(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
2022年4月7日(07.04.2022)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2022/071208 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01) *A61B 1/313* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *G06T 7/00* (2017.01)
A61B 1/045 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/035327

(22) 国際出願日： 2021年9月27日(27.09.2021)

(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 2020-164605 2020年9月30日(30.09.2020) JP

(71) 出願人:テルモ株式会社(**TERUMO KABUSHIKI KAISHA**) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４４番１号 Tokyo (JP).

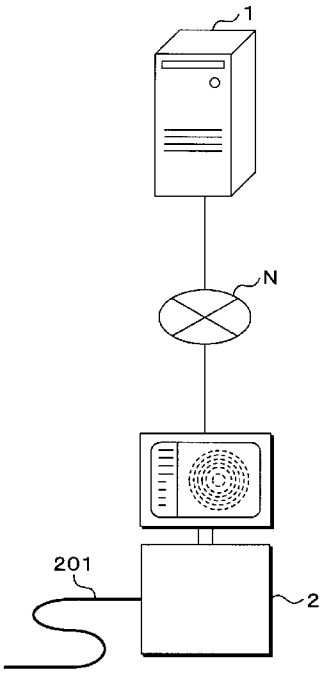
(72) 発明者: 坂口 雄紀 (**SAKAGUCHI, Yuki**); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 竹内 均(**TAKEUCHI, Hitoshi**); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 河野 英仁, 外(**KOHNO, Hideto** et al.); 〒5400035 大阪府大阪市中央区釣鐘町二丁目４番３号 河野特許事務所 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(54) **Title:** INFORMATION PROCESSING DEVICE, INFORMATION PROCESSING METHOD, PROGRAM, MODEL GENERATION METHOD, AND TRAINING DATA GENERATION METHOD

(54) 発明の名称： 情報処理装置、情報処理方法、プログラム、モデル生成方法及び訓練データ生成方法



(57) **Abstract:** An information processing device according to the present invention comprises: an acquisition unit that acquires a polar coordinate image, which is a medical image of polar coordinate expression obtained by imaging a biological lumen by using a device inserted into the biological lumen, and which has a first axis as an angle and a second axis intersecting the first axis as the distance from the device; an output unit that, when the polar coordinate image has been inputted, inputs a polar coordinate image of a prescribed angle portion exceeding 360 ° into a trained model such that first segment data obtained by dividing an image region corresponding to a specific object and another image will be outputted, and outputs the first segment data of the prescribed angle portion; an extraction unit that extracts first segment data of a 360° portion from the first segment data of the prescribed angle portion; and a conversion unit that converts the extracted first segment data into second segment data of an orthogonal coordinate expression.

WO 2022/071208 A1

[続葉有]

(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, ST, 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:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：情報処理装置は、生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像を取得する取得部と、前記極座標画像を入力した場合に、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力するよう学習済みのモデルに、３６０度を超える所定角度分の前記極座標画像を入力して、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力する出力部と、前記所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出する抽出部と、抽出した前記第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する変換部とを備える。

明　細　書

発明の名称 ：

情報処理装置、情報処理方法、プログラム、モデル生成方法及び訓練データ生成方法

技術分野

[0001] 本発明は、情報処理装置、情報処理方法、プログラム、モデル生成方法及び訓練データ生成方法に関する。

背景技術

[0002] 近年の人工知能技術の進展に伴い、人工知能を用いて医用画像を処理する技術が提案されている。例えば特許文献１では、入力画像のセグメンテーションを行うＣＮＮ（Convolution Neural Network；畳み込みニューラルネットワーク）を用いて、冠動脈を撮像した医用画像から血管管腔等の境界位置を予測するシステム等が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特表２０２０－５２０００５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、医用画像にはＩＶＵＳ（Intravascular Ultrasound）画像のように極座標系で表現された画像データもあり、当該医用画像を表示する場合、実空間に相当する直交座標系（ＸＹ座標系）に変換した上で表示する。この場合に、座標系の変換に起因して、直交座標表現の画像に不連続な部分が生じ得るという問題がある。

[0005] 特許文献１に係る発明は、極座標表現の画像を直交座標表現の画像に変換した上でセグメンテーションを実施しているが、上述の問題から、境界位置を正確に予測できない恐れがある。

[0006] 一つの側面では、医用画像から特定のオブジェクトに対応する画像領域を好適に予測することができる情報処理装置等を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 一つの側面に係る情報処理装置は、生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像を取得する取得部と、前記極座標画像を入力した場合に、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力するよう学習済みのモデルに、３６０度を超える所定角度分の前記極座標画像を入力して、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力する出力部と、前記所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出する抽出部と、抽出した前記第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する変換部とを備える。

発明の効果

[0008] 一つの側面では、医用画像から特定のオブジェクトに対応する画像領域を好適に予測することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]画像診断システムの構成例を示す説明図である。

[図2]サーバの構成例を示すブロック図である。

[図3]画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

[図4]極座標画像及び血管断層像の関係性を表す説明図である。

[図5A]座標系の変換に起因する画像の不連続性に関する説明図である。

[図5B]座標系の変換に起因する画像の不連続性に関する説明図である。

[図6]オブジェクト識別処理に関する説明図である。

[図7]血管断層像の表示処理に関する説明図である。

[図8]識別モデルの生成処理に関する説明図である。

[図9]識別モデルの生成処理の手順を示すフローチャートである。

[図10]オブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。

[図11]実施の形態２に係るオブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。

[図12]実施の形態３に係るオブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本発明をその実施の形態を示す図面に基づいて詳述する。

（実施の形態１）

図１は、画像診断システムの構成例を示す説明図である。本実施の形態では、血管（生体管腔）を撮像した医用画像から、画像内の特定のオブジェクトに対応する画像領域（以下では「オブジェクト領域」と呼ぶ）を予測する画像診断システムについて説明する。画像診断システムは、サーバ１、画像診断装置（情報処理装置）２を含む。各装置は、インターネット等のネットワークＮを介して通信接続されている。

[0011] なお、本実施の形態では生体管腔の一例として血管を挙げるが、被写体とする生体管腔は血管に限定されず、例えば胆管、膵管、気管支、腸などの他の生体管腔であってもよい。

[0012] サーバ１は、種々の情報処理、情報の送受信が可能なサーバコンピュータである。なお、サーバ１に相当する装置は、パーソナルコンピュータ等の装置であってもよい。サーバ１は、所定の訓練データを学習する機械学習を行い、血管を撮像した医用画像を入力として、オブジェクト領域を識別する識別モデル５０（図８参照）を生成する生成装置として機能する。後述の如く、識別モデル５０は画像のセグメンテーション（画像領域の意味的区分）をタスクとする機械学習モデルであり、医用画像内のオブジェクト領域と他の画像領域とを区分したセグメントデータを出力する。

[0013] 画像診断装置２は、患者の血管をイメージングした医用画像を撮像する撮像装置であり、例えばカテーテル２０１を用いた超音波検査を行うＩＶＵＳ装置である。カテーテル２０１は患者の血管内に挿入される医用器具であり、先端に超音波信号を送受信する超音波プローブが装着されている。例えば

超音波プローブは、カテーテル２０１の周方向に回転可能、かつ血管の軸方向に移動可能に構成されている。画像診断装置２は、超音波プローブから超音波信号を送信して反射波を受信し、受信した反射波に基づいて超音波断層像を生成して表示する。

[0014] なお、本実施の形態では画像診断装置２がＩＶＵＳ装置であるものとして説明するが、ＯＣＴ（Optical Coherence Tomography；光干渉断層撮影法）による光学式の撮像装置等であってもよい。

[0015] 画像診断装置２には、サーバ１が生成した識別モデル５０のデータがインストールされている。画像診断装置２は、カテーテル２０１を用いて撮像した画像を識別モデル５０に入力し、特定のオブジェクト（ＥＥＭ（External Elastic Membrane；外弾性板）、内腔等）に対応するオブジェクト領域を識別する。そして画像診断装置２は、当該領域を識別可能にした血管断層像を表示する。

[0016] この場合に画像診断装置２は、第１軸を超音波プローブ（デバイス）の回転角度とし、第２軸を超音波プローブからの距離とする極座標画像からオブジェクト領域を識別する。詳しくは後述するように、超音波信号の送受信によって画像診断装置２が一次的に得る画像データは、最終的に表示される直交座標系の断層像（いわゆるＢモード画像）ではなく、極座標表現の画像（もしくは数値配列）である（図４参照）。画像診断装置２は、極座標画像を識別モデル５０に入力して、オブジェクト領域を区分したセグメントデータを出力として得る。画像診断装置２は、識別モデル５０から得たセグメントデータを直交座標表現のセグメントデータに変換し、最終的な断層像におけるオブジェクト領域を識別する。

[0017] なお、本実施の形態では画像診断装置２が識別モデル５０を用いてオブジェクト領域を識別するものとするが、クラウド上のサーバ１がオブジェクト領域を識別するようにしてもよい。あるいは、画像診断装置２に接続された汎用コンピュータ（パーソナルコンピュータ等）が処理を行うようにしてもよい。このように、一連の処理を実行する処理主体は特に限定されない。

[0018] 図２は、サーバ１の構成例を示すブロック図である。サーバ１は、制御部１１、主記憶部１２、通信部１３、及び補助記憶部１４を備える。

制御部１１は、一又は複数のＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＭＰＵ（Micro-Processing Unit）、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）等の演算処理装置を有し、補助記憶部１４に記憶されたプログラムＰ１を読み出して実行することにより、種々の情報処理、制御処理等を行う。主記憶部１２は、ＳＲＡＭ（Static Random Access Memory）、ＤＲＡＭ（Dynamic Random Access Memory）、フラッシュメモリ等の一時記憶領域であり、制御部１１が演算処理を実行するために必要なデータを一時的に記憶する。通信部１３は、通信に関する処理を行うための通信モジュールであり、外部と情報の送受信を行う。補助記憶部１４は、大容量メモリ、ハードディスク等の不揮発性記憶領域であり、制御部１１が処理を実行するために必要なプログラムＰ１、その他のデータを記憶している。

[0019] なお、サーバ１は複数のコンピュータからなるマルチコンピュータであっても良く、ソフトウェアによって仮想的に構築された仮想マシンであってもよい。

[0020] また、本実施の形態においてサーバ１は上記の構成に限られず、例えば操作入力を受け付ける入力部、画像を表示する表示部等を含んでもよい。また、サーバ１は、ＣＤ（Compact Disk）－ＲＯＭ、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc）－ＲＯＭ等の可搬型記憶媒体１ａを読み取る読取部を備え、可搬型記憶媒体１ａからプログラムＰ１を読み取って実行するようにしても良い。あるいはサーバ１は、半導体メモリ１ｂからプログラムＰ１を読み込んでも良い。

[0021] 図３は、画像診断装置２の構成例を示すブロック図である。画像診断装置２は、制御部２１、主記憶部２２、通信部２３、表示部２４、入力部２５、画像処理部２６、及び補助記憶部２７を備える。

制御部２１は、一又は複数のＣＰＵ、ＭＰＵ、ＧＰＵ等の演算処理装置であり、補助記憶部２７に記憶されたプログラムＰ２を読み出して実行するこ

とにより、種々の情報処理、制御処理等を行う。主記憶部２２は、ＲＡＭ等の一時記憶領域であり、制御部２１が演算処理を実行するために必要なデータを一時的に記憶する。通信部２３は、通信に関する処理を行うための通信モジュールであり、外部と情報の送受信を行う。表示部２４は、液晶ディスプレイ等の表示画面であり、画像を表示する。入力部２５は、キーボード、マウス等の操作インターフェイスであり、ユーザから操作入力を受け付ける。画像処理部２６は、カテーテル２０１を介して送受信する信号を処理し、画像を生成する画像処理モジュールである。

[0022] 補助記憶部２７は、ハードディスク、大容量メモリ等の不揮発性記憶領域であり、制御部２１が処理を実行するために必要なプログラムＰ２、その他のデータを記憶している。また、補助記憶部２７は、識別モデル５０を記憶している。識別モデル５０は、所定の訓練データを学習することで生成された機械学習モデルであり、血管（生体管腔）を撮像した極座標画像を入力として、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分したセグメントデータを出力する学習済みモデルである。識別モデル５０は、人工知能ソフトウェアの一部を構成するプログラムモジュールとしての利用が想定される。

[0023] なお、画像診断装置２は、ＣＤ－ＲＯＭ等の可搬型記憶媒体２ａを読み取る読取部を備え、可搬型記憶媒体２ａからプログラムＰ２を読み取って実行するようにしても良い。あるいは画像診断装置２は、半導体メモリ２ｂからプログラムＰ２を読み込んでも良い。

[0024] 図４は、極座標画像及び血管断層像の関係性を表す説明図である。図４では、一次的な画像データとして得られた極座標画像から、直交座標表現の複数フレームの断層像が生成される様子を図示している。

[0025] 既に述べたように、画像診断装置２は、極座標画像を一次的な画像データとして取得する。極座標画像は、第１軸（図４では横軸）を超音波プローブの回転角度とし、第２軸（図４では縦軸）を超音波プローブからの距離とする画像データである。なお、図４では第１軸及び第２軸が直交しているが、両者の交差角度は鋭角又は鈍角であってもよい。カテーテル２０１を用いて

血管を撮像する場合、超音波プローブを回転させ、かつ、血管の軸方向に移動させながら画像を撮像するため、一次的には極座標系で表現された画像が得られる。図４に示すように、画像診断装置２は極座標画像から各フレームに相当する３６０度分（１回転分）の画像を抽出し、直交座標系に変換して血管断層像を生成する。

[0026] なお、文献に依っては、第１軸を角度とし、第２軸を距離とする画像（図４上側）を「直交座標」と呼び、当該画像を変換した画像（図４下側）を「極座標」と呼ぶものもあるが、本明細書では前者を極座標系の画像と定義し、後者を直交座標系の画像と定義する。

[0027] 図５Ａ及び図５Ｂは、座標系の変換に起因する画像の不連続性に関する説明図である。図５Ａには血管断層像を、図５Ｂには当該断層像に対してセグメンテーションを実施したデータ（マスク画像）を図示している。極座標画像を直交座標表現の断層像に変換した場合、第１軸に沿って連続する極座標画像の一部を抽出して各フレームの断層像に変換するため、回転角度の始点及び終点（０度及び３６０度）に相当する部分が不連続になる恐れがある。図５Ａ及び図５Ｂでは、９時方向の部分が当該部分に相当する。この状態の断層像に対してセグメンテーションを行った場合、不連続な部分をそのまま認識し、歪な結果が提示される恐れがある。

[0028] そこで本実施の形態では、元の画像データ、すなわち極座標画像に対して処理を行うことで、オブジェクト領域を識別する。図６は、オブジェクト識別処理に関する説明図である。図６では、極座標画像からオブジェクト領域を識別する様子を概念的に図示している。

[0029] まず画像診断装置２は、カテーテル２０１を用いて撮像した極座標画像から、最終的な血管断層像の各フレームに対応する極座標画像を抽出する。この場合に画像診断装置２は、１フレーム、すなわち３６０度分の極座標画像ではなく、３６０度を超える所定角度分の極座標画像を、最終的に生成する断層像のフレーム毎に抽出する。例えば画像診断装置２は、第１軸に沿って、１フレーム（３６０度）当たり１５度ずつの超過分を両端に加えた３９０

度分の極座標画像を抽出していき、各フレームの断層像におけるオブジェクト領域を識別するための極座標画像を抽出する。

[0030] なお、超過分の角度は任意の設計事項であり、少なくとも第１軸に沿って１ピクセル分の幅だけ超過していればよい。また、超過分の角度をユーザが任意に設定可能としてもよい。

[0031] 画像診断装置２は、抽出した極座標画像を識別モデル５０に入力して、オブジェクト領域を識別する。識別モデル５０は、所定の訓練データを学習することで生成された機械学習モデルであり、例えばＣＮＮの一種であるセマンティックセグメンテーションモデルである。

[0032] セマンティックセグメンテーションモデルは、画像内のオブジェクトを画素単位で識別するニューラルネットワークであり、入力画像を畳み込む畳み込み層（エンコーダ）と、畳み込んだ特徴量を元の画像サイズにマッピングする逆畳み込み層（デコーダ）とを備える。逆畳み込み層では、畳み込み層で出した特徴量に基づいて画像内にどの物体がどの位置に存在するかを識別し、各画素がどの物体に対応するかを二値化したデータを生成する。

[0033] なお、本実施の形態では識別モデル５０の一例としてセマンティックセグメンテーションモデルを挙げるが、当該モデル以外のニューラルネットワーク、あるいはＧＡＮ（Generative Adversarial Network）等の他の学習アルゴリズムに基づくモデルであってもよい。

[0034] サーバ１は、訓練用の血管画像に対し、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分したセグメントデータが正解データとして付与された訓練データを用いて、学習を行う。これによりサーバ１は、極座標画像を入力した場合に、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分したセグメントデータを出力する識別モデル５０を生成する。なお、識別モデル５０に係る学習処理について、詳しくは後述する。

[0035] 識別対象とするオブジェクト領域は、例えば血管のＥＥＭ領域、内腔領域、内腔境界からＥＥＭ境界までの間の領域（所謂プラーク）等である。本実施の形態に係る識別モデル５０は、ＥＥＭに対応する画像領域をオブジェク

ト領域として識別する。なお、ＥＥＭ、内腔等はオブジェクトの一例であって、例えば画像に映る所定のデバイス（カテーテル２０１を案内するガイドワイヤ、血管に留置されたステント等）を識別してもよい。また、識別モデル５０は、複数種類のオブジェクトを同時に識別可能としてもよい。

[0036] 画像診断装置２は、上記で抽出した所定角度分の極座標画像を識別モデル５０に入力して、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分した所定角度分のセグメントデータを出力として得る。セグメントデータは、オブジェクト領域と他の画像領域とを二値化したデータであり、画像内の各画素に対し、各画素が属する領域の種類を表すクラスラベルが付与されたデータである。図６では、オブジェクト領域を白抜き、他の画像領域を黒塗りで示すマスク画像をセグメントデータの一例として図示してある。

[0037] 画像診断装置２は、識別モデル５０から出力された所定角度分のセグメントデータから、１フレームの断層像に相当する３６０度分のセグメントデータを抽出する。具体的には図６に示すように、画像診断装置２は、３６０度を超過する超過分のセグメントデータを、第１軸における所定角度分のセグメントデータの両端部から除去し、３６０度分のセグメントデータを抽出する。これにより、回転角度の始点及び終点それぞれについて、始点及び終点の前後の情報（超過分の両端部）も考慮してセグメンテーションが実施されるため、オブジェクト領域を好適に予測することができる。

[0038] 図７は、血管断層像の表示処理に関する説明図である。画像診断装置２は、上記で抽出したセグメントデータに基づき、直交座標表現の断層像におけるオブジェクト領域を特定する。そして画像診断装置２は、オブジェクト領域を識別可能な断層像を生成して表示（出力）する。

[0039] 具体的には、画像診断装置２は、極座標系で表現されているセグメントデータを直交座標表現のセグメントデータに変換する。また、画像診断装置２は、識別モデル５０に入力した極座標画像、すなわち３６０度を超える所定角度分の極座標画像から、１フレーム分、すなわち３６０度分の極座標画像を抽出する。そして画像診断装置２は、抽出した極座標画像を直交座標系に

変換し、断層像を生成する。

[0040] 以下の説明では便宜上、極座標表現のセグメントデータ（識別モデル５０から出力されたセグメントデータ）を「第１セグメントデータ」と呼び、直行座標表現のセグメントデータを「第２セグメントデータ」と呼び、両者を総称する場合に「セグメントデータ」と呼ぶ。

[0041] 画像診断装置２は、第１セグメントデータを変換した第２セグメントデータに基づき、オブジェクト領域を識別可能にした出力（表示）用の断層像を生成する。以下の説明では便宜上、出力用の断層像を「出力画像」と呼ぶ。出力画像の表示態様は特に限定されないが、例えば画像診断装置２は、図７に示すように、オブジェクト領域（ＥＥＭ領域）と他の画像領域との境界に所定の表示オブジェクト（例えばカラー表示したリング状オブジェクト）を重畳した出力画像を生成する。なお、図７では図示の便宜上、当該表示オブジェクトを太線で図示している。画像診断装置２は、生成した出力画像を表示部２４に表示する。

[0042] なお、例えば画像診断装置２は外部の表示装置（例えばカテーテル室に設置されたモニタ等）に出力画像を出力してもよい。また、画像診断装置２は出力画像をプリンタ等に出力して印刷させてもよい。

[0043] 図８は、識別モデル５０の生成処理に関する説明図である。以下では、識別モデル５０を生成するための機械学習処理について説明する。

[0044] サーバ１は、訓練用の血管画像に対し、正解のセグメントデータが付与された訓練データを用いて学習を行う。ここで、訓練用の血管画像は、例えば直交座標表現の断層像である。例えばサーバ１は、実際の患者を被写体として、カテーテル２０１のプルバック動作に応じて撮像された複数フレームの断層像それぞれに対し、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分した第２セグメントデータを付与する設定入力（例えば血管のＥＥＭ境界を描画する描画入力）を、所定の作業者（例えば本システムの開発者）から受け付ける。サーバ１は、作業者が設定した第２セグメントデータを正解データとして用い、識別モデル５０を生成する。

[0045] 識別モデル５０の入力出となる画像及びセグメントデータは極座標系であるため、サーバ１はまず、訓練用の断層像及び第２セグメントデータを、直交座標系から極座標系に変換する訓練データ生成の前処理を行う。具体的には図８に示すように、サーバ１は、各フレームの断層像及び第２セグメントデータを極座標画像及び第１セグメントデータに変換し、第１軸に沿って連結して、複数フレーム分に相当する極座標画像及び第１セグメントデータを生成する。サーバ１は、生成した極座標画像及び第１セグメントデータから、第１軸に沿って抽出対象とする領域をずらしながら、所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータのペアを抽出していく。サーバ１は、抽出した極座標画像及び第１セグメントデータをそれぞれ、訓練用の入力画像、及び出力の正解データとして用いる。

[0046] サーバ１は、上記で抽出した極座標画像及び第１セグメントデータを識別モデル５０に与え、学習を行う。すなわち、サーバ１は、極座標画像を識別モデル５０に入力して第１セグメントデータを出力し、正解の第１セグメントデータと比較して、両者が近似するようにニューロン間の重み等のパラメータを更新する。サーバ１は、複数の極座標画像及び第１セグメントデータのペアを順次与えて学習を行い、パラメータを最適化する。これによりサーバ１は、識別モデル５０を生成する。

[0047] なお、上記の学習方法は一例であって、本実施の形態はこれに限定されるものではない。例えば直交座標表現の訓練データ（断層像及び第２セグメントデータ）を極座標系に変換する前処理を行わず、極座標表現の訓練データ（極座標画像及び第１セグメントデータ）が最初から与えられていてもよい。

[0048] 図９は、識別モデル５０の生成処理の手順を示すフローチャートである。図９に基づき、機械学習によって識別モデル５０を生成する際の処理内容について説明する。

サーバ１の制御部１１は、識別モデル５０を生成するための訓練データを取得する（ステップＳ１１）。訓練データは、訓練用の血管断層像に対し、

オブジェクト領域と他の画像領域とを区分した第２セグメントデータが付与されたデータである。訓練用の血管断層像は、直交座標系で表現された血管画像であり、カテーテル２０１のプルバック動作に応じて撮像された複数フレームの断層像である。第２セグメントデータは、オブジェクト領域と他の画像領域とを二値化したデータであり、直交座標系で表現されたセグメントデータである。

[0049] 制御部１１は、訓練用の断層像及び第２セグメントデータをそれぞれ、第１軸を超音波プローブ（デバイス）の回転角度とし、第２軸を超音波プローブからの距離とする極座標画像と、当該極座標画像と同軸を取る第１セグメントデータとに変換する（ステップＳ１２）。具体的には、制御部１１は、複数フレームの断層像をそれぞれ極座標系に変換し、第１軸に沿って連結して、直交座標表現の断層像において複数フレーム分に相当する極座標画像を生成する。また、制御部１１は同様に、各フレームの断層像に相当する第１セグメントデータをそれぞれ極座標系に変換し、第１軸に沿って連結して、極座標表現の第１セグメントデータを生成する。制御部１１は、変換した極座標画像及び第１セグメントデータから、３６０度を超える所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータを抽出する（ステップＳ１３）。

[0050] 制御部１１は、ステップＳ１３で抽出した所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータに基づき、所定角度分の極座標画像を入力した場合に、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力する識別モデル５０を生成する（ステップＳ１４）。具体的には上述の如く、制御部１１は、セマンティックセグメンテーションに係るＣＮＮを生成する。制御部１１は、極座標画像を識別モデル５０に入力して第１セグメントデータを出力し、正解の第１セグメントデータと比較する。制御部１１は、両者が近似するようにニューロン間の重み等のパラメータを最適化し、識別モデル５０を生成する。制御部１１は一連の処理を終了する。

[0051] 図１０は、オブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。図１０に基づき、画像診断装置２が実行する処理内容について説明する。

画像診断装置２の制御部２１は、カテーテル２０１を用いて血管（生体管腔）を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を超音波プローブ（デバイス）の回転角度とし、第２軸を超音波プローブからの距離とする極座標画像を取得する（ステップＳ３１）。制御部２１は、取得した極座標画像から、３６０度を超える所定角度分の極座標画像を抽出する（ステップＳ３２）。

[0052] 制御部２１は、抽出した極座標画像を識別モデル５０に入力して、オブジェクト領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力する（ステップＳ３３）。制御部２１は、出力した第１セグメントデータから、３６０度分の第１セグメントデータを抽出する（ステップＳ３４）。また、制御部２１は、識別モデル５０に入力した所定角度分の極座標画像から、３６０度分の極座標画像を抽出する（ステップＳ３５）。

[0053] 制御部２１は、ステップＳ３４、Ｓ３５で抽出した第１セグメントデータ及び極座標画像を、直交座標表現の第２セグメントデータ及び断層像に変換する（ステップＳ３６）。制御部２１は、変換した第２セグメントデータに基づき、オブジェクト領域を識別可能な出力画像（断層像）を生成する（ステップＳ３７）。例えば制御部２１は、オブジェクト領域（ＥＥＭ領域）と他の画像領域との境界に表示オブジェクトを重畳した断層像を出力画像として生成する。制御部２１は、生成した出力画像を表示（出力）し（ステップＳ３８）、一連の処理を終了する。

[0054] 以上より、本実施の形態１によれば、極座標表現の医用画像からオブジェクト領域を好適に予測することができる。

[0055] また、本実施の形態１によれば、極座標画像から予測したオブジェクト領域を直交座標表現の断層像（出力画像）において識別可能に提示することができる。

[0056] また、本実施の形態１によれば、ＥＥＭ、内腔等のように、血管の画像診断の基準となるオブジェクトを好適に識別することができる。

[0057] また、本実施の形態１によれば、通常観察される断層像に第２セグメント

データを付与したデータを極座標系に変換し、訓練データとすることができる。これにより、訓練データの作成作業（アノテーション）を好適に行うことができる。

[0058]（実施の形態２）

実施の形態１では元の画像データが極座標画像であるものとして説明したが、元の画像データが直交座標表現の断層像である場合、これを極座標系に逆変換して処理してもよい。本実施の形態では、血管断層像を極座標画像に逆変換し、オブジェクト領域を識別する形態について述べる。なお、実施の形態１と重複する内容については同一の符号を付して説明を省略する。

[0059] 図１１は、実施の形態２に係るオブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。図１１に基づき、実施の形態２に係る画像診断装置２が実行する処理内容について説明する。

[0060] 画像診断装置２の制御部２１は、血管（生体管腔）を撮像した医用画像であって、直交座標表現の断層像を取得する（ステップＳ２０１）。当該断層像は、例えば過去に撮像済みの血管断層像であり、ＤＩＣＯＭ（Digital Imaging and Communications in Medicine）等の形式で保存されている画像ファイルである。例えば制御部２１は、過去に血管治療等を行った患者に関し、カテーテル２０１のプルバック動作に応じて当該患者の血管を撮像した複数フレームの断層像を取得する。

[0061] なお、処理対象とする断層像は過去に撮像済みの画像ファイルに限定されず、リアルタイムで撮像している画像であってもよい。また、処理対象とする断層像のファイル形式はＤＩＣＯＭに限定されず、直交座標表現の断層像であればよい。

[0062] 制御部２１は、取得した断層像を極座標画像に変換する（ステップＳ２０２）。具体的には、制御部２１は、各フレームの断層像を、第１軸を角度とし、第２軸を距離とする極座標画像に変換し、第１軸に沿って連結して、複数フレーム分の極座標画像を生成する。制御部２１は処理をステップＳ３２に移行する。

[0063] 識別モデル５０から出力された所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出した後（ステップＳ３４）、制御部２１は、当該第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する（ステップＳ２０３）。また、制御部２１は、当該第２セグメントデータに対応するフレームの断層像を、ステップＳ２０１で取得した複数フレームの断層像から選択する（ステップＳ２０４）。制御部２１は、ステップＳ２０３で変換した第２セグメントデータに基づき、オブジェクト領域を識別可能な出力画像（断層像）を生成する（ステップＳ２０５）。制御部２１は処理をステップＳ３８に移行する。

[0064] 以上より、本実施の形態２によれば、直交座標表現の断層像からもオブジェクト領域を好適に予測することができる。

[0065]（実施の形態３）

本実施の形態では、識別モデル５０に基づくオブジェクト領域の予測結果を元に、識別モデル５０の再学習（更新）を行う形態について説明する。

[0066] 図１２は、実施の形態３に係るオブジェクト識別処理の手順を示すフローチャートである。出力画像を表示（出力）した後（ステップＳ３８）、画像診断装置２は以下の処理を実行する。

画像診断装置２の制御部２１は、出力画像で示すオブジェクト領域を修正する修正入力を受け付ける（ステップＳ３０１）。例えば制御部２１は、複数フレームの出力画像それぞれに対し、当該画像を観察するユーザ（医療従事者）から、オブジェクト領域として提示した表示オブジェクト（ＥＥＭ境界）を再描画する操作入力を受け付ける。

[0067] 制御部２１は、修正後のオブジェクト領域を表す第２セグメントデータを、極座標表現の第１セグメントデータに変換する（ステップＳ３０２）。具体的には、制御部２１は、各フレームの第２セグメントデータを極座標系に逆変換し、第１軸に沿って連結して、複数フレーム分の第１セグメントデータを生成する。制御部２１は、出力画像（断層像）に対応する極座標画像と、ステップＳ３０２で変換した第１セグメントデータとに基づき、識別モデ

ル５０を更新する（ステップＳ３０３）。具体的には、制御部２１は、ステップＳ３３で識別モデル５０に入力した所定角度分の極座標画像と、ステップＳ３０２で生成した第１セグメントデータのうち、極座標画像に対応する所定角度分の第１セグメントデータとを再学習用の訓練データとして識別モデル５０に与え、ニューロン間の重み等のパラメータを更新する。制御部２１は一連の処理を終了する。

[0068] なお、上記では画像診断装置２がステップＳ３０３の更新（再学習）処理を実行するものとしたが、サーバ１が処理を実行してもよい。

[0069] 以上より、本実施の形態３によれば、識別モデル５０に基づくオブジェクト領域の予測結果を元に再学習を行い、予測精度を向上させることができる。

[0070] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した意味ではなく、請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味及び範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0071] １　サーバ
１１　制御部
１２　主記憶部
１３　通信部
１４　補助記憶部
Ｐ１　プログラム
２　画像診断装置
２１　制御部
２２　主記憶部
２３　通信部
２４　表示部
２５　入力部

２６　画像処理部

２７　補助記憶部

Ｐ２　プログラム

５０　識別モデル

請求の範囲

[請求項1] 生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像を取得する取得部と、

前記極座標画像を入力した場合に、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力するよう学習済みのモデルに、３６０度を超える所定角度分の前記極座標画像を入力して、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力する出力部と、

前記所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出する抽出部と、

抽出した前記第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する変換部と

を備える情報処理装置。

[請求項2] 前記第２セグメントデータに基づき、前記極座標画像を直交座標系に変換した断層像であって、前記オブジェクトに対応する画像領域を識別可能な断層像を出力する第２出力部を備える

請求項１に記載の情報処理装置。

[請求項3] 前記断層像を出力後、前記オブジェクトに対応する画像領域を修正する修正入力を受け付ける受付部と、

修正後の前記オブジェクトに対応する画像領域を表す第２セグメントデータを前記第１セグメントデータに変換する逆変換部と、

前記極座標画像と、変換した前記第１セグメントデータとに基づき、前記モデルを更新する更新部とを備える

請求項２に記載の情報処理装置。

[請求項4] 前記極座標画像は、血管に挿入されたカテーテルを用いて前記血管を撮像した画像であり、

前記出力部は、前記血管の外弾性板又は内腔に対応する画像領域を区分した前記第１セグメントデータを出力する

請求項１～３のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項5] 前記抽出部は、３６０度を超える超過角度分の第１セグメントデータを、前記所定角度分の第１セグメントデータの両端部から除去して、前記３６０度分の第１セグメントデータを抽出する

請求項１～４のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項6] 前記取得部は、前記生体管腔を撮像した直交座標表現の断層像を取得して前記極座標画像に変換し、

前記出力部は、変換した前記極座標画像を前記モデルに入力して前記第１セグメントデータを出力する

請求項１～５のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項7] 生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像を取得し、

前記極座標画像を入力した場合に、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力するよう学習済みのモデルに、３６０度を超える所定角度分の前記極座標画像を入力して、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力し、

前記所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出し、

抽出した前記第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する

処理をコンピュータが実行する情報処理方法。

[請求項8] 生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した極座標表現の医用画像であって、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像を取得し、

前記極座標画像を入力した場合に、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第１セグメントデータを出力するよう学習済みのモデルに、３６０度を超える所定角度分の前記極座標画像を入力して、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力し、

前記所定角度分の第１セグメントデータから３６０度分の第１セグメントデータを抽出し、

抽出した前記第１セグメントデータを直交座標表現の第２セグメントデータに変換する

処理をコンピュータに実行させるプログラム。

[請求項9] 生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した直交座標表現の断層像に対し、特定のオブジェクトに対応する画像領域と、他の画像領域とを区分した第２セグメントデータが付与された訓練データを取得し、

前記断層像及び第２セグメントデータをそれぞれ、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像及び第１セグメントデータに変換し、

変換した前記極座標画像及び第１セグメントデータから、３６０度を超える所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータを抽出し、

抽出した前記所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータに基づき、前記所定角度分の極座標画像を入力した場合に、前記所定角度分の第１セグメントデータを出力する学習済みモデルを生成する

処理をコンピュータが実行するモデル生成方法。

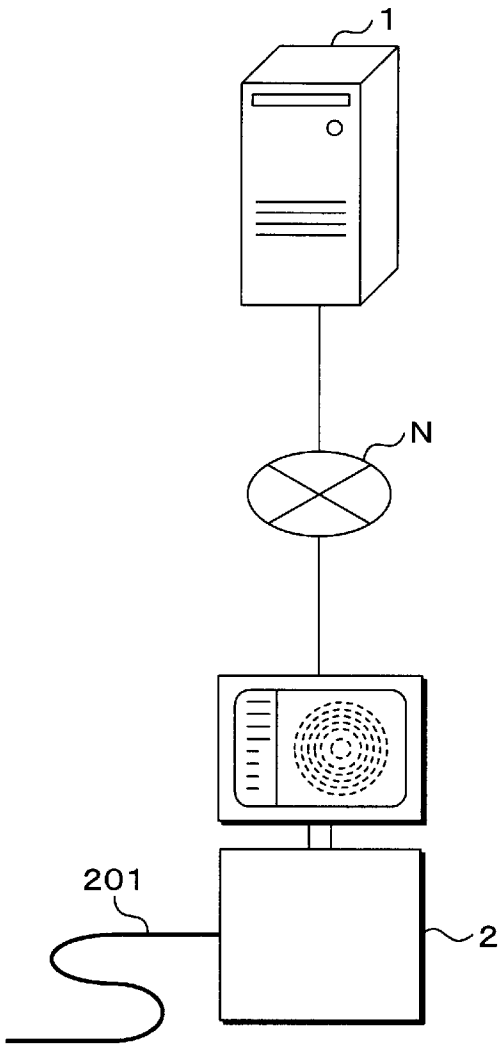
[請求項10] 生体管腔に挿入されたデバイスを用いて前記生体管腔を撮像した直交座標表現の断層像に対し、特定のオブジェクトに対応する画像領域と他の画像領域とを区分した第２セグメントデータを付与する設定入力を受け付け、

前記断層像及び第２セグメントデータをそれぞれ、第１軸を角度とし、前記第１軸と交差する第２軸を前記デバイスからの距離とする極座標画像及び第１セグメントデータに変換し、

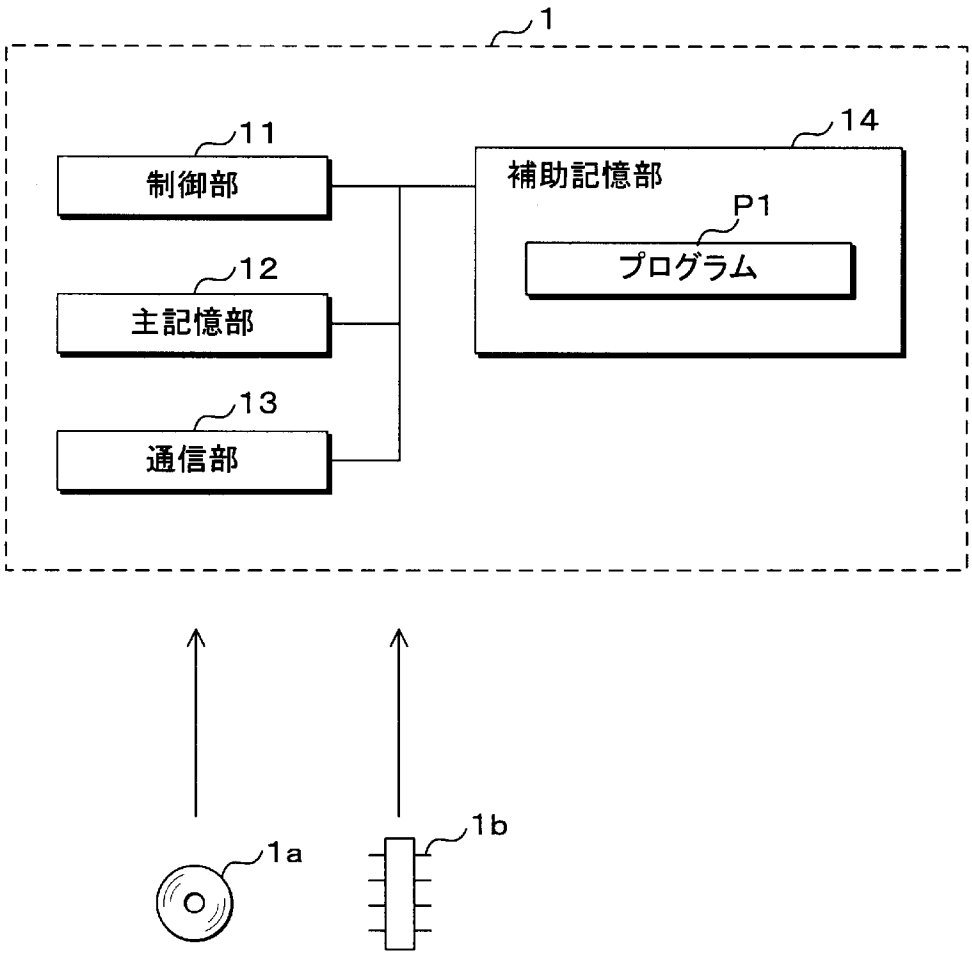
変換した前記極座標画像及び第１セグメントデータから、３６０度を超える所定角度分の極座標画像及び第１セグメントデータを抽出する

処理をコンピュータが実行する訓練データ生成方法。

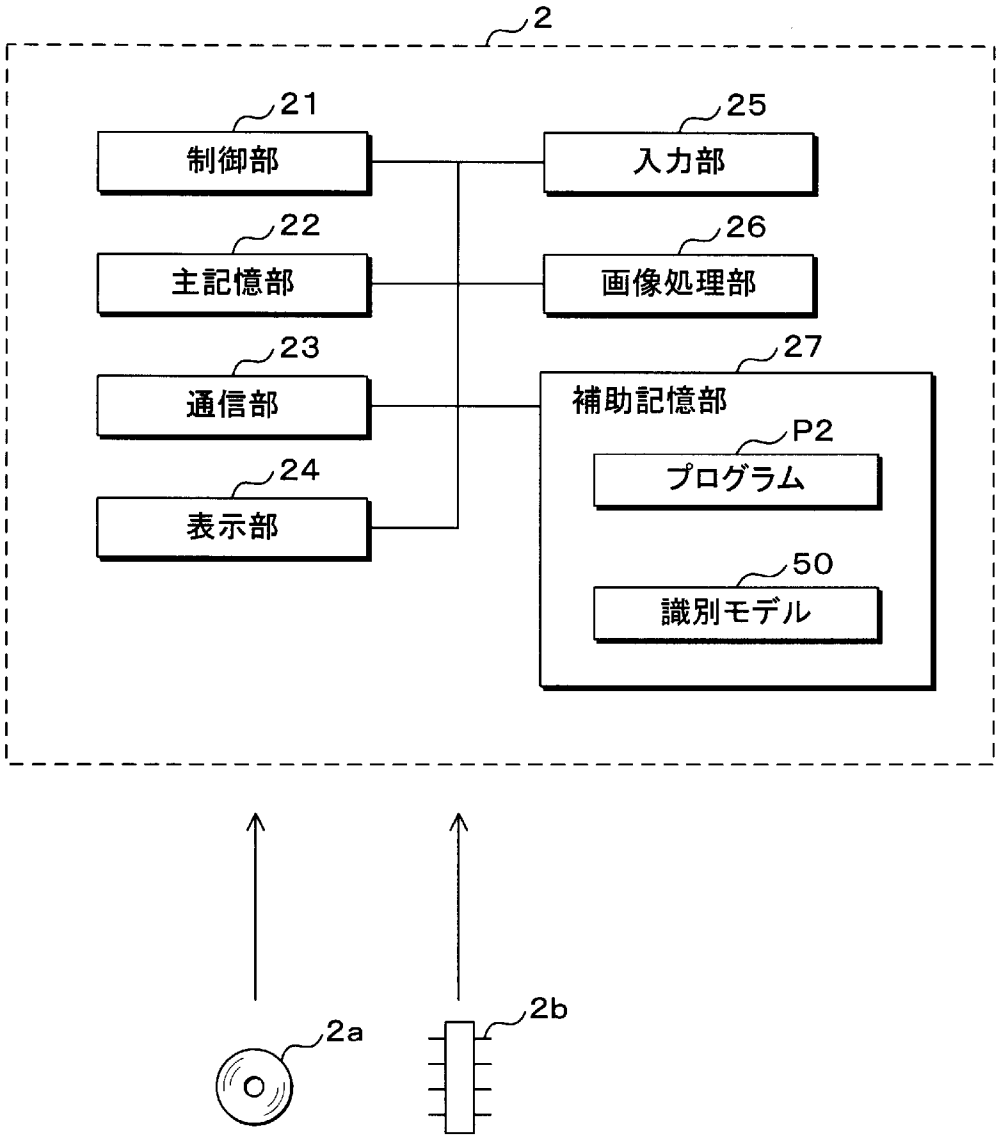
[図1]



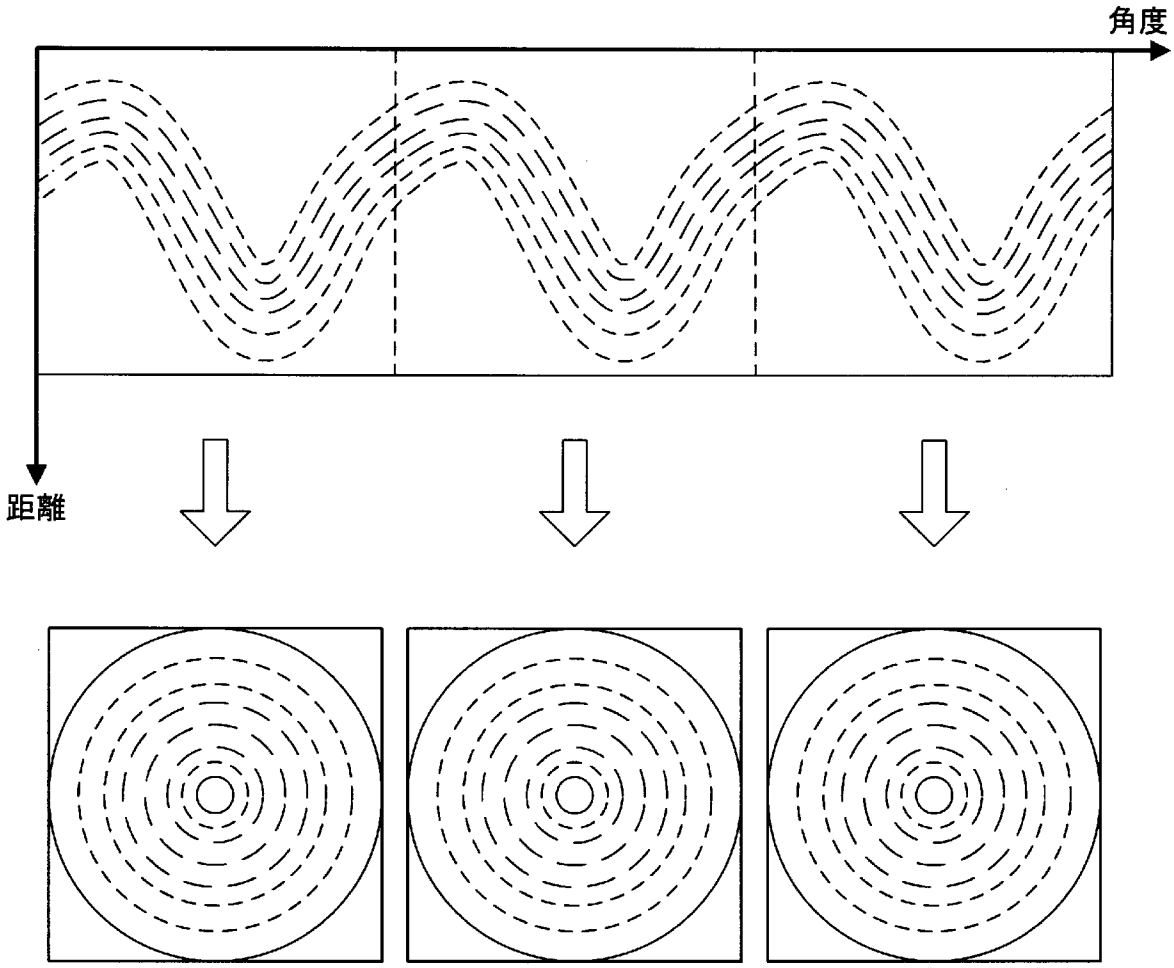
[図2]



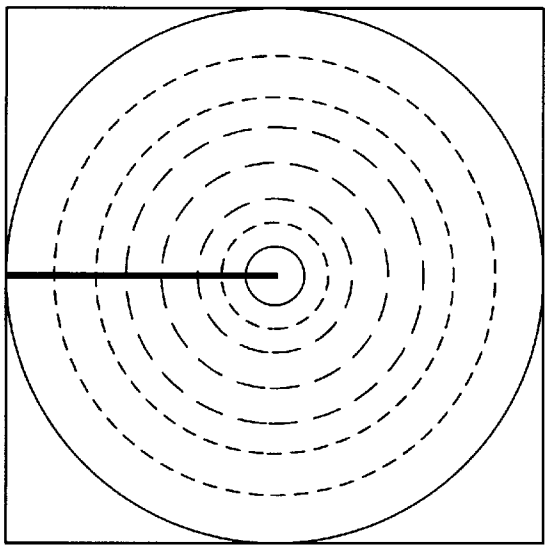
[図3]


2
21
制御部
22
主記憶部
23
通信部
24
表示部
25
入力部
26
画像処理部
27
補助記憶部
P2
プログラム
50
識別モデル
2a
2b

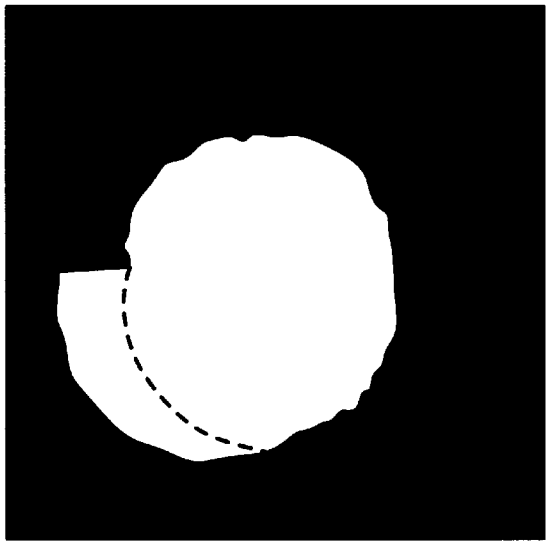
[図4]



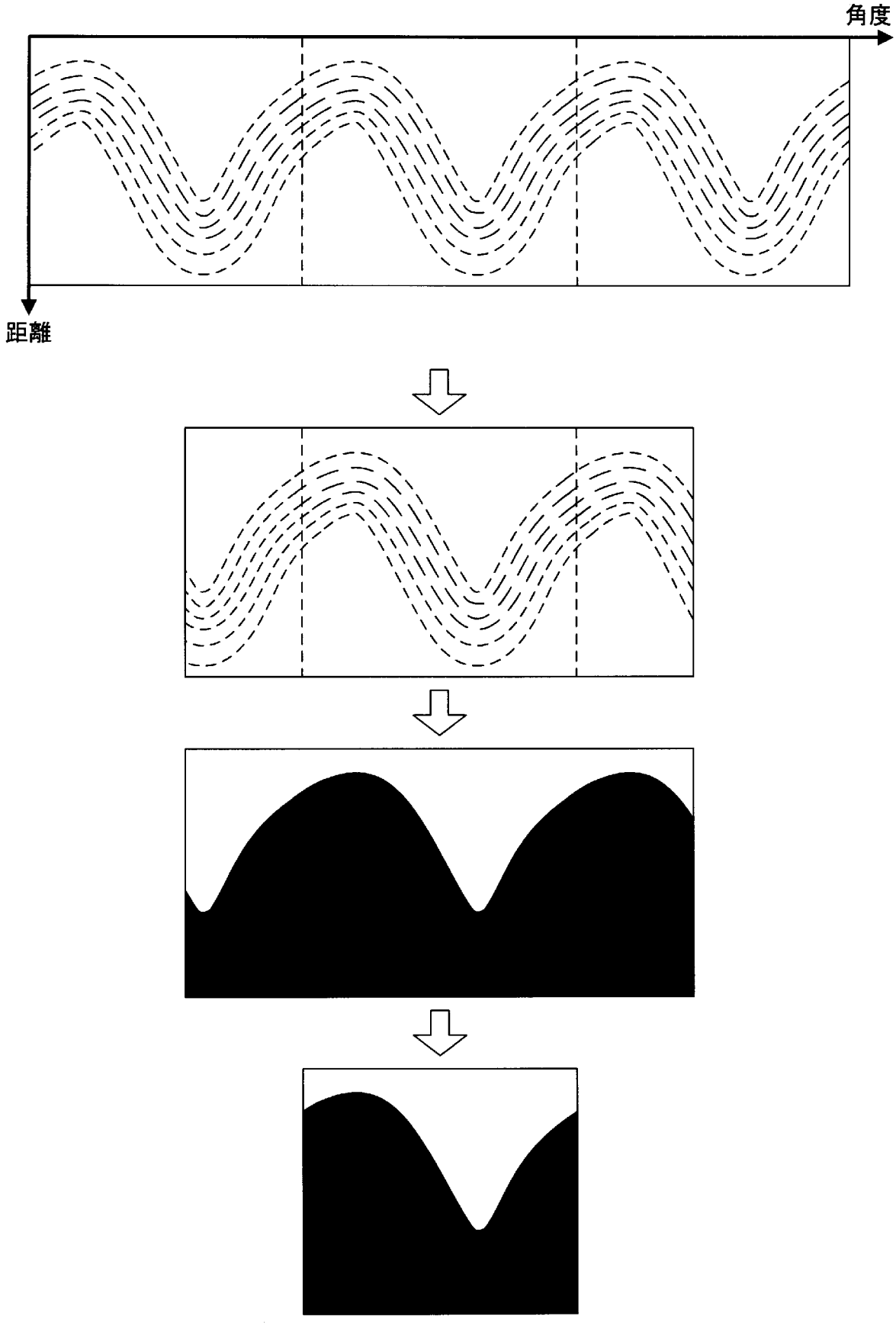
[図5A]



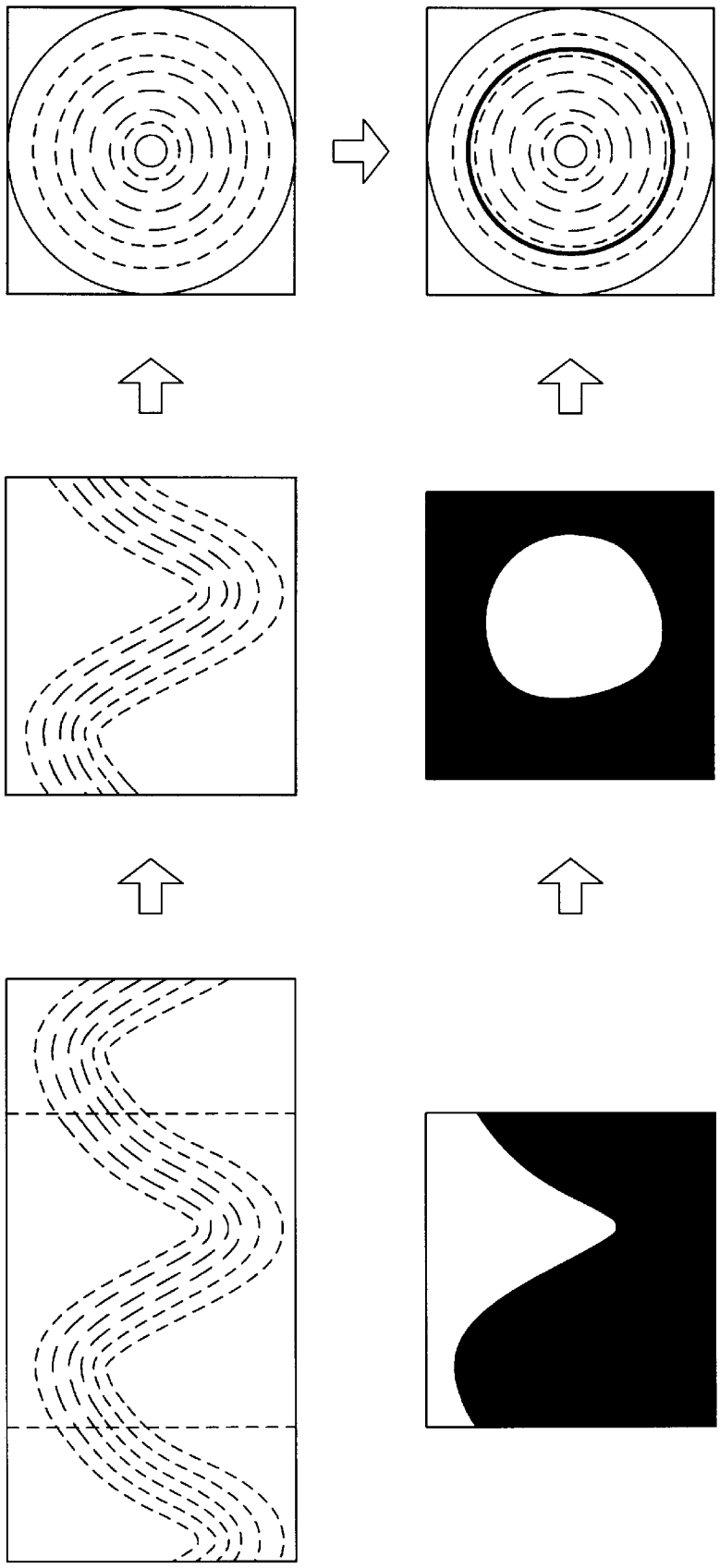
[図5B]



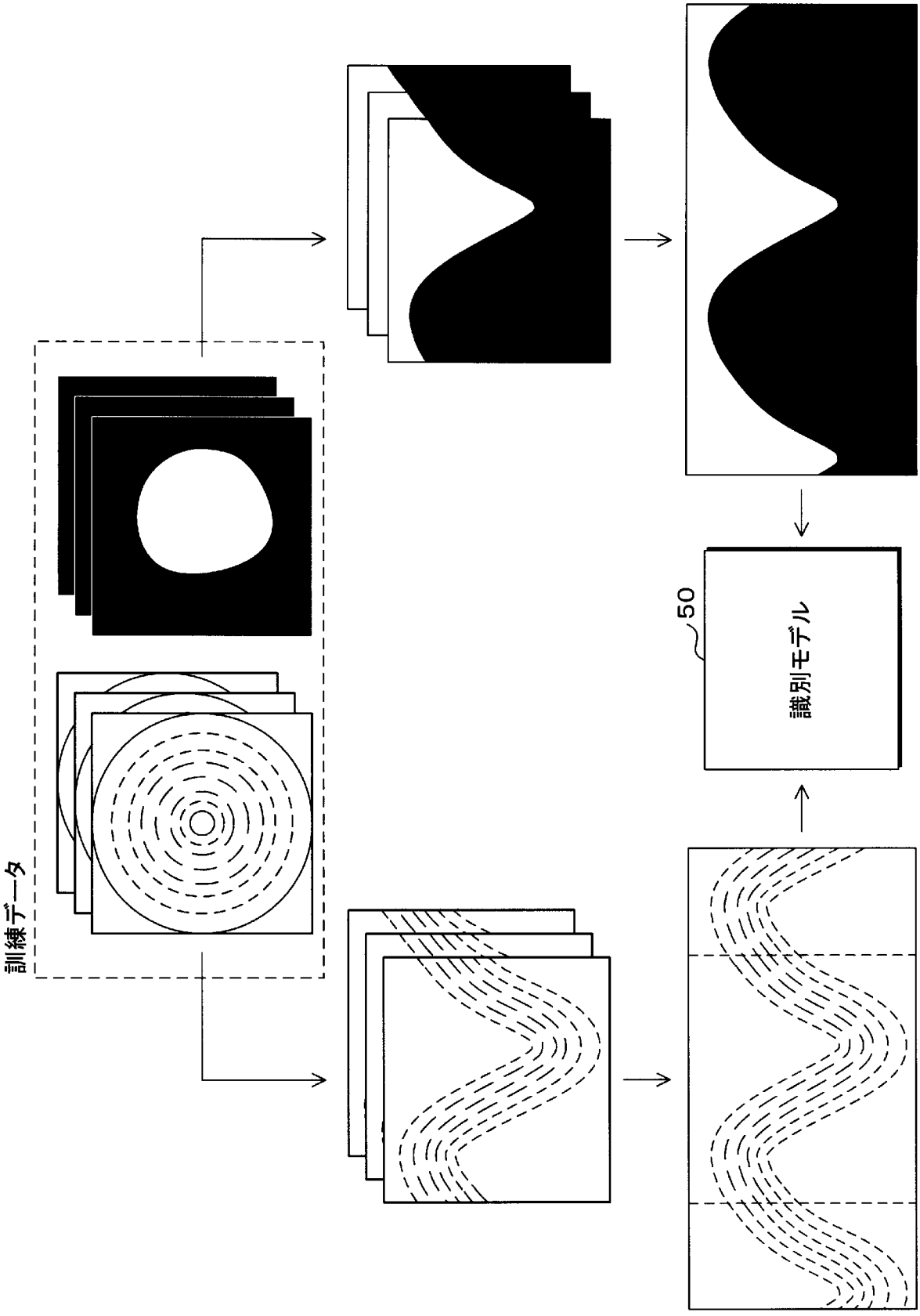
[図6]



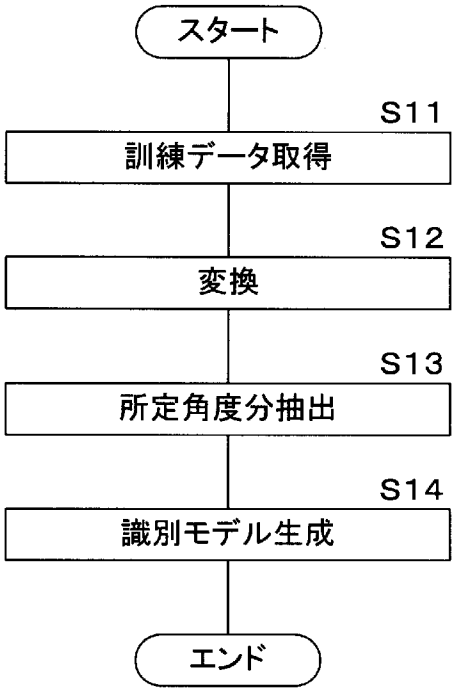
[図7]



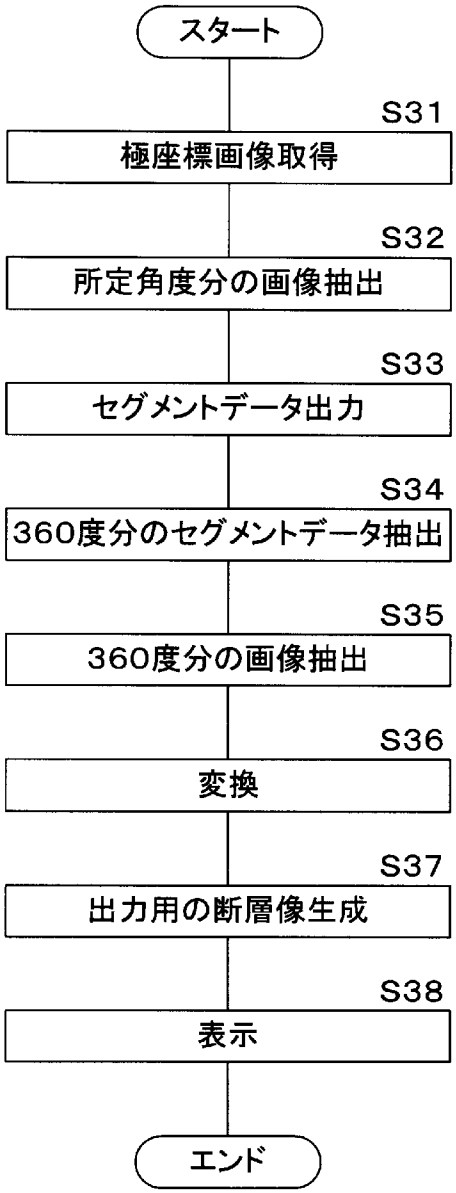
[図8]



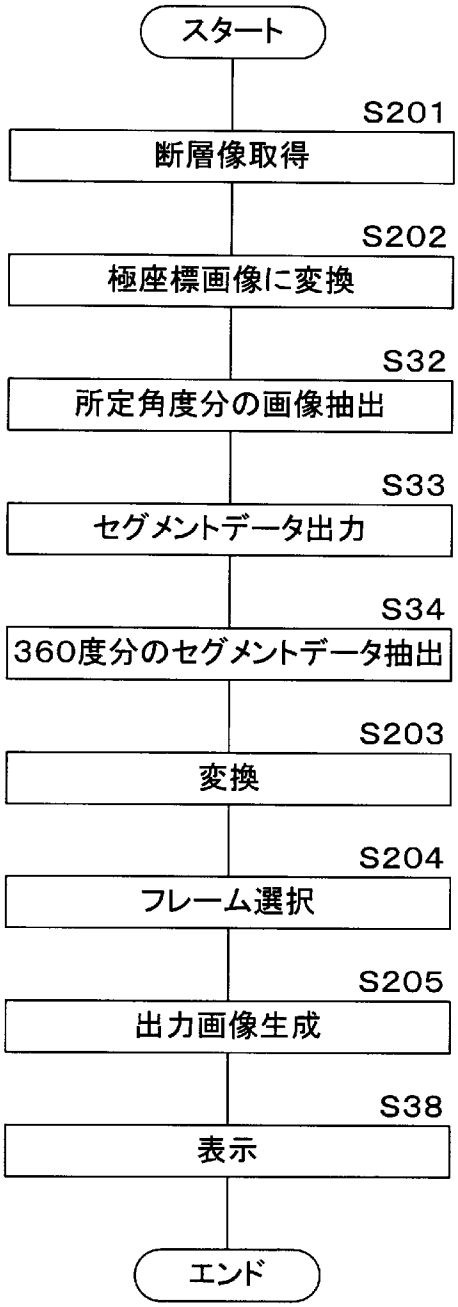
[図9]



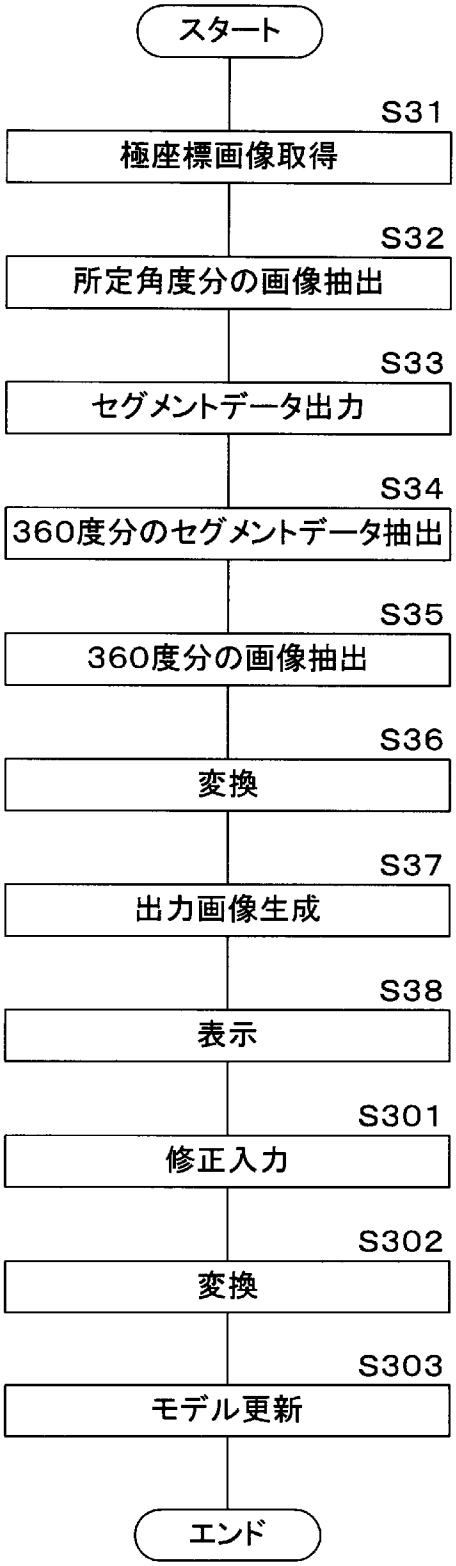
[図10]


スタート
S31
極座標画像取得
S32
所定角度分の画像抽出
S33
セグメントデータ出力
S34
360度分のセグメントデータ抽出
S35
360度分の画像抽出
S36
変換
S37
出力用の断層像生成
S38
表示
エンド

[図11]


スタート
S201
断層像取得
S202
極座標画像に変換
S32
所定角度分の画像抽出
S33
セグメントデータ出力
S34
360度分のセグメントデータ抽出
S203
変換
S204
フレーム選択
S205
出力画像生成
S38
表示
エンド

[図12]


スタート
S31
極座標画像取得
S32
所定角度分の画像抽出
S33
セグメントデータ出力
S34
360度分のセグメントデータ抽出
S35
360度分の画像抽出
S36
変換
S37
出力画像生成
S38
表示
S301
修正入力
S302
変換
S303
モデル更新
エンド

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/035327

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/12(2006.01)i; ***A61B 1/00***(2006.01)i; ***A61B 1/045***(2006.01)i; ***A61B 1/313***(2006.01)i; ***G06T 7/00***(2017.01)i; ***G06T 1/00***(2006.01)i

FI: A61B8/12; G06T7/00 350C; G06T7/00 614; G06T1/00 290D; A61B1/00 526; A61B1/00 530; A61B1/313 510; A61B1/045 618; A61B1/045 614

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)

A61B 8/00, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2021
Registered utility model specifications of Japan 1996-2021
Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

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 2017-537768 A (LIGHTLAB IMAGING, INC.) 21 December 2017 (2017-12-21) paragraphs [0017]-[0083], fig. 1-16	1-10
Y	UNAL, Gozde, et al. Shape-Driven Segmentation of the Arterial Wall in Intravascular Ultrasound Images. IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE. 2008, vol. 12, no. 3, pp. 335-347 pp. 335-347	1-10
Y	JP 2015-188546 A (CANON KK) 02 November 2015 (2015-11-02) paragraphs [0040]-[0042], fig. 5	3-6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
21 October 2021	**14 December 2021**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/035327

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2017-537768 A	21 December 2017	US 2016/0171711 A1 paragraphs [0040]-[0106], fig. 1-16B	
JP 2015-188546 A	02 November 2015	US 2015/0279063 A1 paragraphs [0053]-[0055], fig. 5	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/035327

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 8/12(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i; A61B 1/313(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i; G06T 1/00(2006.01)i
FI: A61B8/12; G06T7/00 350C; G06T7/00 614; G06T1/00 290D; A61B1/00 526; A61B1/00 530; A61B1/313 510; A61B1/045 618; A61B1/045 614

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 8/00, A61B1/00

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	１９７１－２０２１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２１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 2017-537768 A (ライトラボ・イメージング・インコーポレーテッド) 21.12.2017 (2017-12-21) [0017]-[0083], 図1-16	1-10
Y	UNAL, Gozde, et al., Shape-Driven Segmentation of the Arterial Wall in Intravascular Ultrasound Images, IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, 2008, VOL. 12, NO. 3, pp.335-347 pp.335-347	1-10
Y	JP 2015-188546 A (キヤノン株式会社) 02.11.2015 (2015-11-02) [0040]-[0042], 図5	3-6

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
"A" 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
"E" 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
"L" 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
"O" 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
"P" 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
21.10.2021	14.12.2021

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
永田　浩司 2U 6004
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/035327

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2017-537768 A	21.12.2017	US 2016/0171711 A1 [0040]-[0106], FIGs.1-16B	
JP 2015-188546 A	02.11.2015	US 2015/0279063 A1 [0053]-[0055], FIG.5	