

(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
2014年7月17日(17.07.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/109336 A1

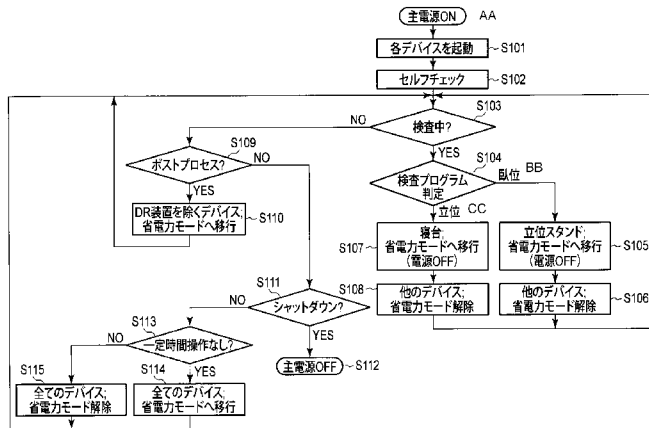
- (51) 国際特許分類:
H05G 1/30 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) H05G 1/32 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01) H05G 1/66 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/050160
- (22) 国際出願日: 2014年1月8日(08.01.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-001258 2013年1月8日(08.01.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 高橋 克夫 (TAKAHASHI, Katsuo); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 塚原 克之 (TSUKAHARA, Katsuyuki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 政橋 順史 (MASHI, Junji); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 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, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE PHOTOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像撮影装置

[図3]



S101 Activate each device
S102 Self check
S103 Examining?
S104 Determine examination program
S105 Stand: switch to power conservation mode (switch off power source)
S106, S108 Other devices: disengage power conservation mode
S107 Platform: switch to power conservation mode (switch off power source)
S109 Post-processing?
S110 Devices other than DR device: switch to power conservation mode
S111 Shut down?
S112 Switch off main power source
S113 No operation over given time?
S114 All devices: switch to power conservation mode
S115 All devices: disengage power conservation mode
AA Switch on main power source
BB Lying down
CC Standing

(57) Abstract: A medical image photography device comprises: a positive electrode rotating x-ray tube device (4) which emits x-rays; a high-voltage emitting unit (3) which emits high voltage which is imparted to the x-ray tube device; a power supply unit (21) which supplies power to the high-voltage emitting unit; and a control unit (23) which controls the high-voltage emitting unit according to a prescribed rule to stop or start the supply of filament current to the x-ray tube device and/or the supply of current to a stator coil for rotating the positive electrode.

(57) 要約: 医用画像撮影装置は、X線を発生する陽極回転型X線管装置4と、X線管装置に印加する高電圧を発生する高電圧発生部3と、高電圧発生部に電源を供給する電源供給部21と、X線管装置へのフィラメント電流の供給及び/又は陽極回転のためのステータコイルへの電流の供給を所定規則に従って停止し又は開始するために高電圧発生部を制御する制御部23とを具備する。

WO 2014/109336 A1



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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

パ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 医用画像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、被検体の内部形態を表す医用画像を撮影する医用画像撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、被検体の内部形態を表す医用画像を撮影する医用画像撮影装置として、X線診断装置、X線C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、および、超音波診断装置などが知られている。

[0003] 上記のような医用画像撮影装置は、複数のデバイスにて構成される。例えばX線診断装置は、X線を発生するX線管装置、X線を検出するX線検出器、X線管装置を保持する保持器、臥位にて被検体を撮影する際に使用する臥位寝台、立位にて被検体を撮影する際に使用する立位スタンド、および、各種の画像処理等を実行するD R (Digital Radiography) 装置などのデバイスを備える。一般的に、これらのデバイスは、同一の検査室内に配置され、共通の電源供給装置からの電源供給を受けて動作する。

[0004] 通常、上記のように複数のデバイスにて構成されるX線診断装置ないし医用画像撮影装置は、ひとたび主電源がオンされると、被検体の撮影を待つ間も電源供給が絶たれることはない。そのため、無駄な電力が消費されとの問題があった。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2011-24702号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 目的は医用画像撮影装置の省電力化を図ることである。

課題を解決するための手段

[0007] 一実施形態に係る医用画像撮影装置は、X線を発生する陽極回転型X線管装置と、前記X線管装置に印加する高電圧を発生する高電圧発生部と、前記高電圧発生部に電源を供給する電源供給部と、前記X線管装置へのフィラメント電流の供給及び／又は陽極回転のためのステータコイルへの電流の供給を所定規則に従って停止し又は開始するために前記高電圧発生部を制御する制御部とを具備する。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は一実施形態に係るX線診断装置の要部構成を示すブロック図である。

[図2]図2は同実施形態に係る省電力モードへの移行条件および省電力の実現方法の一例を示す図である。

[図3]図3は具体例1におけるX線診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図4]図4は具体例1におけるDR装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図5]図5は具体例2におけるX線診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図6]図6は具体例3におけるX線診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図7]図7は具体例4に係るX線診断装置の要部構成を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、一実施形態について図面を参照しながら説明する。

なお、本実施形態においては、医用画像撮影装置の一例としてX線診断装置を開示する。

[0010] [X線診断装置の要部構成]

図1は、X線診断装置1の要部構成を示すブロック図である。

同図に示す X 線診断装置 1 は、いわゆる一般撮影システムであり、電源供給装置 2 と、X 線高電圧装置 3 と、X 線管装置 4 と、冷却装置 5 と、F P D (Flat Panel Detector) 6 a, 6 b と、臥位寝台 7 と、立位スタンド 8 と、保持器 9 と、D R 装置 10 と、L C D (Liquid Cristal Display) 11 と、操作パネル 12 と、表示灯 13 とを備える。

[0011] 電源供給装置 2 は、電源制御回路 21 と、主電源スイッチ 22 と、省電力制御回路 23 とを備える。電源制御回路 21 は、主電源スイッチ 22 がオンされている間、商用電源やバッテリーから電源を取り込み、取り込んだ電源を X 線高電圧装置 3、冷却装置 5、臥位寝台 7、立位スタンド 8、保持器 9、および D R 装置 10 等に供給する。省電力制御回路 23 は、電源制御回路 21 が各部に供給する電源に関して省電力化を実現するための処理を行う。省電力制御回路 23 の動作の詳細については後述する。

[0012] X 線高電圧装置 3 は、電源供給装置 2 から供給される電源に基づき高電圧を生成し、X 線管装置 4 に印加する。X 線高電圧装置 3 は、変圧器式、インバータ式、およびコンデンサ式のいずれを用いてもよい。

[0013] X 線管装置 4 は、X 線管球 41 と、X 線管球 41 の温度を検出する温度センサ 42 とを備える。X 線管球 41 は、X 線高電圧装置 3 から印加される高電圧に応じた X 線を発生する。X 線管球 41 としては、例えば回転陽極型 X 線管球を用いることができる。回転陽極型 X 線管球は、回転陽極ターゲットをステータコイルによって回転させ、陰極であるフィラメントから放出された電子を加速、集束させて回転陽極ターゲットのターゲット面に衝突させることにより、ターゲット面に X 線発生源となる焦点を形成する。

[0014] なお、X 線管球 41 は、冷却液が充填された X 線管容器内に収納されて、X 線の照射野を制限する照射野限定器等とともに X 線管装置 4 のハウジング内に取り付けられる。

[0015] X 線高電圧装置 3 は、X 線管球 41 に高電圧を印加するための回路に加え、スタータ制御回路 31 と、加熱制御回路 32 とを備える。スタータ制御回路 31 は、上記ステータコイルへの電流の供給量を制御することにより、上

記回転陽極ターゲットの回転速度を調整する。加熱制御回路 3 2 は、上記フィラメントへの電流の供給量を制御することにより、上記フィラメントの温度を調整する。

[0016] 冷却装置 5 は、冷却装置 5 と X 線管装置 4 のハウジングの内部とを接続する冷却液流路と、この冷却液流路に接続されたラジエータと、このラジエータの外表面に送風する冷却ファンと、上記ハウジングおよび冷却装置 5 間で冷却液を循環させるポンプと、温度監視回路 5 1 とを備える。ラジエータにおいて冷却液と外気との間で熱交換が行われることにより、X 線管球 4 1 によって加熱された冷却液が冷える。さらに、冷却ファンの送風により、ラジエータにおける熱交換が促進される。温度監視回路 5 1 は、温度センサ 4 2 が検出する X 線管球 4 1 の温度を監視し、この温度に応じてポンプや冷却ファンの回転数を制御することにより、X 線管球 4 1 の温度を予め定められた範囲内に抑える。

[0017] F P D 6 a, 6 b は、2 次元配列された多数の X 線検出素子を備える。各 X 線検出素子は、X 線管球 4 1 にて発生し、被検体を透過した X 線を検出して電気信号を出力する。F P D 6 a, 6 b は、X 線を蛍光に変換した後に光電変換により検出する間接変換型であってもよいし、X 線を直接電荷に変換する直接変換型であってもよい。F P D 6 a は、臥位にて被検体を撮影する際に使用される。F P D 6 b は、立位にて被検体を撮影する際に使用される。

[0018] 臥位寝台 7 は、被検体を載置するための天板と、X 線検出面が天板の載置面と平行を成すように天板の下方において F P D 6 a を保持する保持機構と、天板および F P D 6 a を載置面に対する水平方向および垂直方向に移動させる移動機構と、天板の移動方向および移動量の指示を入力する操作ボタンと、F P D 6 a の垂直方向位置および水平方向位置を検出する位置センサとを備える。

[0019] 立位スタンド 8 は、設置面（床面）に立設する支柱と、F P D 6 b の X 線検出面が設置面と垂直を成すように F P D 6 b を保持する保持機構と、この

保持機構を垂直方向に移動させる移動機構と、F P D 6 bの垂直方向位置を検出する位置センサとを備える。

[0020] 保持器 9 は、X線管装置 4 を保持する。保持器 9 は、検査室の天井に設置されたレールに懸垂されている。さらに、保持器 9 は、上下方向に伸縮する伸縮機構と、水平方向および垂直方向への移動指示を入力する操作ボタンと、この操作ボタンを介して入力された水平方向への移動指示に従い保持器 9 を上記レールに沿って水平方向に移動させる水平移動機構とを備える。

[0021] 医師や技師は、上記レールに沿って保持器 9 を走行させたり、上記伸縮機構にて保持器 9 を伸縮させたりすることで、X線管球 4 1 の位置を、臥位寝台 7 が保持する F P D 6 a や立位スタンド 8 が保持する F P D 6 b と正対する位置に調整することができる。

[0022] X線診断装置 1 は、F P D 6 a, 6 b の位置に合わせてX線管球 4 1 の位置を自動的に調整する機能を備えてもよい。当該機能を用いて臥位にて被検体を撮影するにあたり、例えば保持器 9 は、臥位寝台 7 の位置センサが検出する F P D 6 a の垂直方向位置や水平方向位置に基づき、X線管球 4 1 の位置を F P D 6 a と正対する位置に調整する。また、当該機能を用いて立位にて被検体を撮影するにあたり、例えば保持器 9 は、立位スタンド 8 の位置センサが検出する F P D 6 b の垂直方向位置に基づき、X線管球 4 1 の位置を F P D 6 b と正対する位置に調整する。

[0023] D R 装置 1 0 は、C P U (Central Processing Unit) や R O M (Read Only Memory) および R A M (Random Access Memory) 等のメモリを主体として構成されたコントローラ 1 0 0 や、医用画像データの保存などに用いられる補助記憶装置などを備える。コントローラ 1 0 0 は、F P D 6 a, 6 b からの出力信号に基づき、被検体のX線透過画像（医用画像）データを生成し、生成した医用画像データを例えば D I C O M (Digital Imaging and Communication in Medicine) 規格に準拠したフォーマットにて、被検体の患者情報等と共に補助記憶装置に保存する。コントローラ 1 0 0 は、生成した医用画像データを P A C S (Picture Archiving and Communication System) シス

テム等の上位システムに送信することもある。

[0024] また、DR装置10は、DR装置10に接続されたデバイスに電源を供給する電源制御回路101を備える。本実施形態においてはFPD6a、6b、LCD11、および操作パネル12がDR装置10に接続されている。電源制御回路101は、電源供給装置2からDR装置10に供給される電源を、これらFPD6a、6b、LCD11、および操作パネル12に供給する。

[0025] LCD11は、DR装置10が生成した医用画像データに基づく医用画像などを表示する。操作パネル12は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、あるいは各種のボタンなどを含む。操作パネル12は、被検体の患者情報（患者ID、氏名、性別等）の入力、被検体の検査部位（撮影部位）の指定、検査開始指示の入力などに用いられる。

[0026] 電源供給装置2の省電力制御回路23は、各種の演算を行うプロセッサ、ROMやRAM等のメモリ、その他のICなどを含む。省電力制御回路23には、表示灯13、検査室の照明システム200、および検査室内の人を検出する人感センサ201が接続されている。表示灯13は、例えば1又は複数のLEDである。省電力制御回路23は、表示灯13を点灯、消灯、あるいは点滅させる。照明システム200は、例えば検査室に設けられた照明スイッチの操作によってオン／オフされる蛍光灯やLED等の照明を含む。人感センサ201は、例えば赤外線を利用して検査室内の動体を検出する反射型のセンサである。

[0027] 省電力制御回路23は、X線診断装置1を省電力化するための処理を行う。例えば省電力制御回路23は、X線高電圧装置3、冷却装置5、FPD6a、6b、臥位寝台7、立位スタンド8、保持器9、DR装置10、LCD11、および操作パネル12の動作モードを、通常モードと省電力モードとの間で切り替える。以下、X線高電圧装置3、冷却装置5、FPD6a、6b、臥位寝台7、立位スタンド8、保持器9、DR装置10、LCD11、および操作パネル12のそれぞれを、制御対象デバイスと称す。

[0028] ここに、通常モードとは、制御対象デバイスを本来の性能にて動作させるモードである。省電力モードとは、通常モード時よりも電源制御回路 21 から供給される電源の消費量を低下させて制御対象デバイスを動作させるか、あるいは停止させるモードである。

[0029] [省電力モードに関する設定情報]

省電力制御回路 23 のメモリは、各制御対象デバイスのそれぞれについて、省電力モードへの移行条件と、省電力モードの実施方法とを規定した設定情報 230 を記憶する。省電力制御回路 23 は、この設定情報 230 に規定された各移行条件の成否を繰り返し判定し、移行条件が成立したならば当該移行条件が成立した制御対象デバイスを、当該移行条件に対して設定情報 230 に規定された実施方法により省電力モードに移行させる。

[0030] 設定情報 230 に規定される移行条件と実施方法の組み合わせにつき、図 2 を用いて説明する。同図の左側に示すように、省電力モードへの移行条件としては、例えば以下の (a) ~ (g) を採用し得る。

[0031] (a) 「一定時間操作がないこと」

「操作」は、例えば操作パネル 12 の操作である。但し、この「操作」は、各制御対象デバイスが備える操作手段の操作であってもよい。一定時間に亘って操作がない場合に、その後も使用される可能性が低いと想定される制御対象デバイスが存在するならば、そのようなデバイスを省電力モードに移行させるべく、本条件を採用すればよい。

[0032] (b) 「何れかの検査プログラムが選択されたこと」

「検査プログラム」は、対象となる検査部位を撮影するにあたり X 線診断装置 1 が備える各デバイスを制御するためのシーケンスや、撮影によって得られるデータに基づいて医用画像データを生成するための処理などを定めるコンピュータプログラムである。「検査プログラム」としては、臥位寝台 7 上の被検体を撮影する臥位撮影用のプログラムや、立位スタンド 8 上の被検体を撮影する立位撮影用のプログラムなどがある。検査プログラムによっては、撮影において使用しない制御対象デバイスが存在する。そのような制御

対象デバイスを省電力モードに移行させたい場合に、本条件を採用すればよい。

[0033] (c) 「検査開始～検査終了以外の処理の実行中であること」

「検査開始～検査終了」は、例えば操作パネル 12 の操作により被検体の検査開始の指示が入力された時点から、撮影により生成された医用画像データの保存が完了した時点までとする。「検査開始～検査終了以外の処理」は、例えば被検体を撮影して得た画像の確認などのポストプロセスや、X線診断装置 1 の設定変更に係る処理などである。このような処理の実行時において、例えば FPD 6a, 6b、臥位寝台 7、立位スタンド 8 および保持器 9 などは使用される可能性が低い。したがって、これらの制御対象デバイスを省電力モードに移行させたい場合に、本条件を採用すればよい。

[0034] (d) 「検査室が使用されていないこと」

この移行条件は、例えば検査室の照明システム 200 に含まれる照明がオフである場合、あるいは人感センサ 201 によって動体（人）が検出されない場合に成立する。検査室が使用されていないならば、X線診断装置 1 も使用されていないと想定される。そこで、このような状況下において制御対象デバイスを省電力モードに移行させたい場合に、本条件を採用すればよい。

[0035] (e) 「設定時間が到来したこと」

「設定時間」は、例えば昼休みのように、予め検査が行われないことが判明している時間帯である。このような時間帯において、制御対象デバイスを省電力モードに移行させたい場合に、本条件を採用すればよい。

[0036] (f) 「DR装置がシャットダウンされたこと」

DR装置 10 は、例えば操作パネル 12 の操作によってオペレータがシャットダウンを指示した際に、コントローラ 100 の制御の下でシャットダウンされる。DR装置 10 がシャットダウンされれば、他の制御対象デバイスが使用される可能性は低い。したがって、これらの制御対象デバイスを省電力モードに移行させたい場合に、本条件を採用すればよい。

[0037] (g) 「X線管球の温度が閾値未満であること」

「閾値」は、例えば冷却装置 5 による冷却が不要な温度の上限値とすればよい。すなわちこの移行条件は、主に冷却装置 5 を対象とする。冷却装置 5 の消費電力を抑えたい場合には、本条件を採用すればよい。

[0038] これら (a) ~ (g) の他にも、各種の移行条件を設定することができる。1 つの制御対象デバイスの移行条件を、(a) ~ (g) やその他の条件のうちの複数を組み合わせて構成してもよい。

[0039] 図 2 の右側に示すように、省電力実現方法としては、例えば以下の (i) ~ (ix) を採用し得る。

[0040] (i) X 線高電圧装置 3 に関し、「スタータ出力 OFF」あるいは「フィラメント加熱温度低下」。

「スタータ出力 OFF」は、スタータ制御回路 3 1 から X 線管球 4 1 のステータコイルへの電流供給の停止を指す。「フィラメント加熱温度低下」は、加熱制御回路 3 2 によるフィラメント加熱の目標温度を下げることを指す。

[0041] (ii) 冷却装置 5 に関し、「間欠運転」、「流量調整」、あるいは「停止」。

「間欠運転」は、冷却装置 5 のポンプや冷却ファンの動作に周期的な休止期間を設ける運転方法である。「流量調整」は、X 線管装置と冷却装置 5 との間で循環させる冷却液の流量を下げることを指す。「停止」は、ポンプや冷却ファンを停止させることを指す。

[0042] (iii) ~ (vi) FPD 6 a, 6 b、臥位寝台 7、立位スタンド 8、保持器 9 に関し、「電源 OFF」。

ここでの「電源 OFF」は、FPD 6 a, 6 b、臥位寝台 7、立位スタンド 8、および保持器 9 への電源供給を個別に停止することを指す。

[0043] (vii) DR 装置 10 に関し、「スタンバイ」あるいは「シャットダウン」。

「スタンバイ」は、作業状態をコントローラ 100 のメモリに保存し、このメモリを除く DR 装置 10 のデバイスの電源をオフする処理を指す。「シ

ャットダウン」は、DR装置10のオペレーティングシステムを終了し、DR装置10に含まれる各デバイスの電源をオフする処理を指す。

[0044] (viii) LCD11に関し、「電源OFF」あるいは「バックライト消灯」。

[0045] ここでの「電源OFF」は、LCD11への電源供給を停止することを指す。「バックライト消灯」は、LCD11への電源供給は停止せずに、バックライトを消灯することを指す。

[0046] (ix) 全システム(X線診断装置1が備える全てのデバイス)に関し、「電源OFF」。

ここでの「電源オフ」は、主電源スイッチ22をオフに切り替えることを指す。

[0047] 以上の(i)～(ix)の他にも、様々な方法で各デバイスの省電力モードを実現することができる。

[0048] 設定情報230に規定する移行条件および実施方法は、ユーザサイドで変更することができる。当該変更に係る処理は、例えばDR装置10が実行する。あるいは、電源供給装置2に設定用のコンピュータを接続し、このコンピュータに当該変更に係る処理を実行させてもよい。

[0049] 続いて、省電力制御に関する処理の具体例について説明する。

[具体例1]

本例では、省電力制御回路23が臥位寝台7、立位スタンド8、保持器9およびDR装置10を制御対象デバイスとして省電力に関する処理を実行する。設定情報230には、上述の(a)、(b)、(c)、(f)などを組み合わせることで構成された各制御対象デバイスの移行条件が規定されているものとする。

[0050] 図3は、本例におけるX線診断装置1の動作を説明するためのフローチャートである。

[0051] このフローチャートに示す動作は、主電源スイッチ22がオンされたことに応じて開始される。

- [0052] 主電源スイッチ 22 がオンされると、先ず電源制御回路 21 が臥位寝台 7、立位スタンド 8、保持器 9 および DR 装置 10 を含む各デバイスへの電源の供給を開始する。電源の供給が開始されたことを受けて、X線診断装置 1 に含まれる各デバイスが起動する（ステップ S101）。
- [0053] 起動が完了すると、X線診断装置 1 は、異常を検出するためのセルフチェックを行う（ステップ S102）。セルフチェックは、例えば各デバイスが備えるプロセッサがセルフチェック用のプログラムを実行することで行われる。あるデバイスが自機のセルフチェックに加え、他のデバイスのセルフチェックを行ってもよい。例えば、DR 装置 10 のコントローラ 100 により、DR 装置 10 に接続された LCD 11、操作パネル 12、および FPD 6a, 6b のセルフチェックを行わせることもできる。各デバイスは、セルフチェックの結果に異常がある場合、表示や音声出力によって警告する。また、各デバイスから 1 つのデバイス、例えば DR 装置 10 にセルフチェックの結果を集約し、DR 装置 10 のコントローラ 100 の制御の下で異常の警告などが行われてもよい。
- [0054] このようなセルフチェックは、被検体の安全を確保する観点からも、X線診断装置 1 の利用を開始するにあたって必ず実施しなければならない。換言すれば、少なくとも X線診断装置 1 を起動した当初においては、X線診断装置 1 に含まれる全てのデバイスに電源を供給して各デバイスを起動する必要がある。
- [0055] セルフチェックが完了すると、各デバイスは、オペレータからの指示や、他のデバイスからの指示を待つ状態に移行する。何らかの指示がなされれば、各デバイスは、その指示に従って動作する。
- [0056] 一例として、DR 装置 10 の動作につき説明する。
- DR 装置 10 は、セルフチェックの後、検査開始の指示を待つ状態に移行する。そして、操作パネル 12 の操作により検査開始が指示されると、DR 装置 10 のコントローラ 100 は、図 4 のフローチャートに沿って動作する。

- [0057] 先ず、コントローラ１００は、検査対象となる被検体の患者情報の入力を受け付ける（ステップＳ２０１）。オペレータは、例えば操作パネル１２の操作によって患者情報を入力する。Ｘ線診断装置１に接続されたＨＩＳ（Hospital Information System）やＲＩＳ（Radiology Information System）などの上位システムがＸ線診断装置１に患者情報を入力してもよい。
- [0058] 患者情報の入力の後、コントローラ１００は、被検体に対する検査部位（撮影部位）の指定を受け付ける（ステップＳ２０２）。オペレータは、例えば操作パネル１２の操作によって、頭部、胸部、腹部、腕部、脚部などの候補の中から検査部位を指定する。
- [0059] 検査部位が指定された後、コントローラ１００は、当該検査部位に対する撮影を行うための検査プログラムを選択する（ステップＳ２０３）。検査プログラムは、例えば検査部位ごとに用意されている。ステップＳ２０３における選択の候補となる検査プログラムは、大きく分けて、被検体を臥位にて撮影するための第１のプログラムと、被検体を立位にて撮影するための第２のプログラムとに分類できる。
- [0060] 検査プログラムを決定した後、コントローラ１００は、当該検査プログラムやステップＳ２０１にて入力された患者情報に基づき、管電圧や管電流などの撮影条件を決定する（ステップＳ２０４）。その後、コントローラ１００は、オペレータによる撮影開始指示の入力を待つ（ステップＳ２０５）。
- [0061] この間、オペレータは、被検体である患者、Ｘ線管球４１、およびＦＰＤ６ａ、６ｂが撮影に適した位置関係となるようにセッティングする。例えばオペレータは、検査部位が臥位での撮影を要するものであるならば被検体である患者を臥位寝台７に寝かせ、ＦＰＤ６ａと保持器９が保持するＸ線管装置４とが適切な位置関係となるように、臥位寝台７の天板の高さおよび水平位置とＸ線管装置４の位置とを調整する。また、オペレータは、検査部位が立位での撮影を要するものであるならば被検体である患者を立位スタンド８近傍の所定位置に立たせ、ＦＰＤ６ｂと保持器９が保持するＸ線管装置４とが適切な位置関係となるように、立位スタンド８が保持するＦＰＤ６ｂの高

さとX線管装置4の位置とを調整する。

[0062] セットアップが完了すると、オペレータは、操作パネル12を操作して撮影開始を指示する。この指示がなされたとき（ステップS205のYES）、コントローラ100は、被検体に対するX線撮影を行う（ステップS206）。具体的には、コントローラ100は、ステップS203にて選択した検査プログラムが定めるシーケンスおよびステップS204にて決定した撮影条件に従ってX線高電圧装置3からX線管球41に高電圧を供給させることにより、X線管球41にX線を発生させる。その後、ステップS203にて選択した検査プログラムが第1のプログラムであるならば、コントローラ100は、FPD6aが被検体を透過したX線を検出して生成したデータをDR装置10に取り込む。一方、ステップS203にて選択した検査プログラムが第2のプログラムであるならば、コントローラ100は、FPD6bが被検体を透過したX線を検出して生成したデータをDR装置10に取り込む。

[0063] X線撮影の後、コントローラ100は、FPD6aあるいはFPD6bから取り込んだデータに対してステップS203にて選択した検査プログラムが定める処理を施し、医用画像データを生成する（ステップS207）。さらに、コントローラ100は、生成した医用画像データを保存する（ステップS208）。医用画像データの保存先は、DR装置10が備える補助記憶装置であってもよいし、PACS等の上位のシステムであってもよい。

[0064] ステップS208を以って図4のフローチャートに示す動作が完了となる。このような流れの検査の後、コントローラ100は、ステップS208にて保存した医用画像データをLCD11に表示するなどのポストプロセスを行う。なお、当該フローチャートの説明から明らかなように、本実施形態に係るコントローラ100は、医用画像を撮影するにあたりX線診断装置1が備える複数のデバイスを制御するための検査プログラムを複数の検査プログラムの中から選択する選択部、および、選択部により選択されたプログラムに従って上記複数のデバイスを制御して医用画像を撮影する撮影制御部とし

て機能する。

[0065] ここで、図3のフローチャートの説明に戻る。具体例1においては、ステップS102の後、省電力制御回路23がステップS103～S115に沿って動作する。

[0066] すなわち、先ず省電力制御回路23は、被検体に対する検査が実行中であるか否かを判定する（ステップS103）。DR装置10が図4のフローチャートに沿って動作中であるならば、省電力制御回路23は、検査中であると判定する（ステップS103のYES）。この場合、省電力制御回路23は、ステップS203にて選択された検査プログラムが、第1のプログラムおよび第2のプログラムのいずれであるかを判定する（ステップS104）。

[0067] ステップS203にて選択される検査プログラムが第1のプログラムであると判定した場合（ステップS104の“臥位”）、立位スタンド8は当該検査において使用されない。そこで、省電力制御回路23は、立位スタンド8を省電力モードに移行させる（ステップS105）。例えば立位スタンド8の省電力実施方法として「電源OFF」が設定情報230に規定されているならば、ステップS105において省電力制御回路23は、電源制御回路21に対し、立位スタンド8を省電力モードに移行させるための指示を出力する。この指示が入力されると、電源制御回路21は、立位スタンド8への電源供給を停止する。

[0068] ステップS105に続き、省電力制御回路23は、本具体例における制御対象デバイスのうち、立位スタンド8を除くデバイスの中に省電力モードに移行中のデバイスがあるならば、当該デバイスの省電力モードを解除して通常モードに復帰させる（ステップS106）。例えば電源供給が停止中の制御対象デバイスがあるならば、省電力制御回路23は、電源制御回路21に電源の供給を再開させるための指示を出力する。この指示が入力されると、電源制御回路21は、当該デバイスへの電源供給を再開する。

[0069] 一方、ステップS104において、ステップS203にて選択される検査

プログラムが第2のプログラムであると判定した場合（ステップS104の“立位”）、臥位寝台7は当該検査において使用されない。そこで、省電力制御回路23は、臥位寝台7を省電力モードに移行させる（ステップS107）。例えば臥位寝台7の省電力実施方法として「電源OFF」が設定情報230に規定されているならば、ステップS107において省電力制御回路23は、電源制御回路21に対し、臥位寝台7を省電力モードに移行させるための指示を出力する。この指示が入力されると、電源制御回路21は、臥位寝台7への電源供給を停止する。

[0070] ステップS107に続き、省電力制御回路23は、本具体例における制御対象デバイスのうち、臥位寝台7を除くデバイスの中に省電力モードに移行中のデバイスがあるならば、ステップS106と同様に当該デバイスの省電力モードを解除して通常モードに復帰させる（ステップS108）。

[0071] ステップS106あるいはステップS108の後、省電力制御回路23の動作はステップS103に戻る。

[0072] ステップS103において、DR装置10が図4のフローチャートに沿って動作中でないならば、省電力制御回路23は、被検体に対する検査が実行中でないと判定する（ステップS103のNO）。この場合、省電力制御回路23は、DR装置10がポストプロセスを実行中であるか否かを判定する（ステップS109）。

[0073] DR装置10がポストプロセスを実行中であるならば、本具体例における制御対象デバイスのうち、DR装置10を除くデバイスは使用されないと想定される。そこで、ステップS109においてポストプロセスを実行中であると判定した場合（ステップS109のYES）、省電力制御回路23は、DR装置10を除く制御対象デバイス、すなわち臥位寝台7、立位スタンド8および保持器9を省電力モードに移行させる（ステップS110）。例えば臥位寝台7、立位スタンド8、および保持器9の省電力実施方法として「電源OFF」が設定情報230に規定されているならば、ステップS110において省電力制御回路23は、電源制御回路21に対し、臥位寝台7、立

位スタンド８および保持器９を省電力モードに移行させるための指示を出力する。この指示が入力されると、電源制御回路２１は、臥位寝台７、立位スタンド８および保持器９への電源供給を停止する。ステップＳ１１０の後、省電力制御回路２３の動作はステップＳ１０３に戻る。

[0074] 一方、ステップＳ１０９において、ポストプロセスが実行中でないと判定した場合（ステップＳ１０９のＮＯ）、省電力制御回路２３は、ＤＲ装置１０がシャットダウンされているか否かを判定する（ステップＳ１１１）。ＤＲ装置１０は、例えばオペレータが操作パネル１２を操作してシャットダウンの指示を入力した際にコントローラ１００の制御の下でシャットダウンされる。

[0075] ＤＲ装置１０がシャットダウンされた状態では、Ｘ線診断装置１が検査等に使用されることはない想定される。そこで、ステップＳ１１１においてＤＲ装置１０がシャットダウンされていると判定した場合（ステップＳ１１１のＹＥＳ）、省電力制御回路２３は、主電源スイッチ２２をオフする（ステップＳ１１２）。主電源スイッチ２２がオフされると、電源制御回路２１はＸ線診断装置１に含まれる各デバイスへの電源供給を停止する。

[0076] ステップＳ１１２が実行された場合には、図３のフローチャートに示す動作が完了となる。

[0077] 一方、ステップＳ１１１において、ＤＲ装置１０がシャットダウンされていないと判定した場合（ステップＳ１１１のＮＯ）、省電力制御回路２３は、各制御対象デバイスに対する操作が一定時間以上に亘って行われていないか否かを判定する（ステップＳ１１３）。この判定は、例えば省電力制御回路２３が備えるタイマを用いて行う。すなわち、省電力制御回路２３は、各制御対象デバイスに対する操作をモニタし、いずれかの制御対象デバイスが最後に操作されてからの経過時間をタイマにて計測する。そして、省電力制御回路２３は、このタイマによって計測される時間と予め定められた一定時間とを比較することにより、ステップＳ１１３の判定を行う。

[0078] 各制御対象デバイスに対する操作が一定時間以上に亘って行われていない

と判定した場合（ステップS 1 1 3のY E S）、省電力制御回路2 3は、全ての制御対象デバイスを省電力モードに移行させる（ステップS 1 1 4）。ステップS 1 1 4において、省電力制御回路2 3は、臥位寝台7、立位スタンド8および保持器9については、ステップS 1 1 0と同様の手法で省電力モードに移行させる。また、省電力制御回路2 3は、D R装置1 0については、スタンバイを指令する。この指令をD R装置1 0が受けると、D R装置1 0のコントローラ1 0 0は、D R装置1 0をスタンバイの状態に移行させる。なお、D R装置1 0がスタンバイの状態において、操作パネル1 2に対して何らかの操作がなされると、操作パネル1 2がコントローラ1 0 0に対して割り込み信号を出力する。この割り込み信号が入力されると、コントローラ1 0 0は、スタンバイを解除してD R装置1 0を通常モードに復帰させる。

[0079] 一方、各制御対象デバイスに対する操作が一定時間内に行われたと判定した場合（ステップS 1 1 3のN O）、省電力制御回路2 3は、省電力モードに移行している全ての制御対象デバイスについて省電力モードを解除し、通常モードに復帰させる（ステップS 1 1 5）。

ステップS 1 1 4あるいはS 1 1 5の後、省電力制御回路2 3の動作はステップS 1 0 3に戻る。

[0080] [具体例2]

続いて、具体例2について説明する。

本例では、省電力制御回路2 3が冷却装置5を制御対象デバイスとして省電力に関する処理を実行する。設定情報2 3 0には、上述の（c）、（f）、（g）などを組み合わせることで構成された冷却装置5に関する移行条件が規定されているものとする。

[0081] 図5は、本例におけるX線診断装置1の動作を説明するためのフローチャートである。

[0082] このフローチャートに示す動作は、主電源スイッチ2 2がオンされたことに応じて開始される。

- [0083] 主電源スイッチ 22 がオンされると、先ず電源制御回路 21 が冷却装置 5 を含む各デバイスへの電源の供給を開始する。電源の供給が開始されたことを受けて、X線診断装置 1 に含まれる各デバイスが起動する（ステップ S 301）。
- [0084] 起動が完了すると、X線診断装置 1 は、具体例 1 におけるステップ S 202 と同様のセルフチェックを行う（ステップ S 302）。セルフチェックが完了すると、各デバイスは、オペレータからの指示や、他のデバイスからの指示を待つ状態に移行する。何らかの指示がなされれば、各デバイスは、その指示に従って動作する。例えば DR 装置 10 は、具体例 1 にて説明した通り、図 4 のフローチャートに沿って動作する。
- [0085] ステップ S 302 の後、省電力制御回路 23 がステップ S 303～S 309 に沿って動作する。
- [0086] すなわち、先ず省電力制御回路 23 は、温度センサ 42 が検出する X線管球 41 の温度が予め定められた閾値未満であるか否かを判定する（ステップ S 303）。この閾値は、例えば冷却装置 5 による冷却が不要な温度の上限値とする。
- [0087] X線管球 41 の温度が閾値未満である場合（ステップ S 303 の YES）、省電力制御回路 23 は、被検体に対する検査が実行中であるか否かを判定する（ステップ S 304）。DR 装置 10 が図 4 のフローチャートに沿って動作中であるならば、省電力制御回路 23 は、検査中であると判定する（ステップ S 304 の YES）。この場合、実行中の検査において X線管球 41 の温度が上昇する虞があるものの、現時点では同温度は冷却を必要としない程度に低いことになる。そこで、省電力制御回路 23 は、冷却装置 5 を省電力モードに移行させる（ステップ S 305）。例えば冷却装置 5 の省電力実施方法として「間欠運転」が規定されているならば、省電力制御回路 23 は、冷却装置 5 に対し間欠運転を指示する。この指示を受けた後、冷却装置 5 は、ポンプや冷却ファンを間欠運転する。また、冷却装置 5 の省電力実施方法として「流量調整」が規定されているならば、省電力制御回路 23 は、冷

却装置 5 に対し、X線管装置 4 と冷却装置 5 との間で循環させる冷却液の流量の低下を指示する。この指示を受けた後、冷却装置 5 は、ポンプの回転数を通常モード時よりも下げることにより、冷却液の流量を下げる。

[0088] 一方、ステップ S 3 0 3 において、X線管球 4 1 の温度が閾値以上である場合には（ステップ S 3 0 3 の N O）、X線管球 4 1 を冷却する必要がある。そこで、省電力制御回路 2 3 は、ステップ S 3 0 5 あるいは後述のステップ S 3 0 7 を経ることにより冷却装置 5 が省電力モードに移行中であるならば、当該省電力モードを解除して通常モードに復帰させる（ステップ S 3 0 6）。

[0089] ステップ S 3 0 5 あるいはステップ S 3 0 6 の後、省電力制御回路 2 3 の動作はステップ S 3 0 3 に戻る。

[0090] ステップ S 3 0 4 において、D R 装置 1 0 が図 4 のフローチャートに沿って動作中でないならば、省電力制御回路 2 3 は、被検体に対する検査が実行中でないと判定する（ステップ S 3 0 4 の N O）。この場合においても、省電力制御回路 2 3 は、冷却装置 5 を省電力モードに移行させる（ステップ S 3 0 7）。ただしステップ S 3 0 7 において、省電力制御回路 2 3 は、電源制御回路 2 1 に対し冷却装置 5 への電源供給の停止を指示する。この指示を受けた電源制御回路 2 1 は、冷却装置 5 への電源供給を完全に停止（電源 O F F）する。

[0091] ステップ S 3 0 7 の後、省電力制御回路 2 3 は、D R 装置 1 0 がシャットダウンされているか否かを判定する（ステップ S 3 0 8）。D R 装置 1 0 がシャットダウンされていると判定した場合（ステップ S 3 0 8 の Y E S）、省電力制御回路 2 3 は、具体例 1 におけるステップ S 1 1 2 と同様に、主電源スイッチ 2 2 をオフする（ステップ S 3 0 9）。主電源スイッチ 2 2 がオフされると、電源制御回路 2 1 は X 線診断装置 1 に含まれる各デバイスへの電源供給を停止する。ステップ S 3 0 9 が実行された場合には、図 5 のフローチャートに示す動作が完了となる。

[0092] 一方、ステップ S 3 0 8 において、D R 装置 1 0 がシャットダウンされて

いないと判定した場合（ステップS 3 0 8のN O）、省電力制御回路2 3の動作はステップS 3 0 3に戻る。

[0093] 「動作モードの報知」

省電力制御回路2 3は、具体例1におけるステップS 1 0 3～S 1 1 5や具体例2におけるステップS 3 0 3～S 3 0 9の動作と並行して、表示灯1 3を用いて制御対象デバイスの動作モードを報知するための処理を実行する。

[0094] 例えば省電力制御回路2 3は、制御対象デバイスの全てが通常モードで動作中であるならば表示灯1 3を第1色（例えば緑色）にて点灯させ、制御対象デバイスのいずれか1つでも省電力モードに移行中であるならば表示灯1 3を第2色（例えば赤色）にて点灯させる。

[0095] 表示灯1 3により各制御対象デバイスそれぞれの動作モードを報知することもできる。

[0096] この場合、例えば表示灯1 3を制御対象デバイスごとに設ける。そして、省電力制御回路2 3は、通常モードで動作中の制御対象デバイスに対応する表示灯1 3を第1色にて点灯させ、省電力モードで動作中の制御対象デバイスに対応する表示灯1 3を第2色にて点灯させる。

[0097] 以上説明したように、本実施形態においては、省電力制御回路2 3が適宜のタイミングで制御対象デバイスを省電力モードに移行させる。したがって、X線診断装置1の無駄な電力消費を抑えることができる。

[0098] さらに、省電力制御回路2 3は、移行条件が非成立になると省電力モードに移行中の制御対象デバイスを通常モードに移行させる。このように、オペレータによる操作を介さずに各デバイスの省電力モードが解除されれば、X線診断装置1を用いた検査などを迅速に開始できる。

[0099] また、省電力制御回路2 3は、表示灯1 3により制御対象デバイスの現在の動作モードを報知する。これにより、オペレータは、省電力モードに移行したデバイスの有無などを容易に把握することができる。

[0100] 「具体例3」

図6には具体例3の処理手順を示している。たとえば各日朝に最初にシステムのメインスイッチ22がOFFからONにスイッチされる(S11)。そのとき電源供給装置2の電源制御回路21と省電力制御回路23とが通電される。省電力制御回路23は、X線高電圧装置3のスタータ制御回路31と加熱制御回路32とを制御する。この制御によりスタータ制御回路31からX線管装置4の回転陽極のステータコイルへの電流供給が停止され、また加熱制御回路32からX線管装置4の陰極フィラメントへの電流供給が停止される(S12)。

[0101] 次に撮影技師による操作パネル12の操作により、LCD11に表示された本日の検査予定リスト上の少なくとも一の検査が確定される(S13)。省電力制御回路23は、次の確定検査に関する検査情報から検査開始時刻を特定する(S14)。

[0102] 省電力制御回路23は、現在時刻が、検査開始時刻よりたとえば30分前(第1時間)に達したか否かを繰り返し判定する(S15)。省電力制御回路23は、現在時刻が検査開始時刻より30分前に達したとき、加熱制御回路32からX線管装置4の陰極フィラメントへの電流供給を開始させるために加熱制御回路32を制御する(S16)。それにより陰極フィラメントの加熱が開始され、検査開始時刻には十分な量の熱電子の放出が担保される。

[0103] 引き続き、省電力制御回路23は、現在時刻が、検査開始時刻よりたとえば1分前(第2時間)に達したか否かを繰り返し判定する(S17)。省電力制御回路23は、現在時刻が検査開始時刻より1分前に達したとき、スタータ制御回路31からX線管装置4の回転陽極のステータコイルへの電流供給を開始させるためにスタータ制御回路31を制御する(S18)。それにより回転陽極の回転が開始され、検査開始時刻には回転陽極の回転が定常状態に達する。

[0104] 撮影(検査)が終了すると(S19)、省電力制御回路23は、X線高電圧装置3のスタータ制御回路31と加熱制御回路32とを制御し、スタータ制御回路31からX線管装置4の回転陽極のステータコイルへの電流供給を

停止させ、また加熱制御回路 3 2 から X 線管装置 4 の陰極フィラメントへの電流供給を停止させる。省電力制御回路 2 3 は、次の検査の有無を判定する (S 2 0)。次の検査がないとき、省電力制御回路 2 3 は、電源制御回路 2 1 から各デバイス 3, 5 - 1 0 への電源供給を停止する (S 2 1)。次の検査があるとき、工程 S 1 4 に戻り S 1 4 - S 2 1 の処理を実行する。

[0105] なお、加熱制御回路 3 2 から X 線管装置 4 の陰極フィラメントへの電流供給の停止／開始は、陰極フィラメントへ電流供給は維持し、その電流値の高低制御をするようにしてもよい。陰極フィラメントへ低電流が供給されるとき、陰極フィラメントは所定の温度に維持される。陰極フィラメントへ高電流が供給されるとき、陰極フィラメントは所定の量の熱電子を放出するに十分な温度に加熱される。

[0106] また上述の制御方法よりも簡易に、たとえばメインスイッチ 2 2 をオフからオンにスイッチしたとき、所定のタイムスケジュールで上記ステータコイル及び陰極フィラメントへの電流の供給／停止を切り替えるようにしてもよい。例えばメインスイッチ 2 2 をオフからオンにスイッチする時刻及び検査開始時刻とは無関係に、毎朝特定の時刻 8 : 3 0 にステータコイル及び陰極フィラメントへの電流供給を開始し、さらに毎日特定の時間帯 1 2 : 0 0 - 1 3 : 0 0 の期間はステータコイル及び陰極フィラメントへの電流供給を停止し、毎日特定の時刻 1 7 : 0 0 にステータコイル及び陰極フィラメントへの電流供給を停止する。

[0107] さらに省電力制御回路 2 3 は、DR装置 1 0 がシャットダウンされると X 線が照射できない状態なので、ステータコイル及び陰極フィラメントへの電流供給を停止させる。

[0108] また省電力制御回路 2 3 は、操作パネル 1 2 を介して一定時間操作がないときは、検査が無いと判断して、ステータコイル及び陰極フィラメントへの電流供給を停止させる。

[0109] また省電力制御回路 2 3 は、検査開始時刻の 1 分前から検査終了までの期間以外の期間は、ステータコイルへの電流供給を停止させる。

[0110] また省電力制御回路 23 は、検査室照明システム 200 で検査室が消灯されているときであって、かつ人感センサ 201 で検査室内での人間の存在を感知しないとき、ステータコイルへの電流供給を停止させる。

[0111] 「具体例 4」

図 7 には具体例 4 に対応するバイプレーン型 X 線診断装置の電源ラインを示している。循環器系検査や手術で有効なバイプレーン型 X 線診断装置は、フロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 との 2 系統の撮影システムを装備する。電源制御回路 21 は、フロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 とに対して、互いに分離した電源ライン、換言するとそれぞれ独立した電源ラインでもって強電的に接続される。それにより電源制御回路 21 は、フロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 とに対して、電源供給の停止／開始を別々に管理することができる。従来、電源制御回路 21 はフロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 とに対して共通した電源ラインでもって接続されていたため、電源供給の停止／開始を別々に管理することができなかった。

[0112] 省電力制御回路 23 は、検査プログラムデータを入力し、フロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 との両方を使用する検査以外の検査、つまりフロント側撮影システム 21 とラテラル側撮影システム 22 との一方だけを用いて他方のシステムは使用しないときには、使用しないシステムへの電源供給それ自体を停止させるために電源制御回路 21 を制御する。

[0113] [変形例]

上記実施形態にて開示した構成は、種々の態様に変形することができる。

例えば、上記実施形態では医用画像撮影装置の一例として、X 線診断装置 1 を開示した。しかしながら、上記実施形態にて開示した省電力に関する制御を、他種の医用画像撮影装置、例えば X 線 CT 装置、MRI 装置、あるいは超音波診断装置などに適用してもよい。

- [0114] また、一般撮影システム以外のX線診断装置に、上記実施形態にて開示した省電力に関する制御を適用してもよい。一般撮影システム以外のX線診断装置としては、例えばCアームや Ω アームにてX線源とX線検出器とを保持し、寝台に寝かされた被検体のX線透視画像を所定のフレームレートで撮影しつつ、撮影により得られた画像をリアルタイムで表示するX線透視撮影装置が挙げられる。
- [0115] さらに、このようなX線透視撮影装置と一般撮影システムとが同一の検査室内に配置されている場合には、両装置を含むシステムに対して、上記実施形態にて開示した省電力に関する制御を適用してもよい。この場合、例えば上述の（b）のように検査プログラムの選択を移行条件として使用するにあたり、一般撮影システムを用いる検査プログラムが選択されたならばX線透視撮影装置の各デバイスを省電力モードに移行させ、X線透視撮影装置を用いる検査プログラムが選択されたならば一般撮影システムの各デバイスを省電力モードに移行させるなどの実施態様を採用できる。
- [0116] また、具体例1，2においては、X線診断装置1が備える複数のデバイスの一部を省電力モードに移行させる例を示した。しかしながら、上述の（d）や（e）の移行条件が成立した場合などに、X線診断装置1が備える全てのデバイスを省電力モードに移行させてもよい。
- [0117] また、具体例1においては、第1のプログラムが選択された際に立位スタンド8を省電力モードに移行させ、第2のプログラムが選択された際に臥位寝台7を省電力モードに移行させる例を示した。しかしながら、第1のプログラムが選択された際に、当該プログラムによる制御において使用されるデバイスを除く全てのデバイス（立位スタンド8に加えFPD6bなど）を省電力モードに移行させてもよい。さらに、第2のプログラムが選択された際に、当該プログラムによる制御において使用されるデバイスを除く全てのデバイス（臥位寝台7に加えFPD6aなど）を省電力モードに移行させてもよい。
- [0118] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例とし

て提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

符号の説明

[0119] 1…X線診断装置、2…電源供給装置、3…X線高電圧装置、4…X線管装置、5…冷却装置、6a, 6b…FPD、7…臥位寝台、8…立位スタンド、9…保持器、10…DR装置、11…LCD、12…操作パネル、13…表示灯、21…電源制御回路、22…主電源スイッチ、23…省電力制御回路、31…スタータ制御回路、32…加熱制御回路、41…X線管球、42…温度センサ、51…温度監視回路、100…コントローラ、101…電源制御回路、200…照明システム、201…人感センサ、230…設定情報。

請求の範囲

- [請求項1] X線を発生する陽極回転型X線管装置と、
前記X線管装置に印加する高電圧を発生する高電圧発生部と、
前記高電圧発生部に電源を供給する電源供給部と、
前記X線管装置へのフィラメント電流の供給及び／又は陽極回転のためのステータコイルへの電流の供給を所定規則に従って停止し又は開始するために前記高電圧発生部を制御する制御部とを具備する医用画像撮影装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記所定規則に従って検査開始時刻より第1時間前に前記X線管装置のフィラメント電流の供給を開始させることを特徴とする請求項1に記載の医用画像撮影装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記所定規則に従って検査開始時刻より第2時間前に前記ステータコイルへの電流の供給を開始させることを特徴とする請求項2に記載の医用画像撮影装置。
- [請求項4] 前記第2時間は前記第1時間より短いことを特徴とする請求項3に記載の医用画像撮影装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記電源供給部のメインスイッチがオンされた時から前記電源供給部から前記高電圧発生部への電源供給を停止させ、前記第1時間前に前記電源供給部から前記高電圧発生部への電源供給を開始させることを特徴とする請求項4に記載の医用画像撮影装置。
- [請求項6] 前記制御部は、前記医用画像撮影装置が設置された検査室に人間が不在である期間が所定時間を超過した時に前記電源供給部から前記高電圧発生部への電源供給を停止させさせることを特徴とする請求項1に記載の医用画像撮影装置。
- [請求項7] バイプレーン
X線を発生する複数の陽極回転型X線管装置と、
前記複数のX線管装置にそれぞれ対応する複数の高電圧発生部と、
前記複数の高電圧発生部に電源を供給する電源供給部と、

前記複数のX線管装置に対して択一的に、フィラメント電流を供給し及び／又は陽極回転のためのステータコイルへの電流を供給するために前記複数の高電圧発生部を制御する制御部とを具備する医用画像撮影装置。

- [請求項8] X線を発生する陽極回転型X線管装置と、
前記X線管装置に印加する高電圧を発生する高電圧発生部と、
前記高電圧発生部に電源を供給する電源供給部と、
前記電源供給部から前記高電圧発生部への電源供給／停止を所定規則に従って制御する制御部とを具備する医用画像撮影装置。

以下は出願時クレームです

- [請求項9] 被検体の内部形態を表す医用画像を撮影する医用画像撮影装置であって、
電源を供給する電源供給部と、
前記電源供給部からの電源の供給を受けて動作する複数のデバイスと、
通常時よりも前記電源供給部から供給される電源の消費が少ない省電力モードへの移行条件の成否を判定し、当該移行条件が成立した場合に、前記複数のデバイスの一部又は全部を前記省電力モードに移行させる省電力制御部と、
を備えた医用画像撮影装置。

- [請求項10] 前記電源供給部からの電源の供給を受けて動作する複数のデバイスと、
通常時よりも前記電源供給部から供給される電源の消費が少ない省電力モードへの移行条件の成否を判定し、当該移行条件が成立した場合に、前記複数のデバイスの一部又は全部を前記省電力モードに移行させる省電力制御部と、
を備えた医用画像撮影装置。

- [請求項11] 前記省電力制御部は、前記複数のデバイスの一部又は全部を前記省

電力モードに移行させた後、前記移行条件が不成立となった場合に、当該省電力モードを解除することを特徴とする請求項 9 に記載の医用画像撮影装置。

[請求項12] 医用画像を撮影するにあたり前記複数のデバイスを制御するためのプログラムを、複数のプログラムの中から選択する選択部と、

前記選択部により選択されたプログラムに従って前記複数のデバイスを制御し、医用画像を撮影する撮影制御部と、

をさらに備え、

前記移行条件は、前記選択部によっていずれかのプログラムが選択されること、を含み、

前記省電力制御部は、前記選択部によっていずれかのプログラムが選択されたことを以って前記移行条件が成立した場合に、前記複数のデバイスのうち、当該選択されたプログラムによる制御において使用されるデバイスを除くデバイスの一部又は全てを前記省電力モードに移行させることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の医用画像撮影装置。

[請求項13] 前記複数のデバイスは、

X線を発生するX線源と、

被検体を載置するための天板を有し、前記X線源が発生したX線を検出する検出器をその検出面が前記天板と平行を成すように前記天板の下方にて保持する寝台と、

設置面に立設し、前記X線源が発生したX線を検出する検出器をその検出面が前記設置面と垂直を成すように保持するスタンドと、

を含み、

前記選択部による選択の対象となるプログラムには、被検体を臥位にて撮影する第1のプログラムと、被検体を立位にて撮影する第2のプログラムとが含まれ、

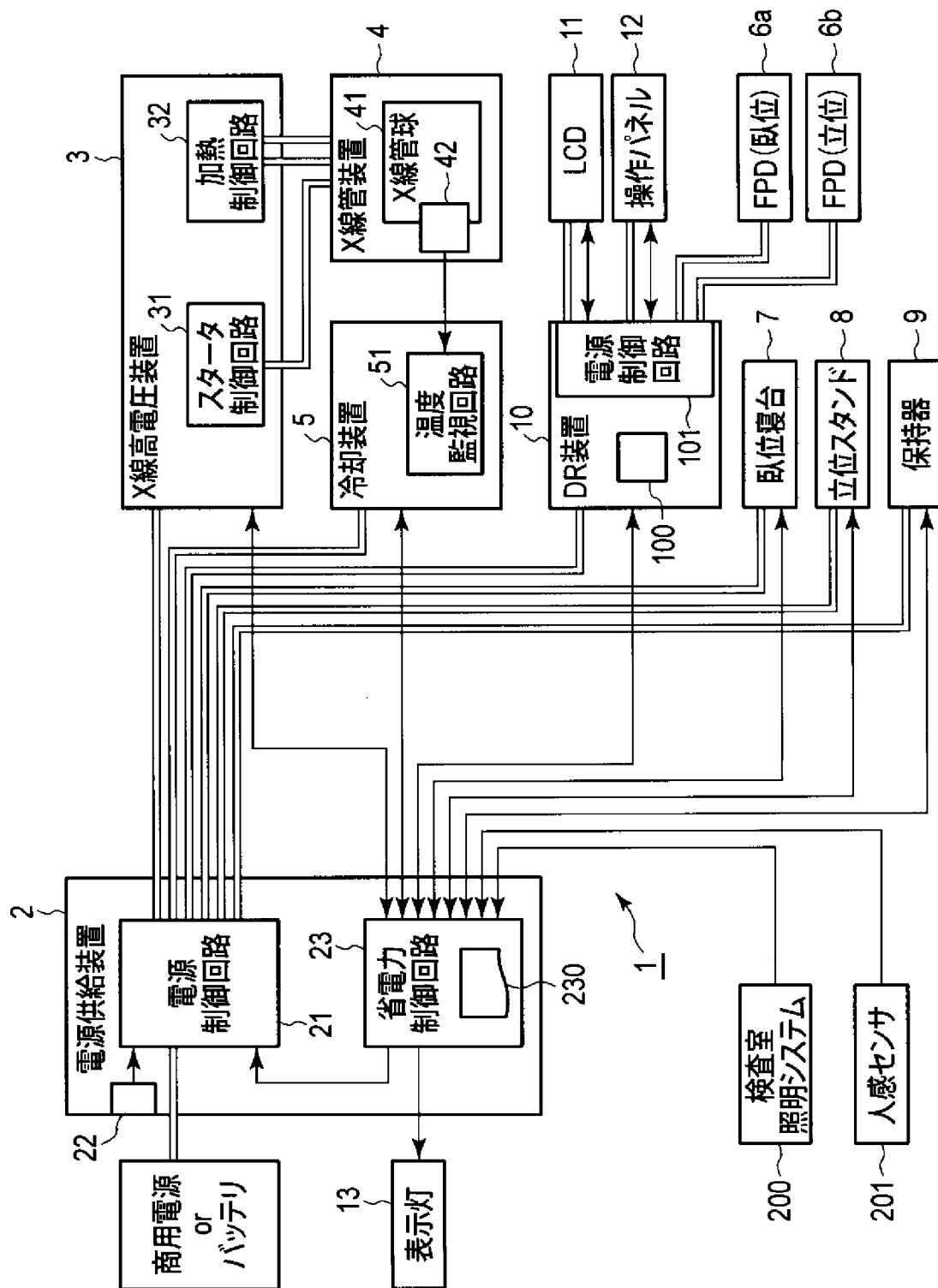
前記省電力制御部は、前記選択部によって前記第1のプログラムが

選択されたことを以って前記移行条件が成立した場合に前記寝台を前記省電力モードに移行させ、前記選択部によって前記第2のプログラムが選択されたことを以って前記移行条件が成立した場合に前記スタンドを前記省電力モードに移行させることを特徴とする請求項11に記載の医用画像撮影装置。

[請求項14]

前記複数のデバイスは、
X線を発生するX線管球と、
このX線管球の温度を検出するセンサと、
前記X線管球を冷却する冷却部と、
を含み、
前記移行条件は、前記センサが検出した温度が閾値以下であること、
を含み、
前記省電力制御部は、前記センサが検出した温度が閾値以下であることを以って前記移行条件が成立した場合に、前記冷却部を前記省電力モードに移行させることを特徴とする請求項9乃至12のうちいずれか一に記載の医用画像撮影装置。

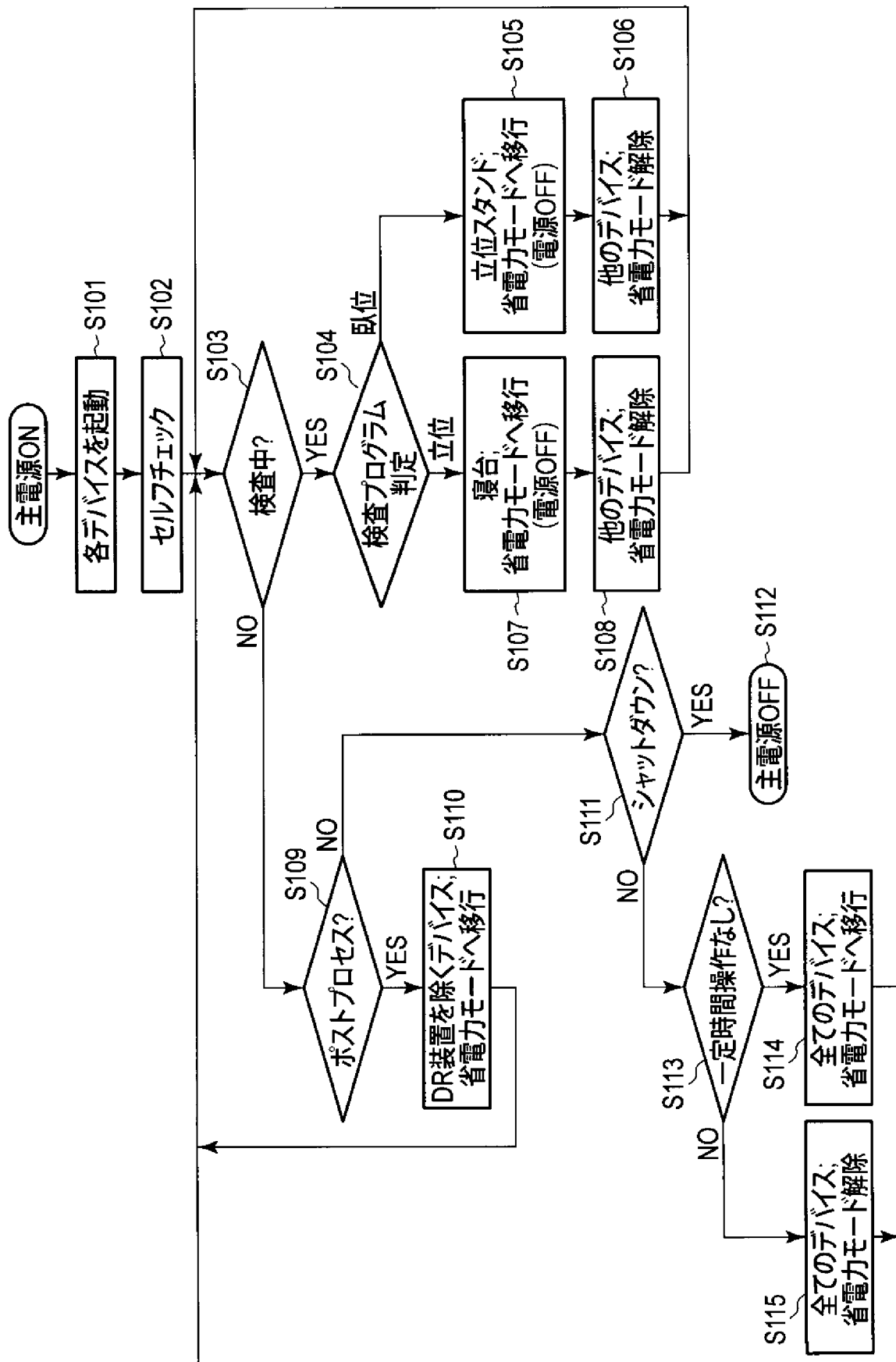
[図1]



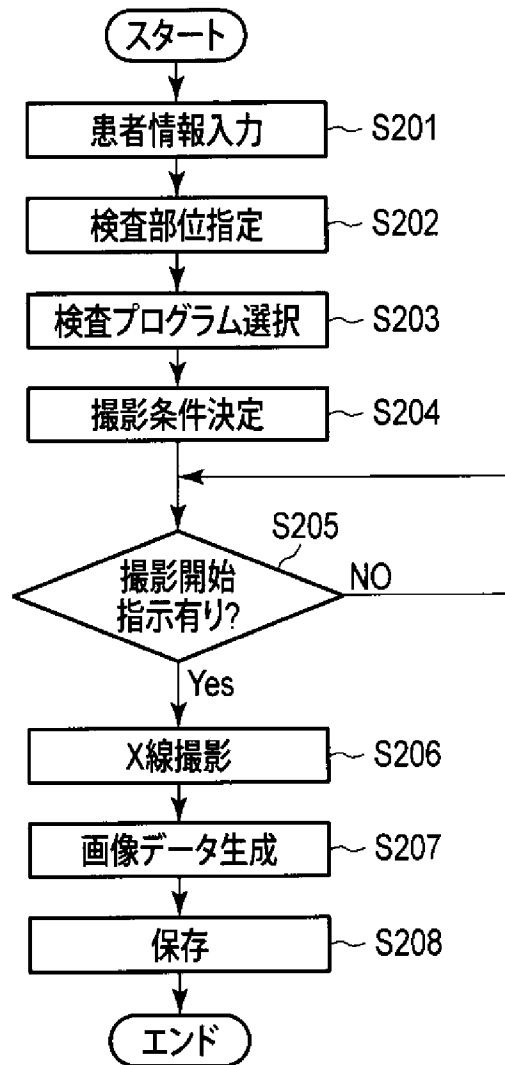
[図2]

省電力モード移行条件	省電力実施方法
(a) 一定時間操作がないこと (b) 何れかの検査プログラムが選択されたこと (c) 検査開始～検査終了以外の処理の実行中であること (d) 検査室が使用されていないこと (e) 設定時間が到来したこと (f) DR装置がシャットダウンされたこと (g) X線管球の温度が閾値未満であること -----	(i) X線高電圧装置；スタータ出力OFF、フィラメント加熱温度低下 (ii) 冷却装置；間欠運転、流量調整、停止 (iii) FPD；電源OFF (iv) 臥位寝台；電源OFF (v) 立位スタンド；電源OFF (vi) 保持器；電源OFF (vii) DR装置；スタンバイ、シャットダウン (viii) LCD；電源OFF、バックライト消灯 (ix) 全システム；電源OFF (商用電源等の遮断) -----

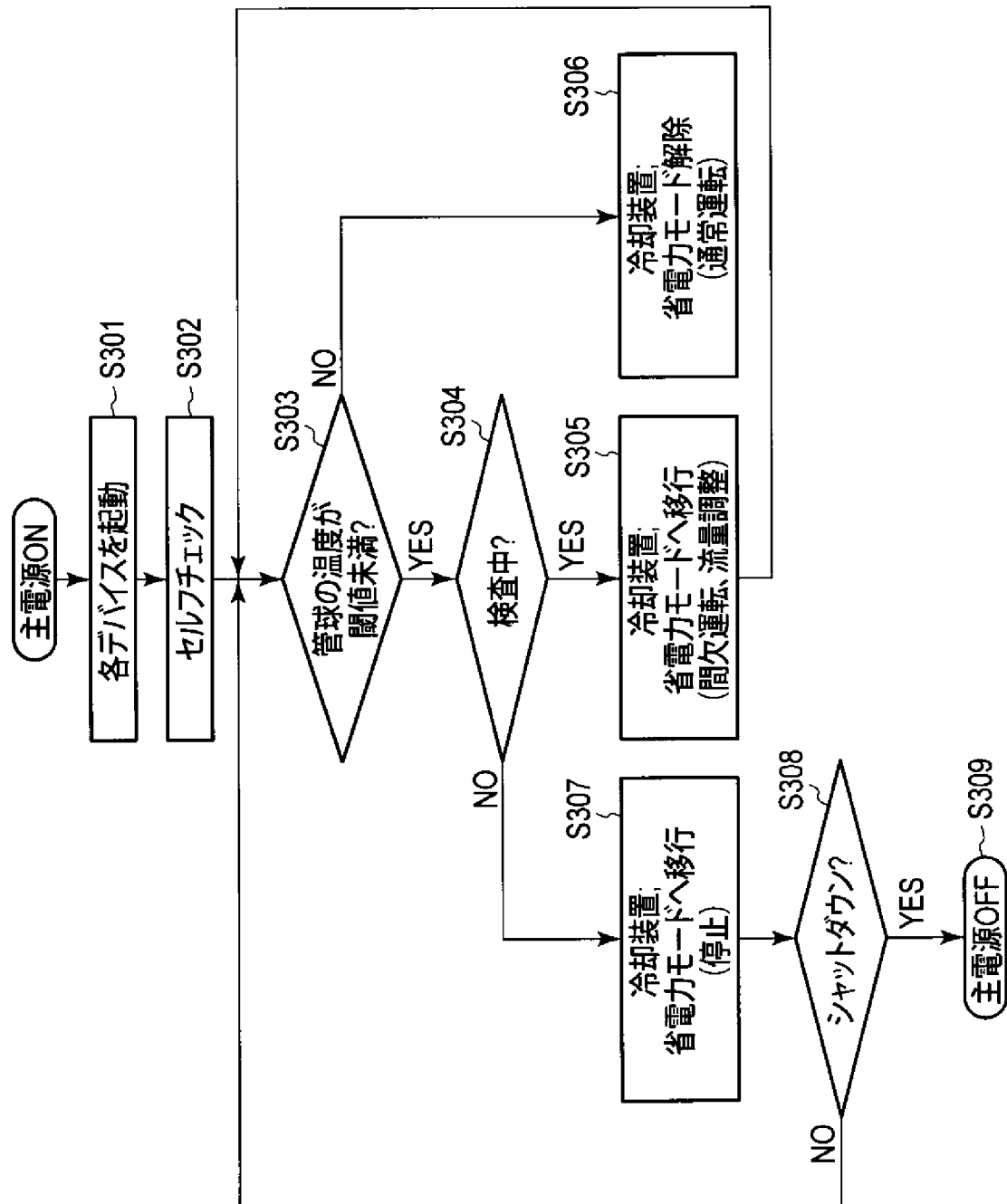
[図3]



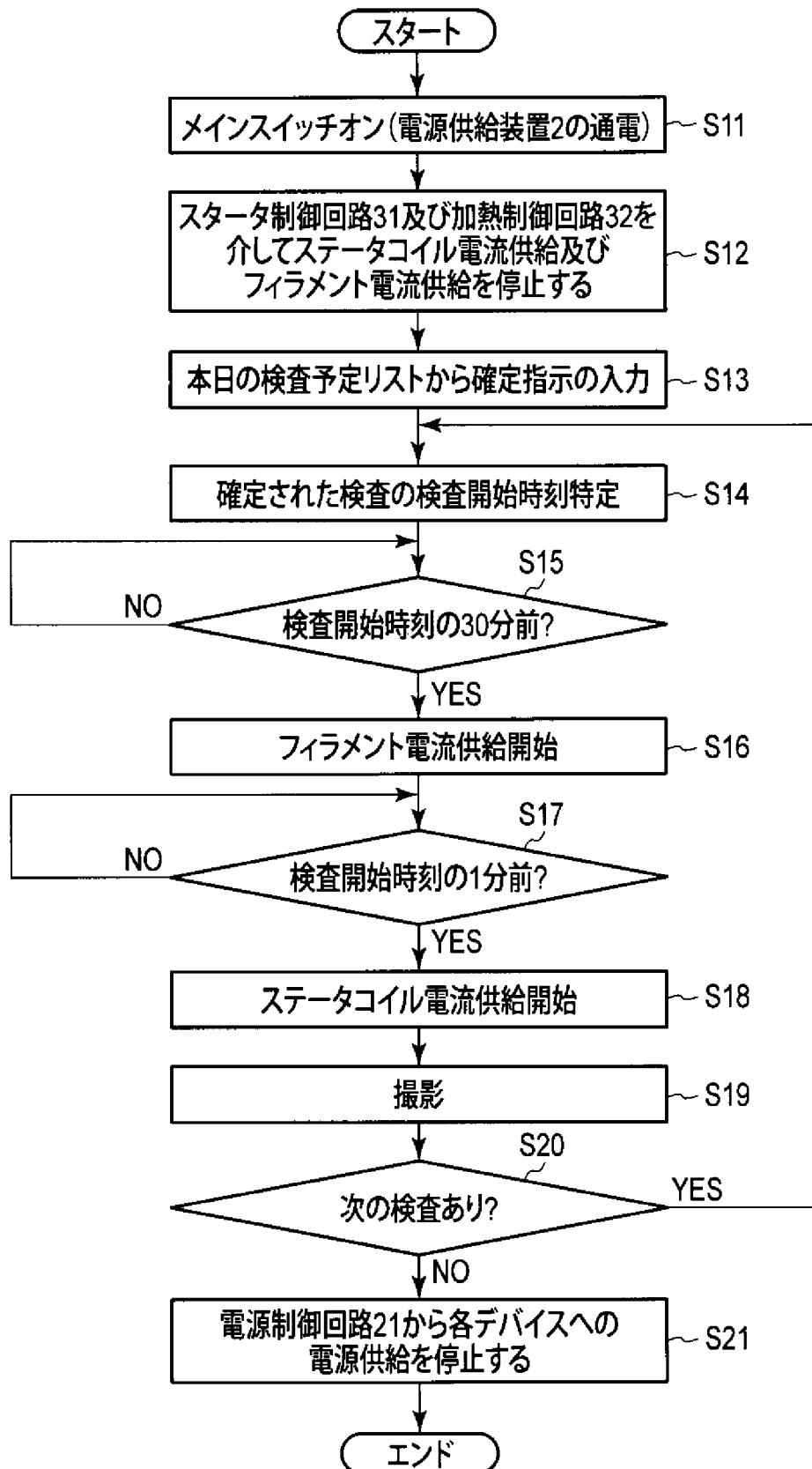
[図4]



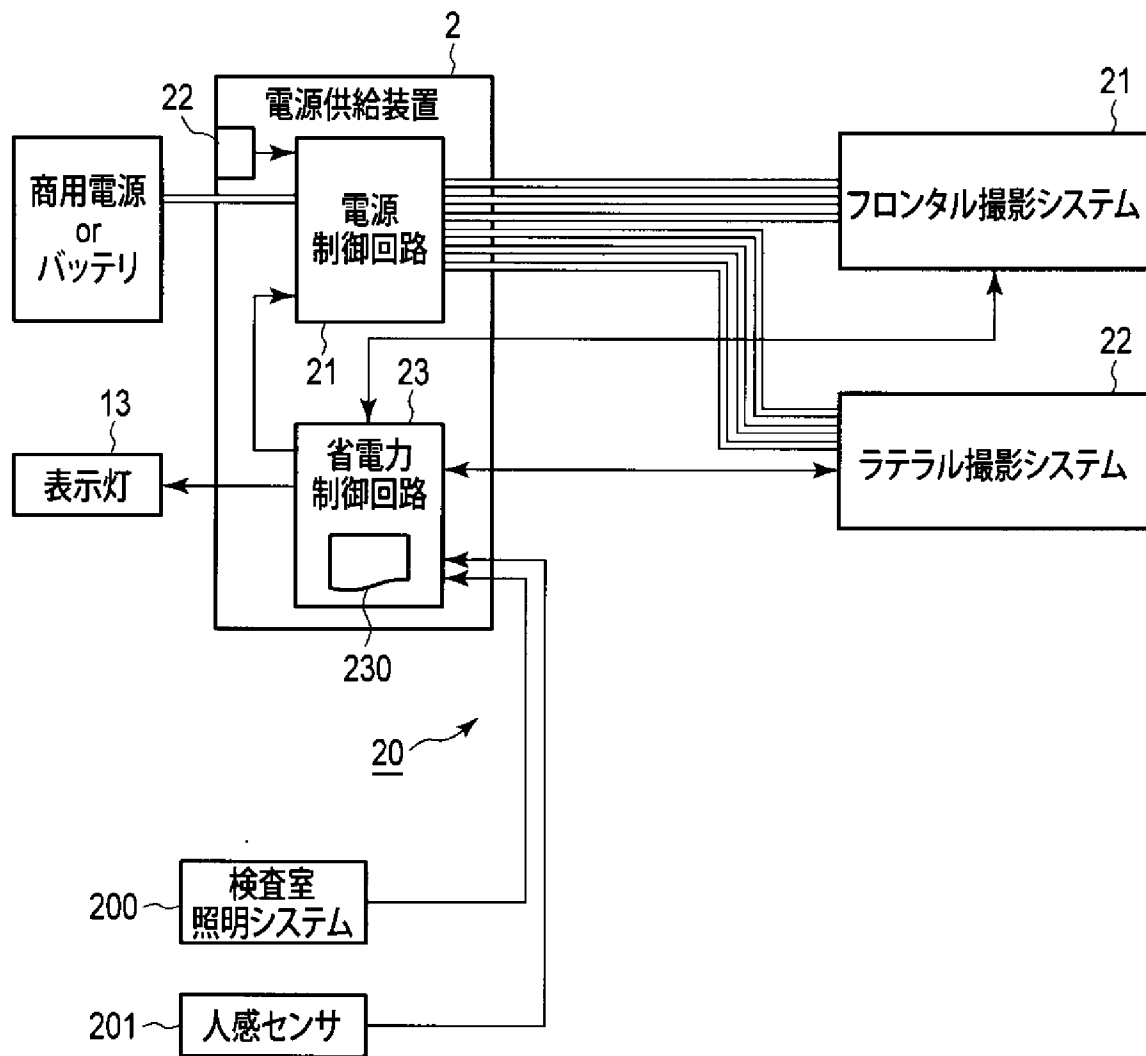
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/050160

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H05G1/30(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, H05G1/32(2006.01)i, H05G1/66(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H05G1/30, A61B5/055, A61B6/00, A61B6/03, A61B8/00, H05G1/32, H05G1/66

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2002-033064 A (Shimadzu Corp.), 31 January 2002 (31.01.2002), particularly, fig. 2 (Family: none)	1, 8 2-4, 6, 7 5, 9-14
Y A	JP 2004-342360 A (Toshiba Corp.), 02 December 2004 (02.12.2004), particularly, paragraph [0017] (Family: none)	2-4 1, 5-14
Y A	JP 53-078191 A (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 11 July 1978 (11.07.1978), page 2 (Family: none)	4 1-3, 5-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 January, 2014 (27.01.14)

Date of mailing of the international search report
04 February, 2014 (04.02.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/050160

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2012-019856 A (Shimadzu Corp.), 02 February 2012 (02.02.2012), paragraph [0044]; fig. 4 (Family: none)	9-12 6 1-5, 7, 8, 13, 14
Y A	JP 05-315091 A (Hitachi Medical Corp.), 26 November 1993 (26.11.1993), paragraph [0026] (Family: none)	7 1-6, 8-14
Y A	JP 2002-272721 A (Konica Corp.), 24 September 2002 (24.09.2002), paragraphs [0014], [0015]; fig. 1 & US 2002/0131553 A1	13 1-12, 14
Y A	JP 2010-259581 A (Hitachi Medical Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), fig. 1 (Family: none)	13 1-12, 14
X A	JP 05-056958 A (Hitachi Medical Corp.), 09 March 1993 (09.03.1993), fig. 6 (Family: none)	9, 10, 14 1-8, 11, 12, 13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. H05G1/30(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, H05G1/32(2006.01)i, H05G1/66(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. H05G1/30, A61B5/055, A61B6/00, A61B6/03, A61B8/00, H05G1/32, H05G1/66

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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 Y A	JP 2002-033064 A（株式会社島津製作所）2002.01.31, 特に、第2図（ファミリーなし）	1, 8 2-4, 6, 7 5, 9-14
Y A	JP 2004-342360 A（株式会社東芝）2004.12.02, 特に、第17段落（ファミリーなし）	2-4 1, 5-14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

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

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 7 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 4 . 0 2 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

後藤 順也

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 1 0 1

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 53-078191 A (東京芝浦電気株式会社) 1978.07.11, 第2頁 (ファミリーなし)	4 1-3, 5-14
X Y A	JP 2012-019856 A (株式会社島津製作所) 2012.02.02, 第44段落、 第4図 (ファミリーなし)	9-12 6 1-5, 7, 8, 13, 14
Y A	JP 05-315091 A (株式会社日立メディコ) 1993.11.26, 第26段落 (ファミリーなし)	7 1-6, 8-14
Y A	JP 2002-272721 A (コニカ株式会社) 2002.09.24, 第14、15段 落、第1図 & US 2002/0131553 A1	13 1-12, 14
Y A	JP 2010-259581 A (株式会社日立メディコ) 2010.11.18, 第1図 (フ ァミリーなし)	13 1-12, 14
X A	JP 05-056958 A (株式会社日立メディコ) 1993.03.09, 第6図 (フ ァミリーなし)	9, 10, 14 1-8, 11, 12, 13