

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7640366号
(P7640366)

(45)発行日 令和7年3月5日(2025.3.5)

(24)登録日 令和7年2月25日(2025.2.25)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 6/00 (2024.01)

A 6 1 B 6/46 (2024.01)

A 6 1 B 6/00 5 2 0 Z

A 6 1 B 6/00 5 1 0

A 6 1 B 6/46 5 0 2

請求項の数 15 (全29頁)

(21)出願番号	特願2021-88624(P2021-88624)	(73)特許権者	306037311
(22)出願日	令和3年5月26日(2021.5.26)		富士フイルム株式会社
(65)公開番号	特開2022-181591(P2022-181591 A)	(74)代理人	東京都港区西麻布2丁目2番30号 110001519
(43)公開日	令和4年12月8日(2022.12.8)		弁理士法人太陽国際特許事務所
審査請求日	令和6年2月1日(2024.2.1)	(72)発明者	牧野 和浩 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
		(72)発明者	別当屋敷 豪人 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
		(72)発明者	谷内 光史 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
		(72)発明者	小林 丈恭

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像処理装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1のプロセッサと、
前記第1のプロセッサからの指示に応じて医用画像に含まれる異常陰影を検出するC A D処理を実行する第2のプロセッサと、
前記第1のプロセッサ及び前記第2のプロセッサに電力を供給するバッテリーと、
を備え、
前記第2のプロセッサは、電力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、選択された処理方法により前記C A D処理を行う
医用画像処理装置。

【請求項2】

前記第1のプロセッサは、前記バッテリーの残量に基づいて前記複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択する
請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項3】

前記第1のプロセッサは、前記C A D処理の目的を示す情報に基づいて前記複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択する
請求項1又は請求項2に記載の医用画像処理装置。

【請求項4】

前記第1のプロセッサは、前記C A D処理の実行予定を示す情報に基づいて前記複数の

処理方法のうちのいずれか 1 つを選択する

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記複数の処理方法は、計算処理量が互いに異なる

請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 2 のプロセッサは、異常陰影を検出するための計算処理量が互いに異なる複数の検出モデルを選択的に用いて前記 C A D 処理を行う

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記複数の処理方法は、処理対象とする医用画像の画素数が互いに異なる

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記バッテリーとは異なる電源から電力の供給を受けて前記 C A D 処理を実行する第 3 のプロセッサが利用可能である場合、

前記第 1 のプロセッサは、前記第 2 のプロセッサによる前記複数の処理方法及び前記第 3 のプロセッサによる処理方法のうちのいずれか 1 つを選択する

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 のプロセッサは、前記バッテリーの残量が閾値以下の場合、前記第 3 のプロセッサによる処理方法を選択する

請求項 8 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記医用画像は放射線画像であり、

前記バッテリーから電力の供給を受けて、前記放射線画像を撮影するための放射線を照射する放射線照射部を更に有する

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 2 のプロセッサは、前記 C A D 処理により、前記医用画像を用いた診断を支援する情報を出力する

請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

前記第 1 のプロセッサに電力を供給するための第 1 のバッテリーと、前記第 2 のプロセッサに電力を供給するための第 2 のバッテリーとを含む

請求項 1 から請求項 11 の何れか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

移動型である

請求項 1 から請求項 12 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 14】

第 1 のプロセッサと、

前記第 1 のプロセッサからの指示に応じて医用画像に対する画像処理を実行する第 2 のプロセッサと、

前記第 1 のプロセッサ及び第 2 のプロセッサに電力を供給するバッテリーと、
を備え、

前記第 2 のプロセッサは、電力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、選択された処理方法により前記画像処理を行い、

前記バッテリーとは異なる電源から電力の供給を受けて画像処理を実行する第 3 のプロセッサが利用可能である場合、前記第 1 のプロセッサは、前記第 2 のプロセッサによる前記複数の処理方法及び前記第 3 のプロセッサによる処理方法のうちのいずれか 1 つを選択し、前記バッテリーの残量が閾値以下の場合、前記第 3 のプロセッサによる処理方法を選択する

10

20

30

40

50

医用画像処理装置。

【請求項 15】

第 1 のプロセッサと、

前記第 1 のプロセッサからの指示に応じて医用画像に対する画像処理を実行する第 2 のプロセッサと、

前記第 1 のプロセッサ及び第 2 のプロセッサに電力を供給するバッテリーと、
を備え、

前記第 2 のプロセッサは、電力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、選択された処理方法により前記画像処理を行い、

前記第 1 のプロセッサに電力を供給するための第 1 のバッテリーと、前記第 2 のプロセッサに電力を供給するための第 2 のバッテリーと、を含む

10

医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

開示の技術は、医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線画像等の医用画像を処理対象とする医用画像処理装置のうち、バッテリーで駆動されるものに関する技術として、以下の技術が知られている。例えば、特許文献 1 には、X 線検査装置において、画像撮影時に画像補正処理とともに撮影画像を診断に供するための画像処理を行った画像を保存媒体に保存する処理と、画像補正処理のみを行った画像を保存媒体に保存する処理との切り替えを行うものが記載されている。この X 線検査装置は、内部電源の残り容量が、予め設定した容量よりも少なくなった場合に上記の切り替えを行う。

20

【0003】

特許文献 2 には、X 線画像を撮影する平面センサパネルと、撮影した画像の保存や画像処理をするコントローラと、それらを駆動するためのバッテリーと、から構成される X 線画像撮影装置において、AC 電源が供給されていない場合には平面センサパネルから取得した画像の保存のみを行い、画像処理を行わないものが記載されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開 2004 - 173906 号公報

【文献】特開 2005 - 27739 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

放射線画像等の医用画像をコンピュータで解析する画像処理を実行することにより、医用画像から病変を検出して提示する等、診断に有用な情報を提供する医用画像処理装置が知られている。このようなコンピュータによる画像処理を伴う診断支援を CAD (Computer Aided Diagnosis) という。CAD 処理は、医用画像に対する画像処理を伴う為、GPU (Graphics Processing Unit) 等の画像処理に特化したプロセッサに CAD 処理を行わせることで、汎用的な処理を得意とする CPU (Central Processing Unit) を用いる場合と比較して、処理時間を大幅に短縮することができる。

40

【0006】

一方、放射線を照射する照射部、コンソール及びバッテリーを備えた移動型の放射線画像撮影装置 (所謂回診車) において、CAD 機能を搭載したものが提案されている。移動型の放射線画像撮影装置に搭載される CAD 機能を、コンソールとは独立した GPU によって実現することで、移動先において CAD 機能による診断支援を迅速に行うことが可能と

50

なる。しかしながら、この場合、GPUに対してもバッテリーからの電力供給が必要となり、バッテリーから消費される電力の量が増大する。その結果、装置の稼働時間が短くなること、又はバッテリーの充電頻度が増加することが想定され、効率的な回診の妨げになるおそれがある。

【0007】

開示の技術は、上記の点に鑑みてなされたものであり、医用画像に対する画像処理を実行するプロセッサ及びこのプロセッサに電力を供給するバッテリーを備えた医用画像処理装置において、バッテリーから消費される電力の量を抑制することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

開示の技術に係る医用画像処理装置は、第1のプロセッサと、第1のプロセッサからの指示に応じて医用画像に対する画像処理を実行する第2のプロセッサと、第1のプロセッサ及び第2のプロセッサに電力を供給するバッテリーと、を備える。第2のプロセッサは、電力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、選択された処理方法により前記画像処理を行う。

【0009】

第1のプロセッサは、バッテリーの残量に基づいて複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択してもよい。第1のプロセッサは、画像処理の目的を示す情報に基づいて複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択してもよい。第1のプロセッサは、画像処理の実行予定を示す情報に基づいて複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択してもよい。

【0010】

複数の処理方法は、計算処理量が互いに異なってもよい。複数の処理方法は、処理対象とする医用画像の画素数が互いに異なってもよい。

【0011】

バッテリーとは異なる電源から電力の供給を受けて画像処理を実行する第3のプロセッサが利用可能である場合、第1のプロセッサは、第2のプロセッサによる複数の処理方法及び第3のプロセッサによる処理方法のうちのいずれか1つを選択してもよい。第1のプロセッサは、バッテリーの残量が閾値以下の場合、第3のプロセッサによる処理方法を選択してもよい。

【0012】

医用画像は放射線画像であってもよい。この場合、医用画像処理装置は、バッテリーから電力の供給を受けて、放射線画像を撮影するための放射線を照射する放射線照射部を更に有してもよい。第2のプロセッサは、画像処理により、医用画像を用いた診断を支援する情報を出力してもよい。医用画像処理装置は、第1のプロセッサに電力を供給するための第1のバッテリーと、第2のプロセッサに電力を供給するための第2のバッテリーとを含んでいてもよい。医用画像処理装置は、移動型であってもよい。

【発明の効果】

【0013】

開示の技術によれば、医用画像に対する画像処理を実行するプロセッサ及びこのプロセッサに電力を供給するバッテリーを備えた医用画像処理装置において、バッテリーから消費される電力の量を抑制することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】開示の技術の実施形態に係る診察システムの構成の一例を示すブロック図である。

【図2】開示の技術の実施形態に係る医用画像処理の外観の一例を示す側面図である。

【図3】放射線画像の撮影方法の一例を示す斜視図である。

【図4】開示の技術の実施形態に係る放射線照射部の構成の一例を示すブロック図である。

【図5】開示の技術の実施形態に係るコンソールのハードウェア構成の一例を示す図である。

【図6】開示の技術の実施形態に係る診断支援部のハードウェア構成の一例を示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【図 7】開示の技術の実施形態に係る検出モデルを機械学習により学習させる学習フェーズにおいて実施される処理の一例を示す図である。

【図 8】開示の技術の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

【図 9】開示の技術の実施形態に係るコンソールの機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図 10】開示の技術の実施形態に係る診察処理プログラムを実行することによって実施される処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 11】開示の技術の実施形態に係る診断支援部の機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。

10

【図 12】開示の技術の実施形態に係る C A D 処理プログラムを実行することによって実施される処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 13】開示の技術の他の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

【図 14】開示の技術の他の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

【図 15】開示の技術の他の実施形態に係る診察オーダー情報の一例を示す図である。

【図 16】開示の技術の他の実施形態に係る診察システムの構成の一例を示すブロック図である。

【図 17】開示の技術の実施形態に係る第 2 の診断支援部のハードウェア構成の一例を示す図である。

20

【図 18】開示の技術の他の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

【図 19】開示の技術の他の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

【図 20】開示の技術の他の実施形態に係る診断支援部のハードウェア構成の一例を示す図である。

【図 21】開示の技術の他の実施形態に係る診断支援部の機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図 22】開示の技術の他の実施形態に係る処理方法選択用テーブルの一例を示す図である。

30

【図 23】開示の技術の他の実施形態に係る C A D 処理プログラムを実行することによって実施される処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 24】開示の技術の他の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、開示の技術の実施形態の一例を、図面を参照しつつ説明する。なお、各図面において同一または等価な構成要素及び部分には同一の参照符号を付与し、重複する説明は適宜省略する。

40

【0016】

[第 1 の実施形態]

図 1 は、開示の技術の実施形態に係る診察システム 1 の構成の一例を示す図である。診察システム 1 は、医用画像処理装置 10 及び電子カセット 60 を含んで構成されている。図 2 は、医用画像処理装置 10 の外観の一例を示す側面図である。医用画像処理装置 10 は、X 線等の放射線を被写体である患者に照射することにより得られる放射線画像を取得し、放射線画像について画像処理を伴う C A D 処理を行い、C A D 処理の結果を提示する機能を有する。放射線画像は、開示の技術における「医用画像」の一例であり、電子カセット 60 によって生成される。

【0017】

50

図 2 に示すように、医用画像処理装置 10 は、その底部に車輪 11 を有している。すなわち、医用画像処理装置 10 は、持ち運びが可能な移動型である。したがって、医用画像処理装置 10 は、病棟の入院患者のもとを医師が巡回して診察する回診に用いることが可能である。図 1 に示すように、医用画像処理装置 10 は、放射線照射部 20、コンソール 30、診断支援部 40 及びバッテリー 50 を備えている。

【0018】

放射線照射部 20 は、放射線画像を撮影する際に被写体に向けて照射される X 線等の放射線を照射する機能を有する。放射線照射部 20 は、アーム部 12 の先端に設けられている。アーム部 12 は、その長手方向に伸縮可能であり、更に軸部 13 を回転軸として回転可能である。

10

【0019】

コンソール 30 及び診断支援部 40 は、互いに独立したコンピュータを含んで構成されている。バッテリー 50 は、放射線照射部 20、コンソール 30 及び診断支援部 40 のそれぞれに電力を供給する。バッテリー 50 は、リチウムポリマーバッテリー等の二次電池であり、コネクタ（図示せず）を介して充電が可能である。バッテリー 50 は、その残量を計測し、コンソール 30 に通知する機能を有する。コンソール 30、診断支援部 40 及びバッテリー 50 は、医用画像処理装置 10 に内蔵されている。

【0020】

図 3 は、医用画像処理装置 10 及び電子カセット 60 を用いた放射線画像の撮影方法の一例を示す斜視図である。図 3 には、診察台 300 の上に仰臥位状態とされた被写体 201 の胸部の放射線画像を撮影する場合が例示されている。電子カセット 60 は放射線照射部 20 と対向する位置に配置される。被写体 201 は、撮影対象部位が放射線の照射野内に収まるように、放射線照射部 20 と電子カセット 60 との間に配置される。

20

【0021】

放射線技師又は医師等のユーザ 200 が、照射スイッチ 14 を操作することにより、放射線照射部 20 から放射線 R が照射される。被写体 201 を透過した放射線は、電子カセット 60 に到達する。電子カセット 60 は、被写体 201 を透過した放射線を検出して放射線画像を生成する公知の可搬型の FPD (Flat Panel Detector) である。電子カセット 60 は、放射線照射部 20 から照射される放射線 R の照射開始を自動検出する機能を有している。このため、電子カセット 60 は、医用画像処理装置 10 と接続することなく放射線画像を生成することが可能である。電子カセット 60 は、無線通信機能を有しており、生成した放射線画像を無線通信によってコンソール 30 に送信する。医用画像処理装置 10 は、電子カセット 60 を収容するための収容部 15（図 2 参照）を有する。電子カセット 60 が収容部 15 に収容された状態において、電子カセット 60 に内蔵されたバッテリー（図示せず）を充電することが可能である。

30

【0022】

以下において、図 1 に示す医用画像処理装置 10 の各構成要素について詳細に説明する。

【0023】

図 4 は、放射線照射部 20 の構成の一例を示すブロック図である。放射線照射部 20 は、制御部 21、電圧発生部 22、放射線管 23 及び照射野限定器 24 を備えている。放射線管 23 は、フィラメント、ターゲット、グリッド電極（いずれも図示せず）を含んで構成されている。陰極であるフィラメントと陽極であるターゲットとの間には、電圧発生部 22 から出力される電圧が印加される。なお、フィラメントとターゲットの間に印加される電圧は、管電圧と呼ばれる。フィラメントは、印加された管電圧に応じた熱電子をターゲットに向けて放出する。ターゲットは、フィラメントからの熱電子の衝突によって放射線を出射する。グリッド電極は、フィラメントとターゲットの間に配置されている。グリッド電極は、フィラメントからターゲットに向かう熱電子の流量を制御する。フィラメントからターゲットに向かう熱電子の流量は、管電流と呼ばれる。制御部 21 は、コンソール 30 からの指示に基づいて、管電圧、管電流及び放射線の照射時間を制御する。

40

【0024】

50

照射スイッチ 14 は、放射線技師又は医師等のユーザが放射線の照射開始を指示するための２段押下型のスイッチである。照射スイッチ 14 が１段目まで押下されると、フィラメントが予熱され、同時にターゲットの回転が開始される。フィラメントが規定の温度に達し、かつターゲットが規定の回転数となったときにウォームアップが完了する。ウォームアップが完了した状態において、照射スイッチ 14 が２段目まで押下されると、電圧発生部 22 から電圧が出力され、放射線管 23 から放射線が出射される。

【 0025 】

照射野限定器 24 は、放射線管 23 から出射される放射線の照射野を限定する。照射野限定器 24 は、例えば、放射線を遮蔽する４枚の遮蔽板が四角形の各辺上に配置され、放射線を透過させる四角形の開口が中央部に形成された構成である。照射野限定器 24 は、４枚の遮蔽板の位置を変更することで開口の大きさを変化させ、これにより放射線の照射野の大きさを変化させる。

【 0026 】

コンソール 30 は、医用画像処理装置 10 において実行される各種の処理を統括的に制御するコンピュータである。図 5 は、コンソール 30 のハードウェア構成の一例を示す図である。コンソール 30 は、CPU 31、RAM (Random Access Memory) 32、不揮発性メモリ 33、タッチパネルディスプレイ 34、無線インターフェース 35、通信インターフェース 36 を有する。CPU 31、RAM 32、不揮発性メモリ 33、タッチパネルディスプレイ 34、無線インターフェース 35、通信インターフェース 36 は、バス 39 に接続されている。

【 0027 】

不揮発性メモリ 33 は、フラッシュメモリ等の記憶装置であり、後述する診察処理プログラム 37 及び処理方法選択用テーブル 38 を記憶している。RAM 32 は、CPU 31 が処理を実行するためのワークメモリである。CPU 31 は、不揮発性メモリ 33 に記憶された診察処理プログラム 37 を RAM 32 へロードし、診察処理プログラム 37 にしたがって処理を実行する。CPU 31 は、開示の技術における「第 1 のプロセッサ」の一例である。

【 0028 】

タッチパネルディスプレイ 34 は、CPU 31 によって実行される処理に供される情報の入力を受け付ける入力装置及び CPU 31 によって実行された処理の結果を出力する出力装置として機能する。なお、入力装置は、操作ボタン、ハードウェアキーボード、マウス、トラックボール等の公知の入力手段を含んで構成されていてもよい。

【 0029 】

無線インターフェース 35 は、コンソール 30 が電子カセット 60 及びその他の機器との間で無線通信によって情報又はデータの送受信を行うためのインターフェースである。コンソール 30 は、電子カセット 60 から無線通信によって送信される放射線画像を、無線インターフェース 35 を介して取得する。取得された放射線画像は、不揮発性メモリ 33 に保存される。

【 0030 】

通信インターフェース 36 は、コンソール 30 が診断支援部 40 及びその他の機器との間で情報又はデータの送受信を行うためのインターフェースである。通信インターフェース 36 は、例えば、USB (Universal Serial Bus) に準拠するものであってもよい。また、コンソール 30 は、バッテリー 50 から通信インターフェース 36 を介してバッテリー 50 の残量を示す情報を取得する。

【 0031 】

診断支援部 40 は、コンソール 30 からの指示に応じて、放射線画像に対して画像処理を伴う CAD 処理を実行するコンピュータである。診断支援部 40 は、CAD 処理の結果として、医用画像を用いた診断を支援する情報を出力する。診断支援部 40 は、CAD 処理として、例えば、放射線画像に含まれる病変部位等の異常陰影を検出し、その結果をコンソール 30 に送信する。診断支援部 40 は、コンソール 30 とは独立したコンピュータ

10

20

30

40

50

によって構成される。

【0032】

図6は、診断支援部40のハードウェア構成の一例を示す図である。診断支援部40は、GPU (Graphics Processing Unit) 41、RAM 42、不揮発性メモリ43及び通信インターフェース44を有する。GPU 41、RAM 42、不揮発性メモリ43及び通信インターフェース44は、バス49に接続されている。

【0033】

GPU 41は、コンソール30が備えるCPU 31よりも多くのコアを有し、行列演算等の比較的単純な計算を並行して行うことが可能なプロセッサである。このため、GPU 41は、放射線画像の画像処理を伴うCAD処理を、CPU 31よりも高速に行うことが可能である。GPU 41は、開示の技術における「第2のプロセッサ」の一例である。

10

【0034】

不揮発性メモリ43は、フラッシュメモリ等の記憶装置であり、後述するCAD処理プログラム45、第1の検出モデル46A、第2の検出モデル46B及び第3の検出モデル46Cを記憶している。RAM 42は、GPU 41が処理を実行するためのワークメモリである。GPU 41は、不揮発性メモリ43に記憶されたCAD処理プログラム45をRAM 42へロードし、CAD処理プログラム45にしたがってCAD処理を実行する。通信インターフェース44は、コンソール30及びその他の機器との間で情報又はデータの送受信を行うためのインターフェースである。通信インターフェース44は、例えば、USBに準拠するものであってもよい。

20

【0035】

診断支援部40は、GPU 41、RAM 42、不揮発性メモリ43及び通信インターフェース44を収容する筐体を備えた、着脱可能な所謂「外付けGPUボックス」の形態を有していてもよい。また、診断支援部40は、GPU 41に加え、汎用的な処理を得意とするCPUを更に備えていてもよい。この場合、GPU 41が放射線画像の画像処理を専門的に行い、CPUがプログラムの実行制御及びコンソール30との間の通信制御等の汎用的な処理を行うことが好ましい。

【0036】

第1乃至第3の検出モデル46A～46Cは、それぞれ、放射線画像に含まれる病変部位等の異常陰影を検出するための数理モデルであり、機械学習により学習を行った学習済みモデルである。第1乃至第3の検出モデル46A～46Cは、例えば、ニューラルネットワークを用いて構成される。第1乃至第3の検出モデル46A～46Cは、例えば、深層学習 (Deep Learning) の対象となる多層ニューラルネットワークである深層ニューラルネットワーク (DNN: Deep Neural Network) を用いて構成されている。DNNとして、例えば、画像を対象とする畳み込みニューラルネットワーク (CNN: Convolutional Neural Network) が用いられる。

30

【0037】

第1乃至第3の検出モデル46A～46BにCAD処理対象の放射線画像を入力することで、CAD処理対象の放射線画像に含まれる病変部位等の異常陰影の検出結果が第1乃至第3の検出モデル46A～46Bから出力される。GPU 41は、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cを選択的に用いてCAD処理を実行する。

40

【0038】

第1乃至第3の検出モデル46A～46Cは、これらを用いて異常陰影を検出する場合、GPU 41における電力消費量が互いに異なる。本実施形態において、第1の検出モデル46Aを使用する場合の電力消費量は最も少なく、第3の検出モデル46Cを使用する場合の電力消費量は最も多い。第2の検出モデル46Bを使用する場合の電力消費量は、第1の検出モデル46Aを使用する場合よりも多く、第3の検出モデル46Cを使用する場合よりも少ない。

【0039】

本実施形態において、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cは、これらを用いて異

50

常陰影を検出する場合の計算処理量が互いに異なる。第 1 の検出モデル 4 6 A を使用する
場合の計算処理量は最も少なく、第 3 の検出モデル 4 6 B を使用する場合の計算処理量は
最も多く、第 2 の検出モデル 4 6 B を使用する場合の計算処理量は、第 1 の検出モデル 4
6 A を使用する場合よりも多く且つ第 3 の検出モデル 4 6 C を使用する場合よりも少ない
。例えば、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C は、これらを構成するニューラルネ
ットワークの中間層の層数が互いに異なってもよい。すなわち、第 1 の検出モデル 4
6 A は中間層の層数が最も少なく、第 3 の検出モデル 4 6 C は中間層の層数が最も多く、
第 2 の検出モデル 4 6 B は中間層の層数が第 1 の検出モデル 4 6 A よりも多く且つ第 3 の
検出モデル 4 6 C よりも少なくてもよい。これに伴い、第 1 の検出モデル 4 6 A を使用す
る場合の異常陰影の検出精度は最も低く、第 3 の検出モデル 4 6 C を使用する場合の異常
陰影の検出精度は最も高く、第 2 の検出モデル 4 6 B を使用する場合の異常陰影の検出精
度は、第 1 の検出モデル 4 6 A を使用する場合よりも高く且つ第 3 の検出モデル 4 6 C を
使用する場合よりも低くてもよい。

10

【 0 0 4 0 】

図 7 は、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C を機械学習により学習させる学習フ
ェーズにおいて実施される処理の一例を示す図である。第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A
~ 4 6 C は、それぞれ、教師データ T D を用いて学習を行う。教師データ T D は、正解ラ
ベル C L が付された複数の放射線画像 X P を含む。教師データ T D に含まれる放射線画像
X P は、各種の異常陰影を含むサンプル画像である。正解ラベル C L は、例えば、放射線
画像 X P 内における異常陰影の位置情報である。

20

【 0 0 4 1 】

学習フェーズにおいて、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C には、それぞれ放射
線画像 X P が入力される。第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C は、それぞれ入力さ
れた放射線画像 X P から異常陰影を検出した結果である検出結果 D R を出力する。この検
出結果 D R と正解ラベル C L とに基づいて、損失関数を用いた損失演算がなされる。そし
て、損失演算の結果に応じて第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C の各種係数（重み
係数、バイアスなど）の更新設定がなされ、更新設定にしたがって第 1 乃至第 3 の検出モ
デル 4 6 A ~ 4 6 C が更新される。

【 0 0 4 2 】

学習フェーズにおいては、放射線画像 X P の第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C
への入力、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C からの検出結果 D R の出力、損失演
算、更新設定、及び第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C の更新の一連の処理が繰り
返し行われる。この一連の処理の繰り返しは、異常陰影の検出精度が、各検出モデルにお
いて予め定められた設定レベルまで達した場合に終了される。検出精度が設定レベルま
で達した第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C は、それぞれ学習済みの検出モデルと
して不揮発性メモリ 4 3 に記憶される。第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C は、診断
支援部 4 0 において行われる C A D 処理に用いられる。

30

【 0 0 4 3 】

このように、本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 は、放射線画像を撮影する機能に
加え、取得した放射線画像に対する画像処理を伴う C A D 処理を行う機能も併せ持つ。し
かしながら、C A D 処理を実行する G P U 4 1 を含む診断支援部 4 0 に対してもバッテリー
5 0 からの電力供給が必要となり、C A D 処理機能を備えない場合と比較して、 배터리
5 0 から消費される電力の量が増大する。その結果、医用画像処理装置 1 0 の稼働時間が
短くなる、又は、バッテリー 5 0 の充電頻度が増加することが想定され、効率的な回診の妨
げになるおそれがある。

40

【 0 0 4 4 】

そこで、本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 は、C A D 処理を実行する場合に、電
力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、選択された処理方法により C A D 処理を
行うことで、バッテリー 5 0 から消費される電力の量を抑制する。具体的には、第 1 乃至第
3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のうち、使用する検出モデルがバッテリー 5 0 の残量に基づ

50

いて選択され、選択された検出モデルを用いてC A D 処理が行われる。

【 0 0 4 5 】

図 8 は、コンソール 3 0 の不揮発性メモリ 3 3 に記憶された処理方法選択用テーブル 3 8 の一例を示す図である。処理方法選択用テーブル 3 8 は、バッテリー 5 0 の残量と、C A D 処理において使用する検出モデルとが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル 3 8 において、バッテリー 5 0 の残量に応じたC A D 処理の処理方法が規定されている。図 8 に例示する処理方法選択用テーブル 3 8 によれば、バッテリー 5 0 の残量が 3 0 % 未満である場合、第 1 の検出モデル 4 6 A を用いた処理方法が選択され、バッテリー 5 0 の残量が 3 0 % 以上 6 0 % 未満である場合、第 2 の検出モデル 4 6 B を用いた処理方法が選択され、バッテリー 5 0 の残量が 6 0 % 以上である場合、第 3 の検出モデル 4 6 C を用いた処理方法が選択される。

10

【 0 0 4 6 】

図 9 は、コンソール 3 0 の機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。コンソール 3 0 は、診察処理部 1 3 1、情報取得部 1 3 2 及び処理方法選択部 1 3 3 を含む。C P U 3 1 が、診察処理プログラム 3 7 を実行することにより、コンソール 3 0 は、診察処理部 1 3 1、情報取得部 1 3 2 及び処理方法選択部 1 3 3 として機能する。

【 0 0 4 7 】

診察処理部 1 3 1 は、放射線の照射条件の設定、放射線画像の取得、C A D 処理の実行指示、C A D 処理の結果の取得及び表示等を行う。

【 0 0 4 8 】

情報取得部 1 3 2 は、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー 5 0 から通知されるバッテリー 5 0 の残量を示す情報を取得する。

20

【 0 0 4 9 】

処理方法選択部 1 3 3 は、処理方法選択用テーブル 3 8 を参照することにより、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のいずれかをを用いた処理方法のうち、情報取得部 1 3 2 によって取得された情報によって示されるバッテリー 5 0 の残量に対応する処理方法を選択する。

【 0 0 5 0 】

図 1 0 は、コンソール 3 0 のC P U 3 1 が、診察処理プログラム 3 7 を実行することによって実施される診察処理の流れの一例を示すフローチャートである。診察処理プログラム 3 7 は、例えば、放射線技師又は医師等のユーザが、タッチパネルディスプレイ 3 4 を操作することによって、診察処理の開始を指示した場合に実行される。

30

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 において、C P U 3 1 は、診察処理部 1 3 1 として機能し、放射線照射部 2 0 から照射される放射線の照射条件を設定する処理を行う。具体的にはC P U 3 1 は、撮影メニューの選択画面をタッチパネルディスプレイ 3 4 に表示させ、撮影メニューの選択指示を受け付ける。放射線技師又は医師等のユーザは、図示しないR I S (Radiology Information System) から供給される診察オーダー情報において指定された撮影手技に対応する撮影メニューを選択する。なお、コンソール 3 0 は、無線インターフェース 3 5 を介してR I S に接続することが可能である。C P U 3 1 は、選択された撮影メニューに対応する管電圧、管電流及び照射時間を含む放射線の照射条件を放射線照射部 2 0 の制御部 2 1 に供給する。これにより、放射線照射部 2 0 において、管電圧、管電流及び照射時間を含む放射線の照射条件が設定される。なお、ユーザは、タッチパネルディスプレイ 3 4 を操作することにより、撮影メニューに対応付けられている放射線の照射条件を修正することが可能である。

40

【 0 0 5 2 】

ステップ S 2 において、C P U 3 1 は、診察処理部 1 3 1 として機能し、放射線の照射が開始されたか否かを判定する。C P U 3 1 は、例えば、照射スイッチ 1 4 が 2 段目まで押下されたことを検出すると、放射線の照射が開始されたものと判定する。

【 0 0 5 3 】

50

ステップS3において、CPU31は、診察処理部131として機能し、放射線の照射が完了したか否かを判定する。CPU31は、例えば、放射線の照射開始時点から、ステップS1において設定された照射時間が経過したものと判定した場合に放射線の照射が完了したものと判定する。

【0054】

放射線照射部20から照射され、被写体を透過した放射線は、電子カセット60に到達する。電子カセット60は、被写体を透過した放射線を検出して放射線画像を生成し、生成した放射線画像を無線通信によってコンソール30に送信する。

【0055】

ステップS4において、CPU31は、診察処理部131として機能し、電子カセット60から送信される放射線画像を取得したか否かを判定する。CPU31は、放射線画像を取得したものと判定すると、取得した放射線画像を不揮発性メモリ33に保存し、処理をステップS5に移行する。

10

【0056】

ステップS5において、CPU31は、情報取得部132として機能し、CAD処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー50から通知されるバッテリー50の残量を示す情報を取得する。

【0057】

ステップS6において、CPU31は、処理方法選択部133として機能し、処理方法選択用テーブル38を参照することにより、第1乃至第3の検出モデル46A~46Cのいずれかをを用いた処理方法のうち、ステップS5において取得された情報によって示されるバッテリー50の残量に対応する処理方法を選択する。

20

【0058】

ステップS7において、CPU31は、診察処理部131として機能し、CAD処理の実行指示、CAD処理対象の放射線画像及びステップS6において選択した処理方法を示す情報（以下、処理方法情報という）を診断支援部40に送信する。なお、CPU31は、ユーザからの指示に基づいてCAD処理の実行指示、CAD処理対象の放射線画像及び処理方法情報を診断支援部40に送信してもよい。

【0059】

診断支援部40は、CAD処理の実行指示、CAD処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信すると、第1乃至第3の検出モデル46A~46Cのうち、処理方法情報によって示される検出モデルを用いて、CAD処理対象の放射線画像に対する画像処理を伴うCAD処理を実行し、その結果をコンソール30に送信する。

30

【0060】

ステップS8において、CPU31は、診察処理部131として機能し、診断支援部40から送信されるCAD処理の結果を取得したか否かを判定する。

【0061】

ステップS9において、CPU31は、診察処理部131として機能し、ステップS8において取得したCAD処理の結果をタッチパネルディスプレイ34に表示させる。

【0062】

40

図11は、診断支援部40の機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。診断支援部40は、検出モデル選択部141及びCAD処理部142を含む。GPU41がCAD処理プログラム45を実行することにより、診断支援部40は検出モデル選択部141及びCAD処理部142として機能する。

【0063】

検出モデル選択部141は、第1乃至第3の検出モデル46A~46Cのうち、コンソール30から送信される処理方法情報によって示される検出モデルを選択する。

【0064】

CAD処理部142は、コンソール30から送信されるCAD処理の実行指示に応じて、検出モデル選択部141によって選択された検出モデルを用いて、CAD処理対象の放

50

放射線画像の画像処理を伴うC A D処理を実行する。具体的には、C A D処理部142は、不揮発性メモリ43に記憶されている第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのうち、検出モデル選択部141によって選択された検出モデルにC A D処理対象の放射線画像を入力する。これにより、検出モデルは、C A D処理対象の放射線画像に含まれる病変部位等の異常陰影を検出する。C A D処理部142は、例えば、検出モデルによって検出された異常陰影の、放射線画像における座標位置を示す位置情報をC A D処理の結果として出力する。C A D処理部142は、C A D処理対象の放射線画像に、異常陰影の位置を示すマークを付与した画像を、C A D処理の結果として出力してもよい。また、C A D処理部142は、検出した異常陰影に対応する疾患の種別を特定し、特定した種別をC A D処理の結果に含めてもよい。C A D処理部142は、C A D処理の結果をコンソール30に送信する。

10

【0065】

図12は、診断支援部40のGPU41が、C A D処理プログラム45を実行することによって実施される処理の流れの一例を示すフローチャートである。C A D処理プログラム45は、例えば、診察処理プログラム37の実行開始に伴って実行される。

【0066】

ステップS11において、GPU41は、C A D処理部142として機能し、コンソール30から送信されるC A D処理の実行指示、C A D処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信したか否かを判定する。GPU41は、C A D処理の実行指示、C A D処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信したものと判定すると、処理をステップS12に移行する。

20

【0067】

ステップS12において、GPU41は、検出モデル選択部141として機能し、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのうち、ステップS11において受信した処理方法情報によって示される検出モデルを選択する。

【0068】

ステップS13において、GPU41は、C A D処理部142として機能し、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのうち、ステップS12において選択した検出モデルを用いて、ステップS11において受信したC A D処理対象の放射線画像に対する画像処理を伴うC A D処理を実行する。ステップS14において、GPU41は、C A D処理の結果をコンソール30に送信する。

30

【0069】

以上のように、開示の技術の実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、医用画像に対する画像処理を伴うC A D処理を実行する診断支援部40のGPU41は、電力消費量が互いに異なる複数の処理方法のうち、バッテリー50の残量に基づいて選択された処理方法によりC A D処理を行う。処理方法の選択は、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのうち、C A D処理において使用される検出モデルを選択することにより実現される。

【0070】

医用画像処理装置10によれば、上記のように、例えば、バッテリー50の残量が少ない場合には、電力消費量が相対的に少ない検出モデルを用いてC A D処理を行うといった制御が可能となる。これにより、診断支援部40（GPU41）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。これにより、医用画像処理装置10の稼働時間を長くすることができる。また、バッテリー50の充電頻度を少なくすることができる。したがって、医用画像処理装置10を用いて、効率的な回診を行うことが可能となる。

40

【0071】

[第2の実施形態]

上記した第1の実施形態に係る医用画像処理装置10は、C A D処理の処理方法をバッテリー50の残量を示す情報に基づいて選択するものであった。これに対して第2の実施形態に係る医用画像処理装置10は、C A D処理の処理方法を、C A D処理の目的を示す情

50

報に基づいて選択する。C A D 処理の目的とは、医用画像処理装置 1 0 を用いて行われる診察の目的であり、例えば、経過観察、精密診断及び原因解析等が挙げられる。

【 0 0 7 2 】

図 1 3 は、本実施形態に係る処理方法選択用テーブル 3 8 A の一例を示す図である。処理方法選択用テーブル 3 8 A は、C A D 処理の目的と、C A D 処理において使用する検出モデルとが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル 3 8 A において、C A D 処理の目的に応じた C A D 処理の処理方法が規定されている。処理方法選択用テーブル 3 8 によれば、C A D 処理の目的が経過観察である場合、第 1 の検出モデル 4 6 A を用いた処理方法が選択され、C A D 処理の目的が精密診断である場合、第 2 の検出モデル 4 6 B を用いた処理方法が選択され、C A D 処理の目的が原因解析である場合、第 3 の検出モデル 4 6 C を用いた処理方法が選択される。

10

【 0 0 7 3 】

C A D 処理の目的が経過観察である場合、放射線画像から既知の異常陰影を検出することになるので、異常陰影の検出を高精度に行うことを要しないと考えられる。したがって、C A D 処理の目的が経過観察である場合、異常陰影の検出精度が相対的に低い第 1 の検出モデル 4 6 A を用いて C A D 処理を行うことが可能であると考えられる。一方、C A D 処理の目的が精密診断又は原因解析である場合、異常陰影の検出を高精度に行うことが好ましく、特に原因解析の場合には、異常陰影の検出を最高精度で行うことが好ましい。したがって、C A D 処理の目的が精密診断である場合、異常陰影の検出精度が相対的に高い第 2 の検出モデル 4 6 B を用いて C A D 処理を行い、C A D 処理の目的が原因解析である場合、異常陰影の検出精度が最も高い第 3 の検出モデル 4 6 C を用いて C A D 処理を行うことが好ましい。

20

【 0 0 7 4 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の機能部である情報取得部 1 3 2 (図 9 参照) は、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、C A D 処理の目的を示す情報を取得する。C A D 処理の目的を示す情報は、例えば、放射線画像の撮影に際し、ユーザがタッチパネルディスプレイ 3 4 を操作することによって入力されてもよい。また、R I S から供給される診察オーダー情報に C A D 処理の目的を示す情報が含まれている場合、情報取得部 1 3 2 は、診察オーダー情報を取得することで、C A D 処理の目的を示す情報を取得してもよい。

30

【 0 0 7 5 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の機能部である処理方法選択部 1 3 3 (図 9 参照) は、処理方法選択用テーブル 3 8 A を参照することにより、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のいずれかを用いた処理方法のうち、情報取得部 1 3 2 によって取得された情報によって示される C A D 処理の目的に対応する処理方法を選択する。

【 0 0 7 6 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の C P U 3 1 は、図 1 0 に示すフローチャートのステップ S 5 において、情報取得部 1 3 2 として機能し、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、C A D 処理の目的を示す情報を取得する。C A D 処理の目的を示す情報は、例えば、ユーザがタッチパネルディスプレイ 3 4 を操作することによって入力したものを取得してもよいし、R I S から供給される診察オーダーを取得することによって取得してもよい。

40

【 0 0 7 7 】

ステップ S 6 において、C P U 3 1 は、処理方法選択部 1 3 3 として機能し、処理方法選択用テーブル 3 8 A を参照することにより、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のいずれかを用いた処理方法のうち、ステップ S 5 において取得された情報によって示される C A D 処理の目的に対応する処理方法を選択する。

【 0 0 7 8 】

本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 によれば、上記のように、例えば、C A D 処理の目的が、異常陰影の検出を高精度で行うことを要しないものである場合には、電力消費

50

量が相対的に少ない検出モデルを用いてC A D処理を行うといった制御が可能となる。これにより、診断支援部40（GPU41）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。

【0079】

[第3の実施形態]

上記した第1の実施形態に係る医用画像処理装置10は、C A D処理の処理方法をバッテリー50の残量を示す情報に基づいて選択するものであり、第2の実施形態に係る医用画像処理装置10は、C A D処理の処理方法をC A D処理の目的を示す情報に基づいて選択するものであった。これに対して、第3の実施形態に係る医用画像処理装置10は、C A D処理の処理方法を、バッテリー50の残量を示す情報及びC A D処理の目的を示す情報の双方に基づいて選択する。

10

【0080】

図14は、本実施形態に係る処理方法選択用テーブル38Bの一例を示す図である。処理方法選択用テーブル38Bは、C A D処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせと、C A D処理において使用する検出モデルとが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル38Bにおいて、C A D処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせに応じたC A D処理の処理方法が規定されている。処理方法選択用テーブル38Bによれば、例えば、C A D処理の目的が経過観察であり且つバッテリー50の残量が30%未満である場合、第1の検出モデル46Aを用いた処理方法が選択され、C A D処理の目的が精密診断であり且つバッテリー残量が30%以上60%未満の場合、第2の検出モデル46Bを用いた処理方法が選択され、C A D処理の目的が原因解析であり且つバッテリー50の残量が60%以上100%未満である場合、第3の検出モデル46Cを用いた処理方法が選択される。

20

【0081】

本実施形態において、コンソール30の機能部である情報取得部132（図9参照）は、C A D処理の処理方法を選択するための情報として、C A D処理の目的を示す情報及びバッテリー50の残量を示す情報を取得する。

【0082】

本実施形態において、コンソール30の機能部である処理方法選択部133（図9参照）は、処理方法選択用テーブル38Bを参照することにより、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのいずれかを用いた処理方法のうち、情報取得部132によって取得された情報によって示されるC A D処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせに対応する処理方法を選択する。

30

【0083】

本実施形態において、コンソール30のCPU31は、図10に示すフローチャートのステップS5において、情報取得部132として機能し、C A D処理の処理方法を選択するための情報として、C A D処理の目的を示す情報及びバッテリー50の残量を示す情報を取得する。

【0084】

ステップS6において、CPU31は、処理方法選択部133として機能し、処理方法選択用テーブル38Bを参照することにより、第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのいずれかを用いた処理方法のうち、ステップS5において取得された情報によって示されるC A D処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせに対応する処理方法を選択する。

40

【0085】

本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、例えば、上記のように、C A D処理の目的が、異常陰影の検出を高い精度で行うことを要しないものであり且つバッテリー50の残量が少ない場合には、電力消費量が相対的に少ない検出モデルを用いてC A D処理を行うといった制御が可能となる。これにより、診断支援部40（GPU41）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。

50

【 0 0 8 6 】

[第 4 の実施形態]

上記した第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 は、C A D 処理の処理方法をバッテリー 5 0 の残量を示す情報に基づいて選択するものであった。これに対して、第 4 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 は、C A D 処理の実行予定を示す情報に基づいて複数の処理方法のうちのいずれか 1 つを選択する。C A D 処理の実行予定とは、医用画像処理装置 1 0 を用いて行われる診察の予定である。C A D 処理の実行予定を示す情報は、例えば、R I S から供給される診察オーダー情報に含まれる。

【 0 0 8 7 】

図 1 5 は、診察オーダー情報 4 0 0 の一例を示す図である。診察オーダー情報 4 0 0 には、例えば、オーダナンバー、患者 I D、撮影手技及び診察目的等が含まれる。診察オーダー情報 4 0 0 は、医用画像処理装置 1 0 を用いた診察の対象となる複数の患者について、診察日毎に発行される。すなわち、診察オーダー情報 4 0 0 には、1 日の C A D 処理の実行予定を示す情報が含まれている。

10

【 0 0 8 8 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の機能部である情報取得部 1 3 2 (図 9 参照) は、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、C A D 処理の実行予定を示す情報、すなわち診察オーダー情報を取得する。

【 0 0 8 9 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の機能部である処理方法選択部 1 3 3 (図 9 参照) は、C A D 処理の実行予定を示す情報 (診察オーダー情報) に基づいて、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のいずれかを用いた処理方法のうちの 1 つの処理方法を選択する。処理方法選択部 1 3 3 は、診察オーダー情報に含まれる診察対象となる患者の数 (すなわち C A D 処理の実行予定数) を特定する。処理方法選択部 1 3 3 は、診察対象となる患者の数 n が第 1 の閾値 $T H 1$ 未満の場合 ($n < T H 1$) には、全ての患者について、第 3 の検出モデル 4 6 C を用いた処理方法を選択してもよい。また、処理方法選択部 1 3 3 は、診察対象となる患者の数 n が第 1 の閾値 $T H 1$ 以上であり、第 2 の閾値 $T H 2$ 未満の場合 ($T H 1 \leq n < T H 2$) には、経過観察を目的とする診察 (C A D 処理) を行う患者については、第 1 の検出モデル 4 6 A を用いた処理方法を選択し、精密診断及び原因解析を目的とする診察 (C A D 処理) を行う患者については、第 3 の検出モデル 4 6 C を用いた処理方法を選択してもよい。また、処理方法選択部 1 3 3 は、診察対象となる患者の数 n が第 2 の閾値 $T H 2$ 以上である場合 ($n \geq T H 2$)、経過観察を目的とする診察 (C A D 処理) を行う患者については、第 1 の検出モデル 4 6 A を用いた処理方法を選択し、精密診断を目的とする診察 (C A D 処理) を行う患者については、第 2 の検出モデル 4 6 B を用いた処理方法を選択し、原因解析を目的とする診察 (C A D 処理) を行う患者については、第 3 の検出モデル 4 6 C を用いた処理方法を選択してもよい。

20

30

【 0 0 9 0 】

本実施形態において、コンソール 3 0 の C P U 3 1 は、図 1 0 に示すフローチャートのステップ S 5 において、情報取得部 1 3 2 として機能し、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、C A D 処理の実行予定を示す情報、すなわち診察オーダー情報を取得する。診察オーダー情報は、コンソール 3 0 に無線インターフェース 3 5 を介して接続される R I S から供給される。なお、診察オーダー情報は、診察日の当日の回診前に予め不揮発性メモリ 3 3 にダウンロードされてもよい。

40

【 0 0 9 1 】

ステップ S 6 において、C P U 3 1 は、処理方法選択部 1 3 3 として機能し、ステップ S 5 において取得した C A D 処理の実行予定を示す情報に基づいて、第 1 乃至第 3 の検出モデル 4 6 A ~ 4 6 C のいずれかを用いた処理方法のうちの 1 つの処理方法を選択する。

【 0 0 9 2 】

本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 によれば、上記したように、例えば、C A D 処理の実行予定を示す情報 (診察オーダー情報) に基づいて特定される C A D 処理の実行予

50

定数（診察対象となる患者の数）が閾値よりも多い場合には、診断の目的に応じて電力消費量が相対的に少ない検出モデルを用いてC A D処理を行うといった制御が可能となる。これにより、診断支援部40（GPU41）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。

【0093】

[第5の実施形態]

図16は、開示の技術の第5の実施形態に係る診察システム1の構成の一例を示す図である。本実施形態に係る診察システム1は、C A D処理を行う診断支援部として、医用画像処理装置10の内部に設けられた第1の診断支援部40Aと、医用画像処理装置10の外部に設けられた第2の診断支援部40Bと、を備える。第1の診断支援部40Aは、上記した第1乃至第4の実施形態に係る診断支援部40に相当する。

10

【0094】

図17は、第2の診断支援部40Bのハードウェア構成の一例を示す図である。第2の診断支援部40Bは、第1の診断支援部40Aとハードウェア構成が略同じであり、GPU71、RAM72、不揮発性メモリ73、通信インターフェース74及び無線インターフェース75を有する。GPU71、RAM72、不揮発性メモリ73、通信インターフェース74及び無線インターフェース75はバス79に接続されている。GPU71は開示の技術における「第3のプロセッサ」の一例である。第2の診断支援部40Bは、医用画像処理装置10とは異なる場所に設置されており、無線インターフェース75を介して無線通信によりコンソール30と通信することが可能である。第2の診断支援部40Bは、医用画像処理装置10が備えるバッテリー50とは異なる電源（図示せず）から電力の供給を受ける。

20

【0095】

不揮発性メモリ73は、C A D処理プログラム45及び第4の検出モデル46Dを記憶している。C A D処理プログラム45は、第1の診断支援部40Aの不揮発性メモリ43に記憶されているものと同じである。第4の検出モデル46Dは、第1の診断支援部40Aの不揮発性メモリ43に記憶されている第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのいずれかと同じであってもよい。典型的には、第4の検出モデル46Dは、異常陰影の検出精度が最も高い第3の検出モデル46Cと同じである。

【0096】

第2の診断支援部40Bは、コンソール30からの指示に応じて、第4の検出モデル46Dを用いてC A D処理を実行し、C A D処理の結果をコンソール30に送信する。第2の診断支援部40BにC A D処理を実行させることで、医用画像処理装置10は、バッテリー50から電力を消費することなくC A D処理の結果を得ることができる。

30

【0097】

本実施形態に係る医用画像処理装置10においては、C A D処理を実行する場合に、第1の診断支援部40A（GPU41）による第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのいずれかを用いた処理方法及び第2の診断支援部40B（GPU71）による第4の検出モデル46Dを用いた処理方法のいずれか1つの処理方法が選択され、選択された処理方法によりC A D処理が実行される。

40

【0098】

図18は、本実施形態に係る処理方法選択用テーブル38Cの一例を示す図である。処理方法選択用テーブル38Cは、バッテリー50の残量と、C A D処理において使用する診断処理部及び検出モデルとが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル38Cにおいて、バッテリー50の残量に応じたC A D処理の処理方法が規定されている。図18に例示する処理方法選択用テーブル38Cによれば、バッテリー50の残量が10%未満である場合、第2の診断支援部40Bによる第4の検出モデル46Dを用いた処理方法が選択される。この場合、バッテリー50から電力は消費されない。バッテリー50の残量が10%以上30%未満である場合、第1の診断支援部40Aによる第1の検出モデル46Aを用いた処理方法が選択され、バッテリー50の残量が30%以上60%未満

50

である場合、第1の診断支援部40Aによる第2の検出モデル46Bを用いた処理方法が選択され、バッテリー50の残量が60%以上である場合、第1の診断支援部40Aによる第3の検出モデル46Cを用いた処理方法が選択される。

【0099】

本実施形態において、コンソール30の機能部である情報取得部132（図9参照）は、CAD処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー50の残量を示す情報を取得する。

【0100】

本実施形態において、コンソール30の機能部である処理方法選択部133（図9参照）は、処理方法選択用テーブル38Cを参照することにより、第1の診断支援部40Aによる第1乃至第3の検出モデル46A～46Cのいずれかを用いた処理方法及び第2の診断支援部40Bによる第4の検出モデル46Dを用いた処理方法のうち、情報取得部132によって取得された情報によって示されるバッテリー50の残量に対応する処理方法を選択する。

10

【0101】

本実施形態において、コンソール30のCPU31は、図10に示すフローチャートのステップS5において、情報取得部132として機能し、CAD処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー50の残量を示す情報を取得する。

【0102】

ステップS6において、CPU31は、処理方法選択部133として機能し、処理方法選択用テーブル38Cを参照することにより、第1乃至第4の検出モデル46A～46Dのいずれかを用いた処理方法のうち、ステップS5において取得された情報によって示されるバッテリー50の残量に対応する処理方法を選択する。

20

【0103】

ステップS7において、CPU31は、診察処理部131として機能し、CAD処理の実行指示、CAD処理対象の放射線画像及び処理方法情報を、第1の診断支援部40A及び第2の診断支援部40Bのうち、ステップS6において選択した処理方法に対応する一方の診断支援部に送信する。

【0104】

第1の診断支援部40A又は第2の診断支援部40Bは、CAD処理の実行指示、CAD処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信すると、処理方法情報によって示される検出モデルを用いて、CAD処理対象の放射線画像に対するCAD処理を実行し、その結果をコンソール30に送信する。

30

【0105】

本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、上記したように、例えば、バッテリー50の残量が閾値以下の場合、第2の診断支援部40（GPU71）を用いてCAD処理が行うといった制御が可能となる。これにより、第1の診断支援部40（GPU41）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。

【0106】

なお、診察システム1が第2の診断支援部40Bを備える場合において、バッテリー50の残量及びCAD処理の目的を示す情報の双方に基づいて、複数の処理方法のうちのいずれか1つを選択してもよい。図19は、変形例に係る処理方法選択用テーブル38Dの一例を示す図である。処理方法選択用テーブル38Dは、CAD処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせと、CAD処理において使用する診断処理部及び検出モデルとが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル38Dにおいて、CAD処理の目的及びバッテリー50の残量の組み合わせに応じたCAD処理の処理方法が規定されている。

40

【0107】

処理方法選択用テーブル38Dによれば、CAD処理の目的が経過観察である場合、バ

50

ッテリ 50 の残量に応じて、第 2 の診断支援部 40 B による第 4 の検出モデル 46 D を用いた処理方法、第 1 の診断支援部 40 A による第 1 の検出モデル 46 A を用いた処理方法及び第 2 の検出モデル 46 B を用いた処理方法のいずれかが選択される。また、C A D 処理の目的が精密診断である場合、バッテリー 50 の残量に応じて、第 2 の診断支援部 40 B による第 4 の検出モデル 46 D を用いた処理方法、第 1 の診断支援部 40 A による第 2 の検出モデル 46 B を用いた処理方法及び第 3 の検出モデル 46 C を用いた処理方法のいずれかが選択される。また、C A D 処理の目的が原因解析である場合、バッテリー 50 の残量に応じて、第 2 の診断支援部 40 B による第 4 の検出モデル 46 D を用いた処理方法、第 1 の診断支援部 40 A による第 3 の検出モデル 46 C を用いた処理方法のいずれかが選択される。

10

【 0 1 0 8 】

[第 6 の実施形態]

上記した第 1 乃至第 5 の実施形態に係る医用画像処理装置 10 においては、C A D 処理において選択的に用いられる複数の処理方法は、計算処理量が互いに異なるものであった。具体的には、計算処理量が互いに異なる第 1 乃至第 3 の検出モデル 46 A ~ 46 C を選択的に用いて C A D 処理を行うものであった。これに対して、本実施形態に係る医用画像処理装置 10 においては、C A D 処理において選択的に用いられる複数の処理方法は、C A D 処理の対象とする放射線画像の画素数（解像度）が互いに異なる。したがって、複数の処理方法は、電力消費量が互いに異なる。

【 0 1 0 9 】

20

図 20 は、本実施形態に係る診断支援部 40 のハードウェア構成の一例を示す図である。本実施形態に係る診断支援部 40 は、単一の検出モデル 46 を用いて C A D 処理を行う。

【 0 1 1 0 】

図 21 は、本実施形態に係る診断支援部 40 の機能的な構成の一例を示す機能ブロック図である。診断支援部 40 は、解像度変換部 143 及び C A D 処理部 142 を含む。G P U 41 が C A D 処理プログラム 45 を実行することにより、診断支援部 40 は解像度変換部 143 及び C A D 処理部 142 として機能する。

【 0 1 1 1 】

解像度変換部 143 は、コンソール 30 から送信される処理方法情報によって示される解像度となるように、C A D 処理対象の放射線画像に対して解像度変換処理を施す。具体的には、コンソール 30 から送信される処理方法情報によって示される解像度が低解像度である場合、解像度変換部 143 は、C A D 処理対象の放射線画像に対して、画素数を例えば 40 % 低減させる解像度変換処理を行うことにより、C A D 処理対象の放射線画像の解像度を低下させる。コンソール 30 から送信される処理方法情報によって示される解像度が中解像度である場合、解像度変換部 143 は、C A D 処理対象の放射線画像に対して、画素数を例えば 20 % 低減させる解像度変換処理を行うことにより、C A D 処理対象の放射線画像の解像度を低下させる。コンソール 30 から送信される処理方法情報によって示される解像度が高解像度である場合、解像度変換部 143 は、C A D 処理対象の放射線画像に対して解像度変換処理を行わず、当初の解像度を維持する。

30

【 0 1 1 2 】

40

C A D 処理部 142 は、コンソール 30 から送信される C A D 処理の実行指示に応じて C A D 処理を行う。具体的には、C A D 処理部 142 は、解像度変換部 143 によって画素数が低減された放射線画像又は画素数が低減されず解像度が維持された放射線画像を検出モデル 46 に入力する。これにより、検出モデルは、C A D 処理対象の放射線画像に含まれる病変部位等の異常陰影を検出する。C A D 処理の対象とする放射線画像の解像度が低い程、画素数は少なく、診断支援部 40（G P U 41）における電力消費量は少なくなる。C A D 処理部 142 は、C A D 処理の結果をコンソール 30 に送信する。

【 0 1 1 3 】

図 22 は、本実施形態に係る処理方法選択用テーブル 38 E の一例を示す図である。処理方法選択用テーブル 38 E は、バッテリー 50 の残量と、C A D 処理の対象とする放射線

50

画像の解像度とが対応付けられたテーブルである。すなわち、処理方法選択用テーブル 38 E において、バッテリー 50 の残量に応じた C A D 処理の処理方法が規定されている。処理方法選択用テーブル 38 E によれば、バッテリー 50 の残量が 30 % 未満である場合、低解像度（画素数少）の放射線画像を C A D 処理の対象とする処理方法が選択され、バッテリー 50 の残量が 30 % 以上 60 % 未満である場合、中解像度（画素数中）の放射線画像を C A D 処理の対象とする処理方法が選択され、バッテリー 50 の残量が 60 % 以上である場合、高解像度（画素数多）の放射線画像を C A D 処理の対象とする処理方法が選択される。

【 0 1 1 4 】

本実施形態において、コンソール 30 の機能部である情報取得部 132（図 9 参照）は、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー 50 の残量を示す情報を取得する。

10

【 0 1 1 5 】

本実施形態において、コンソール 30 の機能部である処理方法選択部 133（図 9 参照）は、処理方法選択用テーブル 38 E を参照することにより、C A D 処理の対象とする放射線画像の解像度（画素数）が互いに異なる複数の処理方法のうち、情報取得部 132 によって取得された情報によって示されるバッテリー 50 の残量に対応する処理方法を選択する。

【 0 1 1 6 】

本実施形態において、コンソール 30 の C P U 31 は、図 10 に示すフローチャートのステップ S 5 において、情報取得部 132 として機能し、C A D 処理の処理方法を選択するための情報として、バッテリー 50 の残量を示す情報を取得する。

20

【 0 1 1 7 】

ステップ S 6 において、C P U 31 は、処理方法選択部 133 として機能し、処理方法選択用テーブル 38 E を参照することにより、C A D 処理の対象とする放射線画像の解像度（画素数）が互いに異なる複数の処理方法のうち、ステップ S 5 において取得された情報によって示されるバッテリー 50 の残量に対応する処理方法を選択する。

【 0 1 1 8 】

ステップ S 7 において、C P U 31 は、診察処理部 131 として機能し、C A D 処理の実行指示、C A D 処理対象の放射線画像及びステップ S 6 において選択した処理方法を示す処理方法情報を診断支援部 40 に送信する。

30

【 0 1 1 9 】

図 23 は、診断支援部 40 の G P U 41 が、C A D 処理プログラム 45 を実行することによって実施される処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【 0 1 2 0 】

ステップ S 11 において、G P U 41 は、C A D 処理部 142 として機能し、コンソール 30 から送信される C A D 処理の実行指示、C A D 処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信したか否かを判定する。G P U 41 は、C A D 処理の実行指示、C A D 処理対象の放射線画像及び処理方法情報を受信したものと判定すると、処理をステップ S 12 A に移行する。

【 0 1 2 1 】

40

ステップ S 12 A において、G P U 41 は、解像度変換部 143 として機能し、処理方法情報によって示される解像度となるように、C A D 処理対象の放射線画像に対して解像度変換処理を施す。

【 0 1 2 2 】

ステップ S 13 において、G P U 41 は、C A D 処理部 142 として機能し、ステップ S 12 A における解像度変換処理によって画素数が低減された放射線画像又は画素数が低減されず解像度が維持された放射線画像に対する画像処理を伴う C A D 処理を実行する。ステップ S 14 において、G P U 41 は、C A D 処理の結果をコンソール 30 に送信する。

【 0 1 2 3 】

以上のように、本実施形態に係る医用画像処理装置 10 の診断支援部 40 において実行

50

されるC A D処理において選択的に用いられる複数の処理方法は、C A D処理の対象とする放射線画像の画素数（解像度）が互いに異なる。本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、上記したように、例えば、バッテリー50の残量が少ない場合には、解像度が低い（画素数が少ない）放射線画像をC A D処理の対象とするといった制御が可能となる。これにより、診断支援部40（G P U 4 1）における電力消費量を抑制し、バッテリー50から消費される電力の量を抑制することが可能となる。

【0124】

本実施形態に係る医用画像処理装置10は、上記した第2乃至第5の実施形態の例に倣って改変することが可能である。すなわち、C A D処理の処理方法の選択を、C A D処理の目的を示す情報に基づいて行ってもよいし、C A D処理の目的を示す情報及びバッテリー50の残量を示す情報の双方に基づいて行ってもよい。また、C A D処理の処理方法の選択を、C A D処理の実行予定を示す情報に基づいて行ってもよい。また、医用画像処理装置10の外部に設けられる第2の診断支援部40BによるC A D処理を、選択肢に加えてもよい。

10

【0125】

また、C A D処理において選択的に用いられる複数の処理方法は、C A D処理の対象とする放射線画像の画素数（解像度）及び計算処理量の双方が互いに異なるものであってもよい。

【0126】

上記の第1乃至第6の実施形態においては、単一のバッテリー50を用いてコンソール30（C P U 3 1）及び診断支援部（G P U 4 1）の双方に電力を供給する形態を例示したが、開示の技術は、この態様に限定されない。例えば、図24に示すように、医用画像処理装置10は、放射線照射部20及びコンソール30（C P U 3 1）に電力を供給するための第1のバッテリー50Aと、診断支援部40（G P U 4 1）に電力を供給するための第2のバッテリー50Bとを含んでいてもよい。

20

【0127】

また、上記の第1乃至第6の実施形態においては、医用画像として、放射線画像を適用する場合を例示したが、医用画像は例えば、超音波画像又はM R I（Magnetic Resonance Imaging）画像等の放射線画像以外の画像であってもよい。

【0128】

また、上記の第1乃至第6の実施形態においては、診断支援部40（G P U 4 1）によって行われるC A D処理として、医用画像に含まれる異常陰影を検出する場合を例示したが、開示の技術はこの態様に限定されない。画像処理に伴うC A D処理は、例えば、医用画像に含まれる特定の部位を強調又は減弱させる処理であってもよいし、特定の病変について過去画像からの変化を可視化する処理であってもよい。

30

【0129】

上記の各実施形態において、例えば、診察処理部131、情報取得部132、処理方法選択部133、検出モデル選択部141、C A D処理部142といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ（processor）を用いることができる。上記各種のプロセッサには、前述したように、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるC P U及びG P Uに加えて、F P G A等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デバイス（Programmable Logic Device：PLD）、A S I C（Application Specific Integrated Circuit）等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等が含まれる。

40

【0130】

1つの処理部は、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、同種又は異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のF P G Aの組み合わせや、C P UとF P G Aとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。

50

【 0 1 3 1 】

複数の処理部を１つのプロセッサで構成する例としては、第１に、クライアント及びサーバ等のコンピュータに代表されるように、１つ以上のＣＰＵ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、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第２に、システムオンチップ（System on Chip：SoC）等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を１つのＩＣ（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、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの１つ以上を用いて構成される。

【 0 1 3 2 】

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気回路（circuitry）を用いることができる。

10

【 0 1 3 3 】

また、上記実施形態では、診察処理プログラム３７が不揮発性メモリ３３に予め記憶（インストール）され、ＣＡＤ処理プログラム４５が、不揮発性メモリ４３に予め記憶（インストール）されている態様を説明したが、これに限定されない。上記の各プログラムは、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc Read Only Memory）、ＤＶＤ－ＲＯＭ（Digital Versatile Disc Read Only Memory）、及びＵＳＢ（Universal Serial Bus）メモリ等の記録媒体に記録された形態で提供されてもよい。また、上記の各プログラムは、ネットワークを介して外部装置からダウンロードされる形態としてもよい。

【 符号の説明 】

20

【 0 1 3 4 】

１ 診察システム

１０ 医用画像処理装置

１１ 車輪

１２ アーム部

１３ 軸部

１４ 照射スイッチ

１５ 収容部

２０ 放射線照射部

２１ 制御部

２２ 電圧発生部

２３ 放射線管

２４ 照射野限定器

３０ コンソール

３１ ＣＰＵ

３２ ＲＡＭ

３３ 不揮発性メモリ

３４ タッチパネルディスプレイ

３５ 無線インターフェース

３６ 通信インターフェース

３７ 診察処理プログラム

３８、３８Ａ～３８Ｅ 処理方法選択用テーブル

３９ バス

４０ 診断支援部

４０Ａ 第１の診断支援部

４０Ｂ 第２の診断支援部

４３ 不揮発性メモリ

４４ 通信インターフェース

４５ ＣＡＤ処理プログラム

４６ 検出モデル

30

40

50

4 6 A 第 1 の検出モデル
4 6 B 第 2 の検出モデル
4 6 C 第 3 の検出モデル
4 6 D 第 4 の検出モデル
5 0 バッテリ
5 0 A 第 1 のバッテリ
5 0 B 第 2 のバッテリ
6 0 電子カセット
7 1 G P U
7 2 R A M
7 3 不揮発性メモリ
7 4 通信インターフェース
7 5 無線インターフェース
7 9 バス
1 3 1 診察処理部
1 3 2 情報取得部
1 3 3 処理方法選択部
1 4 1 検出モデル選択部
1 4 2 C A D 処理部
1 4 3 解像度変換部
2 0 0 ユーザ
2 0 1 被写体
3 0 0 診察台
4 0 0 診察オーダー情報
C L 正解ラベル
D R 検出結果
R 放射線
T D 教師データ
X P 放射線画像

10

20

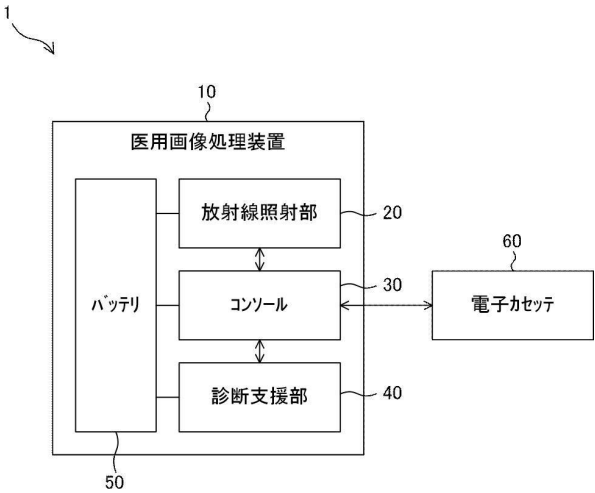
30

40

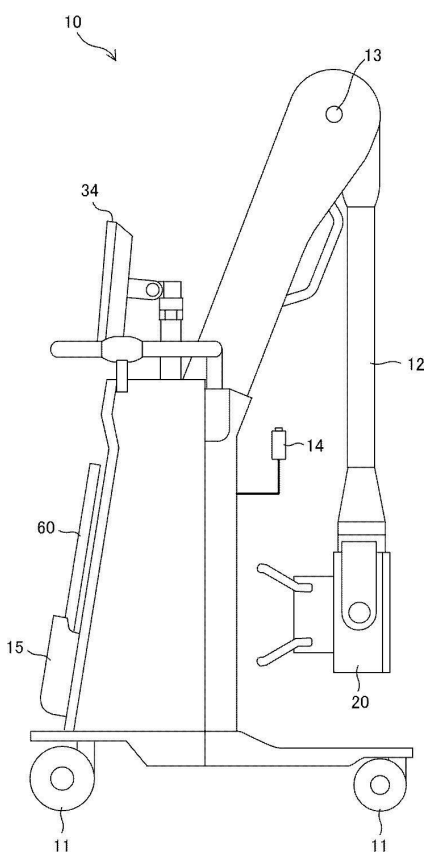
50

【図面】

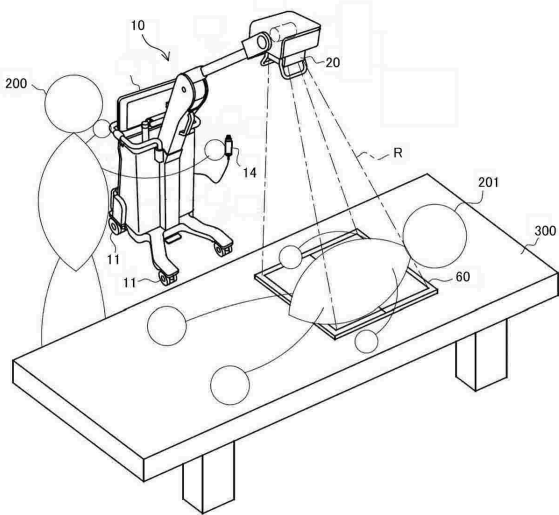
【図 1】



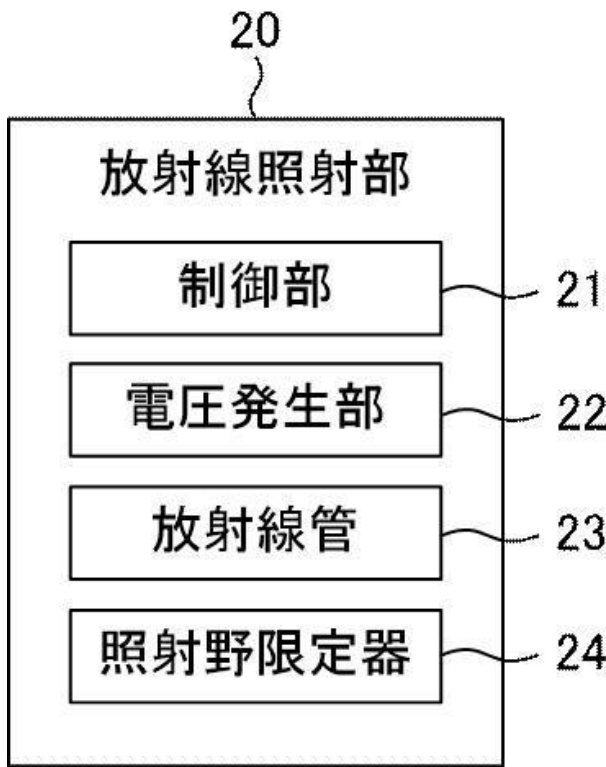
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

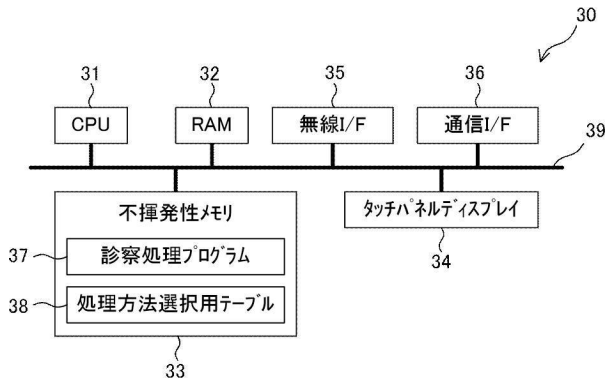
20

30

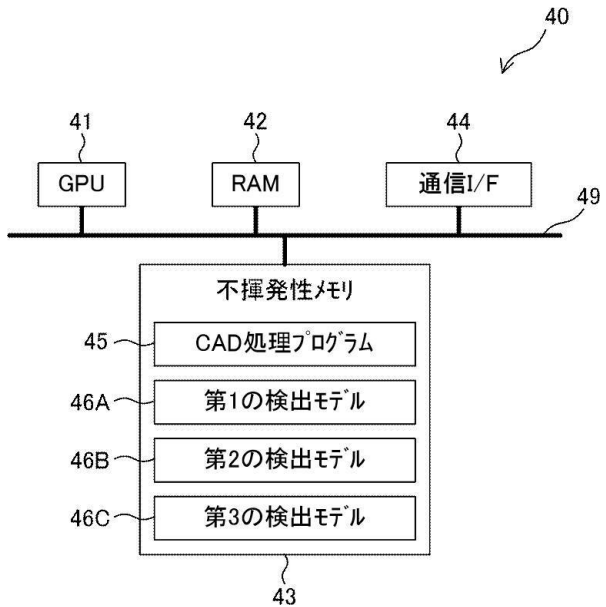
40

50

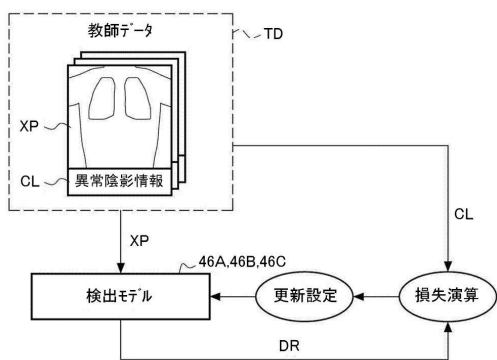
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

38	
バッテリー残量	処理方法
～30%	第1の検出モデル
30～60%	第2の検出モデル
60～100%	第3の検出モデル

10

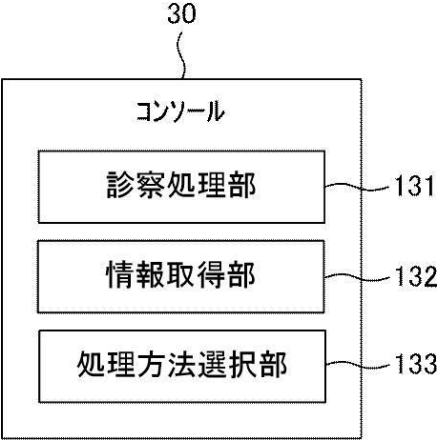
20

30

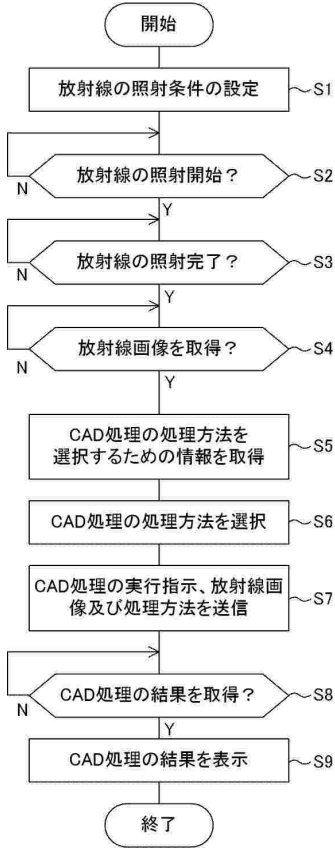
40

50

【図 9】



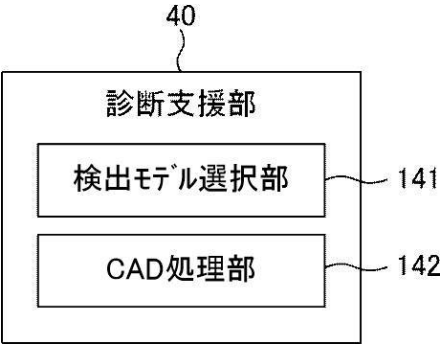
【図 10】



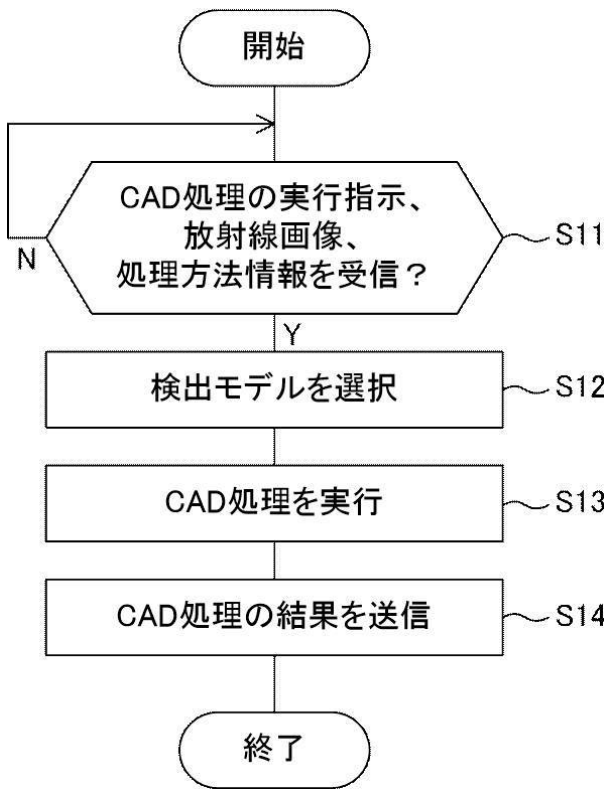
10

20

【図 11】



【図 12】



30

40

50

【図 1 3】

38A	
CAD処理の目的	処理方法
経過観察	第1の検出モデル
精密診断	第2の検出モデル
原因解析	第3の検出モデル

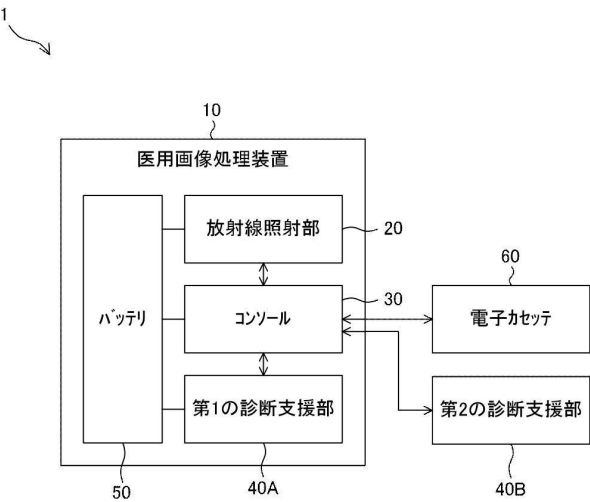
【図 1 4】

38B		
CAD処理の目的	バッテリー残量	処理方法
経過観察	～30%	第1の検出モデル
	30～60%	第1の検出モデル
	60～100%	第2の検出モデル
精密診断	～30%	第2の検出モデル
	30～60%	第2の検出モデル
	60～100%	第2の検出モデル
原因解析	～30%	第2の検出モデル
	30～60%	第3の検出モデル
	60～100%	第3の検出モデル

【図 1 5】

400			
オーダー No.	患者ID	撮影手技	診察目的
1	A0001	腹部/立位/正面	精密診断
2	A0002	胸部/臥位/正面	原因解析
3	A0003	膝/屈曲位/側面	経過観察
⋮	⋮	⋮	⋮

【図 1 6】



10

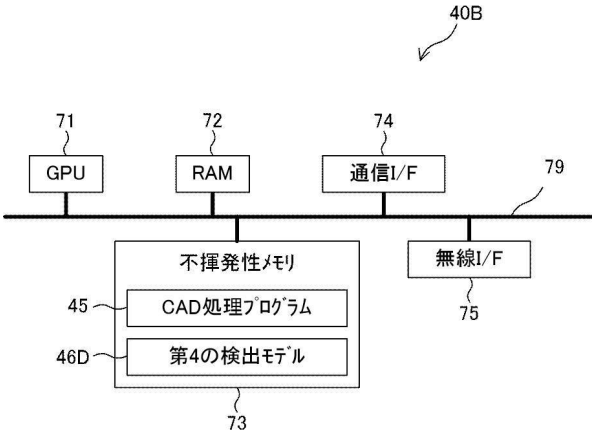
20

30

40

50

【図 17】



【図 18】

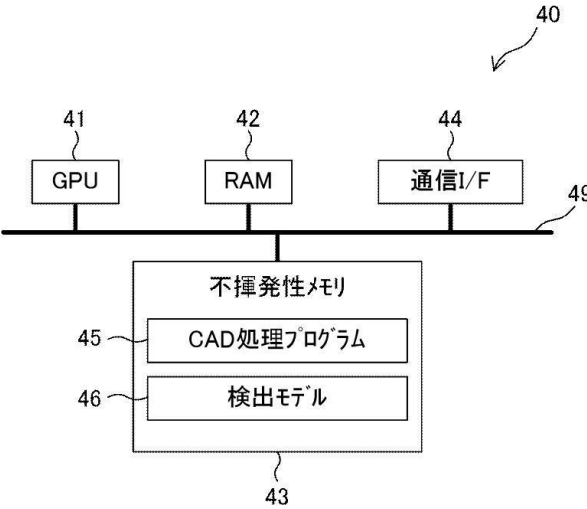
バッテリー残量	処理方法	
	使用する診断支援部	使用する検出モデル
～10%	第2の診断支援部	第4の検出モデル
10～30%	第1の診断支援部	第1の検出モデル
30～60%	第2の診断支援部	第2の検出モデル
60～100%	第3の診断支援部	第3の検出モデル

10

【図 19】

CAD処理の目的	バッテリー残量	処理方法	
		使用する診断支援部	使用する検出モデル
経過観察	～30%	第2の診断支援部	第4の検出モデル
	30～60%	第1の診断支援部	第1の検出モデル
	60～100%	第1の診断支援部	第2の検出モデル
精密診断	～30%	第2の診断支援部	第4の検出モデル
	30～60%	第1の診断支援部	第2の検出モデル
	60～100%	第1の診断支援部	第3の検出モデル
原因解析	～30%	第2の診断支援部	第4の検出モデル
	30～60%	第2の診断支援部	第4の検出モデル
	60～100%	第1の診断支援部	第3の検出モデル

【図 20】



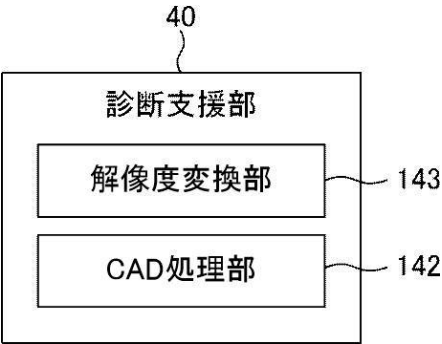
20

30

40

50

【図 2 1】

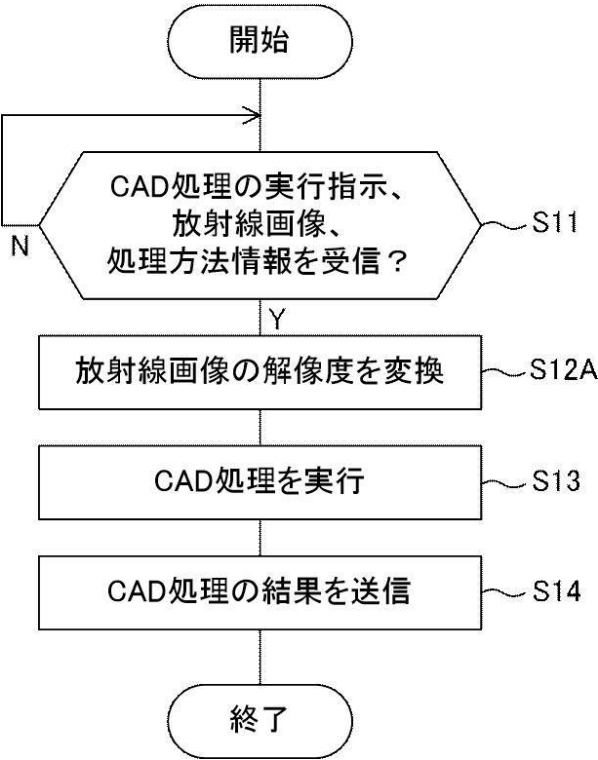


【図 2 2】

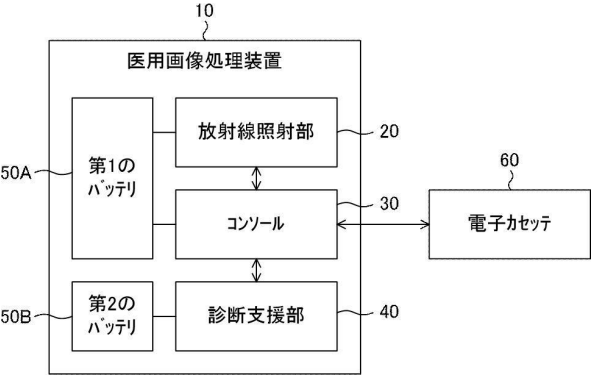
バッテリー残量	処理方法
~30%	低解像度
30~60%	中解像度
60~100%	高解像度

10

【図 2 3】



【図 2 4】



20

30

40

50

フロントページの続き

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 清水 裕勝

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 7 3 9 0 6 (J P , A)
特開 2 0 1 8 - 1 7 1 2 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 8 1 0 0 1 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 2 0 / 0 1 8 7 8 9 1 (U S , A 1)
特開 2 0 1 5 - 1 1 2 3 5 8 (J P , A)
特開 2 0 1 9 - 1 9 1 6 6 0 (J P , A)
特開 2 0 2 1 - 0 0 7 5 1 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 2 7 7 3 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 0 1 9 4 4 1 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 5 8