

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4770927号
(P4770927)

(45) 発行日 平成23年9月14日 (2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日 (2011.7.1)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 5/107 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 0 0 Z

A 6 1 B 5/0285 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 4 0 H

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 A

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-546855 (P2008-546855)
 (86) (22) 出願日 平成18年11月28日 (2006.11.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/323747
 (87) 国際公開番号 W02008/065715
 (87) 国際公開日 平成20年6月5日 (2008.6.5)
 審査請求日 平成21年4月24日 (2009.4.24)

(73) 特許権者 000001993
 株式会社島津製作所
 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
 (74) 代理人 100098671
 弁理士 喜多 俊文
 (74) 代理人 100102037
 弁理士 江口 裕之
 (72) 発明者 加藤 潤一
 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
 社 島津製作所内
 審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管径の測定を行う超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、前記超音波探触子により撮影された血管径の超音波断層画像に基づいて前記血管径の計測を行う血管径計測手段を備え、安静時の血管径と駆血後に開放した際の最大血管径から血管の拡張度を計測する超音波診断装置において、

前記血管の駆血時に血流速に関するデータを入力し、入力したデータが前記血管の拡張度の計測に適した値となった場合に、駆血のための加圧を停止するための信号を出力する制御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】

前記制御手段により制御され、被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を加圧する駆血手段、を備えた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】

前記血流速に関するデータを検出する血流速関連データ計測手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血流速関連データ計測手段は、前記超音波探触子から得られるドップラー信号に基づいて血流速を計測する手段であ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 5】

前記血流速関連データ計測手段は、血管の脈派を検知する脈派センサであることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 6】

前記制御手段は前記脈派センサからの信号の加速度を演算して血流速に関するデータとして用いることを特徴とする請求項 5 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、駆血を行い血管径の測定を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈硬化は狭心症・心筋梗塞等の心疾患や脳梗塞等の原因となるため、定期的に検査を行うことが望ましい。このような動脈硬化の初期診断のために血管のしなやかさを非侵襲的に評価する手法として、超音波診断装置を利用した血流依存性血管拡張反応 (Flow Mediated Dilatation: FMD) 試験が知られている (例えば、特許文献 1 を参照)。

10

【0003】

血流依存性血管拡張反応とは、血流の増大によって生じる血管内皮へのずり応力の作用により、血管内皮細胞から血管拡張因子である一酸化窒素 (NO) が発生して血管径を拡張させる反応である。また、血流依存性血管拡張反応試験とは、前腕部を一定時間駆血した後一気に解放した際の上腕部血管径の拡張度を計測するものであり、該拡張度を表す % FMD は以下の式で定義される。

$$\% \text{FMD} = (D_1 - D_0) / D_0 \times 100 (\%) \cdots (数 1)$$

20

ここで、 D_0 は駆血前の安静時における血管径 (以下、「安静時血管径」と呼ぶ) を意味し、 D_1 は駆血解放後の最大血管径 (以下、「解放後最大血管径」と呼ぶ) を意味する。

【0004】

上記血流依存性血管拡張反応試験 (以下、「% FMD 計測」と呼ぶ) を行う際には、まず、超音波プローブを被検者の上腕部に当接させ、超音波走査により安静時の上腕動脈の断層画像を描出して VCR (Video Cassette Recorder: ビデオ・カセット・レコーダ) に保存する。続いて、被検者の前腕部をカフによって加圧することで一定時間駆血し、その後、一気に解放した後の上腕動脈の断層画像を描出して再び VCR に保存する。一連の撮像完了後に、上記安静時及び駆血解放後に取得された血管画像から適切な時刻の画像を選択し、これらの画像中に描出された血管の直径を画像解析によって計測する。これにより計測された安静時血管径 D_0 及び解放後最大血管径 D_1 から、上記の式 (1) に基づいて % FMD が算出される。

30

【0005】

【特許文献 1】特開 2003-180690 号公報 ([0002])

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のような % FMD 計測においては、駆血圧が高いほど阻血効果が大きいため、精度の高い計測結果が得られる。しかし、駆血圧が高くなれば患者に対する負担が増加するだけでなく、これに伴い、患者の緊張を助長して交感神経を刺激し、結果的に血管を収縮させるおそれもあり、このような場合、正確な % FMD が得られない。

40

【0007】

一方、事前に血圧計測を行い、駆血圧を最高血圧 (SBP) に 50 mmHg 程度とした % FMD 計測を行うことも考えられるが、血圧計即時の最高血圧 (SBP) が % FMD 計測時の血圧と一致するとは限らないため、血流がある状態で % FMD 計測がなされる可能性があり、かかる場合においても正確な % FMD が得られない。

【0008】

そこで、本発明は、患者に最小限の負担となる駆血圧による % FMD 計測を可能とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するために成された請求項 1 にかかる発明の超音波診断装置は、超音波探触子と、前記超音波探触子により撮影された血管径の超音波断層画像に基づいて前記血管径の計測を行う血管径計測手段を備え、安静時の血管径と駆血後に開放した際の最大血管径から血管の拡張度を計測する超音波診断装置において、前記血管の駆血時に血流速に関するデータを入力し、入力したデータが前記血管の拡張度の計測に適した値となった場合に、駆血のための加圧を停止するための信号を出力する制御手段を備える。

請求項 2 にかかる発明の超音波診断装置は、前記制御手段により制御され、被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を加圧する駆血手段を備える。

請求項 3 にかかる発明の超音波診断装置は、前記血流速に関するデータを検出する血流速関連データ計測手段を備える。

請求項 4 にかかる発明の超音波診断装置は、請求項 3 記載の超音波診断装置において、前記血流速関連データ計測手段が前記超音波探触子から得られるドップラー信号に基づいて血流速を計測することを特徴とする。

請求項 5 にかかる発明の超音波診断装置は、請求項 3 記載の超音波診断装置において、前記血流速関連データ計測手段が、血管の脈派を検知する脈派センサであることを特徴とする。

請求項 6 にかかる発明の超音波診断装置は、請求項 5 記載の超音波診断装置において、制御手段は脈派センサからの信号の加速度を演算して血流速に関するデータとして用いることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、血管の駆血時に血流速に関するデータを入力し、入力したデータが前記血管の拡張度の計測に適した値となった場合に、駆血のための加圧を停止するための信号を出力する制御手段を備えるため、%FMD計測計測に際して、精度の高い計測を可能になると共に、駆血時における患者の負担を必要最小限に抑えることが可能となる。

【 0 0 1 1 】

血流速関連データ計測手段を前記超音波探触子から得られるドップラー信号に基づいて血流速の計測を行なものとすることにより、ドップラー撮影機能を備えた超音波診断装置であれば、特別な血流速に関する計測装置を用いる必要がないため、装置構成が簡略化される。

【 0 0 1 2 】

脈派センサの脈派データの加速度から血流速に関連するデータを得ることにより、汎用されている脈派センサを用いて容易に血流速関連データを得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明の一実施例に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】同実施例に係る超音波プローブを被検者の上腕部に当接させた状態を示す断面図であり、上腕動脈の血管軸に平行な断面を示す。

【図 3】同実施例の超音波診断装置を用いた%FMD計測の手順を示すフローチャートである。

【図 4】カフ及び超音波プローブを被検者に固定した状態を示す模式図である。

【図 5】カフ圧を加えた場合の血流速の時間的变化を示した図である。

【図 6】モニタ上に描出される上腕動脈の軸方向断層画像の一例を示す図である。

【図 7】本発明の他の実施例に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 8】カフ圧を加えた場合の脈波センサの時間的变化を示した図である。

【図 9】同実施例の超音波診断装置を用いた%FMD計測の手順を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 1 4 】

1 0 ... 超音波診断装置本体
1 1 ... 超音波プローブ
1 1 a ... 超音波振動子
1 2 ... 送受信制御部
1 3 ... 入力部
1 4 ... 超音波信号処理部
1 5 ... 表示処理部
1 6 ... モニタ
1 7 ... 血管径測定部
1 8 ... 測定結果記憶部
1 9 ... 画像保存部
2 0 ... 制御部
2 1 ... 血流速測定部
3 0 ... 駆血ユニット
3 1 ... カフ
3 2 ... エアパイプ
3 3 ... 圧縮ポンプ
3 4 ... 駆血制御部
4 0 ... 上腕部
4 2 ... 脈派センサ
5 0 ... 上腕動脈
5 1 ... 血管内腔
5 2 ... 血管壁

10

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

図 1 は超音波診断装置 1 0 本体と、上腕の駆血を行なう駆血ユニット 3 0 が示されている。図 1 における超音波診断装置 1 0 おいて、超音波プローブ 1 1 は、超音波を被検者の体内に送波すると共に、被検者の体内で反射された超音波を受波して電気信号に変換するものである。本実施例に係る超音波プローブ 1 1 には、図 2 に示すように、一次元状に配列された多数の超音波振動子で構成されリニアスキャン方式による超音波ビームの走査を行う振動子アレイ 1 1 a が内蔵されている。

30

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 1 が出力する超音波の反射超音波の電気信号は、超音波信号処理部 1 4 に入力される。超音波信号処理部 1 4 は、この電気信号を画像データに変換し、該画像データに対して更に整相加算、ゲイン調整、対数圧縮等、画像表示に適したデータ処理を行う。処理後のデータは超音波信号処理部 1 4 から表示処理部 1 5 に出力される。表示処理部 1 5 では、画像データからモニタ 1 6 に表示するための電気信号を生成し、この電気信号をモニタ 1 6 に出力する。ここまでの動作が所定の周期で繰り返し行われ、モニタ 1 6 には超音波画像が動画として表示される。なお、オペレータの指示に応じて該動画を任意の期間に亘り V C R から成る画像保存部 1 9 に保存させることもできる。

40

【 0 0 1 7 】

血管径測定部 1 7 は、表示処理部 1 5 のメモリに記憶された血管の断層画像に対し所定の画像解析アルゴリズムにより血管壁の検出及び該血管壁間の距離の計測を行うことによって血管径を導出するものであり、測定結果記憶部 1 8 は、血管径測定部 1 7 による測定結果を記憶するものである。

【 0 0 1 8 】

血流速測定部 2 1 は、超音波プローブ 1 1 から入力されたドップラー信号に基づき、撮影対象となる血管の血流速度を測定するものである。

【 0 0 1 9 】

50

上記各部はCPU等から成る制御部20によって制御されており、該制御部20にはオペレータが設定又は指示等を入力するためのマウスあるいはトラックボール等のポインティングデバイスやキーボード等から成る入力部13が接続されている。

【0020】

更に、上記制御部20は、被検者の上腕動脈を駆血するための駆血ユニット30と接続されている。駆血ユニット30は、被検者の前腕部に巻き付けて使用されるカフ31と、カフ31にエアを送り込むためのエアパイプ32及び圧縮ポンプ33、並びにこれらの動作を制御する駆血制御部34を備えている。圧縮ポンプ33にはエアを排出するための電磁弁が設けられており、駆血解除時には、該電磁弁が開放されると同時に、カフ31の減圧開始を知らせる減圧開始信号が超音波診断装置本体10の制御部20へと出力される。

10

更に、駆血制御部34には、超音波診断装置本体10に設けられた入力部13を介してオペレータからの指示を入力することができる。

【0021】

次に、本実施例の超音波診断装置を用いた%FMD計測の手順について図3のフローチャートを用いて説明する。

【0022】

(1) プローブの固定(ステップS11)

まず、被検者の前腕部にカフ31を巻き付けて15分間安静状態とした後、上腕部40の所定の位置に超音波プローブ11を当接させる(図4)。このとき、図2に示されるように、超音波プローブ11は振動子アレイ11aの配列方向(すなわち、超音波ビームの走査方向)が腕の軸方向と平行になるように上腕に対して当接させる。続いて振動子アレイ11aによる超音波ビームの走査を行い、図5に示される上腕動脈50の軸方向断層画像をモニタ16上に描出させる。オペレータは該画像をモニタ16上で確認しながら超音波プローブ11の位置や角度を手で少しずつ動かすことによって描出される血管50の径が最大となる位置を探し出し、超音波プローブ11が当該位置から動かないよう所定の固定具(図示略)によって固定する。

20

【0023】

(2) 安静時血管画像の取得(ステップS12)

ステップS11において超音波プローブ11を固定した状態で、オペレータが入力部13において所定の操作を行うことにより、制御部20は、送受信制御部12にBモード撮影指示を出して、超音波画像の撮像を行い、該画像を所定の時間に亘って画像保存部19に保存させる。ここで取得された画像を以下、「安静時血管画像」と呼ぶ。

30

【0024】

(3) 駆血加圧開始(ステップS13)

同時に制御部20は、駆血ユニット30の駆血制御部34に加圧指示を出し、駆血制御部34が圧縮ポンプ33を制御してエアパイプ32を介して被検者の前腕部に巻き付けられたカフ31にエアを送り込み、カフ31による上腕動脈の駆血動作を開始する。

【0025】

(4) Bモード・ドップラー同時撮影(ステップS14)

制御部20は送受信制御部12を介してBモード・ドップラー同時撮影指示を行い、送受信制御部12から得られたエコーデータについて、超音波信号処理部14及び表示処理部15を介して処理を行い超音波画像(Bモード画像)をモニタ16に表示する。また、送受信制御部12から血流速測定部21にドップラー信号が入力され、制御部20は、モニタ16において超音波画像(Bモード画像)の血管部に血流速測定部21において求められた血流速データをリアルタイムで表示させる。

40

【0026】

(5) 血流速計測、血流速と設定値との対比(ステップS15~S17)

ステップS15において、血流速測定部21は、送受信制御部12から入力されるドップラー信号を処理して血流速を計測し、ステップS16において、制御部20は血流速測定部21から入力される血流速データをモニタし、あらかじめ定めた設定値以下となったか

50

否かの判断を行う。

【 0 0 2 7 】

ここで、設定値は完全に駆血された血流の状態としてゼロにするのが望ましいが、ゼロに近い値であっても % F M D 計測結果に悪影響を与えない値であればよい。 % F M D 計測結果に悪影響を与えるか与えないかは試行錯誤によって定められるものであり、また患者の負担と計測精度とのトレードオフの関係に立つものであるため、ケースバイケースで定めることになる。

【 0 0 2 8 】

なお、この設定値は、制御部 2 0 において事前にプリセットされた値を不図示の記憶手段に保持しておいてもよいし、入力部 1 3 より操作者が好ましい値を入力することも可能である。そして、設定値に達しない場合は、ステップ S 1 5 における血流速計測、ステップ S 1 6 における設定値との対比を継続する。

10

【 0 0 2 9 】

制御部 2 0 は設定値以下になったと判断した場合、ステップ S 1 7 で設定値以下となった時点から所定時間経過したか否かを判断し、経過していなければステップ S 1 5 の血流速計測、ステップ S 1 6 の設定値との対比、ステップ S 1 7 の経過時間の判断を繰り返す。そして、一旦設定値以下となった血流速が再び設定値以上となることなく所定時間が経過した場合、次のステップ S 1 8 で加圧停止を行う。

【 0 0 3 0 】

これは、図 5 に示されるように、血管内の血流速は心臓の鼓動に同期して周期的に脈動することから、設定値を超えたり、それ以下となったりする動作を繰り返すため、血流速が設定値以下となってからその状態が所定時間が経過したことを判断することで、血流速が実際にゼロに近づいたことの判断を可能としたものである。従って、ステップ S 1 7 における所定時間とは、心臓の心拍周期、例えば 1 0 ~ 2 0 振幅数程度に相当する時間に設定しておけば、血流速がゼロになったことの判断が可能となる。

20

【 0 0 3 1 】

(6) 加圧停止・所定時間保持 (ステップ S 1 8)

制御部 2 0 は、ステップ S 1 7 で所定時間経過したと判断した場合、駆血制御部 3 4 に対して、加圧を停止し、現圧力を保持する指示を行う。これにより、駆血制御部 3 4 は、圧縮ポンプ 3 3 の加圧動作を停止させ、一定期間この状態を保持する。なお、一定時間とは、 % F M D 計測に際して定められた時間である。

30

【 0 0 3 2 】

(7) 解放後血管画像の取得 (ステップ S 1 9)

ステップ S 1 8 において、所定時間が経過すると制御部 2 0 は、駆血制御部 3 4 に対して駆血開放の指示を出し、駆血制御部 3 4 は圧縮ポンプ 3 3 に設けられた電磁弁を開放し、エアを排出させて一気に減圧を行う。このとき、駆血制御部 3 4 は、電磁弁の開放に伴って超音波診断装置本体 1 0 の制御部 2 0 に減圧の開始を知らせる信号 (減圧開始信号) を送出する。

【 0 0 3 3 】

制御部 2 0 は減圧開始信号を受け取ると超音波撮影画像の保存を指示し、駆血の解除から所定の時間が経過するまでの間、上記超音波プローブ 1 1 によって描出される上腕動脈 5 0 の断層画像を画像保存部 1 9 に保存させ、撮像を完了する。このとき取得された画像を以下、「解放後血管画像」と呼ぶ。

40

【 0 0 3 4 】

(8) % F M D の算出 (ステップ S 2 0)

以上の一連の撮像行程が完了した後、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより、画像保存部 1 9 に保存された安静時血管画像を再生させる。更に、所定の操作を行うことにより適切な時点で画像をフリーズさせ、血管径の測定を指示すると、血管径測定部 1 7 は、図 6 に示されるような画像の輝度分布に基づいて、血管内腔 5 1 と 2 つの血管壁 (皮膚から近い側と遠い側) 5 2 との境界位置 (図 6 の矢印で示した箇所) を検出し、両境界

50

位置の間の距離を上腕動脈 50 の直径として測定し、これを安静時血管径 D_0 として測定結果記憶部 18 に記憶する。

また、解放後血管画像を画像保存部 19 から読み出し、血管径が最も拡張したと考えられる解放後血管画像を選定して同様の手法で駆血後最大血管径 D_1 を取得する。なお、これらの動作を制御部 20 が行い、駆血後最大血管径 D_1 を自動で取得してもよい。そして、上述の式 (1) を用いてこれら D_0 及び D_1 の値から %FMD を算出してモニタ 16 上に表示する。

【0035】

なお、このような血管壁の検出及び血管径の計測には、例えば、従来既知のアルゴリズムを用いることができる。また、このような画像のフリーズ及び血管径の測定を複数回繰り返して行い、得られた値を平均化することでより精度の高い結果を得られるようにしてもよい。

【0036】

以上のように、本実施例の超音波診断装置によれば被検体に対する駆血動作を、血流速、即ち血流量をモニタし、被検体に付与するカフ圧を、精度の高い %FMD 計測を行うのに必要最小限の圧力とできるため、精度の高い %FMD 計測を可能にすると共に、被検体への負担を必要最小限に抑えることが可能となる。

【0037】

以上、実施例を用いて本発明を実施するための最良の形態について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲内で種々の変更が許容されるものである。

【0038】

図 7 は、図 1 において、血流速測定部 21 に替えて血流速を測定するために脈波センサ 42 を用いた実施形態を示している。図 7 において、それ以外の構成は、図 1 に示された構成と同じであるので同一符号をつけて、説明を省略する。

【0039】

脈波センサ 42 は、血管内の圧力の変化を測定するためのセンサであり、駆血動作により血流速が下がれば脈圧も下がることから、上腕に取り付けることにより、図 1 で示した血流速測定部 21 と同様に血流速の検知が可能となる。ただし、本実施形態では、脈派データの加速度が血流速データ同様の挙動を示すことから、脈派データの加速度に基づいて血流速に関するデータを判断する。

【0040】

図 3 で示したように、上腕をカフ 31 により加圧し続けると、時間経過に応じて脈波センサ 42 から得られる信号の加速度波形は、図 8 で示されるように、各周期毎の最大振幅がその時間経過に従って減少する。

【0041】

以下、図 7 に示した超音波診断装置を用いた %FMD 計測の手順について図 9 のフローチャートを用いて説明する。

(1) プローブの固定 (ステップ S31)、安静時血管画像の取得 (ステップ S32)、駆血加圧開始 (ステップ S33)、B モード・ドップラー同時撮影 (ステップ S34) これらの動作は、図 3 で示したステップ S11 ~ ステップ S14 の動作と同様である。なお、検査に先立って、上腕に取り付けた超音波プローブの近傍に脈派センサ 42 を取り付けおく必要がある。

【0042】

(2) 加速度脈派計測、加速度と設定値との対比 (ステップ S35 ~ S37) ステップ S35 において、脈波センサ 42 は、上腕の血管内の血流の脈動を検知し、制御部 20 にリアルタイムで検知したデータを送信し、制御部 20 は入力される脈波データを時間的に 2 回微分を行うことで加速度を計測する。そして、ステップ S36 であらかじめ定めた設定値以下となったか否かの判断を行う。

【0043】

10

20

30

40

50

ここで、脈波データの加速度は図 8 に示されるように周期変動しその最大値は血流速に対応する値を示していると考えられるため、ここでの設定値は、血流速を直接計測した場合と同様にゼロとするのが望ましいが、ゼロに近い値であっても % F M D 計測結果に悪影響を与えない値であればよい。患者の負担と計測精度とのトレードオフの関係に立つものであるため、ケースバイケースで定めることになる。なお、この設定値は、制御部 20 において事前にプリセットされた値を不図示の記憶手段に保持しておいてもよいし、入力部 13 より操作者が好ましい値を入力することも可能である。

【 0 0 4 4 】

加速度が設定値より大きい場合は、制御部 20 は、ステップ S 3 5 における血流速計測、ステップ S 3 6 における設定値との対比を継続する。

10

【 0 0 4 5 】

加速度が設定値以下となった場合、制御部 20 は、ステップ S 3 7 で設定値以下となった時点から所定時間経過したか否かを判断し、経過していなければステップ S 3 5 の加速度計測、ステップ S 3 6 の設定値との対比、及びステップ S 3 7 の経過時間の判断を繰り返す。そして、一旦設定値以下となった血流速が再び設定値以上となることなく所定時間が経過した場合、加圧停止・所定時間保持（ステップ S 3 8）、解放後血管画像の取得（ステップ S 3 9）、% F M D の算出（ステップ S 4 0）を行うが、これらの動作は、図 3 におけるステップ S 1 8、ステップ S 1 9、及びステップ S 2 0 で示した動作と同様である。

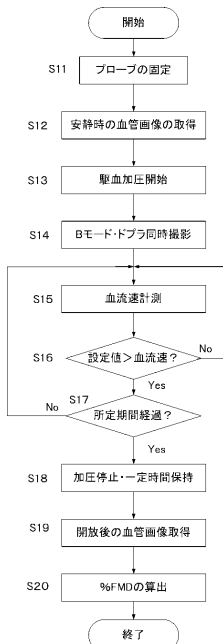
。

【 0 0 4 6 】

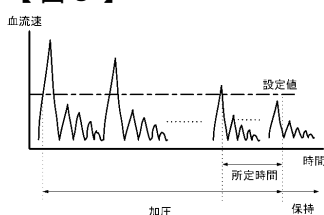
20

上述した実施形態では、血流速に関するデータとして、血流速や脈波データの加速度を用いたが、本発明は、計測対象となる血管が % F M D 計測を精度よく行うために十分駆血されたかどうかの検知を行い、加圧を停止、保持することを本質とするため、血流が駆血された状態を検知できるデータであれば、どのようなデータを用いてもよいことはいうまでもない。

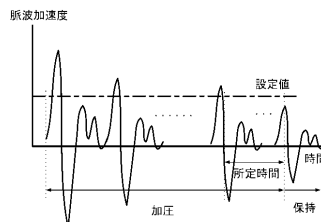
【 図 3 】



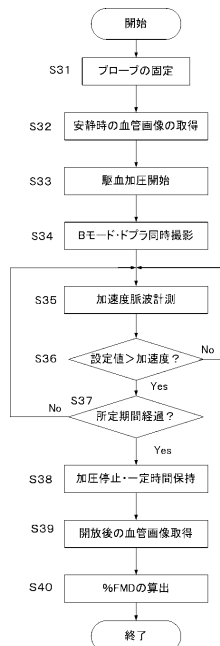
【 図 5 】



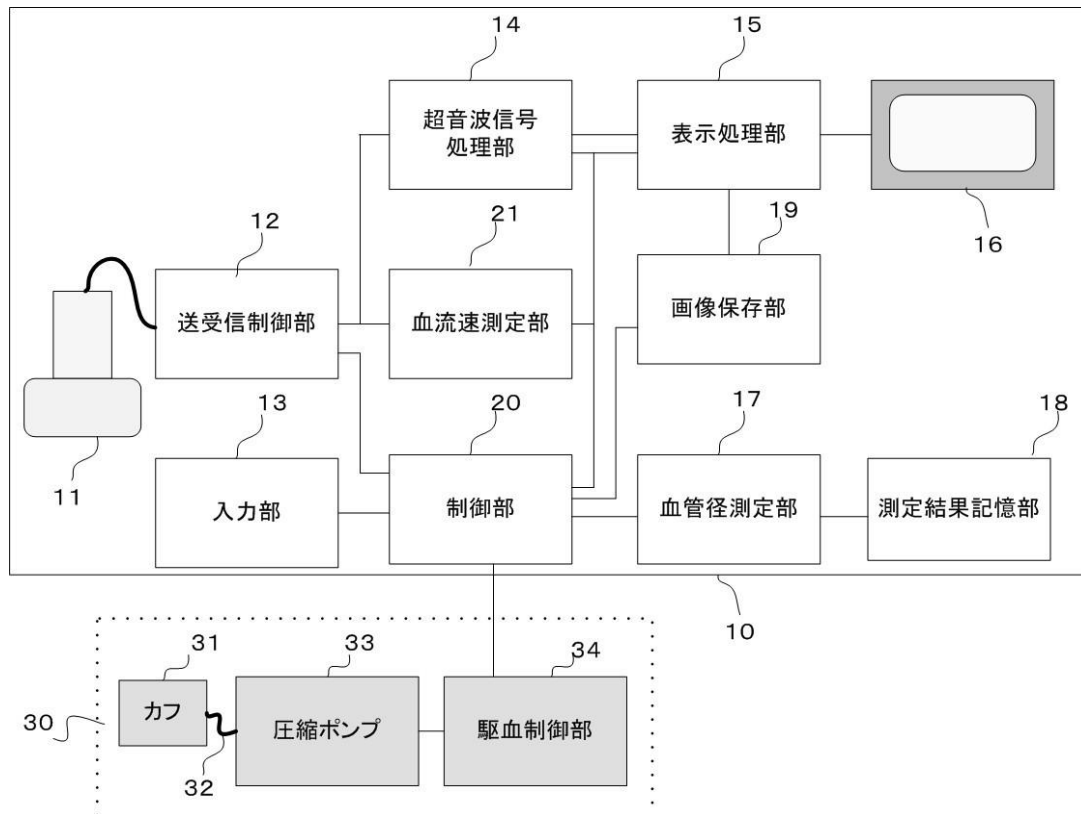
【 図 8 】



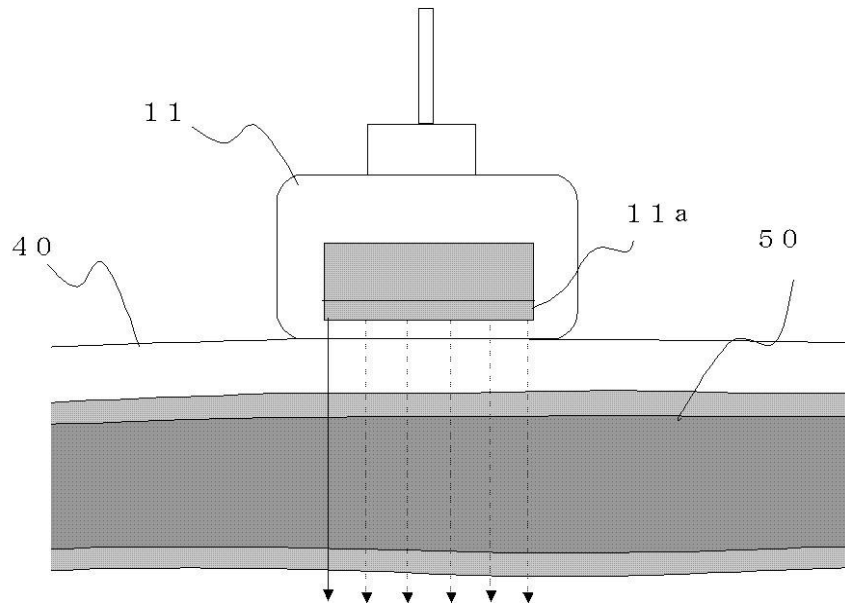
【 図 9 】



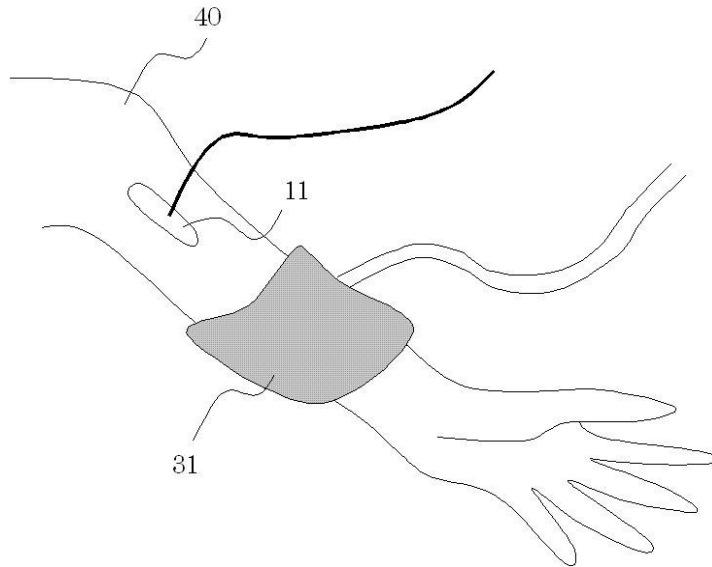
【図 1】



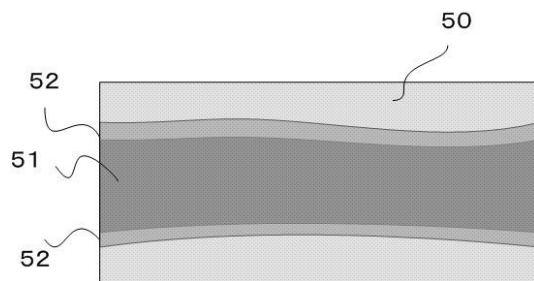
【図 2】



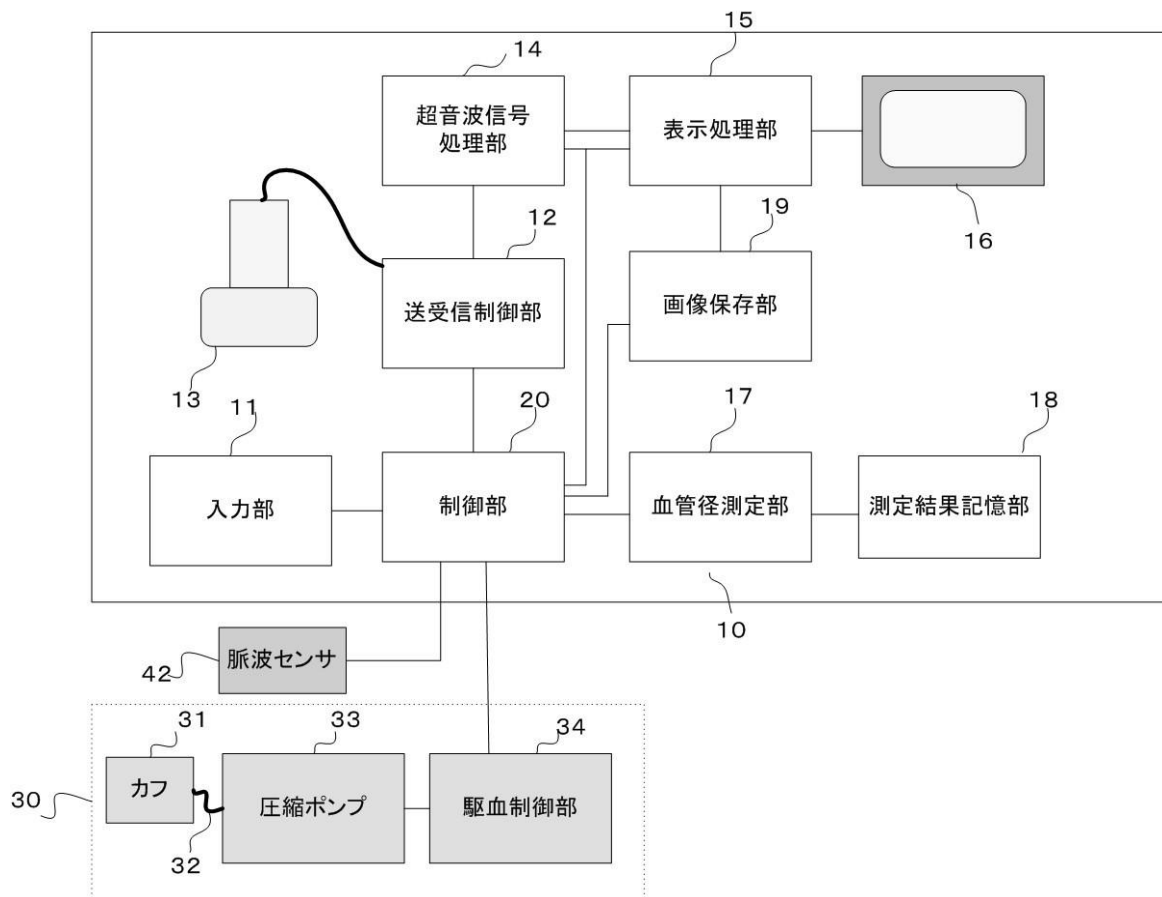
【図4】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 1 5 9 7 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 4 4 3 9 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 5/00

专利名称(译)	用于测量血管直径的超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4770927B2	公开(公告)日	2011-09-14
申请号	JP2008546855	申请日	2006-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	加藤潤一		
发明人	加藤 潤一		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/107 A61B5/0285 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/6824 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/10.300.Z A61B5/02.340.H A61B5/02.A		
代理人(译)	北敏文 江口浩之		
其他公开文献	JPWO2008065715A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头11的上臂，在将袖带31固定到前臂的状态静止获得血管图像后，开始经由所述压缩泵33和压脉袋31，B模式多普勒驱血压力执行同步拍摄。然后，测量部21次测量从多普勒信号时，控制单元20中，如果所测量的血流速度比规定的值等于或小于血流的速度，它停止加压，以保持当前的压力指示它是进行。然后，在一定的时间段之后，打开在压缩泵33所提供的电磁阀，在通过排出空气的拉伸真空中进行时，其执行使用袖带31中的驱血的开口。控制单元20从驱血的开口保存，直到经过预定时间，肱动脉50，其由超声波探头11中的图像存储部19划定，完成摄像的断层图像。在完成一系列成像步骤之后，从静息血管图像和释放的血管图像执行%FMD测量。

