

(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2001-37746  
(P2001-37746A)

(43)公開日 平成13年2月13日(2001.2.13)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
A 6 1 B 6/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00	3 0 0 A 4 C 0 9 3 3 0 0 J

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願平11-218288

(22)出願日 平成11年8月2日(1999.8.2)

(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 100104341

弁理士 関 正治

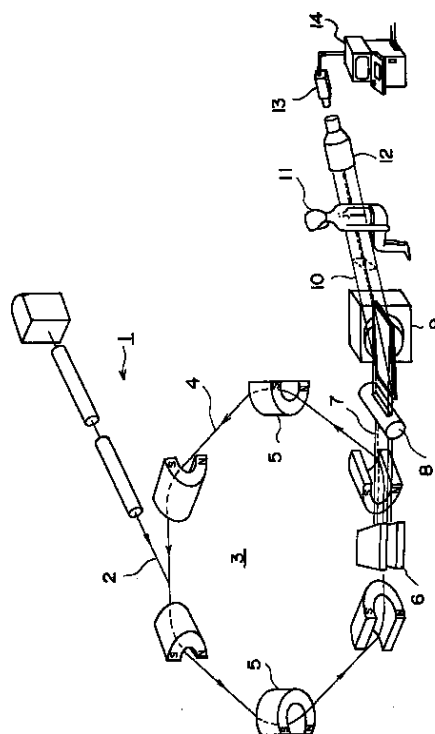
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医学用放射光X線撮像装置

(57)【要約】

【課題】 電子ビームエネルギーが3 GeV以下の電子蓄積リングを用いて、病院で冠状動脈造影に使用することができるような小型の放射光X線撮像装置を提供する。

【解決手段】 電子蓄積リング3に挿入された挿入光源6と分光器9と撮像装置12とを備え分光器と撮像装置の間に被写体11を置いてX線撮影する装置であって、放射光中に含まれる撮影用X線が有する光発散角  $\theta$  と分光結晶におけるX線散乱角  $\alpha$  の和が0.6 mrad以下になるようにして被写体の映像における半陰影Wdを抑制して、良質なX線画像を得る。また、挿入光源における実効光源の幅Wsと光源から被写体までの光路長Lsaと分光結晶と被写体の距離Lmaに基づいて、半陰影Wdを見込む角度 $2\phi$ を0.6 mrad以下とすることにより半陰影を抑制するようにしてもよい。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ビームエネルギーが 3 GeV 以下の電子もしくは陽電子蓄積リングと、該電子もしくは陽電子蓄積リングに挿入され放射光 X 線を発生する挿入光源と、該挿入光源からの放射光を受けて分光する分光結晶と、撮像装置とを備え、前記分光結晶と前記撮像装置の間に被写体を置いて X 線撮影する装置であって、前記放射光中に含まれる撮影に用いる X 線が前記挿入光源中の電子揺動方向と同じ方向において有する光発散角と前記分光結晶の表面における X 線散乱角の和を  $0.6 \text{ mrad}$  以下として被写体の映像における半陰影を抑制したことを特徴とする医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 2】 前記分光結晶が結晶の表面を研磨して積分反射強度を強化した分光結晶であって、前記撮影用 X 線の光発散角が前記方向において  $0.25 \text{ mrad}$  以下であることを特徴とする請求項 1 記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 3】 ビームエネルギーが 3 GeV 以下の電子もしくは陽電子蓄積リングと、該電子もしくは陽電子蓄積リングに挿入され放射光 X 線を発生する挿入光源と、該挿入光源からの放射光を受けて分光する分光結晶と、撮像装置とを備え、前記分光結晶と前記撮像装置の間に被写体を置いて X 線撮影する装置であって、前記挿入光源における実効光源の幅と該実効光源の位置から前記被写体までの光路長と前記分光結晶と前記被写体との距離に基づき、前記放射光 X 線の前記分光結晶の表面における X 線散乱角を加味して、該被写体から映像における半陰影を見込む角を  $0.6 \text{ mrad}$  以下として該半陰影を抑制したことを特徴とする医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 4】 前記実効光源の幅を  $W_s$  (単位 mm)、前記実効光源の位置から前記被写体までの光路長を  $L_{sa}$  (単位 m)、前記分光結晶の表面における X 線散乱角を  $2 \text{ m}$  (単位 mrad)、前記分光結晶と前記被写体との距離を  $L_{ma}$  (単位 m) としたときに、

$$(W_s - L_{ma} \times 2 \text{ m}) / L_{sa} + 2 \text{ m} < 0.6$$

なる関係を満たすように配置することを特徴とする請求項 3 記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 5】 前記実効光源の幅を  $W_s$  (単位 mm)、前記実効光源の位置から前記被写体までの光路長を  $L_{sa}$  (単位 m)、前記分光結晶の表面における X 線散乱角を  $2 \text{ m}$  (単位 mrad)、前記分光結晶と前記被写体との距離を  $L_{ma}$  (単位 m) としたときに、前記光路長  $L_{sa}$  が、 $L_{sa} > (W_s - 2 \text{ m} L_{ma}) / (0.6 - 2 \text{ m})$  なる関係を満たすように配置することを特徴とする請求項 3 記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 6】 前記放射光 X 線における  $33 \text{ keV}$  以上の成分の光子数が、 $0.1\%$  バンド幅で 1 秒あたり  $3 \times 10^{13}$  個以上あることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 7】 前記挿入光源が超伝導電磁石で構成され

ることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

【請求項 8】 前記被写体の位置と前記撮像装置の間に X 線グリッドを挿入して前記被写体と前記撮像装置の間の距離を短くし、前記半陰影をさらに抑制することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載の医学用放射光 X 線撮像装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

10 【発明の属する技術分野】本発明は、放射光を用いた医学利用の X 線撮像装置に関し、特に病院で冠状動脈造影に使用することができる小型の放射光 X 線撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】電子もしくは陽電子蓄積リング（以下電子蓄積リングで代表する）に挿入された挿入光源から放射される放射光は強度が高くしかも波長を任意に選択することができることから、特定波長の高品質 X 線を活用した医療用 X 線撮像装置の研究が進められている。

20 【0003】電子入射器により打ち込まれた電子は電子蓄積リング内を周回し、ウィグラーなどの挿入光源を通過する際に強い X 線を含む放射光を発生する。この放射光は分光器に導かれ単色の X 線となり、患者を通過して撮像装置に入射する。患者の血管に注入されている造影剤（血液である割合に希釈されている）は、X 線を透過しにくいので、X 線で撮影すると血管の影ができる。特に造影剤にヨウ素を用いた場合、ヨウ素の K 吸収端である  $33.17 \text{ keV}$  の X 線を用いると、X 線の吸収係数が極大となるため、コントラストの良い画像を得ることができる。

30 【0004】たとえば、高エネルギー加速器研究機構の放射光研究施設では、トリスタン入射蓄積リング（ARリング）の NE1 ビームラインを用いて、放射光を利用した冠状動脈造影（SR アンジオグラフィ）の臨床応用研究が行われて良好な結果が得られている。冠状動脈造影は、特定波長の X 線を吸収しやすい造影剤を血液中に注入して X 線撮影をすることにより血管の状態を見るもので、現在、ヨウ素を造影剤とし、 $33.17 \text{ keV}$  の K 吸収端を利用した X 線撮影で十分明瞭な冠状動脈画像が得られている。

40 【0005】高エネルギー加速器研究機構における成功例に使用された放射光発生装置のパラメータはたとえば次のようなものであった。

電子ビームエネルギー  $E$   $5 \text{ GeV}$ 最大磁場強さ  $B_0$   $0.79 \text{ T}$ 

ウィグラーポール数 43

水平エミッタンス  $x$   $9.7 \times 10^{-8} \text{ m-rad}$ 水平方向 関数  $x$   $8 \text{ m}$ 

50 【0006】これらのパラメータによれば、 $33.17 \text{ keV}$  の X 線のトータル光子数は、水平方向取り出し角度を 2

mradとしたときに、0.1%バンド幅で約 $3 \times 10^{13}$ 個となり、量子ノイズの少ない良好な画像を得ることができた。この数値は臨床において利用できる水準を示すものとしてとすることができる。なお、この時の33.17 keVのX線の水平方向発散角は0.24 mrad程度で、半陰影のない鮮明な画像が得られていた。

【0007】造影剤を静脈から注入する放射光冠動脈造影は簡便で安全な冠動脈検査法であり、この実用化により心臓病の定期検診を行うことが可能になると期待されている。臨床応用に成功した高エネルギー加速器研究機構のARリングは十分な性能をもっているが、ARリングは周長が380 mあり、これと同じ性能を有する装置を全国各地の病院に設置することは実際上不可能である。一般に利用する医学診断用の放射光発生装置は、病\*

$$P [\text{GeV}/c] = 0.3 \text{ B[T]} r[\text{m}]$$

により求めると、電子の運動量Pは3 GeV/c以下にすればよいことが分かる。ここでcは光速である。この時電子ビームエネルギーは3 GeVになる。

【0009】次に、放射光医学診断に用いることができるような良好な画像を得るには、量子ノイズを抑えるために十分な光子数が必要とされる。多量のX線光子を得るためには、①放射光源としての電子蓄積リングの電子ビームエネルギーを高くする、②電子ビーム電流を大きくする、③ウィグラ磁場を高くする、④ウィグラポール数を多くする、⑤分光器の積分反射効率を高くするなどの方法が知られている。

【0010】ところが、①電子ビームエネルギーを高くすると電子蓄積リングが大型化するばかりでなく、放射エネルギーを供給するRFシステムのパワーが4乗で大きくなり施設全体が大型化、高コスト化し、病院設置のための小型化の要求に反する。

②電子ビーム電流を大きくするのは技術的に限界がある。

③ウィグラ磁場を高くすることにも技術的に限界がある。

④ウィグラポール数を多くするのは技術的に限界があるとともに電子蓄積リングの大型化につながる。

⑤分光器の積分反射強度を上げるのには、分光結晶の表面を研磨する方法があり、この方法は電子蓄積リングを大型化しないで多量のX線光子を得るようにすることができる。現状では上記各施策を複合して行うことが常識的な対策である。

【0011】このように、従来は、品質の高い診断画像を得るために光子数を大きくすればよいとされていた。しかし、本願発明の発明者らの研究により、特に小型の電子蓄積リングを使用する場合は、放射光が平行光線と見なすことができなくなるため画像に半陰影ができて診断画像として問題が生じることが分かった。たとえば、分光結晶表面を研磨して積分反射強度を上げて光子数を大きくしても、光源の発散角や光源見込み幅によっては

\* 院に設置可能な程度に小型であって、しかも鮮明な診断画像が得られるものでなければならない。

【0008】医学利用放射光装置を小型化するには幾多の困難があるので、まずはARリングのほぼ1桁小型化してビーム軌道周長を50 m以下になるように構成すると、装置が20 m×15 mの敷地内に収まり、比較的大きな病院なら設置することも可能になる。周長が50 mである医学用放射光装置用電子蓄積リングでは、挿入光源設置用直線部および入射部RF部直線部にそれぞれ妥当な4 mの長さを取れば、偏向部長さが一周分で $2\pi r = 42 \text{ m}$ となるので偏向半径rが6.67 mとなる。したがって、偏向電磁石の磁場Bが一般的な範囲内で最大とされる1.5 Tであるとして、関係式

$$(1)$$

半陰影が生じる。また、分光結晶表面でのX線散乱角度の広がりも半陰影に影響を与える。

【0012】半陰影を小さくするためには、光源と被写体および分光器と被写体の距離を大きくして被写体に入射する放射光X線を平行光線に近くし、さらに被写体と撮像器の距離を小さくすればよいが、光源や分光器と被写体を大きく離しすぎるとせっかく小型の電子蓄積リングを使用しても施設全体が大きくなり小型化の要請に応えることにならない。また、被写体と撮像器が近いと被写体で発生する散乱線のために診断画像の画質が劣化する問題がある。

【0013】

【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、放射光を用いた医学用X線撮像装置、特に病院で冠動脈造影に使用することができる小型の放射光X線撮像装置を提供することである。また、特に、半陰影の発生を抑制して良好なX線画像を得ることができる小型の放射光X線撮像装置を提供することである。

【0014】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明の医学用放射光X線撮像装置は、ビームエネルギーが3 GeV以下の電子もしくは陽電子蓄積リング（以下電子蓄積リングという）に挿入され放射光X線を発生する挿入光源と、挿入光源からの放射光を受けて分光する分光結晶と、撮像装置とを備え、分光結晶と撮像装置の間に被写体を置いてX線撮影する装置であって、放射光中に含まれる撮影用X線が挿入光源中の電子揺動方向と同じ方向において有する光発散角と分光結晶の表面におけるX線散乱角の和を0.6 mrad以下として被写体の映像における半陰影を抑制したことを特徴とする。

【0015】大型の電子蓄積リングを使用する場合は、リングを構成する電磁石の数を多くし偏向部の電子軌道の曲率半径を大きくすることで電子ビームのエミッタンスを小さくすることができ、これにより光源からの放射

光は発散角が小さく被写体に照射するときには実質的に平行光線とすることができる。小型電子蓄積リングにより大型電子蓄積リングで得られるようなX線撮影画像を取得できるようにしようとする場合は、光子数を確保できるように構成するのが普通である。しかし、小型電子蓄積リングの場合は、どうしても電磁石の数が少なくなり偏向部の曲率半径も小さくなるので電子ビームエミッタンスが大きくなり、光源からの放射光が比較的大きな発散角を持ち光源のサイズが無視できなくなる。したがって、そのまま撮影を行うと取得した画像に半陰影が生じる。この半陰影は、画像にボケを生じさせるので好ましくない。

【0016】また、光源が放射光源でX線を利用する医学診断の場合、光子数を増加するため分光器に表面を研磨した分光結晶を用いると、光源でのX線の発散に加えて、分光結晶でのX線の散乱によりさらに半陰影が増大する。この半陰影の幅は被写体と撮像器の距離に比例するので、この距離を小さくすることで、半陰影を抑えることができる。

【0017】ところが、被写体と撮像器が近ければ、被写体で発生する散乱線が撮像器に相当量入射し画像のコントラストを劣化させる。したがって良質な画像を得るためには被写体と撮像器をある程度離さなくてはならない。実験の結果、実用に供するためには、被写体と撮像器の間は500 mm以上に離すことが好ましいことが判った。なお、本願出願人らが出願した特開平07-236632には、X線グリッドを被写体と撮像器の間に設置して被写体で発生した散乱線が撮像器に入射するのを抑える方法が開示されている。

【0018】本願発明の医学用放射光X線撮像装置は、撮影用X線が有する電子揺動方向の光発散角と分光結晶の表面におけるX線散乱角の和に注目して、この値が0.6 mrad以下となるように構成したものである。放射光の平行光化のために電子蓄積リングを大型化しなくても、ここで注目した角度の和が0.6 mrad以下であれば、被写体と撮像器の距離が500 mm程度の場合に実用に耐える鮮明なX線撮影画像を得ることができることが実証されている。なお、分光結晶として結晶の表面を研磨して積分強度を強化した分光結晶を使用する場合は、分光結晶表面のX線散乱角がほぼ0.35 mradであるので、撮影用X線の光発散角が電子揺動方向において0.25 mrad以下であるように構成することが好ましい。

【0019】また、本発明第2の医学用放射光X線撮像装置は、ビームエネルギーが3 GeV以下の電子蓄積リングと放射光X線を発生する挿入光源と放射光を受けて分光する分光結晶と撮像装置とを備え、分光結晶と撮像装置の間に被写体を置いてX線撮影する装置であって、挿入光源における実効光源の幅と実効光源の位置から被写体まで光路長と分光結晶と被写体との距離に基づき、放射光X線の分光結晶におけるX線散乱角を加味して、被

写体から映像における半陰影を見込む角を0.6mrad以下とすることにより半陰影を抑制したことを特徴とするものである。

【0020】放射光の発散角が十分に小さくならない場合にも、光源の実効的なサイズが小さければ光源と分光器と被写体の位置関係を調整することにより半陰影を小さくすることができる。すなわち、発散角が大きくても被写体から光源を見込む方向以外から直接光が被写体に入射することはないから、光源と被写体の間の距離を大きくすることにより光源見込み角を小さい値にすればよい。ただし、分光結晶で散乱された光は半陰影の大きさに直接影響を与えるので、散乱角について補償して、被写体から映像における半陰影を見込む角が0.6 mrad以下になるようにすれば、目的に適合した半陰影が小さなX線撮影画像を得ることができる。

【0021】なお、本発明第2の医学用放射光X線撮像装置は、実効光源の幅を $W_s$  (単位mm)、実効光源の位置から被写体まで光路長を $L_{sa}$  (単位m)、分光結晶表面におけるX線散乱角を $2\ \mu$  (単位mrad)、分光結晶と被写体との距離を $L_{ma}$  (単位m)としたときに、 $(W_s - L_{ma} \times 2\ \mu) / L_{sa} + 2\ \mu < 0.6$ 、あるいは光源と被写体との距離 $L_{sa}$ に注目すると、 $L_{sa} > (W_s - 2\ \mu L_{ma}) / (0.6 - 2\ \mu)$ なる関係を満たすように配置することが好ましい。なお、研磨した分光結晶を使うとX線散乱角 $2\ \mu$ が0.35 mradになるので、この値を使用すると上記不等式は $L_{sa} > 4 \times (W_s - 0.35 L_{ma})$ となる。

【0022】また、本発明の医学用放射光X線撮像装置において研磨した分光結晶を使う場合は、放射光X線における33 keV以上の成分の光子数が、0.1%バンド幅で1秒あたり $3 \times 10^{13}$ 個以上あればよい。S/N比をいろいろに変えたときの血管の影の見え方を検討した結果、医師の要求する重量濃度1%の直径1 mmの血管が判別できる画像を得るためにはS/N比は60程度あればよいことが分かった。

【0023】S/N比60を得るためには、33.17 keVのX線光子数Iが3600程度必要であり、心臓診断が可能なる130 mm×80 mmの大きさを有する心臓診断画像を得るために撮像器前で必要となる光子数は約 $9 \times 10^8$ 個となる。ただし、画素の大きさは0.2mm×0.2 mmであるとする。冠動脈造影は撮影対象が動く心臓であるので、心臓の拍動の影響を受けないために4 msecで1枚の画像を得る必要がある。そこで、光源から撮像器の間における減衰を考慮に入れ、さらに分光結晶の積分反射強度を加味すると、光源で必要な光子数は約 $3 \times 10^{13}$ 個となる。

【0024】なお、本発明の医学用放射光X線撮像装置における挿入光源は超伝導電磁石で構成されたウィグラであることが好ましい。超伝導電磁石を使用することにより強力な磁場を発生させることができるので、高いエネルギーを持ったX線の光子数を増大することができ

る。さらに、被写体の位置と撮像装置の間にX線グリッドを挿入することにより被写体と撮像装置の間の距離を小さくでき半陰影をさらに抑制することができる。X線グリッドは、X線透過率の低い材料とX線透過率の高い材料を交互に層状に張り合わせたもので、積層面に平行に入射する直接線は透過しやすく、角度を持って入射するX線は殆ど吸収されるようになっている。従って、撮像器の前にX線グリッドを設置すると、被写体と撮像装置の間の距離が小さくても被写体内で散乱したX線は撮像器に到達しにくく鮮明な撮影画像を取得することができる。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る医学用放射光X線撮像装置を、図面を用い実施例に基づいて詳細に説明する。図1は本実施例の医学用放射光X線撮像装置の全体構成を示す模式図、図2は本実施例における被写体を挟んだ部分の配置例を表すブロック図である。

【0026】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を通過する際に波長幅の狭い強いX線を含んだ放射光7を発生する。

【0027】この放射光は分光器9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撮像装置に入射する。撮像装置はイメージンテンシファイア12とCCDカメラ13からなる。イメージンテンシファイア12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。

【0028】X線を含む放射光の進路中の挿入光源6と分光器9の間に設置された回転シャッタ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X線照射制御装置である。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

$$W/w = \sin(\theta + \alpha) / \sin(\theta - \alpha) \quad (1)$$

この手法により、分光結晶で反射された単色X線は所定の幅と厚みを持った面ビームとなり、冠状動脈造影を二次元動画撮影で行うことが可能となる。

【0033】なお、被写体11に入射するX線は被写体内で散乱するが、この散乱線が撮像器に相当量入射すると画像のコントラストを劣化させる。特に被写体と撮像器が近い場合には、被写体の影を生成する直接線に対する散乱線の割合が大きくなり画像の観察が困難になる。このような困難を解決するため、本実施例の医学用放射

\* 制することが可能となる。

【0029】図2に示すように、電子蓄積リング3に挿入された挿入光源6から放出された強いX線を含む放射光7は回転シャッタ8を透過して分光器9に導かれ、単色のX線10となり、被写体である患者の心臓部11を透過して撮像装置に入射する。患者の血管にX線に対して透過選択性がある造影剤を注入しておく、撮像装置で取得する心臓部分の映像に冠状動脈の影が得られるので、診断に利用することができる。

10 【0030】この目的でよく用いられる造影剤はヨウ素である。ヨウ素は骨や軟部組織より大きな吸収係数を持つので、静脈注射によりヨウ素造影剤を血液中に注入してX線撮影すると血管部分が浮き出た画像を得ることができる。また、ヨウ素は光エネルギー33.17 keV付近にX線の質量吸収係数が大きく変化するK吸収端があるが、このK吸収端付近では骨や軟部組織は吸収係数の変化が殆ど無い。そこで、K吸収端の直上と直下の2種類の単色X線で撮像を行い両者の差分を取ることで、ヨウ素造影剤の含まれる血管を抽出して冠状動脈の鮮明な画像を得るK吸収端差分法が開発されている。さらに、最近の研究により、K吸収端直上の単色X線のみで撮影を行っても診断可能な良好な画像が得られることが分かっている。K吸収端直上のX線による冠状動脈造影では、心臓の拍動による画像のぶれをなくすために1枚の画像を撮る露出時間は4 msec程度がよいとされる。

20 【0031】挿入光源6から放出される放射光のビーム7は一般に水平方向の幅は広くても垂直方向の厚みは小さいので、心臓部分を覆うような2次元ビームを得るためには垂直方向を拡大する必要がある。そこで、本実施例では分光器9の分光結晶における非対称反射を利用した方法を用いて放射光ビームを拡大する。図3はこの方法における分光結晶の作用を説明する図面である。

30 【0032】この方法は、X線の回折する反射面21が結晶表面22から非対称角だけ傾くように切り出した結晶20を使用する方法で、厚みwの入射X線7が表面22に対して角度θ傾いた反射面21に角度αで入射して反射するとすれば、下の式(1)に表した拡大率W/wで垂直方向に拡大され、大きな厚みWを持った単色X線ビーム10が得られる。

光X線撮像装置にも、撮像器イメージンテンシファイア12の前にX線グリッド16を設置することができる。

50 【0034】X線グリッド16は、本願出願人が既に特開平07-236632により開示したような、X線透過率の低い材料とX線透過率の高い材料を交互に層状に張り合わせたもので、積層面に平行に入射する直接線は透過しやすく、角度を持って入射するX線は殆ど吸収されるようになったグリッドなどを使用すればよい。X線グリッド

を被写体と撮像器の間に設置すると、被写体内で散乱した X 線は撮像器に到達しにくく直接線のみが撮像器に入射するので、鮮明な X 線撮影画像を取得することができる。

【0035】なお、被写体内で散乱した X 線は被写体からの出射角度の分布が大きいので、被写体と撮像器の距離を大きくすることによっても散乱線が撮像器に入射しにくくすることができる。被写体と撮像器の距離を変えて散乱線と直接線の比率を測定した例を図 4 に示す。図 4 は、横軸に被写体撮像器間距離、縦軸に散乱線対直接線比率を示し、参考に X 線グリッドを用いた被写体と撮像器の距離を約 125 mm にしたときの値をプロットしてある。散乱線対直接線比率は被写体と撮像器の間が離れるにつれ指数関数的に減少することが分かる。

【0036】この実験結果より、X 線グリッドを用いたときと同じ程度に散乱線の影響を抑えるには、被写体と撮像器の距離を 500 mm 以上にすればよいことが分かった。なお、被写体と撮像器の間に距離を取る方法と X 線グリッドを用いる方法を併用した場合には、より簡単な X 線グリッドを用いて装置間の距離をある程度短くする

ことができることは言うまでもない。  
【0037】このようにして被写体中の X 線散乱の影響を除去しても、放射光が発散角を持ち、また分光器で散乱があると X 線を平行光線と見なすことができなくなるため画像に半陰影ができる。半陰影が大きいと、血管の輪郭が曖昧になり細い血管の像を識別できなくしてしま\*

$$W_d = W_s \times L_{ad} / L_{sa} = L_{ad} \times$$

【0040】なお、放射光 X 線が真に平行光であれば光源がどれだけ大きくても、被写体のある点に直接に到達するのは光源中の点領域から発生した直達 X 線だけである。しかし X 線が発散角を有するときは、被写体のある点から光の投射方向に発散角を見込んだときに光源上に投影される領域から放射される X 線がその点に到達することになる。このように、光源の発散角が被写体から光源を見込む角より小さい場合は、被写体のある点に直接入射する光はその点から発散角で見込む範囲内の光源から放射される光だけであるから、(2)式は  
 $W_d = L_{ad} \times 2$   
と書くことができる。

【0041】いずれの場合も、被写体と撮像器の距離を小さくすることで半陰影を抑えることができる。しかし、先に説明したとおり、被写体で発生する散乱線の影響を排除するため、X 線グリッドを利用しない場合を考えると被写体と撮像器の距離を 500 mm 以上取る必要がある。したがって、光源を見込む角や発散角が大きければ半陰影の生成を無視することができない。また、放射光源で発生した X 線を利用する医学診断の場合、X 線ビームの厚さを確保するため分光器を用いるので、分光結晶での X 線の散乱により半陰影が増大する。特に、積分反射強度を上げるため表面を研磨した分光結晶を使用

\* うので診断に用いることが困難になる。大型の電子蓄積リングを利用する場合は発散角が小さく光子数が多い良質な放射光が得られるので半陰影が問題にならないが、小型の電子蓄積リングを使用する場合に、特に光子数を増加させるように電子ビームエネルギーを大きくすると発散角が大きくなりがちで半陰影の発生が無視できなくなる。

【0038】半陰影を小さくするためには、光源と被写体および分光器と被写体の距離を大きくして被写体に入射する放射光 X 線を平行光線に近くし被写体と撮像器の距離を小さくすればよいが、光源や分光器と被写体を大きく離しすぎるとせっかく小型の電子蓄積リングを使用しても施設全体が大きくなり小型化の要請に応えることにならない。また、被写体と撮像器が近いと被写体で発生する散乱線のために診断画像の画質が劣化する問題がある。

【0039】図 5 は半陰影の発生機構を説明する図面である。幅  $W_s$  を有する光源  $S$  から光を被写体  $A$  に照射して撮像器のスクリーン  $D$  でその影を生成させると、光源  $S$  に有限の幅  $W_s$  があるため、スクリーン  $D$  面にできる被写体  $A$  の影の周囲に幅  $W_d$  の半陰影が生じる。半陰影は被写体位置から光源を見込む角  $\theta$  に関係し、半陰影の幅  $W_d$  は、光源の幅  $W_s$  に比例し、被写体  $A$  と撮像器の距離  $L_{ad}$  に比例し、光源  $S$  と被写体  $A$  の距離  $L_{sa}$  に逆比例するので、下の式(2)で表される。

$$(2)$$

すると X 線散乱角がさらに大きくなり画像の半陰影が大きくなる。

【0042】図 6 と図 7 は、このような分光器における散乱角を考慮に入れた実効的な光源に基づいて、半陰影を評価する方法を説明する図面である。まず、図 6 を用いて、放射光の発散角  $\theta$  が十分小さくて、対象とする被写体  $A$  のエッジに直接到達する X 線は光源  $S$  の一部  $S_p$  から放射される X 線だけである場合について説明する。光源  $S$  と被写体  $A$  の間に散乱角  $\theta$  を有する分光結晶  $M$  が介装されているとすれば、被写体  $A$  のエッジに照射する X 線は光源  $S_p$  から直達する X 線に分光結晶  $M$  で散乱した分が加わったものになる。

【0043】この関係は、被写体  $A$  のエッジから発散角  $\theta$  と散乱角  $\theta$  を加えて 2 倍しただけの角度  $2\theta$  を見込む等価光源  $S_m$  が分光結晶  $M$  の位置にあって、この等価光源  $S_m$  から前記エッジに照射すると考えることができる。光源  $S$  から等価光源  $S_m$  に到達する X 線は発散角  $\theta$  を有するから、等価光源  $S_m$  の境界から角度  $2\theta$  で引いた直線が光源  $S$  と交わる点で囲まれた実効光源領域  $W_s$  の内部から放射される X 線であって、この領域  $W_s$  の外側から放射された X 線は被写体  $A$  のエッジを照射することはない。

【0044】この実効光源領域の幅  $W_s$  は、

$$W_s = L_{sa} \times 2 + L_m \times 2 \quad m$$

となる。ここで、 $L_{sa}$ は光源Sと被写体Aの距離、 $L_m$ は分光結晶Mと被写体Aの距離である。なお、放射光の発散角、分光結晶における散乱角、また光源サイズなどは統計的な現象で強度に分布を有するため、その値としての、 $m$ 、 $W_s$ などは例えば標準偏差値などで表現される値であり、どの程度の確実性を要求するかによっ\*

$$2 \quad p = 2 + 2 \quad m$$

$$W_d = L_{ad} \times 2 \quad p = L_{ad} \times (2 + 2 \quad m)$$

ここで、 $L_{ad}$ は被写体AとスクリーンDの距離である。したがって、分光結晶の散乱角が与えられているときに半陰影を小さくするためには発散角を小さくすればよい。

【0046】次に、図7を用いて発散角が大きい放射光源Sを用いた場合について説明する。X線の発散角が大きくて光源Sの全ての領域から放射される光が被写体Aの輪郭に到達する場合は、スクリーンDに生じる幅

$$W_s = L_{sa} \times (2 \quad p - 2 \quad m) + L_m \times 2 \quad m \quad (6)$$

となる。

$$2 \quad p = (W_s - L_m \times 2 \quad m) / L_{sa} + 2 \quad m \quad (7)$$

となる。ここで、各変数の意味は発散角が小さいときの解析に使用したものと同一のものである。したがって、半陰影を小さくするためには、光源Sのサイズを小さくすること、光源Sから被写体A間での距離を大きくすること、分光結晶Mから被写体A間での距離を大きくすることが効果があることが分かる。式(7)により、これらの効果を定量的に把握することができた。

【0048】いずれの場合でも、半陰影の見込み角 $2 \quad p$ が小さければ小さいほど画像中の半陰影が小さくなって良質なX線撮像画面を得られる。しかし、放射光の発散角を無限に小さくすることは困難であるし、また放射光源を実質的に点光源とすることもできない。そこで、心臓病診断に使える程度に鮮明なX線画像が得られる半陰影の見込み角 $2 \quad p$ の限界を知ることにより、現実的な設備を構成することができる。発明者らは、血管のモデルを実機で測定する実験とシミュレーションを行って、臨床的な許容範囲を確定することができた。

【0049】血管モデルは、人体を模擬した厚さ160 mmのアクリルブロックに血管を模して太さ1 mmないし5 mmの細孔を穿ち、この細孔にヨウ素重量濃度5%の造影剤を充填したものである。血管モデルを撮像器の前500 mmの位置に置いてX線撮像する場合について、実験とシミュレーションを行った。使用したシミュレーション手法は実験値とよく合致することが確認されている。

【0050】図8は上記シミュレーションにより得られた画像で、太さ1 mmの血管が形成された厚さ160 mmのアクリルブロックに33.17 keVのX線を照射して撮像したものの一部である。図8(a)は $2 \quad p = 0.4 \text{ mrad}$ 、図8(b)は $2 \quad p = 0.6 \text{ mrad}$ 、図8(c)は $2 \quad p = 1.0 \text{ mrad}$ の場合である。また、図9は図8の画像について

$$(3)$$

\* て使用すべき値が変わることに注意しなければならない。

【0045】上記条件において、撮像器のスクリーンDに生じる幅 $W_d$ の半陰影の見込み角 $2 \quad p$ は放射光の発散角の2倍と分光結晶の散乱角 $m$ の2倍を加えたものになる。

$$(4)$$

$$(5)$$

$W_d$ の半陰影の見込み角 $2 \quad p$ は、放射光の発散角によらず、光源Sと分光結晶Mと被写体Aの配置関係と光源Sの大きさ $W_s$ により決まる。すなわち、半陰影の見込み角が $2 \quad p$ であるとする、半陰影の最外領域を形成するX線は、分光結晶Mにおいて散乱角 $m$ で内側に屈折した光線であるから、分光結晶Mに対する入射角が $(2 \quad p - m)$ の光線である。したがって、幅 $W_d = L_{ad} \times 2 \quad p$ の半陰影を形成する光源の幅 $W_s$ は、

【0047】 $p$ について解くと、

$$(7)$$

血管部を横断する方向に隣接画素同士の濃度微分値を取ったグラフで、図9(a)、(b)、(c)はそれぞれ図8(a)、(b)、(c)に対応する。

【0051】 $2 \quad p = 0.4 \text{ mrad}$ では血管の輪郭が鮮明で血管の状態を正しく判定することができる。 $2 \quad p = 0.6 \text{ mrad}$ のときは血管外部のノイズと紛らわしいが連続した像を観察することにより、経験の深い医者なら血管の状態を正しく判断することができる。しかし、 $2 \quad p = 1.0 \text{ mrad}$ の場合は、血管の境界が判然としないので血管の存在は認識できても形状を正確に知ることは困難である。このように、半陰影の見込み角 $2 \quad p$ を変化させて得られる画像を観察することにより、半陰影の見込み角が0.6 mrad程度まででなければ診断が可能な鮮明度を有する画像は得られないことが分かった。

【0052】したがって、実用的なX線撮像装置を構成するためには、式(4)あるいは式(7)で得られる半陰影の見込み角 $2 \quad p$ を0.6 mrad以下にすればよい。さて、放射光医学利用の冠動脈造影では、積分反射強度を上げて光子数を確保するために表面を研磨した分光結晶が用いられる。表面を研磨した分光結晶では表面が乱れているためエッチング結晶に比べX線の散乱が大きい。トリスタン入射蓄積リング(ARリング)における実験結果によれば、#1200の研磨剤で研磨したSi(311)面のX線散乱角の倍角 $2 \quad m$ は0.35 mradである。

【0053】式(4)にしたがって、電子蓄積リングの磁石配置を工夫して電子ビームのエミッタンスを小さくしたり、光源点の関数を大きくすることにより、33.17 keVの放射光X線の発散角の倍角 $2 \quad p$ が0.25 mrad以下になるようにすれば、半陰影見込み角は0.6 mrad以下となって、診断に利用できるような良好なX線画像を得る

ことができる。なお、近年研究が進んでいるダンプトキャビティを利用して、低エミッタンスかつ大電流の電子蓄積リングを形成することが可能である。

【0054】一方、X線発散角の倍角 $2\theta$ が0.25 mrad以上ある場合でも、式(7)に従って、(1)実効光源サイズを小さくする、(2)光源点から被写体までの光\*

$$W_s < L_{sa} \times (2\theta - 2\theta_m) + L_{ma} \times 2\theta_m \quad (8)$$

であれば目標値としての半陰影の見込み角 $2\theta$ 以下となる。したがって、分光結晶における散乱角の倍角 $2\theta$

$$W_s < 0.25 L_{sa} + 0.35 L_{ma}$$

であればよい。

【0056】なお、挿入光源では周期磁石列中で電子ビームが振動する間に光が放射されるので、上記の実効光源サイズは、光源点での電子ビームのサイズと挿入光源磁場による電子ビームの揺動幅の和になる。したがって、電子ビームのサイズと揺動幅を小さくすることにより光源サイズが小さくなる。ただし、電子ビームエネルギーの小さい小型の電子蓄積リングを用いて、ここに磁

$$L_{sa} > (W_s - L_{ma} \times 2\theta_m) / (2\theta - 2\theta_m) \quad (10)$$

であれば半陰影の見込み角 $2\theta$ が所定の値以下になる。この場合、利用される具体的な数値、 $2\theta_m = 0.35$

$$L_{sa} > 4 \times (W_s - 0.35 L_{ma}) \quad (11)$$

となり、この条件を満たせば半陰影の見込み角 $2\theta$ が0.6 mrad以下になる。

$$L_{ma} > (W_s - L_{sa} \times (2\theta - 2\theta_m)) / 2\theta_m \quad (12)$$

となり、具体的な数値を代入すると、

$$L_{ma} > (W_s - 0.25 L_{sa}) / 0.35 \quad (13)$$

であれば、半陰影の見込み角 $2\theta$ が0.6 mrad以下になり、明瞭なX線撮像画面を得ることができる。

【0059】なお、図1に示したように放射光から33.17 keVのX線を1枚の分光結晶により分光する装置を使用する場合は、分光結晶通過後のX線は水平入射方向に対して13度偏向するので、分光結晶と被写体の距離 $L_{ma}$ が大きくなると被写体の位置が高くなって施設配置に支障を来すことになる。したがって、距離 $L_{ma}$ を3 mから4 m程度にとるのが一般的である。例えば、分光結晶と被写体の距離 $L_{ma}$ を4 mとし、実効光源サイズ $W_s$ を10 mmとしたとき、#1200の研磨剤で研磨したSi(311)面のX線散乱角の倍角 $2\theta_m$ は0.35 mradであるので、光源点から被写体までの光路長 $L_{sa}$ は34.4 m以上にすればよい。

【0060】さらに、高品質の診察画像を得るためには、量子ノイズに関しても注意しなければならない。発明者らは、血管モデルを用いた実験とシミュレーションを行って、臨床的な許容範囲を確定することができた。血管モデルは、半陰影の見込み角について解析するとき使用したものと同様に、人体を模した厚さ160 mmのアクリルブロックに穿った太さ1 mmの血管を模した細孔にヨウ素重量濃度1%のヨウ素造影剤を充填したものである。画素の大きさが0.2 mm×0.2 mmの撮像器の前に血管モデルを置いて、S/N比が10~100の範囲で変化する

\* 路長 $L_{sa}$ を長くする、(3)分光結晶と被写体との距離 $L_{ma}$ を大きくする、ことにより半陰影の見込み角 $2\theta$ を0.6 mrad以下にすれば、診断に使用できるX線画像を得ることができる。

【0055】光源のサイズ $W_s$ は、

$$(8)$$

$2\theta_m$ が0.35 mradのとき、半陰影の見込み角 $2\theta$ を0.6 mrad以下にするためには、

$$(9)$$

場の強い超伝導ウィグラを設置したり、蓄積電流値を大きくするため電子ビームサイズを大きくしたりして、医学利用放射光リングに好ましい条件を整えようとすれば、光源サイズ $W_s$ を闇雲に小さくすることはできない。

【0057】光源サイズ $W_s$ が与えられたときには、光源点から被写体までの光路長 $L_{sa}$ が、

$$L_{sa} > (W_s - L_{ma} \times 2\theta_m) / (2\theta - 2\theta_m) \quad (10)$$

20 mrad、 $2\theta_m = 0.35$  mradを代入すると、

$$L_{sa} > 4 \times (W_s - 0.35 L_{ma}) \quad (11)$$

【0058】さらに、分光結晶と被写体との距離 $L_{ma}$ は、

$$L_{ma} > (W_s - L_{sa} \times (2\theta - 2\theta_m)) / 2\theta_m \quad (12)$$

$$L_{ma} > (W_s - 0.25 L_{sa}) / 0.35 \quad (13)$$

ように光子数を調整した33.17 keVのX線が均一に画面に入射するようにしてX線撮像する場合について、半陰影の見込み角 $2\theta$ について行ったと同様のシミュレーションを行った。シミュレーションは実験とよく合致することが確認されている。

【0061】図10はシミュレーションにより得られた画像について血管部を横断する方向にプロファイルを取ったグラフで、血管モデルに33.17keVのX線を照射して撮像したもののうち代表的な一部である。図10(a)はS/N=100、図10(b)はS/N=60、図10(c)はS/N=30の場合のプロファイルで、横軸に画像横断方向、縦軸に任意スケールで濃度を取っている。各グラフの中央に現れた血管部分を示すへこみが大きければ鮮明な血管像が得られていることになる。

【0062】画像を観察したときに、S/N=100では血管が鮮明で状態を正しく判定することができる。図10(a)からも血管位置が周囲より顕著に黒化していることが読みとれる。S/N=60のときは血管外部のノイズと紛らわしいが経験の深い医者なら正しく判断することができる。S/N=30の場合は、血管がノイズに紛れて形状を正確に知ることは困難で、図10(c)のプロファイルでも血管部分が埋没して判定することは困難である。このように、S/N比をいろいろに変えたとき得



られる画像を観察することにより、S/N比が60程度までであれば診断が可能な鮮明度を有する画像が得られることが分かった。

$$S/N = I / I$$

(14)式より、S/N比60を得るためには33.17 keVのX線光子数Iが3600必要であることが判る。心臓診断画像は、心臓全体を捉えるのに十分な150 mm×150 mm以上のサイズであることが理想であるが、高エネルギー加速器研究機構でも確認された通り、臨床応用レベルでは130 mm×80 mmでも診断可能である。そこで、この画

- 面サイズに対応するものとし、画素の大きさが0.2 mm×
- ①アクリル160 mm (被写体を想定)での減衰  $5.26 \times 10^{-3}$
  - ②アルミニウム窓1 mmでの減衰 0.79
  - ③分光器の反射 0.6

を原因とする減衰を受ける。ただし、分光器の反射率として表面を#1200の研磨剤で研磨したシリコン結晶(311)面の値を用いた。これらの減衰を考慮すると、光源に必要な光子数は、

$$9.36 \times 10^8 / (5.26 \times 10^{-3} \times 0.79 \times 0.6) = 3.75 \times 10^{11}$$

となる。

【0065】冠状動脈造影は、撮影対象が心臓であるため、心臓の拍動の無視できる4 msecで1枚の画像を得る必要がある。上記の光源に必要な光子数を4 msecで得るためには、光源では

$$3.75 \times 10^{11} / (4 / 1000) = 9.38 \times 10^{13} \text{ [photons/sec]}$$

の割合で光子を発生する必要がある。分光結晶に表面を#1200の研磨剤で研磨したシリコン結晶を用いると、反射のバンド幅が0.3%となるので、0.1%バンド幅ではその1/3の

$$3.13 \times 10^{13} \text{ [photons/sec/0.1\%b.w.]}$$

あればよいことになる。以上の結果から、挿入光源で発生する放射光に含まれる33 keV以上のX線の光子数が0.1%バンド幅で1秒当たり $3 \times 10^{13}$ 個以下にならないように電子蓄積リングや挿入光源を構成すれば、闇雲に光子数を増やさなくても、量子ノイズが少なく診断に利用することが可能な画像を得ることができる。

【0066】

【発明の効果】以上詳細に説明した通り、本発明により、各地の医療機関に実際に設置して利用できるような小型で高性能な医学用放射光X線撮像装置を提供することができるようになり、アンジオグラフィ等の放射光を用いた診断装置により多くの患者が正確な診断を受ける機会を与えることが可能になった。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の医学用放射光X線撮像装置の1実施例について全体構成を示す模式図である。

【図2】本実施例における被写体を挟んだ部分の配置例を表すブロック図である。

【図3】本実施例に用いる分光結晶の作用を説明する図

\*【0063】量子ノイズに関するS/N比は下の式(14)で表され、1個の画素に入射する光子数Iの平方根に比例する。

$$(14)$$

0.2 mmである撮像器の前に必要な総光子数を算定すると、

$$3600 \times (130 \times 80) / 0.2 \times 0.2 = 9.36 \times 10^8$$

となる。

【0064】しかし、33.17 keVのX線は光源から撮像器の間で、

5.26 × 10<sup>-3</sup>

0.79

0.6

面である。

【図4】本実施例において被写体撮像器間距離と散乱線対直接線比率の関係を表すグラフである。

【図5】本発明において光源が有限のサイズであるときに映像中に現れる半陰影の発生機構を表す図面である。

20 【図6】本発明において光源の発散角が小さいときに映像中に現れる半陰影の発生機構を表す図面である。

【図7】本発明において光源の発散角が大きいときの半陰影発生機構を表す図面である。

【図8】本実施例において発散角を変えて血管モデルをX線撮影した画像を例示した図面である。

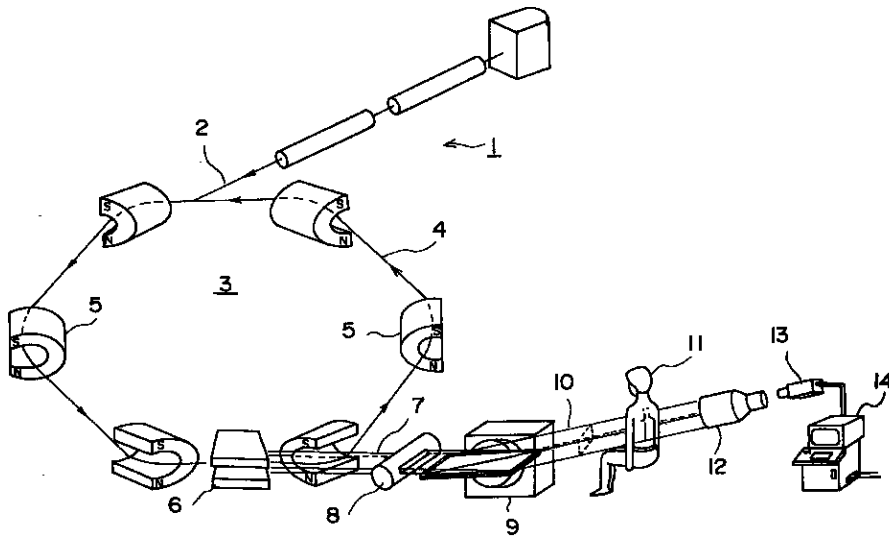
【図9】図8の例における画像濃度の微分値を示したグラフである。

30 【図10】本実施例においてS/N比を変えて血管モデルをX線撮影した画像における画像濃度のプロファイルを示したグラフである。

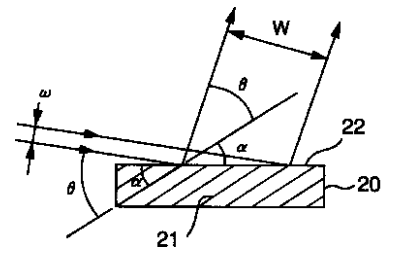
【符号の説明】

- 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 回転シャッタ
- 40 9 分光器
- 10 X線
- 11 患者
- 12 イメージンテンシファイア
- 13 CCDカメラ
- 14 画像処理装置
- 16 X線グリッド
- 20 分光結晶
- 21 X線回折反射面
- 22 結晶表面

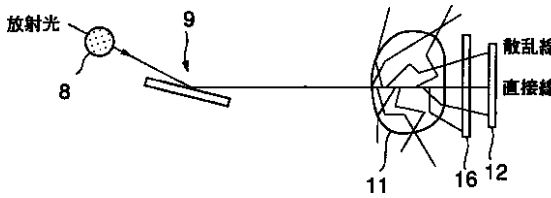
【図1】



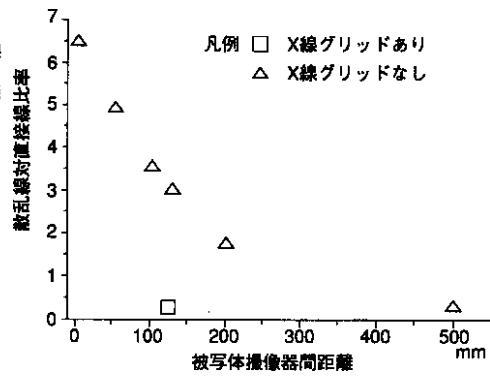
【図3】



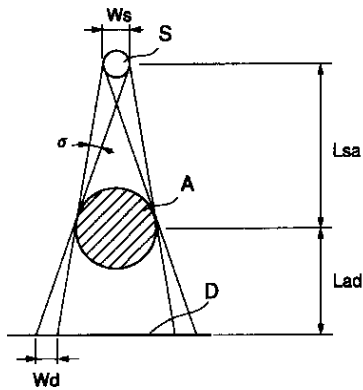
【図2】



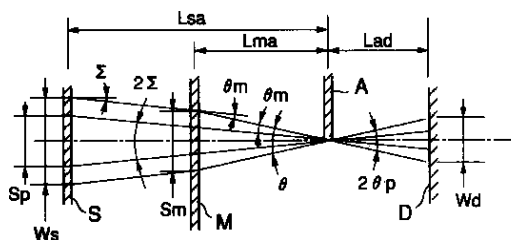
【図4】



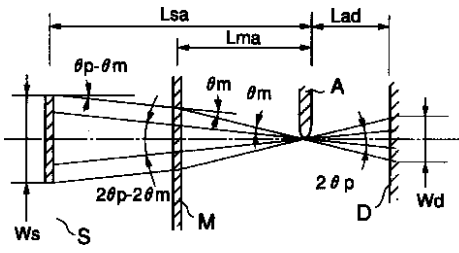
【図5】



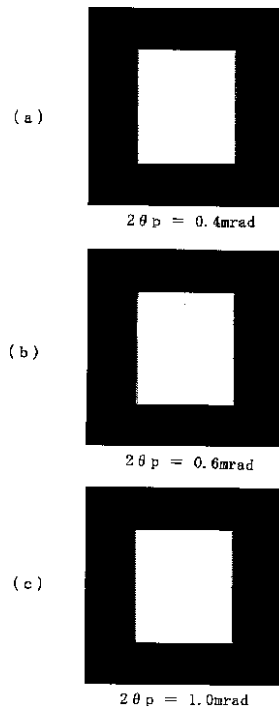
【図6】



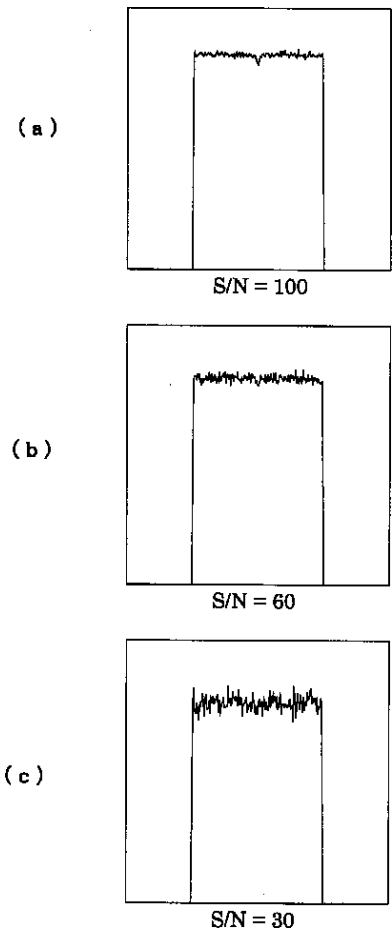
【図7】



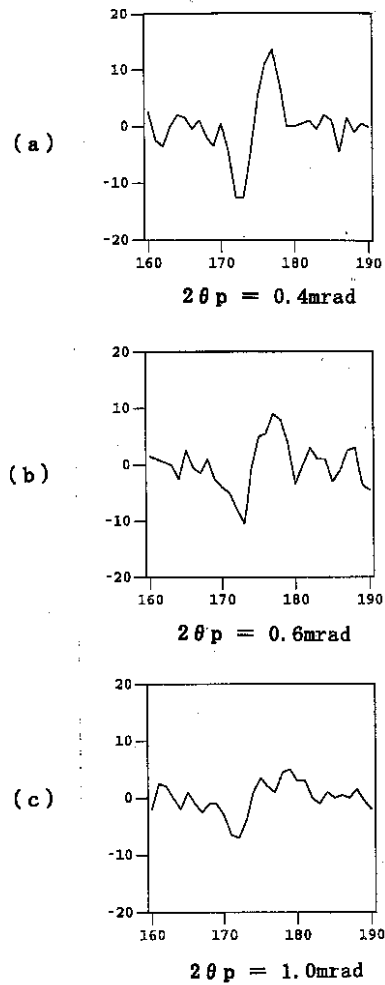
【図8】



【図10】



【図9】



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 奥 康成  
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  
Fターム(参考) 4C093 AA01 AA24 AA30 CA08 CA32  
EA01 EA11 EB02 EB24