

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 6 月 5 日(05.06.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/084367 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/082220
- (22) 国際出願日: 2013 年 11 月 29 日(29.11.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-263567 2012 年 11 月 30 日(30.11.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 石井 秀明 (ISHII, Hideaki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 若井 智司 (WAKAI, Satoshi); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi

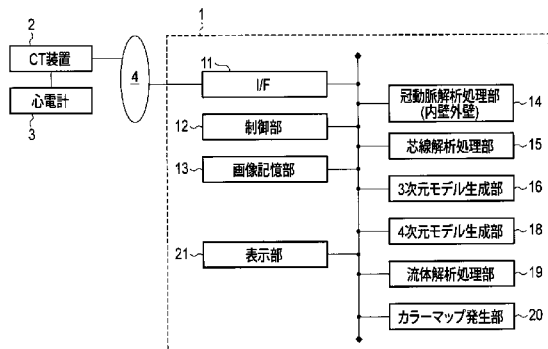
(JP). 荒木田 和正 (ARAKITA, Kazumasa); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 五十嵐 匠真 (IGARASHI, Takuma); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 藤澤 恭子 (FUJISAWA, Yasuko); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 神長 茂生 (KAMINAGA, Shigeo); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 廣畑 賢治 (HIROHATA, Kenji); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP). 大賀 淳一郎 (OOGA, Junichiro); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社 東芝 知的財産室内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL-IMAGE PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像処理装置



- 2 CT device
3 Electrocardiograph
11 Interface
12 Control unit
13 Image storage unit
14 Coronary-artery analysis unit (inner wall and outer wall)
15 Center-line analysis unit
16 3D-model generation unit
18 4D-model generation unit
19 Fluid analysis unit
20 Color-map generation unit
21 Display unit

(57) Abstract: This medical-image processing device is provided with a center-line analysis unit (15) and a displacement-distribution calculation unit (19). In order to generate coronary-artery center-line structures corresponding respectively to a plurality of heartbeat phases within a single heartbeat, the center-line analysis unit (15) extracts two or more coronary-artery center-line structures from data consisting of two or more heart-related images corresponding respectively to two or more heartbeat phases and interpolates coronary-artery center-line structures for other heartbeat phases from the extracted two or more coronary-artery center-line structures. The displacement-distribution calculation unit (19) calculates a plurality of inter-heartbeat-phase displacement distributions from the plurality of coronary-artery center-line structures for a single heartbeat.

(57) 要約: 医用画像処理装置は、心臓に関する少なくとも 2 心拍時相にそれぞれ対応する少なくとも 2 枚の画像のデータから少なくとも 2 の冠動脈心線構造を抽出し、心臓の 1 心拍にわたる複数の心拍時相にそれぞれ対応する冠動脈心線構造を発生するために抽出された少なくとも 2 の冠動脈心線構造から他の心拍時相に係る冠動脈心線構造を補間する心線解析処理部 (15) と、1 心拍にわたる複数の冠動脈心線構造から各心拍位相間の複数の変位分布を計算する変位分布計算部 (19) とを具備する。



(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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(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, LR, LS, MW,

MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 医用画像処理装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、医用画像処理装置に関する。

背景技術

[0002] 周知の通り、虚血性心疾患では、冠動脈の閉塞や狭窄等により、心筋への血流が阻害され供給が不足もしくは途絶えることにより、心臓に障害が起こる。症状としては、主に前胸部、時に左腕や背中に痛み、圧迫感を生じる。

[0003] FFR (Fractional Flow Reserve) は、冠動脈狭窄によって、心筋が虚血状態になっているかどうかを判断するための指標である。図9に示すように、プレッシャーワイヤを被検体の血管に挿入し、狭窄部の上流圧力である P_{in} と、下流の圧力である P_{out} とを計測する。 $FFR = P_{out} / P_{in}$ で定義される。

[0004] 一般的に、FFR値が、0.8より低い(重症)と外科治療(カテーテル手術：PCI)が必要とされ、0.8より高い場合は薬物療法が選択されることが多い。プレッシャーワイヤを用いたFFRの計測は侵襲的なので、非侵襲的な計測・計算法が望まれている。

[0005] そこで、近年、流体解析を用いたシミュレーションベースの計測法が考案されている。

[0006] このシミュレーションは3次元シミュレーションである。シミュレーションベース計測の基本概念としては、造影画像から計算した血管壁の硬さや血液流入量などの物理パラメータをインプットとしCFD (Computational Fluid Dynamics) で一般的に用いられるナビエストークスの式を用いて圧力を計算(計算)し、FFRを求める。

[0007] しかしシミュレーションベース計測では、少なくとも1心拍にわたる時系列のボリュームデータが必要となるため、撮像やデータ解析においても多くの手間と時間がかかってしまう。また、心臓の動きが速い心拍位相では冠動

脈がぶれて写ってしまうこともあるため、かえってデータに誤差を含めてしまう可能性もある。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2007-151881号公報

非特許文献

[0009] 非特許文献1：Journal of Cardiovascular Computed Tomography - Min et al. - 2011

発明の概要

[0010] 目的は、時系列のボリュームデータから流体解析等を経て血流圧を計算するに際して、解析処理等に要する時間を削減することとともに拍動によるぶれを主な原因とする解析誤差を軽減することにある。

[0011] 本実施形態に係る医用画像処理装置は、心臓に関する少なくとも2心拍時相にそれぞれ対応する少なくとも2枚の画像のデータから少なくとも2の冠動脈芯線構造を抽出し、心臓の1心拍にわたる複数の心拍時相にそれぞれ対応する冠動脈芯線構造を発生するために抽出された少なくとも2の冠動脈芯線構造から他の心拍時相に係る冠動脈芯線構造を補間する芯線解析処理部と、1心拍にわたる複数の冠動脈芯線構造から各心拍位相間の複数の変位分布を計算する変位分布計算部とを具備する。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]図1は本実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す図である。

[図2]図2は本実施形態に係る医用画像処理の手順を示す図である。

[図3]図3は図2のS2の2心拍位相（ES，ED）を示す図である。

[図4]図4は図2のS5、S4、S7の概念を示す図である。

[図5]図5は図2の手順の変形例を示す図である。

[図6]図6は図5のS2の3心拍位相（ES，ED，MD）を示す図である。

[図7]図7は図2の手順の変形例を示す図である。

[図8]図8は図7のS14の心拍期と収集密度との関係の一例を示す図である。

[図9]図9はFFRの説明補足図である。

発明を実施するための最良の形態

[0013] 本実施形態に係る医用画像処理装置は、心臓に関する複数の心拍時相の画像を処理する。複数の画像から複数の冠動脈芯線構造が抽出される。抽出された複数の冠動脈芯線構造から他の心拍時相に係る冠動脈芯線構造を補間することにより、心臓の1心拍にわたる複数の冠動脈芯線構造が発生される。1心拍にわたる複数の冠動脈芯線構造から各心拍位相間の変位分布が計算される。特定時相に係る画像から冠動脈モデルが生成される。冠動脈モデルは変位分布に基づいて心拍位相毎に変形される。

[0014] 図1には本実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示している。本実施形態に係る医用画像処理装置1は、LANや公衆電子通信回線等のネットワーク4を介して心電計3を備えるCT装置2に接続される。CT装置2は2次元アレイ検出器を備え、ボリュームスキャンを実現する。ボリュームスキャンにより、3次元のCT画像データ（以下単にボリュームデータという）が発生される。

[0015] 医用画像処理装置1はインタフェース11を有している。医用画像処理装置1は、制御部12の制御のもとでCT装置2から供給された、処理対象画像としての当該被検体の心臓を含む胸部領域に関する複数の心拍時相にそれぞれ対応するボリュームデータを記憶する画像記憶部13を有する。各ボリュームデータには心電計3で計測したデータ収集時の心拍位相が関連付けられている。なお、心拍位相とは1心拍期間の各位置を百分率で表現したものをいう。

[0016] 冠動脈解析処理部14は、ボリュームデータから造影剤CT値により抽出した冠動脈領域を用いて冠動脈の内壁の領域及び外壁の領域を抽出する。3次元モデル生成部16は、冠動脈解析処理部14で抽出された、特定の心拍位相に対応する内壁の領域及び外壁の領域から、内壁線及び外壁線の立体的

構造を示す 3 次元冠動脈モデルを生成する。なお、特定の心拍位相は、典型的には拍動の比較的少ない拡張末期（E D）である。

[0017] 芯線解析処理部 15 は、画像記憶部 13 に記憶されている複数の心拍時相にそれぞれ対応するボリュームデータから制御部 12 の読み出し制御により選択された 2 つの特定の心拍位相にそれぞれ対応するボリュームデータを対象として、造影剤 C T 値により抽出した冠動脈領域の芯線を示す冠動脈芯線構造（ワイヤモデル）を抽出する。なお、2 つの特定の心拍位相は、典型的には拍動の比較的少ない収縮末期（E S）と拡張末期（E D）とからなる。また芯線解析処理部 15 は、収縮末期（E S）の冠動脈芯線構造と、拡張末期（E D）の冠動脈芯線構造とから、他の心拍位相の冠動脈芯線構造を補間処理により生成する。それにより 1 心拍期間にわたる複数の心拍位相にそれぞれ対応する複数の冠動脈芯線構造が生成される。さらに芯線解析処理部 15 は、1 心拍期間にわたる複数の心拍位相にそれぞれ対応する複数の冠動脈芯線構造から、各心拍位相間における芯線上の各点ごとに変位、つまり移動方向と移動距離とを計算し、その変位分布を作成する。

[0018] 4 次元モデル生成部 18 は、3 次元冠動脈モデルを変位分布に従って変形する。全ての心拍位相で変形処理を連鎖することにより、1 心拍期間にわたる複数の心拍位相にそれぞれ対応する複数の 3 次元冠動脈モデルを生成する。このような時系列を構成する複数の 3 次元冠動脈モデルを総称して、4 次元冠動脈変形モデルという。

[0019] 流体解析処理部 19 は、4 次元冠動脈変形モデルから各心拍位相間における冠動脈の変形量（径変化、屈曲角変化、移動距離等）を冠動脈上の各位置ごとに計算し、その変形量から血管壁の硬さ及び血液流入量を位置ごと且つ心拍位相毎に計算する。また流体解析処理部 19 は、血管壁の硬さ及び血液流入量の分布に対して流体解析処理を適用することにより冠動脈上の各位置ごと且つ心拍位相毎に圧力を計算する。それによりプレッシャーワイヤで実測したものに近似する圧力分布を生成することができる。

[0020] カラーマップ発生部 20 は、各心拍位相ごとに圧力分布を所定のルックア

ップテーブルにより圧力に応じて色相の異なるカラーマップに変換する。各カラーマップは対応する心拍位相の3次元冠動脈モデルに重畳されて表示部21に表示される。

[0021] 図2には本実施形態による医用画像処理の手順を示している。冠動脈解析処理部14により、記憶部13に記憶されている時系列のボリュームデータ各々から造影剤のCT値により冠動脈領域（造影剤領域）を抽出し、その冠動脈領域から冠動脈の内壁及び外壁を抽出する（S1）。各心拍位相の内壁及び外壁から制御部12の読み出し制御により特定の心拍位相、典型的には拍動の少ない拡張末期の心拍位相の内壁及び外壁のデータが選択され（S3）、この拡張末期位相の内壁及び外壁のデータから3次元モデル生成部16により拡張末期位相に対応する冠動脈血管の立体構造を示す3次元冠動脈モデル（図4左上参照）が生成される（S5）。

[0022] 画像記憶部13に記憶されている複数の心拍時相にそれぞれ対応するボリュームデータから制御部12の読み出し制御により選択された典型的には図3に示すように拍動の比較的少ない収縮末期（ES）と拡張末期（ED）との2つの心拍位相にそれぞれ対応するボリュームデータに対して、造影剤CT値により抽出した冠動脈領域の芯線を示す冠動脈芯線構造（図4右上参照）が芯線解析処理部15により抽出される（S2）。収縮末期（ES）の冠動脈芯線構造と拡張末期（ED）の冠動脈芯線構造とからその間の複数の心拍位相それぞれに対応する複数の冠動脈芯線構造が補間処理により芯線解析処理部15により生成される（S4）。それにより1心拍期間にわたる複数の心拍位相にそれぞれ対応する複数の冠動脈芯線構造が生成される。次に1心拍期間にわたる複数の心拍位相にそれぞれ対応する複数の冠動脈芯線構造から、各心拍位相間における芯線上の各点ごとに変位（移動方向、移動距離）が計算される（S6）。

[0023] 各心拍位相の変位分布に従って4次元モデル生成部18により、拡張末期（ED）の3次元冠動脈モデルを基準として、そこから連鎖的に変形され（図4中央参照）、それにより4次元モデルが生成される（S7）。

- [0024] この4次元冠動脈変形モデルから各心拍位相間における冠動脈の変形量（径変化、屈曲角変化、移動距離等）が冠動脈上の各位置ごとに流体解析処理部19により計算され、その変形量から血管壁の硬さ及び血液流入量が位置ごと且つ心拍位相毎に計算される（S8）。血管壁の硬さ及び血液流入量の分布に対して流体解析処理を適用することにより流体解析処理部19により冠動脈上の心拍位相毎に圧力分布が計算される（S9）。
- [0025] これら各心拍位相の圧力分布はカラーマップ発生部20により所定のルックアップテーブルを用いて圧力に応じて色相の異なるカラーマップに変換される（S10）。各カラーマップは対応する心拍位相の3次元冠動脈モデルに重畳されて表示部21に表示される（S11）。
- [0026] 上述の通り冠動脈の動きを解析するために重要かつ心臓があまり動かない心拍位相の芯線構造を基準として、その他の心拍位相の芯線構造を補間して、それら芯線構造から心臓があまり動かない特定位相の3次元冠動脈モデルを基準として変形することで1心拍にわたる複数の心拍位相にかかる複数の3次元冠動脈モデル、つまり4次元冠動脈変形モデルを作成することで、撮像やデータ解析にかかる時間を削減し、かつ心臓の動きが速い心拍位相を間引くことにより解析誤差が生じることを防ぐことができる。
- [0027] 図5に図2の変形例を示している。図5において図2の工程と同じ工程には同じ符号を付して説明は省略する。工程S12において、画像記憶部13に記憶されている複数の心拍時相にそれぞれ対応するボリュームデータから制御部12の読み出し制御により選択された典型的には図6に示すように拍動の比較的少ない収縮末期（ES）と、拡張末期（ED）と、これら2つの心拍位相の中央位相（MD）とにそれぞれ対応するボリュームデータに対して、冠動脈芯線構造が芯線解析処理部15により抽出される。
- [0028] 収縮末期（ES）の冠動脈芯線構造と中央位相（MD）の冠動脈芯線構造とからその間の複数の心拍位相それぞれに対応する複数の冠動脈芯線構造が補間処理により生成され、中央位相（MD）の冠動脈芯線構造と拡張末期（ED）の冠動脈芯線構造とからその間の複数の心拍位相それぞれに対応する

複数の冠動脈芯線構造が補間処理により生成される（S 4）。

[0029] 3心拍位相の芯線構造から他の心拍位相の芯線構造を補間することで、その補間精度を向上でき、それにより4次元冠動脈変形モデルの精度、さらに流体解析処理の精度も、2心拍位相での解析よりも向上させることができる。

[0030] 図7に図2の他の変形例を示している。図7において図2の工程と同じ工程には同じ符号を付して説明は省略する。工程S 14において、画像記憶部13に記憶されている複数の心拍時相にそれぞれ対応するボリュームデータから制御部12の読み出し制御により処理対象のボリュームデータが選択される。処理対象として選択されるボリュームデータの時間密度は不等、つまり隣接するボリュームデータの時間間隔は一定ではない。典型的には、制御部12は、心臓の動きが早くボケが多くきれいに撮影できない期間は、低密度でボリュームデータを選択する、つまり隣接するボリュームデータの時間間隔を比較的長く設定する。逆に、心臓の動きが遅くボケが少なくきれいに撮影できる期間は、高密度でボリュームデータを選択する、つまり隣接するボリュームデータの時間間隔を比較的短く設定する。

[0031] なお、不等密度でボリュームデータを選択することは、CT装置2で心拍位相に応じてボリュームデータの収集密度を変動させ、そうして収集され記憶された全ボリュームデータを処理対象として用いることに変更することができる。

[0032] 心臓の動きに応じて密度が変化するように選択されたボリュームデータから冠動脈芯線構造を抽出し（S 15）、それら冠動脈芯線構造からそれぞれの間の1又は複数の心拍位相それぞれに対応する複数の冠動脈芯線構造を補間処理により生成する（S 16）。

[0033] それにより2又は3心拍位相の芯線構造から他の心拍位相の芯線構造を補間するよりも、さらにその補間精度の向上及びモーションアーチファクトの影響を軽減でき、それにより4次元冠動脈変形モデルの精度、さらに流体解析処理の精度も、2心拍位相での解析よりもさらに向上させることができる。

。

[0034] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

請求の範囲

- [請求項1] 心臓に関する少なくとも2心拍時相にそれぞれ対応する少なくとも2枚の画像から少なくとも2の冠動脈芯線構造を抽出する芯線抽出部と、
- 前記心臓の1心拍にわたる複数の心拍時相にそれぞれ対応する冠動脈芯線構造を発生するために、前記抽出された少なくとも2の冠動脈芯線構造から他の心拍時相に係る冠動脈芯線構造を補間する補間処理部と、
- 前記1心拍にわたる複数の冠動脈芯線構造から各心拍位相間の複数の変位分布を計算する変位分布計算部とを具備することを特徴とする医用画像処理装置。
- [請求項2] 前記少なくとも2の画像中の特定の心拍時相に対応する画像から冠動脈基準モデルを生成する冠動脈基準モデル生成部と、
- 前記複数の変位分布に基づいて前記冠動脈基準モデルを変形し、前記1心拍にわたる複数の冠動脈モデルを発生する変形処理部とをさらに備えることを特徴とする請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項3] 前記心臓の収縮末期位相の画像から抽出した冠動脈芯線構造と、拡張末期位相の画像から抽出した冠動脈芯線構造とから、前記他の心拍時相に係る冠動脈芯線構造が補間されることを特徴とする請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項4] 前記心臓の収縮末期位相の画像から抽出した冠動脈芯線構造と、拡張末期位相の画像から抽出した冠動脈芯線構造と、前記収縮末期と前記拡張末期との中間期の心拍位相の画像から抽出した冠動脈芯線構造とから、前記他の心拍時相に係る冠動脈芯線構造が補間されることを特徴とする請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項5] 前記複数の画像の隣り合う画像の間の時間間隔は不等であることを特徴とする請求項1記載の医用画像処理装置。
- [請求項6] 前記冠動脈モデルは、拡張期の心拍位相に係る画像から生成され

ることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項7] 前記画像は前記心臓を含む部位に関するボリュームデータであることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

[請求項8] 前記変形された冠動脈モデルの時間変化から前記心臓の 1 心拍にわたる複数の心拍時相にそれぞれ対応する冠動脈の血管壁の硬さと血液流入量を計算する計算部を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

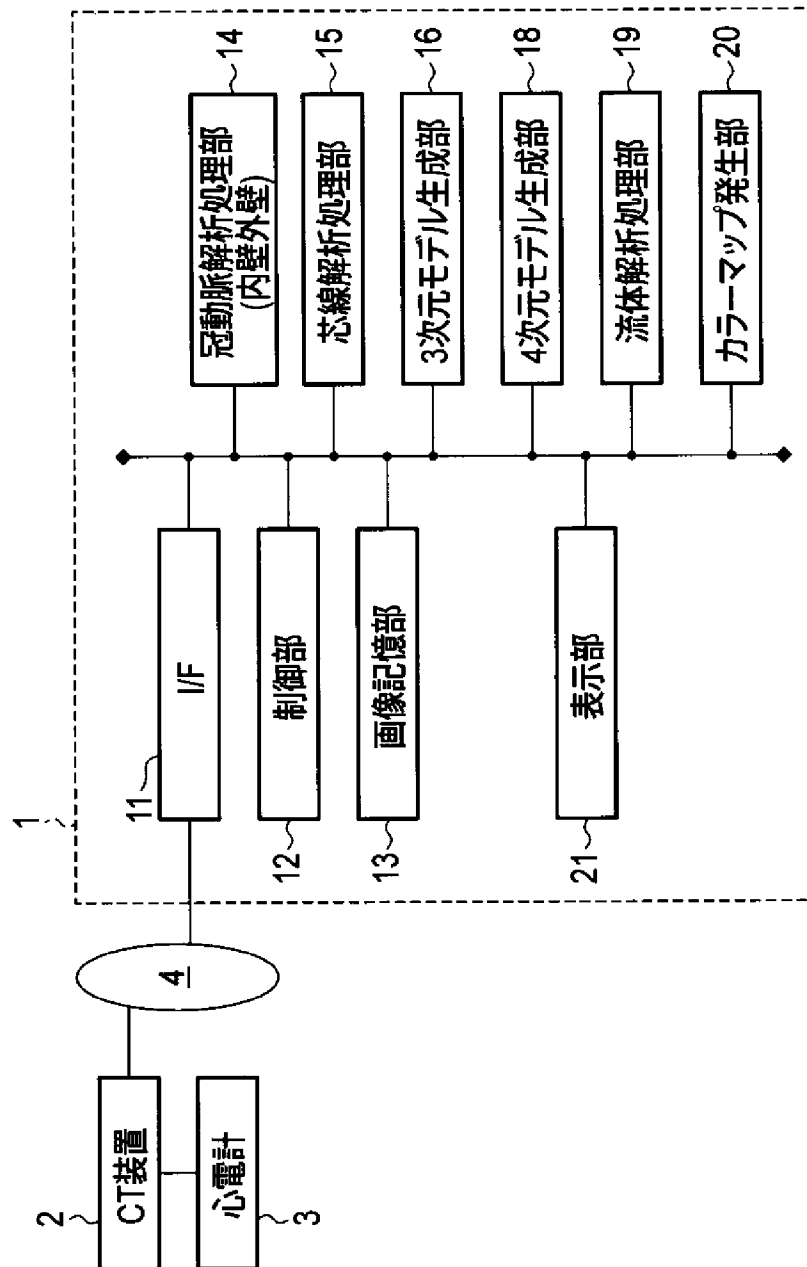
[請求項9] 前記計算された血管壁の硬さと血液流入量とから前記複数の心拍時相にそれぞれ対応する複数の圧力分布を発生する圧力分布発生部を更に備えることを特徴とする請求項 8 記載の医用画像処理装置。

[請求項10] 前記 1 心拍にわたる複数の冠動脈モデルを表示する表示部を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

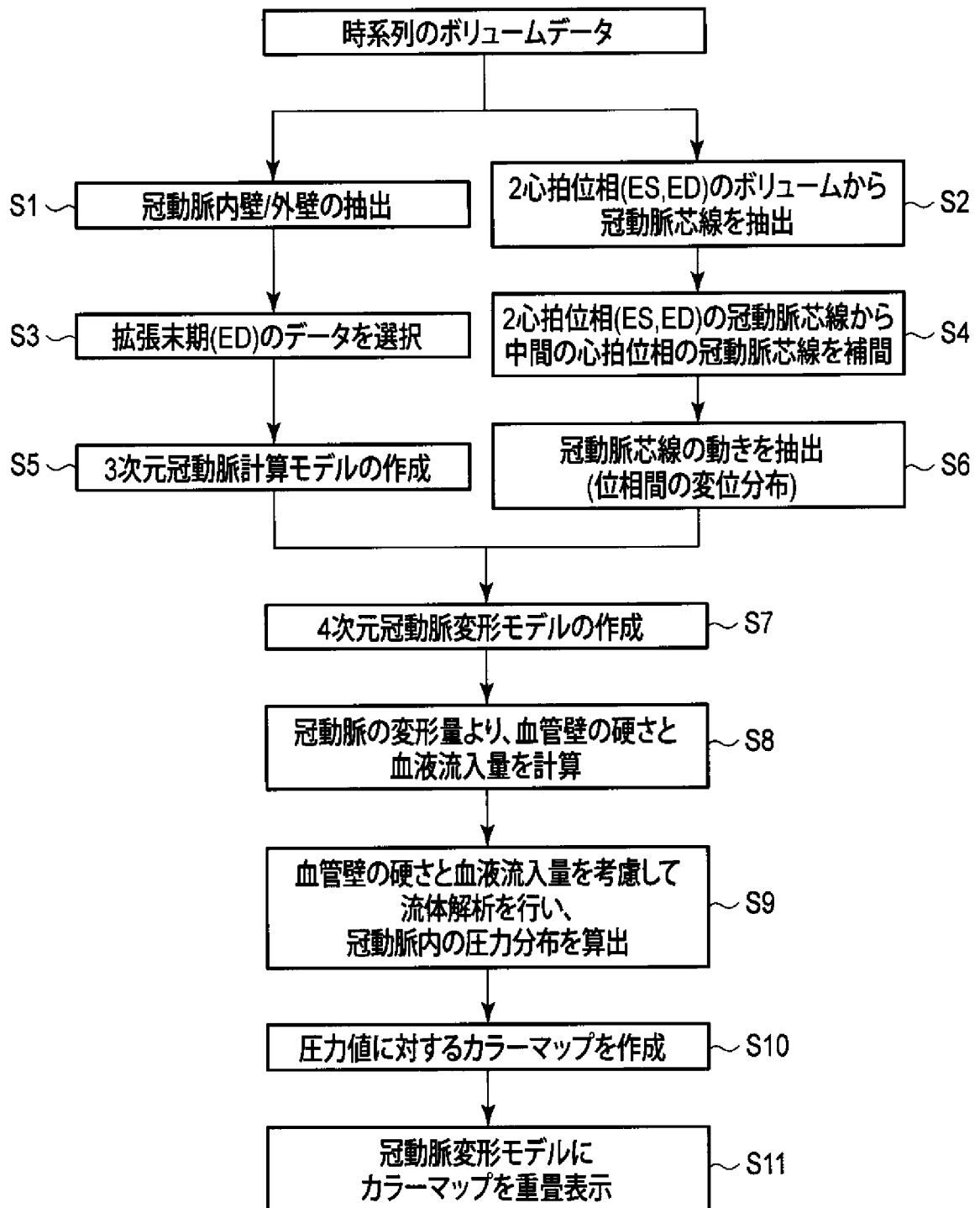
[請求項11] 前記複数の圧力分布から、圧力に応じて色相の異なる複数のカラーマップを発生するカラーマップ発生部を更に備えることを特徴とする請求項 9 記載の医用画像処理装置。

[請求項12] 前記カラーマップを前記冠動脈モデルに重ねて表示する表示部を更に備えることを特徴とする請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

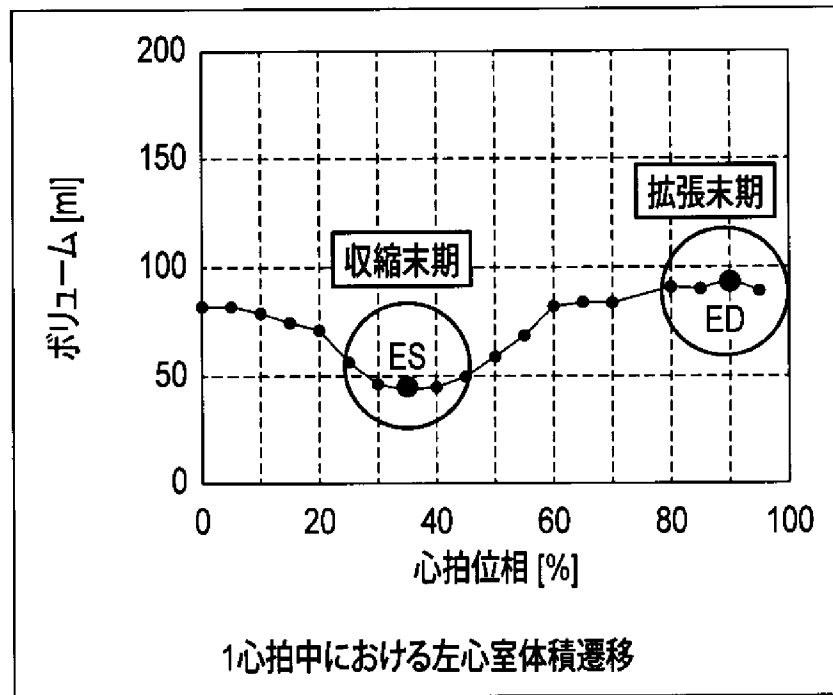
[図1]



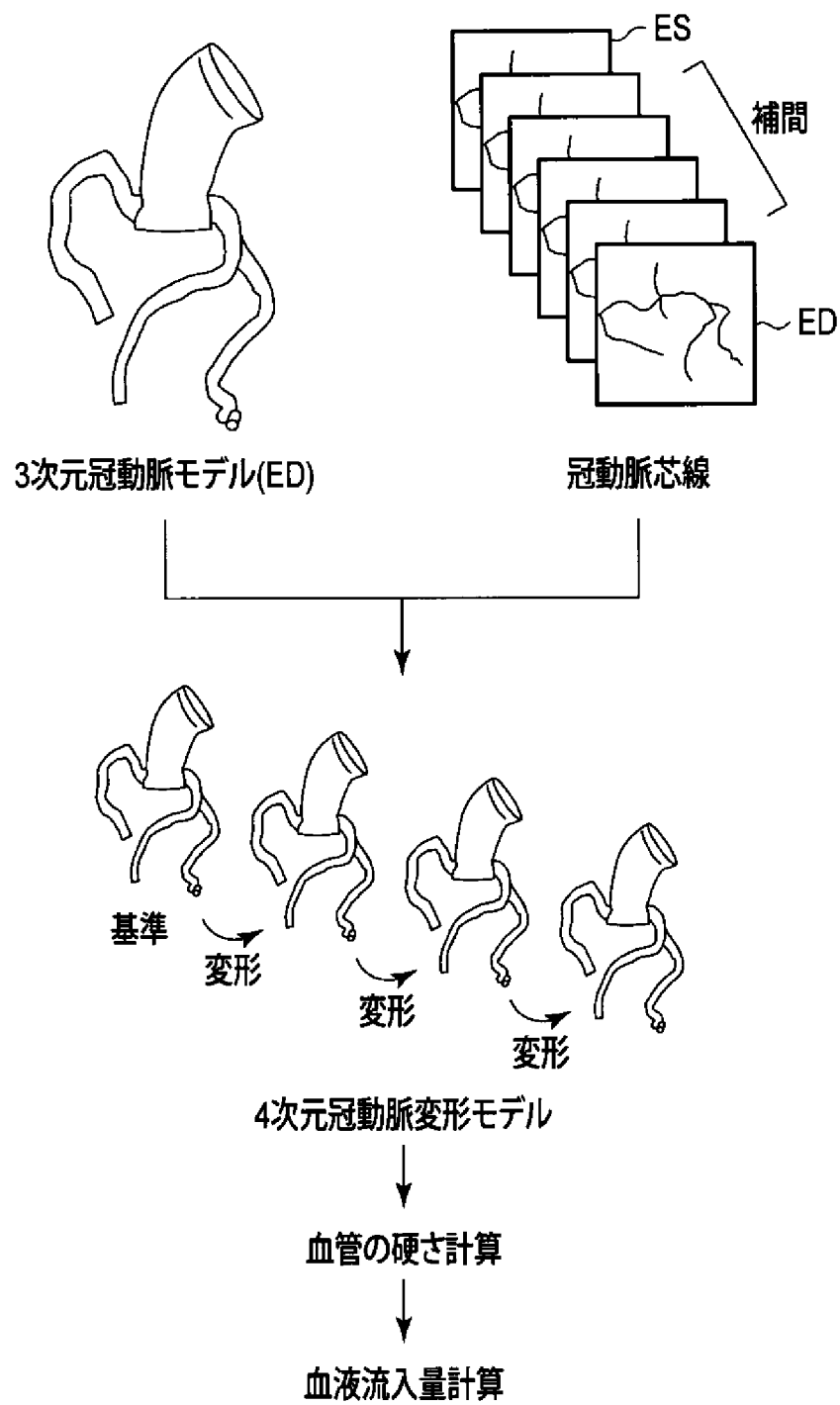
[図2]



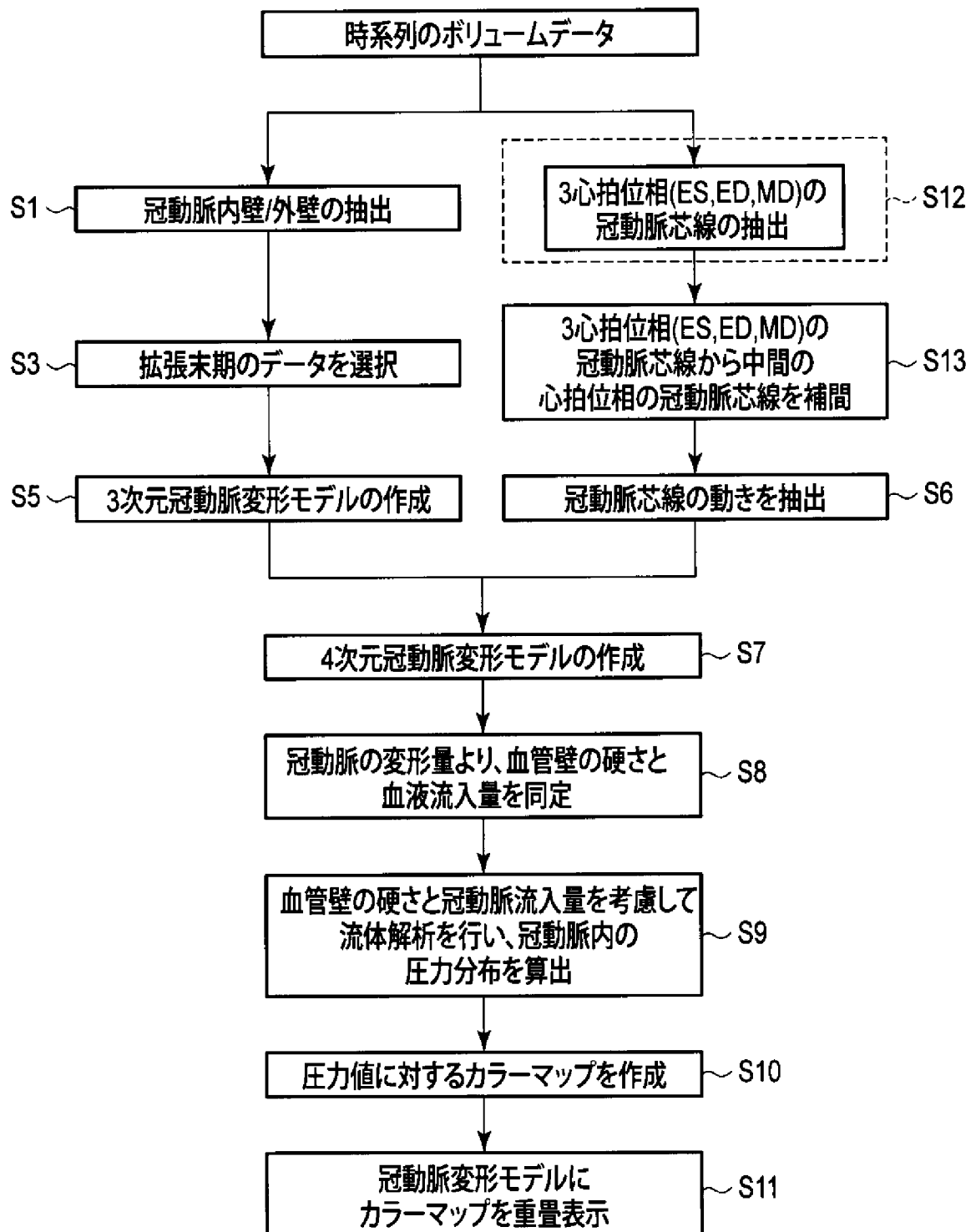
[図3]



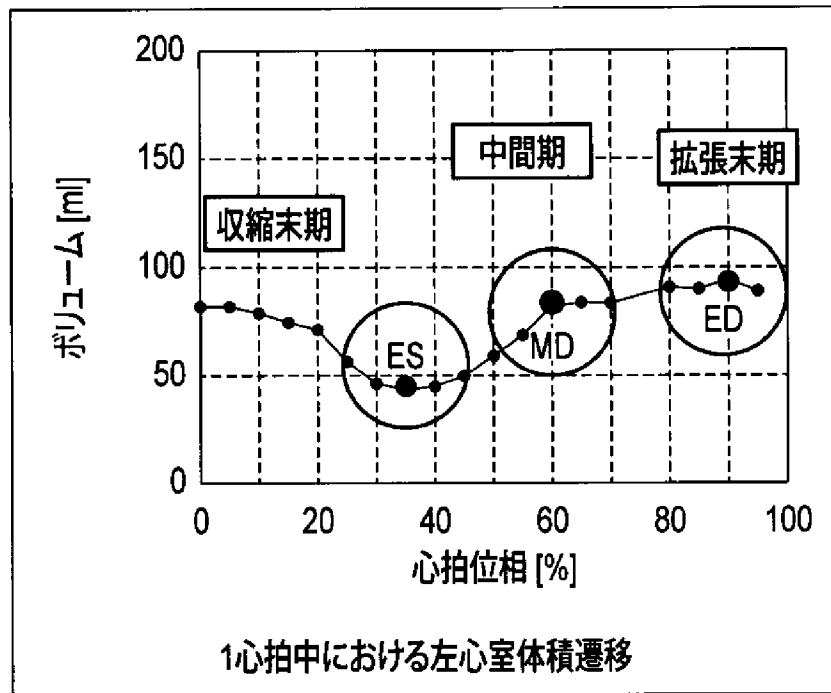
[図4]



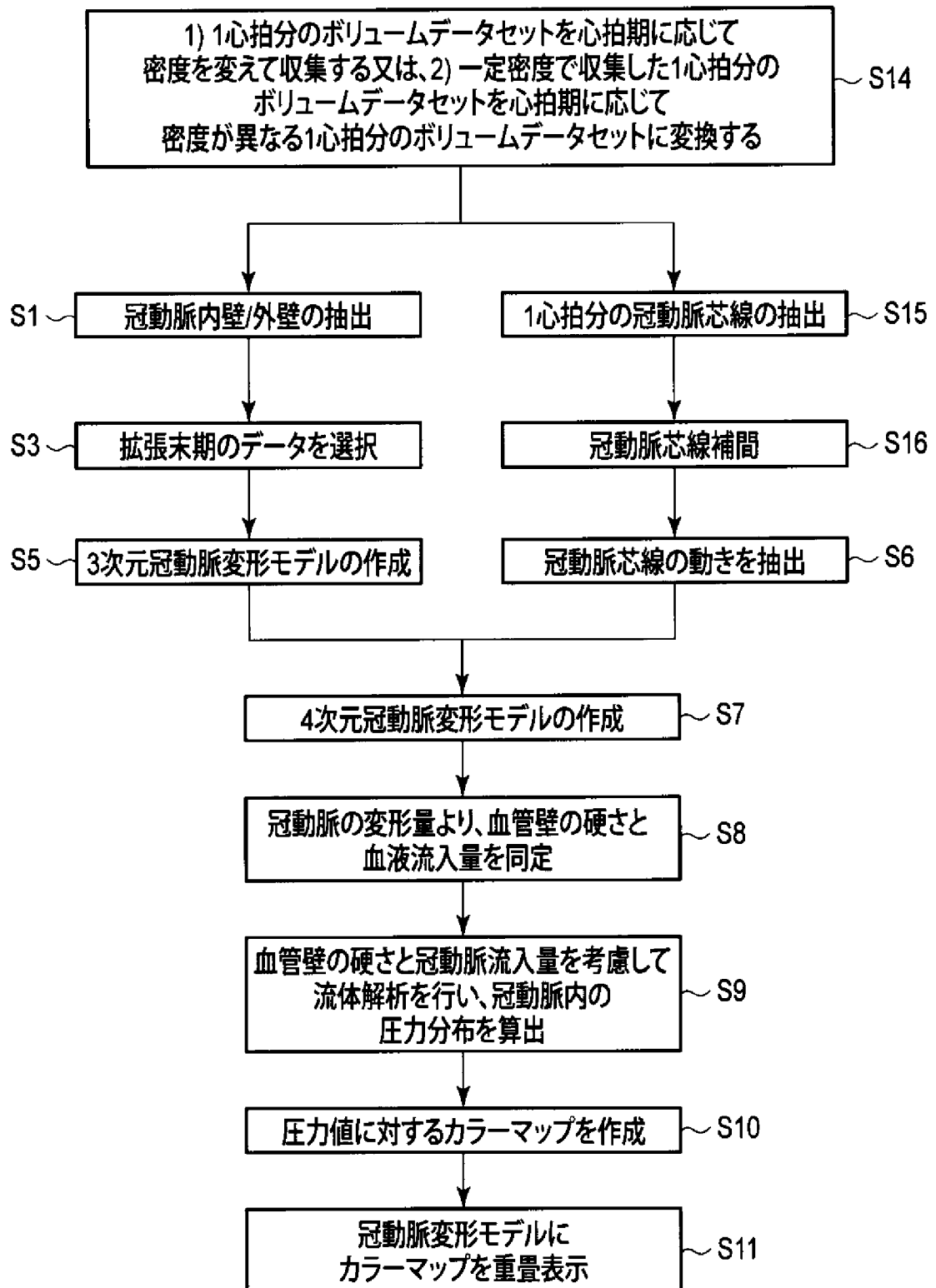
[図5]



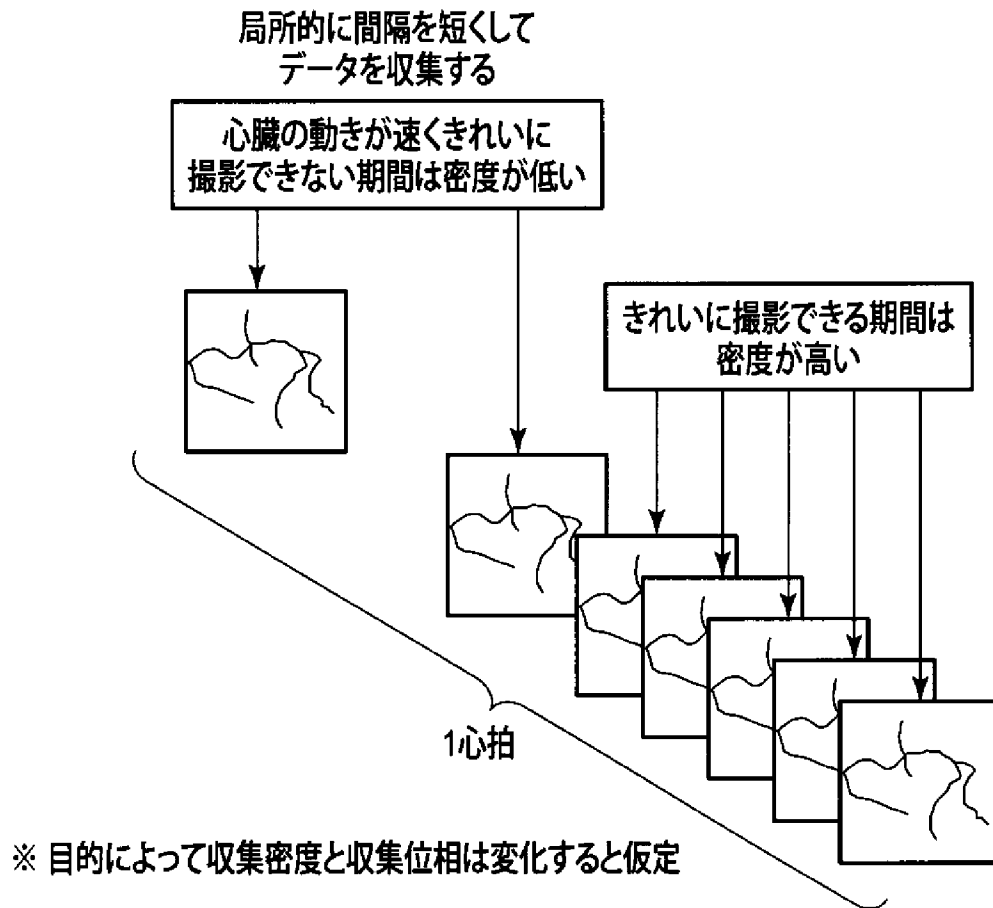
[図6]



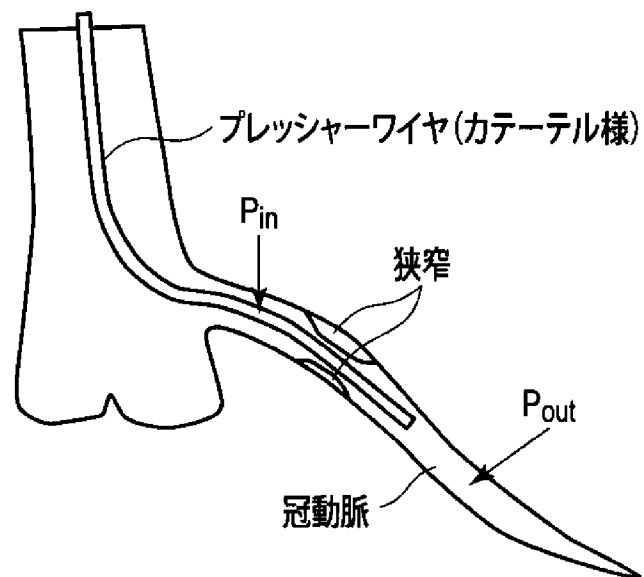
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(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)

A61B6/03

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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 2007-508096 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 05 April 2007 (05.04.2007), entire text; all drawings & US 2007/0073142 A1 & EP 1678987 A & WO 2005/039253 A1	1-12
A	JP 2004-081866 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 18 March 2004 (18.03.2004), entire text; all drawings & EP 1394747 A1 & FR 2844080 A	1-12

☒ 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 January, 2014 (15.01.14)

Date of mailing of the international search report
28 January, 2014 (28.01.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082220

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-081254 A (Toshiba Corp.), 26 April 2012 (26.04.2012), entire text; all drawings & US 2012/0063663 A1 & EP 2442276 A1 & CN 102415898 A	1-12

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(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. A61B6/03

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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 請求項の番号
A	JP 2007-508096 A（コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ）2007.04.05, 全文、全図 & US 2007/0073142 A1 & EP 1678987 A & WO 2005/039253 A1	1 - 1 2
A	JP 2004-081866 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2004.03.18, 全文、全図 & EP 1394747 A1 & FR 2844080 A	1 - 1 2
A	JP 2012-081254 A（株式会社東芝）2012.04.26, 全文、全図 & US 2012/0063663 A1 & EP 2442276 A1 & CN 102415898 A	1 - 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

1 5 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 1 . 2 0 1 4

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

九鬼 一慶

2 Q

4 4 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2