(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3688382号
(P3688382)
(45)発行日　平成17年8月24日(2005.8.24)　(24)登録日　平成17年6月17日(2005.6.17)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 6/00　A61B 6/00 320M
A61B 6/04　A61B 6/00 300D
A61B 6/00 300X
A61B 6/04 332P

請求項の数 1　(全 8 頁)

(21)出願番号　特願平8-52627
(22)出願日　平成8年2月16日(1996.2.16)
(65)公開番号　特開平9-220220
(43)公開日　平成9年8月26日(1997.8.26)
審査請求日　平成15年2月12日(2003.2.12)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
(72)発明者　池田　重之
東京都千代田区内神田一丁目１番１４号　株式会社　日立メディコ内
(72)発明者　井桁　嘉一
東京都千代田区内神田一丁目１番１４号　株式会社　日立メディコ内
(72)発明者　鈴木　力
東京都千代田区内神田一丁目１番１４号　株式会社　日立メディコ内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｘ線診断装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検者を寝載するベッドと、前記被検体へX線を照射するＸ線管とこのＸ線管と対向配置され前記被検体の透過Ｘ線を撮像する撮像装置とから成るＸ線映像系と、前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系を術者の手動によって移動可能に支持する支持手段と、前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の術者の手動による移動の少なくとも１つをパワーアシスト量により支援するパワーアシスト手段とを備えたＸ線診断装置において、前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の予め決められた移動可能範囲の移動方向側の端部を限界点とし、その限界点と前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の現在位置の点との距離を検出する検出手段と、この検出手段によって検出された距離に基づいて前記パワーアシスト手段のパワーアシスト量を最大にする作用点とこの最大パワーアシスト量からパワーアシスト量を減少させる反作用点をそれぞれ設定し、前記現在位置の点から前記作用点まではパワーアシスト量を増加させ、前記作用点から前記反作用点までは最大パワーアシスト量を維持し、前記反作用点から前記限界点まではパワーアシスト量を減少させるように前記パワーアシスト手段に供給する力ゲイン量を調整する調整手段と、を備えたことを特徴とするＸ線診断装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、被検者を寝載するベッドとＸ線管および撮像装置を支持する支持部とをそれぞれ備え術者が前記ベッドまたは前記支持部を移動させうる複数の移動手段と、これらの移

動手段のうちの少なくとも１つに前記移動を支援するためのパワーアシスト量を与えるパワーアシスト手段とを備えたＸ線診断装置に係り、特に前記移動手段が前記限界点に接近していることを術者が認識できるＸ線診断装置の技術に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

Ｘ線透視撮影台や循環器装置に代表される医用Ｘ線透視装置は、診断の分野において欠かせないものとなっているが、最近は診断のみならず治療にも使われるようになっている。これはＸ線透視下において、例えば先端にさまざまな器具を取付けたカテーテルを被検者に挿入することにより行われるものであって、具体的には閉鎖した血管の拡張、臓器への薬物の注入等であり、従来の外科的な手術による治療に対して、被検者に与える苦痛を少なくでき、かつ安価に治療ができるという大きなメリットをもつため、急速に普及しつつある。このような治療は、ＩＶＲ(InterVentional Radiology)と呼ばれている。図４に医用Ｘ線透視装置の一例を示す。床１に設置された支持部２に支持されたベッド４の上に被検者６が横臥している。被検者６にはＸ線管８からX線が照射され、透視Ｘ線は受像装置（代表的なものにイメージ・インテンシファイアがあり、以下「Ｉ．Ｉ．」と略称する）１０に入射し、電気信号に変換される。X線管８とＩ．Ｉ．１０はアーム１２により支持され、このアーム１２は台車１４に支持されている。さらに、台車１４は天井２２に敷設されたレール１６に支持されている。前記電気信号は図示を省略した画像処理装置により、支持装置２０により天井２２から支持されたディスプレイ１８に被検者６の透視像として表示されるようになっている。X線管８やＩ．Ｉ．１０の移動、ベッドの移動、Ｘ線のＯＮ、ＯＦＦは、図示を省略した操作卓により操作できるようになっている。

【０００３】

この装置において、各構成の動作を説明する。この装置は、主に心臓や頭部、または腹部などの血管の造影検査を行う装置である。この造影検査とは、例えば、心臓に疾患のある被検者に対して大腿静脈などからカテーテルを挿入し、それをＸ線透視によりその進み具合をディスプレイで確認しながら進めていく。特に心臓や頭部において、カテーテルを進める血管を選択する際に、一方向からの透視画像を得るだけでは複雑な血管走行の様子が把握しづらい。そこで複数の方向から同一部位の透視画像を得て、血管の走行を確認することを行っている。また、撮影している部分の視野を拡大、縮小するために、Ｉ．Ｉ．１０を被検者の部位に近づけたり、遠ざけたたりする調整を行う。また、この装置の場合にはＸ線透視像を支持部１２に支持される撮影系だけでなく、支持器２０についているＩ．Ｉ．とX線管からなる別の撮影系により得ることができるようになっている。このような別の撮影系は被検者６の体軸に対して、平行な方向に回転することが可能になっており、支持部１２に支持される撮影系では得られない方向からの撮影を可能としている。一方、ベッド４は、被検者６の体軸方向に移動が可能であり、床１からの高さも変えることができる。この装置は、支持器、撮影系、別の撮影系、ベッドを組み合わせて調整し多方向から、被検者６のこれらの撮影系への位置決めを行い、複雑な血管から目標とする血管を選択している。また、透視を開始するスイッチはフットスイッチ２４を用いている。このような検査は、一般に前記位置決めが終わると、カテーテルを通して造影剤を被検者の血管に注入し、例えばシネカメラ３によりフィルム撮影をして、血管部分のみを鮮明に表示して行われている。ところで、ＩＶＲでは術者が被検者の患部を診断した後、そのとき行ったＸ線透視像から目指す前記患部にカテーテルを血管中に移動させている。このためカテーテルを前記患部に移動させるためのＸ線透視像の役割は非常に重要なものである。そこでカテーテルを追尾しながら前記Ｘ線透視像を逐次撮影するとともに、特に前記患部付近ではカテーテルを細かに移動させる必要がある。しかしながら、現在使用されている被検者を寝載するベッドは、電動のものでは前記細かな移動が困難である、また手動のものでは患者の体重や慣性力のために所望する位置への移動が困難であるという問題があった。そこで、術者が手動で前記ベッドの位置を変化させ、その変化したベッドの位置を検出する位置検出手段と、前記ベッドに発生する操作力を検出する力検出手段と、前記ベッドを駆動するモータを制御するモータ制御系と、このモータ制御系に前記検出した位置と力

を帰還し術者の操作力を支援するように制御する支援制御部とを備えて、被検者６の体重等に影響されないで軽微な力で動かせるパワーアシストと呼ばれる制御方法が発展しつつある。

【０００４】

次にこのパワーアシストについて、図５を用いて説明する。

図５は、前記ベッドをパワーアシストしたときのシーケンスチャート例である。　まず、図５の記号の説明をする。

ＫＣ３１は力ゲイン、ＫＸ３２は位置ゲイン、ＫＶ３３は速度ゲイン、Ｋｉ３４は速度積分ゲイン、ＫＰ３５はＤ／Ａ変換定数、ＫＥ３６は逆起電力定数、Ｌ３７はインダクタンス、Ｒ３８は抵抗、ＫＴ３９はトルク定数、Ｊ４０は負荷慣性モーメント、Ｄ４１は粘性摩擦係数、１／（Ｊｓ＋Ｄ）４２はモータの負荷である。

術者がベッドを動かす時に、その時の力入力Ｔｄ４３がＫＴ３９と１／（Ｊｓ＋Ｄ）４２の間の端子に入力される。この入力信号は、ＫＴ３９からの出力と加算されて１／（Ｊｓ＋Ｄ）４２に負荷として加えられる。モータはこの負荷に応じて駆動する。このモータの駆動出力は、力フィードバックで力目標値であるＫＣ３１に帰還させる。ＫＣ３１には、術者が手動にてベッド４を軽微な力で動かすことができるように、被検者の体重とベッドの自重とを加えた重量に係る移動を機動で受け持ち、手動では移動させる方向のみを指示するだけの力をベッド４に術者が与えるものとなっている。さらにＫＣ３１、ＫＸ３２では、力目標値または位置目標値に近づくように術者が与える力が略同じものとなるように、前記帰還されてくる検出値に基づいて制御できるように計算されている。このパワーアシストにより、術者は被検者を寝載するベッド４を速やかに位置決めができていた。

また、図４に示す支持部１２にも、パワーアシストが採用されていた。

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来技術は、被検者をベッド４に寝載して動かすときに、可動範囲を超えてベッド４を進めようとすると、機構的にその可動範囲の方向に動けない状態となりベッド４が急停止してしまい、被検者がこの急停止による慣性力を受けて動いてしまう場合があり、被検者にカテーテルが挿入された場合この動きにより被検者の内部組織を損傷する危険があるという課題があった。

【０００６】

また、前記可動範囲の限界を警報器をつけて術者が認知する方法も考えられるが、ベッド４の移動のスピードが速いと対応できない場合が多いとともに、Ｘ線透視画像を主に注視したい術者にとって、前記警報器も気にかけなければならないことは煩わしいという課題があった。

【０００７】

また、ＩＶＲを施術する際、術者はＸ線透視画像を常に注視している必要があるので、前記ベッドと支持部の移動に注意が及ばず、前記限界点まで移動させてしまうおそれがあるという課題があった。

【０００８】

また、支持部の移動にあっては、可動範囲の端で急激に止まることが繰り返されると支持部に取付けられたＸ線管とＩ．Ｉ．などにガタが生じ、ひいては前記Ｘ線管とＩ．Ｉ．位置関係に微妙な狂いが生じるから、この狂いにより信頼性が低下するという課題があった。

【０００９】

本発明は、上記課題を解決するＸ線診断装置を提供することを目的とする。

【００１０】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、被検者を寝載するベッドと、前記被検体へX線を照射するＸ線管とこのＸ線管と対向配置され前記被検体の透過Ｘ線を撮像する撮像装置とから成るＸ線映像系と、前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系を術者の手動によって移動可能に支持する支持手段と、

前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の術者の手動による移動の少なくとも１つをパワーアシスト量により支援するパワーアシスト手段とを備えたＸ線診断装置において、前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の予め決められた移動可能範囲の移動方向側の端部を限界点とし、その限界点と前記ベッドまたは前記Ｘ線映像系の現在位置の点との距離を検出する検出手段と、この検出手段によって検出された距離に基づいて前記パワーアシスト手段のパワーアシスト量を最大にする作用点とこの最大パワーアシスト量からパワーアシスト量を減少させる反作用点をそれぞれ設定し、前記現在位置の点から前記作用点まではパワーアシスト量を増加させ、前記作用点から前記反作用点までは最大パワーアシスト量を維持し、前記反作用点から前記限界点まではパワーアシスト量を減少させるように前記パワーアシスト手段に供給する力ゲイン量を調整する調整手段と、を備えたことで達成できる。

【００１１】

本発明の作用は、前記検出手段が前記移動手段の予め決められた移動可能範囲の端部の少なくとも１つの限界点とし前記移動手段の現在位置の点との距離を検出し、前記調整手段がこの距離に基づいて前記パワーアシスト量を調整することにより、前記移動手段が前記限界点に接近している前記移動手段が動きにくくなることで認識できることである。

また、前記限界点付近では、従来のような急停止でなく、ゆっくりと停止できることである。

【００１２】

【発明の実施の形態】

本発明のＸ線診断装置の実施の一形態について図面を用いて説明する。

図１は、本発明のベッドをパワーアシストしたときのシーケンスチャート例、図２は、図１のゲインコントローラの構成例を示すもの、図３は、ベッドの現在位置と可動しうる限界までの距離（以下単に「距離」と称する）と操作力および力ゲインの関係をグラフとして示したものである。

【００１３】

まず、Ｘ線診断装置の構成であるが、従来の技術で述べた部分と重複するものは省略し、本発明の特徴部分のみを述べることとする。

ベッド４をパワーアシストしたときのシーケンスブロックは、図１に示すように、力ゲインＫＣ３１と位置ゲインＫＸ３２と速度ゲインＫＶ３３と速度積分ゲインＫｉ３４とＤ／Ａ変換定数ＫＰ３５と逆起電力定数ＫＥ３６とインダクタンスＬ３７と抵抗Ｒ３８とトルク定数ＫＴ３９と負荷慣性モーメントＪ４０と粘性摩擦係数Ｄ４１とモータの負荷１／（Ｊｓ＋Ｄ）４２とゲインコントローラ４４の各ブロックから構成される。

ここでは、上記各ブロックのうちのゲインコントローラ４４を除くものの構成の説明は従来技術で説明しているので、ここではこの説明を割愛し、ゲインコントローラ４４の構成の説明のみを行う。

【００１４】

ゲインコントローラ４４は、図２に示すように、Ａ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄ）４５と読み出し専用メモリ（ＲＯＭ）４６とＤ／Ａ変換器（Ｄ／Ａ）４７とを有している。

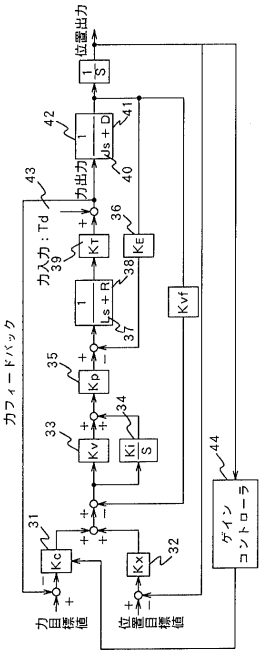
Ａ／Ｄ４５は、アナログ信号である距離出力を検出してディジタル信号に変換するもの、ＲＯＭ４６は、ベッドの緩衝の対象となるＸ線診断装置の構成要素（例えば図５に示すように、受像装置１０が天井に吊るされた支持器１２の取り付け角度によってはベッド４と緩衝する場合を想定する）の距離によってパワーアシスト量として出力する数値（ディジタルデータ）を予め登録しておくもの、Ｄ／Ａ４７は、この数値をアナログ信号に変換して、力ゲイン３１に出力するものである。また、ＲＯＭ４６には、図３（ｂ）に示すような波形に対応するデータが記憶されている。このＲＯＭ４６に入力するアドレスは、次の各点でデータを発生する。Ａ点はベッド４の移動開始点、Ｂ点は限界点に達した点、Ｃ点はパワーアシスト量が最大となる作用点、Ｄ点はパワーアシスト力が減少し始める反作用点である。

また、距離をセンシングする手法としては、電波または光を発生する送信部と、送信部からの電波を受信するとともに、ベッドに取付けられた第１の受信部と、限界点に置いた前

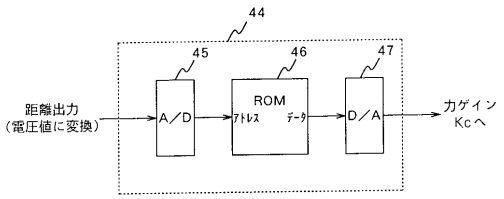
記受信部と同じ第２の受信部とを設けて、逐次に第１の受信部と第２の受信部の間の距離を測定するとする。
また、距離を検出する手段としては、術者がベッド４を移動する前の点（Ａ点に対応する）を電圧０ボルトとして、限界点直前の点（Ｂ点に対応する）をＶｍボルトとして、このＡ点からＢ点までは線形に比例するとする。
【００１５】
次に、本発明の動作について、図１乃至図３を用いて述べる。
今術者がベッド４を動かすとき、ベッド４のある移動開始点を図３（ｂ）のＡ点と対応付ける。術者がベッド４をＡ点に対応する位置から移動させた後、図３（ａ）に示すように、術者がベッド４を移動させる際の操作力を徐々に小さくしてこの操作力に対するパワーアシストの量を、図３（ｂ）に示すように、徐々に大きくする。そして、Ｃ点に対応する位置に対応する位置に達したとき、術者の操作力は最小に、パワーアシストの量は最大となる。即ちベッド４の移動を術者が軽微な力で動かすことができる。そして、そのまま移動してしまうと、ベッド４が受像装置１０に緩衝するだろうとされる距離に対応するＢ点から所定の距離手前に対応するＤ点（例えばＢ点から５０ｍｍ手前）に達したならば、パワーアシストの量を徐々に小さくする。これによって術者がベッド４を移動させるためには、術者の操作力は必然的に大きくしなければベッド４を動かすことができない。このようにして、術者は限界点に達しそうであることを認識できる。
【００１６】
以上のように構成されているので、前記検出手段が、前記ベッドに対しては前記ベッドを除く前記Ｘ線診断装置の構成要素に緩衝する範囲を限界点として該構成要素までの距離を検出し、前記調整手段が、前記限界点接近したときに前記パワーアシスト量を調整するので、例えば手動で動かしているベッド等の移動速度が前記限界点に近づくにつれて遅くなるから、ベッドを安全に停止させることができる。
【００１７】
また、ベッドの移動できにくくなることにより被検者が前記限界点に接近していることを認識できるから、術者はＸ線透視画像などの医用画像を注視することができる。
【００１８】
また、支持器に本発明を適用すれば、支持器の停止を静かに行うことができるので、前記ガタを防ぐことができるから、信頼性を向上できる。
【００１９】
上記発明の実施の形態は、ベッドとＩ．Ｉ．が緩衝する例を述べたが、緩衝の起きない場合には、例えばＩ．Ｉ．のある方向と反対側に移動することを考えたとき、緩衝するものがなくても、ベッドの可動範囲は所定の位置で停止するようにしてあるので、この移動に係る停止の場合の適用も本発明に含むとする。
【００２０】
また、ベッドを例に説明したが、Ｉ．Ｉ．などのＸ線診断装置の術者の動かすことのできる構成要素のいずれに適用してもよい。
【００２１】
　また、第１および第２の受信部を備えて、各受信部間の距離を測定することを例に挙げたが、限界点の座標点を（Ｘ、Ｙ、Ｚ）としてメモリに記憶し、ベッドに取付けた受信部の座標点を（ｘ、ｙ、ｚ）として逐次に検出して、（（Ｘ－ｘ）*２＋（Ｙ－ｙ）*２＋（Ｚ－ｚ）*２）*０．５を計算する距離を用いたものでもよい。
【００２２】
本発明は、上述した実施の形態をいかに組み合わせて実施しても、本発明の目的を達成できることはいうまでもない。
【００２３】
【発明の効果】
本発明は、以上のような構成を有しているので、前記移動手段を安全に停止できるという効果を奏する。

【００２４】
また、術者がベッドの移動がしにくくなることで、前記限界点に接近していることを認識できるので、術者は画像を注視することに集中できるから、装置の操作性が向上するという効果を奏する。
【００２５】
また、支持器の可動範囲の端部で静かに停止できるので、支持器に取付けられたＸ線管とＩ．Ｉ．の位置関係に狂いが生じにくくなるから、信頼性が向上するという効果を奏する。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明のＸ線診断装置のパワーアシストのシーケンスチャート例を示す図。
【図２】図１のゲインコントローラの構成例を示すブロック図。
【図３】ベッドの位置に対する術者の操作力、力ゲインの大きさの関係を示すグラフ。
【図４】従来および本発明のＸ線診断装置の構成例を示す図。
【図５】従来のＸ線診断装置のパワーアシストのシーケンスチャート例を示す図。
【符号の説明】
４４　ゲインコントローラ
４５　Ａ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄ）
４６　読み出し専用メモリ（ＲＯＭ）
４７　Ｄ／Ａ変換器（Ｄ／Ａ）

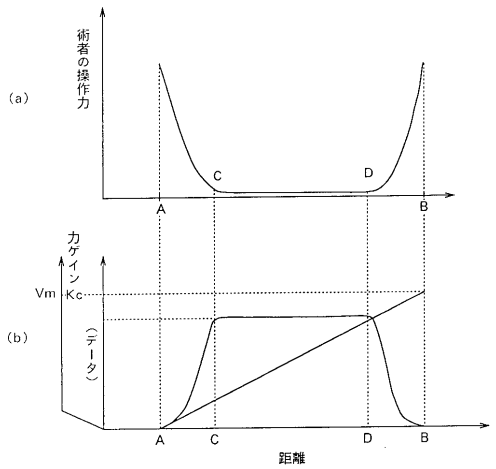
【図１】



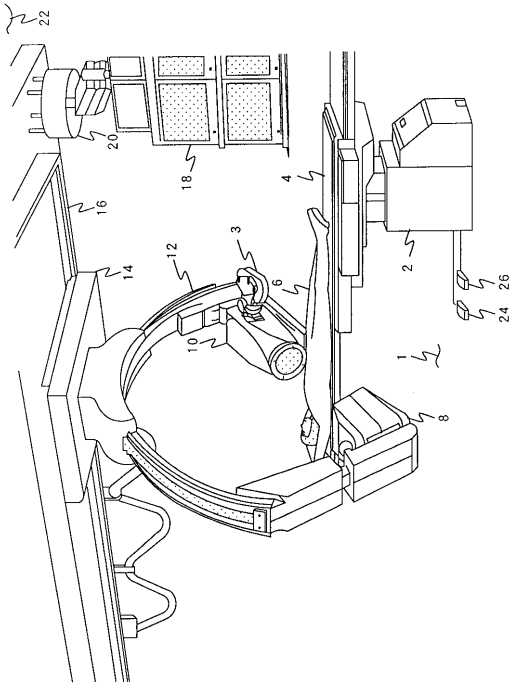
【図２】



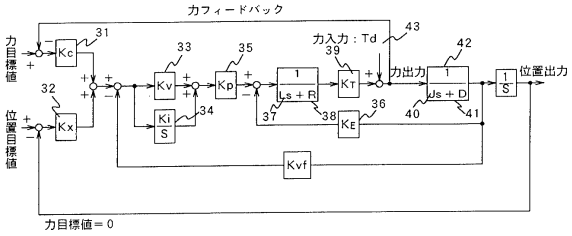
【図３】



【図４】


22
20
18
16
14
12
3
6
4
2
26
24
1
8
10

【図５】


力フィードバック
力目標値
位置目標値
Kc
Kx
Kv
Ki
S
Kp
1
Ls + R
KT
KE
力入力：Td
力出力
1
Js + D
1
S
位置出力
Kvf
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
力目標値＝0

フロントページの続き

審査官　右▲高▼　孝幸

(56)参考文献　特開平０７－１４８１５０（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－０１４９１８（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－０１９２７４（ＪＰ，Ａ）