

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-300893

(43)公開日 平成10年(1998)11月13日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
G 2 1 K 1/04		G 2 1 K 1/04 S
A 6 1 B 6/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00 3 0 0 G
G 2 1 K 5/02		G 2 1 K 5/02 X

審査請求 未請求 請求項の数11 F D (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平9-117642

(22)出願日 平成9年(1997)4月21日

(71)出願人 391012707

高エネルギー加速器研究機構長
茨城県つくば市大穂1番地1

(71)出願人 000000974

川崎重工業株式会社
兵庫県神戸市中央区東川崎町3丁目1番1号

(72)発明者 兵藤 一行

茨城県つくば市大穂1-1 高エネルギー
加速器研究機構内

(74)代理人 弁理士 関 正治

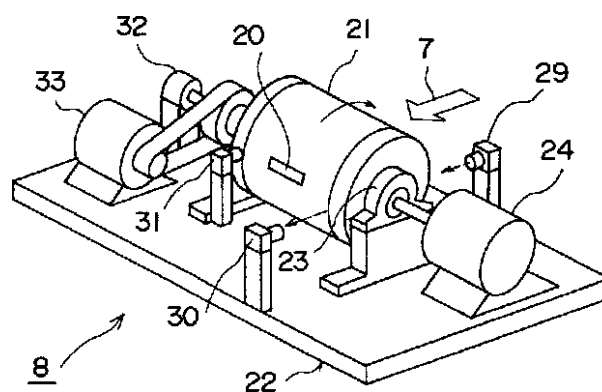
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 高速X線シャッター

(57)【要約】

【課題】 放射光を用いた冠状動脈造影等の診断装置において、被検者のX線被曝をできるだけ減少させてより安全に診断を受けられるようにするX線照射制御装置を提供する。

【解決手段】 X線を一定周期毎に露出時間に対応する短い時間だけ通過させるX線シャッター機構21とX線が通過している状態を確認する検知機構29、30、31、32とを有するX線ビーム開閉装置と、X線の通過と同期するトリガ信号15を発生する信号処理装置16とを備えたことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 一定周期毎に所定のある短い時間だけX線を通過させて間欠放射光を得るX線シャッタ機構を有するX線ビーム開閉装置を備えたX線照射制御装置。

【請求項2】 一定周期毎に所定のある短い時間だけX線を通過させて間欠放射光を得るX線シャッタ機構とX線が通過している状態を確認する検知機構とを有するX線ビーム開閉装置と、X線の通過と同期するトリガ信号を発生する信号処理装置とを備えたX線照射制御装置。

【請求項3】 前記一定周期が前記X線を照射して透過するX線像を撮影するX線撮像装置における面画像信号の取得間隔の整数倍であり、前記所定のある短い時間がX線像取り込みのための露出時間に対応する時間であることを特徴とする請求項1または2記載のX線照射制御装置。

【請求項4】 前記検知機構がX線が前記X線シャッタ機構を通過している状態を検知するタイミングを調節する機構を有し、前記信号処理装置がトリガ信号を出力するタイミングを遅らせるディレイ回路を有し、トリガ信号を送るタイミングをX線の通過に対して調節する機能を持つことを特徴とする請求項2または3記載のX線照射制御装置。

【請求項5】 前記X線シャッタ機構が、回転軸に垂直な方向にX線が通過する開口部を有する回転ドラムを所定の速度で回転させるものであることを特徴とする請求項1から4のいずれかに記載のX線照射制御装置。

【請求項6】 前記回転ドラムのX線通過開口部が回転軸からの輻射線で規定される未広がり状の開口を有することを特徴とする請求項4記載のX線照射制御装置。

【請求項7】 前記回転ドラムの開口部に風防板を設けたことを特徴とする請求項5または6記載のX線照射制御装置。

【請求項8】 前記回転ドラムのX線通過開口部がX線透過率の高い物質で蓋をされていることを特徴とする請求項5から7のいずれかに記載のX線照射制御装置。

【請求項9】 前記回転ドラムが120mm以上の直径を持つことを特徴とする請求項5から8のいずれかに記載のX線照射制御装置。

【請求項10】 前記X線ビーム開閉装置が、前記X線シャッタ機構を囲繞して必要な間欠放射光以外を遮蔽するシールド被覆体を備え、該シールド被覆体が前記X線シャッタ機構の交換を行うための開閉窓を1面に備えていることを特徴とする請求項1から9のいずれかに記載のX線照射制御装置。

【請求項11】 請求項1から10のいずれかに記載のX線照射制御装置を放射光発生装置とX線を選択する分光器の間に設けて前記トリガ信号をX線検出システムに送りX線の通過と同期して動画を撮ることにより心臓血管系の動画撮影を行う放射光を用いた冠状動脈造影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、照射するX線ビームを開閉制御するX線照射制御装置に関し、特にX線による心臓血管系の動画撮影等において患者のX線被曝量を低減させるために設けられるX線照射制御装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、放射光を用いた2次元動画方式の冠状動脈造影装置(SRアンジオグラフィ)の技術は、動物実験により実績を蓄積したのち、臨床にもこれを応用して完成の域に達しており、造影剤を静脈から注入した場合でも十分明瞭な冠状動脈画像が得られるようになっている。動物実験では、X線を連続的に検体に当てて撮影を行い動画を得ているが、心臓の拍動による画像のぶれを除去するために1コマ当たりの撮影時間を4msec程度に押さえなければならない。また、一般に用いられる撮像装置及び表示装置は画像信号の読み出し表示間隔を33msecとするため、1コマ撮影毎に両者の差の29msecの期間は無駄にX線を被曝していることになる。

【0003】このように間欠的にコマ撮影して動画を撮得る撮像装置を用いる限り、X線照射を必要とする期間は全期間中の一部に限られ、連続的に照射する場合は所定の割合で無駄な被曝を受けていることになる。このような事情はアンジオグラフィに限らず、生体内微量元素検出システム等においても同じである。しかし、こうした診断装置を人を対象とする臨床に用いるためには、患者のX線被曝を可能な限り抑制することが好ましい。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明の解決しようとする課題は、放射光を用いた2次元動画方式の冠状動脈造影装置等において、被検者のX線被曝をできるだけ減少させてより安全に診断を受けられるようにするX線照射制御装置を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明のX線照射制御装置は、X線を一定周期毎に所定のある短い時間だけ通過させるX線シャッタ機構とX線が通過している状態を確認する検知機構とを有するX線ビーム開閉装置と、X線の通過と同期するトリガ信号を発生する信号処理装置とを備えたことを特徴とする。特に、被検体のX線像を撮影するX線撮像装置における面画像信号の取得間隔の整数倍の時間ごとに、X線像取り込みのための露出時間に対応する時間だけX線を通過させるようにすることが好ましい。

【0006】本発明のX線照射制御装置によれば、一定周期中の僅かな時間だけ照射X線を通過させるので、たとえば人などの被検体のX線被曝は最小限に抑制することができる。また、このX線通過期間に同期したトリガ

信号を発生するので、X線像を撮像する装置はこのトリガ信号を利用して必要露光タイミングを正確に計って診断のために必要とされる動画像を得ることができる。なお、たとえばCCDカメラなど通常の撮像装置ではCRTディスプレイの仕様に合わせて1秒間に30コマの画面を取って動画化する場合が多いが、この場合でも撮像に必要な露光時間は短く、映像信号の取り出し等信号処理に使う時間が長い。

【0007】したがって、X線撮像装置における画面像信号の取得間隔ごともしくは取得間隔の整数倍の間隔毎に、X線像取り込みに必要な露出時間だけX線を通過させるようにすれば、撮像に必要な最低限のX線被曝を受けるだけで必要な診断が可能となる。なお、スムーズな動画像を得るためには1/30秒ごとに画像を撮って表示することが好ましいが、診断や事象の観察のためには適当にコマ落としをしても十分利用できるため、撮像装置の画面像信号の取得間隔の整数倍の間隔でX線を開閉してもよい。

【0008】なお、本発明のX線照射制御装置は、放射光を用いた心臓血管系の動画撮影に使用することができる。この時は、例えば、X線によるアンジオグラフィでは心臓の鼓動による画像の劣化を防ぐために1コマの撮影時間を4msec程度に抑えることがよいとされているので、上記のようにして被曝を抑えれば、33msec中に29msec程度ある無駄な被曝を削除することができる。

【0009】さらに、検知機構はX線がX線シャッタ機構を通過している状態を検知するタイミングを調節する機構を有し、また信号処理装置がトリガ信号を出力するタイミングを遅らせるディレイ回路を有して、トリガ信号を送るタイミングをX線の通過に対して調節する機能を持つようにすることができる。X線がシャッタ機構を通過したことを検出してからトリガ信号を発生すると、撮像装置の制御が間に合わない場合もある。このため、実際にX線が通過してくるより早いタイミングで信号を発生し、適当なディレイ回路の介在により最適なタイミングでトリガ信号を発生するようにすると、X線の照射と撮影のタイミングが正確に合致して、良質な動画像を得ることができる。

【0010】なお、回転軸に垂直な方向に開口部を有する回転ドラムをX線シャッタ機構として用いることができる。このようなX線シャッタ機構は、定速回転により極めて簡単に所定の周期で所定の時間X線を透過させることができ、しかも極めて容易に定速回転させることができる。なお、回転ドラムのX線通過開口部は回転軸からの輻射線で規定される末広がり状の開口を有するようにすることがより好ましい。このような形状をした開口部は、X線が遮蔽材中を透過する距離が短い間に急激に変化するようになるため、パルス状に変化するX線透過量の立ち上がり部分および立ち下がり部分の傾きを急峻

にする効果がある。

【0011】さらに、回転ドラムの開口部に風防板を設けることができる。また、回転ドラムのX線通過開口部をX線透過率の高い物質で蓋をするようにすることができる。回転ドラムはかなり高速で回転するため開口部のエッジが風きり音を発生して耳にうるさいばかりでなく、診断を受ける患者に不安感を与える場合もある。開口部に風防板を取り付けたり、X線透過率の高い物質で蓋をすることにより、このような風切り音の発生を抑制することができる。

【0012】なお、回転ドラムの直径は120mm以上あることが好ましい。照射X線出力のパルスが急峻な立ち上がり立ち下がり形状であれば、無意味なX線被曝を少なくすることができる。回転ドラム式X線シャッタ機構では、ドラムの直径が小さいほどパルスの過渡時間が長くなる。そこで、回転ドラムの直径を120mm以上とすることにより、放射光アンジオグラフィで用いられる厚さ約7mm程度のX線ビームで33msecおきに4msecの照射を行う場合の過渡時間を約1msec程度に抑えることが望ましい。

【0013】また、X線ビーム開閉装置は、放射光が当たって散乱させるX線シャッタ機構を取り囲むシールド被覆体を備えることが好ましい。シールド被覆体には、必要な間欠放射光を通過させる窓が取り付けられているほか、X線シャッタ機構の交換を行うための開閉窓を備えることができる。X線シャッタ機構はX線遮蔽期間にX線を含む放射光を受け散乱線を発生する。この散乱線が被検者や操作者まで到達するとX線被曝が起こることになる。そこで、上記のシールド被覆体により、周囲に散乱線が漏れないようにして無意味なX線被曝を減少させる。なお、シールド壁の一部にはX線シャッタ機構の整備やドラムの交換ができるようにスライド式などの開閉窓が取り付けられていることが好ましい。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係るX線照射制御装置を、図面を用い実施例に基づいて詳細に説明する。図1は、本実施例のX線照射制御装置を放射光アンジオグラフィに用いる場合の配置例を模式的に示す斜視図である。電子銃などからなる電子入射器1から出射される電子2を電子蓄積リング3の電子周回軌道4に投入して偏向電磁石5、5・・・により当該周回軌道を周回的に走行させる。電子蓄積リング3中の所定の偏向電磁石5、5間の直線部にウィグラー等の挿入光源6が介装されている。電子蓄積リング3を周回する電子は、挿入電源6を通過する際に強いX線を含む放射光7を発生する。

【0015】この放射光は分光器に導かれ、分光器9の分光結晶によりブラッグ反射をして単色のX線10となり、患者11の心臓部を透過してイメージインテンシファイア12に入射する。イメージインテンシファイア1

2はX線を可視光に変換する装置で、可視光に変換された映像をその後ろに設置されたCCDカメラ13で読み込む。CCDカメラ13より出力された画像信号は画像処理装置14に記録処理され診断画像として保存される。なお、CCDカメラ13はカメラコントローラ17を介して制御できるように構成されている。この冠状動脈造影システムにおいて、X線を含む放射光の進路中の挿入光源6と分光器9の間にX線照射制御装置8を設置する。

【0016】放射光を用いた冠状動脈造影では、心臓の拍動による画像のぶれをなくするために1枚の画像を撮るための露出時間は4ms程度がよいとされる。一方、一般の撮像装置では1秒間に30コマ撮影するのが普通であり、画像信号の読み出し処理をこの時間で行うため、撮影開始から33msは次の画像の取り込みができない。したがって、従来の動物実験で行ってきたようなX線を連続的に被写体に当てる方式では、撮影に役立たないX線照射期間が29msあり、この間のX線被曝は意味がない。本発明のX線照射制御装置8は、撮像に必要な露出時間だけX線を通過させ、それ以外

の時間はX線を遮蔽するシャッタである。このようなシャッタ装置を用いることで、不要なX線被曝を最小限に抑制することが可能となる。

【0017】X線照射制御装置8はX線シャッタ機構とX線の通過を検出してトリガ信号15を発生する信号処理装置16を備え、CCDカメラ13の画像読み込みを開始するためのトリガ信号15をカメラコントローラ17に送る。このトリガ信号15はX線照射制御装置8がX線を通過させるタイミングと同期して出力されるので、X線10がX線照射制御装置8を通過し始めると同時にCCDカメラ13の画像取り込みが開始され、通過したX線が患者に照射されている時間露光して各画素に画像信号が蓄積される。必要時間照射した後、X線照射制御装置8によりX線10が遮断され患者のX線被曝が防除されている次の画像取り込みタイミングまでの間に、CCDカメラ13は画面を走査してシリアルな面画像信号として画像処理装置14に出力する。画像処理装置14は、入力した面画像信号を画像メモリや磁気記録媒体に記録する。

【0018】図2は、本実施例のX線照射制御装置の構造を示す斜視図である。X線照射制御装置8は、X線を通過させるX線透過穴20を所定速度で回転させることによってX線のある周期毎に一定の時間だけ通過させる構造を有し、回転軸に垂直な方向に開口20を有する円柱状の回転ドラム21が基盤22上に固定された軸受け23により軸支されて、ドラム回転用モータ24により回転するようになっている。X線透過穴20が放射光の光路に合致したときにX線を含んだ放射光が直進して分光器9に到達し、X線透過穴20が光路とずれると放射光が遮断されて患者はX線被曝を免れることになる。ド

ラム回転用モータ24は回転速度の調整ができるモータで、これによりX線の通過する周期を精密に制御することができる。

【0019】X線通過のタイミングは光センサ、近接センサ、エンコーダの3つの検出器によって検知され、信号処理装置16によって処理される。光センサと近接センサは回転ドラム21の側部に取り付けた円盤により回転ドラム21の回転位置を検出し、実際の放射光通過タイミングに即した信号を出力する。図3は、回転ドラム21の一部を拡大して示した斜視図である。回転ドラム21は側部に光センサ用円盤25と近接センサ用円盤26が固定されている。光センサ用円盤25には光通過検出用の穴27が径方向に軸を貫いて開けられていて、光センサ用円盤25はこの穴27がX線透過穴20と同じ位置に来るように回転ドラム21に取り付けられる。また、近接センサ用円盤26の円周面には近接センサが反応する深さの切り込み28が付けられていて、近接センサ用円盤26はこの切り込み28がX線透過穴20と同じ位置に来るように回転ドラム21に取り付けられる。

【0020】光センサは入射する放射光7と同じ高さ位置に設けられた投光子29と受光子30からなり、投光子29から投射される光が光センサ用円盤25の光透過穴27を通過して受光子30に入る間、光センサから検知信号が出力される。また、近接センサ31も同じく放射光7と同じ高さに設置され、対向する近接センサ用円盤26の切り込み28を検知する間、近接センサ31から検知信号が出力される。信号処理装置16は、これら検知信号が立ち上がったところを捉えてトリガ信号とし、これをカメラ装置に送る。さらに、回転ドラム21の回転軸の先端には回転位相を検出するエンコーダ32が設置されている。エンコーダ32は、回転ドラム21がX線7を通過させ始める回転位置に来たとき、カメラ装置13にトリガ信号を送る。なお、運転を中止しドラムが停止したとき、ドラムの回転角度が開口部が垂直になって閉の位置に来るようにするため、パルスモータなどの回転角度量を制御できるモータ33が備えられている。

【0021】このように3様の原理の異なるセンサにより放射光の通過状態を検出するため、どれかの検出器が故障した場合でも運転が不能となる事態を免れることができる。以上が本実施例のX線照射制御装置における、X線通過を検知してこれに同期したトリガ信号をカメラ装置に送る方法の基本的な考え方である。しかし、実際にはセンサの検知する時間や信号処理の時間は零ではなく、ある程度の時間遅れが生じる。そこで、エンコーダ32からトリガ信号を出す基準となるドラムの回転位置を、X線透過穴20の位置よりも少し手前に設定し、また、光センサ用円盤25の光透過穴27と近接センサ用円盤26の切り込み28がX線透過穴20の位置より少し前の位置に来るように各円盤をドラム21に設置して

おく。こうして、信号処理などでトリガ信号15がカメラ装置13に届くのが遅れる分早めに検知信号を出すようにする。なお、これら検知信号を少し早めに出力するように設定しておき、早すぎた分を信号処理装置14に備えるディレイ回路で遅らせるようにしておけば調整が容易である。

【0022】図4は、本実施例でX線シャッタ機構として用いる回転ドラムが放射光を通過させる様子を示す図面である。図4は、X線通過穴20を有する回転ドラム21を放射光7の光路に沿って回転軸に垂直な面で切った断面であり、X線を含んだ放射光7はある厚さ(垂直方向の幅)hbを持っている。X線通過穴20の断面形状は、軸位置で放射光ビーム7が十分通過するだけの幅を有し、さらに回転軸からの放射線で規定される末広がりの扇形になっている。このような形状をしたX線通過穴20を用いると、回転ドラム21の回転により放射光7が遮蔽材中を透過する距離が急激に変化するため、X線透過量のパルスの立ち上がり立ち下がりが急峻になる。図4(a)は放射光7が完全に通過し始めたところ、(b)は放射光7の通過時間の中央にあるところ、(c)は放射光7が遮られ始めたところ、(d)は放射光7が完全に遮蔽される時間に入ったところを示す。

【0023】図5はX線シャッタ機構の介在によりX線の透過線量に変化する様子を示す図面である。横軸に時間、縦軸に透過X線量を任意スケールで表した。透過X線量は一定の周期毎に繰り返されるパルス状の波形を有する。パルス周期Trは、CCDカメラ13の映像信号読み取りが1秒間に30回行われることに応じて33 msecになっている。図中の矢印(a)(b)(c) *

$$2 \quad b = \cdot T t / T r$$

【0025】また、図6における幾何学的な関係より、回転ドラムの半径Rはビーム見込み角の半分 bおよび

$$R = h b / 2 \sin \quad b \tag{2}$$

一方、ドラム開口角 oは状態(a)から状態(c)までの回転角に当たり、ビーム見込み角 2 bと露光時間 2 o = \cdot T e / T r + 2 b

なお、開口部高さhoは図6の幾何学的関係より次のように表される。

$$h o = 2 R \cdot \sin \quad o \tag{4}$$

【0026】図4の状態(b)から時計方向に o - bだけ回転するとX線透過穴20の上壁面が放射光ビーム7と平行になった図4(c)の状態になる。従って、 c = o - b

過渡時間Ttの間に透過したX線は良質な画像形成に寄与せずノイズとなるので、過渡時間Ttは極力短くしたい。過渡時間Ttは(1)(2)式により決まるが、繰り返し周期Trは撮像システムの規格により一定であり、放射光ビーム厚さhbは光源装置の特性により外的に決まる。そこで(1)(2)式を参照すれば、過渡時間Ttを短くするにはドラム半径Rを大きくすればよいことが分かる。

* (d)は、図4における(a)(b)(c)(d)の状態の時刻をそれぞれ示す。放射光7が完全に遮断されている状態からX線通過穴20のエッジから漏洩し始め、やがて回転ドラム21が放射光ビーム7の厚さだけ回転し、放射光7が完全にX線通過穴20を通過する状態(a)に遷移する。その後、状態(a)から(c)までの時間Teは、放射光が遮られることなく通過し、患者11を照射しX線透過像をイメージインテンシファイア12に形成して、CCDカメラ13の露光時間となる。10 回転ドラム21がさらに回転し、X線通過穴20の壁が放射光ビーム7を少しずつ遮蔽して状態(d)に至る。X線遮断状態から状態(a)までの立ち上がり時間と状態(c)から(d)までの時間は、それぞれ過渡時間Ttとなる。

【0024】回転ドラム21のX線通過穴20を扇形にすることにより、過渡時間Tt例えば状態(c)から状態(d)に変化する間に、放射光7が回転ドラム21のX線遮蔽材を透過する距離が急激に増大し、すぐに完全遮断状態に移行できるから、無駄な被曝である過渡時間中の照射X線量を小さくすることができる。図6はX線通過穴の設計原理を説明する図面である。X線通過穴20の形状は以下の手順で決めることができる。図6において状態(c)から状態(d)の過渡時間Ttの間のドラムの回転角度は、ドラム中心からドラム外周における放射光ビームを見込む角、すなわち放射光ビームの厚さhbを挟む角 2 bに相当する。一方、繰り返し周期Trの間のドラムの回転角度は である。従って、ドラムの回転速度が一定であることから比例の関係よりビーム見込み角 2 bは次の式で表される。

$$(1)$$

放射光ビームの厚みhbにより次のように表される。

$$(2)$$

Teおよび繰り返し周期Trにより次の式で表される。

$$(3)$$

うに表される。

$$(4)$$

X線透過穴20の壁面を形成する切削角 cは次の式で表される角度にしなければならない。

$$(5)$$

【0027】図7から図10は、回転ドラム21の変形例を示す断面図である。図7は、扇形の通路に代えて平行な壁を有するX線透過穴20を持った回転ドラム21である。このような構造では、透過X線量のパルスの切れは甘くなるが、工作が格段に簡単になりコスト上の利益がある。図8は、X線透過穴20の開口部前後に突起34を形成して、実質的に半径を増加させた回転ドラム21である。このような回転ドラムを用いることによ

り、図4の状態(c)から状態(d)の過渡時間 T_t における透過X線量をさらに小さくすることができる。

【0028】図9は、X線透過穴20の壁に沿ってドラムの肉を削いだ構造を有する回転ドラム21である。回転ドラム21の径は(1)(2)式に基づき過渡時間の要求に応じて決定するが、ドラムの材質がX線吸収係数の大きい材質でできており、ドラムの遮蔽材料厚さが十分大きくX線の遮断性能に余裕があるときは、図9

(a)のようにドラムの外肉をえぐって凹み35にした構造や、図9(b)のようにドラム内部を中空36とした構造にすることにより、回転ドラム21の慣性モーメントを小さくし必要な駆動モータのトルクを小さくしかつ起動停止を素早くすることができる。図10は、X線透過穴20の開口部にアルミニウムなどX線透過率の高い材料で蓋37をした構造を有する回転ドラム21である。回転ドラム21は高速回転するときに開口部のエッジにより風切り音を発し、このような異音が診断を受ける患者に不安感を与えることがある。図10のように開口部のエッジを消滅させた構造を有するものは、風切り音が発生しないので稼働中の騒音を減少させて、患者や医師に不快感を与えない。

【0029】図11は、X線ビーム開閉装置に付設するシールド被覆体を表す斜視図、図12はその断面図である。回転ドラム21に入射する放射光ビーム7は透過時間以外には、回転ドラム21で反射したり散乱して、様々な方向に照射する。このX線を含む散乱線が被検者や操作者まで到達するとX線被曝が起こることになる。そこで、シールド被覆体をX線シャッタ機構や付属部品にかぶせることにより、周囲に散乱線が漏れないようにして無意味なX線被曝を減少させることが好ましい。図において、参照番号40は散乱線シールド本体、41はX線シャッタ機構等を支持するハニカム台、42は放射光ビームの導入ダクト、43は間欠的に透過してくる放射光ビームの射出ダクト、44はスライド式開閉窓、45はレール、46はケーブルカバーである。

【0030】散乱線シールド本体40はX線等を十分遮蔽する材料でできている蓋体で、図2に表示した回転ドラム21その他の構成物を覆って基盤のハニカム台41に固定されていて、回転ドラム21等で散乱する放射光が外部に漏れないようにする。なお、内壁構造および形状はできるだけ単純にして、予定されない散乱が起こり難いようにすることが好ましい。放射光ビーム導入ダクト42と射出ダクト43は、放射光ビーム7が通過できる断面形状を有し、光路位置に据えられて散乱線の漏洩を防ぐ。これらダクトはX線ビーム開閉装置を設置する便宜のため散乱線シールド本体40から取り外しできるような構造になっている。

【0031】また、シールド壁の一部には、X線シャッタの整備や回転ドラムの交換が行えるように開閉窓44が設けられている。開閉窓44はレール45の上を横方

向にスライドして開閉するようになっている。閉鎖時は放射光の漏れがないようにしっかりと密閉するようにする。さらに、動力線や信号線のケーブルを取り出すための穴の部分にもコの字型のケーブルカバー46が設けられて、散乱線の漏洩を防いでいる。ケーブルカバー46は散乱線シールド本体40に耳等を介して取り付け、シールド内部に突起物が存在しないようにして、余分な散乱を防いでいる。

【0032】

10 【発明の効果】以上詳細に説明した通り、本発明のX線照射制御装置により、アンジオグラフィ等の放射光を用いた診断装置において被検者等が受けるX線被曝を顕著に減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明実施例のX線照射制御装置を放射光アンジオグラフィに用いる場合の配置例を模式的に示す斜視図である。

【図2】本実施例のX線照射制御装置の構造を示す斜視図である。

20 【図3】本実施例におけるX線シャッタ機構の一部拡大斜視図である。

【図4】本実施例におけるX線シャッタ機構が放射光を通過させる様子を示す図面である。

【図5】本実施例におけるX線透過線量の変化を示す図面である。

【図6】本実施例におけるX線通過穴の形状を説明する図面である。

【図7】本実施例におけるX線シャッタ機構の第1変形例を示す断面図である。

30 【図8】本実施例におけるX線シャッタ機構の第2変形例を示す断面図である。

【図9】本実施例におけるX線シャッタ機構の第3変形例を示す断面図である。

【図10】本実施例におけるX線シャッタ機構の第4変形例を示す断面図である。

【図11】本実施例におけるX線ビーム開閉装置に付設するシールド被覆体を表す斜視図である。

【図12】図11のシールド被覆体を表す断面図である。

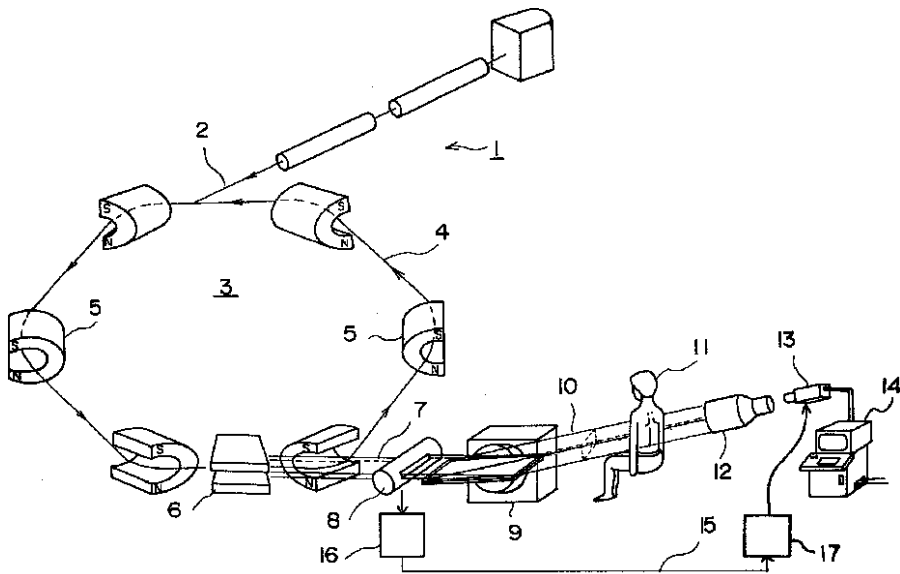
40 【符号の説明】

- 1 電子入射器
- 2 電子
- 3 電子蓄積リング
- 4 電子周回軌道
- 5 偏向電磁石
- 6 挿入光源
- 7 放射光
- 8 X線照射制御装置
- 9 分光器
- 50 10 X線

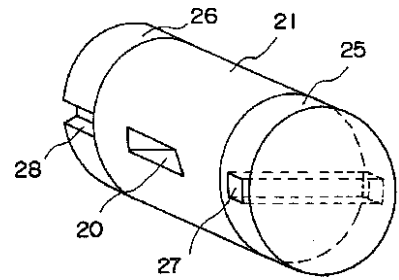
- 11 患者
- 12 イメージインテンシファイア
- 13 CCDカメラ
- 14 画像処理装置
- 15 トリガ信号
- 16 信号処置装置
- 17 カメラコントローラ
- 20 X線透過穴
- 21 回転ドラム
- 22 基盤
- 23 軸受け
- 24 ドラム回転用モータ
- 25 光センサ用円盤
- 26 近接センサ用円盤
- 27 光通過検出用穴
- 28 切り込み

- * 29 投光子
- 30 受光子
- 31 近接センサ
- 32 エンコーダ
- 33 ドラム位置合わせ用モータ
- 34 突起
- 35 凹み
- 36 中空部
- 37 蓋
- 10 40 散乱線シールド本体
- 41 ハニカム台
- 42 放射光ビーム導入ダクト
- 43 放射光ビーム射出ダクト
- 44 スライド式開閉窓
- 45 レール
- * 46 ケーブルカバー

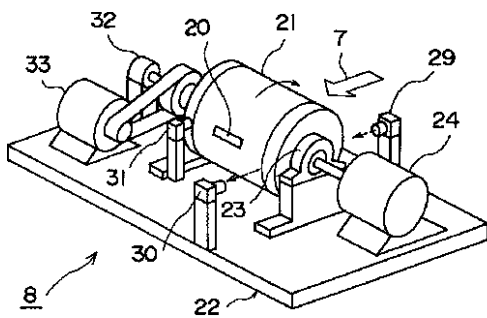
【図1】



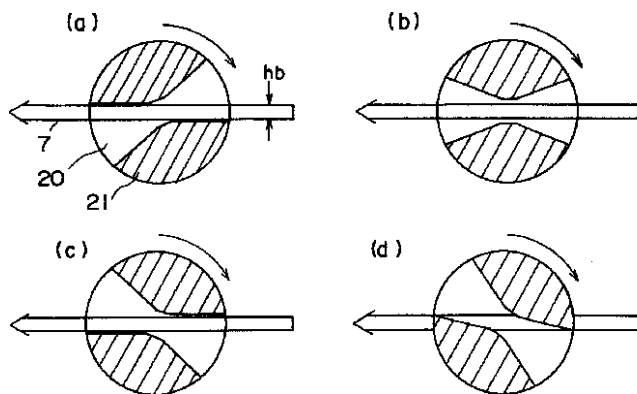
【図3】



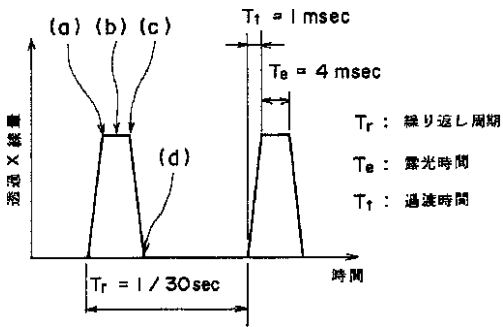
【図2】



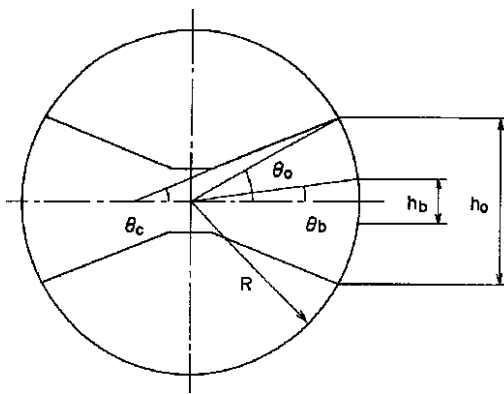
【図4】



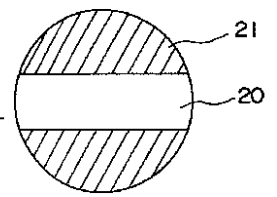
【図5】



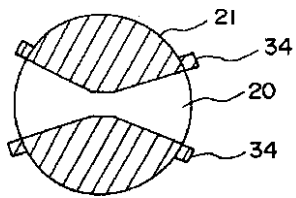
【図6】



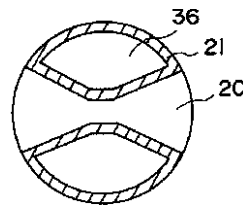
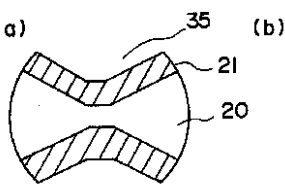
【図7】



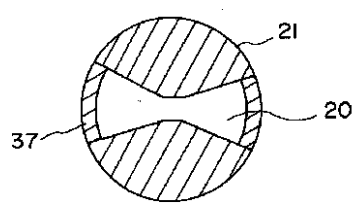
【図8】



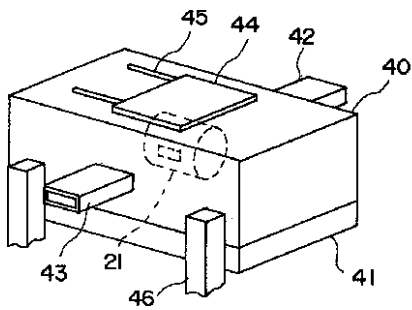
【図9】



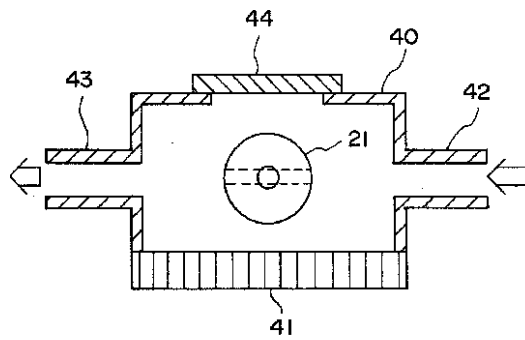
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 安藤 正海
 茨城県つくば市大穂1-1 高エネルギー
 加速器研究機構内

(72)発明者 中川 茂友
 千葉県野田市二ツ塚118番地 川崎重工業
 株式会社野田工場内