

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4474009号
(P4474009)

(45) 発行日 平成22年6月2日 (2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 2 1 A

H 0 5 G 1/08 (2006.01)

H 0 5 G 1/08 Z

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2000-72292 (P2000-72292)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成12年3月15日 (2000.3.15)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2001-258873 (P2001-258873A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成13年9月25日 (2001.9.25)	(72) 発明者	堂本 拓也
審査請求日	平成19年1月10日 (2007.1.10)		東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	高野 博司
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		審査官	今浦 陽恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

直流電圧を発生する電源と、この電源からの直流電圧を交流に変換するインバータ回路と、このインバータ回路からの交流電圧を昇圧する変圧器及びこの変圧器の出力電圧を整流する整流器並びにこの整流器からの直流電圧を供給されてX線を放射するX線管さらにこのX線管から放射されたX線が被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部を有し上記X線管とX線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、このスキャナ回転部のX線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、この画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置とを有し、上記インバータ回路の出力側に接続されると共にスキャナ回転部の固定枠の周上に配置された第一の巻線と、この上記スキャナ回転部の回転枠の周上に上記第一の巻線に対向して配置されると共に上記変圧器の入力側に接続された第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段により上記電源からX線管側へ電力を供給する手段を備えて成るX線CT装置において、

上記スキャナ回転部に配置され該スキャナの回転エネルギーを電力に変換する電力変換手段を設け、

上記電力変換手段からの電力を蓄積する電力貯蓄手段を上記スキャナ回転部に設け、この電力貯蓄手段から上記X線管からX線を発生するに必要な上記直流の高電圧を発生する回路以外の回路であって上記スキャナ回転部に設けられた回路の少なくとも一つ以上に電力を供給することを特徴とするX線CT装置。

【請求項 2】

上記電力貯蓄手段に接続される第 2 のインバータ回路をさらに備え、
上記 X 線管から X 線を発生するに必要な上記直流の高電圧を発生する回路以外の回路であって上記スキャナ回転部に設けられた回路であるフィラメント加熱回路、ラジエータ、制御電源回路の少なくとも一つ以上に上記第 2 のインバータ回路から電力を供給することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 3】

スキャナ停止時に上記スキャナ固定部からスキャナ回転部に電力を供給する手段を設け、
この手段から上記電力貯蓄手段に電力を供給することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の診断部位に X 線を放射しその透過 X 線像を検出して断層像を再構成し画像として表示する X 線 CT 装置に関し、特に連続的に回転するスキャナ回転部に電源から X 線管側へ電力を供給する手段を備えたものにおいて、上記電力供給手段の保守点検を容易にすると共に信頼性を向上することができる X 線 CT 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

20

X 線 CT 装置は、X 線管から扇状の X 線ビームを被検体に照射し、該被検体を透過した X 線を前記 X 線管と対向する位置に配置した X 線検出器で検出し、この検出したデータを画像処理して前記被検体の断層像を得るものである。

【0003】

前記 X 線検出器は、円弧状に配列された数百にも及ぶ検出素子群で構成され、被検体を挟んで X 線管に対向して配置されており、検出器素子の数に対応した数の放射状に分布する X 線通路を形成し、X 線管と検出器が一体となって被検体の周りを少なくとも 180 度以上回転させて一定の角度ごとに被検体の透過 X 線を検出する。

【0004】

この X 線 CT 装置において、近年、“短時間で広い範囲のスキャンが可能”、“体軸方向に連続したデータが得られ、これによって三次元画像の生成が可能になる”などの特徴により、ヘリカルスキャンやスパイラルスキャンと呼ばれるら旋 CT が急激に普及した。

30

【0005】

このら旋 CT は、撮影中に積極的に撮影位置を移動させることで広範囲から多層の撮影にかかる時間を大幅に短縮して、三次元の CT 撮影を可能としたものである。

【0006】

このような特徴のあるら旋 CT は、固定したスキャナ本体が連続回転スキャンを行うと同時に寝台を体軸方向に連続移動させることによって、X 線管を被検体に対し相対的にら旋運動をさせる。このように、ら旋スキャンは撮影中、連続回転スキャンと並行して撮影位置も変えているため、全体の撮影時間が短縮される。また、撮影中に体軸方向にも連続走査しているため、三次元データを収集していることになる。

40

【0007】

このら旋スキャンを実現するためには、スキャナ回転盤を連続して回転させる必要があり、そのためにはスキャナ回転盤に搭載した X 線管に連続して電力を供給するための手段が必要となる。この手段とし、スリップリングとブラシから成る電力供給機構が用いられ、前記スキャナ回転盤に X 線管と共に該 X 線管に高電圧（以下、この電圧を管電圧と呼ぶことにする）を印加するための高電圧発生装置などを搭載し、この高電圧発生装置などに前記電力供給機構を介して前記 X 線管から所要の X 線を発生するための電力を供給する。このように、高電圧発生装置はスキャナ回転盤に搭載されて高速に回転されるために、その重量はできるだけ軽い方が望ましい。このため、X 線高電圧装置には、前記高電圧発生装

50

置の高電圧変圧器を小型、軽量化でき、かつ管電圧の脈動を小さくできるインバータ式X線高電圧装置が用いられる。

【0008】

しかし、このようなスリップリングとブラシによる電力供給機構による従来のX線CT装置は、スリップリングとブラシの機械的摺接による電力供給方法であるので、前記スリップリングとブラシとの間に大電流が流れることによって、その接触部分に摩耗や腐食が生じるものであった。すなわち、上記スキャナ回転部に搭載されている高電圧変圧器は、出力側に百数十kVもの高電圧を発生させるもので、入力側との絶縁のために内部に十分な絶縁距離を設けてあり、このために数 μ H～数十 μ Hの漏れインダクタンスがある。また、上記スリップリングとブラシとを介して流れる電流は、最大で約400Aにもなる。このような状態で、上記スキャナ回転部が回転するときにスリップリングとスキャナ固定部に設けたブラシとの間に小さな隙間が生じると、上記漏れインダクタンスの影響で電流は流れ続けようとし、上記隙間にアークが発生して局部的に高温になることがある。そして、この高温によって上記スリップリングやブラシが摩耗したり腐食することがあるので、上記スリップリングの研磨やブラシの交換などの保守点検を定期的に行わなければならない、保守点検に多くの労力と費用とを要するものである。

10

【0009】

そこで、このような問題点に対処する方法として、電源からX線管側へ電力を機械的摺接によらない非接触で供給する電磁誘導作用を利用した方法が特開平7-204192号に開示されている。これは、スキャナ回転部に設けられ電源からX線管側へ電力を供給する手段として、上記インバータ式X線高電圧装置のインバータ回路の出力側に接続されると共にスキャナ回転部の固定枠の周上に第一の巻線を配置し、この第一の巻線に対向して上記スキャナ回転部の回転枠の周上に配置されると共に上記高電圧変圧器の入力側に接続された第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段を設けたものである。

20

【0010】

また、X線検出器から画像処理装置へ検出信号を送る手段として発光素子と受光素子を組み合わせた光通信を利用した非接触伝送手段を用いたX線CT装置について特開平9-313473号に公開されている。

【0011】

これらにより、非接触でX線管に高電圧を供給し、X線検出信号を画像処理装置に伝送することができ、スリップリングとブラシによる機械的摺接による前記電力送電手段及び信号伝送手段の摩耗や腐食を防止し、保守点検を容易にすると共に、装置全体の信頼性を向上することができる。

30

【0012】

【発明が解決しようとしている課題】

しかし、上記特開平7-204192号には、X線管のフィラメントを加熱するフィラメント加熱回路や、X線管の陽極を回転駆動するX線管の陽極回転駆動回路などの、X線発生に必要な前記高電圧発生回路以外の前記各種回路への電力供給については言及していない。

【0013】

このため、前記各種回路への電力供給なしではX線CT装置として機能しないので、この各種回路への電力供給も大きな課題である。

40

【0014】

この場合、前記各種回路への電力供給に従来と同じスリップリングとブラシの機械的摺接による電力送電方法を用いることが考えられるが、前記各種回路に必要な電力は高電圧発生回路よりも非常に小さいとは言え、数十アンペアの電流が流れるので、この方法でも摩耗や腐食の問題は残る。

【0015】

そこで本発明の目的は、高電圧発生回路だけでなく、該高電圧発生回路以外のX線管のフィラメント加熱回路やX線管の陽極回転駆動回路などのX線発生に必要な回路にも非接触で電力を供給し、電源からX線管側へ電力を供給する電力供給手段の保守点検を容易にす

50

ると共に装置全体の信頼性を向上することができるX線CT装置を提供することにある。

【0016】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、以下の手段によって達成される。

(1) 直流電圧を発生する電源と、この電源からの直流電圧を交流に変換するインバータ回路と、このインバータ回路からの交流電圧を昇圧する変圧器及びこの変圧器の出力電圧を整流する整流器並びにこの整流器からの直流電圧を供給されてX線を放射するX線管さらにこのX線管から放射されたX線が被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部を有し上記X線管とX線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、このスキャナ回転部のX線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、この画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置とを有し、上記インバータ回路の出力側に接続されると共にスキャナ回転部の固定枠の周上に配置された第一の巻線と、この上記スキャナ回転部の回転枠の周上に上記第一の巻線に対向して配置されると共に上記変圧器の入力側に接続された第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段により上記電源からX線管側へ電力を供給する手段を備えて成るX線CT装置において、上記スキャナ回転部に配置され該スキャナの回転エネルギーを電力に変換する電力変換手段を設け、この電力変換手段から上記X線管からX線を発生するに必要な上記直流の高電圧を発生する回路以外の回路の少なくとも一つ以上に電力を供給する。

10

【0017】

(2) 上記電力変換手段からの電力を蓄積する電力貯蓄手段を設け、スキャナ停止時にも上記直流の高電圧を発生する回路以外の回路の少なくとも一つ以上に電力を供給する。

20

【0018】

(3) スキャナ停止時に上記スキャナ固定部からスキャナ回転部に電力を供給する手段を設け、この手段からスキャナ停止時に上記直流の高電圧を発生する回路以外の回路の少なくとも一つ以上に電力を供給する。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図1は本発明によるX線CT装置の実施例を示す全体構成のブロック図である。

30

【0020】

このX線CT装置は、被検体の診断部位にX線を放射しその透過X線量分布を検出して断層像を再構成し画像として表示するもので、図1に示すように、直流の高電圧を発生する高電圧発生回路1と、この高電圧発生回路1の出力電圧を印加してX線を放射するX線管2と、このX線管2の陰極フィラメント201を加熱するフィラメント加熱回路3と、前記X線管2の回転陽極202を回転させる陽極回転機構に電力を供給する陽極回転駆動回路4と、前記X線管2を冷却するラジエター5と、さらに前記X線管2から放射され被検体6を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部7と、前記フィラメント加熱回路3、陽極回転駆動回路4、X線検出部7を制御する回路の電源を供給する制御電源回路830を有し、被検体6を挟んで上記X線管2とX線検出部7とを対向させてこれらを前記被検体6の周りに回転させるスキャナ回転部8と、商用三相交流電源21に接続されスキャナ回転部8を連続的に回転させるモータ10に電力を供給するモータ駆動回路9と、前記スキャナの回転力を電力に変換する電力変換手段13と、この電力変換手段13の出力電圧を前記陽極回転駆動回路4、フィラメント加熱回路3、ラジエター5、制御電源回路830に供給する絶縁トランス14と、スキャナ回転部に搭載されたX線検出部7からの出力信号を光に変換する発光素子703とこの光を電気信号に変換するスキャナ固定部に搭載された受光素子704と、この受光素子704の出力電気信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置11と、この画像処理装置11からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置12とを備えて構成される。なお、上記電力変換手段13には同期交流発電機を用い、これをスキャナ回転力で回転させて交流電圧を発生させ、この電圧を絶縁トランスで多出力化し

40

50

て各種回路に供給する。

【 0 0 2 1 】

上記高電圧発生回路1は、商用三相交流電源21の電圧を直流電圧に変換するコンバータ回路101と、このコンバータ回路101の出力電圧を平滑するコンデンサ102と、この直流電圧を高周波の交流電圧に変換するインバータ回路103と、このインバータ回路103の出力側に接続されスキャナ回転部8に搭載した高電圧変圧器に電力を非接触で供給する特開平7-204192号に開示されている公知の電磁誘導送電手段110と、前記高電圧変圧器104の出力電圧を整流する高電圧整流器105とから成る。なお、符号113は上記インバータ回路103の出力電圧を高電圧変圧器104の漏れインダクタンスとで共振を起こさせ十分な電力を得るための共振コンデンサである。

10

【 0 0 2 2 】

X線管の陽極回転駆動回路4は、X線放射時におけるX線管2の陽極ターゲットの負荷を軽減するために該X線管の陽極回転駆動機構の固定子コイル203に三相交流電圧を供給するための回路である。上記絶縁トランス14から出力された交流電圧をコンバータ回路401で直流に変換し、これを平滑コンデンサ402で平滑してこの電圧をインバータ回路403で設定した周波数の三相交流電圧に変換し、これを前記固定子コイル203に供給して、前記X線管2の陽極を所定の回転数で回転させる。

【 0 0 2 3 】

フィラメント加熱回路3は、X線管の陽極と陰極間に電流（以下、この電流を管電流と呼ぶことにする）を流して所要のX線照射量を発生するためのX線管のフィラメントを加熱する回路で、上記絶縁トランス14から出力された交流電圧をコンバータ回路301で直流に変換し、これを平滑コンデンサ302で平滑してこの電圧をインバータ回路303で所定周波数の単相交流電圧に変換し、この電圧を加熱トランス304を介してX線管2のフィラメントに印加して該フィラメントを所定の温度に加熱する。

20

【 0 0 2 4 】

制御電源回路830は、X線管の陽極回転駆動回路4、X線管のフィラメント加熱回路3のそれぞれの制御回路へ直流電源を供給する回路で、上記絶縁トランス14の出力電圧を整流回路で直流電圧に変換する回路である。

【 0 0 2 5 】

X線管2は、上記陽極駆動回路4から出力された交流電圧が供給されて陽極が回転し、上記加熱回路3によってフィラメント201が加熱され、上記高電圧発生回路1からの直流高電圧が印加されて、被検体6に向けてX線を放射するものである。そして、この被検体を透過したX線は、X線検出部7へ入射する。このX線検出部7は、上記X線管2から放射され被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するもので、上記の透過X線量分布を検出する検出器701と、この検出器701からの検出信号を増幅するプリアンプ702とから成る。

30

図2は、本発明による第二の実施例を示す全体構成のブロック図である。

【 0 0 2 6 】

この第二の実施例は、図1の第一の実施例の絶縁トランス14を必要としなくしたもので、電力変換手段13の出力を整流回路131により整流し、電力蓄積手段132、ここではバッテリーに接続し、インバータ回路133によって交流に変換して、フィラメント加熱回路3、ラジエター5、制御電源回路830の電源とする。このように、電力蓄積手段132を設けることによって、スキャナ回転部が停止した状態においても、蓄積していた電力によって、X線管を冷却し、フィラメントを加熱することができる。一方、陽極回転駆動回路4'の入力直流電圧には高電圧発生回路1'の平滑コンデンサ122の電圧を用いる。

40

【 0 0 2 7 】

このように構成することにより、陽極駆動回路4'の電力を高電圧発生回路1'から供給し、電力変換手段13の負担を軽減する。

【 0 0 2 8 】

また、第二の実施例においては、電力変換手段13の出力を整流回路131により整流し、電

50

力蓄積手段132、ここではバッテリーに接続し、インバータ133によって交流に変換して、絶縁トランス14を設けずにフィラメント加熱回路3、ラジエター5、制御電源回路830に接続し、電力を供給している。このように電力蓄積手段132を介することによって、スキャナ回転部が停止した状態においても、蓄積していた電力によって、供給しつづけることができる。

【0029】

図3に本発明による第三の実施例の要部のブロック図を示す。この例では、第二の実施例にさらに整流回路141、平滑コンデンサ142、接触電力伝達手段143a、143bを設け、商用単相交流電源22からの交流電圧を整流回路141によって整流し、これをコンデンサ142で平滑して接触電力伝達手段143a、143bによって電力蓄積手段132に電力を供給する。

10

これによって、長時間停止した状態でもフィラメント加熱回路3、ラジエター5、制御電源回路830に電力を供給することができる。

【0030】

なお、上記の第一、第二、第三の実施例においては、電力変換手段13に同期交流発電機を用いた例をあげたが、これに限定するものではなく直流発電機を用いることも可能である。また、X線検出部7から画像処理装置11への通信手段として、発光素子703と受光素子704を用いた光通信手段を例にあげたが、この通信手段による信号は扱うパワーが高電圧発生回路、フィラメント加熱回路などのX線発生に必要な回路に比較して非常に小さく、アーキの発生による磨耗や腐食の問題がないので、たとえばスリップリングとブラシによる方法でも良い。以上のように、本発明の主旨は、加熱回路や陽極駆動回路、ラジエター、制御電源回路の少なくもひとつ以上にスキャナ回転部に設けた回転エネルギーを電力に変換する電力変換手段を用いて上記各回路に電力を供給することにある。

20

【0031】

次に、電力変換手段13について述べる。

図4に電力変換手段13の具体的な構造の一例を示す。同図(a)は斜視図、(b)は(a)のA-A断面図である。図4において、スキャナ回転部には、固定枠810にとり付けたベアリング822a、822bを介して回転枠が取り付けられている。固定枠810に固定されたモータ10と回転枠820の回転枠プーリ920とをベルト921で連結し、モータ10の回転力によって回転枠が回転する。

【0032】

ここで、回転枠820に取り付けた発電機13が回転すると、固定枠810の固定枠プーリ910と発電機13とを連結するベルト911によって発電機のロータが回転し、その回転力によって発電機13、この場合は同期交流発電機が回転して交流電圧を発生する。

30

【0033】

図5に電力変換手段13の別の例を示す。これは、回転電機子型の同期発電機の原理をスキャナ回転部に搭載したものである。固定枠810に固定された界磁(固定子)610と、回転枠820に固定された電機子(回転子)620によって発電し、回転枠820上の電機子620に生じた電圧をそのまま回転枠上で電力として取り出す。

【0034】

【発明の効果】

以上に説明したように、高電圧発生回路だけでなく、フィラメント加熱回路やX線管の陽極回転駆動回路などのX線発生に必要な前記高電圧発生回路以外の回路にもスキャナ回転の回転力を利用して非接触で電力を供給するようにしたので、X線発生系への電力供給手段の保守点検が容易になり、かつ信頼性が向上するX線CT装置を提供できる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるX線CT装置の第一の実施例を示す全体構成のブロック図。

【図2】本発明によるX線CT装置の第二の実施例を示す全体構成のブロック図。

【図3】本発明によるX線CT装置の第三の実施例を示す全体構成のブロック図。

【図4】電力変換手段13の具体的な構造の一例を示す図。

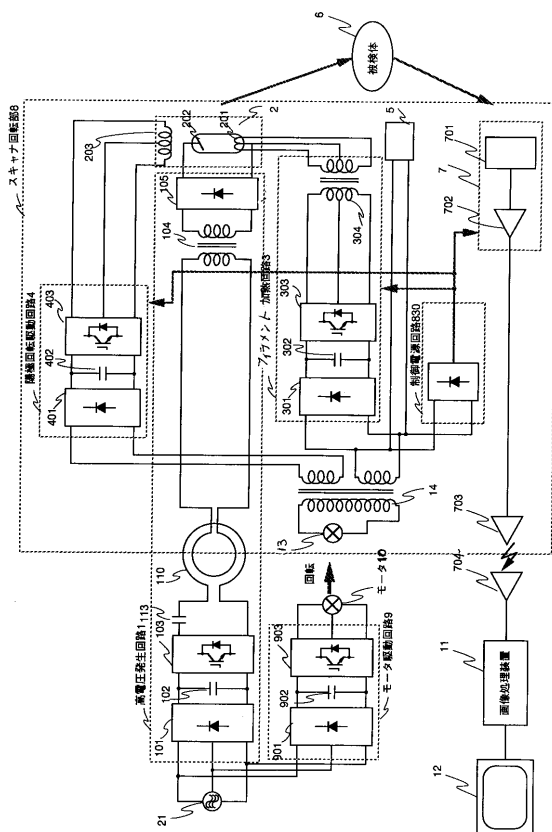
【図5】電力変換手段13の具体的な構造の他の例を示す図。

50

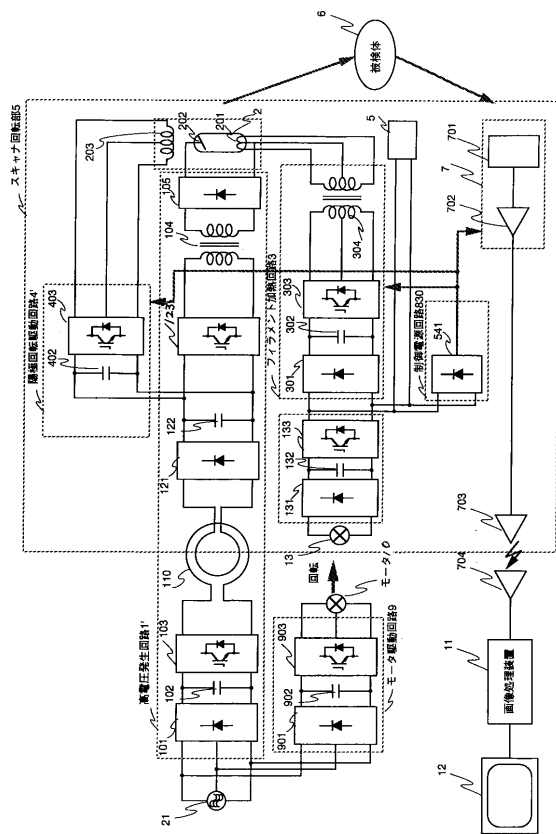
【符号の説明】

1... 高電圧発生回路、2... X線管、3... フィラメント加熱回路、4... 陽極回転駆動回路、5... ラジエーター、6... 被検体、7... X線検出部、8... スキャナ回転部、10... スキャナ回転モータ、13... 電力変換手段、14... 絶縁トランス、104... 高電圧変圧器、110... 電磁誘導送電手段、132... 電力蓄積手段、143... 接触給電コネクタ、201... 陰極フィラメント、202... 回転陽極、203... 陽極回転機構固定子コイル、810... スキャナ固定枠、820... スキャナ回転枠、830... 制御電源回路

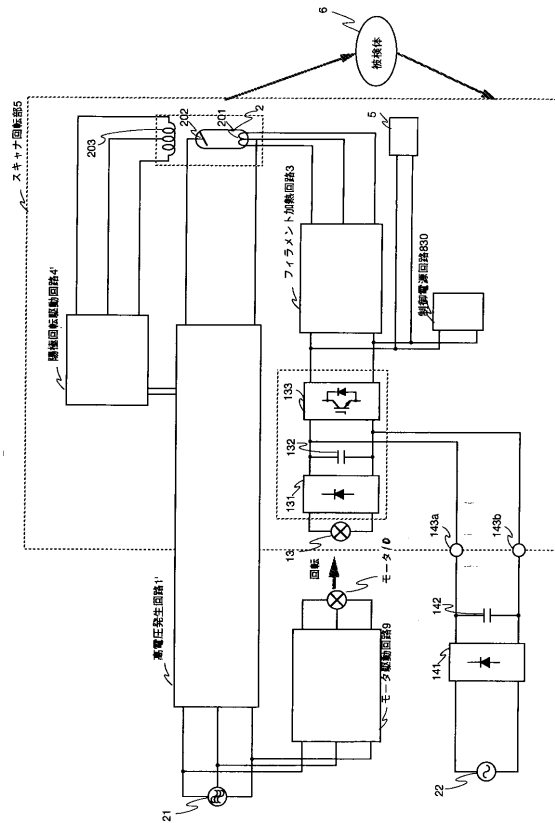
【図 1】



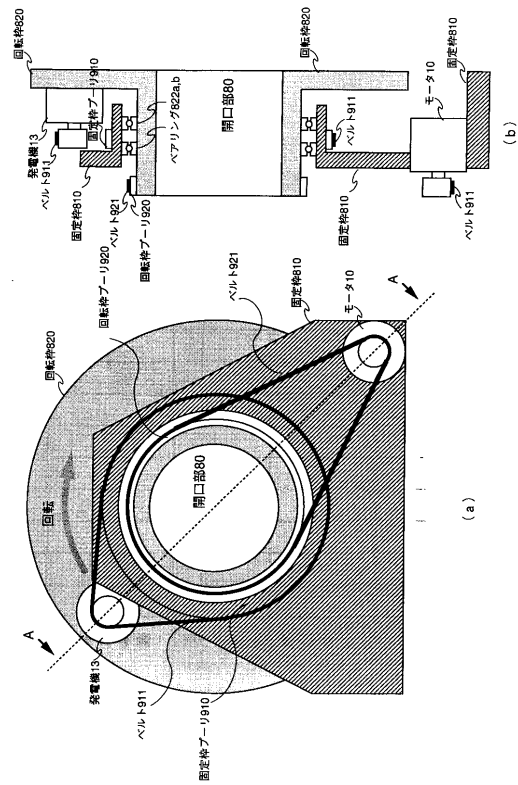
【図 2】



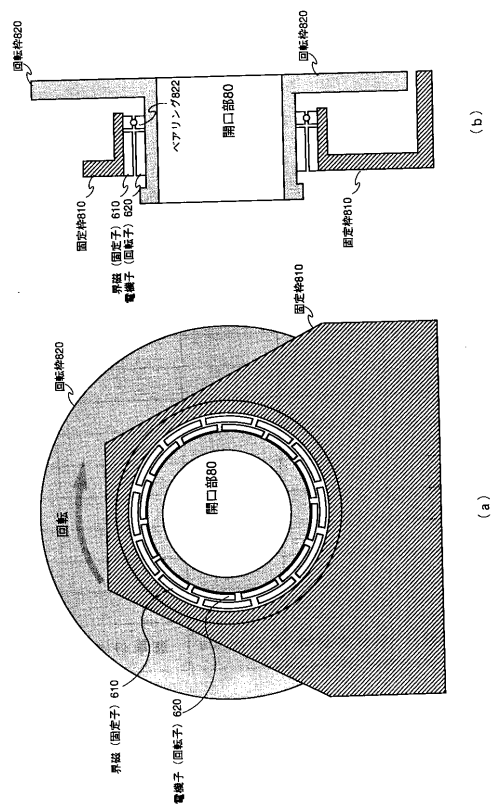
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 2 - 2 2 4 7 4 6 (J P , A)
特開平 0 7 - 2 0 4 1 9 2 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 1 4 0 4 7 (J P , A)
特開平 0 4 - 2 9 2 1 4 9 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 2 3 3 1 6 (J P , A)
特開平 0 9 - 3 1 3 4 7 3 (J P , A)
特開平 5 - 2 3 7 0 8 7 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 9 3 4 1 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/03

H05G 1/08