

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7290729号
(P7290729)

(45)発行日 令和5年6月13日(2023.6.13)

(24)登録日 令和5年6月5日(2023.6.5)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 1/045 6 1 8
A 6 1 B 1/045 6 2 2

請求項の数 13 (全28頁)

(21)出願番号	特願2021-539230(P2021-539230)	(73)特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(86)(22)出願日	令和2年8月5日(2020.8.5)	(74)代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/029967	(74)代理人	100170069 弁理士 大原 一樹
(87)国際公開番号	WO2021/029292	(74)代理人	100128635 弁理士 松村 潔
(87)国際公開日	令和3年2月18日(2021.2.18)	(74)代理人	100140992 弁理士 松浦 憲政
審査請求日	令和4年4月18日(2022.4.18)	(72)発明者	臼田 稔宏 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
(31)優先権主張番号	特願2019-148334(P2019-148334)	審査官	高 芳徳
(32)優先日	令和1年8月13日(2019.8.13)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像診断支援装置、内視鏡システム、画像診断支援装置の作動方法、及び画像診断支援プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

時系列の医用画像を取得する画像取得部と、
前記取得した医用画像における注目領域を認識する認識部と、
前記認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知部と、
検査の状況を判定する判定部と、
を備え、
前記報知部は、
前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、
前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、
前記報知部は、前記判定の結果が前記医用画像の色素観察中、特殊光観察中、処置中、洗浄中のいずれか一つ以上である場合に前記第2モードでの報知を行う画像診断支援装置。

10

【請求項2】

時系列の医用画像を取得する画像取得部と、
前記取得した医用画像における注目領域を認識する認識部と、
前記認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知部と、
検査の状況を判定する判定部と、
を備え、

20

前記報知部は、
前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、
前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、
前記判定部は、同一の注目領域に対して前記第1モードでの報知が継続して行われている時間を判定し、
前記報知部は、前記時間がしきい値以上である場合に前記第2モードに切り替わって報知を行う画像診断支援装置。

【請求項3】

前記認識部は前記注目領域の特徴を認識し、
前記判定部は前記認識した特徴が基準を満たすか否かを判定し、
前記報知部は、前記認識した特徴が前記基準を満たすと判定された場合は前記第2モードでの報知を行う請求項1または2に記載の画像診断支援装置。

【請求項4】

前記認識部は前記注目領域の特徴として前記注目領域の大きさ、位置、形状、数、病種のうち少なくとも1つを認識し、
前記報知部は前記認識した特徴が前記基準を満たしている場合に前記第2モードでの報知を行う請求項3に記載の画像診断支援装置。

【請求項5】

前記報知部は、前記第2モードにおいて、前記第1モードよりも前記音声の音量を下げる、前記第1モードよりも前記音声の音程を下げる、前記第1モードよりも前記音声のピッチを遅くする、のうち少なくとも1つにより前記報知を行う請求項1から4のいずれか1項に記載の画像診断支援装置。

【請求項6】

前記報知部は、
前記判定の結果に応じて、前記第1モードと、前記第2モードと、前記音声による報知を停止する音声報知停止モードと、のいずれかに設定される請求項1から5のいずれか1項に記載の画像診断支援装置。

【請求項7】

前記判定部は前記第1モードから前記音声報知停止モードに切り替える条件が満たされているか否かを判定し、
前記報知部は、前記判定の結果に応じて前記第1モードを前記音声報知停止モードに切り替えて前記音声による報知を停止する請求項6に記載の画像診断支援装置。

【請求項8】

請求項1から7のいずれか1項に記載の画像診断支援装置と、
前記医用画像を表示する表示装置と、
被検体に挿入される内視鏡スコープであって、前記医用画像を撮影する撮影部を有する内視鏡スコープと、
を備える内視鏡システム。

【請求項9】

プロセッサを備える画像診断支援装置の作動方法であって、
前記プロセッサは、
時系列の医用画像を取得し、
前記取得した医用画像における注目領域を認識し、
前記認識の結果を画面表示及び音声により報知し、
検査の状況を判定し、
前記プロセッサは、前記報知において、
前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、
前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の

10

20

30

40

50

報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、

前記プロセッサは、

前記報知においては、前記判定の結果が前記医用画像の色素観察中、特殊光観察中、処置中、洗浄中のいずれか一つ以上である場合に前記第2モードでの報知を行う作動方法。

【請求項10】

プロセッサを備える画像診断支援装置の作動方法であって、

前記プロセッサは、

時系列の医用画像を取得し、

前記取得した医用画像における注目領域を認識し、

前記認識の結果を画面表示及び音声により報知し、

検査の状況を判定し、

前記プロセッサは、前記報知において、

前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、

前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、

前記プロセッサは、

前記判定において、同一の注目領域に対して前記第1モードでの報知が継続して行われている時間を判定し、

前記報知において、前記時間がしきい値以上である場合に前記第2モードに切り替わって報知を行う作動方法。

【請求項11】

コンピュータに、

時系列の医用画像を取得する画像取得機能と、

前記取得した医用画像における注目領域を認識する認識機能と、

前記認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知機能と、

検査の状況を判定する判定機能と、

を実行させる画像診断支援プログラムであって、

前記報知機能は、前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、

前記報知機能は、前記判定の結果が前記医用画像の色素観察中、特殊光観察中、処置中、洗浄中のいずれか一つ以上である場合に前記第2モードでの報知を行う画像診断支援プログラム。

【請求項12】

コンピュータに、

時系列の医用画像を取得する画像取得機能と、

前記取得した医用画像における注目領域を認識する認識機能と、

前記認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知機能と、

検査の状況を判定する判定機能と、

を実行させる画像診断支援プログラムであって、

前記報知機能は、前記判定の結果によらずに前記画面表示による報知を行い、前記判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、前記第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより前記音声による報知を行い、

前記判定機能は、同一の注目領域に対して前記第1モードでの報知が継続して行われている時間を判定し、

前記報知機能は、前記時間がしきい値以上である場合に前記第2モードに切り替わって報

10

20

30

40

50

知を行う画像診断支援プログラム。

【請求項 13】

非一時的かつコンピュータ読取可能な記録媒体であって、前記記録媒体に格納された指令がコンピュータによって読み取られた場合に請求項 11 または 12 に記載のプログラムをコンピュータに実行させる記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医用画像の認識結果を報知する画像診断支援装置、内視鏡システム、画像診断支援装置の作動方法、及び画像診断支援プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

内視鏡術者が病変等の注目領域の見落としを防止するために、検出された注目領域を強調表示したり、アラート音を出したりするなどの報知技術が開発されている。例えば、特許文献 1 には、特徴画像が表示されることを知らせる通知音（予告音、報知音、終了音）を出力するカプセル内視鏡が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2006 - 129950 号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

注目領域が視界に入って間もない数秒間は視点変化も激しく、見落としの危険性が高いため、報知の必要性が高い。一方で、報知が必要なタイミングは注目領域が検出されてから数秒程度であり、一度注目領域を術者が発見し、仔細な観察を開始してからは、むしろ報知が観察の妨げになり、術者の施術の意志を削いだり、新たな注目領域の発見を遅らせたりする原因になる場合がある。特に、音声による報知は報知力が高いがその一方で心拍計など他のデバイスの音声を妨げるおそれがあり、特別な対処が必要である。

【0005】

しかしながら、上述した特許文献 1 のような従来技術は、これらの点を十分考慮したものではなかった。

30

【0006】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる画像診断支援装置、内視鏡システム、画像診断支援装置の作動方法、及び画像診断支援プログラム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】

上述した目的を達成するため、本発明の第 1 の態様に係る画像診断支援装置は、時系列の医用画像を取得する画像取得部と、取得した医用画像における注目領域を認識する認識部と、認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知部と、検査の状況を判定する判定部と、を備え、報知部は、判定の結果によらずに画面表示による報知を行い、判定の結果に応じて、第 1 の報知力を有する音声を用いる第 1 モードと、第 1 の報知力よりも低い第 2 の報知力を有する音声を用いる第 2 モードと、のいずれかにより音声による報知を行う。

40

【0008】

第 1 の態様では、報知部は、判定の結果によらずに画面表示による報知を行い、判定の結果に応じて第 1 の報知力を有する音声を用いる第 1 モードと、第 1 の報知力よりも低い第 2 の報知力を有する音声を用いる第 2 モードと、のいずれかにより音声による報知を行う。これにより検査の状況に応じて適切な報知力の音声を用いることができ、画面表示及

50

び音声による報知を適切に行うことができる。

【 0 0 0 9 】

なお、第1の態様において「注目領域」は病変領域、病変候補領域、処置後の領域を含んでいてよく、注目領域の「認識」は注目領域の存在、数、位置、大きさ、形状、種類、画像における動き、病変の程度等を判断すること（検出、計測、分類等）を含んでいてよい。また、「医用画像の取得」は決められたフレームレートで撮影された複数の医用画像を順次取得することを含む。取得はリアルタイムでもよいし、リアルタイムでなくてもよい。画像取得部は撮影光学系及び撮像素子を含む撮像装置により画像を撮影して複数の医用画像を取得してもよいし、あらかじめ記録された複数の医用画像をネットワーク及び/または記録媒体経由で取得してもよい。

10

【 0 0 1 0 】

第1の態様に係る画像診断支援装置は、例えば医用画像処理システムのプロセッサとして実現することができるが、このような態様に限定されるものではない。なお、「医用画像」とは診断、治療、計測等を目的として人体等の生体を撮影、計測等した結果として得られた画像をいい、例えば内視鏡画像、超音波画像、CT画像（CT：Computed Tomography）、MRI画像（MRI：Magnetic Resonance Imaging）を挙げることができる。また、医用画像は医療画像ともいう。

【 0 0 1 1 】

第2の態様に係る画像診断支援装置は第1の態様において、判定部は、同一の注目領域に対して第1モードでの報知が継続して行われている時間を判定し、報知部は、時間がしきい値以上である場合に第2モードに切り替わって報知を行う。同一の注目領域に対し第1モードでの報知が継続している時間がしきい値以上である場合、報知が観察の妨げになり、術者の施術の意志を削いだり、新たな注目領域の発見を遅らせたりする原因になるおそれがある。このため、報知部は、第1モードよりも報知力の低い第2モードに切り替わって報知を行う。なお、第2の態様において、第1モードでの報知が短時間（決められた時間未満）中断した場合に「報知が継続している」と見なしてもよい。

20

【 0 0 1 2 】

第3の態様に係る画像診断支援装置は第1または第2の態様において、報知部は、判定の結果が医用画像の拡大表示中、色素観察中、特殊光観察中、処置中、洗浄中のいずれか一つ以上である場合に第2モードでの報知を行う。第3の態様では、医用画像の拡大表示中である等の場合はユーザが注目領域に気づいている状況であると考え、報知力の低い第2モードでの報知を行う。

30

【 0 0 1 3 】

第4の態様に係る画像診断支援装置は第1から第3の態様のいずれか1つにおいて、認識部は注目領域の特徴を認識し、判定部は特徴が基準を満たすか否かを判定し、報知部は、特徴が基準を満たすと判定された場合は第2モードでの報知を行う。第4の態様において、「特徴」及び「基準」は1つでも複数でもよい。また、ユーザの設定に応じて「特徴」及び「基準」を設定してもよい。

【 0 0 1 4 】

第5の態様に係る画像診断支援装置は第4の態様において、認識部は特徴として注目領域の大きさ、位置、形状、数、病種のうち少なくとも1つを認識し、報知部は認識した特徴が基準を満たしている場合に第2モードでの報知を行う。第5の態様は注目領域の「特徴」を具体的に規定するものであり、特徴に対する「基準」は大きさ、位置、形状、数、病種のそれぞれに対して設定することができる。例えば、大きさが決められた面積以上である、位置が医用画像の特定の位置（例えば、中央付近）である、注目領域の形状が特定の形状である、注目領域の数が決められた数以上である、注目領域が特定の病種である、等を基準とすることができる。第5の態様では、「注目領域の大きさが決められた面積以上である」等の場合はユーザが注目領域に気づいている状況であると考え、報知力の低い第2モードでの報知を行う。

40

【 0 0 1 5 】

50

第6の態様に係る画像診断支援装置は第1から第5の態様のいずれか1つにおいて、報知部は、第2モードにおいて、第1モードよりも音声の音量を下げる、第1モードよりも音声の音程を下げる（音を低くする）、第1モードよりも音声のピッチを遅くする、音声での報知を停止する、のうち少なくとも1つにより報知を行う。第6の態様は、報知力を低くする具体的手法を規定するものである。

【0016】

上述した目的を達成するため、本発明の第7の態様に係る内視鏡システムは、第1から第6の態様のいずれか1つに係る画像診断支援装置と、医用画像を表示する表示装置と、被検体に挿入される内視鏡スコープであって、医用画像を撮影する撮影部を有する内視鏡スコープと、を備える。第7の態様に係る内視鏡システムは、第1から第6の態様のいずれか1つに係る画像診断支援装置を備えるので、画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。

10

【0017】

上述した目的を達成するため、本発明の第8の態様に係る画像診断支援方法は、時系列の医用画像を取得する画像取得工程と、取得した医用画像における注目領域を認識する認識工程と、認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知工程と、検査の状況を判定する判定工程と、を有し、報知工程では、判定の結果によらずに画面表示による報知を行い、判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより音声による報知を行う。第8の態様によれば、第1の態様と同様に画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。

20

【0018】

なお、第8の態様に係る画像診断支援方法は第2から第6の態様と同様の構成をさらに含んでいてもよい。

【0019】

上述した目的を達成するため、本発明の第9の態様に係る画像診断支援プログラムは、コンピュータに、時系列の医用画像を取得する画像取得機能と、取得した医用画像における注目領域を認識する認識機能と、認識の結果を画面表示及び音声により報知する報知機能と、検査の状況を判定する判定機能と、を実行させる画像診断支援プログラムであって、報知機能は、判定の結果によらずに画面表示による報知を行い、判定の結果に応じて、第1の報知力を有する音声を用いる第1モードと、第1の報知力よりも低い第2の報知力を有する音声を用いる第2モードと、のいずれかにより音声による報知を行う。第9の態様によれば、第1、第8の態様と同様に画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。なお、第9の態様に係る画像診断支援プログラムは第2から第6の態様と同様の構成（機能）をさらに含んでいてもよい。また、これら態様の画像診断支援プログラムのコンピュータ読み取り可能なコードを記録した非一時的記録媒体も本発明の態様として挙げることができる。

30

【発明の効果】

【0020】

以上説明したように、本発明に係る画像診断支援装置、内視鏡システム、画像診断支援装置の作動方法、及び画像診断支援プログラムによれば、画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【図2】図2は、内視鏡システムの構成を示す他の図である。

【図3】図3は、画像処理部の機能ブロック図である。

【図4】図4は、畳み込みニューラルネットワークの構成例を示す図である。

【図5】図5は、フィルタによる畳み込み処理の様子を示す図である。

【図6】図6は、記録部に記録される情報を示す図である。

50

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る画像診断支援方法の手順を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 は、画面表示による報知態様の設定画面の例を示す図である。

【図 9】図 9 は、音声による報知態様の設定画面の例を示す図である。

【図 10】図 10 は、注目領域の特徴によるモード切替の設定画面の例を示す図である。

【図 11】図 11 は、第 1 モードの継続時間によるモード切替の設定画面の例を示す図である。

【図 12】図 12 は、検査状況によるモード切替の設定画面の例を示す図である。

【図 13】図 13 は、報知力の下げ方の設定画面の例を示す図である。

【図 14】図 14 は、画面表示による報知の様子を示す図である。

【図 15】図 15 は、音声による報知の設定状態の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付図面を参照しつつ、本発明に係る画像診断支援装置、内視鏡システム、画像診断支援装置の作動方法、及び画像診断支援プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【0023】

< 第 1 の実施形態 >

< 内視鏡システムの構成 >

図 1 は、内視鏡システム 10（画像診断支援装置、医療画像処理装置、内視鏡システム）の外観図であり、図 2 は内視鏡システム 10 の要部構成を示すブロック図である。図 1、2 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡スコープ 100（医用機器、内視鏡スコープ、内視鏡本体）、プロセッサ 200（画像診断支援装置、医療画像処理装置）、光源装置 300（光源装置）、及びモニタ 400（表示装置）から構成される。

【0024】

< 内視鏡スコープの構成 >

内視鏡スコープ 100 は、手元操作部 102 と、この手元操作部 102 に連設される挿入部 104 とを備える。術者（ユーザ）は手元操作部 102 を把持して操作し、挿入部 104 を被検体（生体）の体内に挿入して観察する。また、手元操作部 102 には送気送水ボタン 141、吸引ボタン 142、及び各種の機能を割り付けられる機能ボタン 143、及び撮影指示操作（静止画像、動画像）を受け付ける撮影ボタン 144 が設けられている。挿入部 104 は、手元操作部 102 側から順に、軟性部 112、湾曲部 114、先端硬質部 116 で構成されている。すなわち、先端硬質部 116 の基端側に湾曲部 114 が接続され、湾曲部 114 の基端側に軟性部 112 が接続される。挿入部 104 の基端側に手元操作部 102 が接続される。ユーザは、手元操作部 102 を操作することにより湾曲部 114 を湾曲させて先端硬質部 116 の向きを上下左右に変えることができる。先端硬質部 116 には、撮影光学系 130、照明部 123、鉗子口 126 等が設けられる（図 1、2 参照）。

【0025】

観察、処置の際には、操作部 208（図 2 参照）の操作により、照明部 123 の照明用レンズ 123A、123B から白色光及び/または狭帯域光（赤色狭帯域光、緑色狭帯域光、青色狭帯域光、及び紫色狭帯域光のうち 1 つ以上）を照射することができる。また、送気送水ボタン 141 の操作により図示せぬ送水ノズルから洗浄水が放出されて、撮影光学系 130 の撮影レンズ 132（撮影レンズ、撮影部）、及び照明用レンズ 123A、123B を洗浄することができる。先端硬質部 116 で開口する鉗子口 126 には不図示の管路が連通しており、この管路に腫瘍摘出等のための図示せぬ処置具が挿通されて、適宜進退して被検体に必要な処置を施せるようになっている。

【0026】

図 1、2 に示すように、先端硬質部 116 の先端側端面 116A には撮影レンズ 132（撮影部）が配設されている。撮影レンズ 132 の奥には CMOS（Complementary M

10

20

30

40

50

etal-Oxide Semiconductor) 型の撮像素子 1 3 4 (撮像素子、撮影部)、駆動回路 1 3 6、AFE 1 3 8 (AFE: Analog Front End、撮影部) が配設されて、これらの要素により画像信号を出力する。撮像素子 1 3 4 はカラー撮像素子であり、特定のパターン配列 (ベイヤー配列、X-Trans (登録商標) 配列、八ニカム配列等) でマトリクス状に配置 (2次元配列) された複数の受光素子により構成される複数の画素を備える。撮像素子 1 3 4 の各画素はマイクロレンズ、赤 (R)、緑 (G)、または青 (B) のカラーフィルタ及び光電変換部 (フォトダイオード等) を含んでいる。撮影光学系 1 3 0 は、赤、緑、青の3色の画素信号からカラー画像を生成することもできるし、赤、緑、青のうち任意の1色または2色の画素信号から画像を生成することもできる。なお、第1の実施形態では撮像素子 1 3 4 が CMOS 型の撮像素子である場合について説明するが、撮像素子 1 3 4 は CCD (Charge Coupled Device) 型でもよい。なお、撮像素子 1 3 4 の各画素は紫色光源 3 1 0 V に対応した紫色カラーフィルタ、及び/または赤外光源に対応した赤外用フィルタをさらに備えていてもよい。

10

【0027】

被検体の光学像は撮影レンズ 1 3 2 により撮像素子 1 3 4 の受光面 (撮像面) に結像されて電気信号に変換され、不図示の信号ケーブルを介してプロセッサ 2 0 0 に出力されて映像信号に変換される。これにより、プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ 4 0 0 に内視鏡画像が表示される。

【0028】

また、先端硬質部 1 1 6 の先端側端面 1 1 6 A には、撮影レンズ 1 3 2 に隣接して照明部 1 2 3 の照明用レンズ 1 2 3 A、1 2 3 B が設けられている。照明用レンズ 1 2 3 A、1 2 3 B の奥には、後述するライトガイド 1 7 0 の射出端が配設され、このライトガイド 1 7 0 が挿入部 1 0 4、手元操作部 1 0 2、及びユニバーサルケーブル 1 0 6 に挿通され、ライトガイド 1 7 0 の入射端がライトガイドコネクタ 1 0 8 内に配置される。

20

【0029】

ユーザは、上述した構成の内視鏡スコープ 1 0 0 (挿入部 1 0 4) を被検体である生体内に挿入または抜去しながら決められたフレームレートで撮影を行う (撮影部及び画像取得部 2 2 0 の制御により行うことができる) ことにより、生体内の画像を順次撮影することができる。

【0030】

<光源装置の構成>

図2に示すように、光源装置 3 0 0 は、照明用の光源 3 1 0、絞り 3 3 0、集光レンズ 3 4 0、及び光源制御部 3 5 0 等から構成されており、観察光をライトガイド 1 7 0 に入射させる。光源 3 1 0 は、それぞれ赤色、緑色、青色、紫色の狭帯域光を照射する赤色光源 3 1 0 R、緑色光源 3 1 0 G、青色光源 3 1 0 B、及び紫色光源 3 1 0 V を備えており、赤色、緑色、青色、及び紫色の狭帯域光を照射することができる。光源 3 1 0 による観察光の照度は光源制御部 3 5 0 により制御され、必要に応じて観察光の照度を変更する (上げる、または下げる) こと、及び照明を停止することができる。

30

【0031】

光源 3 1 0 は赤色、緑色、青色、及び紫色の狭帯域光を任意の組合せで発光させることができる。例えば、赤色、緑色、青色、及び紫色の狭帯域光を同時に発光させて白色光 (通常光) を観察光として照射することもできるし、いずれか1つもしくは2つを発光させることで狭帯域光 (特殊光) を照射することもできる。光源 3 1 0 は、赤外光 (狭帯域光の一例) を照射する赤外光源をさらに備えていてもよい。また、白色光を照射する光源と、白色光及び各狭帯域光を透過させるフィルタとにより、白色光または狭帯域光を観察光として照射してもよい。

40

【0032】

<光源の波長帯域>

光源 3 1 0 は白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を発生する光源でもよいし、白色の波長帯域よりも狭い特定の波長帯域の光を発生する光源でもよい

50

。特定の波長帯域は、可視域の青色帯域もしくは緑色帯域、あるいは可視域の赤色帯域であってもよい。特定の波長帯域が可視域の青色帯域もしくは緑色帯域である場合、390 nm以上450 nm以下、または530 nm以上550 nm以下の波長帯域を含み、かつ、390 nm以上450 nm以下または530 nm以上550 nm以下の波長帯域内にピーク波長を有していてもよい。また、特定の波長帯域が可視域の赤色帯域である場合、585 nm以上615 nm以下、または610 nm以上730 nm以下、の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、585 nm以上615 nm以下または610 nm以上730 nm以下の波長帯域内にピーク波長を有していてもよい。

【0033】

上述した特定の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域にピーク波長を有していてもよい。この場合、特定の波長帯域は、 400 ± 10 nm、 440 ± 10 nm、 470 ± 10 nm、または、600 nm以上750 nmの波長帯域を含み、かつ、 400 ± 10 nm、 440 ± 10 nm、 470 ± 10 nm、または600 nm以上750 nm以下の波長帯域にピーク波長を有していてもよい。

【0034】

また、光源310が発生する光の波長帯域は790 nm以上820 nm以下、または905 nm以上970 nm以下の波長帯域を含み、かつ、光源310が発生する光は790 nm以上820 nm以下または905 nm以上970 nm以下の波長帯域にピーク波長を有していてもよい。

【0035】

また、光源310は、ピークが390 nm以上470 nm以下である励起光を照射する光源を備えていてもよい。この場合、被検体（生体）内の蛍光物質が発する蛍光の情報を有する医用画像（医療画像、生体内画像）を取得することができる。蛍光画像を取得する場合は、蛍光法用色素剤（フルオレスチン、アクリジンオレンジ等）を使用してもよい。

【0036】

光源310の光源種類（レーザ光源、キセノン光源、LED光源（LED：Light-Emitting Diode）等）、波長、フィルタの有無等は被写体の種類、部位、観察の目的等に応じて構成することが好ましく、また観察の際は被写体の種類、部位、観察の目的等に応じて観察光の波長を組合せ及び/または切り替えることが好ましい。波長を切り替える場合、例えば光源の前方に配置され特定波長の光を透過または遮光するフィルタが設けられた円板状のフィルタ（ロータリカラーフィルタ）を回転させることにより、照射する光の波長を切り替えてもよい。

【0037】

また、本発明を実施する際に用いる撮像素子は撮像素子134のように各画素に対しカラーフィルタが配設されたカラー撮像素子に限定されるものではなく、モノクロ撮像素子でもよい。モノクロ撮像素子を用いる場合、観察光の波長を順次切り替えて面順次（色順次）で撮像することができる。例えば出射する観察光の波長を（紫色、青色、緑色、赤色）の間で順次切り替えてもよいし、広帯域光（白色光）を照射してロータリカラーフィルタ（赤色、緑色、青色、紫色等）により出射する観察光の波長を切り替えてもよい。また、1または複数の狭帯域光（緑色、青色、紫色等）を照射してロータリカラーフィルタ（緑色、青色、紫色等）により出射する観察光の波長を切り替えてもよい。狭帯域光は波長の異なる2波長以上の赤外光（第1狭帯域光、第2狭帯域光）でもよい。

【0038】

ライトガイドコネクタ108（図1，2参照）を光源装置300に連結することにより、光源装置300から照射された観察光がライトガイド170を介して照明用レンズ123A、123Bに伝送され、照明用レンズ123A、123Bから観察範囲に照射される。

【0039】

<プロセッサの構成>

10

20

30

40

50

図 2 に基づきプロセッサ 200 の構成を説明する。プロセッサ 200 は、内視鏡スコープ 100 から出力される画像信号を画像入力コントローラ 202 を介して入力し、画像処理部 204 で必要な画像処理を行ってビデオ出力部 206 を介して出力する。これによりモニタ 400 (表示装置) に観察画像 (生体内画像) が表示される。これらの処理は CPU 210 (CPU: Central Processing Unit) の制御下で行われる。通信制御部 205 は、図示せぬ病院内システム (HIS: Hospital Information System) や病院内 LAN (Local Area Network)、及び / または外部のシステムやネットワークとの間で医療画像や部位情報についての通信制御を行う。記録部 207 (記録装置) には、被検体の画像 (内視鏡画像、医用画像、医療画像)、認識結果 (検出、分類、計測等) を示す情報等が記録される (図 6 及び関連する記載を参照)。音声処理部 209 (報知部) は、CPU 210 及び画像処理部 204 の制御により、注目領域の認識、報知に関するメッセージ (音声信号) をスピーカ 209A から出力する。

10

【0040】

また、ROM 211 (ROM: Read Only Memory) は不揮発性の記憶素子 (非一時的記録媒体) であり、各種の画像処理方法を CPU 210 及び / または画像処理部 204 (医療画像処理装置、コンピュータ) に実行させるプログラム (本発明に係る画像診断支援プログラムを含む) のコンピュータ読み取り可能なコードが記憶されている。RAM 212 (RAM: Random Access Memory) は各種処理の際の一時記憶用の記憶素子であり、また画像取得時のバッファとしても使用することができる。

【0041】

なお、ユーザは操作部 208 を介して医用画像処理の実行指示や実行に必要な条件の指定を行うことができ、報知部 224、判定部 226、及び設定部 228 は、これら指示の際の画面や認識の結果等をモニタ 400 に表示させることができる。

20

【0042】

< 画像処理部の機能 >

図 3 は画像処理部 204 の機能ブロック図である。画像処理部 204 は、画像取得部 220 (画像取得部) と、認識部 222 (認識部) と、報知部 224 (報知部) と、判定部 226 (判定部) と、設定部 228 (設定部) と、記録制御部 230 (記録制御部) とを備える。これらの機能を用いた医用画像処理については、詳細を後述する。

【0043】

画像処理部 204 は、上述した機能により、医療画像の特徴量の算出、特定の周波数帯域の成分を強調または低減する処理、特定の対象 (注目領域、所望の深さの血管等) を強調または目立たなくする処理を行うことができる。画像処理部 204 は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像に基づいて特定の波長帯域の情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部を備えていてもよい。この場合、特定の波長帯域の信号は、通常光画像に含まれる RGB (R: 赤、G: 緑、B: 青) あるいは CMY (C: シアン、M: マゼンタ、Y: イエロー) の色情報に基づく演算により得ることができる。また、画像処理部 204 は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像と、特定の波長帯域の光を照射して得る特殊光画像との少なくとも一方に基づく演算によって特徴量画像を生成する特徴量画像生成部を備え、医用画像 (医療画像) としての特徴量画像を取得及び表示してもよい。なお、上述した処理は CPU 210 の制御下で行われる。

30

40

【0044】

< 各種のプロセッサによる機能の実現 >

上述した画像処理部 204 の各部の機能は、各種のプロセッサ (processor) 及び記録媒体を用いて実現できる。各種のプロセッサには、例えばソフトウェア (プログラム) を実行して各種の機能を実現する汎用的なプロセッサである CPU (Central Processing Unit) が含まれる。また、上述した各種のプロセッサには、画像処理に特化したプロセッサである GPU (Graphics Processing Unit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジック

50

クデバイス (Programmable Logic Device : P L D) も含まれる。本発明のように画像の学習や認識を行う場合は、G P Uを用いた構成が効果的である。さらに、A S I C (Application Specific Integrated Circuit) 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気回路なども上述した各種のプロセッサに含まれる。

【 0 0 4 5 】

各部の機能は1つのプロセッサにより実現されてもよいし、同種または異種の複数のプロセッサ (例えば、複数のF P G A、あるいはC P UとF P G Aの組み合わせ、またはC P UとG P Uの組み合わせ) で実現されてもよい。また、複数の機能を1つのプロセッサで実現してもよい。複数の機能を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、コンピュータに代表されるように、1つ以上のC P Uとソフトウェアの組合せで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の機能として実現する形態がある。第2に、システムオンチップ (System On Chip : S o C) などに代表されるように、システム全体の機能を1つのI C (Integrated Circuit) 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、各種の機能は、ハードウェア的な構造として、上述した各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、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気回路 (circuitry) である。これらの電気回路は、論理和、論理積、論理否定、排他的論理和、及びこれらを組み合わせた論理演算を用いて上述した機能を実現する電気回路であってもよい。

【 0 0 4 6 】

上述したプロセッサあるいは電気回路がソフトウェア (プログラム) を実行する際は、実行するソフトウェアのコンピュータ (例えば、画像処理部 2 0 4 を構成する各種のプロセッサや電気回路、及び/またはそれらの組み合わせ) で読み取り可能なコードをR O M 2 1 1 (R O M : Read Only Memory) 等の非一時的記録媒体に記憶しておき、コンピュータがそのソフトウェアを参照する。非一時的記録媒体に記憶しておくソフトウェアは、本発明に係る画像診断支援方法を実行するためのプログラム (画像診断支援プログラム) 及び実行に際して用いられるデータ (画像処理条件や報知態様の特定に用いられるデータ等) を含む。R O M 2 1 1 ではなく各種の光磁気記録装置、半導体メモリ等の非一時的記録媒体にコードを記録してもよい。ソフトウェアを用いた処理の際には例えばR A M 2 1 2 (R A M : Random Access Memory) が一時的記憶領域として用いられ、また例えば不図示のE E P R O M (Electrically Erasable and Programmable Read Only Memory) に記憶されたデータを参照することもできる。「非一時的記録媒体」として記録部 2 0 7 を用いてもよい。

【 0 0 4 7 】

< 学習済みモデルによる認識部 >

上述した認識部 2 2 2 (認識部: 検出器、分類器、計測器) は、C N N (Convolutional Neural Network)、S V M (Support Vector Machine) 等の学習済みモデル (生体を撮影した画像から構成される画像セットを用いて学習したモデル) を用いて構成することができる。以下、認識部 2 2 2 をC N N により構成する場合の層構成について説明する。なお、主として認識部 2 2 2 が検出器 (注目領域の検出用) である場合について説明するが、分類 (鑑別) 用、計測用についても同様の層構成を採用しうる。

【 0 0 4 8 】

< C N N の層構成の例 >

図 4 はC N N の層構成の例を示す図である。図 4 の (a) 部分に示す例では、C N N 5 6 2 は入力層 5 6 2 A と、中間層 5 6 2 B と、出力層 5 6 2 C とを含む。入力層 5 6 2 A は画像取得部 2 2 0 が取得した内視鏡画像 (医療画像) を入力して特徴量を出力する。中間層 5 6 2 B は畳み込み層 5 6 4 及びプーリング層 5 6 5 を含み、入力層 5 6 2 A が出力する特徴量を入力して他の特徴量を算出する。これらの層は複数の「ノード」が「エッジ」で結ばれた構造となっており、複数の重みパラメータを保持している。重みパラメータの値は、学習が進むにつれて変化していく。C N N 5 6 2 は、図 4 の (b) 部分に示す例

のように全結合層 5 6 6 を含んでいてもよい。CNN 5 6 2 の層構成は畳み込み層 5 6 4 とプーリング層 5 6 5 とが 1 つずつ繰り返される場合に限らず、いずれかの層（例えば、畳み込み層 5 6 4）が複数連続して含まれていてもよい。また、全結合層 5 6 6 が複数連続して含まれていてもよい。

【0049】

< 中間層における処理 >

中間層 5 6 2 B は、畳み込み演算及びプーリング処理によって特徴量を算出する。畳み込み層 5 6 4 で行われる畳み込み演算はフィルタを使用した畳み込み演算により特徴マップを取得する処理であり、画像からのエッジ抽出等の特徴抽出の役割を担う。このフィルタを用いた畳み込み演算により、1 つのフィルタに対して 1 チャンネル（1 枚）の「特徴マップ」が生成される。「特徴マップ」のサイズは、畳み込みによりダウンスケーリングされ、各層で畳み込みが行われるにつれて小さくなって行く。プーリング層 5 6 5 で行われるプーリング処理は畳み込み演算により出力された特徴マップを縮小（または拡大）して新たな特徴マップとする処理であり、抽出された特徴が平行移動などによる影響を受けないようにロバスト性を与える役割を担う。中間層 5 6 2 B は、これらの処理を行う 1 または複数の層により構成することができる。

【0050】

図 5 は、図 4 に示した CNN 5 6 2 の中間層 5 6 2 B の構成例を示す模式図である。中間層 5 6 2 B の最初（1 番目）の畳み込み層では、複数の医療画像により構成される画像セット（学習時は学習用画像セット、認識時は認識用画像セット）とフィルタ F_1 との畳み込み演算が行われる。画像セットは、縦が H 、横が W の画像サイズを有する N 枚（ N チャンネル）の画像により構成される。通常光画像を入力する場合、画像セットを構成する画像は R （赤色）、 G （緑色）、 B （青色）の 3 チャンネルの画像である。この画像セットと畳み込み演算されるフィルタ F_1 は、画像セットが N チャンネル（ N 枚）であるため、例えばサイズ 5 （ 5×5 ）のフィルタの場合、フィルタサイズは $5 \times 5 \times N$ のフィルタになる。このフィルタ F_1 を用いた畳み込み演算により、1 つのフィルタ F_1 に対して 1 チャンネル（1 枚）の「特徴マップ」が生成される。2 番目の畳み込み層で使用されるフィルタ F_2 は、例えばサイズ 3 （ 3×3 ）のフィルタの場合、フィルタサイズは $3 \times 3 \times M$ になる。

【0051】

1 番目の畳み込み層と同様に、2 番目から n 番目の畳み込み層ではフィルタ $F_2 \sim F_n$ を用いた畳み込み演算が行われる。 n 番目の畳み込み層における「特徴マップ」のサイズが、2 番目の畳み込み層における「特徴マップ」のサイズよりも小さくなっているのは、前段までの畳み込み層またはプーリング層によりダウンスケーリングされているからである。

【0052】

中間層 5 6 2 B の層のうち、入力側に近い畳み込み層では低次の特徴抽出（エッジの抽出等）が行われ、出力側に近づくにつれて高次の特徴抽出（対象物の形状、構造等に関する特徴の抽出）が行われる。なお、計測等を目的としてセグメンテーションを行う場合は後半部分の畳み込み層でアップスケーリングされ、最後の畳み込み層では、入力した画像セットと同じサイズの「特徴マップ」が得られる。一方、物体検出を行う場合は位置情報を出力すればよいのでアップスケーリングは必須ではない。

【0053】

なお、中間層 5 6 2 B は畳み込み層 5 6 4 及びプーリング層 5 6 5 の他にバッチノーマライゼーションを行う層を含んでいてもよい。バッチノーマライゼーション処理は学習を行う際のミニバッチを単位としてデータの分布を正規化する処理であり、学習を速く進行させる、初期値への依存性を下げる、過学習を抑制する等の役割を担う。

【0054】

< 出力層における処理 >

出力層 5 6 2 C は、中間層 5 6 2 B から出力された特徴量に基づき、入力された医療画

10

20

30

40

50

像（通常光画像、特殊光画像）に映っている注目領域の位置検出を行ってその結果を出力する層である。セグメンテーションを行う場合、出力層 5 6 2 C は、中間層 5 6 2 B から得られる「特徴マップ」により、画像に写っている注目領域の位置を画素レベルで把握する。すなわち、内視鏡画像の画素ごとに注目領域に属するか否かを検出し、その検出結果を出力することができる。一方、物体検出を行う場合は画素レベルでの判断は必要なく、出力層 5 6 2 C が対象物の位置情報を出力する。

【 0 0 5 5 】

出力層 5 6 2 C は病変に関する鑑別（分類）を実行して鑑別結果を出力するものでもよい。例えば、出力層 5 6 2 C は内視鏡画像を「腫瘍性」、「非腫瘍性」、「その他」の 3 つのカテゴリに分類し、鑑別結果として「腫瘍性」、「非腫瘍性」及び「その他」に対応する 3 つのスコア（3 つのスコアの合計は 1 0 0 %）として出力してもよいし、3 つのスコアから明確に分類できる場合には分類結果を出力してもよい。なお鑑別結果を出力する場合、出力層 5 6 2 C が最後の 1 層または複数の層として全結合層を含んでいてもよいし（図 4 の（b）部分を参照）、含んでいなくてもよい。

10

【 0 0 5 6 】

出力層 5 6 2 C は注目領域の計測結果を出力するものでもよい。CNN によって計測を行う場合は、対象となる注目領域を例えば上述のようにセグメンテーションしてからその結果を基に画像処理部 2 0 4 等で計測することができる。また、対象となる注目領域の計測値を認識部 2 2 2 から直接出力することもできる。計測値を直接出力させる場合、画像に対し計測値そのものを学習させるので、計測値の回帰問題となる。

20

【 0 0 5 7 】

上述した構成の CNN を用いる場合、学習の過程において、出力層 5 6 2 C が出力する結果と画像セットに対する認識の正解とを比較して損失（誤差）を計算し、損失が小さくなるように中間層 5 6 2 B における重みパラメータを出力側の層から入力側の層に向けて更新していく処理（誤差逆伝播）を行うことが好ましい。

【 0 0 5 8 】

< CNN 以外の手法による認識 >

認識部 2 2 2 は、CNN 以外の手法により認識（注目領域の検出等）を行ってもよい。例えば、取得した医療画像の画素の特徴量に基づいて注目領域を検出することができる。この場合、認識部 2 2 2 は検出対象画像を例えば複数の矩形領域に分割し、分割した各矩形領域を局所領域として設定し、検出対象画像の局所領域ごとに局所領域内の画素の特徴量（例えば色相）を算出し、各局所領域の中から特定の色相を有する局所領域を注目領域として決定する。同様に、認識部 2 2 2 は特徴量に基づく分類や計測を行ってもよい。

30

【 0 0 5 9 】

< 記録部に記録される情報 >

図 6 は、記録部 2 0 7 に記録される情報の例を示す図である。図 6 の例では、記録制御部 2 3 0 の制御により、内視鏡画像 2 6 0（医用画像、医療画像）、認識結果 2 6 2（認識の結果：検出、分類、計測等）、及び処理条件 2 6 4（報知のオン/オフ、態様等：例えば図 8 ~ 1 3 を参照）が関連付けて記録される。記録制御部 2 3 0 は、他の情報を併せて記録してもよい。

40

【 0 0 6 0 】

< 画像診断支援方法 >

上述した構成の内視鏡システム 1 0 における画像診断支援方法について、図 7 のフローチャートを参照しつつ説明する。なお、本実施形態では主として「注目領域の認識」が「注目領域の検出」である場合について説明するが、「注目領域の鑑別（分類）」や「注目領域の計測」の場合も同様の処理を行うことができる。

【 0 0 6 1 】

< 報知態様の設定 >

設定部 2 2 8 は、報知の態様を設定する（ステップ S 1 0 0：設定工程）。設定部 2 2 8 は、例えば以下に説明するように、操作部 2 0 8 及びモニタ 4 0 0 を介したユーザの操

50

作に応じてこの設定を行うことができる。

【 0 0 6 2 】

< 画面表示による報知 >

図 8 は画面表示による報知態様の設定画面の一例を示す図であり、設定部 2 2 8 がモニター 4 0 0 に画面 5 0 0 を表示した様子を示している（図中の点線は画面内の領域を示す仮想線である；以降の図も同様）。画面 5 0 0 は、ラジオボタンが配置された領域 5 0 2 ~ 5 0 8 と、数値入力欄が配置された領域 5 1 0 ~ 5 1 4 を有する。ユーザは、ラジオボタンを操作することにより、画面表示による報知を行うか否か（オンするかオフするか；領域 5 0 2）を設定することができる。またユーザは、ラジオボタンの操作により、「画像領域内での枠表示（例えば図 1 4 の（a）部分，図 1 5 の（a）部分，（b）部分の枠 6 0 4）による報知を行うか否か」（領域 5 0 4）、「画像領域外での枠表示（例えば図 1 4 の（b）部分の枠 6 0 6）による報知を行うか否か」（領域 5 0 6）、及び「記号または図形（例えば図 1 4 の（c）部分の記号 6 0 8）による報知を行うか否か」（領域 5 0 8）を設定することができる。また、設定部 2 2 8 は、図 1 4 の（d）部分に示すような、観察画像外の領域に病変位置を図示した画像 6 0 1（注目領域 6 0 3 を囲む枠 6 0 5 が示されている）を表示するか否かを設定してもよい。

10

【 0 0 6 3 】

さらに、ユーザは、数値の入力により「注目領域を検出してから報知を開始するまで（非報知状態から報知状態に切り替わるまで）の経過時間」（領域 5 1 0）、「報知を開始してから報知を終了するまで（報知状態から非報知状態に切り替わるまで）の経過時間」（領域 5 1 2）、及び「第 1，第 2 モードの切替通知は切替の何秒前か」（領域 5 1 4）を設定することができる。また、設定部 2 2 8 は、ユーザの操作に応じて、検出結果を時間的に集積した結果に対して画面表示を行うことを設定してもよい。例えば、設定部 2 2 8 は注目領域を継続して 5 フレーム検出した場合に枠を表示することができ、これにより誤検出による画面のちらつきを防止することができる。

20

【 0 0 6 4 】

報知部 2 2 4 は、領域 5 1 2 に入力された時間（秒数）が経過した後に、報知状態から非報知状態に切り替わる。数値入力は、プルダウンメニューから決められた数値を選択する方式でもよい。図 8 の例では報知がオン、枠表示がオンであり、検出から報知開始までが 1 . 0 秒、報知開始から終了までが 1 . 5 秒、モード切替通知は切替と同時である。このような非報知状態への切り替わりにより、ユーザの必要に応じて（あらかじめ決められた条件に応じて）支援を終了させて過剰な支援を抑制することができる。

30

【 0 0 6 5 】

上述の例は態様設定の一例であり、他の項目（光や振動による報知等）を設定してもよい。また、設定部 2 2 8 は、「認識」の内容（検出、鑑別、計測のいずれであるか）に応じて、設定可能な項目を変えてもよい。例えば、鑑別を行う場合、設定部 2 2 8 は病変の病種、病変の範囲、病変のサイズ、病変の肉眼形、癌のステージ診断、管腔内の現在位置、鑑別結果の信頼度（CNNにより算出できる）等についての報知のオン/オフ及び報知の態様を設定することができる。また、報知部 2 2 4 は報知の状態が報知状態と非報知状態との間で切り替わることをユーザに通知してもよく、設定部 2 2 8 が操作部 2 0 8 等を介したユーザの操作に基づいて通知の態様を設定してもよい。

40

【 0 0 6 6 】

具体的な報知の態様は、後述する図 1 4，1 5 に例示する。なお、ユーザの操作に応じて、モニター 4 0 0 の画面に報知の態様を表示する領域を設けてもよい（図 1 5 における報知態様表示領域 6 1 0 を参照）。

【 0 0 6 7 】

このように、内視鏡システム 1 0（画像診断支援装置、内視鏡システム）では、ユーザは必要に応じて報知の態様を設定でき、設定された条件に応じて報知部 2 2 4 が支援（報知）を行うことにより、過度な報知を抑制しつつ画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。なお、態様の設定は医用画像処理の開始時だけでなく、処理の間に任意

50

のタイミングで行って良い。

【 0 0 6 8 】

< 音声による報知 >

図 9 は音声による報知態様の設定画面の一例を示す図であり、設定部 2 2 8 がモニタ 4 0 0 に画面 5 2 0 を表示した様子を示している。画面 5 2 0 は、ラジオボタンが配置された領域 5 2 2 ~ 5 2 8 を有する。ユーザは、ラジオボタンを操作することにより、音声による報知を行うか否か（オンするかオフするか；領域 5 2 2）を設定することができる。またユーザは、ラジオボタンの操作により、「注目領域の特徴によるモード切り替え（第 1 モードと第 2 モード）を行うか否か」（領域 5 2 4）、「第 1 モードの継続時間による第 2 モードへの切り替えを行うか否か」（領域 5 2 6）、及び「検査状況に応じたモードの切り替え（第 1 モードと第 2 モードの切り替え）を行うか否か」（領域 5 2 8）を設定することができる。なお、領域 5 2 4 から 5 2 8 の項目（モード切替の具体的な判断基準）は、以下に説明する画面（図 1 0 ~ 1 3 を参照）を介して詳細に設定することができる。また、第 1 モードと第 2 モードの切り替えは検査状況の判定結果に応じて行われる（後述）。

10

【 0 0 6 9 】

< 注目領域の特徴によるモード切り替え >

図 1 0 は注目領域の特徴によるモード切り替えの設定画面（図 9 の領域 5 2 4 での設定の詳細）の一例を示す図であり、設定部 2 2 8 がモニタ 4 0 0 に画面 5 3 0 を表示した様子を示している。画面 5 3 0 は、ラジオボタン、数値入力領域、プルダウンメニューが配置された領域 5 3 2 ~ 5 4 2 を有する。ユーザは、ラジオボタンの操作、数値の入力または選択により、注目領域の大きさ、形状、位置、数による切り替えの基準（それぞれ領域 5 3 2 ~ 5 3 8）、及び注目領域の病種による切り替えの基準（領域 5 4 0 , 5 4 2）を設定することができる。図 1 0 の例では、領域 5 3 2 の場合、注目領域の大きさが 2 0 m m ² 以上である場合（基準を満たす場合）は、報知部 2 2 4 は、第 1 の報知力よりも低い第 2 の報知力を有する音声を用いる第 2 モードで報知を行う（第 2 モードの継続）。または、報知部 2 2 4 は、音声による報知を停止する（音声報知停止モード）。注目領域の大きさは画素数で規定してもよい。内視鏡画像において注目領域が大きいのは、例えば、ユーザが注目領域に気づいて内視鏡スコープ 1 0 0 の先端（撮影部）を注目領域の近くに寄せている状況であり、このような場合に音声による報知を第 2 モードで行うことにより、報知が観察の妨げにならないようにして音声による報知を適切に行うことができる。

20

30

【 0 0 7 0 】

画像中の注目領域の大きさ（注目領域の画素の数）は、内視鏡が注目領域に近づくに連れて大きくなる。注目領域が遠くにあり、注目領域の大きさがしきい値より小さい場合は、第 1 の報知力を有する音声を用いる第 1 モードで報知を行い、注目領域が近づき、注目領域の大きさがしきい値以上となった場合は、第 1 の報知力よりも低い第 2 の報知力を有する第 2 モードで報知を行う。または、音声による報知を停止する（音声報知停止モード）。逆に、一旦注目領域に近づき、第 2 モードで報知を行った後に、しきい値よりも小さい注目領域が検出された場合は、第 1 モードで報知を行う。これは、医師（ユーザ）が注目領域を見過ごしたか、新たな注目領域が検出された場合であり、ユーザに気づかせる必要があるためである。なお、注目領域までの距離が変わらず、注目領域の大きさが変わらない場合は、第 1 モードで報知を継続しても良い。

40

【 0 0 7 1 】

< 第 1 モードの継続時間による切り替え >

図 1 1 は第 1 モードの継続時間によるモード切り替えの設定画面（図 9 の領域 5 2 6 での設定の詳細）の一例を示す図であり、設定部 2 2 8 がモニタ 4 0 0 に画面 5 5 0 を表示した様子を示している。画面 5 5 0 は数値入力領域が配置された領域 5 5 2 を有し、ユーザは数値の入力により、第 1 モードの継続時間（同一の注目領域に対して第 1 モードでの報知が継続して行われている時間；判定部 2 2 6 が判定する）を設定することができる。第 1 モードでの報知が設定した時間以上（しきい値以上）行われると、報知部 2 2 4 は第

50

2モードに切り替わって音声による報知を行う。このように継続時間でモードを切り替えるのは、第1モードでの報知が設定時間以上継続した場合、ユーザは既に注目領域に気づいていると考えられ、その状況で高い報知力(第1モード)での報知を続けるのは却って妨げとなりうるためである。

【0072】

<検査状況による切り替え>

図12は検査状況によるモード切り替えの設定画面(図9の領域528での設定の詳細)の一例を示す図であり、設定部228がモニタ400に画面570を表示した様子を示している。画面570はラジオボタンが配置された領域572~580を有し、ユーザはラジオボタンの操作により、検査状況に応じたモードの切り替えをオン/オフすることができる。具体的には、領域572~580においてラジオボタンをオンにすると、報知部224はそれぞれ医用画像の拡大表示中、色素観察中、特殊光観察中、処置中、洗浄中である場合に第2モードでの報知を行う。これらの場合は、ユーザが注目領域に気づいている場合や、報知の必要が低いと考えられる場合のためである。なお、ユーザは領域572~580のラジオボタンをいずれか一つ以上オンにすることができる(全てオフにしたい場合、すなわち検査状況によるモードの切り替えを行わない場合は、ユーザは図9の領域528でラジオボタンをオフに設定すればよい)。

10

【0073】

<報知力の下げ方>

図13は第2モード及び音声報知停止モードにおける報知力の下げ方(第1モードの報知力との比較)の設定画面の一例を示す図であり、設定部228がモニタ400に画面590を表示した様子を示している。画面590はラジオボタンが配置された領域592~596を有し、ユーザはラジオボタンの操作により、音量低下(第2モード)、音程低下(第2モード)、ピッチを遅く(第2モード)、音声による報知停止(音声報知停止モード)、のうち1つ以上を設定することができる。

20

【0074】

<内視鏡画像の取得>

画像取得部220は、時系列の内視鏡画像(医用画像)を取得する(ステップS110:画像取得工程、画像取得機能の実行)。画像取得部220は、内視鏡スコープ100で撮影された内視鏡画像を取得してもよいし、記録部207に記録された内視鏡画像260を取得してもよい。画像取得部220が内視鏡スコープ100で撮影された内視鏡画像を取得する場合、記録制御部230は、取得した画像を内視鏡画像260として記録部207に記録することができる。

30

【0075】

<注目領域の認識>

認識部222(認識部:検出器、分類器、計測器)は、ステップS110で取得した内視鏡画像における注目領域を認識する(ステップS120:認識工程、認識機能の実行)。認識部222は、この「認識」として、上述したCNN等により検出、分類、計測のうち1つ以上を行うことができる。例えば、「認識」が注目領域の「検出」である場合、検出する注目領域(関心領域)の例としては、ポリープ、癌、大腸憩室、炎症、治療痕(EMR癒痕(EMR:Endoscopic Mucosal Resection)、ESD癒痕(ESD:Endoscopic Submucosal Dissection)、クリップ箇所等)、出血点、穿孔、血管異型性などを挙げることができる。また、注目領域の「鑑別」の例としては、病変の病種(過形成ポリープ、腺腫、粘膜内癌、浸潤癌など)、病変の範囲、病変のサイズ、病変の肉眼形、癌のステージ診断、管腔内の現在位置(上部であれば咽頭、食道、胃、十二指腸等、下部であれば盲腸、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S状結腸、直腸等)等の判断を挙げることができる。

40

【0076】

なお、初期状態(処理の開始時)では注目領域が検出されておらず報知部224が非報知状態である場合について、以下に説明する。

50

【 0 0 7 7 】

< 画面表示による報知 >

認識部 2 2 2 が注目領域を検出した場合（ステップ S 1 3 0 で Y E S : 認識工程、認識機能の実行）、報知部 2 2 4 は画面表示による報知を行うか否か判断する（ステップ S 1 4 0 : 報知工程、報知機能の実行）。画面表示による報知を行うのは、例えば設定がオンの場合（図 8 の領域 5 0 2 を参照）で「注目領域の検出から報知開始まで」の時間（図 8 の領域 5 1 0 を参照）が経過したときであり、報知を行わないのは、例えば設定がオフの場合、及び設定がオンであるが「注目領域の検出から報知開始まで」の時間（図 8 の領域 5 1 0 を参照）が経過していないときである。画面表示による報知を行う場合（ステップ S 1 4 0 で Y E S ）、報知部 2 2 4 は非報知状態から報知状態に切り替わり、ステップ S 1 0 0 で設定した態様（例えば、図 1 4 の (a) 部分の枠 6 0 4 や同図の (b) 部分の枠 6 0 6）により、認識の結果を報知する（ステップ S 1 5 0 : 報知工程、報知機能の実行）。なお、報知部 2 2 4 は検査の状況の判定結果によらずに画面表示による報知を行うが、報知力に大きな影響を与えない範囲で画面表示の態様を変化させてもよい。また、注目領域を検出しているが報知を行わない場合、報知部 2 2 4 は報知状態から非報知状態に切り替わってもよい。

10

【 0 0 7 8 】

< 音声による報知 >

報知部 2 2 4 は音声による報知を行うか否か判断する（ステップ S 1 6 0 : 報知工程、報知機能の実行）。音声による報知を行うのは、設定がオンの場合（図 8 の領域 5 0 2 を参照）である。

20

【 0 0 7 9 】

< 検査状況の判定 >

音声による報知を行う場合（ステップ S 1 6 0 で Y E S ）、判定部 2 2 6 は検査の状況を判定する（ステップ S 1 7 0 : 判定工程、判定機能の実行）。判定部 2 2 6 は、手元操作部 1 0 2（送気送水ボタン 1 4 1 等）や操作部 2 0 8 に対する操作、光源制御部 3 5 0 に対する情報（観察光の種類）の取得、医用画像の画像処理（拡大表示の有無、処置具の検出、色味の判断等）により検査の状況を判定することができる。判定部 2 2 6 は、これらの例の他にも「音声で報知したタイミングから一定期間が経過しているか否か」を判定してもよい。例えば、音声による報知から 5 秒間経過していない場合は、ユーザに注意喚起がなされていると考えられるため音声の報知力を下げることが考えられる。

30

【 0 0 8 0 】

< 音声報知モードの設定、及び音声による報知 >

報知部 2 2 4 は、ステップ S 1 7 0 での判定結果に応じて、音声による報知の報知力を低くすべきか否か、すなわち第 1 モードと第 2 モードと音声報知停止モードとのいずれにより報知を行うべきか判断する（ステップ S 1 8 0 : 報知工程、報知機能の実行）。報知部 2 2 4 は、ステップ S 1 0 0 で設定した「モード切替の判断基準」（図 9 の領域 5 2 4 ~ 5 2 8 を参照；同図の例では注目領域の特徴）に従ってステップ S 1 8 0 の判断を行うことができる。報知部 2 2 4 は、ステップ S 1 8 0 での判断結果に応じて第 1 モードと第 2 モードとのいずれかを設定し（ステップ S 1 9 0 , S 2 0 0 : 報知工程、報知機能の実行）、設定したモードで音声による報知を行う（ステップ S 2 1 0 : 報知工程、報知機能の実行）。報知部 2 2 4 は、検査の状況の判定結果に応じて第 1 モードから第 2 モードあるいは音声報知停止モードに切り替えて、あるいは第 2 モードまたは音声報知停止モードから第 1 モードに切り替えて音声による報知を行ってもよい。また、報知部 2 2 4 は、検査の状況の判定結果に応じて第 1 モードあるいは第 2 モードでの報知を継続してもよいし、音声による報知を停止してもよい（音声報知停止モード）。なお、音声の種類は電子音でもよいし、人間の話し声でもよい。電子音の場合は、検査室の環境音（心拍計の音や排気音など）と混同しないような音が好ましい。

40

【 0 0 8 1 】

< 画面表示による報知の例 >

50

図 1 4 は画面表示による報知（ステップ S 1 5 0）の例を示す図である。同図の（a）部分は、モニタ 4 0 0 の画像表示領域 6 0 0 に注目領域 6 0 2 が映っており、さらに注目領域 6 0 2 を囲む枠 6 0 4 が表示された状態（図 8 の領域 5 0 4 でラジオボタンがオンにされた場合）を示す。同様に、図 1 4 の（b）部分は画像表示領域 6 0 0 の外に枠 6 0 6 が表示された状態（図 8 の領域 5 0 6 でラジオボタンがオンにされた場合）、同図の（c）部分は画像表示領域 6 0 0 の外に設けられた報知領域 6 0 7 に星形の記号 6 0 8 が表示された状態を示す。

【 0 0 8 2 】

< 音声による報知の状態 >

図 1 5 は音声による報知（ステップ S 2 1 0）の状態を示す図である。図 1 5 の（a）部分は第 1 モードでの報知の状態を示す例であり、画像表示領域 6 0 0 の外に報知態様表示領域 6 1 0 が設けられ、音声出力の音量を示すアイコン 6 1 2 A（音量大）及び音声のピッチを示すアイコン 6 1 4 A（ピッチが速く周期が短い）が表示されている。これに対し、図 1 5 の（b）部分は第 2 モードでの報知の状態を示す例であり、音声出力の音量を示すアイコン 6 1 2 B（音量小）及び音声のピッチを示すアイコン 6 1 4 B（オン/オフのピッチが遅く周期が長い）が表示されている。図 1 5 の（b）部分に示す状態（第 2 モードでの報知状態）は図 1 3 での報知態様設定に対応している。なお、報知部 2 2 4 はこれらアイコン及び報知態様表示領域 6 1 0 を、報知開始から決められた時間後に、または操作部 2 0 8 等を介したユーザの操作に応じて消してもよい。

【 0 0 8 3 】

< 処理の終了 >

画像処理部 2 0 4 は、処理が終了するまで（ステップ S 2 2 0 で Y E S になるまで）ステップ S 1 1 0 ~ S 2 1 0 の処理を繰り返す。画像処理部 2 0 4 は、例えば手元操作部 1 0 2 や操作部 2 0 8 に対するユーザの操作に応じて処理を終了することができる。

【 0 0 8 4 】

< 実施形態の効果 >

以上説明したように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 は、検査の状況に応じて適切な報知力の音声を用いることができ、画面表示及び音声による報知を適切に行うことができる。また、ユーザは音声による報知の状態を報知態様表示領域 6 1 0 におけるアイコン表示により容易に把握することができる。

【 0 0 8 5 】

< 画像処理以外の方法による注目領域の認識 >

上述した実施形態では医用画像の画像処理により注目領域を認識する場合について説明しているが、認識部 2 2 2 は医用画像の画像処理によらずに注目領域を認識してもよい（ステップ S 1 2 0：認識工程）。認識部 2 2 2 は、例えば、ユーザの音声入力やジェスチャの画像認識、フットスイッチ等の機器操作により注目領域を認識（検出、鑑別（分類）、計測）することができる。また、本発明に係る画像診断支援装置、内視鏡システム、及び画像診断支援方法では、このように医用画像の処理によらずに認識を行う場合も、上述した実施形態と同様に報知及び通知を行い、これにより支援機能の動作状態をユーザに十分に認識させることができる。

【 0 0 8 6 】

< 内視鏡画像以外への適用 >

上述した実施形態では医用画像（医療画像）の一態様である内視鏡画像を用いて認識を行う場合について説明したが、本発明に係る画像診断支援装置及び画像診断支援方法は超音波画像等の内視鏡画像以外の医用画像を用いる場合にも適用することができる。

【 0 0 8 7 】

（付記）

上述した実施形態に加えて、以下に記載の構成も本発明の範囲に含まれる。

【 0 0 8 8 】

（付記 1）

医療画像解析処理部は、医療画像の画素の特徴量に基づいて、注目すべき領域である注目領域を検出し、

医療画像解析結果取得部は、医療画像解析処理部の解析結果を取得する医療画像処理装置。

【0089】

(付記2)

医療画像解析処理部は、医療画像の画素の特徴量に基づいて、注目すべき対象の有無を検出し、

医療画像解析結果取得部は、医療画像解析処理部の解析結果を取得する医療画像処理装置。

【0090】

(付記3)

医療画像解析結果取得部は、

医療画像の解析結果を記録する記録装置から取得し、

解析結果は、医療画像に含まれる注目すべき領域である注目領域と、注目すべき対象の有無のいずれか、もしくは両方である医療画像処理装置。

【0091】

(付記4)

医療画像は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得た通常光画像である医療画像処理装置。

【0092】

(付記5)

医療画像は、特定の波長帯域の光を照射して得た画像であり、

特定の波長帯域は、白色の波長帯域よりも狭い帯域である医療画像処理装置。

【0093】

(付記6)

特定の波長帯域は、可視域の青色もしくは、緑色帯域である医療画像処理装置。

【0094】

(付記7)

特定の波長帯域は、390nm以上450nm以下または530nm以上550nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、390nm以上450nm以下または530nm以上550nm以下の波長帯域内にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0095】

(付記8)

特定の波長帯域は、可視域の赤色帯域である医療画像処理装置。

【0096】

(付記9)

特定の波長帯域は、585nm以上615nm以下または610nm以上730nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、585nm以上615nm以下または610nm以上730nm以下の波長帯域内にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0097】

(付記10)

特定の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0098】

(付記11)

特定の波長帯域は、 $400 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 、または、 600 nm 以上 750 nm 以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、 $400 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 、または、 600 nm 以上 750 nm

10

20

30

40

50

m以下の波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0099】

(付記12)

医療画像は生体内を写した生体内画像であり、
生体内画像は、生体内の蛍光物質が発する蛍光の情報を有する医療画像処理装置。

【0100】

(付記13)

蛍光は、ピークが390nm以上470nm以下である励起光を生体内に照射して得る医療画像処理装置。

【0101】

(付記14)

医療画像は生体内を写した生体内画像であり、
特定の波長帯域は、赤外光の波長帯域である医療画像処理装置。

10

【0102】

(付記15)

特定の波長帯域は、790nm以上820nm以下または905nm以上970nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、790nm以上820nm以下または905nm以上970nm以下の波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0103】

(付記16)

医療画像取得部は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像に基づいて、特定の波長帯域の情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部を備え、

20

医療画像は特殊光画像である医療画像処理装置。

【0104】

(付記17)

特定の波長帯域の信号は、通常光画像に含まれるRGBあるいはCMYの色情報に基づく演算により得る医療画像処理装置。

【0105】

(付記18)

白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像と、特定の波長帯域の光を照射して得る特殊光画像との少なくとも一方に基づく演算によって、特徴量画像を生成する特徴量画像生成部を備え、

30

医療画像は特徴量画像である医療画像処理装置。

【0106】

(付記19)

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置と、
白色の波長帯域の光、または、特定の波長帯域の光の少なくともいずれかを照射して画像を取得する内視鏡と、
を備える内視鏡装置。

40

【0107】

(付記20)

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置を備える診断支援装置。

【0108】

(付記21)

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置を備える医療業務支援装置。

【0109】

以上で本発明の実施形態及び他の例に関して説明してきたが、本発明は上述した態様に限定されず、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変形が可能である。

【符号の説明】

50

【 0 1 1 0 】

1 0	内視鏡システム	
1 0 0	内視鏡スコープ	
1 0 2	手元操作部	
1 0 4	挿入部	
1 0 6	ユニバーサルケーブル	
1 0 8	ライトガイドコネクタ	
1 1 2	軟性部	
1 1 4	湾曲部	
1 1 6	先端硬質部	10
1 1 6 A	先端側端面	
1 2 3	照明部	
1 2 3 A	照明用レンズ	
1 2 3 B	照明用レンズ	
1 2 6	鉗子口	
1 3 0	撮影光学系	
1 3 2	撮影レンズ	
1 3 4	撮像素子	
1 3 6	駆動回路	
1 3 8	A F E	20
1 4 1	送気送水ボタン	
1 4 2	吸引ボタン	
1 4 3	機能ボタン	
1 4 4	撮影ボタン	
1 7 0	ライトガイド	
2 0 0	プロセッサ	
2 0 2	画像入力コントローラ	
2 0 4	画像処理部	
2 0 5	通信制御部	
2 0 6	ビデオ出力部	30
2 0 7	記録部	
2 0 8	操作部	
2 0 9	音声処理部	
2 0 9 A	スピーカ	
2 1 0	C P U	
2 1 1	R O M	
2 1 2	R A M	
2 2 0	画像取得部	
2 2 2	認識部	
2 2 4	報知部	40
2 2 6	判定部	
2 2 8	設定部	
2 3 0	記録制御部	
2 6 0	内視鏡画像	
2 6 2	認識結果	
2 6 4	処理条件	
3 0 0	光源装置	
3 1 0	光源	
3 1 0 B	青色光源	
3 1 0 G	緑色光源	50

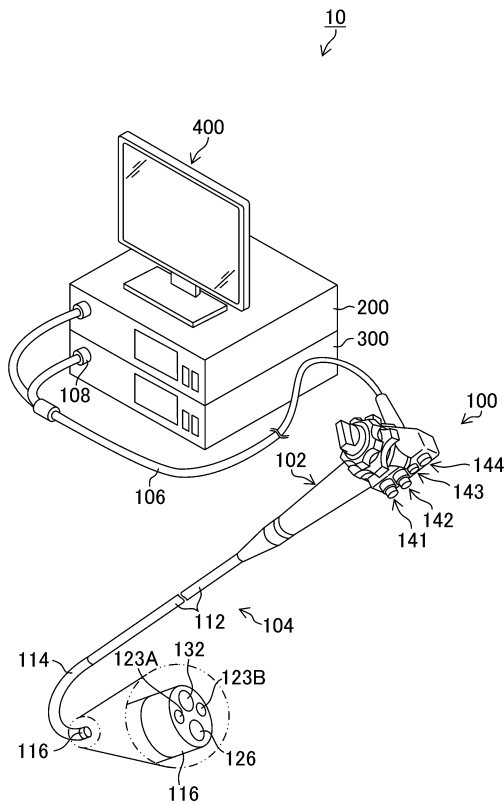
3 1 0 R	赤色光源	
3 1 0 V	紫色光源	
3 3 0	絞り	
3 4 0	集光レンズ	
3 5 0	光源制御部	
4 0 0	モニタ	
5 0 0	画面	
5 0 2	領域	
5 0 4	領域	
5 0 6	領域	10
5 0 8	領域	
5 1 0	領域	
5 1 2	領域	
5 1 4	領域	
5 2 0	画面	
5 2 2	領域	
5 2 4	領域	
5 2 6	領域	
5 2 8	領域	
5 3 0	画面	20
5 3 2	領域	
5 3 4	領域	
5 3 6	領域	
5 3 8	領域	
5 4 0	領域	
5 4 2	領域	
5 5 0	画面	
5 5 2	領域	
5 6 2	C N N	
5 6 2 A	入力層	30
5 6 2 B	中間層	
5 6 2 C	出力層	
5 6 4	畳み込み層	
5 6 5	プーリング層	
5 6 6	全結合層	
5 7 0	画面	
5 7 2	領域	
5 7 4	領域	
5 7 6	領域	
5 7 8	領域	40
5 8 0	領域	
5 9 0	画面	
5 9 2	領域	
5 9 3	領域	
5 9 4	領域	
5 9 6	領域	
6 0 0	画像表示領域	
6 0 1	画像	
6 0 2	注目領域	
6 0 3	注目領域	50

- 6 0 4 枠
- 6 0 5 枠
- 6 0 6 枠
- 6 0 7 報知領域
- 6 0 8 記号
- 6 1 0 報知態様表示領域
- 6 1 2 A アイコン
- 6 1 2 B アイコン
- 6 1 4 A アイコン
- 6 1 4 B アイコン
- F₁ フィルタ
- F₂ フィルタ

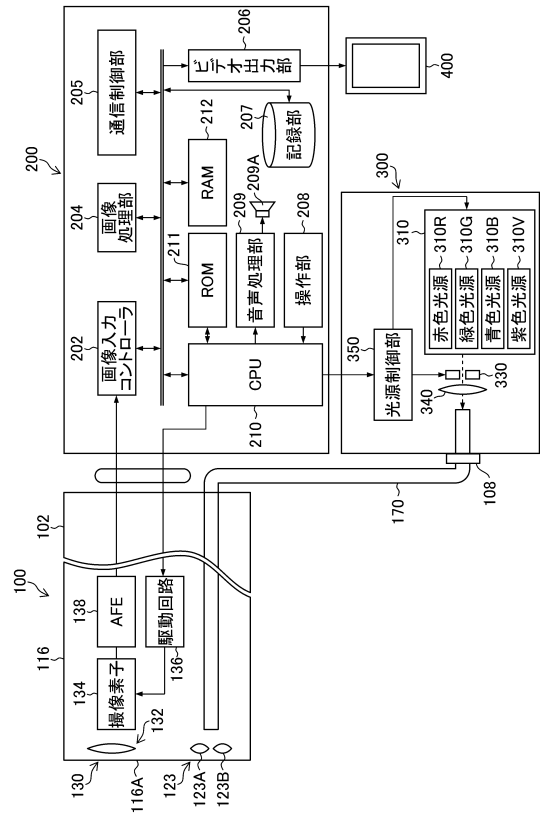
S 1 0 0 ~ S 2 2 0 画像診断支援方法の各ステップ

【図面】

【図 1】



【図 2】



10

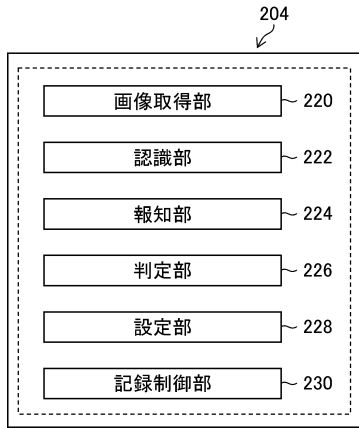
20

30

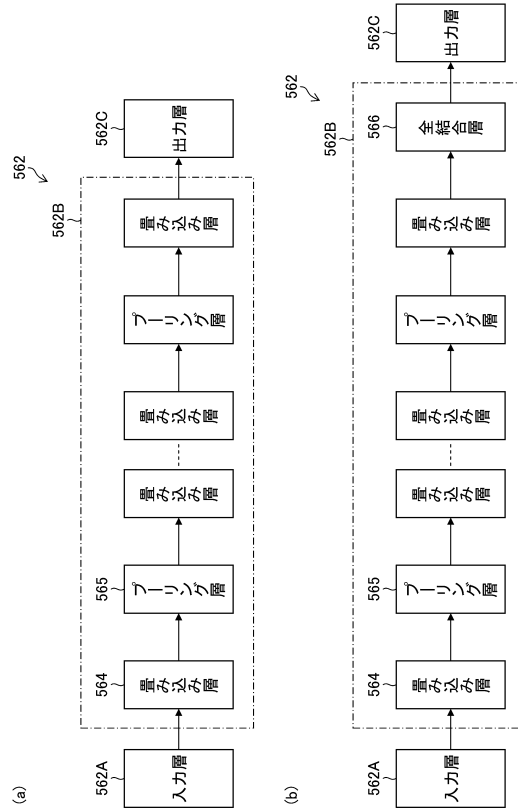
40

50

【図3】



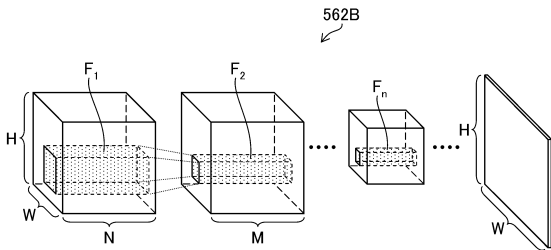
【図4】



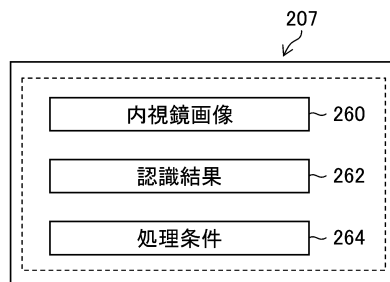
10

20

【図5】



【図6】

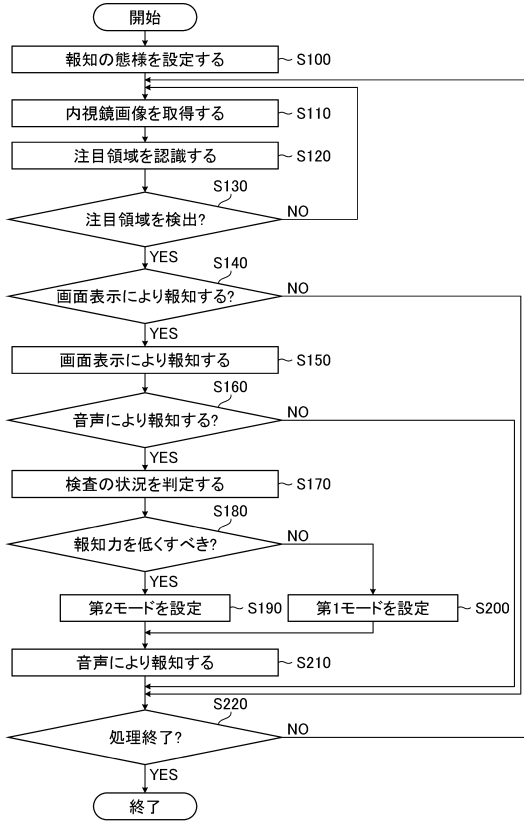


30

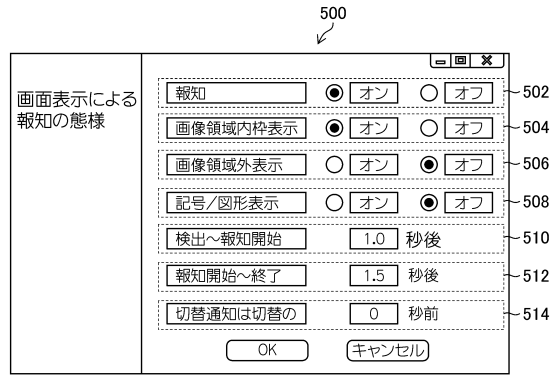
40

50

【 図 7 】



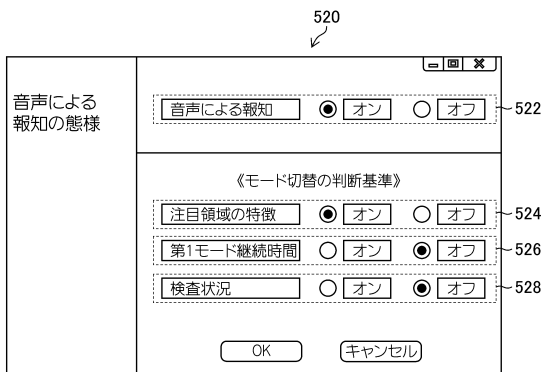
【 図 8 】



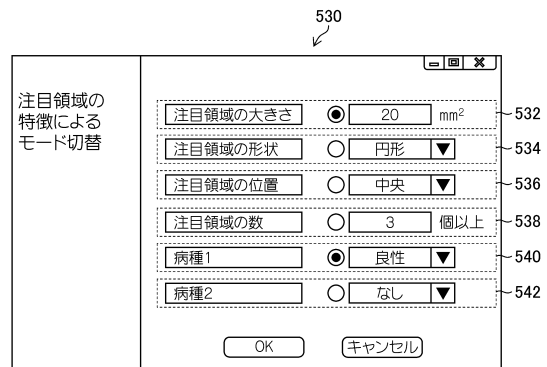
10

20

【 図 9 】



【 図 10 】

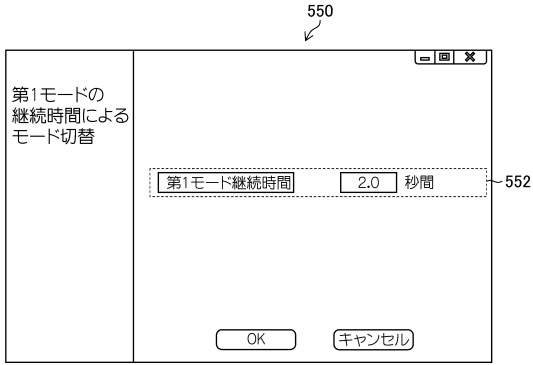


30

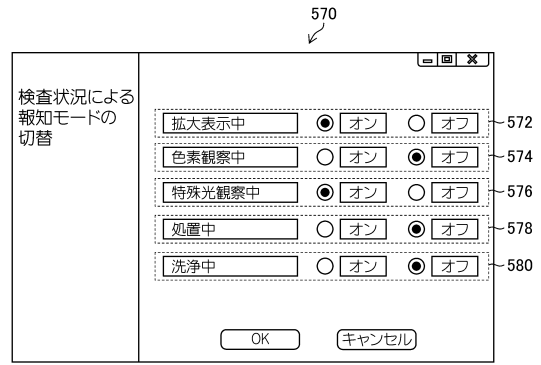
40

50

【図 1 1】

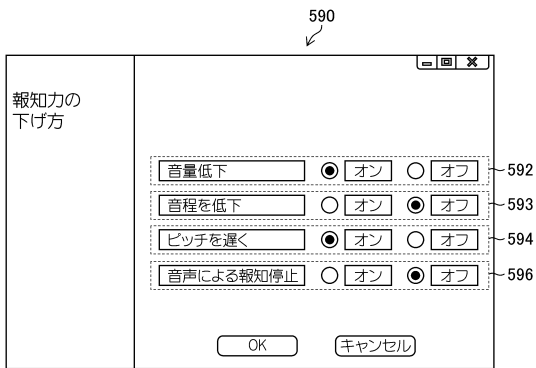


【図 1 2】

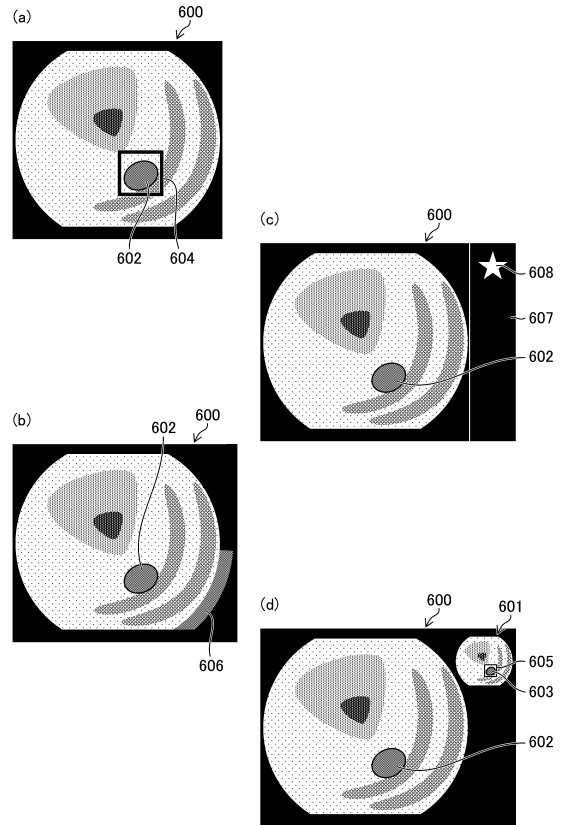


10

【図 1 3】



【図 1 4】



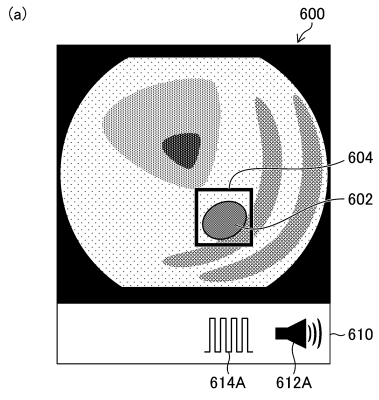
20

30

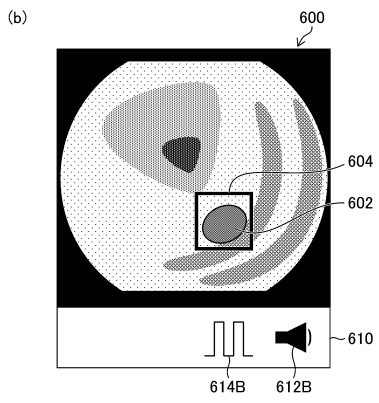
40

50

【 図 15 】



10



20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2015 - 112429 (JP, A)
国際公開第 2018 / 179991 (WO, A1)
国際公開第 2005 / 011501 (WO, A1)
特開 2006 - 129950 (JP, A)
特表 2016 - 540552 (JP, A)
国際公開第 2019 / 078102 (WO, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32