

(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  
2024年1月4日(04.01.2024)



(10) 国際公開番号

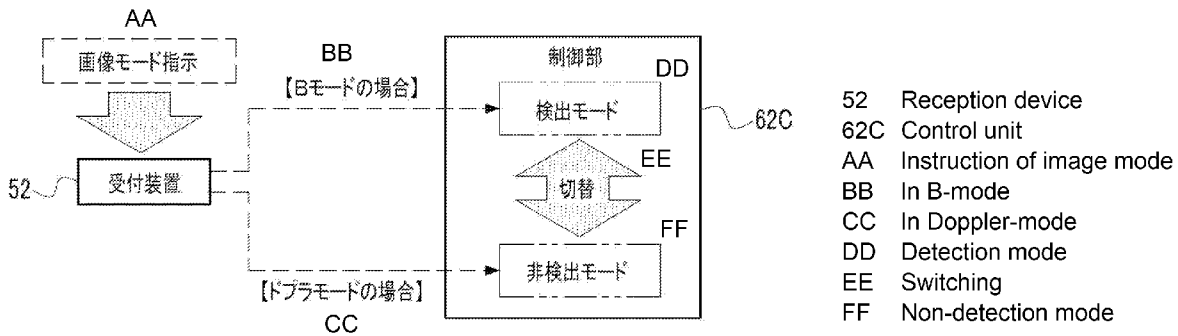
WO 2024/004524 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/020699
- (22) 国際出願日: 2023年6月2日(02.06.2023)
- (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 2022-105151 2022年6月29日(29.06.2022) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 臼田 稔宏 (USUDA, Toshihiro); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 弁理士法人太陽国際特許事務所(TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 Tokyo (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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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.
- (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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF,

(54) Title: DIAGNOSIS ASSISTANCE DEVICE, ULTRASOUND ENDOSCOPE, DIAGNOSIS ASSISTANCE METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 診断支援装置、超音波内視鏡、診断支援方法、及びプログラム

[図6]



(57) Abstract: This diagnosis assistance device is provided with a processor. The processor acquires a first ultrasound image generated by an ultrasonic module, and switches between a first operation mode and a second operation mode in accordance with whether or not reference information is synthesized in the first ultrasound image or whether or not the first ultrasound image is an image obtained in an auxiliary image mode, or in accordance with a setting value for specifying the image quality of the first ultrasound image, in which the first operation mode is such an operation mode that a specific region is detected on the basis of detection assistance information produced using a second ultrasound image obtained in a main image mode, and the second operation mode is such an operation mode that a specific region is detected but a result of the detection is not output or a specific region is not detected.

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：診断支援装置は、プロセッサを備える。プロセッサは、超音波モジュールによって生成された第1超音波画像を取得し、参照情報が第1超音波画像に合成されているか否か、第1超音波画像が補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替え、第1動作モードは、主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて特定領域を検出する動作モードであり、第2動作モードは、特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、特定領域を検出しない動作モードである。

## 明 細 書

発明の名称：

診断支援装置、超音波内視鏡、診断支援方法、及びプログラム

### 技術分野

[0001] 本開示の技術は、診断支援装置、超音波内視鏡、診断支援方法、及びプログラムに関する。

### 背景技術

[0002] 国際公開2020/036121号には、被写体を撮影した画像の種類を識別する識別部と、画像を用いて被写体を認識する認識処理を行う認識部と、識別部が識別した特定の種類の前記画像について、認識処理が機能するかどうかを報知する報知部と、を備える内視鏡システムが開示されている。

[0003] 特開2021-035442号公報には、画像モードがBモード又はCFモードの場合に診断支援を行い、画像モードがPWモードの場合に診断支援を行わない超音波診断システムが開示されている。

[0004] 特開2021-083699号公報には、乳房に対して当接され、乳房に対する超音波の送受波により受信信号を出力するプローブと、受信信号に基づいて、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像を生成する画像生成部と、超音波画像に基づいて、境界像の傾斜角度を演算する傾斜角度演算部と、境界像の傾斜角度に基づいて、プローブの操作を支援する支援像を生成する支援像生成手段と、を含む超音波診断装置が開示されている。

### 発明の概要

[0005] 本開示の技術に係る一つの実施形態は、特定領域以外の領域が特定領域として誤検出されること抑制し、かつ、特定領域の検出結果の可視化が診断の妨げになることを抑制することができる診断支援装置、超音波内視鏡、診断支援方法、及びプログラムを提供する。

### 課題を解決するための手段

- [0006] 本開示の技術に係る第1の態様は、プロセッサを備え、プロセッサが、超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第1超音波画像を取得し、観察対象領域を診断するために参照される参照情報が第1超音波画像に合成されているか否か、第1超音波画像が主要画像モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替え、第1動作モードが、主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて第1超音波画像から特定領域を検出する動作モードであり、第2動作モードが、特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、特定領域を検出しない動作モードである、診断支援装置である。
- [0007] 本開示の技術に係る第2の態様は、第1動作モードが、参照情報が第1超音波画像に合成されていない場合に用いられる動作モードであり、第2動作モードが、参照情報が第1超音波画像に合成されている場合に用いられる動作モードである、第1の態様に係る診断支援装置である。
- [0008] 本開示の技術に係る第3の態様は、第1動作モードが、第1超音波画像が補助画像モードで得られた画像でない場合に用いられる動作モードであり、第2動作モードが、第1超音波画像が補助画像モードで得られた画像である場合に用いられる動作モードである、第1の態様又は第2の態様に係る診断支援装置である。
- [0009] 本開示の技術に係る第4の態様は、第1動作モードが、設定値が指定範囲内である場合に用いられる動作モードであり、第2動作モードが、設定値が指定範囲内でない場合に用いられる動作モードである、第1の態様から第3の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。
- [0010] 本開示の技術に係る第5の態様は、参照情報が、観察対象領域内の特性を色で表現した色情報を含む第1の態様から第4の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。
- [0011] 本開示の技術に係る第6の態様は、色情報が、複数の有彩色画素を含み、

第1動作モードが、複数の有彩色画素のうちの第1閾値を超える彩度を有する有彩色画素の個数が第2閾値未満の場合に用いられる動作モードであり、第2動作モードが、個数が第2閾値以上の場合に用いられる動作モードである、第5の態様に係る診断支援装置である。

[0012] 本開示の技術に係る第7の態様は、参照情報が、観察対象領域の観察を補助する文字情報を含む第1の態様から第6の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0013] 本開示の技術に係る第8の態様は、参照情報が、観察対象領域内の計測に用いられる計測線を含む第1の態様から第7の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0014] 本開示の技術に係る第9の態様は、参照情報が、穿刺吸引法を用いた処置を補助する処置補助情報を含む第1の態様から第8の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0015] 本開示の技術に係る第10の態様は、補助画像モードが、観察対象領域に対して超音波が放射されることによって観察対象領域で反射されることで得られた反射波に含まれる高周波成分を利用して超音波画像を生成する第1画像モード、又は、Bモード画像と別画像とを合成する第2画像モードである、第1の態様から第9の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0016] 本開示の技術に係る第11の態様は、第1画像モードが、THIモード、CHモード、又はCHIモードであり、第2画像モードが、ドップラモード又はエラストグラフィモードである、第10の態様に係る診断支援装置である。

[0017] 本開示の技術に係る第12の態様は、設定値には、超音波モジュールから放射される超音波の周波数を調整する周波数パラメータ、第1超音波画像で表現される深度を調整する深度パラメータ、第1超音波画像の明るさを調整する明るさパラメータ、第1超音波画像のダイナミックレンジを調整するダイナミックレンジパラメータ、及び／又は、第1超音波画像に対するデジタ

ルズームの倍率を調整する倍率パラメータが含まれている第1の態様から第11の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0018] 本開示の技術に係る第13の態様は、超音波モジュールが、設定値を有しており、プロセッサが、超音波モジュールから設定値を取得する第1の態様から第12の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0019] 本開示の技術に係る第14の態様は、第1超音波画像を含むフレームには、設定値を特定可能なテキスト画像が合成されており、プロセッサが、テキスト画像に対して画像認識処理を行うことで設定値を特定し、特性した設定値に応じて第1動作モードと第2動作モードとを切り替える第1の態様から第12の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0020] 本開示の技術に係る第15の態様は、プロセッサが、A1方式で第1超音波画像から特定領域を検出する第1の態様から第14の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0021] 本開示の技術に係る第16の態様は、検出支援情報が、第2超音波画像を含む教師データをモデルに学習させることによって得られた学習済みモデルである、第1の態様から第15の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0022] 本開示の技術に係る第17の態様は、プロセッサが、参照情報、補助画像モード、及び／又は設定値に応じて、第1超音波画像から特定領域を検出する頻度、第1超音波画像から特定領域を検出する精度、及び／又は第1超音波画像から特定領域として検出する対象を異ならせる第1の態様から第16の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0023] 本開示の技術に係る第18の態様は、超音波モジュールが、超音波内視鏡である、第1の態様から第17の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置である。

[0024] 本開示の技術に係る第19の態様は、第1の態様から第18の態様の何れか1つの態様に係る診断支援装置と、超音波診断装置が接続された超音波内視鏡本体と、を備える超音波内視鏡である。

[0025] 本開示の技術に係る第20の態様は、超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第1超音波画像を取得すること、及び、観察対象領域を診断するために参照される参照情報が第1超音波画像に合成されているか否か、第1超音波画像が主要画像モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替えることを含み、第1動作モードが、主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて第1超音波画像から特定領域を検出する動作モードであり、第2動作モードが、特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、特定領域を検出しない動作モードである、診断支援方法である。

[0026] 本開示の技術に係る第21の態様は、コンピュータに処理を実行させるためのプログラムであって、処理が、超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第1超音波画像を取得すること、及び、観察対象領域を診断するために参照される参照情報が第1超音波画像に合成されているか否か、第1超音波画像が主要画像モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替えることを含み、第1動作モードが、主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて第1超音波画像から特定領域を検出する動作モードであり、第2動作モードが、特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、特定領域を検出しない動作モードである、プログラムである。

### 図面の簡単な説明

[0027] [図1]内視鏡システムが用いられている態様の一例を示す概念図である。

[図2]内視鏡システムの全体構成の一例を示す概念図である。

[図3]超音波内視鏡の構成の一例を示すブロック図である。

[図4]モデルにBモード画像群を学習させることによって学習済みモデルを生

成する態様の一例を示す概念図である。

[図5]生成部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図6]検出モードと非検出モードとを切り替えるための処理内容の一例を示す概念図である。

[図7]Bモード画像から病変領域を検出してBモード画像を表示装置の画面に表示する処理内容の一例を示す概念図である。

[図8]ドプラ画像を生成して表示装置の画面に表示する処理内容の一例を示す概念図である。

[図9A]診断支援処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図9B]図9Aに示すフローチャートの続きである。

[図10]第1変形例に係る診断支援処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図11]第2変形例に係る生成部及び制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図12]第2変形例に係る診断支援処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図13]第3変形例に係る生成部及び制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図14]第4変形例に係る生成部及び制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図15]第5変形例に係る制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図16]第6変形例に係る生成部及び制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図17]第6変形例に係る制御部の処理内容の一例を示す概念図である。

[図18]第7変形例に係る診断支援処理の流れの一例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

[0028] 以下、添付図面に従って本開示の技術に係る診断支援装置、超音波内視鏡

、診断支援方法、及びプログラムの実施形態の一例について説明する。

[0029] 先ず、以下の説明で使用される文言について説明する。

[0030] CPUとは、“Central Processing Unit”の略称を指す。GPUとは、“Graphics Processing Unit”の略称を指す。TPUとは、“Tensor Processing Unit”の略称を指す。RAMとは、“Random Access Memory”の略称を指す。NVMとは、“Non-volatile memory”の略称を指す。EEPROMとは、“Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory”の略称を指す。ASICとは、“Application Specific Integrated Circuit”の略称を指す。PLDとは、“Programmable Logic Device”の略称を指す。FPGAとは、“Field-Programmable Gate Array”の略称を指す。SoCとは、“System-on-a-chip”の略称を指す。SSDとは、“Solid State Drive”の略称を指す。USBとは、“Universal Serial Bus”の略称を指す。HDDとは、“Hard Disk Drive”の略称を指す。ELとは、“Electro-Luminescence”の略称を指す。CMOSとは、“Complementary Metal Oxide Semiconductor”の略称を指す。CCDとは、“Charge Coupled Device”の略称を指す。PCとは、“Personal Computer”の略称を指す。LANとは、“Local Area Network”の略称を指す。WANとは、“Wide Area Network”の略称を指す。AIとは、“Artificial Intelligence”の略称を指す。BLIとは、“Blue Light Imaging”の略称を指す。LCIとは、“Linked Color Imaging”の略称を指す。NNとは、“Neural Network”の略称を指す。CNNとは、“Convolutional neural network”の略称を指す。RCNNとは、“Region based Convolutional Neural Network”の略称を指す。YOLOとは、“You only Look Once”の略称を指す。RNNとは、“Recurrent Neural Network”の略称を指す。FCNとは、“Fully Convolutional Network”の略称を指す。THIとは、“Tissue Harmonic Imaging”の略称を指す。CHとは、“Compound Harmonic”の略称を指す。CHIとは、“Contrast Harmonic Imaging”の略称を指す。

[0031] 一例として図1に示すように、内視鏡システム10は、超音波内視鏡12

及び表示装置 14 を備えている。超音波内視鏡 12 は、コンベックス型の超音波内視鏡であり、超音波内視鏡本体 16 及び処理装置 18 を備えている。超音波内視鏡 12 は、本開示の技術に係る「超音波モジュール」及び「超音波内視鏡」の一例である。処理装置 18 は、本開示の技術に係る「診断支援装置」の一例である。超音波内視鏡本体 16 は、本開示の技術に係る「超音波内視鏡本体」の一例である。

[0032] なお、本実施形態では、超音波内視鏡 12 の一例として、コンベックス型の超音波内視鏡を挙げているが、これはあくまでも一例に過ぎず、ラジアル型の超音波内視鏡であっても本開示の技術は成立する。

[0033] 超音波内視鏡本体 16 は、例えば、医師 20 によって用いられる。処理装置 18 は、超音波内視鏡本体 16 に接続されており、超音波内視鏡本体 16 との間で各種信号の授受を行う。すなわち、処理装置 18 は、超音波内視鏡本体 16 に信号を出力することで超音波内視鏡本体 16 の動作を制御したり、超音波内視鏡本体 16 から入力された信号に対して各種の信号処理を行ったりする。

[0034] 超音波内視鏡 12 は、被検体 22 の体内に診療対象部位（例えば、脾臓等の臓器）に対する診療（例えば、診断及び／又は治療等）を行うための装置であり、診療対象部位を含む観察対象領域を示す超音波画像 24 を生成して出力する。

[0035] 例えば、医師 20 は、被検体 22 の体内の観察対象領域を観察する場合、超音波内視鏡本体 16 を被検体 22 の口又は鼻（図 1 に示す例では、口）から被検体 22 の体内に挿入し、胃又は十二指腸等の位置で超音波を放射する。超音波内視鏡本体 16 は、被検体 22 の体内の観察対象領域に対して超音波を放射し、放射した超音波が観察対象領域で反射することによって得られた反射波を検出する。

[0036] なお、図 1 に示す例では、上部消化器内視鏡検査が行われている態様が示されているが、本開示の技術はこれに限定されず、下部消化器内視鏡検査又は気管支内視鏡検査等にも本開示の技術は適用可能である。

- [0037] 処理装置 18 は、超音波内視鏡本体 16 によって検出された反射波に基づいて超音波画像 24 を生成して表示装置 14 等へ出力する。
- [0038] 表示装置 14 は、処理装置 18 の制御下で、画像を含めた各種情報を表示する。表示装置 14 の一例としては、液晶ディスプレイ又は EL ディスプレイ等が挙げられる。表示装置 14 の画面 26 には、処理装置 18 によって生成された超音波画像 24 が動画像として表示される。図 1 に示す例では、画面 26 内の超音波画像 24 に、病変に相当する箇所を示す病変領域 25 が含まれている態様が示されている。また、詳しくは後述するが、図 1 に示す例では、画面 26 に、超音波画像 24 内での病変領域 25 の位置を特定可能な矩形状の検出枠 27 A が表示されている。
- [0039] 医師 20 は、画面 26 に表示された超音波画像 24 を観察することによって、観察対象領域に病変が写っているか否かを判断したり、病変が発見された場合には観察対象領域内での病変の位置を、超音波画像 24 内の検出枠 27 A を参照して特定したりする。
- [0040] なお、図 1 に示す例では、表示装置 14 の画面 26 に超音波画像 24 が表示される形態例が示されているが、これは、あくまでも一例に過ぎず、表示装置 14 以外の表示装置（例えば、タブレット端末のディスプレイ）に表示されるようにしてもよい。また、超音波画像 24 は、コンピュータ読取可能な非一時的格納媒体（例えば、フラッシュメモリ、HDD、及び／又は磁気テープ等）に格納されるようにしてもよい。
- [0041] 表示装置 14 には、医師 20 によって選択された画像モードに応じた超音波画像 24 が表示される。ここで、画像モードとは、超音波内視鏡本体 16 によって検出された反射波を画像化して表示装置 14 に表示させる表示モードを指す。本実施形態において、医師 20 によって選択される画像モードは、Bモード（Brightness mode）とドプラモードとの 2 種類である。Bモードは、本開示の技術に係る「主要画像モード」の一例であり、ドプラモードは、本開示の技術に係る「主要画像モード以外の画像モードである補助画像モード」の一例である。

- [0042] Bモードは、反射波の強さを輝度に変換して2次元状の断層画像（以下、「Bモード画像」と称する）として表示する画像モードである。ドプラモードは、ドプラ効果を利用して特定された血行動態を色情報としてBモード画像に重畳して表示する画像モードである。以下では、ドプラモード下で生成された画像、すなわち、Bモード画像に対して血行動態を示す色情報が重畳されて得られた画像を「ドプラ画像」と称する。また、以下では、説明の便宜上、Bモード画像及びドプラ画像等のように異なる画像モード下で生成された画像を区別して説明する必要がない場合、単に「超音波画像24」と称する。
- [0043] 超音波画像24は、画像モードに応じて定められたフレームレートに従って生成された複数のフレームを含む動画画像である。ドプラモードのフレームレートは、Bモードのフレームレートよりも低い。なお、ここでは、動画画像を例示しているが、これは、あくまでも一例に過ぎず、超音波画像24が静止画像であっても本開示の技術は成立する。
- [0044] 一例として図2に示すように、超音波内視鏡本体16は、操作部28及び挿入部30を備えている。挿入部30は、管状に形成されている。挿入部30は、先端部32、湾曲部34、及び軟性部36を有する。先端部32、湾曲部34、及び軟性部36は、挿入部30の先端側から基端側にかけて、先端部32、湾曲部34、及び軟性部36の順に配置されている。軟性部36は、長尺状の可撓性を有する素材で形成されており、操作部28と湾曲部34とを連結している。湾曲部34は、操作部28が操作されることにより部分的に湾曲したり、挿入部30の軸心周りに回転したりする。この結果、挿入部30は、管腔臓器の形状（例えば、十二指腸の管路の形状）に応じて湾曲したり、挿入部30の軸心周りに回転したりしながら管腔臓器の奥側に送り込まれる。
- [0045] 先端部32には、超音波プローブ38及び処置具用開口40が設けられている。超音波プローブ38は、先端部32の先端側に設けられている。超音波プローブ38は、コンベックス型の超音波プローブであり、超音波を放射

し、放射した超音波が観察対象領域で反射されて得られた反射波を受波する。

[0046] 処置具用開口40は、超音波プローブ38よりも先端部32の基端側に形成されている。処置具用開口40は、処置具42を先端部32から突出させるための開口である。操作部28には、処置具挿入口44が形成されており、処置具42は、処置具挿入口44から挿入部30内に挿入される。処置具42は、挿入部30内を通過して処置具用開口40から超音波内視鏡本体16の外部に突出する。また、処置具用開口40は、血液及び体内汚物等を吸引する吸引口としても機能する。

[0047] 図2に示す例では、処置具42として、穿刺針が示されている。なお、これは、あくまでも一例に過ぎず、処置具42は、把持鉗子及び／又はシース等であってもよい。

[0048] 図2に示す例では、先端部32に照明装置46及びカメラ48が設けられている。照明装置46は、光を照射する。照明装置46から照射される光の種類としては、例えば、可視光（例えば、白色光等）、非可視光（例えば、近赤外光等）、及び／又は特殊光が挙げられる。特殊光としては、例えば、BLI用の光及び／又はLCI用の光が挙げられる。

[0049] カメラ48は、管腔臓器内を光学的手法で撮像する。カメラ48の一例としては、CMOSカメラが挙げられる。CMOSカメラは、あくまでも一例に過ぎず、CCDカメラ等の他種のカメラであってもよい。なお、カメラ48によって撮像されることによって得られた画像は表示装置14に表示されたり、表示装置14以外の表示装置（例えば、タブレット端末のディスプレイ）に表示されたり、格納媒体（例えば、フラッシュメモリ、HDD、及び／又は磁気テープ等）に格納されたりする。

[0050] 超音波内視鏡12は、処理装置18及びユニバーサルコード50を備えている。ユニバーサルコード50は、基端部50A及び先端部50Bを有する。基端部50Aは、操作部28に接続されている。先端部50Bは、処理装置18に接続されている。すなわち、超音波内視鏡本体16と処理装置18

は、ユニバーサルコード50を介して接続されている。

- [0051] 内視鏡システム10は、受付装置52を備えている。受付装置52は、処理装置18に接続されている。受付装置52は、ユーザからの指示を受け付ける。受付装置52の一例としては、複数のハードキー及び／又はタッチパネル等を有する操作パネル、キーボード、マウス、トラックボール、フットスイッチ、スマートデバイス、及び／又はマイクロフォン等が挙げられる。
- [0052] 処理装置18は、受付装置52によって受け付けられた指示に従って、各種の信号処理を行ったり、超音波内視鏡本体16等との間で各種信号の授受を行ったりする。例えば、処理装置18は、受付装置52によって受け付けられた指示に従って、超音波プローブ38に対して超音波を放射させ、超音波プローブ38によって受波された反射波に基づいて超音波画像24（図1参照）を生成して出力する。
- [0053] 表示装置14も、処理装置18に接続されている。処理装置18は、受付装置52によって受け付けられた指示に従って表示装置14を制御する。これにより、例えば、処理装置18によって生成された超音波画像24が表示装置14の画面26に表示される（図1参照）。
- [0054] 一例として図3に示すように、処理装置18は、コンピュータ54、入出力インタフェース56、送受信回路58、及び通信モジュール60を備えている。コンピュータ54は、本開示の技術に係る「コンピュータ」の一例である。
- [0055] コンピュータ54は、プロセッサ62、RAM64、及びNVM66を備えている。入出力インタフェース56、プロセッサ62、RAM64、及びNVM66は、バス68に接続されている。
- [0056] プロセッサ62は、処理装置18の全体を制御する。例えば、プロセッサ62は、CPU及びGPUを有しており、GPUは、CPUの制御下で動作し、主に画像処理の実行を担う。なお、プロセッサ62は、GPU機能を統合した1つ以上のCPUであってもよいし、GPU機能を統合していない1つ以上のCPUであってもよい。また、プロセッサ62には、マルチコアC

PUが含まれていてもよいし、TPUが含まれていてもよい。プロセッサ62は、本開示の技術に係る「プロセッサ」の一例である。

[0057] RAM64は、一時的に情報が格納されるメモリであり、プロセッサ62によってワークメモリとして用いられる。NVM66は、各種プログラム及び各種パラメータ等を記憶する不揮発性の記憶装置である。NVM66の一例としては、フラッシュメモリ（例えば、EEPROM）及び／又はSSD等が挙げられる。なお、フラッシュメモリ及びSSDは、あくまでも一例に過ぎず、HDD等の他の不揮発性の記憶装置であってもよいし、2種類以上の不揮発性の記憶装置の組み合わせであってもよい。

[0058] 入出力インタフェース56には、受付装置52が接続されており、プロセッサ62は、受付装置52によって受け付けられた指示を、入出力インタフェース56を介して取得し、取得した指示に応じた処理を実行する。

[0059] 入出力インタフェース56には、送受信回路58が接続されている。送受信回路58は、プロセッサ62からの指示に従ってパルス波形の超音波放射信号70を生成して超音波プローブ38に出力する。超音波プローブ38は、送受信回路58から入力された超音波放射信号70を超音波に変換し、超音波を被検体22の観察対象領域72に放射する。超音波プローブ38は、超音波プローブ38から放射された超音波が観察対象領域72で反射されることで得られた反射波を受波し、反射波を、電気信号である反射波信号74に変換して送受信回路58に出力する。送受信回路58は、超音波プローブ38から入力された反射波信号74をデジタル化し、デジタル化した反射波信号74を、入出力インタフェース56を介してプロセッサ62に出力する。プロセッサ62は、送受信回路58から入出力インタフェース56を介して入力された反射波信号74に基づいて、観察対象領域72の態様を示す超音波画像24（図1参照）を生成する。

[0060] 図3での図示は省略されているが、入出力インタフェース56には、照明装置46（図2参照）も接続されている。プロセッサ62は、入出力インタフェース56を介して照明装置46を制御することで、照明装置46から照

射される光の種類を変えたり、光量を調整したりする。また、図3での図示は省略されているが、入出力インタフェース56には、カメラ48（図2参照）も接続されている。プロセッサ62は、入出力インタフェース56を介してカメラ48を制御したり、カメラ48によって被検体22の体内が撮像されることで得られた画像を、入出力インタフェース56を介して取得したりする。

- [0061] 入出力インタフェース56には、通信モジュール60が接続されている。通信モジュール60は、通信プロセッサ及びアンテナ等を含むインタフェースである。通信モジュール60は、LAN又はWAN等のネットワーク（図示省略）に接続されており、プロセッサ62と外部装置との間の通信を司る。
- [0062] 入出力インタフェース56には、表示装置14が接続されており、プロセッサ62は、入出力インタフェース56を介して表示装置14を制御することで、表示装置14に対して各種情報を表示させる。
- [0063] 入出力インタフェース56には、受付装置52が接続されており、プロセッサ62は、受付装置52によって受け付けられた指示を、入出力インタフェース56を介して取得し、取得した指示に応じた処理を実行する。
- [0064] NVM66には、診断支援プログラム76及び学習済みモデル78が記憶されている。プロセッサ62は、NVM66から診断支援プログラム76を読み出し、読み出した診断支援プログラム76をRAM64上で実行することにより診断支援処理を行う。診断支援処理は、観察対象領域72からA1方式で病変を検出し、検出結果に基づいて、医師20（図1参照）による診断を支援する処理である。
- [0065] プロセッサ62は、診断支援処理を行うことにより、超音波画像24（図1参照）から、学習済みモデル78に従って、病変に相当する箇所を検出することで、観察対象領域72から病変を検出する。診断支援処理は、プロセッサ62がRAM64上で実行する診断支援プログラム76に従って生成部62A、検出部62B、及び制御部62Cとして動作することによって実現

される。

[0066] なお、診断支援プログラム76は、本開示の技術に係る「プログラム」の一例である。また、学習済みモデル78は、超音波画像24から病変を検出する処理に用いられるデータ構造を有する学習済みモデルである。また、学習済みモデル78は、本開示の技術に係る「検出支援情報」及び「学習済みモデル」の一例である。

[0067] 一例として図4に示すように、学習済みモデル78は、未学習のモデル80を学習させることによって生成される。モデル80の学習には、Bモード画像群82が教師データとして用いられる。Bモード画像群82は、互いに異なる複数のBモード画像82Aからなる。Bモード画像82Aは、本開示の技術に係る「第2超音波画像」の一例である。Bモード画像群82は、本開示の技術に係る「教師データ」の一例である。

[0068] モデル80の一例としては、NNを用いた数理モデルが挙げられる。NNの種類としては、例えば、YOLO、R-CNN、又はFCN等が挙げられる。また、モデル80に用いられるNNは、例えば、YOLO、R-CNN、又はFCNとRNNとの組み合わせであってもよい。RNNは、時系列で得られた複数の画像の学習に適している。なお、ここで挙げたNNの種類は、あくまでも一例に過ぎず、画像を学習させることによって物体の検出を可能にする他種類のNNであってもよい。

[0069] 複数のBモード画像82Aには、病変が写っている。すなわち、Bモード画像82Aは、病変に相当する箇所である病変領域84を有する。Bモード画像82Aには、アノテーション86が付与されている。アノテーション86は、Bモード画像82A内での病変領域84の位置を特定可能な情報（例えば、病変領域84に外接する矩形枠の位置を特定可能な複数の座標を含む情報）である。

[0070] ここでは、説明の便宜上、アノテーション86の一例として、Bモード画像82A内での病変領域84の位置を特定可能な情報を例示しているが、これは、あくまでも一例に過ぎない。例えば、アノテーション86には、Bモ

ード画像 82A に写っている病変の種類を特定可能な情報等のように、Bモード画像 82A に写っている病変を特定する他種類の情報が含まれていてもよい。

[0071] なお、以下では、説明の便宜上、学習済みモデル 78 を用いた処理については、学習済みモデル 78 が主体となって能動的に行う処理として説明する。すなわち、説明の便宜上、学習済みモデル 78 を、入力された情報に対して処理を行って処理結果を出力する機能と見立てて説明する。また、以下では、説明の便宜上、モデル 80 を学習させる処理の一部についても、モデル 80 が主体となって能動的に行う処理として説明する。すなわち、説明の便宜上、モデル 80 を、入力された情報に対して処理を行って処理結果を出力する機能と見立てて説明する。

[0072] モデル 80 には、Bモード画像群 82 に含まれる各 Bモード画像 82A が入力される。これに応じて、モデル 80 は、入力された Bモード画像 82A から、病変領域 84 の位置を予測し、予測結果を出力する。予測結果には、Bモード画像 82A 内での病変領域 84 の位置としてモデル 80 によって予測された位置を特定可能な情報が含まれている。モデル 80 によって予測された位置を特定可能な情報の一例としては、例えば、病変領域 84 が存在する位置として予測された領域を取り囲むバウンディングボックスの位置（すなわち、Bモード画像 82A 内でのバウンディングボックスの位置）を特定可能な複数の座標を含む情報が挙げられる。

[0073] モデル 80 に対しては、モデル 80 に入力された Bモード画像 82A に付与されているアノテーション 86 とモデル 80 から出力された予測結果との誤差に応じた調整が行われる。すなわち、誤差が最小となるようにモデル 80 内の複数の最適化変数（例えば、複数の結合荷重及び複数のオフセット値等）が調整されることによってモデル 80 が最適化され、これによって、学習済みモデル 78 が生成される。すなわち、学習済みモデル 78 のデータ構造は、アノテーション 86 が付与された互いに異なる複数の Bモード画像 82A をモデル 80 に学習させることによって得られる。

[0074] このように、学習済みモデル78は、モデル80に対してBモード画像群82を学習させることによって生成される数理モデルである。そのため、例えば、学習済みモデル78は、超音波画像24として生成されたBモード画像から病変領域25（図1参照）を検出する場合に効果的に用いることができるものの、超音波画像24として生成されたドプラ画像から病変領域25を検出する場合、Bモード画像に比べ、誤検出が生じる可能性が高くなる。なぜならば、モデル80は、ドプラ画像に含まれる色情報を学習していないからである。また、仮に、ドプラ画像から病変領域25が検出され、検出結果としてドプラ画像内に検出枠27A（図1参照）が表示されると、ドプラ画像に含まれる色情報（すなわち、血行動態を示すカラー化された情報）と検出枠27Aとが混在した状態で可視化されるため、医師20にとって検出枠27Aの存在が診断の妨げになる虞がある。

[0075] そこで、本実施形態に係る処理装置18では、一例として図5～図9Bに示すように、診断支援処理が行われる。以下、診断支援処理の一例について具体的に説明する。

[0076] 一例として図5に示すように、画像モードの種類（ここでは、一例として、Bモード又はドプラモード）を選択する指示（以下、「画像モード指示」と称する）が受付装置52によって受け付けられた場合、生成部62Aは、画像モード指示に従って、Bモード又はドプラモードを設定する。本実施形態において、Bモードは、医師20によってメインの画像モードとして用いられ、ドプラモードは、医師20によってサブの画像モード（すなわち、補助的な画像モード）として用いられる。

[0077] 生成部62Aは、Bモード下で、送受信回路58から反射波信号74を取得し、取得した反射波信号74に基づいてBモード画像24Aを生成することでBモード画像24Aを取得する。Bモード画像24Aには、観察対象領域72が写っている。すなわち、Bモード画像24Aは、観察対象領域72の断層を2次元状に示した画像である。図5に示す例では、病変領域25を有するBモード画像24Aが生成部62Aによって生成される例が示されて

いるが、勿論、病変が写っていないBモード画像24Aが生成部62Aによって生成されることもある。Bモード画像24Aは、本開示の技術に係る「第1超音波画像」の一例である。また、病変領域25は、本開示の技術に係る「特定領域」の一例である。

[0078] 生成部62Aは、ドプラモード下で、送受信回路58から反射波信号74を取得し、取得した反射波信号74に基づいてドプラ画像24Bを生成する。ドプラ画像24Bは、Bモード画像24Aに対して、観察対象領域72（図3参照）内の特性を色（すなわち、有彩色）で表現した色情報24B1が重畳されることによって得られる画像である。例えば、色情報24B1は、ドプラ効果を利用して特定された血行動態を示す情報である。色情報24B1は、観察対象領域72（図3参照）を診断するために医師20によって参照される情報である。

[0079] なお、ドプラ画像24Bは、本開示の技術に係る「補助画像モードで得られた画像」の一例である。また、色情報24B1は、本開示の技術に係る「参照情報」、「色情報」及び「別画像」の一例である。また、Bモード画像24Aに対する色情報24B1の重畳は、本開示の技術に係る「合成」の一例である。

[0080] 一例として図6に示すように、制御部62Cは、生成部62Aによって生成された超音波画像24がBモード画像24Aであるかドプラ画像24Bであるかに応じて検出モードと非検出モードとを切り替える。本実施形態において、制御部62Cは、生成部62Aによって生成された超音波画像24がBモード画像24Aであるかドプラ画像24Bであるかを、受付装置52によって受け付けられた画像モード指示に従って判定し、判定結果に応じて検出モードと非検出モードとを切り替える。つまり、制御部62Cは、受付装置によって受け付けられた画像モード指示に従って設定された画像モードに応じて検出モードと非検出モードとを切り替える。例えば、制御部62Cは、Bモードの場合に検出モードを設定し、ドプラモードの場合に非検出モードを設定する。

- [0081] 検出モードは、Bモード画像24A（図5参照）からA1方式で病変領域25（図5参照）を検出する動作モード、すなわち、Bモード画像群82を用いて作成された学習済みモデル78に基づいてBモード画像24Aから病変領域25（図5参照）を検出する動作モードである。検出モードは、色情報24B1がBモード画像24Aに重畳されていない場合に用いられる。換言すると、検出モードは、生成部62Aによってドプラ画像24Bが生成されていない場合（すなわち、生成部62AによってBモード画像24Aが生成された場合）に用いられる。
- [0082] 非検出モードは、超音波画像24から病変領域25を検出しない動作モードである。ここでは、非検出モードの一例として、超音波画像24から病変領域25を検出しない動作モードを例示しているが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、非検出モードは、超音波画像24から病変領域25を検出して検出結果を出力しない動作モード（換言すると、バックグラウンドではA1方式で病変領域25の検出が行われるが、検出結果を可視化させない動作モード）であってもよい。非検出モードは、色情報24B1がBモード画像24Aに重畳されている場合に用いられる。換言すると、非検出モードは、生成部62Aによってドプラ画像24Bが生成された場合に用いられる。
- [0083] 一例として図7に示すように、検出モードの場合、検出部62Bは、学習済みモデル78に従って、生成部62Aによって生成されたBモード画像24Aから、病変を検出する。すなわち、検出部62Bは、学習済みモデル78に従って、Bモード画像24A内の病変領域25の有無を判定し、Bモード画像24Aに病変領域25が存在している場合に病変領域25の位置を特定する位置特定情報128（例えば、病変領域126の位置を特定する複数の座標を含む情報）を生成する。ここで、検出部62Bが病変を検出する処理を、学習済みモデル78を主体として説明すると、学習済みモデル78は、生成部62Aによって生成されたBモード画像24Aが入力された場合、入力されたBモード画像24A内の病変領域25の有無を判定する。学習済

みモデル78は、Bモード画像24A内に病変領域25が存在すると判定した場合（すなわち、Bモード画像24Aに写っている病変を検出した場合）、位置特定情報27を出力する。検出枠27Aは、学習済みモデル78がBモード画像24Aから病変領域25を検出する場合に用いるバウンディングボックス（例えば、信頼度スコアが最も高いバウンディングボックス）に対応する矩形枠である。すなわち、検出枠27Aは、学習済みモデル78によって検出された病変領域25を取り囲む枠である。

[0084] 検出部62Bは、位置特定情報27に従って、学習済みモデル78から出力された位置特定情報27に対応するBモード画像24A（すなわち、位置特定情報27の出力のために学習済みモデル78に入力されたBモード画像24A）に対して検出枠27Aを付与する。すなわち、検出部62Bは、学習済みモデル78から出力された位置特定情報27に対応するBモード画像24Aに対して、病変領域25を取り囲むように検出枠27Aを重畳させることによりBモード画像27に検出枠27Aを付与する。検出部62Bは、Bモード画像27内に病変領域25が存在すると学習済みモデル78によって判定された場合、検出枠27Aが付与されたBモード画像24Aを制御部62Cに出力する。また、検出部62Bは、Bモード画像24A内に病変領域25が存在しないと学習済みモデル78によって判定された場合、検出枠27Aが付与されていないBモード画像24Aを制御部62Cに出力する。

[0085] 制御部62Cは、検出部62Bから入力されたBモード画像24A（すなわち、検出部62Bの検出結果が反映されたBモード画像24A）を表示装置14の画面26に表示する。Bモード画像24Aに病変が写っている場合には、病変領域25を取り囲む検出枠27Aが付与されたBモード画像24A（すなわち、検出枠27Aが重畳されたBモード画像24A）が画面26に表示される。一方、Bモード画像24Aに病変が写っていない場合には、検出枠27Aが付与されていないBモード画像24A（すなわち、学習済みモデル78から出力されたBモード画像24A）が画面26に表示される。

[0086] 一例として図8に示すように、非検出モードの場合、制御部62Cは、生

成部62Aによって生成されたドプラ画像24Bを取得し、取得したドプラ画像24Bを表示装置14の画面26に表示する。

[0087] 次に、内視鏡システム10の作用について図9A及び図9Bを参照しながら説明する。

[0088] 図9A及び図9Bには、内視鏡システム10を用いた診断が開始されたこと（例えば、超音波内視鏡12による超音波の放射が開始されたこと）を条件に処理装置18のプロセッサ62によって行われる診断支援処理の流れの一例が示されている。図9A及び図9Bに示す診断支援処理の流れは、本開示の技術に係る「診断支援方法」の一例である。

[0089] 図9Aに示す診断支援処理では、まず、ステップST10で、制御部62Cは、現時点で設定されている画像モードがBモードであるか否かを判定する。ステップST10において、現時点で設定されている画像モードがBモードでない場合（すなわち、ドプラモードである場合）は、判定が否定されて、診断支援処理は、図9Bに示すステップST26へ移行する。ステップST10において、現時点で設定されている画像モードがBモードである場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST12へ移行する。

[0090] ステップST12で、制御部62Cは、現時点で設定されている動作モードが非検出モードであるか否かを判定する。ステップST12において、現時点で設定されている動作モードが非検出モードでない場合（すなわち、検出モードである場合）は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST16へ移行する。ステップST12において、現時点で設定されている動作モードが非検出モードである場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST14へ移行する。

[0091] ステップST14で、制御部62Cは、動作モードを非検出モードから検出モードに切り替える。ステップST14の処理が実行された後、診断支援処理はステップST16へ移行する。

[0092] ステップST16で、生成部62Aは、送受信回路58から入力された反射波信号74（図5参照）に基づいてBモード画像24Aを生成する。ステ

ップST16の処理が実行された後、診断支援処理はステップST18へ移行する。

[0093] ステップST18で、検出部62Bは、ステップST16で生成されたBモード画像24Aを学習済みモデル78に入力する。ステップST18の処理が実行された後、診断支援処理はステップST20へ移行する。

[0094] ステップST20で、検出部62Bは、ステップST18で学習済みモデル78に入力したBモード画像24Aに病変が写っているか否かを、学習済みモデル78を用いて判定する。Bモード画像24Aに病変が写っている場合、学習済みモデル78は、位置特定情報27を出力する。

[0095] ステップST20において、Bモード画像24Aに病変が写っていない場合は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST24へ移行する。ステップST20において、Bモード画像24Aに病変が写っている場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST22へ移行する。

[0096] ステップST20において判定が肯定された場合、検出部62Bは、学習済みモデル78から出力された位置特定情報128に基づいて検出枠27Aを生成し、ステップST16で生成されたBモード画像24Aに対して、病変領域25を取り囲むように検出枠27Aを重畳させる。そして、ステップST22で、制御部62Cは、検出枠27Aによって病変領域25が取り囲まれたBモード画像24Aを表示装置14の画面26に表示する。Bモード画像24A内の病変領域25は、検出枠27Aによって取り囲まれているので、医師20は、Bモード画像24A内の何れの位置に病変が写っているかを視覚的に把握することが可能となる。ステップST22の処理が実行された後、診断支援処理は、図9Bに示すステップST26へ移行する。

[0097] ステップST24で、制御部62Cは、ステップST16で生成されたラジアル型超音波画像24を表示装置14の画面26に表示する。この場合、Bモード画像24Aには検出枠27Aが付与されていないので、医師20は、Bモード画像24Aに病変が写っていないことを視覚的に認識することが可能となる。ステップST24の処理が実行された後、診断支援処理は、図

9 Bに示すステップS T 2 6へ移行する。

[0098] 図9 Bに示すステップS T 2 6で、制御部6 2 Cは、現時点で設定されている動作モードが検出モードであるか否かを判定する。ステップS T 2 6において、現時点で設定されている動作モードが検出モードでない場合（すなわち、非検出モードである場合）は、判定が否定されて、診断支援処理はステップS T 3 0へ移行する。ステップS T 2 6において、現時点で設定されている動作モードが検出モードである場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップS T 2 8へ移行する。

[0099] ステップS T 2 8で、制御部6 2 Cは、動作モードを非検出モードから検出モードに切り替える。ステップS T 2 8の処理が実行された後、診断支援処理はステップS T 3 0へ移行する。

[0100] ステップS T 3 0で、生成部6 2 Aは、送受信回路5 8から入力された反射波信号7 4（図5参照）に基づいてドプラ画像2 4 Bを生成する。ステップS T 3 0の処理が実行された後、診断支援処理はステップS T 3 2へ移行する。

[0101] ステップS T 3 2で、制御部6 2 Cは、ステップS T 3 0で生成されたドプラ画像2 4 Bを表示装置1 4の画面2 6に表示する。これにより、医師2 0は、画面2 6に表示されたドプラ画像2 4 Bに含まれる色情報2 4 B 1（図8参照）から血行動態を視覚的に認識することができる。また、ドプラ画像2 4 Bには、検出枠2 7 Aが含まれていないので、検出枠2 7 Aが色情報2 4 B 1の観察を妨げることはない。ステップS T 3 2の処理が実行された後、診断支援処理はステップS T 3 4へ移行する。

[0102] ステップS T 3 4で、制御部6 2 Cは、診断支援処理が終了する条件（以下、「診断支援終了条件」と称する）を満足したか否かを判定する。診断支援終了条件の一例としては、診断支援処理を終了させる指示が受付装置5 2によって受け付けられた、という条件が挙げられる。ステップS T 3 4において、診断支援終了条件を満足していない場合は、判定が否定されて、診断支援処理は、図9 Aに示すステップS T 1 0へ移行する。ステップS T 3 4

において、診断支援終了条件を満足した場合は、判定が肯定されて、診断支援処理が終了する。

[0103] 以上説明したように、内視鏡システム10では、検出モードと非検出モードとが選択的に切り替えられる。検出モードは、学習済みモデル78を用いたA1方式でBモード画像24Aから病変領域25を検出する動作モードである。非検出モードは、超音波画像24から病変領域25を検出しない動作モードである。学習済みモデル78は、Bモード画像群82を教師データとして用いて作成されている。そのため、学習済みモデル78に従ってドプラ画像24Bから病変領域25を検出する処理が行われると、学習済みモデル78に従ってBモード画像24Aから病変領域25を検出する処理が行われる場合に比べ、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出される可能性が高くなる。また、仮に、学習済みモデル78に従ってドプラ画像24Bから病変領域25を検出する処理が行われ、検出結果として検出枠27Aがドプラ画像24B内に表示された場合、医師20にとって検出枠27Aの存在が色情報24B1の観察の妨げになる虞がある。そこで、内視鏡システム10では、Bモード画像24Aが生成されたか否かに応じて、検出モードと非検出モードとが切り替えられる。換言すると、画像モードとしてBモードが設定されているかドプラモードが設定されているかに応じて、検出モードと非検出モードとが切り替えられる。これにより、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、病変領域25の検出結果の可視化（すなわち、検出枠27Aの存在）が診断の妨げになることを抑制することができる。

[0104] また、内視鏡システム10において、検出モードは、色情報24B1がBモード画像24Aに重畳されていない場合に用いられる動作モードであり、非検出モードは、色情報24B1がBモード画像24Aに重畳されている場合に用いられる動作モードである。換言すると、検出モードは、画像モードがドプラモードでない場合（すなわち、Bモードである場合）に用いられる動作モードであり、非検出モードは、画像モードがドプラモードである場合

に用いられる動作モードである。従って、上記の要領で検出モードと非検出モードとが使い分けられることによって、色情報 24 B 1 の存在が原因で病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出されることを抑制することができる。また、非検出モード下では、色情報 24 B 1 と検出枠 27 A とが混在した状態で画面 26 に表示されることはないので、病変領域 25 の検出結果の可視化（すなわち、検出枠 27 A の存在）がドプラ画像 24 B に含まれる色情報 24 B 1 の観察の妨げになることを抑制することができる。

[0105] [第 1 変形例]

上記実施形態では、画像モードとして B モードが設定されているかドプラモードが設定されているかに応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられる形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、生成部 62 A によって生成された画像に色情報 24 B 1 が重畳されているか否かに応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられるようにしてもよい。

[0106] この場合、例えば、図 10 に示す診断支援処理がプロセッサ 62 によって行われる。図 10 に示すフローチャートは、図 9 A に示すフローチャートに比べ、ステップ S T 10 の処理に代えて、ステップ S T 100 の処理を適用した点異なる。

[0107] 図 10 に示すステップ S T 100 では、制御部 62 C が、生成部 62 A によって生成された画像に対して画像解析処理を行うことにより、生成部 62 A によって生成された画像に対して色情報 24 B 1 が重畳されていないか否かを判定する。ステップ S T 100 において、生成部 62 A によって生成された画像に対して色情報 24 B 1 が重畳されていない場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップ S T 12 へ移行する。ステップ S T 100 において、生成部 62 A によって生成された画像に対して色情報 24 B 1 が重畳されている場合は、判定が否定されて、図 9 B に示すステップ S T 26 へ移行する。これにより、生成部 62 A によって生成された画像に対して色情報 24 B 1 が重畳されていない場合は、動作モードとして検出モードが設定

され、生成部62Aによって生成された画像に対して色情報24B1が重畳されている場合は、動作モードとして非検出モードが設定される。従って、上記実施形態と同様の効果が得られる。

[0108] [第2変形例]

上記実施形態では、Bモード画像24Aであれば動作モードとして検出モードが設定されて、Bモード画像24Aに対してA1方式での病変領域25の検出が行われる形態例を挙げて説明したが、Bモード画像24Aであったとしても、条件次第で動作モードとして非検出モードが設定されるようにしてもよい。

[0109] 一例として図11に示すように、生成部62Aが、文字情報88、計測線90、及び処置補助情報92を含むBモード画像24Aを生成する場合、制御部62Cは、動作モードとして非検出モードを設定する。文字情報88、計測線90、及び処置補助情報92は、本開示の技術に係る「参照情報」の一例である。文字情報88は、本開示の技術に係る「文字情報」の一例である。計測線90は、本開示の技術に係る「計測線」の一例である。処置補助情報92は、本開示の技術に係る「処置補助情報」の一例である。

[0110] ここで、文字情報88とは、例えば、観察対象領域72（図3参照）の観察を補助する文字画像（すなわち、文字を表現した画像）を指す。観察対象領域72の観察を補助するというのは、例えば、医師20がBモード画像24Aから病変の有無及び病変の位置を特定する上で医師20にとって参考になるという意味である。また、本実施形態に係る「文字」の概念には、数字及び記号等も含まれる。本実施形態に係る文字としては、例えば、ユニコードで規定されている文字が挙げられる。図11に示す例では、文字情報88の一例として、病変領域25の寸法を可視化した情報が示されている。

[0111] 計測線90は、例えば、観察対象領域72（図3参照）内の計測に用いられる線である。図11に示す例では、計測線90の一例として、病変領域25の一方向の長さを視覚的に特定可能な寸法線が示されている。なお、ここでは、寸法線を例示しているが、これは、あくまでも一例に過ぎず、寸法性

以外の可視化情報（例えば、病変領域 25 以外の指定された部分を計測するために用いられる線）であってもよい。

[0112] 処置補助情報 92 は、穿刺吸引法を用いた処置を補助する情報である。図 11 に示す例では、処置具 42 として穿刺針（図 2 参照）を用いる場合に穿刺針を挿入する方向を指し示す矢印が示されている。なお、ここでは、矢印を例示しているが、これは、あくまでも一例に過ぎず、矢印以外の可視化情報（例えば、破線又は点滅線）であってもよい。

[0113] 制御部 62C は、生成部 62A によって生成された画像に対して画像解析処理を行うことにより、生成部 62A によって生成された画像に文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が重畳されているか否かを判定する。図 11 に示す例では、制御部 62C が、生成部 62A によって生成された B モード画像 24A に文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が重畳されているか否かを判定する。

[0114] そして、生成部 62A によって生成された B モード画像 24A に文字情報 88、計測線 90、及び処置補助情報 92 が重畳されていない場合、制御部 62C は、動作モードとして検出モードを設定する。また、生成部 62A によって生成された B モード画像 24A に文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が重畳されている場合、制御部 62C は、動作モードとして非検出モードを設定する。図 11 に示す例では、生成部 62A によって生成された B モード画像 24A に文字情報 88、計測線 90、及び処置補助情報 92 が重畳されているので、動作モードとして非検出モードが設定される。この場合、制御部 62C は、文字情報 88、計測線 90、及び処置補助情報 92 が重畳された状態の B モード画像 24A を表示装置 14 の画面 26 に表示する。

[0115] 図 12 には、本第 2 変形例に係る診断支援処理の流れの一例が示されている。図 12 に示すフローチャートは図 9A に示すフローチャートに比べ、ステップ ST16 の処理とステップ ST18 の処理との間にステップ ST200 の処理を有する点、及びステップ ST24 に後続する処理としてステップ

ST202～ステップST206の処理を有する点が異なる。

- [0116] 図12に示す診断支援処理では、ステップST200で、制御部62Cは、ステップST16によって生成されたBモード画像24Aに文字情報88、計測線90、及び／又は処置補助情報92が重畳されているか否かを判定する。ステップST200において、ステップST16によって生成されたBモード画像24Aに文字情報88、計測線90、及び／又は処置補助情報92が重畳されていない場合は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST18へ移行する。ステップST200において、ステップST16によって生成されたBモード画像24Aに文字情報88、計測線90、及び／又は処置補助情報92が重畳されている場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST202へ移行する。
- [0117] ステップST202で、制御部62Cは、現時点で設定されている動作モードが検出モードであるか否かを判定する。ステップST202において、現時点で設定されている動作モードが検出モードでない場合は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST206へ移行する。ステップST202において、現時点で設定されている動作モードが検出モードである場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST204へ移行する。
- [0118] ステップST204で、制御部62Cは、動作モードを検出モードから非検出モードに切り替える。ステップST204の処理が実行された後、診断支援処理はステップST206へ移行する。
- [0119] ステップST206で、制御部62Cは、ステップST16で生成されたBモード画像24A（すなわち、位置特定情報27が付与されていないBモード画像24A）を表示装置14の画面26に表示する。この場合、Bモード画像24Aには検出枠27Aが付与されていないので、医師20は、Bモード画像24Aに病変が写っていないことを視覚的に認識することが可能となる。ステップST206の処理が実行された後、診断支援処理は、図9Bに示すステップST26へ移行する。
- [0120] 図4に示すように、学習済みモデル78は、文字情報88、計測線90、

及び処置補助情報 92 の何れも重畳されていない複数の B モード画像 82 A からなる B モード画像群 82 を教師データとして用いて作成されている。そのため、文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が重畳されている B モード画像 24 A から学習済みモデル 78 に従って病変領域 25 を検出する処理が行われると、病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出される可能性が高くなる。すなわち、文字情報 88、計測線 90、及び処置補助情報 92 の何れも重畳されていない B モード画像 24 A から学習済みモデル 78 に従って病変領域 25 を検出する処理が行われる場合に比べ、病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出される可能性が高くなる。また、仮に、文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が重畳されている B モード画像 24 A から学習済みモデル 78 に従って病変領域 25 を検出する処理が行われ、検出結果として検出枠 27 A が B モード画像 24 A 内に表示された場合、医師 20 にとって検出枠 27 A の存在が文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 の観察の妨げになる虞がある。文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 の観察の妨げになるということは、医師 20 にとって診断の妨げになることを意味する。

[0121] そこで、本第 2 変形例では、文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が B モード画像 24 A に重畳されているか否かに応じて、検出モード及び非検出モードが切り替えられる。すなわち、文字情報 88、計測線 90、及び／又は処置補助情報 92 が B モード画像 24 A に重畳されている場合に、動作モードとして非検出モードが設定され、文字情報 88、計測線 90、及び処置補助情報 92 の何れも B モード画像 24 A に重畳されていない場合に、動作モードとして検出モードが設定される。これにより、病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出されることを抑制し、かつ、病変領域 25 の検出結果の可視化（すなわち、検出枠 27 A の存在）が診断の妨げになることを抑制することができる。

[0122] [第 3 変形例]

上記第1変形例（すなわち、図10に示す例）では、色情報24B1の有無に応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられる形態例を挙げたが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、検出モードは、生成部62Aによって生成された超音波画像24に重畳されている特定の有彩色画素の個数（例えば、色情報24B1に含まれている有彩色画素の個数）に応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられるようにしてもよい。

[0123] この場合、一例として図13に示すように、制御部62Cは、生成部62Aによって生成された超音波画像24から、彩度が第1閾値以上の有彩色画素の画素数（以下、「有彩色画素数」と称する）をカウントする。そして、制御部62Cは、有彩色画素数が第2閾値以上であるか否かを判定する。制御部62Cは、有彩色画素数が第2閾値未満である場合に、動作モードとして検出モードを設定し、有彩色画素数が第2閾値以上である場合に、動作モードとして非検出モードを設定する。

[0124] 第1閾値は、超音波画像24に有彩色画素が含まれている場合に検出モード下で誤検出を引き起こす彩度の最低値として事前に設定された値である。第2閾値は、超音波画像24に有彩色画素が含まれている場合に検出モード下で誤検出を引き起こす有彩色画素数の最低値として事前に設定された値である。なお、第1閾値及び／又は第2閾値は、受付装置52によって受け付けられた指示及び／又は超音波内視鏡12に対して設定されている各種パラメータ等に応じて変更される可変値であってもよい。

[0125] 以上説明したように、本第3変形例では、有彩色画素数が第2閾値未満の場合に検出モードが設定され、有彩色画素数が第2閾値以上の場合に非検出モードが設定される。従って、有彩色画素の存在が原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、有彩色画素の存在が超音波内視鏡24の視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0126] [第4変形例]

上記実施形態では、ドプラモードの場合に動作モードとして非検出モード

が設定される形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、第1画像モード又は第2画像モードの場合に動作モードとして非検出モードが設定されるようにしてもよい。第1画像モードは、観察対象領域72に対して超音波が放射されることによって観察対象領域72で反射されることで得られた反射波（以下、単に「反射波」と称する）に含まれる高周波成分を利用して超音波画像24を生成する画像モードである。第2画像モードは、Bモード画像24Aと別画像とを合成する画像モードである。

[0127] 第1画像モードとしては、例えば、THIモード、CHモード、又はCHIモードが挙げられる。第2画像モードとしては、ドプラモード又はエラストグラフィモードが挙げられる。これらの画像モードは、公知の画像モードなので、ここでの説明は省略する。

[0128] 一例として図14に示すように、生成部62Aは、受付装置52によって受け付けられた画像モード指示に従って、Bモード、ドプラモード、エラストグラフィモード、THIモード、CHモード、及びCHIモードを選択的に設定する。そして、生成部62Aは、設定された画像モードに応じた超音波画像24を生成する。例えば、生成部62Aは、ドプラモード下で、ドプラ画像24Bを生成し、エラストグラフィモード下で、エラストグラフィ画像24Cを生成し、THIモード下で、THI画像24Dを生成し、CHモード下で、CH画像24Eを生成し、CHIモード下で、CHI画像24Fを生成する。

[0129] 制御部62Cは、設定された画像モードに応じて生成された超音波画像24を表示装置14の画面26に表示する。すなわち、ドプラモード下では、ドプラ画像24Bが画面26に表示され、エラストグラフィモード下では、エラストグラフィ画像24Cが画面26に表示され、THIモード下では、THI画像24Dが画面26に表示され、CHモード下では、CH画像24Eが画面26に表示され、CHIモード下では、CHI画像24Fが画面26に表示される。なお、エラストグラフィ画像24C、THI画像24D、CH画像24E、及びCHI画像24Fは、公知の超音波画像なので、ここ

での説明は省略する。

[0130] 制御部62Cは、第1画像モード又は第2画像モードが設定された場合（すなわち、ドプラモード、エラストグラフィモード、THIモード、CHモード、又はCHIモードが設定された場合）に動作モードとして非検出モードを設定する。

[0131] このように、第1画像モードが設定された場合（ここでは、一例として、THIモード、CHモード、又はCHIモードが設定された場合）に動作モードとして非検出モードを設定されるので、反射波に含まれる高周波成分に対応する画像領域の存在が原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制することができる。また、超音波画像24（ここでは、一例として、THI画像24D、CH画像24E、又はCHI画像24F）を観察する場合において、反射波に含まれる高周波成分に対応する画像領域の存在が超音波画像24に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0132] また、第2画像モードが設定された場合（ここでは、一例として、ドプラモード又はエラストグラフィモードが設定された場合）に動作モードとして非検出モードを設定されるので、Bモード画像と合成される別画像（例えば、有彩色画像）の存在が原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制することができる。また、超音波画像24（ここでは、一例として、ドプラ画像24B又はエラストグラフィ画像24C）を観察する場合において、Bモード画像と合成される別画像（例えば、有彩色画像）の存在が超音波画像24に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0133] [第5変形例]

上記実施形態では、画像モードに応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられる形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されず、超音波画像24の画質を定める設定値に応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられるようにしてもよい。

- [0134] この場合、例えば、図15に示すように、超音波画像24の画質を定める設定値として複数のパラメータ94がNVM66に記憶されており、制御部62Cが、NVM66から複数のパラメータ94を取得し、取得した複数のパラメータ94に応じて検出モードと非検出モードとを切り替えるようにする。NVM66には、複数のパラメータ94として、周波数パラメータ94A、深度パラメータ94B、明るさパラメータ94C、ダイナミックレンジパラメータ94D、及び倍率パラメータ94Eが記憶されている。
- [0135] ここで、複数のパラメータ94は、本開示の技術に係る「設定値」の一例である。周波数パラメータ94Aは、本開示の技術に係る「周波数パラメータ」の一例である。深度パラメータ94Bは、本開示の技術に係る「深度パラメータ」の一例である。明るさパラメータ94Cは、本開示の技術に係る「明るさパラメータ」の一例である。ダイナミックレンジパラメータ94Dは、本開示の技術に係る「ダイナミックレンジパラメータ」の一例である。倍率パラメータ94Eは、本開示の技術に係る「倍率パラメータ」の一例である。
- [0136] 周波数パラメータ94Aは、超音波プローブ38（図2参照）から放射される超音波の周波数を調整するパラメータである。深度パラメータ94Bは、超音波画像24で表現される深度を調整するパラメータである。明るさパラメータ94Cは、超音波画像24の明るさを調整するパラメータ（すなわち、ゲイン）である。ダイナミックレンジパラメータ94Dは、超音波画像24のダイナミックレンジを調整するパラメータである。倍率パラメータ94Eは、超音波画像24に対するデジタルズームの倍率を調整するパラメータである。
- [0137] 制御部62Cは、周波数パラメータ94Aが第1範囲内にあり、深度パラメータ94Bが第2範囲内にあり、明るさパラメータ94Cが第3範囲内にあり、ダイナミックレンジパラメータ94Dが第4範囲内にあり、かつ、倍率パラメータ94Eが第5範囲内にあるという条件（以下、「パラメータ条件」と称する）を満足した場合に、動作モードとして検出モードを設定する

。また、制御部62Cは、パラメータ条件を満足しない場合に、動作モードとして非検出モードを設定する。なお、第1～第5範囲は、事前に指定された範囲である。第1～第5範囲は、本開示の技術に係る「指定範囲」の一例である。

[0138] 第1範囲は、超音波プローブ38から放射される超音波の周波数の理想的な範囲である。超音波の周波数の理想的な範囲の一例としては、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されない周波数の範囲（例えば、Bモード画像群82に含まれる全てのBモード画像82Aに対して適用されている周波数の範囲）が挙げられる。

[0139] 第2範囲は、超音波画像24で表現される深度の理想的な範囲である。深度の理想的な範囲の一例としては、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されない深度の範囲（例えば、Bモード画像群82に含まれる全てのBモード画像82Aに対して適用されている深度の範囲）が挙げられる。

[0140] 第3範囲は、超音波画像24の明るさの理想的な範囲である。明るさの理想的な範囲の一例としては、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されない明るさの範囲（例えば、Bモード画像群82に含まれる全てのBモード画像82Aに対して適用されている明るさの範囲）が挙げられる。

[0141] 第4範囲は、超音波画像24のダイナミックレンジの理想的な範囲である。ダイナミックレンジの理想的な範囲の一例としては、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されないダイナミックレンジの範囲（例えば、Bモード画像群82に含まれる全てのBモード画像82Aに対して適用されているダイナミックレンジの範囲）が挙げられる。

[0142] 第5範囲は、超音波画像24に対するデジタルズームの倍率の理想的な範囲である。デジタルズームの倍率の理想的な範囲の一例としては、病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されないデジタルズームの倍率の範囲（例えば、Bモード画像群82に含まれる全てのBモード画像82A

に対して適用されているデジタルズームの倍率の範囲)が挙げられる。

[0143] 本第5変形例によれば、複数のパラメータ94に依じて検出モードと非検出モードとが切り替えられる。すなわち、パラメータ条件を満足した場合に検出モードが設定され、パラメータ条件を満足しない場合に非検出モードが設定される。よって、複数のパラメータ94が理想的な範囲内でないことが原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、複数のパラメータ94が理想的な範囲内でないことが超音波画像24に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0144] また、本第5変形例によれば、周波数パラメータ94Aが第1範囲内にある場合に検出モードが設定され、周波数パラメータ94Aが第1範囲内でない場合に非検出モードが設定される。よって、周波数パラメータ94Aが第1範囲内でないことが原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、周波数パラメータ94Aが第1範囲内でないことが超音波画像24に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0145] また、本第5変形例によれば、深度パラメータ94Bが第2範囲内にある場合に検出モードが設定され、深度パラメータ94Bが第2範囲内でない場合に非検出モードが設定される。よって、深度パラメータ94Bが第2範囲内でないことが原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、深度パラメータ94Bが第2範囲内でないことが超音波画像24に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0146] また、本第5変形例によれば、明るさパラメータ94Cが第3範囲内にある場合に検出モードが設定され、明るさパラメータ94Cが第3範囲内でない場合に非検出モードが設定される。よって、明るさパラメータ94Cが第3範囲内でないことが原因で病変領域25以外の領域が病変領域25として誤検出されることを抑制し、かつ、明るさパラメータ94Cが第3範囲内に

ないことが超音波画像 24 に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0147] また、本第 5 変形例によれば、ダイナミックレンジパラメータ 94 D が第 4 範囲内にある場合に検出モードが設定され、ダイナミックレンジパラメータ 94 D が第 4 範囲内でない場合に非検出モードが設定される。よって、ダイナミックレンジパラメータ 94 D が第 4 範囲内でないことが原因で病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出されることを抑制し、かつ、ダイナミックレンジパラメータ 94 D が第 4 範囲内でないことが超音波画像 24 に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0148] また、本第 5 変形例によれば、倍率パラメータ 94 E が第 5 範囲内にある場合に検出モードが設定され、倍率パラメータ 94 E が第 5 範囲内でない場合に非検出モードが設定される。よって、倍率パラメータ 94 E が第 5 範囲内でないことが原因で病変領域 25 以外の領域が病変領域 25 として誤検出されることを抑制し、かつ、倍率パラメータ 94 E が第 5 範囲内でないことが超音波画像 24 に対する視認性に影響を及ぼすことで診断の妨げになることを抑制することができる。

[0149] また、本第 5 変形例によれば、NVM66 に複数のパラメータ 94 が記憶されており、制御部 62 C によって、NVM66 内の複数のパラメータ 94 に応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられる。よって、検出モードと非検出モードとの切り替えの判断に要する複数のパラメータ 94 が超音波画像 24 の生成毎に手入力されなくても複数のパラメータ 94 に応じた動作モードを設定することができる。

[0150] なお、ここでは、複数のパラメータ 94 を例示したが、本開示の技術はこれに限定されず、複数のパラメータ 94 のうちの少なくとも 1 つが事前に指定された範囲（すなわち、上述した理想的な範囲）内にあるか否かに応じて検出モードと非検出モードとが切り替えられるようにしてもよい。

[0151] [第 6 変形例]

上記第5変形例では、NVM66に記憶されている複数のパラメータ94が制御部62Cによって取得され、制御部62Cが複数のパラメータ94に応じて検出モードと非検出モードとを切り替える形態例を挙げて説明したが、NVM66に複数のパラメータ94が記憶されていない場合であっても本開示の技術は成立する。

[0152] この場合、例えば、図16に示すように、生成部62Aは、Bモード下で、フレーム96を生成する。フレーム96には、Bモード画像24Aが含まれており、テキスト画像98が重畳されている。テキスト画像98は、複数のパラメータ94を文字化した画像である。制御部62Cは、表示装置14の画面26にフレーム96を表示する。これにより、画面26には、Bモード画像24Aとテキスト画像98が表示されるので、医師20は、Bモード画像24Aを観察し、かつ、テキスト画像98により示される複数のパラメータ94を把握することができる。

[0153] 一例として図17に示すように、制御部62Cは、フレーム96からテキスト画像98が存在する領域100を特定し、特定した領域100をフレーム96から抽出する。そして、制御部62Cは、フレーム96から抽出した領域100に対して画像認識処理（例えば、A1方式の画像認識処理、又は、テンプレートマッチング等による非A1方式の画像認識処理）を行うことで、領域100に含まれるテキスト画像98から複数のパラメータ94を認識して取得する。そして、制御部62Cは、上記第5変形例と同様の要領で、複数のパラメータ94に応じて検出モードと非検出モードとを切り替える。これにより、上記第5変形例と同様の効果が得られる。

[0154] [第7変形例]

上記実施形態では、画像モードに関わらず、超音波画像24から病変領域25を検出する頻度（以下、「検出頻度」と称する）、超音波画像24から病変領域25を検出する精度（以下、「検出精度」と称する）、及び超音波画像24から病変領域25として検出する対象（以下、「検出対象」と称する）を変更していないが、プロセッサ62は、画像モードに応じて、検出頻

度、検出精度、及び／又は検出対象を異ならせてもよい。

- [0155] 画像モードに応じて検出頻度を異ならせる場合、例えば、主要画像モードとしてBモードを用いる場合と主要画像モードとしてBモード以外の画像モード（例えば、エラストグラフィモード等）を用いる場合とで検出頻度を異ならせる。この場合、Bモードでの検出頻度を、Bモード以外の画像モード（以下、「他画像モード」と称する）での検出頻度を高くする。例えば、Bモードでの検出頻度を1フレーム毎とし、他画像モードでの検出頻度を複数フレーム毎（例えば、2フレーム毎）とする。
- [0156] 画像モードに応じて検出精度を異ならせる場合、例えば、主要画像モードとしてBモードを用いる場合と主要画像モードとして他画像モードを用いる場合とで検出精度を異ならせる。検出精度を異ならせる方法の第1例としては、Bモードで用いる学習済みモデル78を得るためにモデル80に対して行わせる学習の量と他画像モードで用いる学習済みモデルを得るためにモデルに対して行わせる学習の量とを異ならせる方法が挙げられる。また、検出精度を異ならせる方法の第2例としては、Bモードで用いる学習済みモデル78の中間層の数と他画像モードで用いる学習済みモデルの中間層の数とを異ならせる方法が挙げられる。
- [0157] 画像モードに応じて検出対象を異ならせる場合、例えば、主要画像モードとしてBモードを用いる場合と主要画像モードとして他画像モードを用いる場合とで検出対象を異ならせる。検出対象を異ならせる方法としては、例えば、Bモードで用いる学習済みモデル78を、第1種類の病変を検出するためにモデル80を学習させることによって生成し、得られた学習済みモデルとし、他画像モードで用いる学習済みモデルを、第2種類の病変（すなわち、第1種類とは異なる種類の病変）を検出するためにモデル80を学習させることによって生成する方法が挙げられる。
- [0158] 図18には、本第7変形例に係る診断支援処理の流れの一例が示されている。図18に示すフローチャートは、図9Aに示すフローチャートに比べ、ステップST16の処理とステップST18の処理との間にステップST3

00～ステップST304の処理を有する点が異なる。

[0159] 図18に示す診断支援処理では、ステップST300で、制御部62Cは、Bモード用の検出頻度、検出精度、及び検出対象が設定されているか否かを判定する。ステップST300において、Bモード用の検出頻度、検出精度、及び検出対象が設定されている場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST304へ移行する。ステップST300において、Bモード用の検出頻度、検出精度、及び検出対象が設定されていない場合は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST302へ移行する。

[0160] ステップST302で、制御部62Cは、Bモード用の検出頻度、検出精度、及び検出対象を設定する。ステップST302の処理が実行された後、診断支援処理はステップST304へ移行する。

[0161] ステップST304で、制御部62Cは、病変領域25を検出するタイミングが到来したか否かを判定する。病変領域25を検出するタイミングは、例えば、フレームレートの逆数で規定された時間間隔で区切られたタイミングである。ステップST304において、病変領域25を検出するタイミングが到来していない場合は、判定が否定されて、診断支援処理はステップST24へ移行する。ステップST304において、病変領域25を検出するタイミングが到来した場合は、判定が肯定されて、診断支援処理はステップST18へ移行する。

[0162] 以上説明したように、本第7変形例によれば、画像モードに応じて検出頻度を異ならせているので、画像モードに応じて病変領域25を検出する回数が過不足することを抑制することができる。また、本第7変形例によれば、画像モードに応じて検出精度を異ならせているので、画像モードに応じて病変領域25を検出する精度が低下することを抑制することができる。更に、本第7変形例によれば、画像モードに応じて検出対象を異ならせているので、病変領域25として意図していない部分が検出されることを抑制することができる。

[0163] 本第7変形例では、画像モードに応じて検出頻度、検出精度、及び／又は

検出対象を異ならせる形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、Bモード画像24Aに参照情報（例えば、文字情報88、計測線90、及び／又は処置補助情報92等）が重畳されているか否か、又は超音波画像24の画質を定める設定値（例えば、複数のパラメータ94）に応じて検出頻度、検出精度、及び／又は検出対象を異ならせるようにしてもよい。

[0164] [その他の変形例]

上記実施形態では、Bモードの場合に動作モードとして検出モードが設定される形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、Bモードに代えて、Aモード又はMモード等の場合に動作モードとして検出モードが設定されるようにしてもよく、単一の主要画像モードとして事前に定められた画像モードの場合に動作モードとして検出モードが設定されるようにすればよい。主要画像モードは、モデル80に学習させる超音波画像24の種類に対応する画像モードであればよい。例えば、モデル80に学習させる超音波画像24がAモード画像であれば、主要画像モードはAモードとなり、モデル80に学習させる超音波画像24がMモード画像であれば、主要画像モードはMモードとなる。

[0165] 上記実施形態では、病変領域25が検出される形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されず、病変領域25と共に、又は、病変領域25に代えて、病変領域25以外の特定領域（例えば、特定の臓器）が検出されるようにしてもよい。

[0166] 上記実施形態では、A1方式で病変領域25を検出する形態例（すなわち、学習済みモデル78に従って病変領域25を検出する形態例）を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されず、非A1方式で病変領域25が検出されるようにしてもよい。非A1方式の検出方法としては、例えば、テンプレートマッチングを用いた検出方法が挙げられる。この場合、テンプレートマッチングに用いられるテンプレートが本開示の技術に係る「検出支援情報」の一例である。

- [0167] 上記実施形態では、超音波内視鏡 12 を例示しているが、体外式の超音波診断装置であっても本開示の技術は成立する。
- [0168] 上記実施形態では、処理装置 18 によって生成された超音波画像 24 と検出枠 27A が表示装置 14 の画面 26 に表示される形態例を挙げたが、検出枠 27A が付与された超音波画像 24 がサーバ、PC、及び／又はタブレット端末等の各種装置に送信されて各種装置のメモリに格納されてもよい。また、検出枠 27A が付与された超音波画像 24 がレポートに記録されてもよい。また、位置特定情報 27 も各種装置のメモリに格納されてもよいし、レポートに記録されてもよい。超音波画像 24、検出枠 27A、及び／又は位置特定情報 27 は、被検体 22 毎に、メモリに格納されたり、レポートに記録されたりすることが好ましい。
- [0169] 上記実施形態では、処理装置 18 によって診断支援処理が行われる形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。診断支援処理は、処理装置 18 と処理装置 18 の外部に設けられた少なくとも 1 つの装置とによって行われるようにしてもよいし、処理装置 18 の外部に設けられた少なくとも 1 つの装置（例えば、処理装置 18 に接続されており、処理装置 18 が有する機能を拡張させるために用いられる補助的な処理装置）のみによって行われるようにしてもよい。
- [0170] 処理装置 18 の外部に設けられた少なくとも 1 つの装置の一例としては、サーバが挙げられる。サーバは、クラウドコンピューティングによって実現されるようにしてもよい。クラウドコンピューティングは、あくまでも一例に過ぎず、フォグコンピューティング、エッジコンピューティング、又はグリッドコンピューティング等のネットワークコンピューティングであってもよい。また、処理装置 18 の外部に設けられた少なくとも 1 つの装置として挙げたサーバは、あくまでも一例に過ぎず、サーバに代えて、少なくとも 1 台の PC 及び／又は少なくとも 1 台のメインフレーム等であってもよいし、少なくとも 1 台のサーバ、少なくとも 1 台の PC、及び／又は少なくとも 1 台のメインフレーム等であってもよい。

- [0171] 上記実施形態では、表示装置 14 の画面 26 に、検出枠 27A が重畳された超音波画像 24 が表示される形態例を挙げたが、これは、あくまでも一例に過ぎない。例えば、検出枠 27A が重畳された超音波画像 24 と、検出枠 27A が重畳されていない超音波画像 24（すなわち、病変領域 25 を検出した結果が可視化されていない超音波画像 24）とが別々の画面に表示されるようにしてもよい。
- [0172] 上記実施形態では、病変の有無及び病変の位置を医師 20 に対して知覚させるようにしているが、病変の種類及び／病変の進行度等を医師 20 に対して知覚させるようにしてもよい。この場合、アノテーション 86 に、病変の種類及び／病変の進行度等を特定可能な情報を含めた状態で超音波画像（図 4 に示す例では、Bモード画像 82A）を教師データとしてモデル 80 の学習に用いるようにすればよい。
- [0173] 上記実施形態では、NVM 66 に診断支援プログラム 76 が記憶されている形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、診断支援プログラム 76 がSSD又はUSBメモリなどの可搬型の記憶媒体に記憶されていてもよい。記憶媒体は、非一時的なコンピュータ読取可能な記憶媒体である。記憶媒体に記憶されている診断支援プログラム 76 は、コンピュータ 54 にインストールされる。プロセッサ 62 は、診断支援プログラム 76 に従って診断支援処理を実行する。
- [0174] 上記実施形態では、コンピュータ 54 が例示されているが、本開示の技術はこれに限定されず、コンピュータ 54 に代えて、ASIC、FPGA、及び／又はPLDを含むデバイスを適用してもよい。また、コンピュータ 54 に代えて、ハードウェア構成及びソフトウェア構成の組み合わせを用いてもよい。
- [0175] 上記実施形態で説明した診断支援処理を実行するハードウェア資源としては、次に示す各種のプロセッサを用いることができる。プロセッサとしては、例えば、ソフトウェア、すなわち、プログラムを実行することで、診断支援処理を実行するハードウェア資源として機能する汎用的なプロセッサであ

るプロセッサが挙げられる。また、プロセッサとしては、例えば、FPGA、PLD、又はASICなどの特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電子回路が挙げられる。何れのプロセッサにもメモリが内蔵又は接続されており、何れのプロセッサもメモリを使用することで診断支援処理を実行する。

[0176] 診断支援処理を実行するハードウェア資源は、これらの各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のFPGAの組み合わせ、又はプロセッサとFPGAとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、診断支援処理を実行するハードウェア資源は1つのプロセッサであってもよい。

[0177] 1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、1つ以上のプロセッサとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが、診断支援処理を実行するハードウェア資源として機能する形態がある。第2に、SoCなどに代表されるように、診断支援処理を実行する複数のハードウェア資源を含むシステム全体の機能を1つのICチップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、診断支援処理は、ハードウェア資源として、上記各種のプロセッサの1つ以上を用いて実現される。

[0178] 更に、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた電子回路を用いることができる。また、上記の診断支援処理はあくまでも一例である。従って、主旨を逸脱しない範囲内において不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ替えたりしてもよいことは言うまでもない。

[0179] 以上に示した記載内容及び図示内容は、本開示の技術に係る部分についての詳細な説明であり、本開示の技術の一例に過ぎない。例えば、上記の構成、機能、作用、及び効果に関する説明は、本開示の技術に係る部分の構成、機能、作用、及び効果の一例に関する説明である。よって、本開示の技術の主旨を逸脱しない範囲内において、以上に示した記載内容及び図示内容に対

して、不要な部分を削除したり、新たな要素を追加したり、置き換えたりしてもよいことは言うまでもない。また、錯綜を回避し、本開示の技術に係る部分の理解を容易にするために、以上に示した記載内容及び図示内容では、本開示の技術の実施を可能にする上で特に説明を要しない技術常識等に関する説明は省略されている。

[0180] 本明細書において、「A及び／又はB」は、「A及びBのうちの少なくとも1つ」と同義である。つまり、「A及び／又はB」は、Aだけであってもよいし、Bだけであってもよいし、A及びBの組み合わせであってもよい、という意味である。また、本明細書において、3つ以上の事柄を「及び／又は」で結び付けて表現する場合も、「A及び／又はB」と同様の考え方が適用される。

[0181] 本明細書に記載された全ての文献、特許出願及び技術規格は、個々の文献、特許出願及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

## 請求の範囲

- [請求項1]            プロセッサを備え、  
                         前記プロセッサは、  
                         超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第  
1 超音波画像を取得し、  
                         前記観察対象領域を診断するために参照される参照情報が前記第 1  
超音波画像に合成されているか否か、前記第 1 超音波画像が主要画像  
モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像である  
か否か、又は、前記第 1 超音波画像の画質を定める設定値に応じて、  
第 1 動作モードと第 2 動作モードとを切り替え、  
                         前記第 1 動作モードは、前記主要画像モードで得られた第 2 超音波  
画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて前記第 1 超音波画像  
から特定領域を検出する動作モードであり、  
                         前記第 2 動作モードは、前記特定領域を検出して検出結果を出力し  
ないか、又は、前記特定領域を検出しない動作モードである  
診断支援装置。
- [請求項2]            前記第 1 動作モードは、前記参照情報が前記第 1 超音波画像に合成  
されていない場合に用いられる動作モードであり、  
                         前記第 2 動作モードは、前記参照情報が前記第 1 超音波画像に合成  
されている場合に用いられる動作モードである  
請求項 1 に記載の診断支援装置。
- [請求項3]            前記第 1 動作モードは、前記第 1 超音波画像が前記補助画像モード  
で得られた画像でない場合に用いられる動作モードであり、  
                         前記第 2 動作モードは、前記第 1 超音波画像が前記補助画像モード  
で得られた画像である場合に用いられる動作モードである  
請求項 1 に記載の診断支援装置。
- [請求項4]            前記第 1 動作モードは、前記設定値が指定範囲内である場合に用い  
られる動作モードであり、

前記第2動作モードは、前記設定値が前記指定範囲内でない場合に用いられる動作モードである

請求項1に記載の診断支援装置。

[請求項5]

前記参照情報は、前記観察対象領域内の特性を色で表現した色情報を含む

請求項1から請求項4の何れか一項に記載の診断支援装置。

[請求項6]

前記色情報は、複数の有彩色画素を含み、

前記第1動作モードは、前記複数の有彩色画素のうちの第1閾値を超える彩度を有する有彩色画素の個数が第2閾値未満の場合に用いられる動作モードであり、

前記第2動作モードは、前記個数が前記第2閾値以上の場合に用いられる動作モードである

請求項5に記載の診断支援装置。

[請求項7]

前記参照情報は、前記観察対象領域の観察を補助する文字情報を含む

請求項1に記載の診断支援装置。

[請求項8]

前記参照情報は、前記観察対象領域内の計測に用いられる計測線を含む

請求項1に記載の診断支援装置。

[請求項9]

前記参照情報は、穿刺吸引法を用いた処置を補助する処置補助情報を含む

請求項1に記載の診断支援装置。

[請求項10]

前記補助画像モードは、前記観察対象領域に対して超音波が放射されることによって前記観察対象領域で反射されることで得られた反射波に含まれる高周波成分を利用して超音波画像を生成する第1画像モード、又は、Bモード画像と別画像とを合成する第2画像モードである

請求項1に記載の診断支援装置。

- [請求項11] 前記第1画像モードは、THIモード、CHモード、又はCHIモードであり、  
前記第2画像モードは、ドップラモード又はエラストグラフィモードである  
請求項10に記載の診断支援装置。
- [請求項12] 前記設定値には、前記超音波モジュールから放射される超音波の周波数を調整する周波数パラメータ、前記第1超音波画像で表現される深度を調整する深度パラメータ、前記第1超音波画像の明るさを調整する明るさパラメータ、前記第1超音波画像のダイナミックレンジを調整するダイナミックレンジパラメータ、及び／又は、前記第1超音波画像に対するデジタルズームの倍率を調整する倍率パラメータが含まれている  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項13] 前記超音波モジュールは、前記設定値を有しており、  
前記プロセッサは、前記超音波モジュールから前記設定値を取得する  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項14] 前記第1超音波画像を含むフレームには、前記設定値を特定可能なテキスト画像が合成されており、  
前記プロセッサは、  
前記テキスト画像に対して画像認識処理を行うことで前記設定値を特定し、  
特性した前記設定値に応じて前記第1動作モードと前記第2動作モードとを切り替える  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項15] 前記プロセッサは、AI方式で前記第1超音波画像から特定領域を検出する  
請求項1に記載の診断支援装置。

- [請求項16] 前記検出支援情報は、前記第2超音波画像を含む教師データをモデルに学習させることによって得られた学習済みモデルである  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項17] 前記プロセッサは、前記参照情報、前記補助画像モード、及び／又は前記設定値に応じて、前記第1超音波画像から前記特定領域を検出する頻度、前記第1超音波画像から前記特定領域を検出する精度、及び／又は前記第1超音波画像から前記特定領域として検出する対象を異ならせる  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項18] 前記超音波モジュールは、超音波内視鏡である  
請求項1に記載の診断支援装置。
- [請求項19] 請求項1に記載の診断支援装置と、  
前記超音波モジュールが接続された超音波内視鏡本体と、を備える  
超音波内視鏡。
- [請求項20] 超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第1超音波画像を取得すること、及び、  
前記観察対象領域を診断するために参照される参照情報が前記第1超音波画像に合成されているか否か、前記第1超音波画像が主要画像モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、前記第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替えることを含み、  
前記第1動作モードは、前記主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて前記第1超音波画像から特定領域を検出する動作モードであり、  
前記第2動作モードは、前記特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、前記特定領域を検出しない動作モードである  
診断支援方法。
- [請求項21] コンピュータに処理を実行させるためのプログラムであって、

前記処理は、

超音波モジュールによって生成され、観察対象領域が写っている第1超音波画像を取得すること、及び、

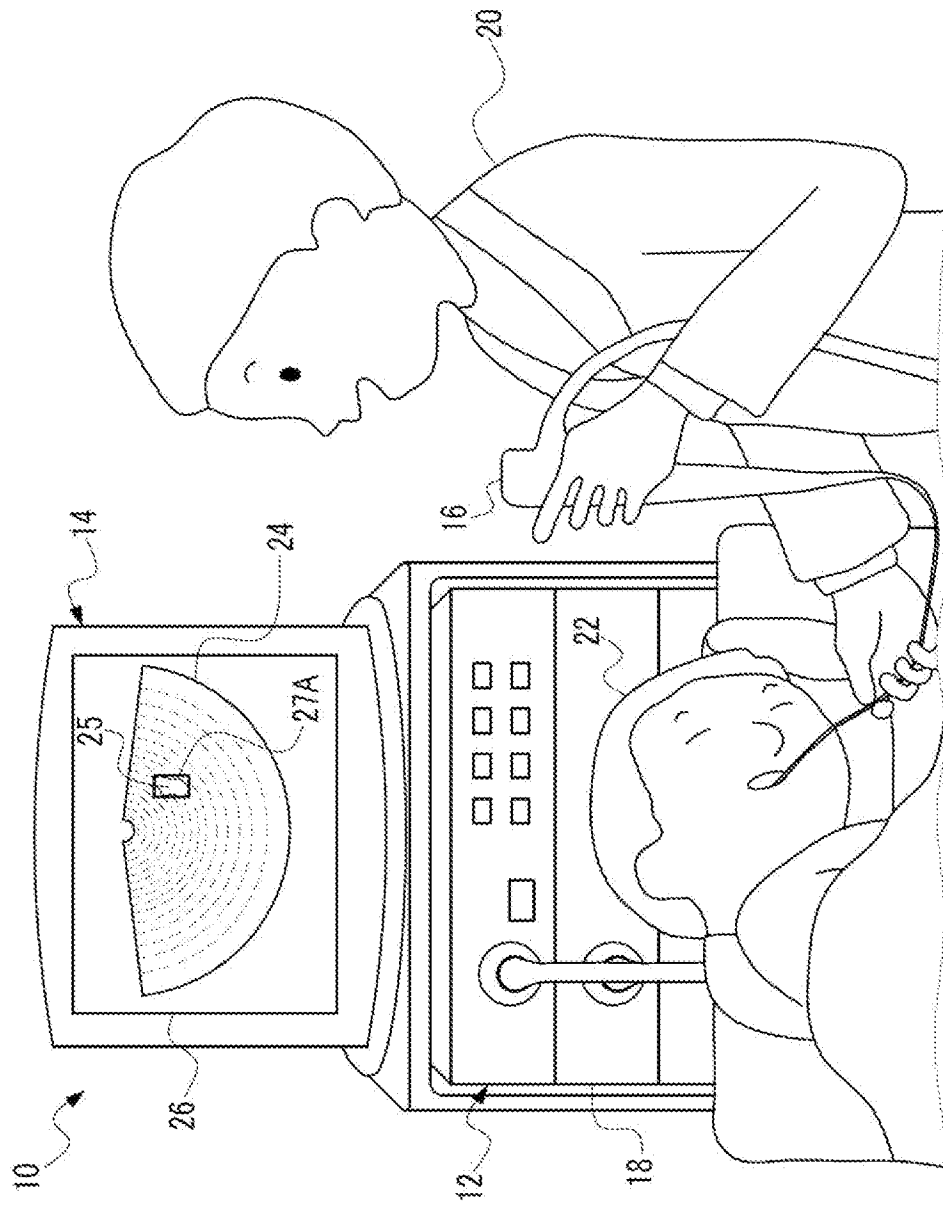
前記観察対象領域を診断するために参照される参照情報が前記第1超音波画像に合成されているか否か、前記第1超音波画像が主要画像モード以外の画像モードである補助画像モードで得られた画像であるか否か、又は、前記第1超音波画像の画質を定める設定値に応じて、第1動作モードと第2動作モードとを切り替えることを含み、

前記第1動作モードは、前記主要画像モードで得られた第2超音波画像を用いて作成された検出支援情報に基づいて前記第1超音波画像から特定領域を検出する動作モードであり、

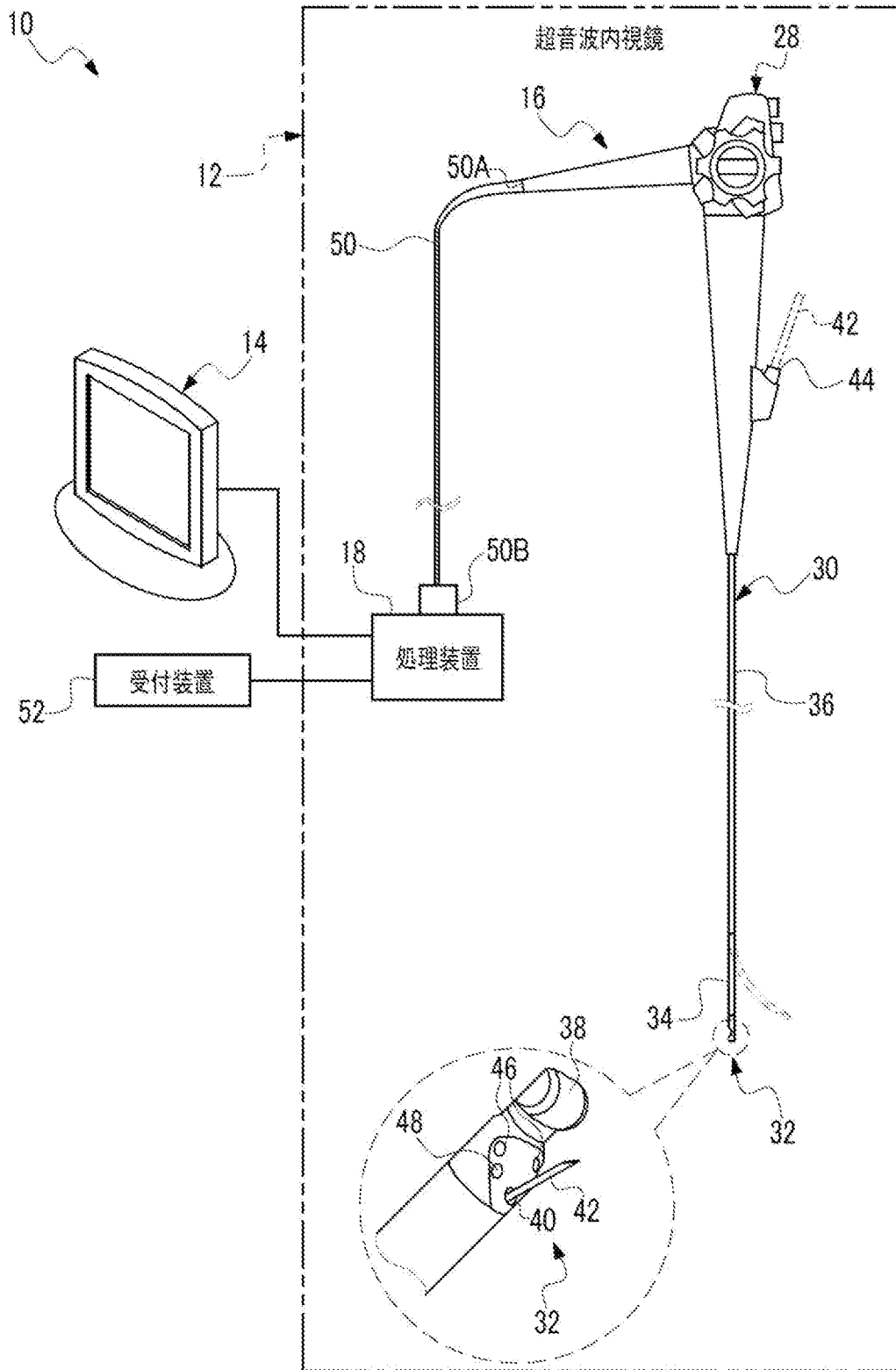
前記第2動作モードは、前記特定領域を検出して検出結果を出力しないか、又は、前記特定領域を検出しない動作モードである

プログラム。

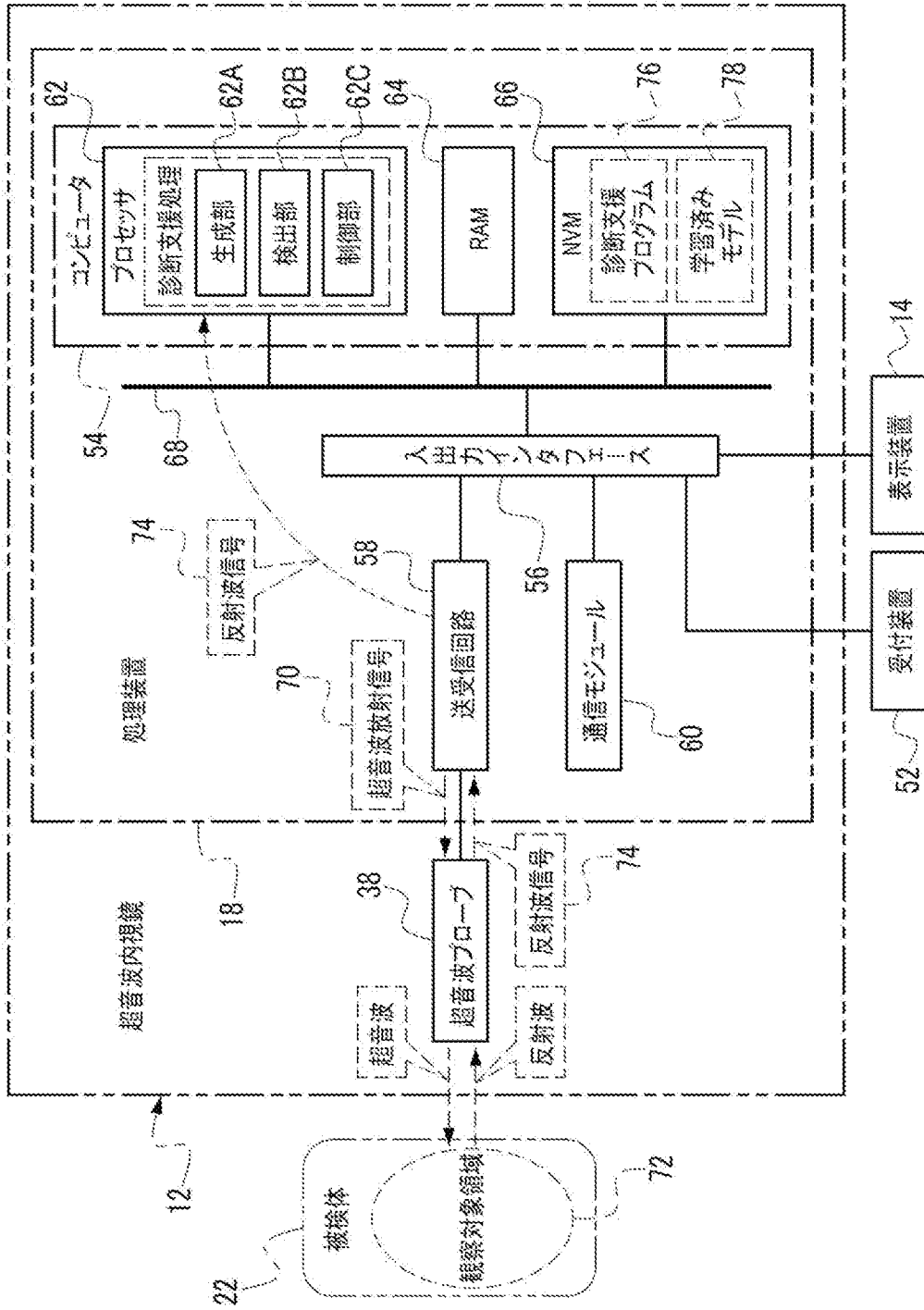
[図1]



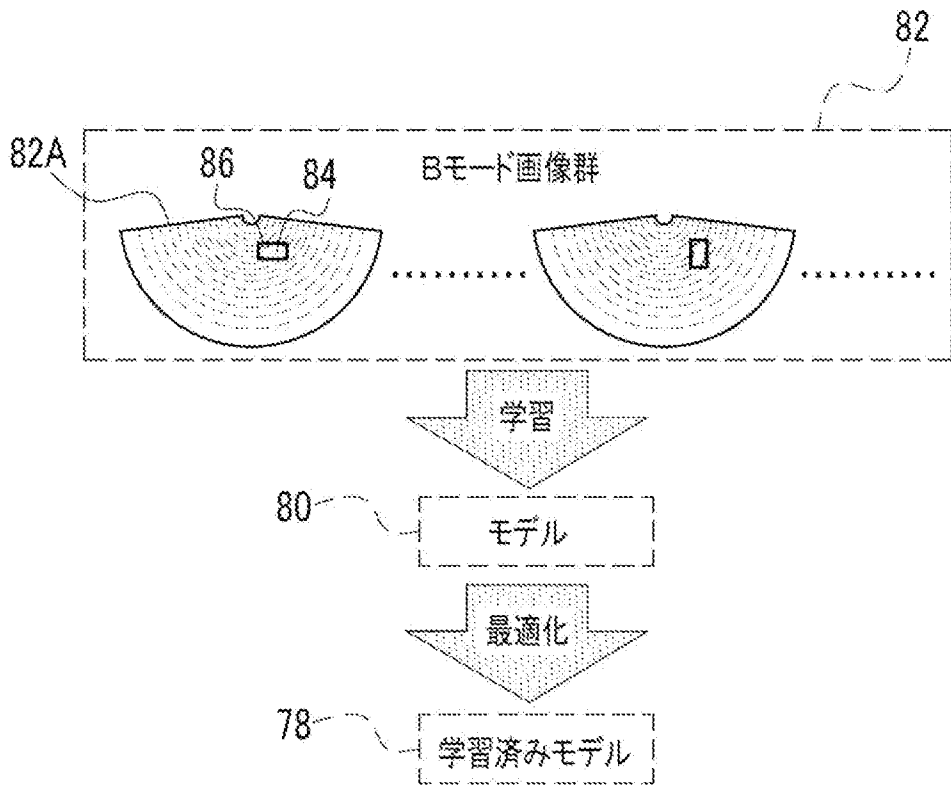
[図2]



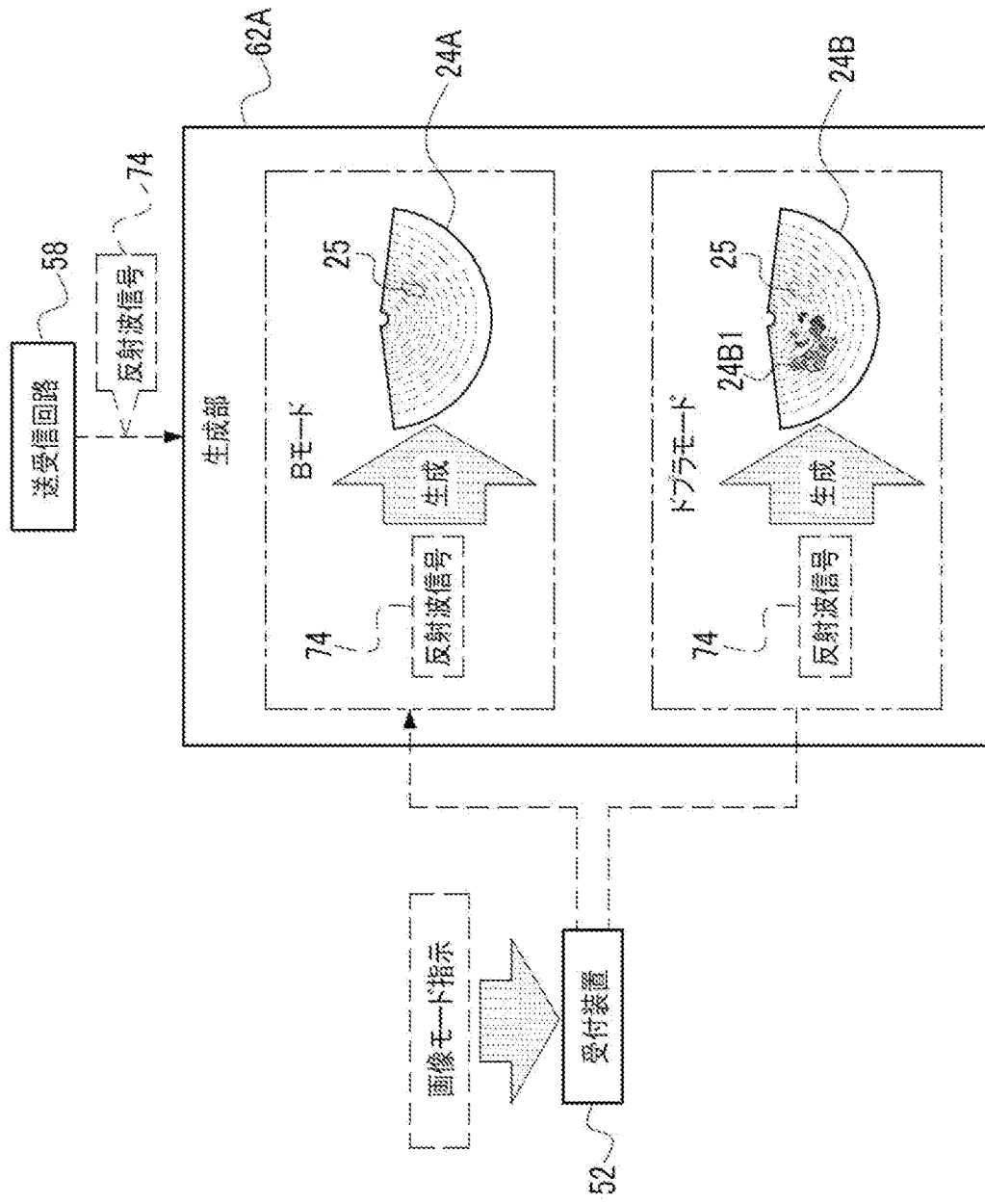
[図3]



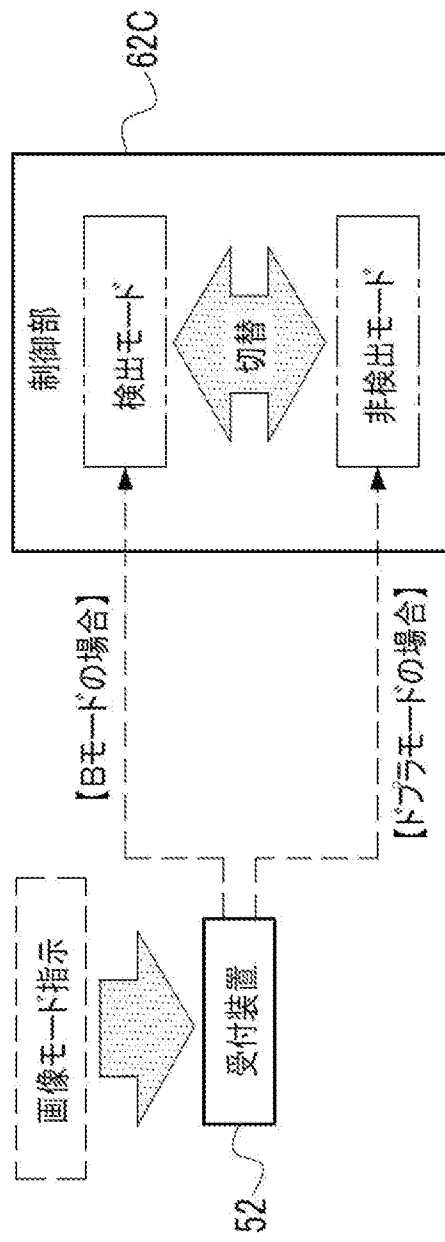
[図4]



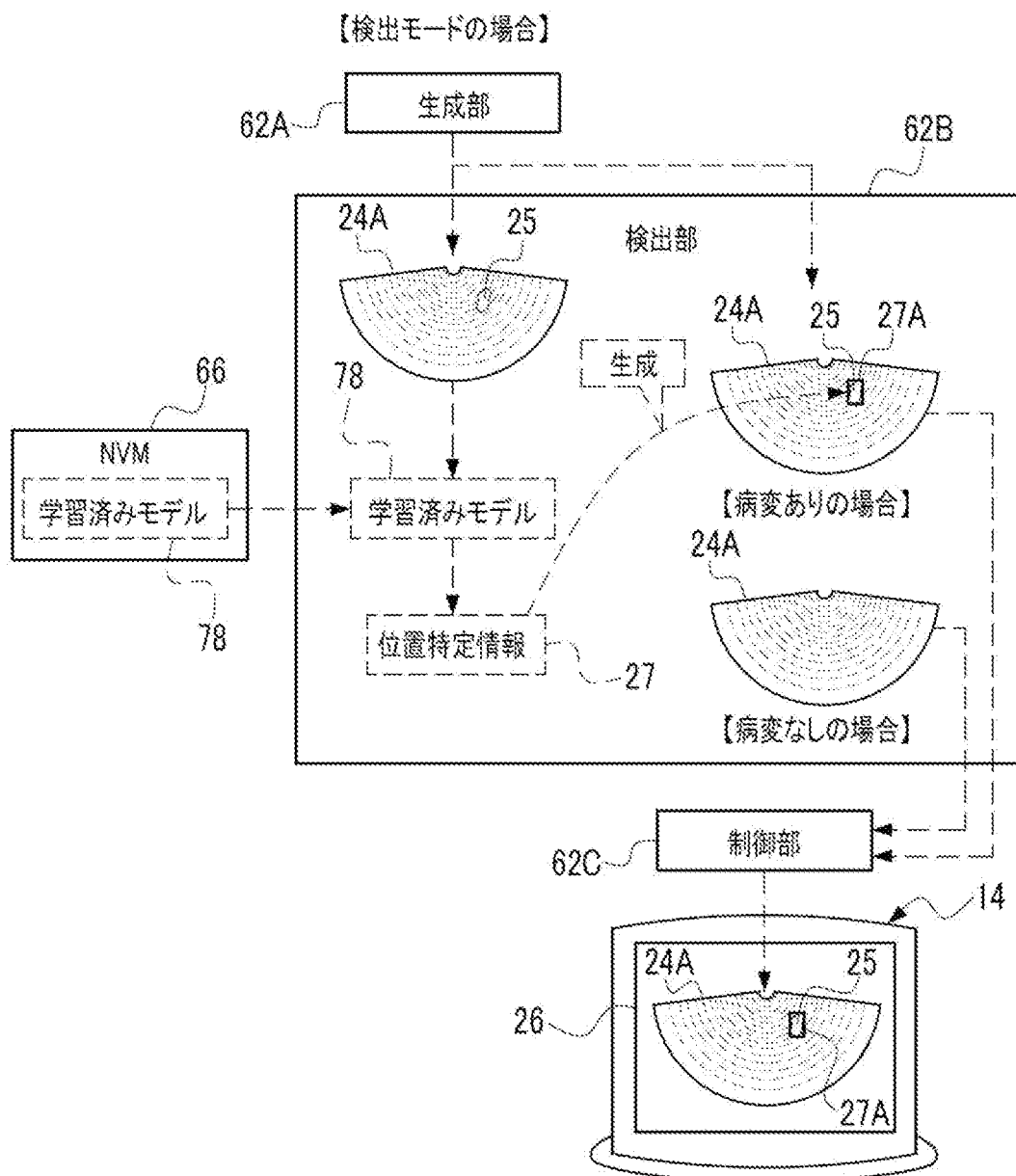
[図5]



[図6]

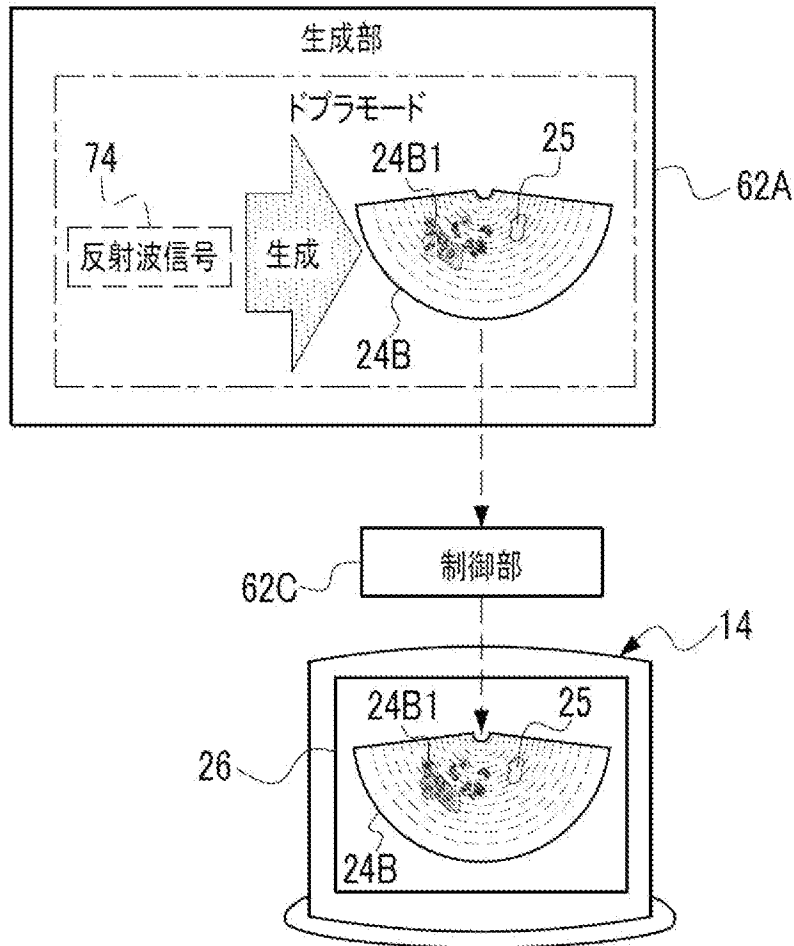


[図7]

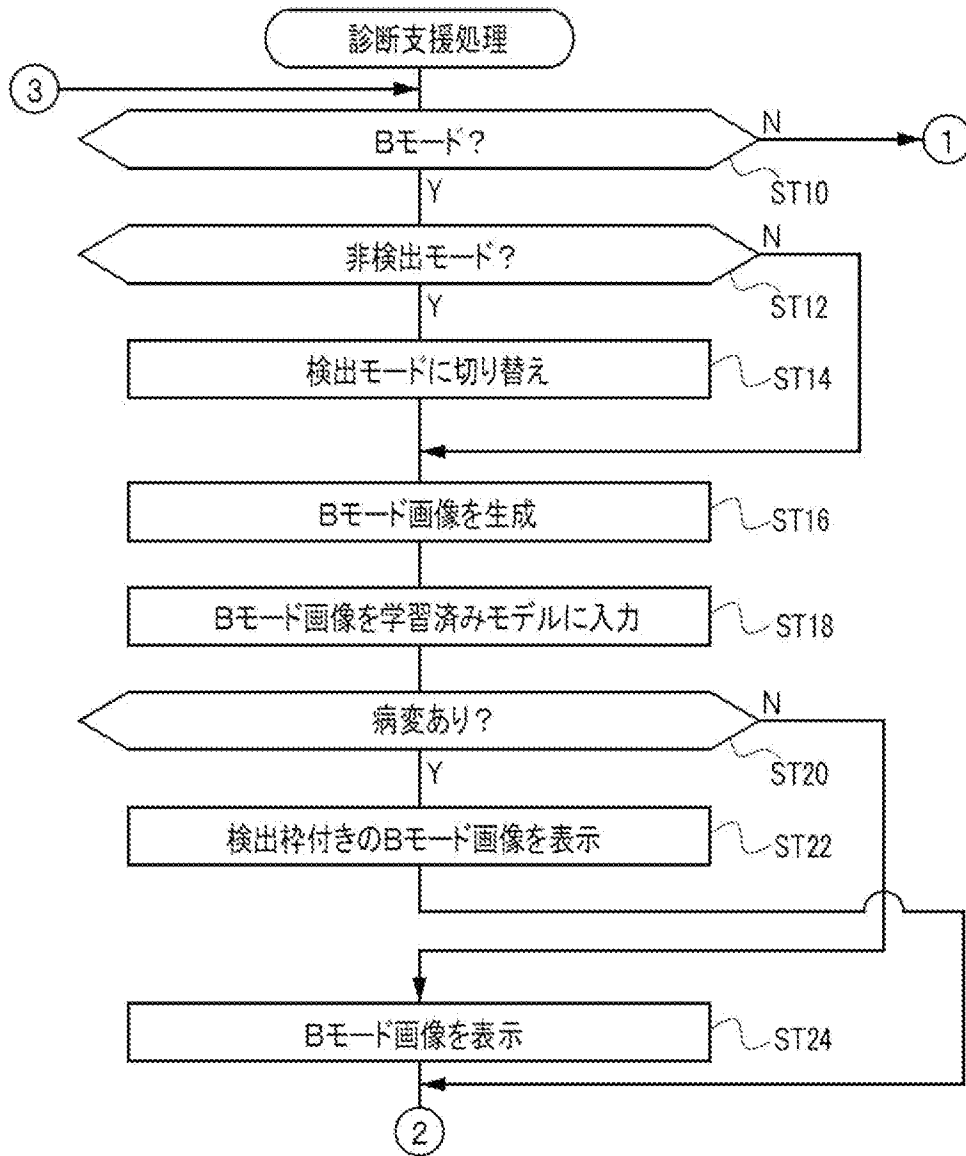


[図8]

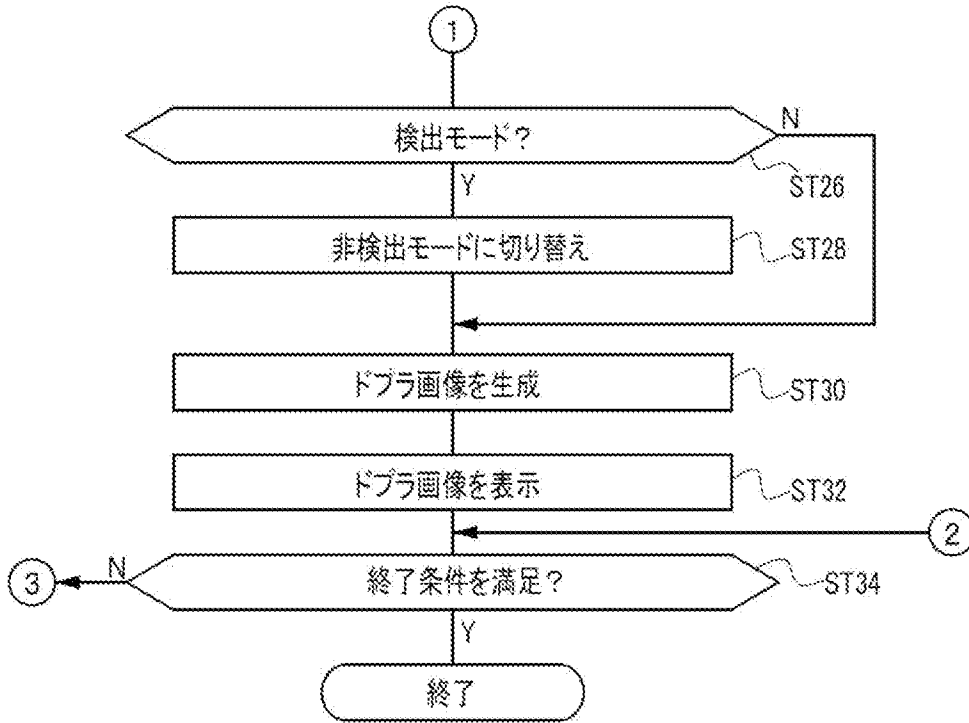
【非検出モードの場合】



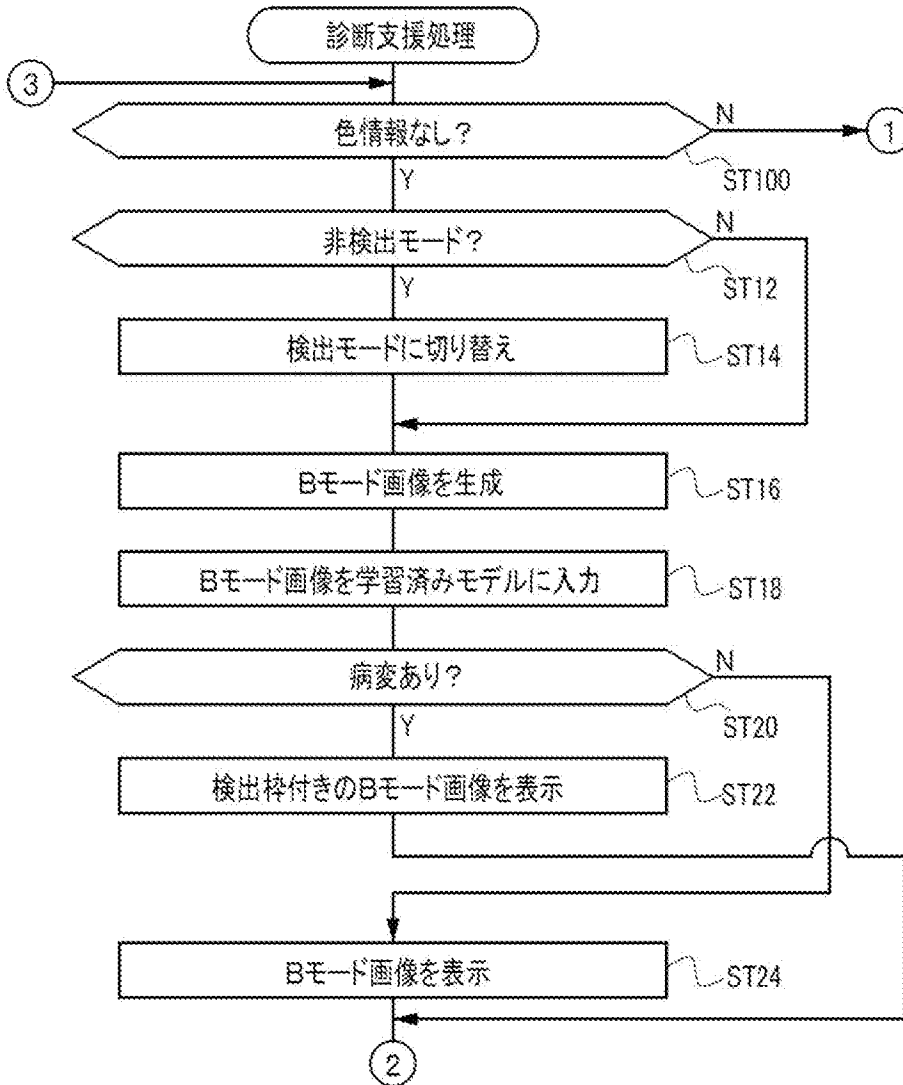
[図9A]



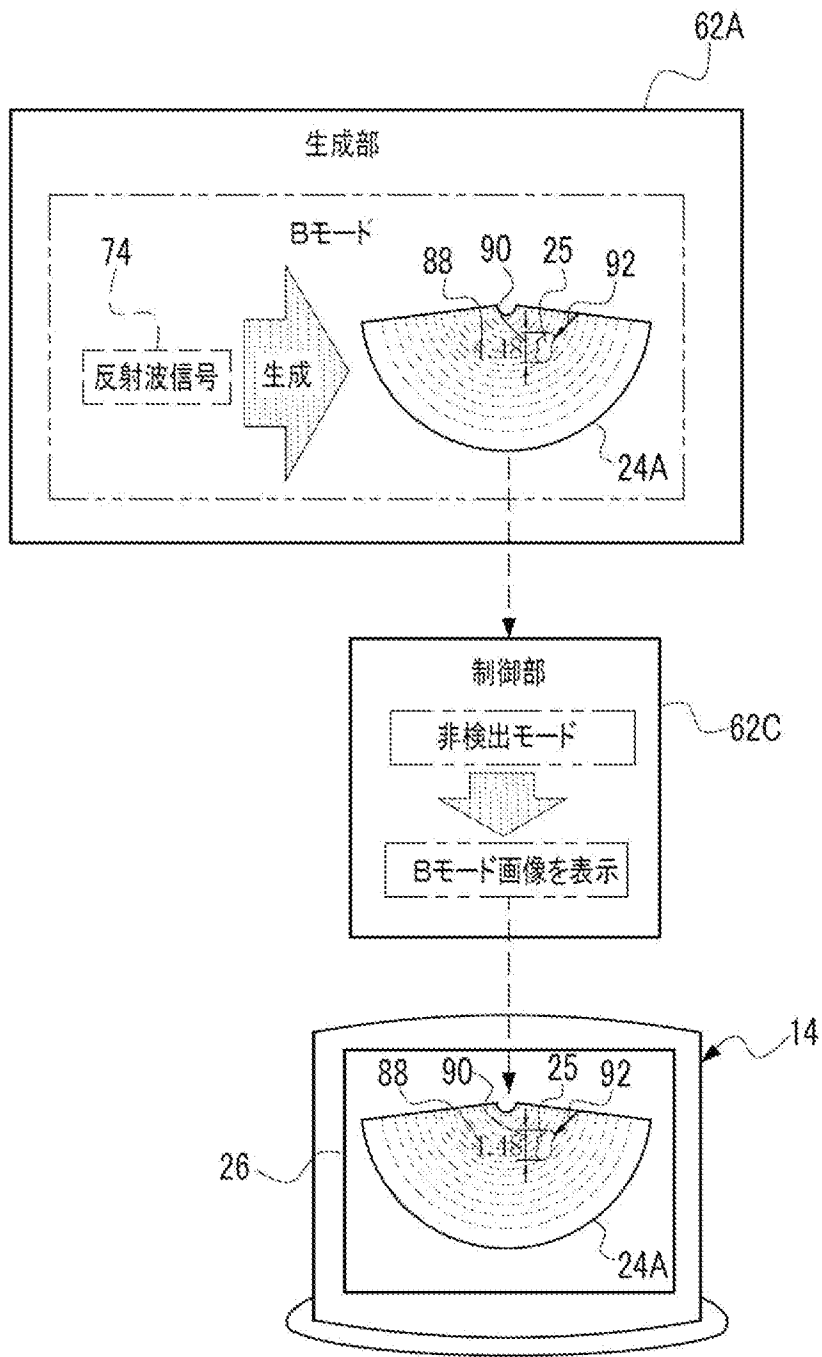
[図9B]



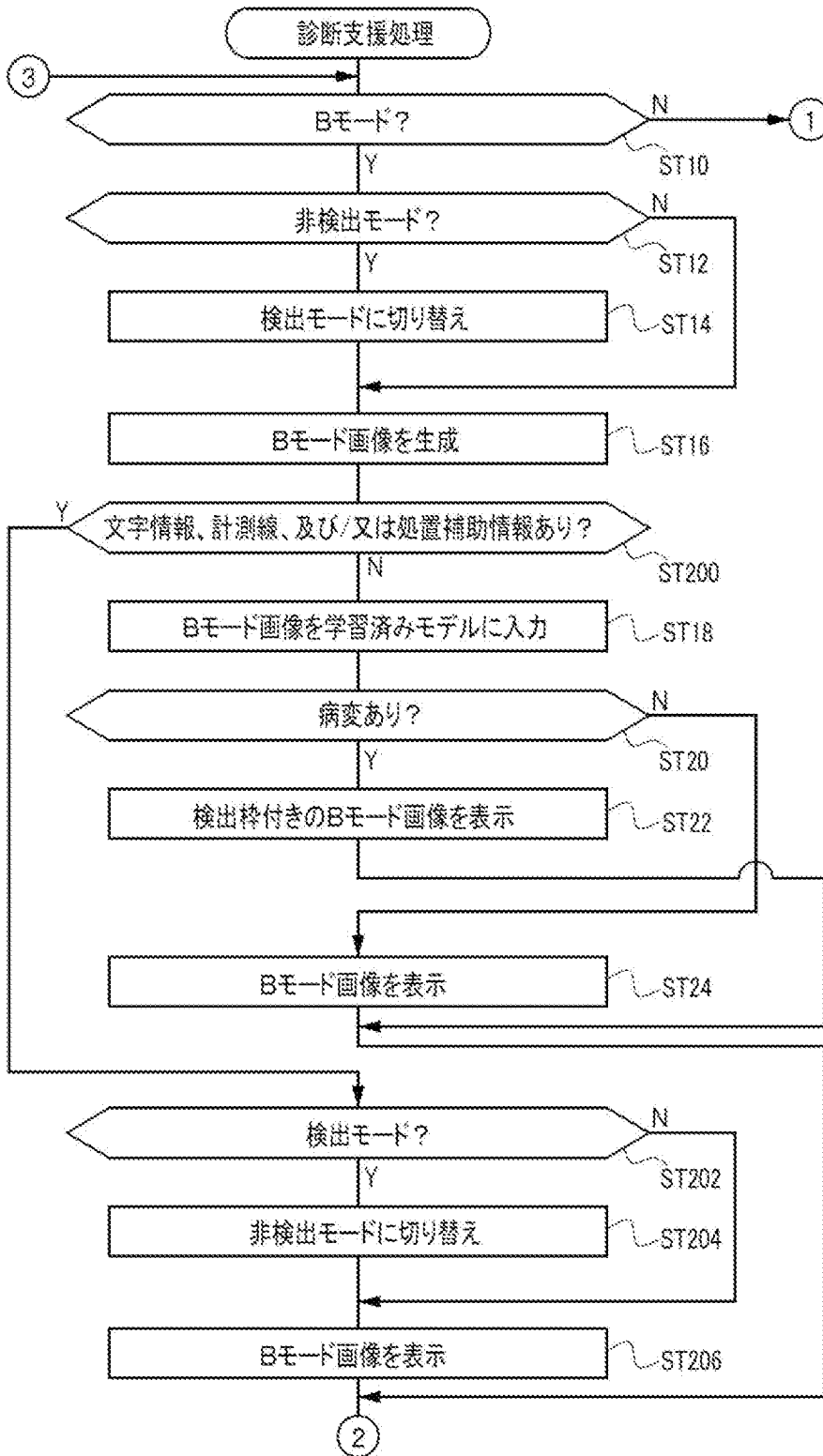
[図10]



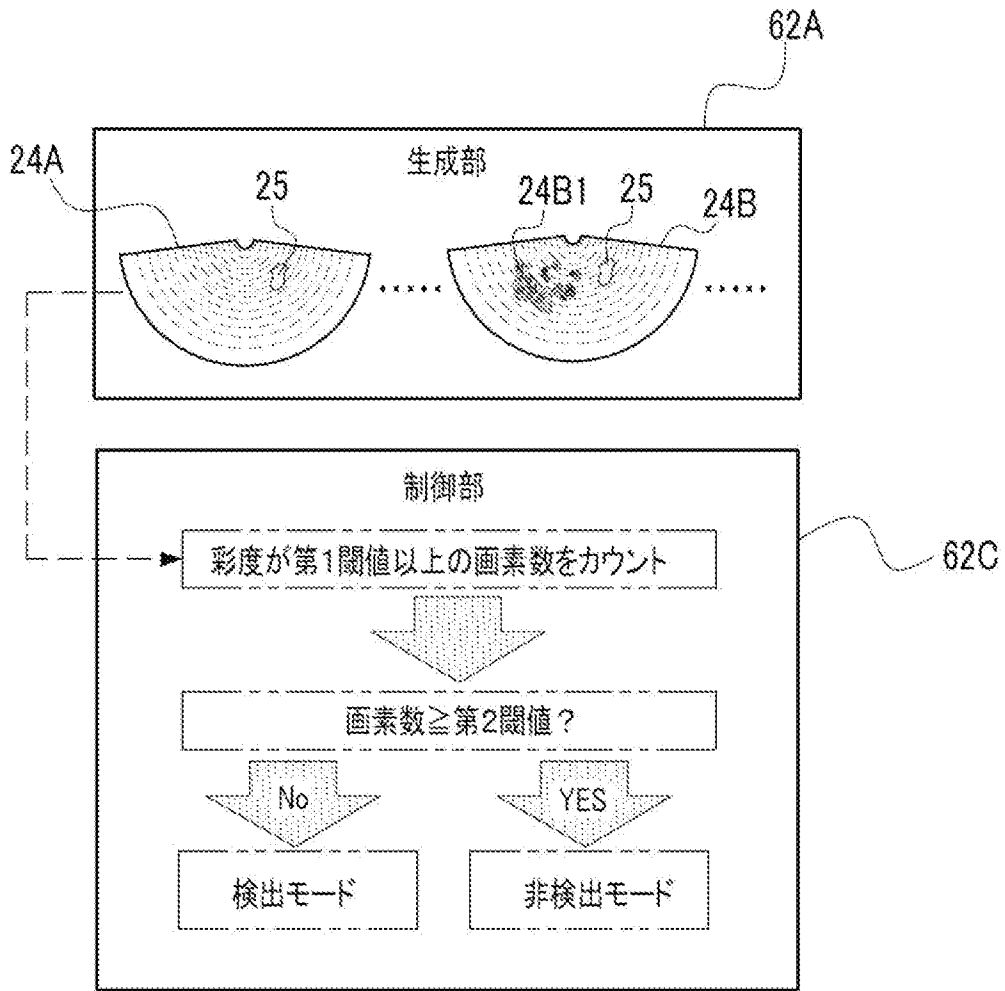
[図11]



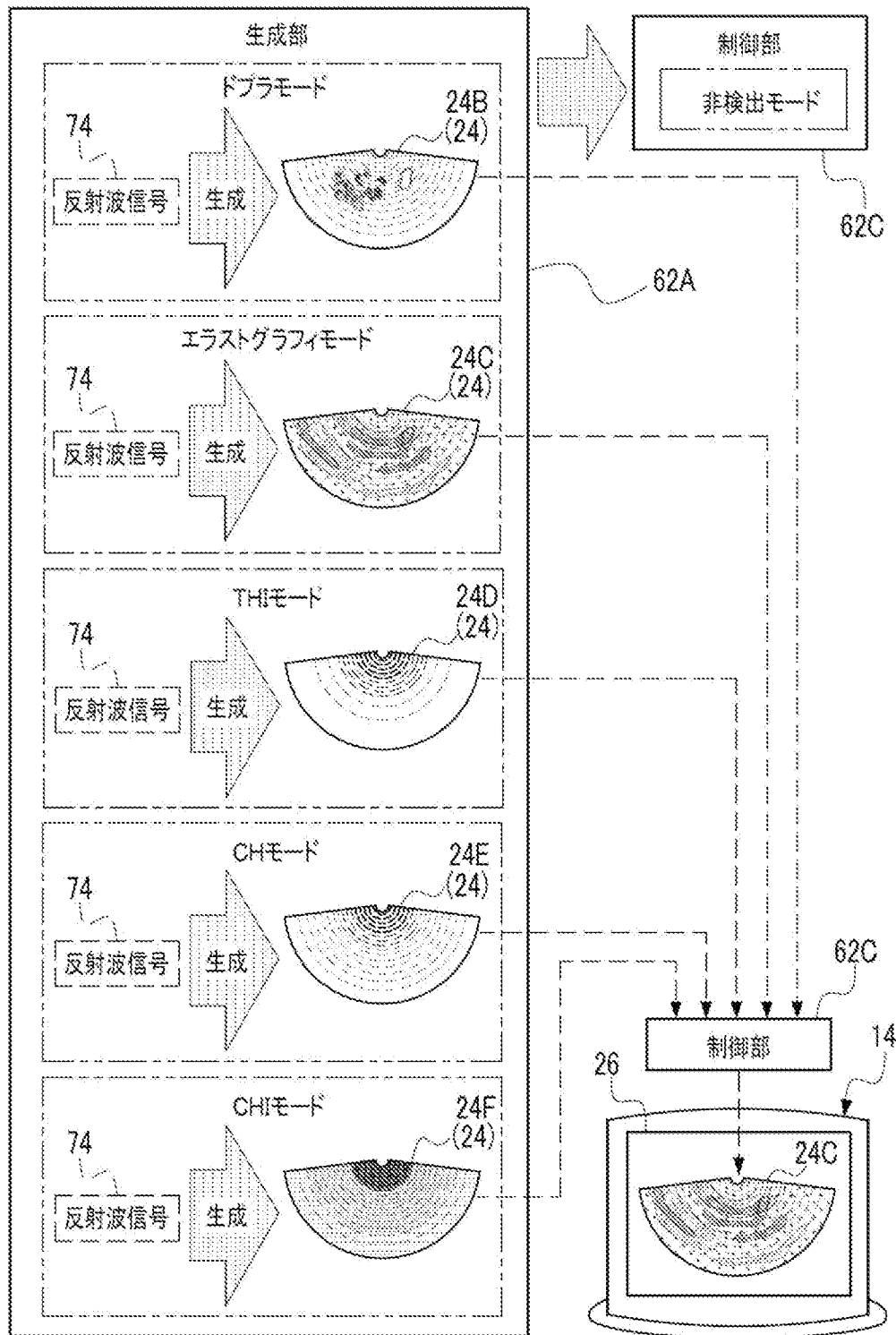
[図12]



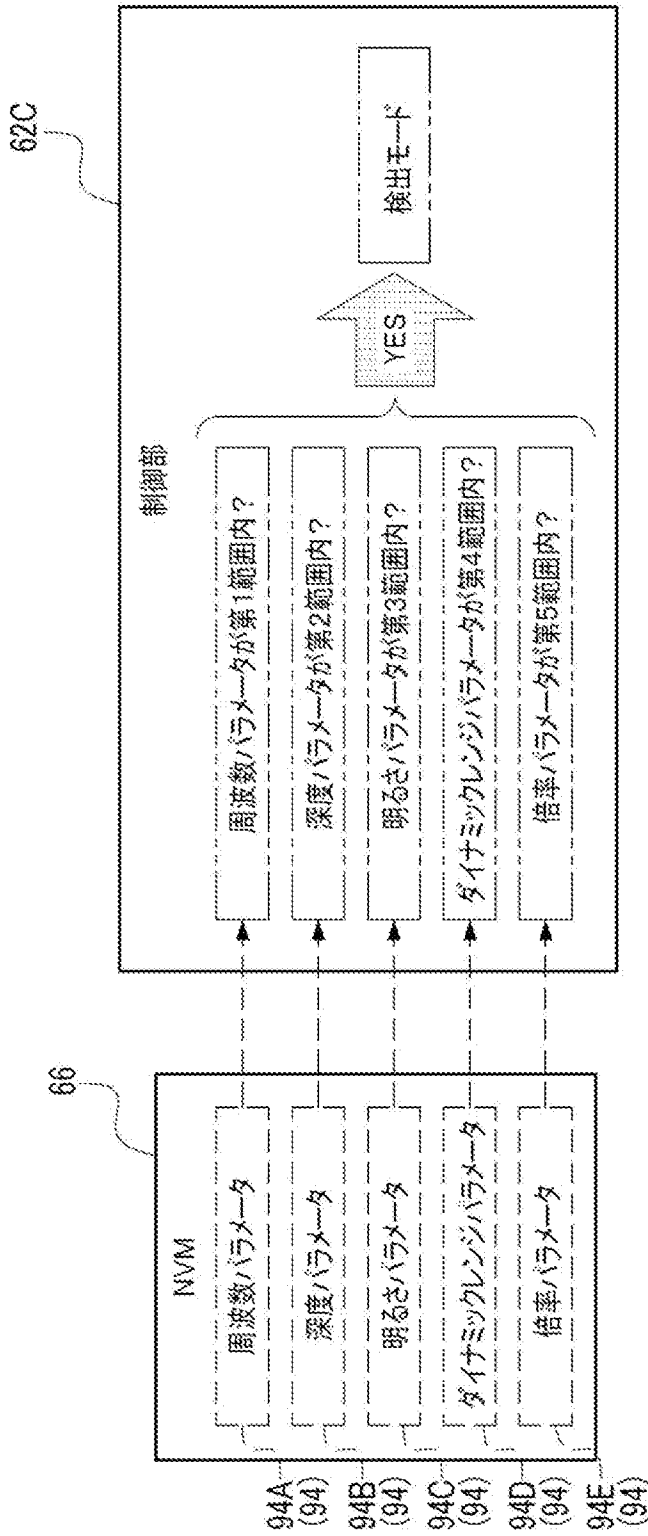
[図13]



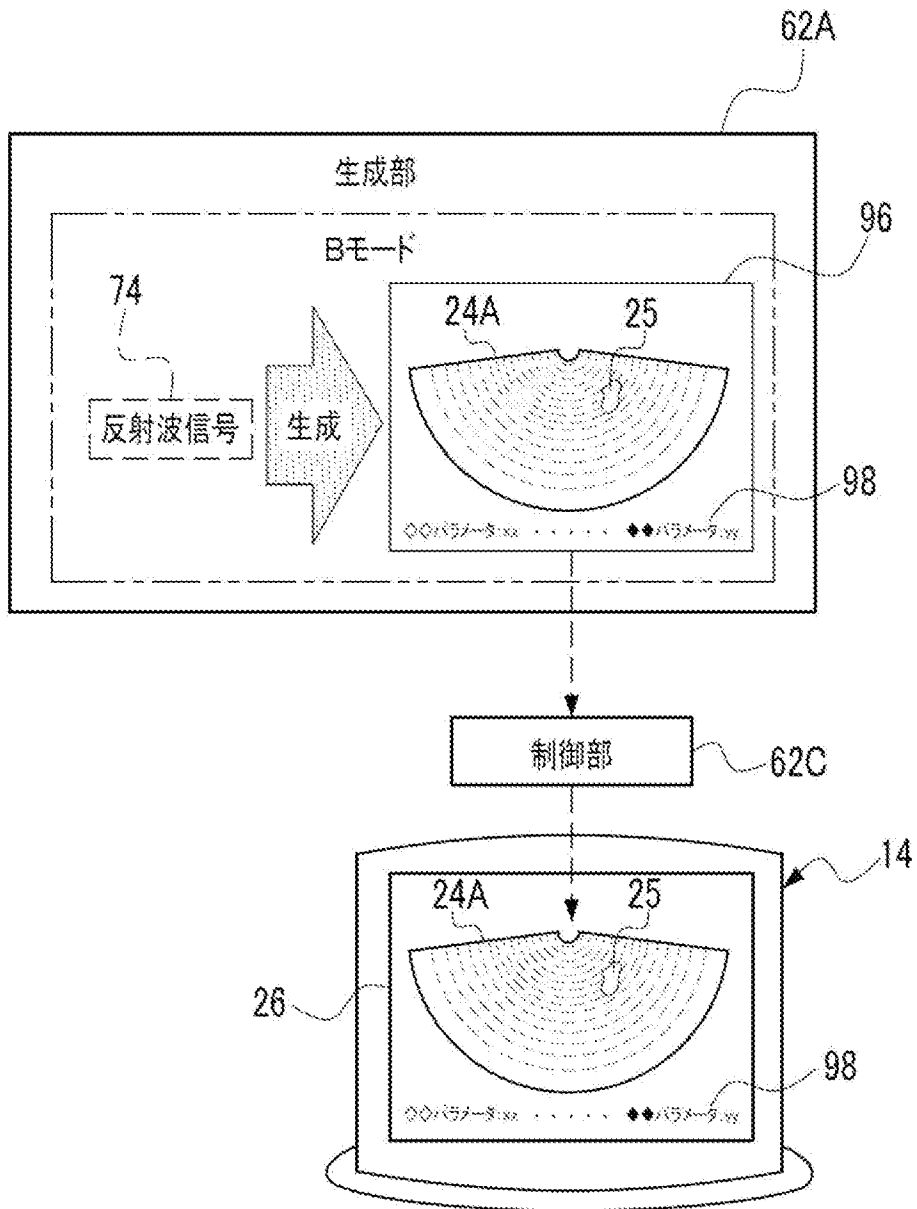
[図14]



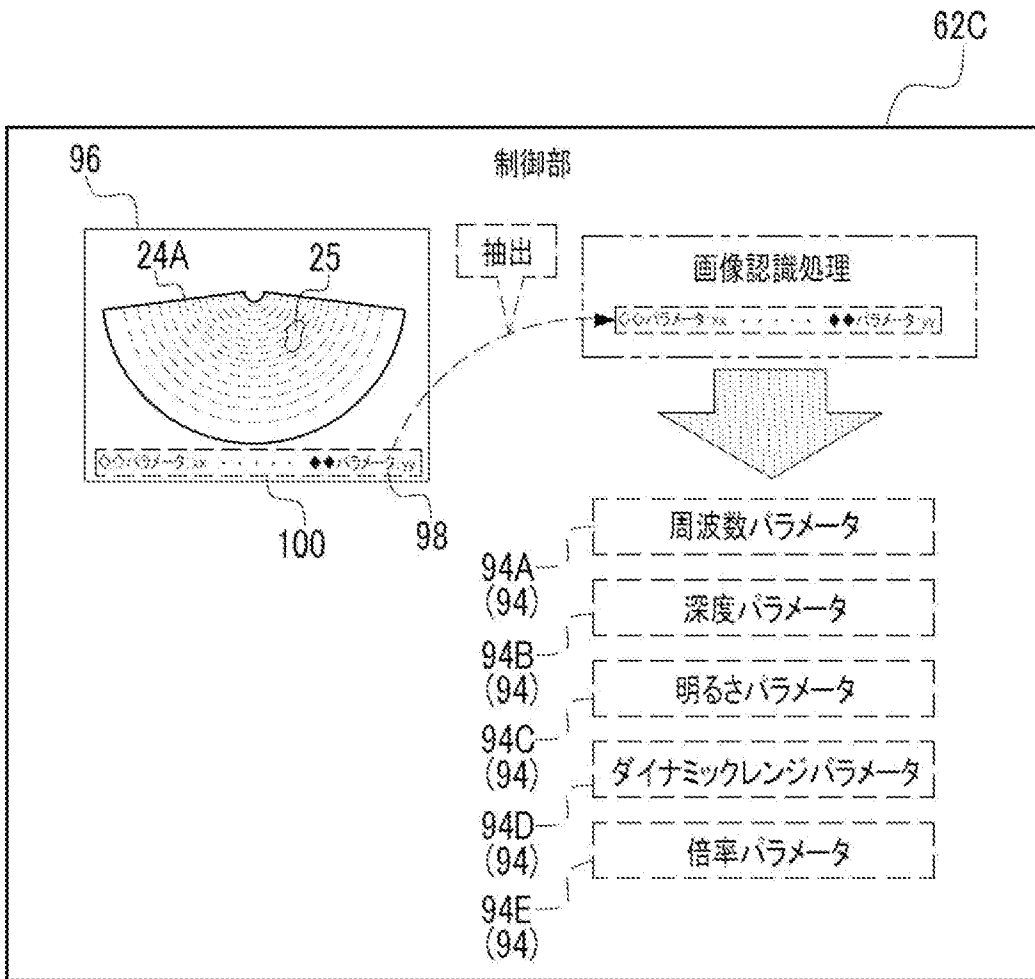
[図15]



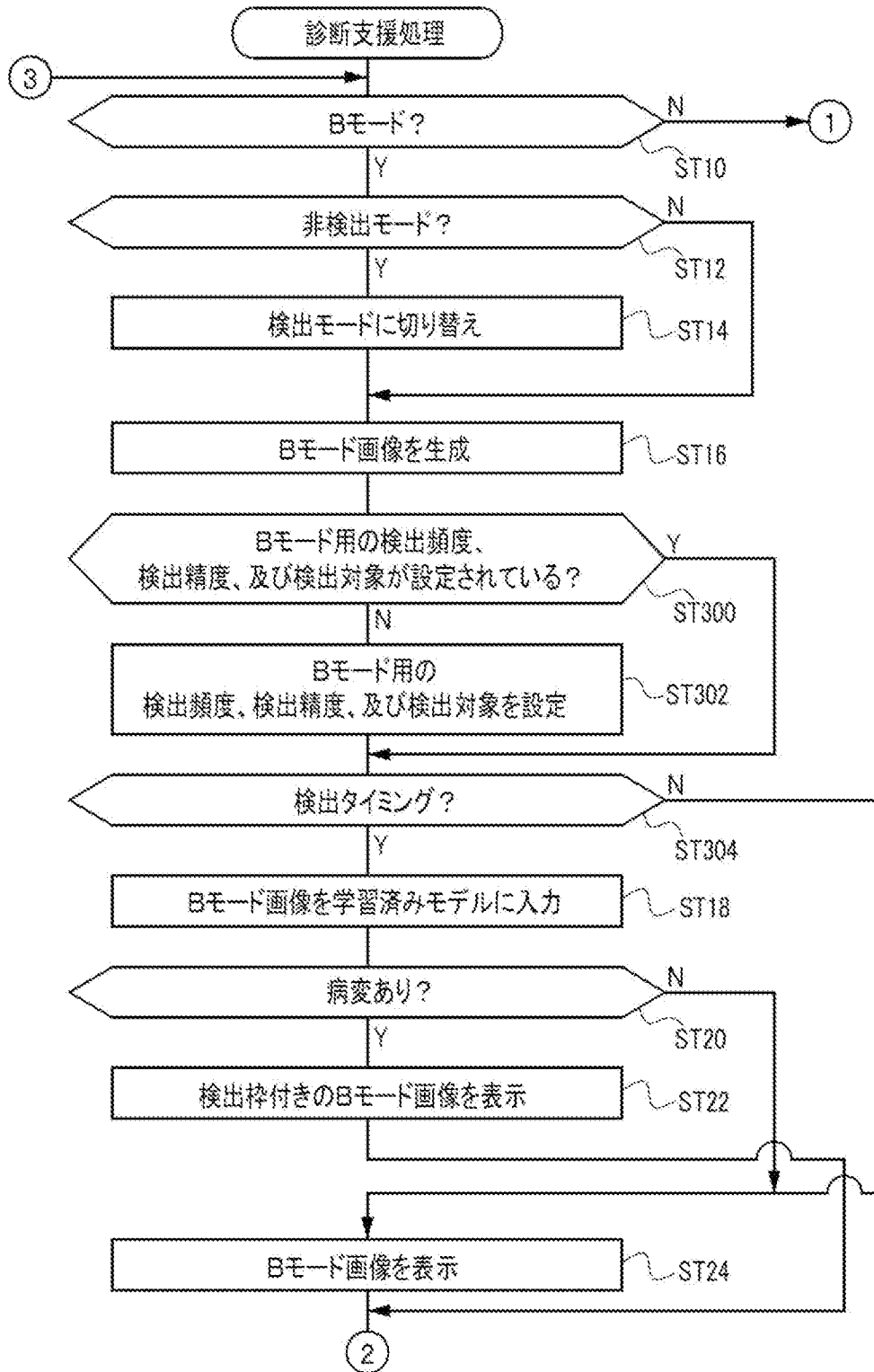
[図16]



[図17]



[図18]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/020699

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 8/12(2006.01)i FI: A61B8/12		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15		
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 1971-2023 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2018/198327 A1 (OLYMPUS CORP) 01 November 2018 (2018-11-01) paragraphs [0001], [0003], [0020], [0080]-[0082], fig. 1	1-3, 5, 7-13, 15-16, 18-21 4, 6, 14, 17
A	JP 2021-186257 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP) 13 December 2021 (2021-12-13) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2021-7512 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP) 28 January 2021 (2021-01-28) entire text, all drawings	1-21
A	WO 2019/138773 A1 (FUJIFILM CORP) 18 July 2019 (2019-07-18) entire text, all drawings	1-21
A	WO 2019/016912 A1 (OLYMPUS CORP) 24 January 2019 (2019-01-24) entire text, all drawings	1-21
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <b>21 June 2023</b>		Date of mailing of the international search report <b>04 July 2023</b>
Name and mailing address of the ISA/JP <b>Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan</b>		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2023/020699**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO	2018/198327	A1	01 November 2018	US 2020/0126223 A1 paragraphs [0002], [0032]- [0033], [0093]-[0095], fig. 1 CN 110868907 A	
JP	2021-186257	A	13 December 2021	(Family: none)	
JP	2021-7512	A	28 January 2021	(Family: none)	
WO	2019/138773	A1	18 July 2019	US 2020/0320702 A1 entire text, all drawings	
WO	2019/016912	A1	24 January 2019	US 2020/0146529 A1 entire text, all drawings CN 110913746 A	

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 FI: A61B8/12		
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）） A61B8/00-8/15 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 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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
X  A	WO 2018/198327 A1 (オリンパス株式会社) 01.11.2018 (2018-11-01) [0001]、[0003]、[0020]、[0080]-[0082]、 [図1]	1-3,5,7-13, 15-16,18-21  4,6,14,17
A	JP 2021-186257 A (キヤノンメディカルシステムズ株式会社) 13.12.2021 (2021-12-13) 全文、全図	1-21
A	JP 2021-7512 A (キヤノンメディカルシステムズ株式会社) 28.01.2021 (2021-01-28) 全文、全図	1-21
A	WO 2019/138773 A1 (富士フイルム株式会社) 18.07.2019 (2019-07-18) 全文、全図	1-21
A	WO 2019/016912 A1 (オリンパス株式会社) 24.01.2019 (2019-01-24) 全文、全図	1-21
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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	
21.06.2023	04.07.2023	
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）  下村 一石 2U 3810  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/JP2023/020699

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2018/198327	A1	01.11.2018	US	2020/0126223	A1	
					[0002]、[003 2] - [0033]、[0 093] - [0095]、 第1図		
				CN	110868907	A	
JP	2021-186257	A	13.12.2021	(ファミリーなし)			
JP	2021-7512	A	28.01.2021	(ファミリーなし)			
WO	2019/138773	A1	18.07.2019	US	2020/0320702	A1	
				全文、全図			
WO	2019/016912	A1	24.01.2019	US	2020/0146529	A1	
				全文、全図			
				CN	110913746	A	