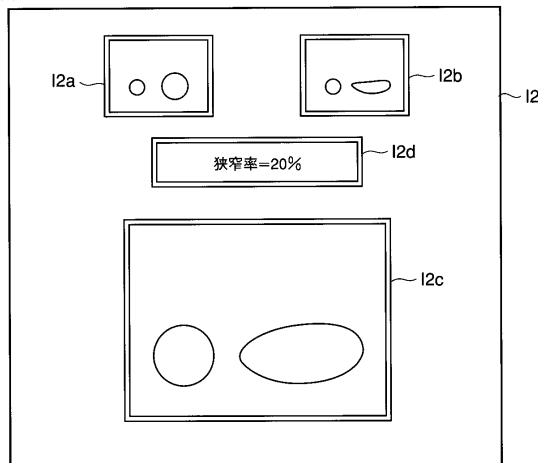
【図 5】

図 5



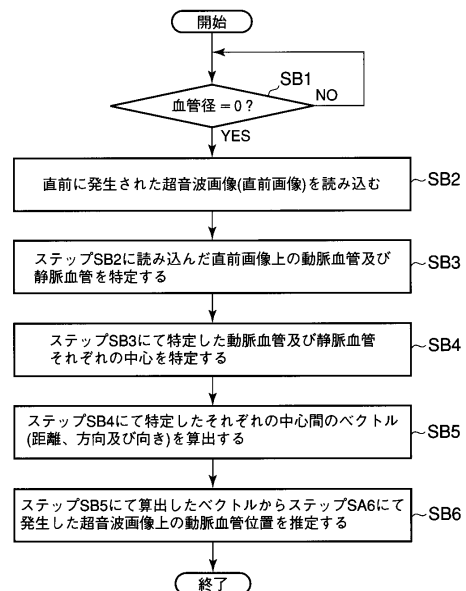
【図 6】

図 6



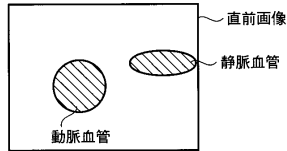
【図 7】

図 7



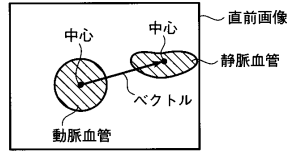
【図 8】

図 8



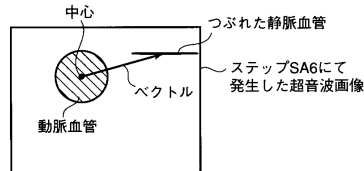
【図 9】

図 9



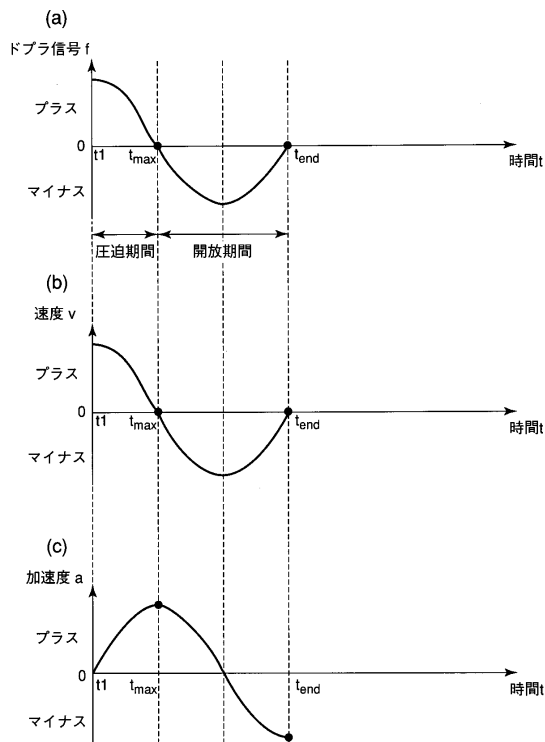
【図 10】

図 10



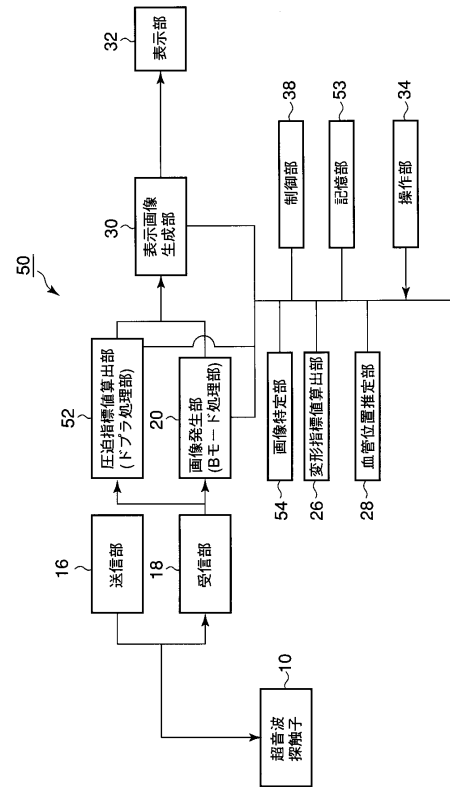
【図 12】

図 12



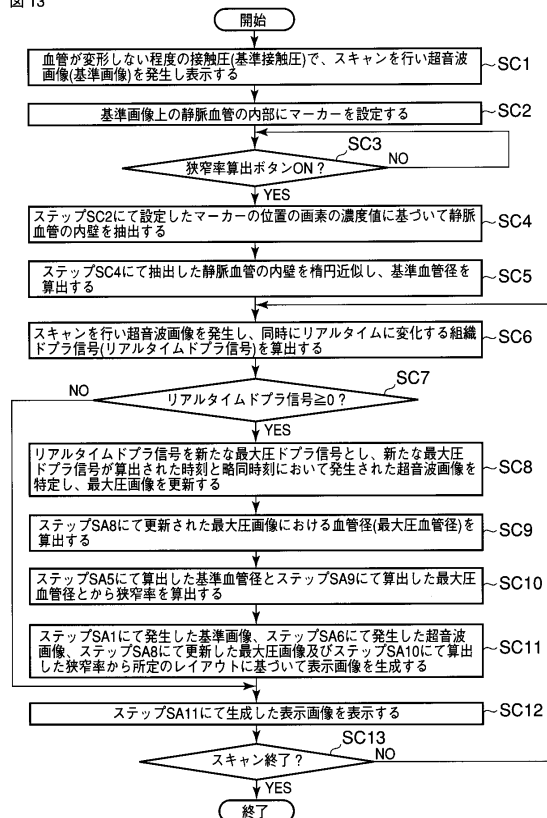
【図 11】

図 11



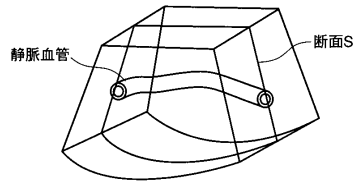
【図 13】

図 13

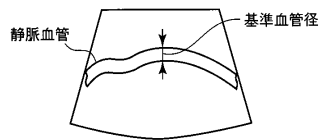


【図 14】

図 14



(a) ボリュームデータ



(b) 断面Sにおける3D画像

フロントページの続き

(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1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 国際公開第2005/120358(WO, A1)

国際公開第2006/013916(WO, A1)

特開2006-305160(JP, A)

特開2006-167287(JP, A)

国際公開第2005/117712(WO, A1)

国際公開第2005/122906(WO, A1)

特開2008-73417(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 ~ 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4945300B2	公开(公告)日	2012-06-06
申请号	JP2007116123	申请日	2007-04-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	中屋重光		
发明人	中屋 重光		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/6844 A61B5/6886 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/42		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DD26 4C601/EE10 4C601/JC16 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL04 4C601/LL11 4C601/LL14		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2008272025A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：轻松确定由按压引起的特定区域的变形。ZSOLUTION：超声波诊断装置包括超声波探头10，用于向/从对象发送/接收超声波；图像生成部20，用于基于超声波探头10的输出生成多个超声波图像数据。压力指数计算部分14，用于根据物理量计算压力指数作为压力指标，该物理量根据从超声波探头10到受试者的压力而变化；图像指定部24，用于从多个超声波图像中指定最大压力指标的超声波图像；显示部分32，用于显示与其他压力指数处的其他超声图像并排布置的指定超声图像。Z

