

(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
2013 年 7 月 18 日(18.07.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/105197 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/008331
- (22) 国際出願日: 2012 年 12 月 26 日(26.12.2012)
- (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 2012-001764 2012 年 1 月 10 日(10.01.2012) JP
- (71) 出願人: パナソニック株式会社 (PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真 1 〇 〇 6 番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 田路 文平 (TOJI, Bumpei). 大宮 淳 (OHMIYA, Jun). 遠間 正真 (TOMA, Tadamasa).
- (74) 代理人: 新居 広守, 外 (NII, Hiromori et al.); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島 5 丁目 3 番 1 〇 号タナカ・イトーピア新大阪ビル 6 階新居国際特許事務所内 Osaka (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, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

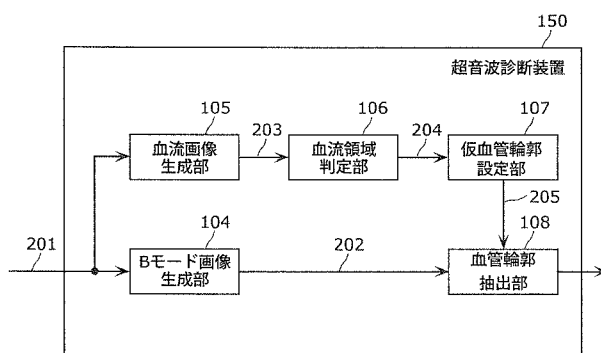
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSIS DEVICE, AND BLOOD VESSEL DETECTION METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置、および、血管検出方法



- 150 Ultrasonic diagnosis device
105 Blood flow image generation unit
106 Blood flow region determination unit
107 Temporary blood vessel outline setting unit
104 B-mode image generation unit
108 Blood vessel outline extraction unit

(57) Abstract: An ultrasonic diagnosis device (150) for detecting a blood vessel of interest in a subject on the basis of a reflected ultrasonic wave obtained from the subject using an ultrasonic probe, which comprises: a B-mode image generation unit (104) for generating a tomography image of the subject on the basis of a reflected ultrasonic wave; a blood flow image generation unit (105) for generating blood flow information that shows a blood flow region in the subject on the tomography image on the basis of a reflected ultrasonic wave; and a blood flow region determination unit (106) for analyzing the blood flow information generated by the blood flow image generation unit (105) to thereby determine whether or not the blood flow region is a blood flow region corresponding to the blood vessel of interest.

(57) 要約: 超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波診断装置 (150) であって、反射超音波に基づいて、被検体の断層画像を生成するBモード画像生成部 (104) と、反射超音波に基づいて、断層画像上での被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流画像生成部 (105) と、血流画像生成部 (105) が生成した血流情報を解析することで、血流領域が対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部 (106)

と備える。

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置、および、血管検出方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置および血管特定方法に関する。特に、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて対象血管を特定する超音波診断装置および血管検出方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、動脈硬化及び血管疾患等を早期に発見するために、超音波診断装置が用いられている。具体的には、超音波診断装置を用いて、血管壁の内膜と中膜とを合わせた膜の厚さである内膜中膜複合体厚（Intima Media Thickness、以下IMT）が計測されている。IMTの厚みやプラークの有無を判断する際には、検査者は、超音波画像内の血管外膜及び血管内膜の形状を手動で指定（スケッチ）し、このスケッチを元に診断を行う。具体的には、検査者は、Bモード画像に対し、外膜の辺縁形状を外膜輪郭線としてスケッチし、さらに内腔の辺縁形状を内腔輪郭線としてスケッチする。そして最終的にこのスケッチの形状をもとに、検査者は、プラークの有無などの診断を行う（非特許文献1参照）。

先行技術文献

非特許文献

[0003] 非特許文献1：Ainsworth CD、Blake CC、Tama yo A、Beletsky V、Fenster A、Spence JD、“3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume：a tool for rapid evaluation of new therapies.”、Stroke 2005、36（9）：1904－1909.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、検査者が超音波画像上の血管を手動で指定する必要がある
ので、正確に血管が検出されない場合があるという問題がある。

[0005] そこで、本発明は、より正確に検査対象の血管を検出する超音波診断装置
を提供する。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体か
ら取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波
診断装置であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生
成する断層画像生成部と、前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での
前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、前記血
流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前
記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部と
備える。

[0007] なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路
、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なＣＤ－ＲＯＭ
などの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュ
ータプログラムおよび記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

発明の効果

[0008] 本発明の超音波診断装置は、より正確に検査対象の血管を特定すること
ができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、実施の形態1における超音波診断装置の概略構成を示す図であ
る。

[図2]図2は、実施の形態1における超音波診断装置の詳細構成を示すブロッ
ク図である。

[図3]図3は、実施の形態1における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理の

フローチャートの第一例である。

[図4]図4は、(a) 血流画像の血流領域を示す図、及び、(b) 血流点を示す図である。

[図5]図5は、(a) 複数フレームにおいて血流点を抽出した結果を示す図、(b) 血流点をグループ化した結果を示す図、(c) 抽出された対象血管の血流領域相当の血流グループを示す図、及び、(d) 抽出された対象血管の血流領域相当の血流点を示す図である。

[図6]図6は、実施の形態1における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理のフローチャートの第二例である。

[図7]図7は、実施の形態2におけ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]図8は、実施の形態3におけ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9]図9は、実施の形態3における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理のフローチャートである。

[図10]図10は、各実施の形態に係る超音波診断装置の外観図である。

[図11]図11は、想定される超音波診断装置の第一例を示す図である。

[図12]図12は、想定される超音波診断装置の第二例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] (本発明の基礎となった知見)

本発明者は、「背景技術」の欄において記載した超音波診断装置に関し、以下の問題が生じることを見出した。

[0011] 近年、動脈硬化及び血管疾患等を早期に発見するために、超音波診断装置が用いられている。具体的には、超音波診断装置を用いて、血管壁の内膜と中膜とを合わせた膜の厚さである内膜中膜複合体厚 (Intima Media Thickness、以下IMT) が計測されている。また、超音波診断装置を用いて、血管の内腔が狭窄することによって発生するプラークの有無が確認されている。これは動脈硬化が進行するほどIMTが厚くなった

り、プラークが形成されたりすることが明らかになってきたからである。なお、動脈硬化は全身的に進行すると考えられており、主に表在性の頸動脈が動脈硬化の進行度合いを判断する際の計測対象となっている。ここでプラークとは、血管の内壁が局所的に血管の内側（内腔）に突出した隆起性病変を意味している。プラークは、血栓、脂肪性、及び繊維性など様々な形態を取り、頸動脈の狭窄及び閉塞、並びに、脳梗塞及び脳虚血を起こす原因になる恐れがある。

[0012] 超音波診断装置によるIMTの計測、および、プラーク形状の検出は、血管の超音波画像を用いて行われる。超音波診断装置は、探触子を介して被検体表より被検体内に超音波を送波し、被検体から発生する反射波に基づき超音波画像（例えばBモード画像）を形成する。そして、検査者が、この超音波画像を見てプラーク有無を判断する。

[0013] ここで、検査者がIMTの厚みやプラークの有無を判断する際には、検査者は、超音波画像内の血管外膜及び血管内膜の形状を手動で指定（スケッチ）し、このスケッチを元に診断を行う（例えば、図11の構成）。具体的には、検査者は、Bモード画像に対し、外膜の辺縁形状を外膜輪郭線としてスケッチし、さらに内腔の辺縁形状を内腔輪郭線としてスケッチする。そして最終的にこのスケッチの形状をもとに、検査者は、プラークの有無などの診断を行う（例えば、非特許文献1参照）。

[0014] しかしながら、非特許文献1の手法では、画像取得後にオフライン状態において、検査者は、超音波画像上に血管壁の外膜輪郭及び内腔輪郭の位置を手動で指定する必要がある。つまり、検査者は、従来の診断方法によってプラーク検出を行う場合には手動で輪郭を指定する必要があり、手間がかかる。その結果、検査者に依存して発生する検査結果の揺らぎが生ずる。よって、正確に血管が検出されない場合があるという問題がある。

[0015] そこで、本発明は、より正確に検査対象の血管を検出する超音波診断装置を提供する。

[0016] 上記の問題を解決するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、

超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波診断装置であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部と、前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部とを備える。

[0017] これによれば、超音波診断装置は、血流領域に関する血流情報に基づいて、超音波画像において対象血管に対応する血流領域を判定することができる。超音波画像上には、対象血管に対応する血流領域を含む複数の血流領域が存在している場合がある。そのような場合に、血流情報に基づいて、複数の血流領域のうち対象血管に対応する血流領域を特定することができる。よって、超音波診断装置は、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

[0018] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の位置を解析することで前記判定を行う。

[0019] これによれば、超音波診断装置は、超音波画像における血流領域の位置に基づいて、血流領域を特定することができる。検査者が超音波プローブを移動（スキャン）させながら順次超音波画像を取得するので、超音波画像における血流領域の位置を解析することで、複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域を検出することができる。よって、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

[0020] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域を含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域を配置した場合に、配置した前記血流領域の間の距離が閾値以下である複数の血流領域をまとめて1つの血流領域群として抽出し、抽出した前記血流領域群の属性に基づいて、前記血流領域群に含まれる血流領域に対して前記判定を行う。

[0021] これによれば、超音波診断装置は、複数の超音波画像のそれぞれにおける

血流領域の位置が閾値以下である血流領域を同一の血管に対応する血流領域（血流領域群）として抽出することができる。検査者が超音波プローブ移動させながら順次超音波画像を取得するので、比較的近い時刻に取得された複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域は、比較的近い位置に存在する。超音波画像における血流領域の位置に基づいて血流領域を特定することにより、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

[0022] 例えば、前記血流領域判定部は、抽出した前記血流領域群の属性があらかじめ定められた前記対象血管の属性に一致する場合に、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるとの前記判定を行う。

[0023] これによれば、超音波診断装置は、同一の血管に対応する血流領域群の属性が、あらかじめ定められた対象血管の属性と一致する場合に、当該血流領域群を対象血管に対応する血流領域として特定することができる。

[0024] 例えば、前記血流領域判定部は、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域の数と、前記血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域の面積と、前記血流領域群を含む複数の断層画像が取得された被検体上の範囲のうちの始端及び終端から取得された断層画像のそれぞれにおける血流領域の位置とのうちの少なくとも1つを、前記血流領域群の属性として、前記判定を行う。

[0025] これによれば、これらの属性を利用することにより、より正確にY字形状の血管を特定することができる。血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域は、Y字形状の分岐部に対応し、始端と終端とは、それぞれ、超音波プローブによるスキャンの開始時と終了時とに取得された超音波画像に対応する。つまり、超音波診断装置は、Y字形状の分岐部と端部とを特定することにより、より正確にY字形状の血管を特定することができる。

[0026] 例えば、前記血流領域判定部は、1つの前記血流領域群が含む前記血流領域の数が所定数以下の場合には、当該血流領域群を除く血流領域群に含まれ

る血流領域に対して、前記判定を行う。

[0027] これによれば、超音波診断装置は、含まれる血流領域の数が少ない血流領域群を血流ノイズと特定し、血流ノイズと特定された血流領域群を、血流領域の判定対象から除外することができる。よって、血流ノイズなど対象血管以外の血流情報がある場合にも正確に対象血管を検出することができる。

[0028] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域群のうち、面積が最大である血流領域を含む血流領域群に含まれる血流領域が、前記対象血管に対応する血流領域であるとの判定を行う。

[0029] これによれば、特にY字形状の分岐部に対応する部分を有する血管を対象血管として特定することができる。

[0030] 例えば、前記血流領域判定部は、さらに、抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む断層画像が取得された前記被検体の位置に対応させて、前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、第一血流領域群を補間することで形成される図形の端部と、第二血流領域群を補間することで形成される図形の一部との距離が所定値以下であるとき、前記第一血流領域群と前記第二血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う。

[0031] 例えば、前記血流領域判定部は、さらに、抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、前記血流領域群に対応する前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる第一血流領域の前記断層画像上における第一位置と、前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる血流領域であって前記第一血流領域と異なる血流領域である第二血流領域の前記断層画像上における第二位置との差が所定値以下であり、かつ、前記第一血流領域が取得された前記被検体の位置と前記第二血流領域が取得された前記被検体の位置とが所定距離以下であるときに、前記第一血流領域を含む前記血流領域群と、前記第二血流領域を含む前記血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新

たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う。

[0032] これによれば、超音波診断装置は、異なる血流領域群として抽出された複数の血流領域群を、まとめて1つの血流領域群とし、対象血管であるか否かの判定を行うことができる。

[0033] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の面積を解析することで前記判定を行う。

[0034] これによれば、超音波診断装置は、超音波画像における血流領域の面積に基づいて、血流領域を特定することができる。検査者が超音波プローブを移動（スキャン）させながら順次超音波画像を取得するので、超音波画像における血流領域の面積を解析することで、複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域を検出することができる。よって、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

[0035] 例えば、前記血流領域判定部は、取得された複数の断層画像のそれぞれにおける前記血流領域の面積の変動を解析し、拍動様の変動の有無を判定することで前記判定を行う。

[0036] これによれば、超音波診断装置は、拍動様に面積が変動する動脈を、対象血管として特定することができる。

[0037] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記血流領域の前記血流の方向を解析することで前記判定を行う。

[0038] 例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域の前記血流の方向が、あらかじめ定められた前記対象血管の血流の方向と一致する場合に、前記血流領域が前記対象血管に対応する前記血流領域であるとの前記判定を行う。

[0039] これによれば、超音波診断装置は、血流の方向に基づいて対象血管を特定することができる。対象血管の血流の方向又は向きと、対象血管のおおまかな位置とは従来知られているので、超音波診断装置は、解析された血流の方向に基づいて、対象血管を特定することができる。

[0040] 例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記血流領域判定部における前記判定の結果を示す情報を表示する表示部と、前記表示部が表示している前

記判定の結果を示す情報に対するユーザによる修正要求に基づいて前記血流領域判定部における前記判定結果を修正する修正部とを備える。

[0041] これによれば、超音波診断装置は、血流領域判定部による判定結果に誤りがある場合に、検査者（ユーザ）からの修正要求に基づいて判定結果を修正し、より正確に対象血管を検出することができる。

[0042] 例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記血流領域判定部が判定した血流領域に基づいて、仮血管輪郭を設定する仮血管輪郭設定部と、前記仮血管輪郭設定部が設定した前記仮血管輪郭を用いて、前記断層画像生成部が生成した前記断層画像内において、前記対象血管の輪郭を抽出する血管輪郭抽出部とを備える。

[0043] これによれば、超音波診断装置は、血流領域判定部が検出した対象血管の血管壁の輪郭を超音波画像上でトレースすることができる。

[0044] 例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記超音波プローブの位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得するプローブ位置姿勢取得部と、前記プローブ位置姿勢取得部が取得した前記位置姿勢情報と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報とに基づいて、前記血流領域を3次元空間上で示す血流3次元情報を生成する血流3次元構成部とを備え、前記血流領域判定部は、前記血流3次元構成部が生成した前記血流3次元情報を解析することで、前記判定を行う。

[0045] これによれば、超音波診断装置は、3次元空間における血流領域の形状に基づいて、対象血管を検出することができる。

[0046] 例えば、前記対象血管は、頸動脈である。

[0047] これによれば、超音波診断装置は、頸動脈を検出することができる。

[0048] 本発明の一態様に係る血管抽出方法は、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する血管抽出方法であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成ステップと、前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成ステップと

、前記血流情報生成ステップで生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定ステップとを含む。

[0049] これにより、上記の超音波診断装置と同様の効果を奏する。

[0050] なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なＣＤ－ＲＯＭなどの記録媒体記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

[0051] 以下、実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

[0052] なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的または具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

[0053] （実施の形態１）

従来、手動の手間を減らして検査者の負荷を低減し、また、検査時間を短縮することを目的として、血流情報が存在する位置をもとに仮血管壁輪郭を設定し、設定した仮血管壁輪郭を初期輪郭として血管壁輪郭を自動的に抽出する手法がある（図１２）。しかしながら、多様な血流情報が存在する場合に、検査対象とする血管（以下、対象血管とも呼ぶ）（例えば頸動脈）のみを抽出することが難しいという問題がある。

[0054] 例えば、計測範囲に頸動脈以外の血管（頸静脈、又は、椎骨動脈など）が存在する場合、その血管の位置に血流が存在するので、その血管を誤って抽出することがある。また、組織の動きなどが誤って血流情報として捉えられることもある（血流ノイズ）。このように、確実に対象血管のみを抽出することが難しいという問題がある。

[0055] 本実施の形態に係る超音波診断装置の概略構成を説明する。図1は、本実施の形態に係る超音波診断装置150の概略構成を示すブロック図である。

[0056] 図1に示される超音波診断装置150は、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波201に基づいて対象血管を検出する。なお、検査者が被検体上で超音波プローブを直線的に移動させながら、順次、反射超音波を取得する場合を例として説明する。ただし、超音波プローブの移動は、直線的なものに限られない。つまり、操作者が曲線的に超音波プローブを移動させる場合にも適用することができる。

[0057] 超音波診断装置150は、Bモード画像生成部104と、血流画像生成部105と、血流領域判定部106と、仮血管輪郭設定部107と、血管輪郭抽出部108とを備える。

[0058] Bモード画像生成部104は、反射超音波201に基づいてBモード画像202を生成する。

[0059] 血流画像生成部105は、血流情報生成部に相当する。血流画像生成部105は、反射超音波201に基づいて、血流がある領域を示す血流画像203を生成する。血流画像203は、血流情報に相当する。以降、血流情報の具体例として血流画像203を用いて説明するが、血流情報は、血流画像203に限られない。血流情報は、被検体において血流がある領域を示す情報であればなんでもよい。

[0060] 血流領域判定部106は、血流画像203に基づいて、対象血管の血流領域204を抽出する。

[0061] 仮血管輪郭設定部107は、血流領域204を基に仮血管輪郭205を設定する。

[0062] 血管輪郭抽出部108は、仮血管輪郭205を初期輪郭として、Bモード画像202を用いて血管輪郭（血管の外膜輪郭）206を抽出する。具体的には、例えば、血管輪郭抽出部108は、仮血管輪郭205を初期輪郭とした探索処理をBモード画像202上で行うことにより、血管輪郭206を抽出する。

[0063] 以下、本実施の形態に係る超音波診断装置 150 の構成を詳細に説明する。

[0064] 図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 150 の詳細構成を示すブロック図である。

[0065] 図 2 に示す超音波診断装置 150 は、制御部 102 と、送受信部 103 と、Bモード画像生成部 104 と、血流画像生成部 105 と、血流領域判定部 106 と、仮血管輪郭設定部 107 と、血管輪郭抽出部 108 と、血管輪郭画像生成部 109 と、データ格納部 110 とを備える。また、超音波診断装置 150 の外部には、プローブ 101 と、表示部 111 とがあり、それぞれ、超音波診断装置 150 に接続されている。なお、プローブ 101 と、表示部 111 とは、超音波診断装置 150 の内部にあってもよい。また、プローブ 101 と、表示部 111 とがなくてもよい。

[0066] プローブ 101 は、超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波プローブである。プローブ 101 は、送受信部 103 の指示に従い超音波を送受信する。また、プローブ 101 は、被検体からの反射超音波 201（超音波反射信号）をエコー信号として受信する。なお、プローブ 101 は、超音波振動子が 1 次元方向に配列されているプローブであってもよいし、超音波振動子がマトリックス状に配置された 2 次元アレイプローブであってもよい。

[0067] 制御部 102 は、超音波診断装置 150 に含まれる各処理部の制御を行う。以降、特に明記しないが、制御部 102 が各処理部の動作を制御する。例えば、制御部 102 は、動作タイミングなどを制御しながら各処理部に処理を実行させる。

[0068] 送受信部 103 は、プローブ 101 の超音波振動子を駆動させて超音波を発生させる。また、送受信部 103 は、プローブ 101 が被検体から受信した反射超音波 201 を受信する。

[0069] Bモード画像生成部 104 は、送受信部 103 が受信した反射超音波 201 を基に、Bモード画像 202 を生成する。具体的には、Bモード画像生成部 104 は、反射超音波 201 に対しフィルタ処理を行ったのち、包絡線検

波を行う。さらに、Bモード画像生成部104は、包絡線検波により取得した信号に対して対数変換及びゲイン調整を行うことでBモード画像202を生成する。

[0070] 血流画像生成部105は、送受信部103が受信した反射超音波201を基に、血流画像203を生成する。ここで、血流画像203とは、血流がある領域を示す画像である。具体的には、血流画像生成部105は、超音波が血流に反射されることにより生ずる周波数の変化を用いて、血管内の血流の速度（血流速度）を検出する。そして、血流画像生成部105は、検出した血流速度を、カラーデータとして画像化することで血流画像203を生成する。なお、血流速度を画像化する方法としては、例えばカラードプラ法又はパワードプラ法を用いることができる。

[0071] 血流領域判定部106は、血流画像生成部105が生成した血流画像に基づいて、対象となる血管の血流領域204を抽出する。

[0072] なお、ここでは、血流画像生成部105は、血流画像203を生成としたが、必ずしも画像を生成する必要はない。つまり、血流画像生成部105が、血流がある領域を示す情報（血流情報）を生成し、血流領域判定部106がこの血流情報を用いて対象となる血管の血流領域204を抽出してもよい。この血流領域の判定方法については、後ほど詳述する。

[0073] 仮血管輪郭設定部107は、血流領域判定部106が抽出した血流領域204に基づいて仮血管輪郭205を設定する。そして、仮血管輪郭設定部107は設定した仮血管輪郭205を示す仮血管輪郭情報を血管輪郭抽出部108に送る。

[0074] 血管輪郭抽出部108は、仮血管輪郭情報で示される仮血管輪郭205を、Bモード画像202に設定した上で、この仮血管輪郭205を初期輪郭として用い、Bモード画像202からより詳細な血管輪郭206を示す情報を抽出する。ここでは、血管輪郭抽出部108は、血管の外膜の輪郭（外膜輪郭）に相当する輪郭を抽出する。

[0075] なお、本実施の形態では、血管輪郭抽出部108が、外膜輪郭を抽出する

ようにBモード画像からの抽出を行っているが、仮血管輪郭情報を血流画像203に設定した上で、血流画像203から内腔輪郭を抽出するようにしてもよい。また、その両方を行って外膜輪郭と内腔輪郭とを抽出するようにしてもよい。

[0076] 血管輪郭画像生成部109は、血管輪郭抽出部108が抽出した血管輪郭を示す情報を、Bモード画像202に重畳する形で合成し、血管輪郭画像を生成する。

[0077] データ格納部110は、Bモード画像生成部104が生成するBモード画像202、血流画像生成部105が生成する血流画像203、及び、血管輪郭抽出部108が生成する血管輪郭206を格納する。

[0078] 表示部111は、Bモード画像202、血流画像203若しくは血管輪郭206、又は、それらのデータなどを表示する。表示部111は、LCD (liquid crystal display、液晶ディスプレイ) などの表示装置である。なお、本実施の形態は、対象とする血管の輪郭をより正確に求める輪郭抽出方法の特徴とする。よって、超音波診断装置150が、血管輪郭画像生成部109及びデータ格納部110を具備するかどうかは任意である。

[0079] 図3は、本実施の形態における超音波診断装置150の血管輪郭206の抽出処理のフローチャートの第一例である。

[0080] まず、ステップS201において、Bモード画像生成部104がBモード画像202を生成するとともに、血流画像生成部105が血流画像203を生成する。具体的には、送受信部103は、プローブ101を通じて被検体に超音波を発信し、プローブ101を通じて反射超音波201を受信する。Bモード画像生成部104及び血流画像生成部105は、送受信部103が受信したデータを処理することで、Bモード画像202及び血流画像203を生成し、生成したBモード画像202及び血流画像203をデータ格納部110に保存する。なお、Bモード画像生成、および、血流画像生成は時系列的に連続で行ってもよい（以降便宜上、Bモード画像、および、血流画像の1生成単位を、フレームと呼ぶこととする）。

[0081] 次に、ステップS 2 0 2において、血流領域判定部 1 0 6は、血流画像 2 0 3を解析し、対象血管の血流領域 2 0 4を抽出する。以下、この工程について述べる。

[0082] 本実施の形態では、血流領域判定部 1 0 6は、まず、予め定めた値より大きい面積を有する血流領域を抽出する。血流画像 2 0 3には、血流画像 2 0 3を生成する過程において誤って血流領域と判定されうる小領域（小さい面積を有する領域）が存在する場合がある。よって、このような処理を行うことで、血流画像 2 0 3の中から効率よく頸動脈以外の血流領域を取り除くことができる。さらに、血流領域判定部 1 0 6は、血流領域の重心の位置を示す座標を算出し、これをその血流領域を示す代表点（以降、血流点と呼ぶ）とする。ここまでで、あるフレームにおける血流点を抽出したことになる。なお、血流点は1点も抽出されないこともあり、また、複数抽出されることもある。また、ここでは血流領域の重心位置を代表点としたが、血流領域範囲の最大座標値と最小座標値との中央値で示される点を代表点としてもよい。さらに、各血流点の情報として、代表点の座標の代わりに、血流領域の面積を示す値を算出してもよい。また、それらを併用してもよい。

[0083] 図4を用いて、血流画像から血流点を抽出する処理について説明する。図4の（a）は、血流画像の血流領域 4 0 1及び4 0 2を表示した図である。図4の（b）は、血流領域 4 0 1及び4 0 2のそれぞれに対応した血流点 4 1 1及び4 1 2を示す図である。ここでは、それぞれの血流領域の重心の位置を血流点としている。

[0084] 次に、血流領域判定部 1 0 6は、血流点のグループ化を行う。血流点のグループ化とは、同じ特徴を有する血流点同士を同じラベルをもつグループとすることを意味する。なお、ラベルとはグループを識別する指標のことであり、名前、数字、色など、グループを一意に識別できるのであれば、どのような指標でも構わない。本実施の形態では、血流領域判定部 1 0 6は、あるフレームにおける血流点に対し、当該フレームの前後の複数フレームにおいて、フレーム内における血流位置に近い血流点に同じ数字（以降、血流グル

ープ番号と呼ぶ)を付けることで、グループ化を実現する。なお、グループ化された血流点の集まりを血流グループとよぶことがある。

[0085] 具体的には、血流領域判定部106は、あるフレームにおけるある血流点を注目血流点とすると、当該フレームより過去のフレームであって、当該フレームが取得された時刻から1秒以内に取得されたフレームに着目する。血流領域判定部106は、着目したフレームにおいて、注目血流点との座標値の距離が10mm相当以内である血流点が存在するならば、この過去の血流点につけられた血流グループ番号と同じ番号を、注目血流点に対して番号付ける。また、前記範囲内に血流点が存在しないならば、血流領域判定部106は、これまでに付けられていない、新しい血流グループ番号を、注目血流点に対して番号付ける。血流領域判定部106は、この処理を、取得した全てのフレームに対して繰り返し適用することで、抽出した全ての血流点に対して血流グループ番号を番号付けることができる。このようにして、血流領域判定部106は、全ての血流点をグループ化することができる。なお、上記で「1秒」又は「10mm」というように具体的な数値を示したが、あくまで例示であり、それぞれ、他の時間、他の長さであってもよい。

[0086] 次に、血流領域判定部106は、血流点の解析を行い、対象血管血流領域に相当する血流点を抽出する。本実施の形態では、血流グループを単位とした解析、および、抽出を行う。ここでの解析は、例えばパターンマッチングである。例えば、総頸動脈から内頸動脈及び外頸動脈に至る頸動脈の形状は、分岐部をもつY字型であるという形状的特徴を有することが知られている。血流領域判定部106は、この形状的特徴に当てはまる血流グループの組を抽出する。血流領域判定部106が抽出した血流グループに属する血流点が、対象血管の血流領域204に相当する。

[0087] 図5は、縦軸及び横軸をそれぞれ各フレームの縦軸及び横軸とし、奥行き方向の軸をフレームの前後の方向（以降、フレーム方向とよぶ）の軸として、模式的に立体図とした説明図である。

[0088] 図5の(a)は、血流領域判定部106が各フレームで血流点を抽出した結

果を示している。図5の(a)において、一番手前に配置されたフレームでは、3つの血流点501、502及び503が抽出されている。この時点では、いずれの血流点に対象血管に相当する血流点であるかはわからない。

[0089] 図5の(b)は、血流領域判定部106が図5の(a)のように抽出した血流点をフレーム方向にグループ化した結果の例である。図5の(b)に示される各円柱は、同じ血流グループ番号をもつ血流点の集まりを示したもので、血流グループに相当する。図5の(b)には、4つの血流グループ511、512、513及び514が存在している。血流領域判定部106は、頸動脈を対象血管とする場合には、例えばY字型の特徴をもつパターンをリファレンスパターンとして、パターンマッチングを実行する。このパターンマッチング処理により、図5の(a)に示される4つの血流グループから、リファレンスパターンと同様の特徴を有する血流グループ511、512及び514を選ぶことができる(図5の(c))。その結果、血流領域判定部106は、対象血管血流領域として、血流グループ511、512及び514に属する血流点を抽出することができる。

[0090] 図5の(d)は、対象血流領域として、血流点501及び502が抽出されたことを示している。図5の(a)において血流領域判定部106が抽出した血流点503は、血流グループ513に属するので、対象血管ではないとして適切に除去することができる。

[0091] なお、ここでは、血流領域判定部106がパターンマッチング技術を用いる例を示したが、対象血管の特徴を学習させた機械学習ベースの抽出方式を採用してもよい。また、血流領域判定部106は、各グループの位置関係により形作られる形状的な特徴だけでなく、血流面積などの情報を用いてもよい。たとえば、頸動脈の分岐部では血流領域面積が非常に大きくなる傾向がある。そのため、血流領域判定部106は、複数のグループのそれぞれにおいて血流領域の面積が最大となる血流点を求めた後、複数のグループのうち最大血流面積を有するグループが分岐部を含んでいる領域であるとして抽出してもよい。さらに、血流領域判定部106は、分岐部を含む血流グループ

を抽出した後、その血流グループとの位置関係に基づいて、さらに複数の血流グループを抽出してもよい。これにより、基準となる血流グループが先に決まるので、より効率よく対象血流グループを抽出することができる。

[0092] 血流領域判定部 106 は、他の例として、血流面積を用いて、拍動様の面積変化を特徴として対象血管の血流グループを抽出してもよい。一般に、動脈の方が血管径の変化が大きいため、血流面積の変化が大きくなるという特徴がある。血流領域判定部 106 は、動脈と静脈とを区別することを意図する場合には、この特徴を利用することより、より適切に対象血管を抽出することができる。

[0093] また、血流領域判定部 106 は、パターンマッチング等の処理を行う前に、血流グループ自体を解析してもよい。例えば、血流のノイズは、フレーム方向に間欠的に描出されることが多く、血流点数の少ない個別のグループに分かれることがある。そこで、血流グループのうち、そのグループに所属する血流点が閾値より少ない場合には、その血流グループは血流ノイズであるとして、以降の解析対象から外すようにしてもよい。これによって、不要な情報を処理する必要がなくなり、より効率よく対象血流グループを抽出することができる。

[0094] 図 3 に戻り、次に、ステップ S 203 では、仮血管輪郭設定部 107 は、ステップ S 202 で抽出した対象血管の血流領域 204 を基に仮血管輪郭 205 を設定する。血管輪郭は、抽出した対象血流領域周辺に存在すると想定されるので、対象血管の血流領域 204 の位置に仮の血管輪郭を設定する。本実施の形態では、血管を輪切りにした像が描出されるようにプローブをスキャンして円形状の血管像が取得されることを想定し、仮血管輪郭は円形状で設定する。

[0095] まず、仮血管輪郭設定部 107 は、各フレームにおいて、対象血流領域に相当する血流点があるかどうかを判定する。仮血管輪郭設定部 107 は、対象血流領域に相当する血流点がある場合には、その血流点を中心とした円を仮血管輪郭とする。このとき、仮血管輪郭設定部 107 は、仮血管輪郭とし

た円が対象血流領域を内包するように、円の半径を決定することが望ましい。また、仮血管輪郭設定部 107 は、対象とする血管の半径の統計的な平均値をもとに円の半径を決定してもよい。

[0096] ステップ S204 では、血管輪郭抽出部 108 は、ステップ S203 で設定した仮血管輪郭 205 を基に、Bモード画像 202 から血管輪郭 206 を抽出する。本実施の形態では、血管輪郭抽出部 108 は、仮血管輪郭を初期輪郭として使用して、Bモード画像 202 に対する動的輪郭探索処理（スネークスなど）を行った結果得られる輪郭を、血管輪郭 206 に決定する。ここで、動的輪郭探索処理とは、エネルギー最小化処理を行うことにより初期輪郭の輪郭点を移動させることで輪郭を抽出する処理である。スネークスアルゴリズムでは、例えば下記（式 1）、（式 2）及び（式 3）で定義されるエネルギー E_{snakes} を最小化するように輪郭を決定する。

[0097] [数1]

$$E_{snakes} = \alpha E_{int} + \beta E_{image} \quad (\text{式 1})$$

[0098] [数2]

$$E_{int} = (w_1 |v_s|^2 + w_2 |v_{ss}|^2) / 2 \quad (\text{式 2})$$

[0099] [数3]

$$E_{image} = -(G_\sigma * \nabla^2 I)^2 \quad (\text{式 3})$$

[0100] ここで、 E_{int} は輪郭線の内部変形エネルギーであり、 E_{image} は輪郭線と画像との適合度を表す画像エネルギーである。 v は輪郭線のパラメータ表現であり、 v_s は v の 1 階微分、 v_{ss} は v の 2 階微分を示している。 α 、 β 、 w_1 、 w_2 は重みを示す定数である。 G_σ はガウシアンフィルタであり、 ∇^2 はラプラシアンフィルタであり、「 $*$ 」は畳み込み（Convolution）の演算子であり、 I は画像の輝度値である。より具体的には、スネークスアルゴリズムは、輪郭線を、当該輪郭線を離散化した輪郭点として表現し、輪郭点ごとに

エネルギー E_{snakes} が最小化されるような点を決定する。例えば、 $\alpha = 0.8$ 、 $\beta = 0.2$ とすることで、もとの円形形状を保ちながら輪郭を探索することができる。

[0101] ステップ S 2 0 5 では、血管輪郭画像生成部 1 0 9 は、血管輪郭を示す情報を B モード画像に重畳することで血管輪郭画像を生成する。

[0102] ステップ S 2 0 6 では、表示部 1 1 1 は、生成された画像を表示する。

[0103] なお、前述したようにステップ S 2 0 5（血管輪郭画像生成ステップ）、及び、ステップ S 2 0 6（表示ステップ）を採用するかどうかは任意である。

[0104] 図 6 は、本実施の形態における超音波診断装置 1 5 0 の血管輪郭 2 0 6 の抽出処理のフローチャートの第二例である。超音波診断装置 1 5 0 は、図 6 に示されるように、ステップ S 2 0 1 ～ S 2 0 4 の処理のみを行なってもよい。

[0105] 以上より、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 0 は、血流領域の分布から対象血管の血流領域を求め、この血流領域に基づいて対象血管の輪郭を抽出する。これにより、超音波診断装置 1 5 0 は、より安定、かつより正確に輪郭位置情報を得ることができる。その結果、超音波診断装置 1 5 0 は、正しく抽出対象の血管壁の輪郭をトレースすることができる。

[0106] （実施の形態 2）

本実施の形態では、プローブの位置又は姿勢を示す情報を用いることにより、さらに正確に対象血管の形状を抽出することができる超音波診断装置の例について説明する。

[0107] 図 7 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 1 の概略構成を示すブロック図である。なお、図 7 において、図 2 と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

[0108] 図 7 に示される超音波診断装置 1 5 1 は、図 2 に示す超音波診断装置 1 5 0 の構成に加え、プローブ位置姿勢取得部 1 1 2 と、血流 3 次元構成部 1 1 3 とを備える。

- [0109] プローブ位置姿勢取得部 112 は、プローブ 101 の位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得する。
- [0110] 血流 3 次元構成部 113 は、プローブ 101 の位置姿勢情報と、血流画像 203 とをもとに、血流情報を 3 次元空間上で示す血流 3 次元情報を生成する。
- [0111] 実施の形態 1 における超音波診断装置 150 においては、血流点の形状的特徴を解析することで、対象血管に相当する血流領域を特定した。プローブを不規則に移動させて血管をスキャンする場合には、プローブの不規則な動きが血流点の形状的特徴に、意図に反して反映される可能性がある。特に、血管の走行方向に沿う方向の、プローブの不規則な動きによる影響が大きい。例えば、血管の走行方向に沿って総頸動脈から内頸動脈及び外頸動脈が描出されるようにプローブを移動させた後、プローブの動きを反転させ、内頸動脈及び外頸動脈から総頸動脈に向けてプローブを移動させた場合には、抽出された血流点の形状は、Y 字を 2 つつなげた形となる。つまり、抽出された血流点の形状は、頸動脈の形状を正しく示す Y 字型にはならない。このように、プローブの動きが反映された形状からは、頸動脈としての形状特徴を捉えることが困難であり、正しく対象血管を抽出することができない。
- [0112] そこで、本実施の形態における超音波診断装置 151 は、プローブの動きの影響を除去するために、プローブの位置姿勢情報を取得する。そして、取得した位置姿勢情報に基づいて血流 3 次元情報を生成する。さらに、生成した血流情報をもとに、実施の形態 1 と同様に血流解析を行う。
- [0113] かかる構成によれば、プローブの動きが不規則な場合においても、対象血管の血流に対して血流情報以外の影響を受けにくくすることができる。よって、より正確に抽出対象の血管の位置を得ることができる。
- [0114] （実施の形態 3）
本実施の形態では、上述した実施の形態 1 の変形例について説明する。
- [0115] 図 8 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 152 の構成を示すブロック図である。なお、図 8 において、図 2 と同じ構成要素については同じ符号を

用い、説明を省略する。

[0116] 図 8 に示される超音波診断装置 152 は、図 2 に示される超音波診断装置 150 の構成に加え、ユーザ指定入力部 121 と、修正部 122 とを備える。

[0117] ユーザ指定入力部 121 は、ユーザによる修正要求を受け付ける。

[0118] 修正部 122 は、ユーザ指定入力部 121 が受け付けた修正要求をもとに、血流領域判定部 106 による血流領域判定結果を修正する。

[0119] 図 9 は、本実施の形態における超音波診断装置 152 の血管輪郭の抽出処理のフローチャートである。

[0120] 超音波診断装置 152 は、実施の形態 1 と同様にステップ S201 からステップ S206 までの処理を実行する。

[0121] 次に、ステップ S211 において、ユーザ指定入力部 121 は、ユーザによる修正要求を受け付ける。

[0122] 次に、ステップ S222 において、修正部 122 は、ユーザ指定入力部 121 が受け付けた修正要求をもとに、血流領域判定部 106 による血流領域判定結果を修正する。

[0123] 実施の形態 1 においては、血流点の形状的特徴を解析することで、対象血管に相当する血流領域を特定していたが、解析結果が誤った場合に正しく対象血管を抽出することができないという課題があった。例えば、頸静脈の血流が誤って対象血流として特定された場合には、頸静脈の血管壁を抽出してしまう。このように、解析が誤るような場合には正しく対象血管を抽出することができなくなる。

[0124] このため、解析が誤った場合にも正しく対象血管を抽出するために、ユーザによる修正指示を入力する手段を設け、入力された修正指示に基づいて、血流領域判定結果を修正する。さらに、修正された血流領域判定結果をもとに、実施の形態 1 と同様に仮血管輪郭設定、血管輪郭抽出、および、血管輪郭画像生成を行う。

[0125] ユーザによる修正指示は、例えば前記血流グループを単位とし、血流グル

ープの選択指示あるいは選択解除指示により行う。つまり、誤った血流グループが対象血流領域として選ばれている場合には、選択解除指示を行うことで、対象血流領域修正部では該血流グループを対象血流領域から除外するように前記対象血流領域を修正する。また、対象血流領域として抽出されなかった血流グループに対して選択指示を行うことで、対象血流領域修正部では該血流グループを対象血流領域として抽出するように前記対象血流領域を修正する。

[0126] なお、前記対象血流領域修正部における対象血流領域の修正は、血流グループ単位でなくともよい。

[0127] かかる構成によれば、血流画像の解析が困難で対象血流領域の抽出が誤るような場合においても、誤りを修正することが可能となる。よって、ユーザの判断を反映し、より正しく抽出対象の血管を抽出することができる。

[0128] 以上、各実施の形態に係る超音波診断装置について説明した。各実施の形態に係る超音波診断装置の外観は、例えば、図10に示される。

[0129] なお、本発明は、各実施の形態に限定されるものではない。例えば、各実施の形態における超音波診断装置に含まれる処理部の一部又は全部が、プロープ101に含まれてもよい。

[0130] また、各実施の形態では、Bモード画像及び血流画像として、走行方向に垂直な血管の断面である所謂短軸像を用いる場合を例に説明したが、本発明は、走行方向に平行な血管の断面である所謂長軸像を用いる場合にも適用できる。この場合、仮血管輪郭設定部107は、四角形形状の仮血管輪郭を決定する。ここで四角形形状とは、長方形、平行四辺形及び略四角形形状を意味する。

[0131] また、各実施の形態に係る超音波診断装置に含まれる各処理部は典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。

[0132] また、集積回路化はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後にプログラムすることが可能なFPG

A (Field Programmable Gate Array)、又はLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

[0133] また、各実施の形態に係る、超音波診断装置の機能の一部又は全てを、CPU等のプロセッサがプログラムを実行することにより実現してもよい。

[0134] さらに、本発明は上記プログラムであってもよいし、上記プログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。また、上記プログラムは、インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

[0135] また、各実施の形態に係る超音波診断装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。

[0136] また、上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。

[0137] また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数の分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

[0138] また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時（並列）に実行されてもよい。

[0139] さらに、本発明の主旨を逸脱しない限り、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

産業上の利用可能性

[0140] 本発明にかかる超音波診断装置は、血管壁の形状を正しく獲得する手段を有し、動脈硬化の診断に有用である。

符号の説明

[0141] 101 プローブ

- 1 0 2 制御部
- 1 0 3 送受信部
- 1 0 4 Bモード画像生成部
- 1 0 5 血流画像生成部
- 1 0 6 血流領域判定部
- 1 0 7 仮血管輪郭設定部
- 1 0 8 血管輪郭抽出部
- 1 0 9 血管輪郭画像生成部
- 1 1 0 データ格納部
- 1 1 1 表示部
- 1 1 2 プローブ位置姿勢取得部
- 1 1 3 血流3次元構成部
- 1 5 0、1 5 1、1 5 2 超音波診断装置
- 2 0 1 反射超音波
- 2 0 2 Bモード画像
- 2 0 3 血流画像
- 2 0 4 血流領域
- 2 0 5 仮血管輪郭
- 2 0 6 血管輪郭
- 4 0 1、4 0 2 血流領域
- 4 1 1、4 1 2、5 0 1、5 0 2、5 0 3 血流点
- 5 1 1、5 1 2、5 1 3、5 1 4 血流グループ

請求の範囲

- [請求項1] 超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波診断装置であって、
- 前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部と、
- 前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、
- 前記血流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部とを備える
- 超音波診断装置。
- [請求項2] 前記血流領域判定部は、
- 前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の位置を解析することで前記判定を行う
- 請求項 1 に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記血流領域判定部は、
- 前記血流領域を含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域を配置した場合に、配置した前記血流領域の間の距離が閾値以下である複数の血流領域をまとめて 1 つの血流領域群として抽出し、抽出した前記血流領域群の属性に基づいて、前記血流領域群に含まれる血流領域に対して前記判定を行う
- 請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記血流領域判定部は、
- 抽出した前記血流領域群の属性があらかじめ定められた前記対象血管の属性に一致する場合に、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるとの前記判定を行う
- 請求項 3 に記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記血流領域判定部は、

抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域の数と、前記血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域の面積と、前記血流領域群を含む複数の断層画像が取得された被検体上の範囲のうちの始端及び終端から取得された断層画像のそれぞれにおける血流領域の位置とのうちの少なくとも1つを、前記血流領域群の属性として、前記判定を行う

請求項4に記載の超音波診断装置。

[請求項6]

前記血流領域判定部は、

1つの前記血流領域群が含む前記血流領域の数が所定数以下の場合には、当該血流領域群を除く血流領域群に含まれる血流領域に対して、前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

[請求項7]

前記血流領域判定部は、

前記血流領域群のうち、面積が最大である血流領域を含む血流領域群に含まれる血流領域が、前記対象血管に対応する血流領域であるとの判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

[請求項8]

前記血流領域判定部は、さらに、

抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む断層画像が取得された前記被検体の位置に対応させて、前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、第一血流領域群を補間することで形成される図形の端部と、第二血流領域群を補間することで形成される図形の一部との距離が所定値以下であるとき、前記第一血流領域群と前記第二血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

[請求項9]

前記血流領域判定部は、さらに、

抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む前記断層画像が取得され

た前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、前記血流領域群に対応する前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる第一血流領域の前記断層画像上における第一位置と、前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる血流領域であって前記第一血流領域と異なる血流領域である第二血流領域の前記断層画像上における第二位置との差が所定値以下であり、かつ、

前記第一血流領域が取得された前記被検体の位置と前記第二血流領域が取得された前記被検体の位置とが所定距離以下であるときに、

前記第一血流領域を含む前記血流領域群と、前記第二血流領域を含む前記血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

[請求項10]

前記血流領域判定部は、

前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の面積を解析することで前記判定を行う

請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項11]

前記血流領域判定部は、

取得された複数の断層画像のそれぞれにおける前記血流領域の面積の変動を解析し、拍動様の変動の有無を判定することで前記判定を行う

請求項10に記載の超音波診断装置。

[請求項12]

前記血流領域判定部は、

前記血流情報として、前記血流領域の前記血流の方向を解析することで前記判定を行う

請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項13]

前記血流領域判定部は、

前記血流領域の前記血流の方向が、あらかじめ定められた前記対象

血管の血流の方向と一致する場合に、前記血流領域が前記対象血管に対応する前記血流領域であるとの前記判定を行う

請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

[請求項14]

前記超音波診断装置は、さらに、

前記血流領域判定部における前記判定の結果を示す情報を表示する表示部と、

前記表示部が表示している前記判定の結果を示す情報に対するユーザによる修正要求に基づいて前記血流領域判定部における前記判定の結果を修正する修正部とを備える

請求項 1 ～ 1 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

[請求項15]

前記超音波診断装置は、さらに、

前記血流領域判定部が判定した血流領域に基づいて、仮血管輪郭を設定する仮血管輪郭設定部と、

前記仮血管輪郭設定部が設定した前記仮血管輪郭を用いて、前記断層画像生成部が生成した前記断層画像内において、前記対象血管の輪郭を抽出する血管輪郭抽出部とを備える

請求項 1 ～ 1 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

[請求項16]

前記超音波診断装置は、さらに、

前記超音波プローブの位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得するプローブ位置姿勢取得部と、

前記プローブ位置姿勢取得部が取得した前記位置姿勢情報と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報とに基づいて、前記血流領域を 3 次元空間上で示す血流 3 次元情報を生成する血流 3 次元構成部とを備え、

前記血流領域判定部は、

前記血流 3 次元構成部が生成した前記血流 3 次元情報を解析することで、前記判定を行う

請求項 1 ～ 1 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

[請求項17] 前記対象血管は、頸動脈である

請求項 1 ～ 1 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

[請求項18] 超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて
前記被検体の対象血管を検出する血管検出方法であって、

前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層
画像生成ステップと、

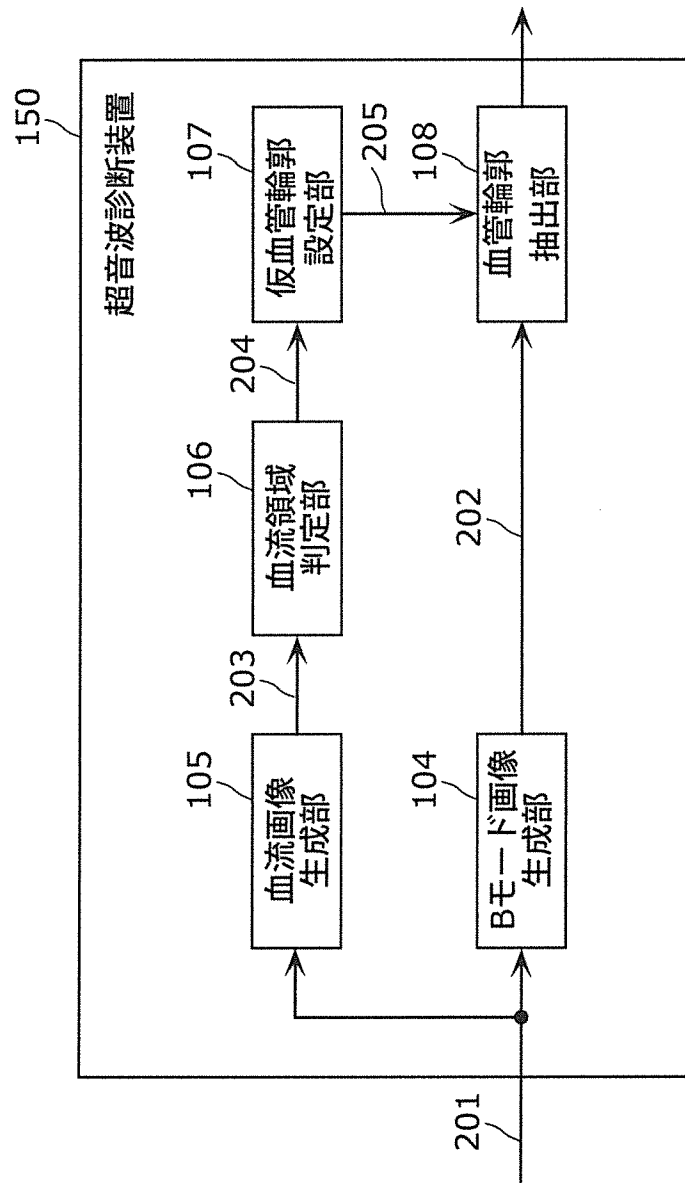
前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流
領域を示す血流情報を生成する血流情報生成ステップと、

前記血流情報生成ステップで生成した前記血流情報を解析すること
で、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの
判定を行う血流領域判定ステップとを含む

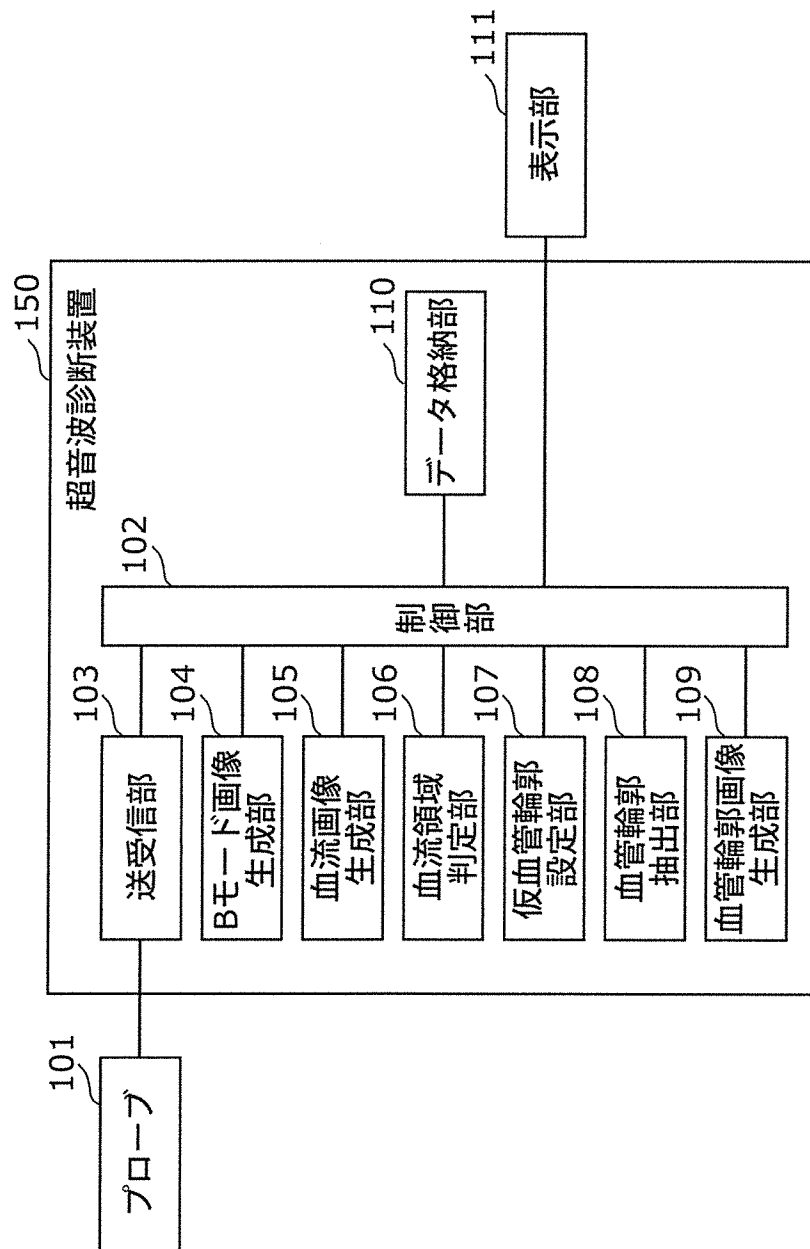
血管検出方法。

[請求項19] 請求項 1 8 に記載の血管検出方法をコンピュータに実行させるため
のプログラム。

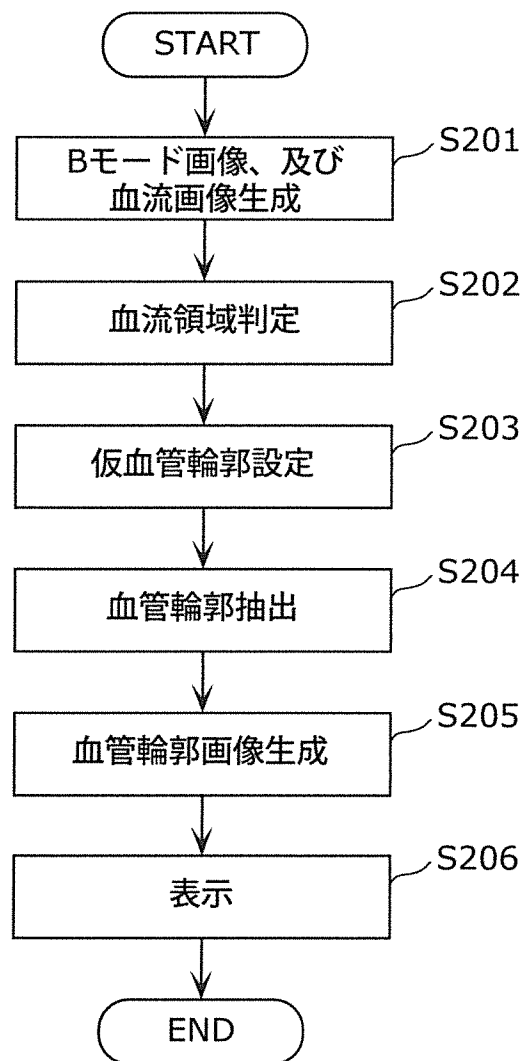
[図1]



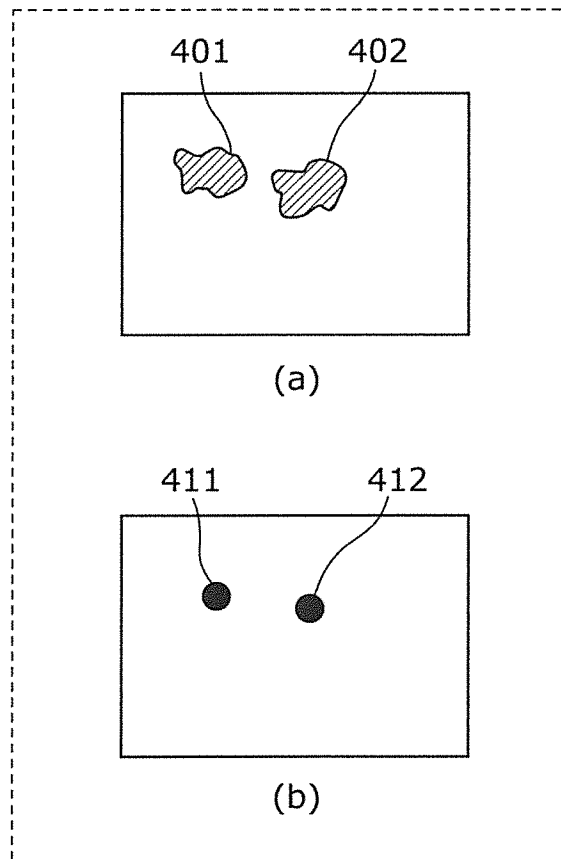
[図2]



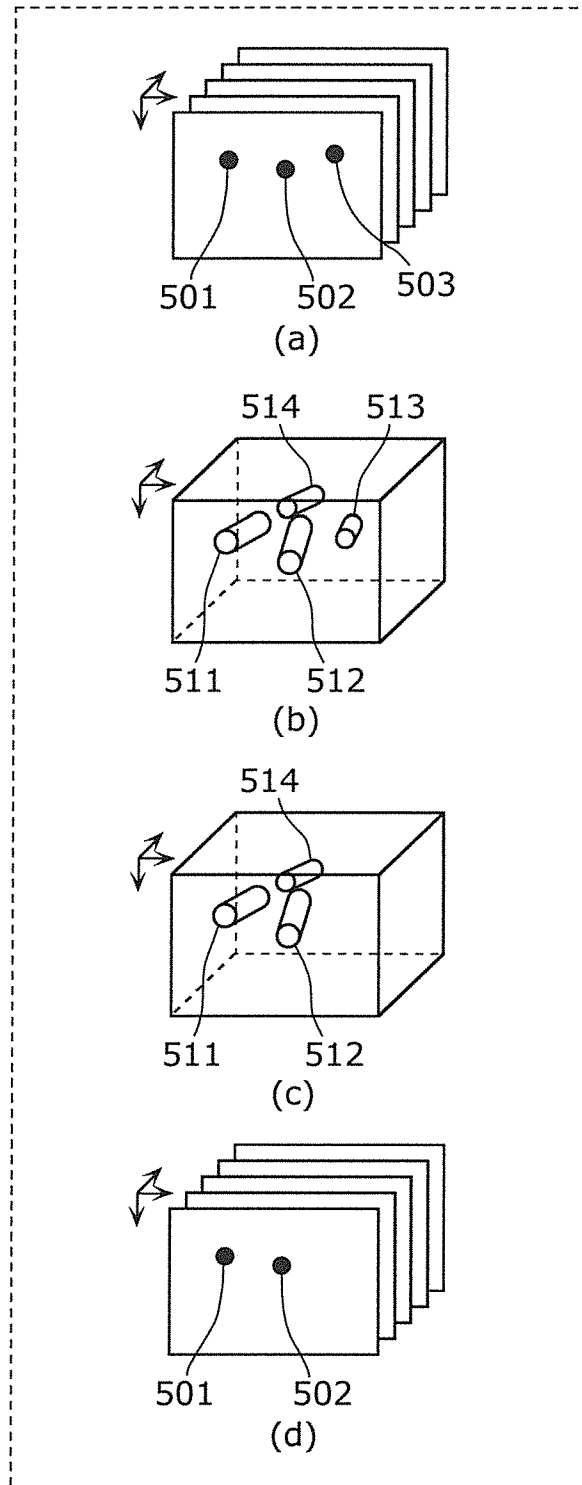
[図3]



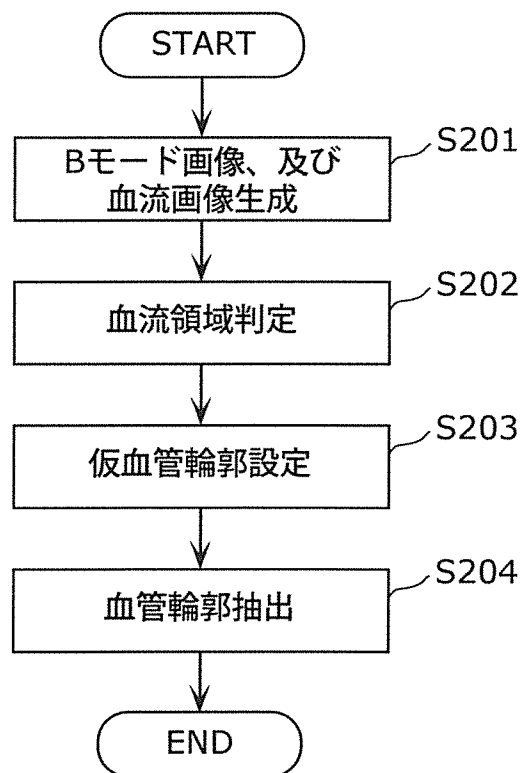
[図4]



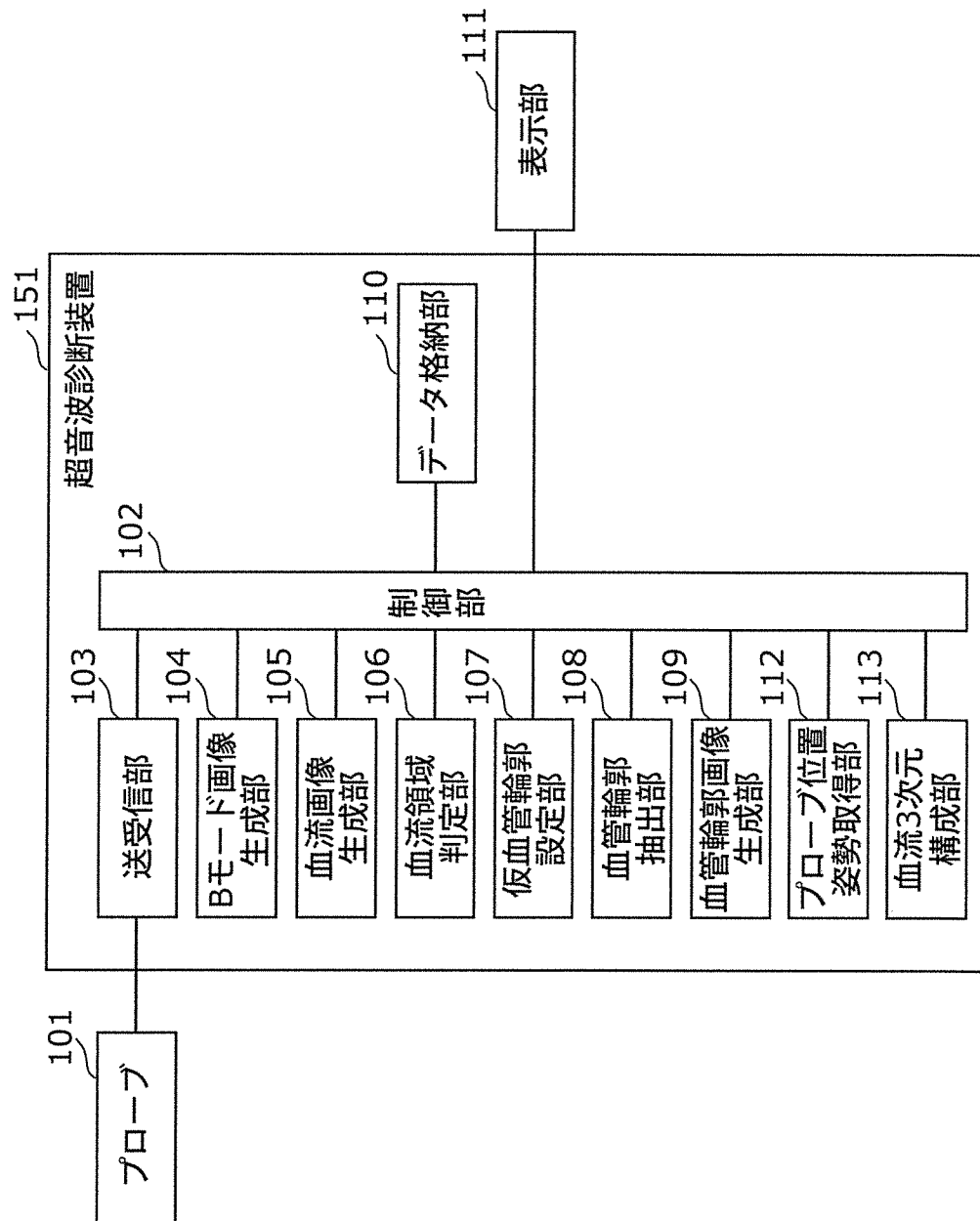
[図5]



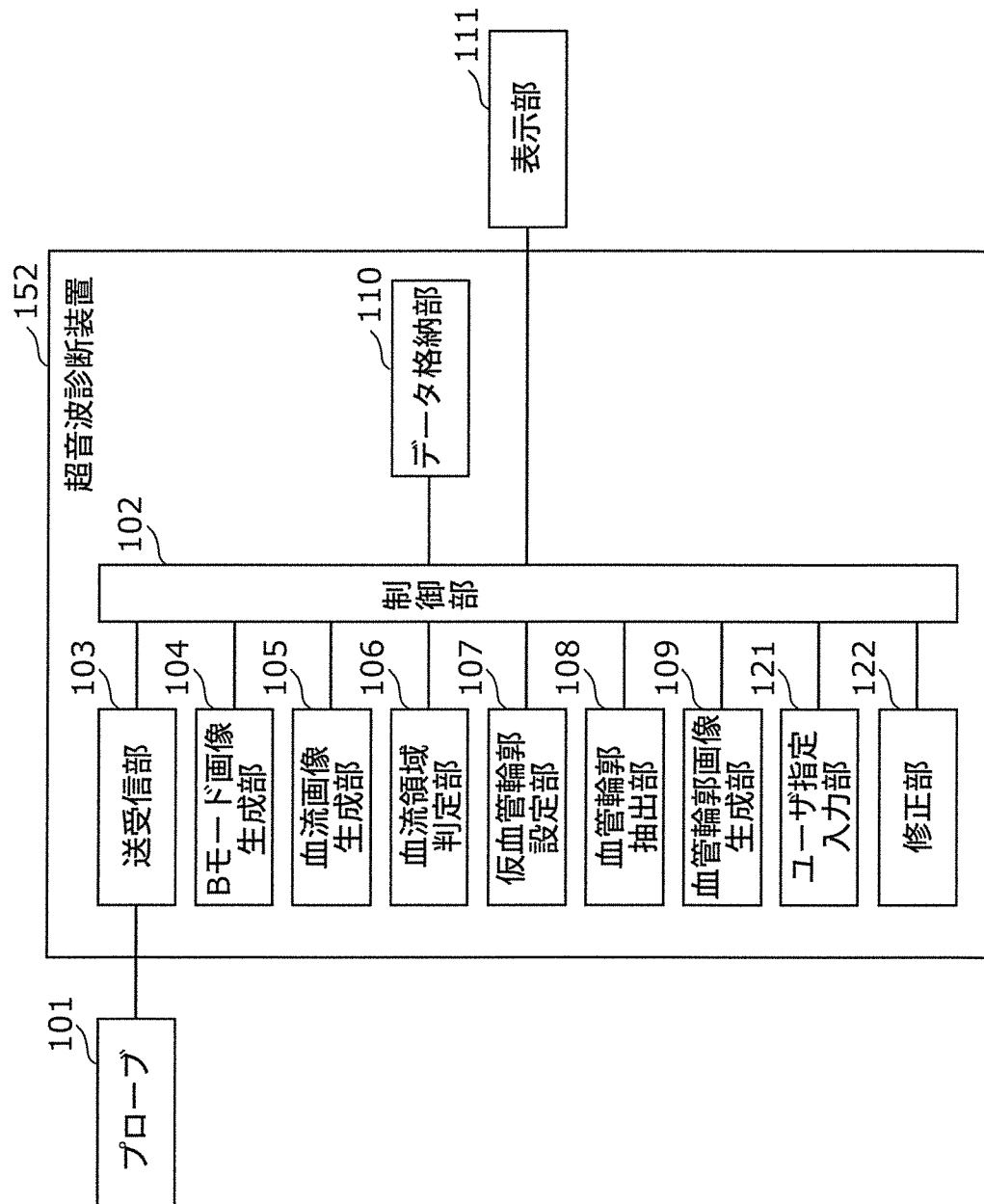
[図6]



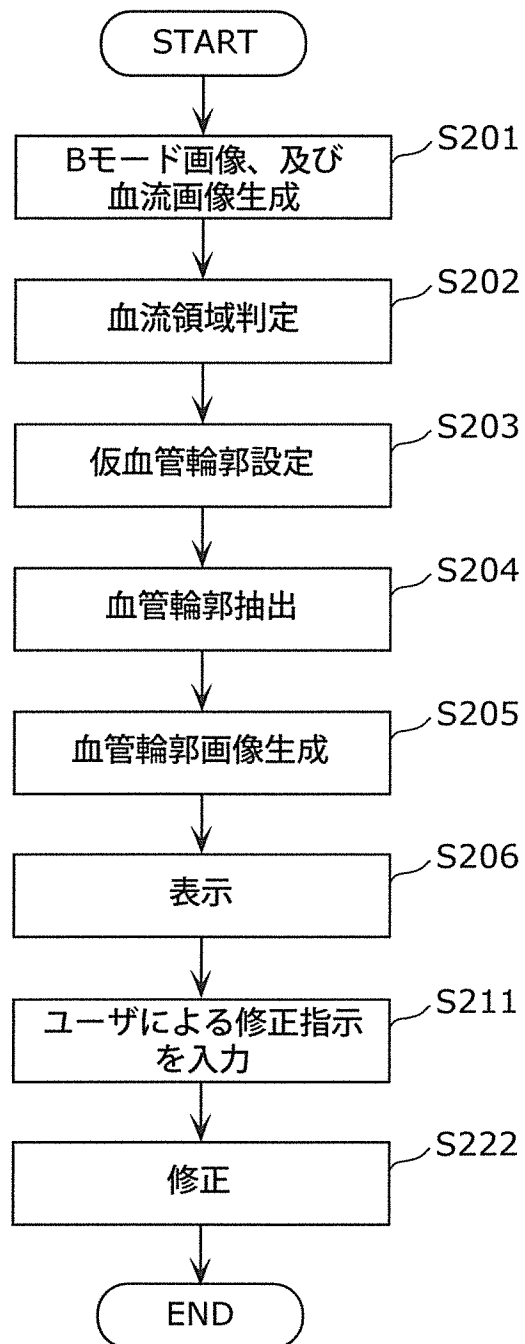
[図7]



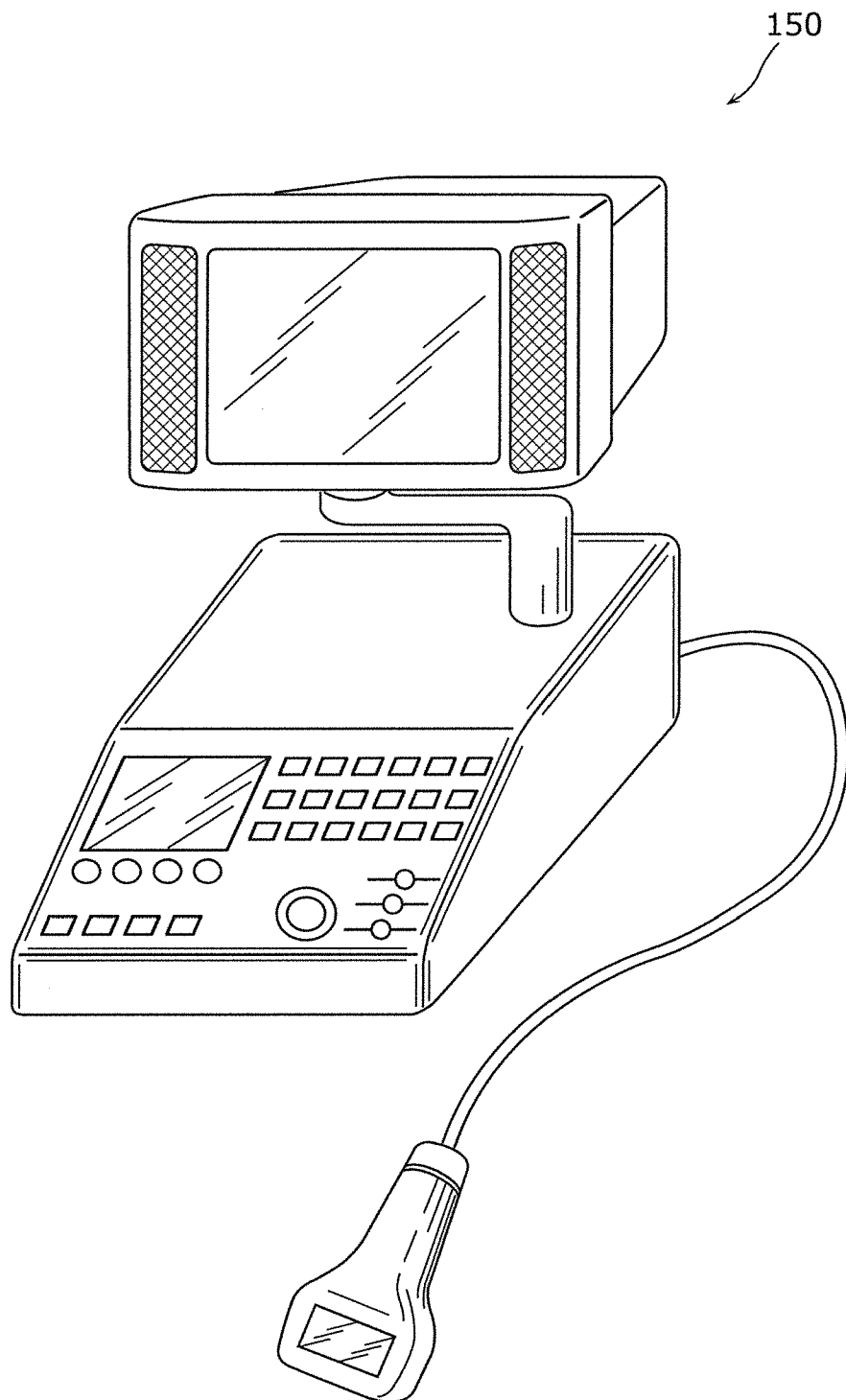
[図8]



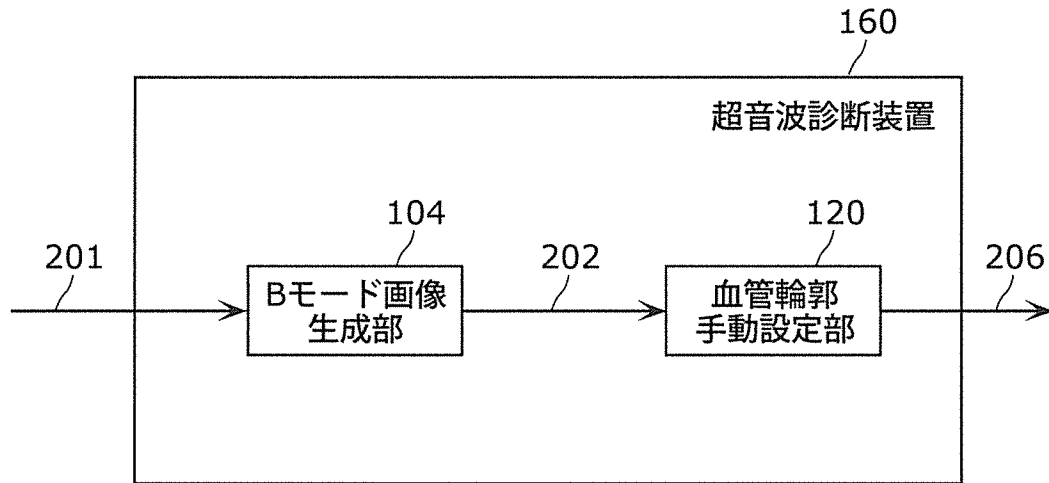
[図9]



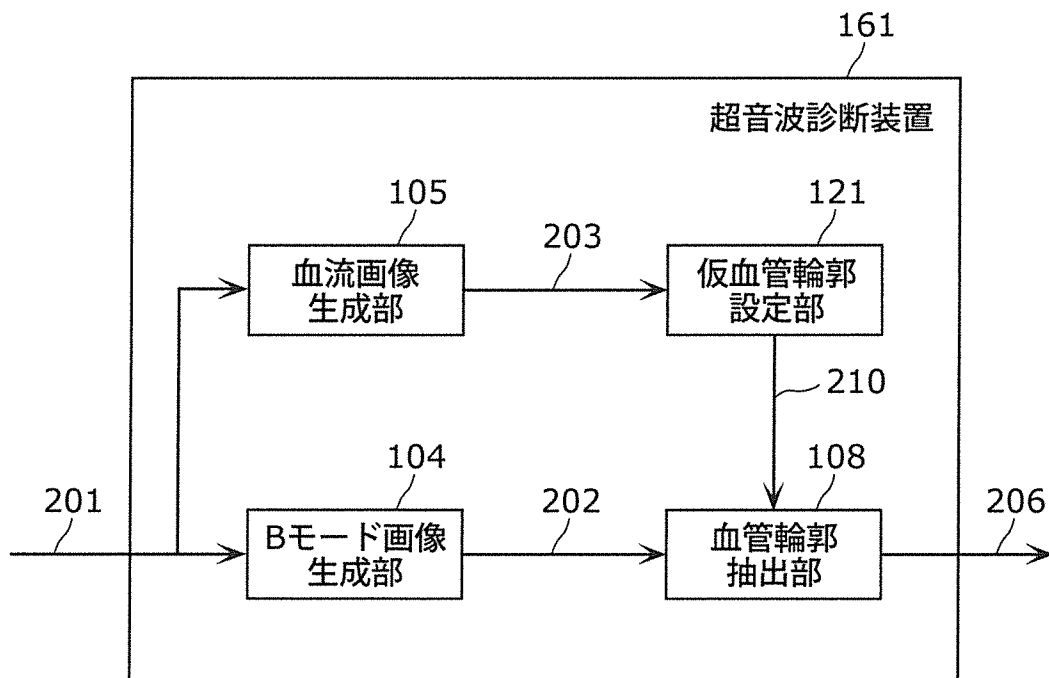
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/008331

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 1996-2013

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

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.
Y	JP 2007-268148 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0032] to [0044] (Family: none)	1-17, 19
Y	JP 2006-167287 A (Toshiba Corp.), 29 June 2006 (29.06.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-17, 19
Y	JP 2004-283373 A (Toshiba Corp.), 14 October 2004 (14.10.2004), entire text; all drawings & US 2004/0249270 A1 & CN 1551033 A & CN 1956010 A	1-17, 19



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

17 January, 2013 (17.01.13)

Date of mailing of the international search report

29 January, 2013 (29.01.13)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/008331

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-104194 A (Waseda University), 02 June 2011 (02.06.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-17,19
A	JP 2007-75306 A (Waseda University), 29 March 2007 (29.03.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-17,19
A	JP 2004-350791 A (Aloka Co., Ltd.), 16 December 2004 (16.12.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-17,19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/008331

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 18
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claim 18 pertains to diagnostic method for the human body and thus relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

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 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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
Y	JP 2007-268148 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.10.18, 全文, 全図, 特に段落[0032]-[0044]参照（ファミリーなし）	1-17, 19
Y	JP 2006-167287 A（株式会社東芝）2006.06.29, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-17, 19
Y	JP 2004-283373 A（株式会社東芝）2004.10.14, 全文, 全図 & US 2004/0249270 A1 & CN 1551033 A & CN 1956010 A	1-17, 19
Y	JP 2011-104194 A（学校法人早稲田大学）2011.06.02, 全文, 全図 （ファミリーなし）	1-17, 19
☒ 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 17.01.2013	国際調査報告の発送日 29.01.2013	
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） 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9208

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 請求項の番号
A	JP 2007-75306 A (学校法人早稲田大学) 2007. 03. 29, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-17, 19
A	JP 2004-350791 A (アロカ株式会社) 2004. 12. 16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-17, 19

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 18 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 18 は、人体の診断方法に関するものであって、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この調査機関が国際調査を行うことを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。