

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/065715

発行日 平成22年3月4日(2010.3.4)

(43) 国際公開日 平成20年6月5日(2008.6.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10	3 0 0 Z 4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0285 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	3 4 0 H 4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	A

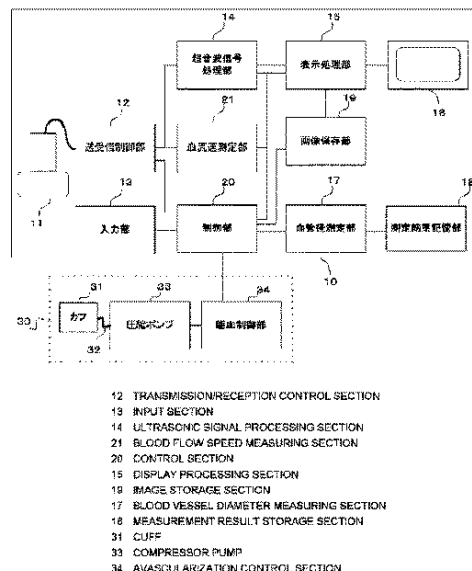
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

出願番号	特願2008-546855 (P2008-546855)	(71) 出願人	000001993
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/323747		株式会社島津製作所
(22) 国際出願日	平成18年11月28日(2006.11.28)		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(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
		Fターム(参考)	4C017 AA06 AA09 AA11 AA20 AB01 AC23 AD01 EE15 4C038 VA04 VB40 VC14 4C601 BB02 BB21 DD01 DD14 EE09 EE20 KK12 KK17 KK25 KK28 KK31 LL04

(54) 【発明の名称】 血管径の測定を行う超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波プローブ11を上腕に、カフ31を前腕部に固定した状態で安静時の血管画像を取得した後、圧縮ポンプ33及びカフ31を介して駆血加圧を開始すると共に、Bモード・ドップラー同時撮影を行う。次に、測定部21はドップラー信号から血流の速度を計測し、制御部20は、計測された血流速度が所定値以下になった場合、加圧を停止し、現圧力を保持する指示を行う。次に、一定期間経過後、圧縮ポンプ33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って、カフ31による駆血の開放を行う。制御部20は駆血の開放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11によって描出される上腕動脈50の断層画像を画像保存部19に保存させ、撮像を完了する。一連の撮像行程が完了した後、安静時の血管画像と解放後の血管画像とから、%FMD計測を行う。



【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。 10

【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。 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。 30

【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）。

【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。 40

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

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 50

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。

【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】

10

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生じ、このような場合、正確な%FMDが得られない。

【0007】

一方、事前に血圧計測を行い、駆血圧を最高血圧(SBP)に50mmHg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計即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】

20

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】

【0009】

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。

30

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。

40

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】

【0010】

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。

50

【0011】

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。

【0012】

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】

【0013】

10

【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変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変化を示した図である。

20

【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】

【0014】

10…超音波診断装置本体

11…超音波プローブ

11a…超音波振動子

12…送受信制御部

13…入力部

14…超音波信号処理部

30

15…表示処理部

16…モニタ

17…血管径測定部

18…測定結果記憶部

19…画像保存部

20…制御部

21…血流速測定部

30…駆血ユニット

31…カフ

32…エアパイプ

40

33…圧縮ポンプ

34…駆血制御部

40…上腕部

42…脈派センサ

50…上腕動脈

51…血管内腔

52…血管壁

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1は超音波診断装置10本体と、上腕の駆血を行なう駆血ユニット30が示されてい 50

る。図1における超音波診断装置10において、超音波プローブ11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11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11aが内蔵されている。

【0016】

超音波プローブ11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14に入力される。超音波信号処理部14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14から表示処理部15に出力される。表示処理部15では、画像データからモニタ16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16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16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VCRから成る画像保存部19に保存させることもできる。

【0017】

血管径測定部17は、表示処理部15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18は、血管径測定部17による測定結果を記憶するものである。

【0018】

血流速測定部21は、超音波プローブ11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。

【0019】

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。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。

【0023】

(2) 安静時血管画像の取得 (ステップS 1 2)

ステップS 1 1において超音波プローブ1 1を固定した状態で、オペレータが入力部1 3において所定の操作を行うことにより、制御部2 0は、送受信制御部1 2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1 9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。

【0 0 2 4】

(3) 駆血加圧開始 (ステップS 1 3)

同時に制御部2 0は、駆血ユニット3 0の駆血制御部3 4に加圧指示を出し、駆血制御部3 4が圧縮ポンプ3 3を制御してエアパイプ3 2を介して被検者の前腕部に巻き付けられたカフ3 1にエアを送り込み、カフ3 1による上腕動脈の駆血動作を開始する。

10

【0 0 2 5】

(4) Bモード・ドップラー同時撮影 (ステップS 1 4)

制御部2 0は送受信制御部1 2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1 2から得られたエコーデータについて、超音波信号処理部1 4及び表示処理部1 5を介して処理を行い超音波画像(Bモード画像)をモニタ1 6に表示する。また、送受信制御部1 2から血流速測定部2 1にドップラー信号が入力され、制御部2 0は、モニタ1 6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2 1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。

【0 0 2 6】

(5) 血流速計測、血流速と設定値との対比 (ステップS 1 5～S 1 7)

20

ステップS 1 5において、血流速測定部2 1は、送受信制御部1 2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S 1 6において、制御部2 0は血流速測定部2 1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%FMD計測結果に悪影響を与えない値であればよい。%FMD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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【0 0 3 1】

(6) 加圧停止・所定時間保持 (ステップS 1 8)

50

制御部20は、ステップS17で所定時間経過したと判断した場合、駆血制御部34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34は、圧縮ポンプ33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、%FMD計測に際して定められた時間である。

【0032】

(7) 解放後血管画像の取得 (ステップS19)

ステップS18において、所定時間が経過すると制御部20は、駆血制御部34に対して駆血開放の指示を出し、駆血制御部34は圧縮ポンプ33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34は、電磁弁の開放に伴って超音波診断装置本体10の制御部20に減圧の開始を知らせる信号(減圧開始信号)を送出する。 10

【0033】

制御部20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11によって描出される上腕動脈50の断層画像を画像保存部19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。

【0034】

(8) %FMDの算出 (ステップS20)

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13を操作することにより、画像保存部19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17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51と2つの血管壁(皮膚から近い側と遠い側)52との境界位置(図6の矢印で示した箇所)を検出し、両境界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。 20

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。 30

【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。 40

【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 50

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。 10

(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を取り付けておく必要がある。

【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 20
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】

ここで、脈派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%FMD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。 30

【0044】

加速度が設定値より大きい場合は、制御部20は、ステップS35における血流速計測、ステップS36における設定値との対比を継続する。

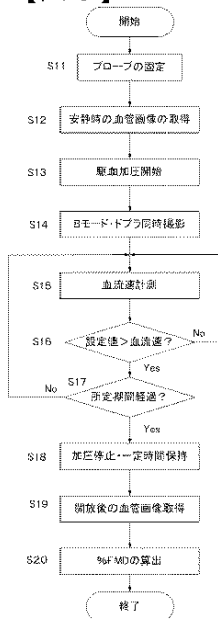
【0045】

加速度が設定値以下となった場合、制御部20は、ステップS37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S35の加速度計測、ステップS36の設定値との対比、及びステップS37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S38)、解放後血管画像の取得(ステップS39)、%FMDの算出(ステップS40)を行うが、これらの動作は、図3におけるステップS18、ステップS19、及びステップS20で示した動作と同様である。 40

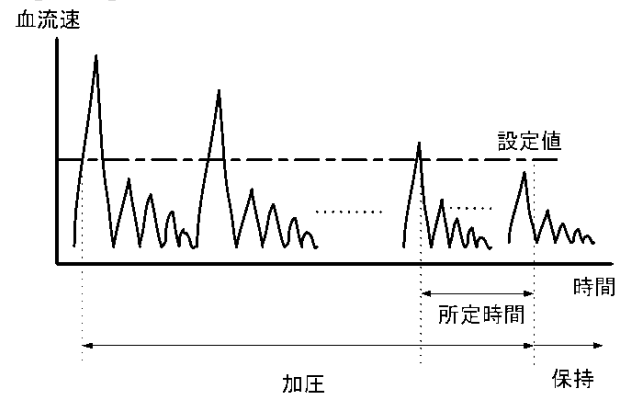
【0046】

上述した実施形態では、血流速に関するデータとして、血流速や脈派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%FMD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、血流が駆決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。

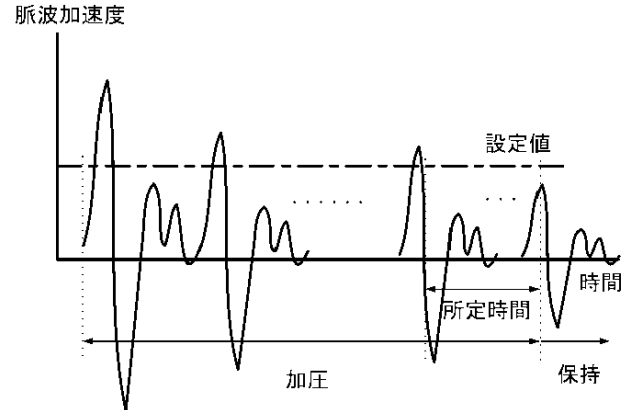
【図 3】



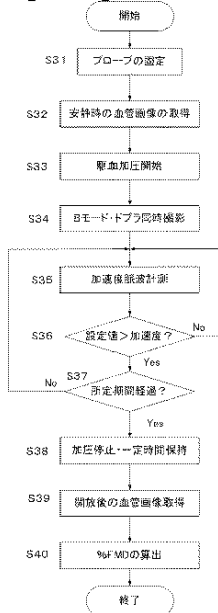
【図 5】



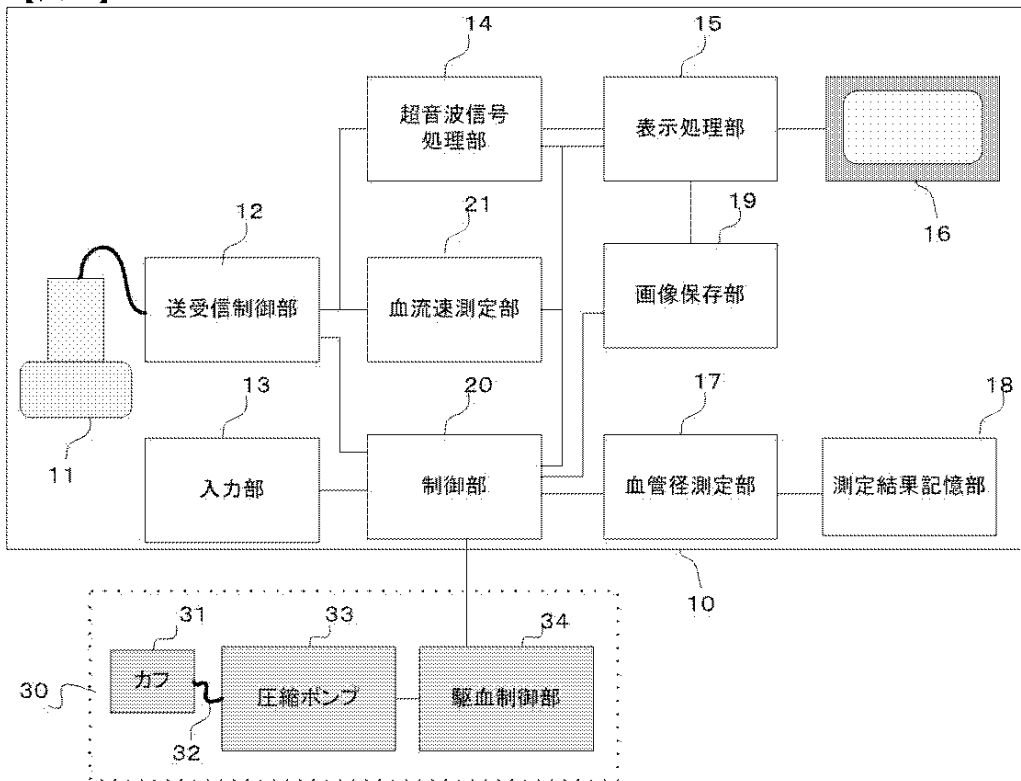
【図 8】



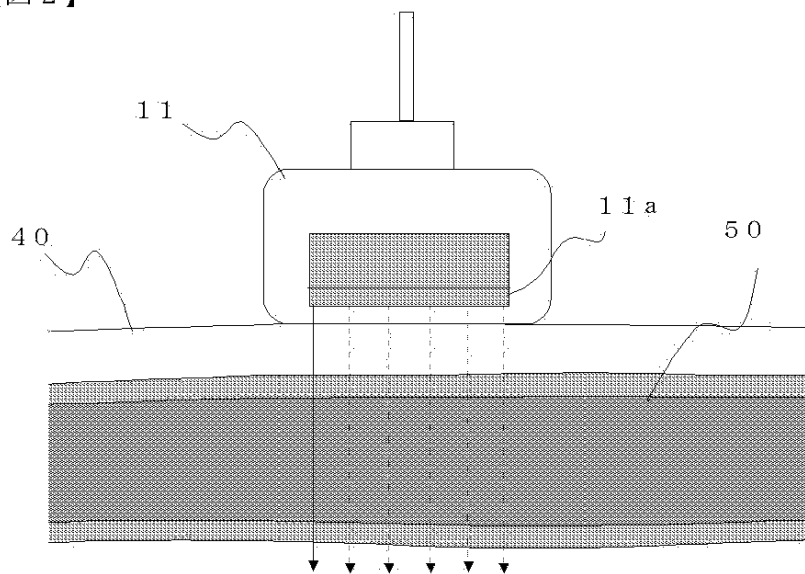
【図 9】



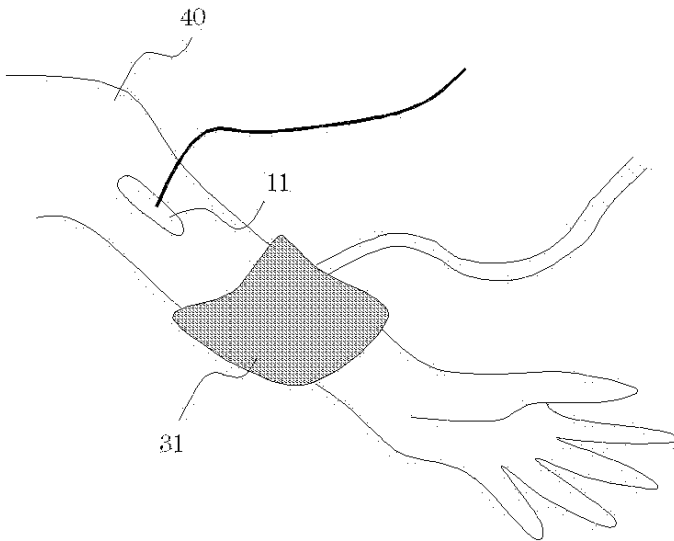
【図 1】



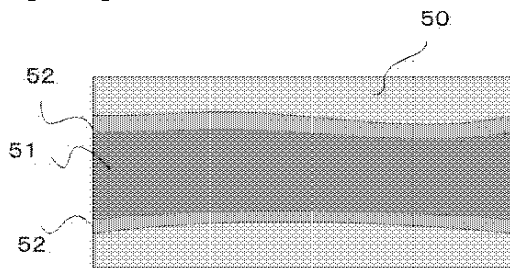
【図 2】



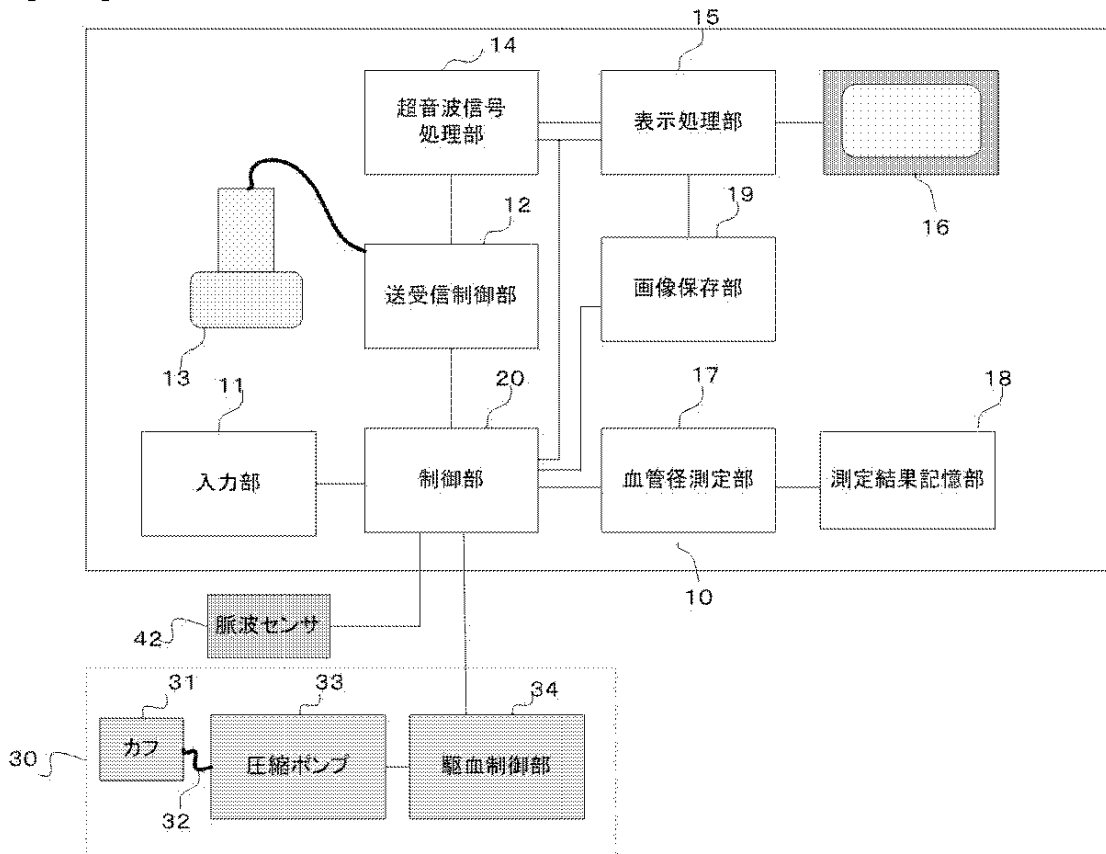
【図 4】



【図 6】



【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/323747
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-115979 A (Kabushiki Kaisha Yunekusu), 11 May, 2006 (11.05.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2003-144395 A (Fukuda Denshi Co., Ltd.), 20 May, 2003 (20.05.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-6
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 February, 2007 (15.02.07)		Date of mailing of the international search report 27 February, 2007 (27.02.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 3 7 4 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006.01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
A	JP 2006-115979 A(株式会社ユニクス) 2006.05.11 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6	
A	JP 2003-144395 A(フクダ電子株式会社) 2003.05.20 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 15.02.2007		国際調査報告の発送日 27.02.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項(実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

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	JPWO2008065715A1	公开(公告)日	2010-03-04
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		
[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		
F-TERM分类号	4C017/AA06 4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AA20 4C017/AB01 4C017/AC23 4C017/AD01 4C017/EE15 4C038/VA04 4C038/VB40 4C038/VC14 4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE20 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL04		
代理人(译)	北敏文 江口浩之		
其他公开文献	JP4770927B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头 (11) 固定在被检体的上臂，袖带 (31) 固定在前臂。然后捕获静止对象的血管图像。通过压缩机泵 (33) 和袖带 (31) 开始血管化压力的施加，并且进行B模式/多普勒同时成像。测量部分 (21) 根据多普勒信号测量血流的速度。如果测得的血流速度降低到预定值以下，则控制部分 (20) 停止施加压力，并发出维持当前压力的指令。在预定时间之后，设置在压缩机泵 (33) 上的电磁阀停止，空气被释放以一次降低压力。因此，袖带 (31) 的无血管形成被打开。在从再血管化停止起的预定时间之后，控制部 (20) 将由超声波探头 (11) 绘制的上臂动脉 (50) 的断层图像存储在图像存储部 (19) 中以结束成像。在一系列成像步骤结束之后，从静止的受试者的血管图像和停止血管再生后的图像，执行%FMD测量。

