

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2009年3月5日 (05.03.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/028013 A1(51) 国際特許分類:
A61B 8/06 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2007/000934

(22) 国際出願日: 2007年8月30日 (30.08.2007)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 加藤潤一 (KATO, Jun-ichi) [JP/JP]; 〒6048511 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 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 小林良平 (KOBAYASHI, Ryohei); 〒6008091 京都府京都市下京区東洞院通四条下ル元悪王子町37番地 豊元四条烏丸ビル7階 小林特許商標事務所 Kyoto (JP).

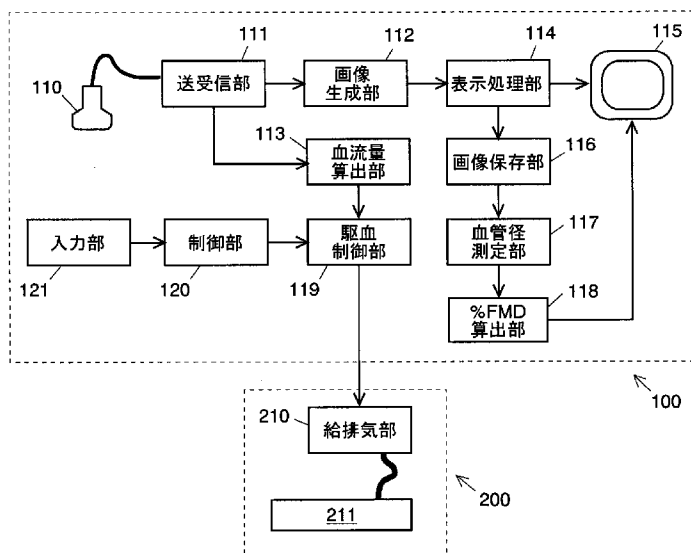
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK,

[続葉有]

(54) Title: BLOOD VESSEL IMAGE PICKUP DEVICE

(54) 発明の名称: 血管画像撮像装置

[図1]



111 TRANSMITTING/RECEIVING SECTION
112 IMAGE CREATING SECTION
114 DISPLAYING SECTION
113 BLOOD FLOW CALCULATING SECTION
116 IMAGE STORAGE SECTION
121 INPUT SECTION
120 CONTROL SECTION
119 AVASCULARIZATION CONTROL SECTION
117 BLOOD VESSEL DIAMETER MEASURING SECTION
118 %FMD CALCULATING SECTION
210 AIR SUPPLY/EXHAUSTING SECTION

(57) Abstract: A blood vessel image pickup device comprises ultrasonic wave transmitting/receiving means (110, 111) for transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from a subject and outputting an echo signal, and tomogram creating means (112) for creating a tomogram of a blood vessel to be examined from the echo signal. The device further comprises blood flow measuring means (113) for measuring the blood flow of the blood vessel according to the echo signal, avascularizing means (200) for avascularizing the blood vessel by pressing the body surface of the subject with a cuff (211), and avascularization control means (119) for feedback-controlling the cuff pressure exerted by the avascularizing means (200) so that the blood flow may be a predetermined value after the cuff pressure is maintained constant for a predetermined time. With this, the load on the vascular endothelium can be maintained constant by maintaining the blood flow at a predetermined value after avascularization is removed, and the acquired value of %FMD can be standardized.

(57) 要約: 被検者に対して超音波を送受波しエコー信号を出力する超音波送受波手段110、111と、前記エコー信号に基づいて診断対象となる血管の断面画像を生成する断面画像生成手段112とを備えた血管画像撮像装

置において、前記エコー信号に基づいて前記血管の血流量を計測する血流量計測手段113と、被検者の体表をカフ211で圧迫して前記血管を駆血する駆血手段200と、前

[続葉有]



SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK,
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

記駆血手段 200 におけるカフ圧を所定の時間に亘って一定に維持した後、前記血流量計測手段 113 によって計測される血流量が所定の値となるよう、前記駆血手段 200 のカフ圧をフィードバック制御する駆血制御手段 119 とを設ける。これにより、駆血解除後の血流量を所定の値に保って血管内皮への負荷を一定にすることができ、得られる % FMD の値を標準化することができる。

明 細 書

血管画像撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、超音波の送受波を利用して被検者の血管画像を撮像する血管画像撮像装置に関する。

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、超音波エコーを利用した血流依存性血管拡張反応（Flow Mediated Dilation: FMD）試験が知られている（例えば、非特許文献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。

[0004] [数1]

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

[0005] 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。

[0006] 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該画像をVCR（Video Cassette）

tte Recorder : ビデオ・カセット・レコーダ) 又はハードディスク等に録画する。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等に保存する。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最大血管径 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。

- [0007] 以上のようにして計測される%FMDの値は、投薬や生活習慣の変容など比較的短期的な変化に応答して変動するため、定期的に計測を行うことによって治療効果の判定等に利用することができる。また、減量等による生活習慣の改善効果を体重のみならず血管内皮機能という数値で知ることができるため、治療に対する患者のモチベーションを維持することにも貢献する。
- [0008] なお、非特許文献2には、上記%FMD計測において、カフによる駆血中に運動負荷を加えることによって血流量を増加させ血管拡張反応を増強できることが記載されている。有病者等の血管内皮機能が低下している被検者について%FMD計測を行う場合には、安静時最大血管径 D_0 と解放後最大血管径 D_1 の差が小さく正確な計測が困難な場合があるため、こうした運動負荷による血管拡張反応の増強が有効である。
- [0009] 非特許文献1 : ジャーナル・オブ・ジ・アメリカン・カレッジ・オブ・カーディオロジー (Journal of the American College of Cardiology)、(米国)、2002年、第39巻、第2号、pp. 257-265
非特許文献2 : ケネス・S・ピッツリット (Kenneth S. Pizzolitto)、外2名、「フローメディアエイトッド・ダイレイション・オブ・ザ・ブレイキアル・アーテリ・イズ・ディペンデント・オン・ザ・マグニチュード・アンド・デュレイション・オブ・ザ・シアー・スティミュラス (Flow-mediated dilation of the brachial artery is dependent on the magnitude and duration of the shear stimulus.)」、[online]、インターネット<<http://www.un>

dergrad.ahs.uwaterloo.ca/%7Eksdyson/home_files/Linked%20documents/EB2004%20Shear.pdf>、[平成19年8月22日検索]

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0010] %FMDの計測値を同一被検者の過去のデータや他の被検者のデータと比較する場合には、計測毎の計測条件が統一されていることが望ましい。しかしながら、血管拡張因子である一酸化窒素の発生量は駆血解除後の血流量に依存しており、一酸化窒素の発生量が多ければ%FMDは高い傾向を示す。上記従来の%FMD計測では、駆血時のカフ圧を一定値としても駆血解除後の血流量は必ずしも毎回一定の値とはならないため、計測値の比較による診断の信頼性が低下するという問題があった。
- [0011] 更に、上述のような運動負荷による血管拡張反応の増強を行う場合、一定の運動負荷を加えることによって必ずしも一定の血流量が得られるとは限らないため、上記のような測定毎の血流量の違いが更に大きくなるおそれがある。
- [0012] そこで、本発明が解決しようとする課題は、%FMD計測における計測値を標準化することができ、診断の信頼性を向上させることのできる血管画像撮像装置を提供することである。

課題を解決するための手段

- [0013] 上記課題を解決するために成された本発明の第1の態様に係る血管画像撮像装置は、被検者に対して超音波を送受波しエコー信号を出力する超音波送受波手段と、前記エコー信号に基づいて診断対象となる血管の断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えた血管画像撮像装置において、a) 前記エコー信号に基づいて前記血管の血流量を計測する血流量計測手段と、b) 被検者の体表をカフで圧迫して前記血管を駆血する駆血手段と、c) 前記駆血手段におけるカフ圧を所定の時間に亘って一定に維持した後、前記血流量計測手段によって計測される血流量が所定の値となるよう、前記駆血手段のカフ圧をフィードバック制御する駆血制御手段とを有することを特徴としている。

[0014] また、上記課題を解決するために成された本発明の第2の態様に係る血管画像撮像装置は、被検者に対して超音波を送受波しエコー信号を出力する超音波送受波手段と、前記エコー信号に基づいて診断対象となる血管の断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えた血管画像撮像装置において、a) 前記エコー信号に基づいて前記血管の血流量を計測する血流量計測手段と、b) 被検者の体表をカフで圧迫して前記血管を駆血する駆血手段と、c) 前記駆血手段におけるカフ圧を所定の時間に亘って一定に維持した後、減圧して駆血を解除する第1駆血制御手段と、d) 前記血流量計測手段で計測された、前記駆血解除から所定時間経過後の血流量に基づいて駆血解除後の最大血流量を所定の値とするための最適カフ圧を導出する最適カフ圧導出手段と、e) 前記駆血手段におけるカフ圧が前記最適カフ圧となるよう、該駆血手段を制御する第2駆血制御手段とを有することを特徴としている。

発明の効果

[0015] 上記構成を有する本発明に係る血管画像撮像装置によれば、駆血解除後の血流量を所定の値に保つことによって血管内皮への負荷を一定とすることができ、得られる%FMDの値を標準化することができる。その結果、同一被検者の%FMDの経過観察を高い信頼性で行うことができ、また、コントロールデータの比較といったデータ比較の信憑性を増すことができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の第1の実施例に係る%FMD計測装置の要部構成を示すブロック図。

[図2]同実施例の%FMD計測装置を用いた%FMD計測の手順を示すフローチャート。

[図3]上記%FMD計測において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。

[図4]上腕動脈の軸方向断層画像の一例を示す図。

[図5]上記%FMDの計測手順のうち、カフ圧の調整ステップの詳細を示すフローチャート。

[図6] 同実施例の%FMD計測装置におけるカフ圧の調整方法を説明する図。

[図7] 本発明の第2の実施例に係る%FMD計測装置の要部構成を示すブロック図。

[図8] 同実施例の%FMD計測装置を用いた%FMD計測におけるカフ圧の調整ステップを示すフローチャート。

符号の説明

- [0017] 100…超音波診断装置
110…超音波プローブ
111…送受信部
112…画像生成部
113…血流量算出部
114…表示処理部
115…モニタ
116…画像保存部
117…血管径測定部
118…%FMD算出部
119…駆血制御部
120…制御部
121…入力部
122…データ記憶部
200…駆血ユニット
210…給排気部
211…カフ
300…上腕部
400…上腕動脈
410…血管内腔
420…血管壁

発明を実施するための最良の形態

[0018] [実施例 1]

以下、図面を用いて本発明に係る血管画像撮像装置の一実施例である % F M D 計測装置について説明する。図 1 は、本実施例の % F M D 計測装置の要部構成を示すブロック図である。

[0019] 本実施例の % F M D 計測装置は、血管断層画像の撮像及び血流量の計測を行うための超音波診断装置 100 と被検者の前腕部を圧迫して対象血管を駆血するための駆血ユニット 200 で構成される。

[0020] 超音波診断装置 100 に設けられた超音波プローブ 110 は、超音波を被検者の体内に送波すると共に、被検者体内で反射された超音波を受波して電気信号（エコー信号）に変換するものであり、該超音波プローブ 110 による超音波ビームの送受波は送受信部 111 によって制御される。送受信部 111 は、超音波プローブ 110 に血管断層画像撮像用の超音波送受波と血流量計測用の超音波送受波のいずれかを選択的に実行させることが可能であり、断層画像撮像用に取得されたエコー信号は、送受信部 111 を経て画像生成部 112 に出力され、血流量計測用に取得されたエコー信号は、送受信部 111 を経て血流量算出部 113 に出力される。なお、ここでは一つの超音波プローブを用いて断層画像の撮像及び血流量の計測を行う構成としたが、断層画像撮影用の超音波プローブと血流量計測用の超音波プローブを個別に設けた構成としてもよい。

[0021] 画像生成部 112 は、送受信部 111 から入力されたエコー信号に対して整相加算、ゲイン調整、対数圧縮等のデータ処理を行って各走査方位に対応したビームデータを生成すると共に、該ビームデータに対しデジタルスキャンコンバート（D S C）処理等を施すことにより走査面に対応した断層画像のフレームデータを生成する。該フレームデータは表示処理部 114 に設けられたメモリに格納され、モニタ 115 の同期信号に同期して順次モニタ 115 に出力される。断層画像の撮像時には、以上の超音波走査から画像表示までの動作が所定の周期で繰り返し行われ、モニタ 115 に対象血管の断層画像が動画として表示される。更に、該画像は、オペレータの指示に応じて

VCRやハードディスク等の記憶装置から成る画像保存部116に保存することができる。

[0022] 血管径測定部117は、画像保存部116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って血管径を導出するものである。%FMD算出部118では、血管径測定部117で計測さ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%FMDの値が算出され、その値がモニタ115に表示される。

[0023] 血流量算出部113は、ドプラ効果による反射超音波の周波数偏移を利用して血流量を求めるものであり、送受信部111から入力されたエコー信号に基づいて対象血管の血流量を求め、その値を駆血制御部119に送出する。なお、超音波ドプラを利用した血流量の測定方法としては、いかなる手法を用いてもよいが、例えば、特開昭61-25528号に記載の手法等を用いることができる。

[0024] 駆血制御部119は、制御部120の統括的な指示の下で、駆血ユニット200の動作を制御する。駆血ユニット200には、被検者の上腕部に巻回して用いられるカフ211と、カフ211への給排気を行う給排気部210が設けられている。更に、給排気部210には、カフ211へエアを送り込むための圧縮ポンプ、カフ211からエアを排出するための電磁弁、及びカフ圧を検知する圧力センサが設けられており（図示略）、駆血制御部119から出力される制御信号に基づいて該圧縮ポンプ及び電磁弁の動作が制御される。

[0025] なお、制御部120は駆血制御部119のほか超音波診断装置100の各部の動作を制御するが、図中では煩雑さを避けるため信号線を省略している。また、制御部120にはオペレータの指示を入力するための操作ボタン等を備えた入力部121が接続されている。

[0026] 以下、本実施例の%FMD計測装置を用いた%FMD計測の手順について図2のフローチャートを用いて説明する。

[0027] (1) プローブの固定（ステップS10）

まず、被検者の前腕部にカフ 2 1 1 を巻き付けて 1 5 分間安静状態とした後、上腕部 3 0 0 の所定の位置に超音波プローブ 1 1 0 を当接させる（図 3）。このとき、プローブ 1 1 0 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。続いて振動子アレイによる断層画像撮像用の超音波送受波を行い、上腕動脈 4 0 0 の軸方向断層画像（図 4）をモニタ 1 1 5 上に描出させる。オペレータは該画像をモニタ 1 1 5 上で確認しながらプローブ 1 1 0 の位置や角度を少しずつ動かすことによって描出される血管の径が最大となる位置を探し出し、プローブ 1 1 0 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。

[0028] （２）安静時血管画像の保存（ステップ S 2 0）

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 2 1 で所定の操作を行うことにより該画像を所定の時間に亘って画像保存部 1 1 6 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。

[0029] （３）駆血（ステップ S 3 0）

安静時血管画像の取得が完了した後、オペレータが入力部 1 2 1 で所定の操作を行って駆血の開始を指示する。これにより、駆血制御部 1 1 9 から給排気部 2 1 0 にカフ 2 1 1 の加圧を指示する制御信号が送出され、給排気部 2 1 0 の圧縮ポンプによって被検者の前腕部に巻き付けられたカフ 2 1 1 にエアが送り込まれる。その後、カフ圧が予め設定された駆血カフ圧（例えば、250 mmHg）に達した時点でエアの供給が停止され、所定の駆血時間（例えば、5 分間）に亘って前記駆血カフ圧が維持される。

[0030] （４）カフ圧の調整（ステップ S 4 0）

上記駆血時間が経過すると、駆血制御部 1 1 9 は給排気部 2 1 0 にカフ 2 1 1 の減圧を指示し、給排気部 2 1 0 の電磁弁を開放させて駆血を解除する。このとき、カフ圧は一気に減圧するのでなく、図 6 に示すような段階的減圧を行い、その過程で順次測定される血流量が目的の値となるよう、カフ圧をフィードバック制御する。

[0031] このようなカフ圧の調整行程について図 5 のフローチャートを用いて詳細

に説明する。上記駆血時間の経過後、まず、カフ圧を駆血カフ圧 P_0 から ΔP_D だけ減少させ（ステップ S 4 1 a）、この状態を Δt 秒間維持する。このとき超音波診断装置 1 0 0 では、プローブ 1 1 0 によって血流量検出用の超音波送受信が行われ、その際のエコー信号に基づいて血流量算出部 1 1 3 で上腕動脈の血流量 V_M が求められて駆血制御部 1 1 9 に送出される。駆血制御部 1 1 9 では、該血流量 V_M と目的とする血流量 $V_s(t)$ が以下の式（2）に示す関係を満たすか否かを判定し（ステップ S 4 2 a）、上記関係を満たしている場合には、更にカフ圧を ΔP_D 減圧する（ステップ S 4 1 a）。

$$V_M > V_s(t) + \Delta V_s(t) \quad (\text{ここで、} \Delta V_s(t) \text{ は、} V_s(t) \text{ の許容範囲分}) \quad \cdots (2)$$

[0032] 血流量 V_M が式（2）の関係を満たさなくなったら、今度は、カフ圧を ΔP_D ずつ加圧しながら血流量 V_M が以下の式（3）に示す関係を満たすか否かを判定し（ステップ S 4 3 a、S 4 4 a）、式（3）の関係を満たした時点で、カフ圧を一定に維持する。

$$V_s(t) - \Delta V_s(t) \leq V_M \leq V_s(t) + \Delta V_s(t) \quad \cdots (3)$$

なお、駆血解除後の血流量は、時間の経過に伴って低下した後、一定になってしまうため、以上のようなカフ圧の調整は、できるだけ短時間（数秒程度）で行うことが望ましい。

[0033] （５）解放後血管画像の保存（ステップ S 5 0）

カフ圧の調整が完了したら、オペレータが入力部 1 2 1 を用いて断層画像の撮像及び画像の保存を指示する。これにより超音波プローブ 1 1 0 において断層画像撮像用の超音波送受信が実行され、上腕動脈 4 0 0 の断層画像が動画としてモニタ 1 1 5 に表示されると共に、所定時間に亘って該画像が画像保存部 1 1 6 に保存される。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] （６）血管径の計測（ステップ S 6 0）及び % FMD の算出（ステップ S 7 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 2 1 を操作することにより、画像保存部 1 1 6 に保存された安静時血管画像を再生させ、

更に、モニタ 115 に表示される画像を確認しながら、適切な時点で画像をフリーズさせて血管径の測定を指示する。これにより、血管径測定部 117 では、画像表示のために表示処理部 114 のメモリに格納された画像データ（各画素の輝度値）からその輝度分布に基づいて血管内腔 410 と 2 つの血管壁 420（皮膚から近い側と遠い側）との境界位置（図 4 の矢印で示した箇所）を検出し、両境界位置の間の距離を安静時最大血管径 D_0 として測定する。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。なお、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。更に、同様にして、画像保存部 116 に保存された解放後血管画像から解放後最大血管径 D_1 を測定し、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 115 上に表示する。

[0035] 以上のように、本実施例に係る %FMD 計測装置によれば、超音波ドプラ法によって対象血管の血流量をモニタし、該血流量に基づいてカフ圧をフィードバック制御することにより、駆血解除後の上腕動脈の血流量を毎回一定の値とすることができる。このため、血流量の違いによる %FMD の計測値の変動を抑えて計測値を標準化することができ、例えば、同一被検者についての %FMD の経時変化の観察や、他の被検者の計測値との比較など、%FMD を利用した診断の信頼性を向上させることができる。

[0036] [実施例 2]

続いて、本発明の第 2 の実施例について説明する。図 7 に本実施例に係る %FMD 計測装置の要部構成を示す。なお、図 1 と同一又は対応する構成については同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0037] 本実施例に係る %FMD 計測装置は、上述の駆血カフ圧で所定の駆血時間に亘って駆血を行った後、カフを一気に減圧して駆血を解除し、その後、所定時間経過した時点の血流量から導出される最適カフ圧で加圧を行うことによって、対象血管の血流量を所定の値とするものである。

[0038] データ記憶部 122 には、駆血解除から所定時間経過後における血流量と前記最適カフ圧との対応関係を示すデータが、例えば、駆血解除後 n 秒後の血流量から最適カフ圧への変換テーブルや関数の形で記憶されている。このような変換テーブルや関数は、例えば、多数の被検者を対象とした実測によって、駆血解除後 n 秒後の血流値とその後の最大血流量（以下、「駆血解放後最大血流量」と呼ぶ）の値、及び駆血解放後最大血流量が種々の値を取った場合に、カフによる加圧によって該血流量を所定の値とするために必要なカフ圧（最適カフ圧）の値を収集することによって作成され、工場出荷時等にデータ記憶部 122 に格納される。なお、本実施例では、データ記憶部 122 及び駆血制御部 119 が協同して本発明における最適カフ圧導出手段として機能する。また、駆血制御部 119 は、本発明における第 1 駆血制御手段及び第 2 駆血制御手段としても機能する。

[0039] 本実施例の %FMD 計測装置では図 8 のフローチャートに示す手順でカフ圧の調整（図 2 のステップ S40 に相当）が行われる。なお、ステップ S10～S30、及びステップ S50～S70 は、上記実施例 1 と同様の手順によって実行されるため、ここでは説明を省略する。

[0040] まず、駆血制御部 119 は、ステップ S30 における駆血の開始から所定の駆血時間が経過した時点で、カフ 211 による駆血を解除するよう給排気部 210 に制御信号を送出し、給排気部 210 の電磁弁を開放させてカフ 211 を一気に減圧させる（ステップ S41b）。また、駆血解除と同時に超音波プローブ 110 による血流量計測用の超音波送受波が開始され、得られたエコーデータに基づいて血流量算出部 113 で上腕動脈の血流量が求められる。駆血制御部 119 は、駆血解除から n 秒後の血流量の値を血流量算出部 113 から受け取り（ステップ S42b）、該血流量のデータをデータ記憶部 122 に格納された変換テーブル又は関数を用いて処理することによって該血流量に対応した最適カフ圧を導出する（ステップ S43b）。続いて、駆血制御部 119 は、該最適カフ圧での加圧を行うよう給排気部 210 に制御信号を送出し（ステップ S44b）、駆血ユニット 200 によって最適

カフ圧による前腕部の加圧が実行される。

[0041] 以上のように、本実施例の%FMD計測装置によれば、駆血カフ圧での駆血を解除した後、上記最適カフ圧で再び被検者の体表を加圧することにより、駆血解除後の最大血流量を毎回一定の値とすることができ、測定ごとの血流量の変動を抑えて%FMDの計測値を標準化することができる。また、本実施例の%FMD計測装置によれば、駆血解除後の1回の加圧のみによってカフ圧を調整するため、上述のように段階的な減圧及び加圧を行ってカフ圧を調整する場合に比べ、より短時間でカフ圧の調整を行うことができる。

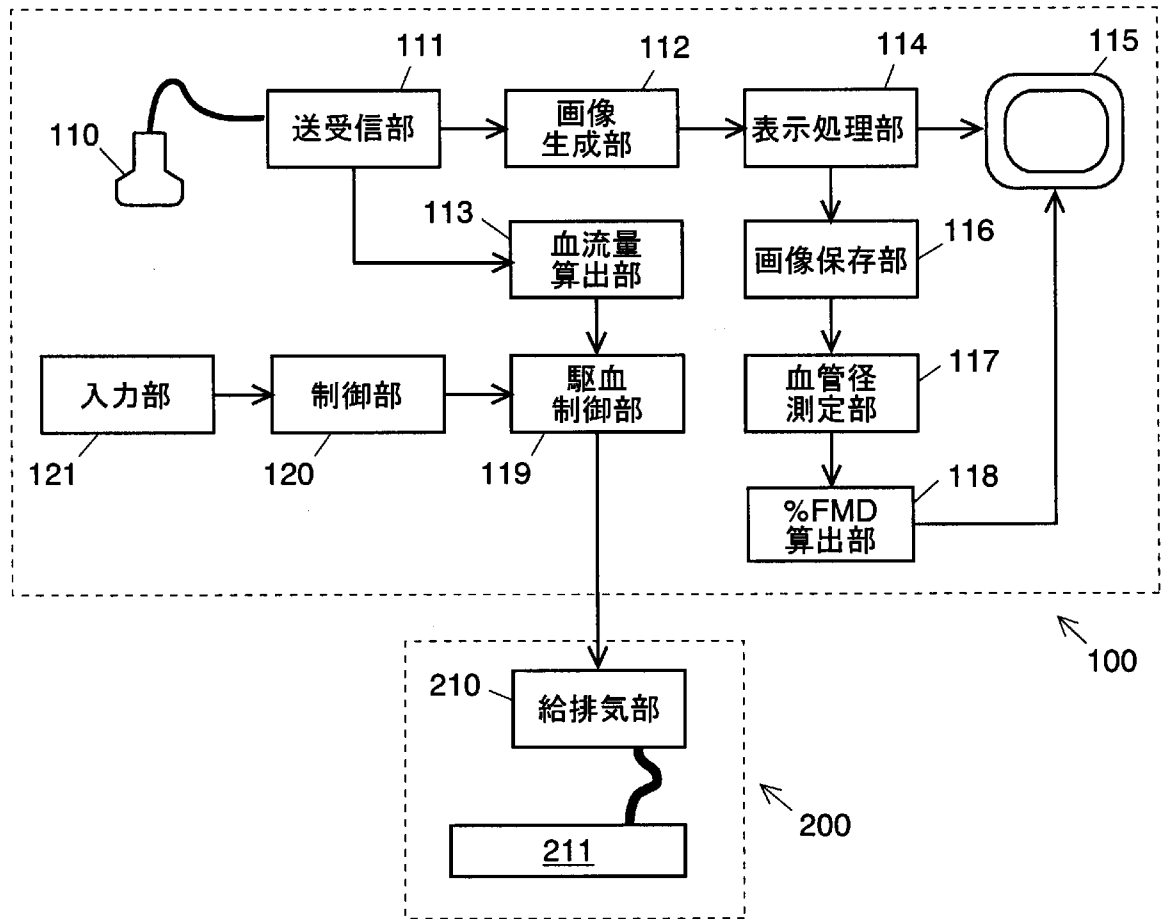
[0042] 以上、実施例を用いて本発明を実施するための最良の形態について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲内で種々の変更が許容されるものである。例えば、上記実施例では、安静時血管画像及び解放後血管画像を撮像するタイミングをオペレータが手動で指示するものとしたが、予め記憶されたタイムスケジュールに従って、こうした血管画像の記録を自動的に行う構成としてもよい。

[0043] また、本発明の血管画像撮像装置には、更に、心電検出センサ等から成る心周期検出手段を設け、血管の断層画像と共に心電波形を画像保存部に保存するようにしてもよい。これにより、撮像完了後にオペレータが該心電波形を参照しながら心周期の特定の位相における血管画像を選出して安静時最大血管径 D_0 及び駆血解放後最大血管径 D_1 の計測に使用することができ、拍動による血管径変化の影響を排除してより正確な計測値を得ることができる。また、安静時血管画像及び解放後血管画像を画像保存部に保存する際に、心周期検出手段から出力される心周期信号に基づいて、心周期の特定の位相における血管画像のみ保存して血管径の計測に供するようにしてもよい。

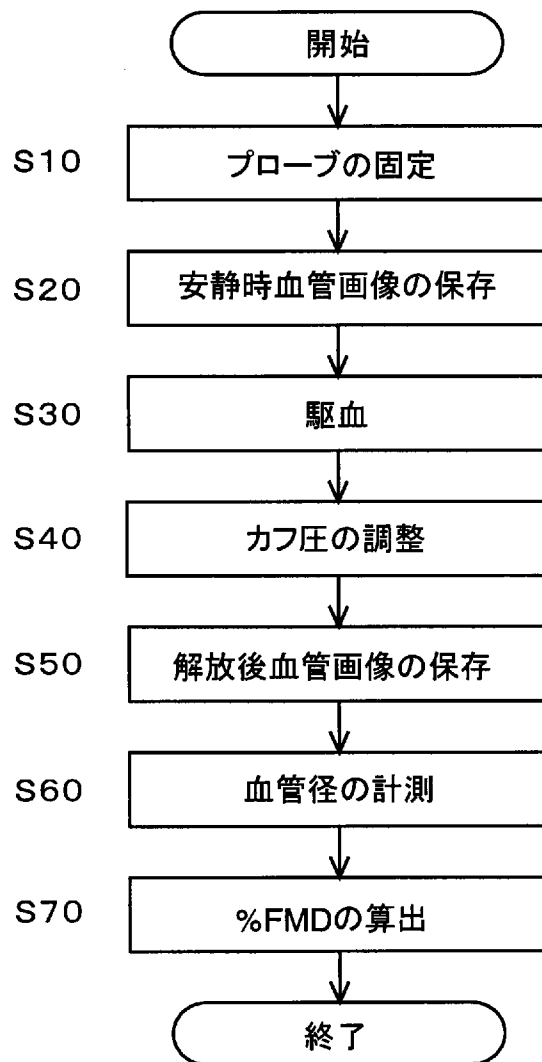
請求の範囲

- [1] 被検者に対して超音波を送受波しエコー信号を出力する超音波送受波手段と、前記エコー信号に基づいて診断対象となる血管の断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えた血管画像撮像装置において、
- a) 前記エコー信号に基づいて前記血管の血流量を計測する血流量計測手段と、
 - b) 被検者の体表をカフで圧迫して前記血管を駆血する駆血手段と、
 - c) 前記駆血手段におけるカフ圧を所定の時間に亘って一定に維持した後、前記血流量計測手段によって計測される血流量が所定の値となるよう、前記駆血手段のカフ圧をフィードバック制御する駆血制御手段と、
- を有することを特徴とする血管画像撮像装置。
- [2] 被検者に対して超音波を送受波しエコー信号を出力する超音波送受波手段と、前記エコー信号に基づいて診断対象となる血管の断層画像を生成する断層画像生成手段とを備えた血管画像撮像装置において、
- a) 前記エコー信号に基づいて前記血管の血流量を計測する血流量計測手段と、
 - b) 被検者の体表をカフで圧迫して前記血管を駆血する駆血手段と、
 - c) 前記駆血手段におけるカフ圧を所定の時間に亘って一定に維持した後、減圧して駆血を解除する第1駆血制御手段と、
 - d) 前記血流量計測手段で計測された、前記駆血解除から所定時間経過後の血流量に基づいて駆血解除後の最大血流量を所定の値とするための最適カフ圧を導出する最適カフ圧導出手段と、
 - e) 前記駆血手段におけるカフ圧が前記最適カフ圧となるよう、該駆血手段を制御する第2駆血制御手段と、
- を有することを特徴とする血管画像撮像装置。

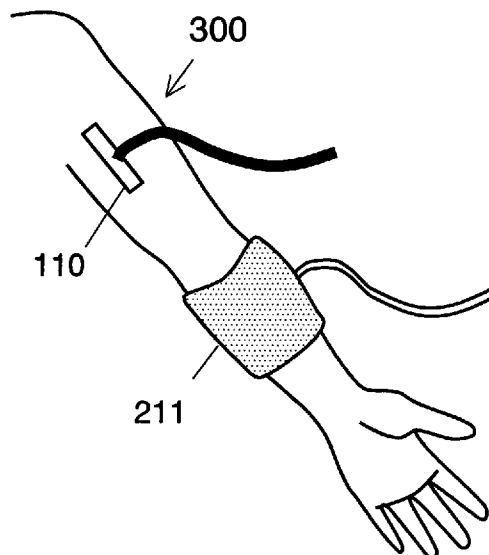
[図1]



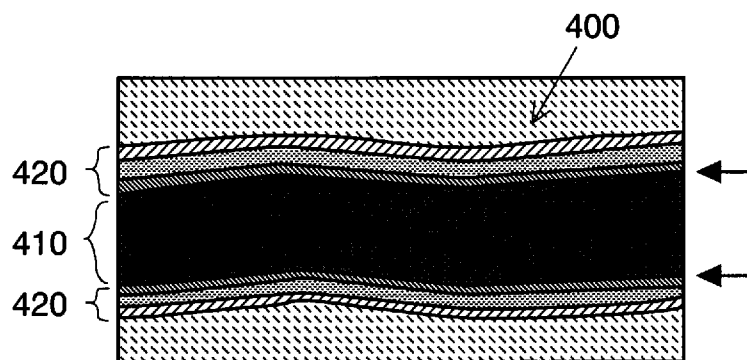
[図2]



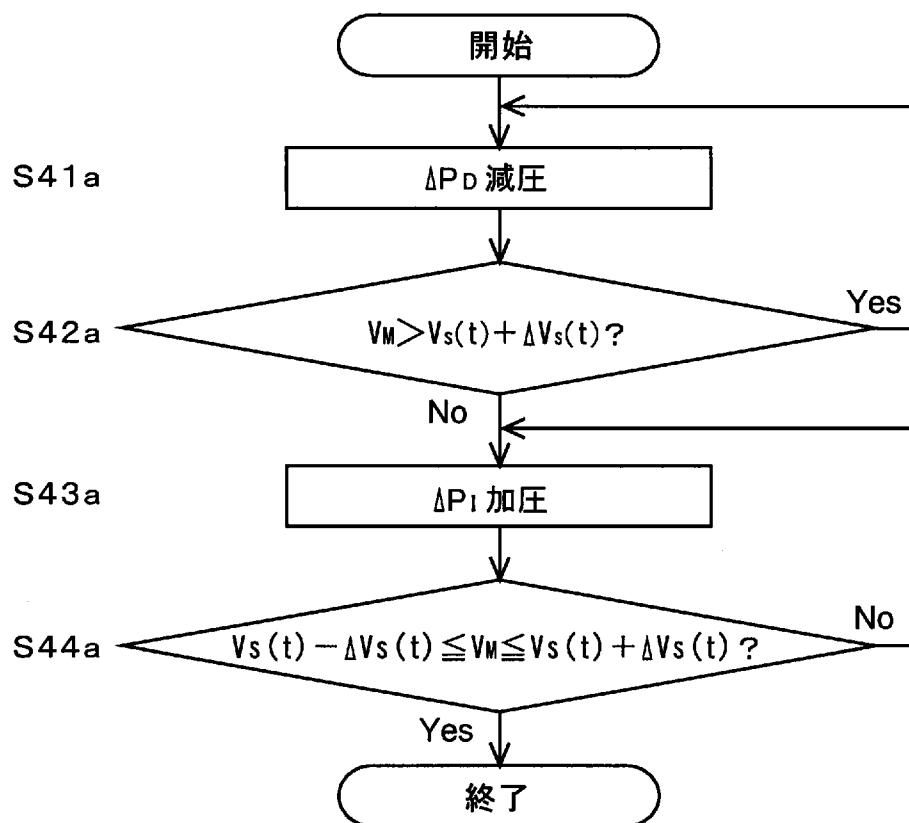
[図3]



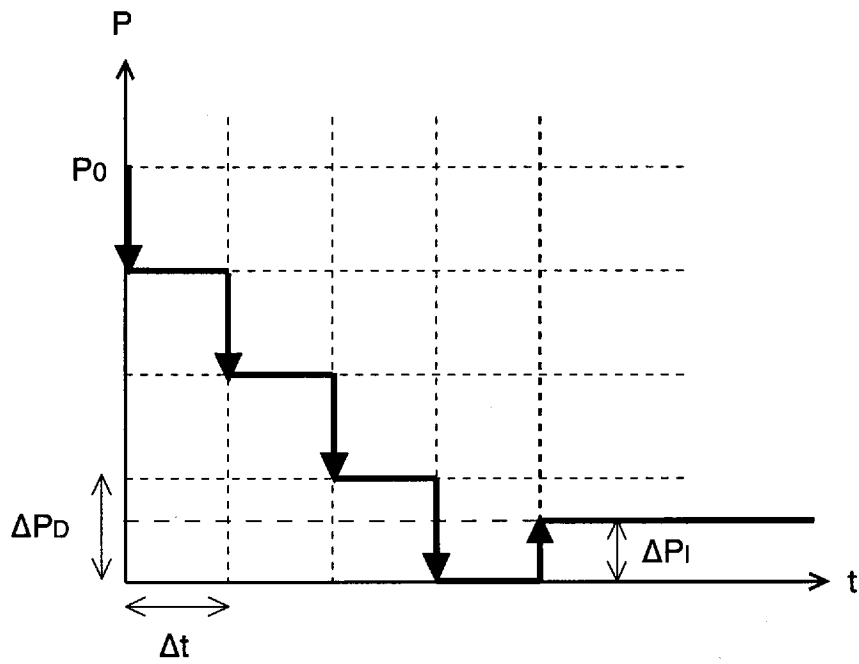
[図4]



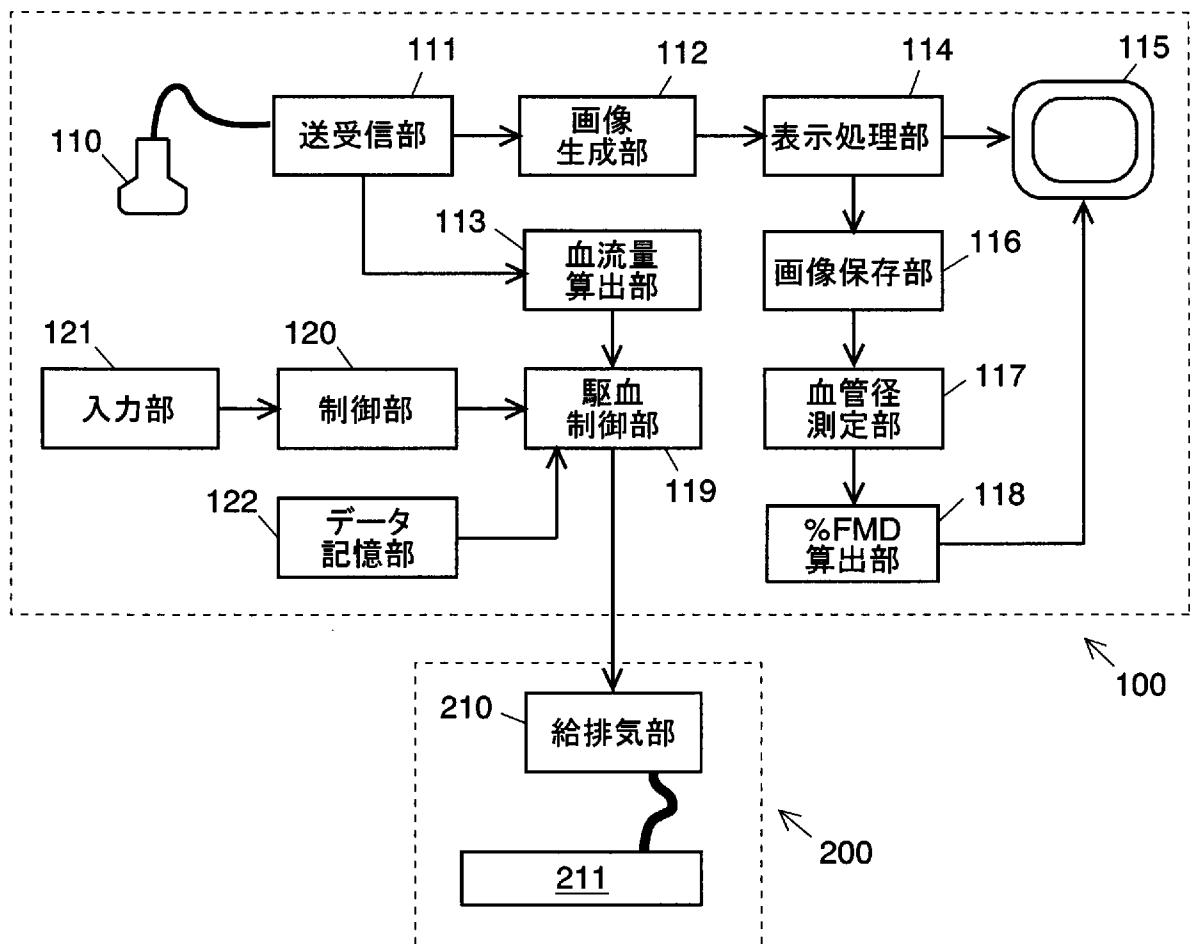
[図5]



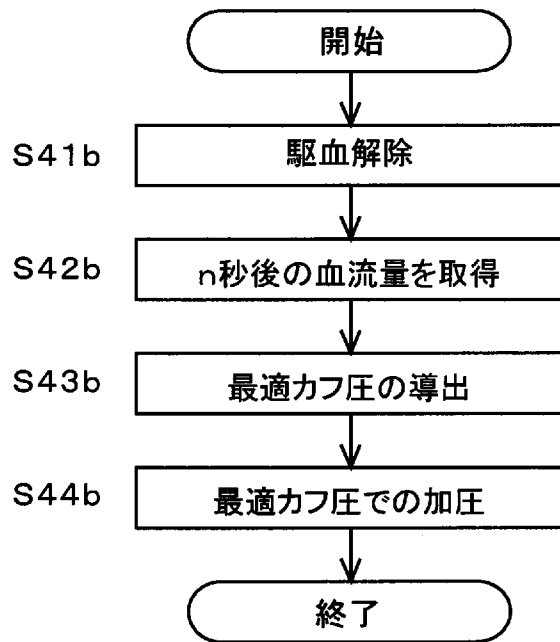
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/000934

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/06 (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)

A61B8/06

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)

JMEDPlus (JDream2), JSTPlus (JDream2)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-290408 A (Aloka Co., Ltd.), 21 October, 2004 (21.10.04), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2
A	JP 2006-115979 A (UNEX Corp.), 11 May, 2006 (11.05.06), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2
A	JP 2005-28123 A (Saraya Co., Ltd., Mediakurosu Kabushiki Kaisha), 03 February, 2005 (03.02.05), Full text; all drawings (Family: none)	1, 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
13 September, 2007 (13.09.07)Date of mailing of the international search report
09 October, 2007 (09.10.07)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/000934

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2006/001252 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 January, 2006 (05.01.06), Full text; all drawings & US 2006/122489 A1	1,2

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/06(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. A61B8/06

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）

JMEDPlus(JDream2), JSTPlus(JDream2)

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	J P 2004-290408 A（アロカ株式会社）2004. 10. 21, 全文, 全図（ファミリーなし）	1, 2
A	J P 2006-115979 A（株式会社ユネクス）2006. 05. 11, 全文, 全図（ファミリーなし）	1, 2
A	J P 2005-28123 A（サラヤ株式会社, メディアクロス株式会社）2005. 02. 03, 全文, 全図（ファミリーなし）	1, 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

の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

13.09.2007

国際調査報告の発送日

09.10.2007

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）

川上 則明

2Q

3704

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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	WO 2006/001252 A1 (松下電器産業株式会社) 2006.01.05, 全文, 全図 & US 2006/122489 A1	1, 2