

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/015761

発行日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(43) 国際公開日 平成20年2月7日(2008.2.7)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

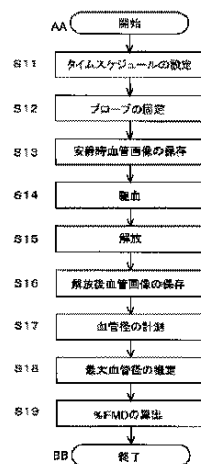
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

出願番号	特願2008-527632 (P2008-527632)	(71) 出願人	000001993
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/315502		株式会社島津製作所
(22) 国際出願日	平成18年8月4日(2006.8.4)		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, 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, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(71) 出願人	500420627
			メディアクロス株式会社
			東京都新宿区南元町4-40-104
		(74) 代理人	100095670
			弁理士 小林 良平
		(72) 発明者	加藤 潤一
			京都府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
		(72) 発明者	伊藤 正男
			東京都新宿区南元町4-40-104
			メディアクロス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB02 DD01 DD14 DD23 EE11
			FF08 HH12 JC16 KK12 KK28

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

スケジュール記憶部23は予め設定された画像保存のタイムスケジュールを記憶しておくものである。駆血ユニット30は被検者の上腕部を加圧して上腕動脈を駆血し、所定時間経過後に駆血を解除すると共に減圧開始信号を制御部17に送出する。制御部17は、減圧開始信号を受信してから前記タイムスケジュールで指定された時間が経過した時点で超音波画像を画像保存部22に保存させる。血管径測定部18は該画像保存部22に保存された安静時及び駆血解放後の血管の超音波断層画像を基に血管径を計測し、これらの値を基に最大血管径推定部20及び%FMD算出部21が解放後最大血管径の推定、及び%FMDの算出を実行する。これにより、駆血開始後は、オペレータの補助を介することなく計測用画像の保存から%FMDの算出までを自動的に実行させることができ、%FMD測定に掛かるオペレータの手間を大幅に低減することができる。



AA START
 S11 SET TIME SCHEDULE
 S12 FIX PROBE
 S13 STORE BLOOD VESSEL IMAGE AT REST
 S14 AVASCULARIZATION
 S15 RELEASE
 S16 STORE BLOOD VESSEL IMAGE AFTER RELEASE
 S17 MEASURE BLOOD VESSEL DIAMETER
 S18 ESTIMATE MAXIMUM BLOOD VESSEL DIAMETER
 S19 CALCULATE %FMD
 BB END

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者に対して超音波の送受信を行い、得られたエコーデータから該被検者の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備えた超音波診断装置において、

a) 上記超音波画像を保存するタイミングを記載したタイムスケジュールを設定するスケジュール設定手段と、

b) 所定のトリガ信号が発生した時点から前記タイムスケジュールで指定された時間が経過した時点で上記超音波画像を画像ファイルとして保存する画像保存手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

上記画像保存手段が、保存する超音波画像のファイル名に、上記トリガ信号の発生から該画像が保存されるまでの経過時間を示す記号を付加することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

更に、

c) 被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を駆血し、所定時間経過後に減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を発生する自動駆血手段を有し、

上記画像保存手段が該減圧開始信号をトリガ信号として動作することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

更に、

d) 被検者の心周期を検出し、該心周期に同期した心周期信号を発信する心周期検出手段を有し、

上記超音波画像生成手段による画像の生成又は上記画像保存手段による画像の保存が前記心周期に同期したタイミングで実行されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

更に、

e) 上記画像保存手段によって保存された血管の超音波断層画像に基づいて血管径の計測を行う血管径計測手段と、

30

f) 該血管径計測手段によって計測された安静時及び駆血解放後の血管径に基づいて % FMD を算出する % FMD 算出手段と、

を有することを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに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、超音波診断装置に関し、特に、血管径の測定に好適に使用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

40

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。

50

【数 1】

$$\%FMD = \frac{D_1 - D_0}{D_0} \times 100 (\%) \quad \cdots (1)$$

ここで、 D_0 は駆血前の安静時における最大血管径（以下、「安静時最大血管径」と呼ぶ）を表し、 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）を表す。

【0004】

上記血流依存性血管拡張反応試験（以下、「%FMD測定」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撮像する。超音波走査によって取得された血管断層画像は所定の周期で更新され、モニタ上に動画として表示される。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撮像する。このような一連の撮像中に取得された超音波画像はVCR（Video Cassette Recorder：ビデオ・カセット・レコーダ）によって保存されており、撮像完了後に、オペレータが該VCRによって記録された動画を再生し、上記安静時最大血管径及び駆血解放後最大血管径の計測に適切な画像を選択する。その後、画像解析によって各画像中に描出された血管の直径が測定され、得られた安静時最大血管径 D_0 及び解放後最大血管径 D_1 の値から、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】

上記のように、%FMD測定では、撮像完了後にVCRによって記録された画像を再生して血管径の計測に適切な画像をオペレータが選択しなければならないという煩わしさがあつた。更に、%FMD測定では、拍動による血管径変化の影響を排除するため、一般的に、心周期のR波に同期した画像、すなわち血管拡張期に取得された超音波画像のみが計測対象として用いられる。そのため、上記のような撮像を行う際に、超音波走査と同時に心電計による心周期の検出を行い、撮像完了後に、該超音波画像と共にVCRに記録された心電波形を参照しながら上記安静時最大血管径 D_0 及び駆血解放後最大血管径 D_1 の計測に適切な画像を選び出す必要があり画像選択作業が煩雑であつた。

【0007】

また、上記VCRによる一連の画像保存時には、駆血解放時刻（すなわち減圧開始時刻）が記録されないため、測定用に選択した画像が駆血解放から何秒後に取得されたものであるかを知るためには、撮像時に減圧開始時刻をオペレータが記録しておき、それを基に減圧開始後の経過時間を算出しなければならなかつた。

【0008】

また、通常、解放後最大血管径 D_1 を求める際には、安静時における血管径及び駆血解放後の複数の時刻における血管径を計測し、得られた複数の測定値に基づいて解放後最大血管径 D_1 の値を推定する。しかし、このような最大血管径の推定、及びその後の%FMDの算出は、前記超音波診断装置とは別個に設けられたパーソナルコンピュータによって行われていたため作業効率が悪かつた。

【0009】

本発明はこのような課題を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、%FMD測定を簡便且つ容易に行うことのできる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するためになされた本発明の超音波診断装置は、被検者に対して超音波の送受信を行い、得られたエコーデータから該被検者の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備えた超音波診断装置において、上記超音波画像を保存するタイミングを記載したタイムスケジュールを設定するスケジュール設定手段と、所定のトリガ信号が発生した時点から前記スケジュールで指定された時間が経過した時点で上記超音波画像を画像ファイルとして保存する画像保存手段と、を有することを特徴としている。

【0011】

ここで、上記画像保存手段は、保存する超音波画像のファイル名に、上記トリガ信号の発生から該画像が保存されるまでの経過時間を示す記号を付加する機能を備えたものとする。 10

【0012】

上記トリガ信号としては、例えば、超音波診断装置本体に設けられた所定のキーやボタン等を操作することによって発生する信号を利用することができる。この場合、上記カフによる駆血解除のタイミングに合わせてオペレータが該キー等を操作することでタイムスケジュールに従った画像保存が実行される。

【0013】

また、被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を駆血し、所定時間経過後に減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を発生する自動駆血手段を設け、該減圧開始信号を上記トリガ信号として利用する構成としてもよい。

【0014】

更に、本発明の超音波診断装置は、被検者の心周期を検出し、該心周期に同期した心周期信号を発信する心周期検出手段を備えたものとし、上記超音波画像生成手段による画像の生成又は上記画像保存手段による画像の保存が前記心周期に同期したタイミングで実行されるものとする。 20

【0015】

また、本発明の超音波診断装置は、更に、上記画像保存手段に保存された血管の超音波断層画像に基づいて血管径の計測を行う血管径計測手段と、該血管径計測手段によって計測された安静時及び駆血解放後の血管径に基づいて%FMDを算出する%FMD算出手段と、を有するものとする。 30

【発明の効果】

【0016】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、駆血の解放後、予め指定された所定のタイミングで超音波断層画像（静止画）の保存が実行されるため、従来のように撮像完了後にVCRに記録された画像を再生し、安静時最大血管径及び駆血解放後最大血管径の計測に適した画像をオペレータが選出する手間を省くことができる。更に、該画像ファイルのファイル名に経過時間を示す記号を付加する構成とした場合、後で画像を観察する場合でもどのような状況で取得された画像であるかを容易に知ることができ、診断に役立てることができる。

【0017】

また、心周期検出手段を備え、被検者の心周期に同期したタイミングで超音波画像の生成又は保存を実行する構成とした場合、常に同じ心時相に対応した超音波画像を基に血管径の計測を行うことができるため、拍動による血管径変化の影響を排除することができ、より信頼性の高い診断が可能となる。 40

【0018】

また、上記のような自動駆血手段を設け、該自動駆血手段から発生する減圧開始信号をトリガ信号として利用するものとした場合、自動駆血手段と画像保存手段を連動させることができ、駆血を開始した後は、オペレータの手を煩わせることなく自動的に計測用画像の保存を実行させることができる。

【0019】

更に、上記のように、血管径計測手段及び%FMD算出手段を備えた構成とした場合、 50

駆血を開始した後は、計測用画像の保存から血管径の計測、及び%FMDの算出までをオペレータによる補助なしに自動的に実行させることができ、従来煩雑であった%FMD測定を簡便に行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【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。

【図2】 同実施例の超音波診断装置を用いた%FMD測定の手順を示すフローチャート。

【図3】 同実施例の超音波診断装置におけるタイムスケジュール設定ウインドウの一例を示す図。

【図4】 同実施例の超音波診断装置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模式図。 10

【図5】 上腕動脈の軸方向断層画像の一例を示す図。

【符号の説明】

【0021】

10…超音波診断装置本体

11…超音波プローブ

12…送受信制御部

13…超音波信号処理部

14…表示処理部

15…モニタ

20

16…入力部

17…制御部

18…血管径測定部

19…測定結果記憶部

20…最大血管径推定部

21…%FMD算出部

22…画像保存部

23…スケジュール記憶部

30…駆血ユニット

30

31…カフ

32…エアパイプ

33…圧縮ポンプ

34…駆血制御部

40…心周期検出ユニット

41…心電検出センサ

42…心周期信号取得部

70…上腕動脈

71…血管内腔

72…血管壁

【発明を実施するための最良の形態】 40

【0022】

以下、本発明を実施するための最良の形態について実施例を用いて説明する。図1に本実施例の超音波診断装置の概略構成を示す。

【0023】

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り、送受信制御部12は、該超音波プローブ11による超音波ビームの走査を制御するものである。

【0024】

超音波プローブ11が出力する反射超音波の電気信号は、超音波信号処理部13に入力される。超音波信号処理部13は、この電気信号に対して整相加算、ゲイン調整、対数圧 50

縮等、画像表示に適したデータ処理を行う。処理後の画像データは超音波信号処理部 1 3 から表示処理部 1 4 に出力される。表示処理部 1 4 では、画像データからモニタ 1 5 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 5 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 5 には超音波画像が動画として表示される。該超音波画像は、オペレータの指示に応じてハードディスク等の記憶装置から成る画像保存部 2 2 に保存することができる。また、画像保存のタイミングを記載したタイムスケジュールをスケジュール記憶部 2 3 に記憶させておき、該タイムスケジュールに従って自動的に超音波画像を画像保存部 2 2 に保存させることもできる。

【0025】

血管径測定部 1 8 は、画像保存部 2 2 に保存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る。測定結果記憶部 1 9 は、血管径測定部 1 8 による測定結果を記憶するものであり、最大血管径推定部 2 0 では測定結果記憶部 1 9 に格納された複数の測定値から解放後最大血管径が推定される。以上により得られた解放後最大血管径 D_1 及び安静時最大血管径 D_0 の値から %FMD 算出部 2 1 において %FMD の値が算出される。

【0026】

上記各部は CPU 等から成る制御部 1 7 によって制御されており、該制御部 1 7 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 1 6 が接続されている。

【0027】

更に、上記制御部 1 7 は、被検者の上腕動脈を駆血するための駆血ユニット 3 0 及び被検者の心周期を検出するための心周期検出ユニット 4 0 と接続されている。駆血ユニット 3 0 は、被検者の前腕部に巻き付けて使用されるカフ 3 1 と、カフ 3 1 にエアを送り込むためのエアパイプ 3 2 及び圧縮ポンプ 3 3、並びにこれらの動作を制御する駆血制御部 3 4 を備えている。圧縮ポンプ 3 3 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 3 1 の減圧開始を知らせる信号（以下、「減圧開始信号」）が超音波診断装置本体 1 0 の制御部 1 7 へと出力される。更に、駆血制御部 3 4 には、超音波診断装置本体 1 0 に設けられた入力部 1 6 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。

【0028】

心周期検出ユニット 4 0 は、心電検出センサ 4 1 と心周期信号取得部 4 2 で構成される。心電検出センサ 4 1 は、被検者の心電を検出するものであり、被検者の心臓近傍の体表表面に取り付けられる。心電検出センサ 4 1 には、心電図測定用の既存のセンサを用いることができる。心電検出センサ 4 1 から出力される心電検出信号は、心周期信号取得部 4 2 に入力される。心周期信号取得部 4 2 は、入力された心電検出信号から心周期を求め、超音波診断装置本体 1 0 の制御部 1 7 に信号（心周期信号）を発信する。ここで心周期信号は、例えば心電図に同期した正弦波信号や、心周期の特定の位相においてパルス状の信号を発信するもの等とすることができる。

【0029】

次に、本実施例の超音波診断装置を用いた %FMD 測定の手順について図 2 のフローチャートを用いて説明する。

【0030】

（1）タイムスケジュールの設定（ステップ S 1 1）

オペレータが入力部 1 6 で所定の操作を行うと、モニタ 1 5 上に図 3 に示すようなタイムスケジュール設定ウインドウが表示される。該タイムスケジュール設定ウインドウは、安静時最大血管径計測用の画像（以下、「安静時血管画像」と呼ぶ）及び解放後最大血管径計測用の画像（以下、「解放後血管画像」と呼ぶ）を画像保存部 2 2 に保存する際の条件を設定するものであり、該ウインドウ内に設けられたタブ 5 1、5 2 をクリックすることにより安静時血管画像保存用の設定画面と解放後血管画像保存用の設定画面を切り換えることができる（図中には、解放後血管画像保存用の設定画面を示す）。解放後血管画像

保存用の設定画面は、E C G同期設定欄 5 3、呼び出しデータ選択欄 5 4、及びタイムスケジュール設定欄 5 5 から構成される。

【0 0 3 1】

E C G同期設定欄 5 3では、上記心電検出センサ 4 1による心周期信号に同期した画像保存を行うか否かを選択することができる。「オン」を選択すると所定の心時相（通常は R 波）における超音波画像のみが画像保存部 2 2に保存され、「オフ」を選択した場合は、心時相に関係なく画像の保存が行われる。タイムスケジュール設定欄 5 5は、画像保存のタイミングを設定するものであり、オペレータは、プルダウンメニュー 5 6から保存する画像の数（最大 1 2 まで）を選択すると共に、該画像数に応じて # 1 ~ # 1 2 欄に減圧開始から何秒後に画像保存を行うかを入力する。なお、タイムスケジュール設定欄 5 5 には、入力部 1 6 に設けられたキーボード等を用いて数値を入力するほか、呼び出しデータ選択欄 5 4 で「前のデータ（前回使用したタイムスケジュール）」、「既定値 1」、「既定値 2」、「N T G（ニトログリセリン投与後の血管径の変化率を測定する際のタイムスケジュール）」を選択することで、既存のタイムスケジュールを読み出すこともできる。また、各欄への入力を終えた後、「保存」ボタン 5 7 をクリックすることにより、これらの設定を保存させ、以降の測定時に必要に応じて呼び出して使用することもできる。安静時血管画像保存用の設定画面は、上記と同様の E C G同期設定欄 5 3 のみが設けられている。

10

【0 0 3 2】

タイムスケジュール設定ウインドウでの入力が完了し、オペレータが「OK」ボタン 5 8 をクリックすると、タイムスケジュール設定ウインドウが終了し、これらの設定がスケジュール記憶部 2 3 に記憶される。

20

【0 0 3 3】

（2）プローブの固定（ステップ S 1 2）

次に、被検者の胸部に心電検出センサ 4 1 を取り付け、前腕部にカフ 3 1 を巻き付けた上で 1 5 分間安静状態とした後、上腕部 6 0 の所定の位置にプローブ 1 1 を当接させる（図 4）。このとき、プローブ 1 1 は振動子アレイの配列方向（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する。続いてプローブ 1 1 による超音波ビームの走査を行い、図 5 に示すような上腕動脈 7 0 の軸方向断層画像をモニタ 1 5 上に描出させる。オペレータは該画像をモニタ 1 5 上で確認しながらプローブ 1 1 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 7 0 の径が最大となる位置を探し出し、プローブ 1 1 が当該位置から動かないよう固定具（図示略）によって固定する。

30

【0 0 3 4】

（3）安静時血管画像の保存（ステップ S 1 3）

上記の状態では超音波画像の撮像を行い、オペレータが入力部 1 6 で所定の操作を行うと、制御部 1 7 は心周期信号取得部 4 2 が発信する心周期信号に対応したタイミングで画像を保存する（E C G同期を「オン」としていた場合）。すなわち、オペレータによる指示の後、最初の R 波に対応したタイミングで画像が保存され画像保存部 2 2 に格納される。E C G同期を「オフ」としていた場合は、心時相に関係なく、オペレータの指示を受けた時点で超音波画像の保存が実行される。なお、オペレータが上記所定の操作を複数回行うことにより、複数枚の安静時血管画像を保存させるようにしてもよい。

40

【0 0 3 5】

（4）駆血（ステップ S 1 4）及び解放（ステップ S 1 5）

安静時血管画像の保存が完了した後、オペレータが入力部 1 6 で所定の操作を行うことにより、カフ 3 1 による上腕動脈の駆血が開始される。駆血ユニット 3 0 では駆血制御部 3 4 が圧縮ポンプ 3 3 を制御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、カフ圧が 2 5 0 mm H g に達したところでエアの供給を停止する。その後 5 分が経過すると、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 1 7 に減圧開始信号を送出する。

50

【0036】

(5) 解放後血管画像の保存 (ステップS16)

上記減圧開始信号が制御部17に入力されると、制御部17は、上記スケジュール記憶部23に記憶されたタイムスケジュールを参照し、該減圧開始信号を受け取った時点から該タイムスケジュールで指定された所定の時間が経過する毎に超音波画像を画像ファイルとして画像保存部22に保存する。例えば、図3に示すようなタイムスケジュールを設定した場合、減圧開始信号を受け取ってから20秒後に1枚目のR波同期画像が保存され、その後10秒おきに11枚のR波同期画像が保存される。その際、生成された各画像ファイルのファイル名の一部には該画像が保存されたタイミング（すなわち減圧開始からの経過時間）を示す記号を含めるようにする。上記タイムスケジュールで指定された全タイミ
10

【0037】

(6) 血管径の計測 (ステップS17)

撮像が完了すると、画像保存部22に保存された各画像ファイルが血管径測定部18に送出される。血管径測定部18では、画像保存部22に保存された安静時血管画像及び解放後血管画像の画像データ（各画素の輝度値）のそれぞれについて、その輝度分布に基づいて血管内腔71と2つの血管壁（皮膚から近い側と遠い側）72との境界位置（図5の
20

【0038】

(7) 解放後最大血管径の推定 (ステップS18)、及び%FMDの算出 (ステップS19)

全ての画像についての血管径計測が完了すると、安静時及び駆血解放後の各経過時間#1～#12における血管径の測定値が測定結果記憶部19から最大血管径推定部20に読み出され、これらの値に基づく回帰分析により解放後最大血管径 D_1 の値が推定される。その後、該 D_1 の値及び計測結果記憶部に記憶された安静時最大血管径 D_0 の値を用いて
30

【0039】

以上のように、本実施例の超音波診断装置によれば、予めタイムスケジュールを設定し、安静時血管画像の保存を行ってカフによる駆血を開始した後は、オペレータの補助を要することなく解放後血管画像の保存、血管径の計測、解放後最大血管径の推定及び%FMDの算出が自動的に実行されるため、%FMD測定に掛かるオペレータの手間を低減し、簡便且つ容易に測定を行うことが可能となる。また、更に、画像保存部に保存される画像データのファイル名には、各画像が減圧開始後何秒経過した時点で取得されたものであるかを示す記号が付加されるため、後日該画像ファイルを見ても、どのような状況で得られた画像であるかを一目で知ることができる。
40

【0040】

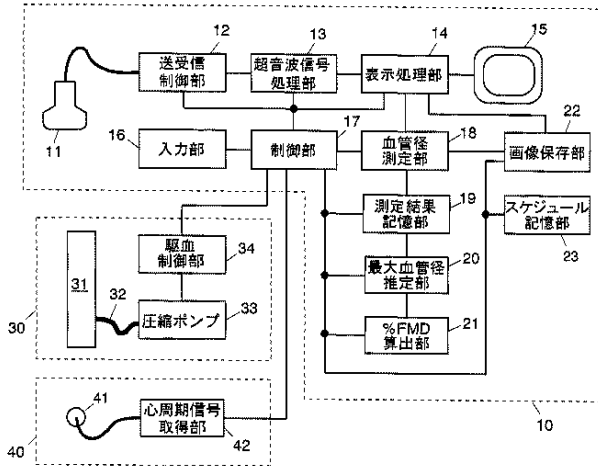
以上、実施例を用いて本発明を実施するための最良の形態について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲内で種々の変更が許容されるものである。例えば、本発明の超音波診断装置は、上記実施例のように超音波画像の撮像から%FMDの算出までを一台の装置で実行可能な構成とすることが望ましいが、これに限定されるものではなく、例えば、上記ステップS11～S17までを実行可能なものとし、ステップS18、S19については該超音波診断装置とは別個に設けられたパーソナルコンピュータ等によって実行するようにしてもよい。

【0041】

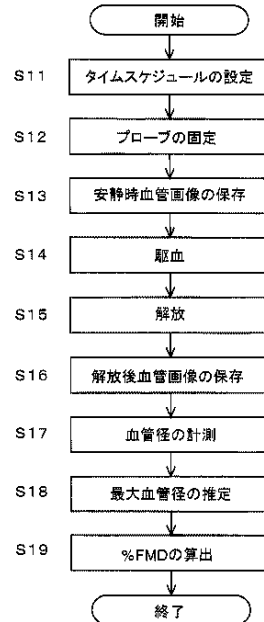
なお、本発明の超音波診断装置は、上記のような%FMD測定に利用することができる
50

ほか、例えば、血管硬化度の指標であるスティフネスパラメータ β の測定等にも用いることができる。この場合には、超音波走査と同時に血圧測定を行う必要があるため、上記駆血ユニットとして血圧測定機能を備えたものを使用する。

【図 1】



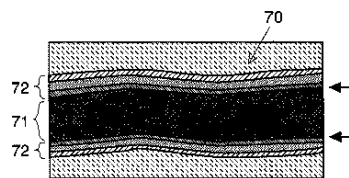
【図 2】



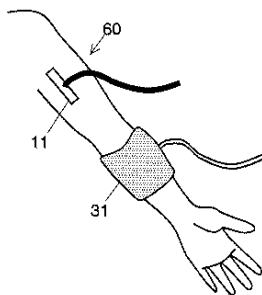
【図 3】

タイムスケジュール	
#1	20 秒
#2	30 秒
#3	40 秒
#4	50 秒
#5	60 秒
#6	70 秒
#7	80 秒
#8	90 秒
#9	100 秒
#10	110 秒
#11	120 秒
#12	130 秒

【図 5】



【図 4】



【手続補正書】

【提出日】平成21年1月30日(2009.1.30)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者に対して超音波の送受信を行い、得られたエコーデータから該被検者の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備えた超音波診断装置において、

a) 上記超音波画像を保存するタイミングを記載したタイムスケジュールを設定するスケジュール設定手段と、

b) 所定のトリガ信号が発生した時点から前記タイムスケジュールで指定された時間が経過した時点で上記超音波画像を画像ファイルとして保存する画像保存手段と、

c) 被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を駆血し、所定時間経過後に減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を発生する自動駆血手段と、

を有し、前記画像保存手段が前記減圧開始信号をトリガ信号として動作することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記画像保存手段が、保存する超音波画像のファイル名に、上記トリガ信号の発生から該画像が保存されるまでの経過時間を示す記号を付加することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

更に、

d) 被検者の心周期を検出し、該心周期に同期した心周期信号を発信する心周期検出手段を有し、

上記超音波画像生成手段による画像の生成又は上記画像保存手段による画像の保存が前記心周期に同期したタイミングで実行されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

更に、

e) 上記画像保存手段によって保存された血管の超音波断層画像に基づいて血管径の計測を行う血管径計測手段と、

f) 該血管径計測手段によって計測された安静時及び駆血解放後の血管径に基づいて %FMD を算出する %FMD 算出手段と、

を有することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

上記課題を解決するためになされた本発明の超音波診断装置は、被検者に対して超音波の送受信を行い、得られたエコーデータから該被検者の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備えた超音波診断装置において、上記超音波画像を保存するタイミングを記載したタイムスケジュールを設定するスケジュール設定手段と、所定のトリガ信号が発生した時点から前記スケジュールで指定された時間が経過した時点で上記超音波画像を画像ファイルとして保存する画像保存手段と、被検者の体表を加圧して診断対象となる血管を駆血し、所定時間経過後に減圧して駆血を解除すると共に減圧開始信号を発生する自動駆血手段と、を有し、前記画像保存手段が前記減圧開始信号をトリガ信号として動作することを特徴としている。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、駆血の解放後、予め指定された所定のタイミングで超音波断層画像（静止画）の保存が実行されるため、従来のように撮像完了後に VCR に記録された画像を再生し、安静時最大血管径及び駆血解放後最大血管径の計測に適した画像をオペレータが選出する手間を省くことができる。また、上記のような自動駆血手段を設け、該自動駆血手段から発生する減圧開始信号をトリガ信号として利用することにより、自動駆血手段と画像保存手段を連動させることができ、駆血を開始した後は、オペレータの手を煩わせることなく自動的に計測用画像の保存を実行させること

ができる。更に、該画像ファイルのファイル名に経過時間を示す記号を付加する構成とした場合、後で画像を観察する場合でもどのような状況で取得された画像であるかを容易に知ることができ、診断に役立てることができる。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】削除

【補正の内容】

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/315502
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 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) UTILITY MODEL FILE (PATOLIS), PATENT FILE (PATOLIS)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2005-28123 A (Saraya Co., Ltd., Media Cross Co., Ltd.), 03 February, 2005 (03.02.05), Particularly, Par. Nos. [0148], [0149] (Family: none)	1, 3, 5 4 2
D, Y D, A	JP 2003-180690 A (Media Cross Co., Ltd., Softmedical Co., Ltd.), 02 July, 2003 (02.07.03), Particularly, Par. No. [0010] (Family: none)	4 1-3, 5
A	JP 11-85772 A (Rigaku Denki Co., Ltd.), 30 March, 1999 (30.03.99), Full text; all drawings (Family: none)	2
☐ 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 18 October, 2006 (18.10.06)		Date of mailing of the international search report 24 October, 2006 (24.10.06)
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 1 5 5 0 2	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) 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 (I P C)) 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 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006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) 実用新案ファイル (PATOLIS), 特許ファイル (PATOLIS)			
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	
X Y A	JP 2005-28123 A (サヤマ株式会社、メディアクロス株式会社) 2005.02.03 特に、第148, 149段落 (ファミリーなし)	1, 3, 5 4 2	
D, Y D, A	JP 2003-180690 A (メディアクロス株式会社、株式会社ソフトメディア) 2003.07.02 特に、第10段落 (ファミリーなし)	4 1-3, 5	
A	JP 11-85772 A (理学電機株式会社) 1999.03.30 全文、全図 (ファミリーなし)	2	
☐ 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 18.10.2006		国際調査報告の発送日 24.10.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / 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/I S A / 2 1 0 (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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2008015761A1	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2008527632	申请日	2006-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 媒体跨		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 媒体交叉有限公司		
[标]发明人	加藤 潤一 伊藤 正男		
发明人	加藤 潤一 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD23 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH12 4C601/JC16 4C601/KK12 4C601/KK28		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

时间表存储单元23存储预先设置的用于保存图像的时间表。再血管化单元30压缩对象的肱动脉区域以再血管化动脉，在预定时间后释放再血管化，并且同时向控制器17发送减压开始信号。控制器17将超声图像存储在图像存储单元22中。在接收到减压开始信号后经过时间表指定的时间段的时间点。血管直径测量单元18基于静止的和解除血管化之后的血管的超声波断层图像，其存储在图像存储单元22中，来确定血管直径。基于这些直径值，推导出最大的血管直径。单元20和%FMD计算单元21分别进行最大释放后血管直径的推导和%FMD的计算。因此，在无血管化开始之后，无需操作员的帮助就可以自动执行从保存测量图像到计算%FMD的过程。因此，可以显著减少操作者在执行%FED方面的不便。