

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-200359

(P2008-200359A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	2 H 0 1 3
G 0 3 B 42/02 (2006.01)	G 0 3 B 42/02 A	4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-41353 (P2007-41353)
 (22) 出願日 平成19年2月21日 (2007.2.21)

(71) 出願人 303000420
 コニカミノルタエムジー株式会社
 東京都日野市さくら町1番地
 (74) 代理人 100090033
 弁理士 荒船 博司
 (72) 発明者 玉腰 泰明
 東京都新宿区西新宿一丁目26番2号 コ
 ニカミノルタエムジー株式会社内
 Fターム(参考) 2H013 CZ01
 4C093 AA14 CA04 EA12 EB12 EB13
 EB17 EC28 EC29 EC30

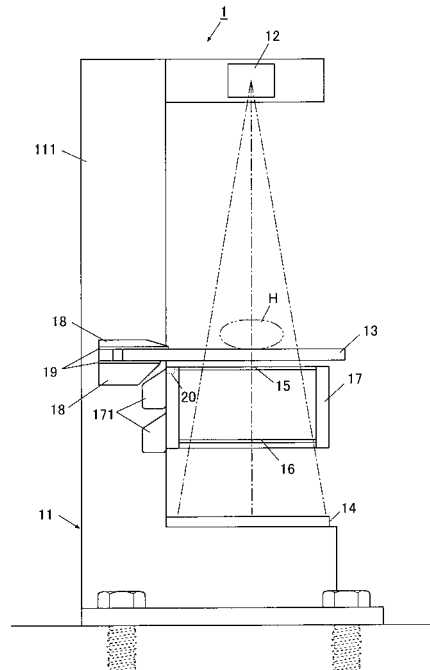
(54) 【発明の名称】 X線撮影システム

(57) 【要約】

【課題】 生きた動物や人体を被写体とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られるX線撮影システムを提供する。

【解決手段】 このX線撮影システム100には、被写体Hを配置するための被写体台13と、被写体台13を透過して照射されたX線を回折することによりタルボ効果を生じさせる第一回折格子15と、第一回折格子15により回折されたX線を回折する第二回折格子16と、第二回折格子16により回折されたX線を検出するX線検出器14と、第一回折格子15と第二回折格子16とを一体に保持する回折格子保持構造体17と、を有し、回折格子保持構造体17と被写体台13とが別体構造となっている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を配置するための被写体台と、
 前記被写体台を透過して照射された X 線を回折することによりタルボ効果を生じさせる
 第一回折格子と、
 前記第一回折格子により回折された X 線を回折する第二回折格子と、
 前記第二回折格子により回折された X 線を検出する X 線検出器と、
 前記第一回折格子と前記第二回折格子を一体に保持する回折格子保持構造体と、を有し
 、
 前記回折格子保持構造体と前記被写体台とが別体構造であることを特徴とする X 線撮影
 システム。

10

【請求項 2】

前記回折格子保持構造体と前記被写体台との間に、前記被写体台に加わる力及び振動を
 緩衝する緩衝手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線撮影システム。

【請求項 3】

前記第一回折格子及び前記第二回折格子を介して前記 X 線検出器に X 線を照射する X 線
 源を有し、
 前記 X 線検出器が位相差画像又はモアレ縞を検出可能な程度に、前記 X 線源と前記第一
 回折格子との間隔と前記第一回折格子の格子周期との比が、前記 X 線源と前記第二回折
 格子との間隔と前記第二回折格子の格子周期との比に近いことを特徴とする請求項 1 又は請
 求項 2 に記載の X 線撮影システム。

20

【請求項 4】

前記 X 線源は、照射する X 線の波長分布の半値幅が、当該 X 線のピーク波長の 1 / 4 倍
 以下である X 線管又はマイクロフォーカス X 線源であることを特徴とする請求項 3 に記載
 の X 線撮影システム。

【請求項 5】

前記 X 線源が照射する X 線のピーク波長は、0.2 以上 0.9 以下であることを特
 徴とする請求項 3 に記載の X 線撮影システム。

【請求項 6】

前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方は、一方向に延在する回折部
 材を備えており、
 前記回折格子保持構造体は、前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方
 を、回折格子面と平行で、かつ、前記回折部材の延在方向に交差する可動方向に移動可能
 に保持しており、
 移動可能な前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方を前記可動方向に
 駆動する駆動手段を備えていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に
 記載の X 線撮影システム。

30

【請求項 7】

前記駆動手段が停止し、前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りをしていない状態のとき
 に、前記 X 線源が X 線を照射し、
 前記 X 線源が X 線の照射を停止後、前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りを開始し、か
 かつ、前記駆動手段が前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方の駆動を開
 始し、
 前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りを終了し、かつ、前記駆動手段が前記第一回折格
 子及び前記第二回折格子の少なくとも一方の駆動を終了した後に、前記 X 線源が X 線を照
 射するように、前記 X 線源、前記 X 線検出器及び前記駆動手段を制御する制御手段を備え
 ていることを特徴とする請求項 6 に記載の X 線撮影システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、X線撮影システムに係り、特にX線位相画像の撮影が可能なX線撮影システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線画像撮影として、被写体によるX線吸収により形成されるX線吸収画像による画像診断が一般的である。しかしながら、例えば、人体や動物の軟部組織のように、X線吸収が小さい被写体の場合、十分なコントラストが得られず画像診断がしにくかったり、困難であったりした問題があった。

そこで、このような軟部組織等のX線吸収が小さい被写体の変化を発見するためには、最近、放射線画像撮影に代わり、MRI (magnetic resonance imaging) 等により得られた画像を用いた診断が検討されている。しかし、MRIによる撮影は費用や診察に要する時間等の観点から被撮影者の負担が大きく、一般の定期検診等に組み込んで行うことは難しいことから、撮影を定期的に行い、変化を経時的に観察することは困難であるという問題があった。

10

【0003】

一方、X線画像撮影として、被写体によるX線位相差により形成されるX線位相画像を取得する手法の開発が進められている。このX線位相画像撮影は、医療診断・生物診断・食物検査用に用いた場合、X線吸収画像と比較して、被写体の軟部のコントラストが大きい、或いはエッジ効果によってくっきりと見えるために、例えば、微小な病変の検出や、軟部組織の病変の検出が可能となっている。

20

【0004】

X線位相画像撮影においては、結晶製X線干渉計方式、DEI方式、伝播法、Zemike位相差顕微法、タルボ干渉計方式など、種々の方式が開発されている。

例えば、特許文献1で開示されているタルボ干渉計方式では、第一回折格子によるタルボ効果と第二回折格子により得られるモアレ縞画像を縞走査法で複数枚撮影し、位相シフト像(位相差画像)と位相シフト微分像(微分位相画像)を得ることが開示されている。

【特許文献1】国際公開第2004/058070号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

30

しかしながら、タルボ干渉計方式では、昆虫等の小さい生物や食物・植物・ファントムなど静止した被写体では問題無いが、生きた動物や人体を被写体とする場合など、被写体自体から力や振動が加わり、第一回折格子と第二回折格子の位置関係がX線照射中にずれると、医療診断・生物診断に利用可能な画像が得られない場合があるとの問題があることが分かった。

【0006】

すなわち、通常の吸収画像を得るためのタングステンX線管を用いたX線撮影では、X線強度の高いX線を極めて短時間に照射するだけで良好な画像が得られるが、タルボ干渉計方式では、X線の干渉現象を利用するため、照射するX線の波長範囲を制限する必要があるため、X線強度が低くなり、長時間の露出が必要であり、また、X線照射中に許容できる第一回折格子と第二回折格子の間の位置ずれの許容範囲が極めて狭いことが分かった。

40

【0007】

そこで、本発明は以上のような課題を解決するためになされたものであり、生きた動物や人体を被写体とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られるX線撮影システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

請求項1記載の発明に係るX線撮影システムは、被写体を配置するための被写体台と、

50

前記被写体台を透過して照射された X 線を回折することによりタルボ効果を生じさせる第一回折格子と、

前記第一回折格子により回折された X 線を回折する第二回折格子と、

前記第二回折格子により回折された X 線を検出する X 線検出器と、

前記第一回折格子と前記第二回折格子とを一体に保持する回折格子保持構造体と、を有し、

前記回折格子保持構造体と前記被写体台とが別体構造であることを特徴としている。

【0009】

請求項 2 記載の発明は、請求項 1 に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記回折格子保持構造体と前記被写体台との間に、前記被写体台に加わる力及び振動を緩衝する緩衝手段を有することを特徴としている。

10

【0010】

請求項 3 記載の発明は、請求項 1 又は請求項 2 に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記第一回折格子及び前記第二回折格子を介して前記 X 線検出器に X 線を照射する X 線源を有し、

前記 X 線検出器が位相差画像又はモアレ縞を検出可能な程度に、前記 X 線源と前記第一回折格子との間隔と前記第一回折格子の格子周期との比が、前記 X 線源と前記第二回折格子との間隔と前記第二回折格子の格子周期との比に近いことを特徴としている。

【0011】

請求項 4 記載の発明は、請求項 3 に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記 X 線源は、照射する X 線の波長分布の半値幅が、当該 X 線のピーク波長の $1/4$ 倍以下である X 線管又はマイクロフォーカス X 線源であることを特徴としている。

20

【0012】

請求項 5 記載の発明は、請求項 3 に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記 X 線源が照射する X 線のピーク波長は、 0.2 以上 0.9 以下であることを特徴としている。

【0013】

請求項 6 記載の発明は、請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方は、一方向に延在する回折部材を備えており、

30

前記回折格子保持構造体は、前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方を、回折格子面と平行で、かつ、前記回折部材の延在方向に交差する方向に移動可能に保持しており、

移動可能な前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方を駆動する駆動手段を備えていることを特徴としている。

【0014】

請求項 7 記載の発明は、請求項 6 に記載の X 線撮影システムにおいて、

前記駆動手段が停止し、前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りをしていない状態のときに、前記 X 線源が X 線を照射し、

40

前記 X 線源が X 線の照射を停止後、前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りを開始し、かつ、前記駆動手段が前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方の駆動を開始し、

前記 X 線検出器が X 線画像の読み取りを終了し、かつ、前記駆動手段が前記第一回折格子及び前記第二回折格子の少なくとも一方の駆動を終了した後に、前記 X 線源が X 線を照射するように、前記 X 線源、前記 X 線検出器及び前記駆動手段を制御する制御手段を備えていることを特徴としている。

【発明の効果】

【0015】

請求項 1 記載の発明によれば、回折格子保持構造体が、第一回折格子と第二回折格子を

50

一体に保持し、この回折格子保持構造体と被写体台とが別体構造であるので、生きた動物や人体を被写体とする場合など、被写体自体から力や振動が被写体台に加わっても、第一回折格子と第二回折格子の位置関係にずれが生じることを抑えられるので、生きた動物や人体を被写体とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られる傾向となる。

【0016】

請求項2記載の発明によれば、被写体台に加わる力及び振動を緩衝するので、被写体自体から力や振動が被写体台に加わっても、第一回折格子と第二回折格子の位置関係にずれが生じることを一層抑えられるので、生きた動物や人体を被写体とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が一層得られる傾向となる。

10

【0017】

請求項3記載の発明によれば、被写体自体から力や振動が被写体台に加わっても、第一回折格子と第二回折格子の位置関係にずれが生じることを抑えられるので、生きた動物や人体を被写体とした場合でも、この請求項に規定するX線源と第一回折格子と第二回折格子との位置関係を満たし、医療診断・生物診断に利用可能な一層良好なモアレ縞が得られる傾向となる。

【0018】

請求項4記載の発明によれば、シンクロトロンX線源と比較して安価なX線源であり、X線撮影を行うためには比較的長いX線照射が必要となるが、被写体自体から力や振動が被写体台に加わっても、第一回折格子と第二回折格子の位置関係にずれが生じることを抑えられるので、生きた動物や人体を被写体とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られる傾向となる。

20

【0019】

請求項5記載の発明によれば、X線のピーク波長は、0.9以下であるので、被写体が生きた動物や人体であっても、吸収被爆が少なくなり、十秒以上といった長時間照射も不要となり、更に、撮影時間中に被写体Hのブレも抑えられ、また、X線のピーク波長は、0.2以上であるので、人体の軟骨組織等による屈折が十分検出でき、得られた画像を診断等に有効に用いることができる。

【0020】

請求項6記載の発明によれば、生きた動物や人体を被写体とする場合など、被写体自体から力や振動が被写体台に加わっても、被写体台と別体の回折格子保持構造体が駆動手段を備えているので、第一回折格子及び第二回折格子の少なくとも一方を良好な位置精度で駆動でき、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られる傾向となる。

30

【0021】

請求項7記載の発明によれば、第一回折格子と第二回折格子を所望の位置関係に移動させ、停止した状態でX線撮影でき、また、X線検出器もX線照射していないタイミングで読み取るので良好な読み取りができ、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像が得られる傾向となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、図面を参照しながら本発明に係るX線撮影システムの実施形態について説明する。

40

なお、発明を実施するための最良の形態欄は、発明を実施するために発明者が最良と認識している形態を示すものであり、発明の範囲や、特許請求の範囲に用いられている用語を一見、断定又は定義するような表現もあるが、これらは、あくまで、発明者が最良と認識している形態を特定するための表現であり、発明の範囲や、特許請求の範囲に用いられている用語を特定又は限定するものではない。

【0023】

<第1の実施形態>

図1から図9を参照しながら本発明に係るX線撮影システムの第1の実施形態について

50

説明する。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本実施形態における X 線撮影システムに適用される X 線撮影装置の構成例を示したものであり、図 2 は、X 線撮影システムの制御構成を示した図である。

図 2 に示すように、X 線撮影システム 100 は、被写体 H の X 線撮影を行う X 線撮影装置 1 と、X 線撮影装置 1 の各部を制御して被写体 H に照射する X 線の制御を行ったり、X 線を照射して取得した X 線画像の画像処理等を行うコンソール 3 と、を備えている。

【 0 0 2 5 】

X 線撮影装置 1 は、図 1 に示すように、床面にボルト等で固定された支持基台 11 を備えている。支持基台 11 は、床面に対して垂直方向に延在する支持部材 111 を備えており、支持部材 111 の上部には、上方から下方に向かってほぼ鉛直方向である X 線光軸方向に X 線を照射する X 線照射部 12 が設けられている。X 線照射部 12 の X 線光軸方向下方の位置に、被写体 H を下から支持する被写体台 13 が配設されている。被写体台 13 の X 線光軸方向下方の位置に、X 線照射部 12 から照射され被写体 H を透過した X 線を検出する X 線検出器 14 が設けられている。また、被写体台 13 と X 線検出器 14 との間には、前記被写体台 13 とは別体に構成され第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 (図 3 等参照) を一体に保持する回折格子保持構造体 17 が配設されている。

【 0 0 2 6 】

X 線照射部 12 には、X 線管 122 に高電圧を供給する高電圧電源 121 と、高電圧電源 121 から供給された高電圧により X 線を発生する X 線管 122 (X 線源) が設けられている。また、X 線照射部 12 は、X 線源制御部 123 を備えており、高電圧電源 121 及び X 線管 122 は、X 線源制御部 123 とそれぞれ接続されている。X 線源制御部 123 は、コンソール 3 の制御装置 31 (図 2 参照) からの制御信号に基づいて、高電圧電源 121、X 線管 122 を制御する。

【 0 0 2 7 】

X 線管 122 は、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 を介して X 線検出器 14 に X 線を照射する X 線源である。X 線管 122 としては、例えば、医療現場や非破壊検査施設で広く用いられているクーリッジ X 線管や、回転陽極 X 線管が挙げられる。なお、回転陽極 X 線管においては、陰極から放射される電子線が陽極に衝突することで X 線が発生する。これは自然光のようにインコヒーレント (非干渉性) であり、また平行光 X 線でもなく発散光である。電子線が陽極の固定した場所に当り続けると、熱の発生で陽極が傷むので、通常用いられる X 線管 122 では陽極を回転して陽極の寿命の低下を防いでいる。

電子線を陽極の一定の大きさの面に衝突させることにより、発生した X 線はその一定の大きさの陽極の平面から被写体 H に向けて放射される。この照射方向 (被写体方向) から見た平面の大きさを実焦点 (フォーカス) と呼ぶ。焦点径 (μm) は、J I S Z 4 7 0 4 - 1 9 9 4 の 7 . 4 . 1 焦点試験の (2 . 2) スリットカメラに規定されている方法で測定できる。なお、この測定方法中の任意選択条件は、X 線照射部 12 の性質に応じて測定原理から考えて精度が最も高くなる条件を選択した方が一層精度の高い測定が可能となることは言うまでもない。

【 0 0 2 8 】

なお、X 線源は、照射する X 線の波長分布の半値幅が、当該 X 線のピーク波長の 1 / 4 倍以下であるものが好ましく、また、X 線源は、X 線管に限定されず、例えば、特開平 9 - 1 7 1 7 8 8 号公報、特開 2 0 0 0 - 1 7 3 5 1 7 号公報、特開 2 0 0 1 - 2 7 3 8 6 0 号公報などに記載のマイクロフォーカス X 線源や、例えば、特開平 5 - 2 1 7 6 9 6 号公報、特開 2 0 0 2 - 2 2 1 5 0 0 号公報などに記載のシンクロトロン放射光 X 線源や、例えば、特開昭 4 7 - 0 2 4 2 8 8 号公報、特開昭 6 4 - 6 3 4 9 号公報、特開昭 6 3 - 3 0 4 5 9 7 号公報、特開昭 6 3 - 3 0 4 5 9 6 号公報、特開平 1 - 1 0 9 6 4 6 号公報、特開昭 5 8 - 1 5 8 8 4 2 号公報などに記載のプラズマ X 線源、例えば、特許 3 4 9 0 7 7 0 号公報などに記載のレーザ X 線源などであってもよいが、これらに限られない。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

X線のピーク波長は、0.9以下(特に0.7以下)であることが、被写体が生きた動物や人体であっても、吸収被爆が少なくなり、十秒以上といった長時間照射も不要となり、更に、撮影時間中に被写体Hのブレも抑えられ、好ましい。また、X線のピーク波長は、0.2以上(特に0.4以上)であることが、X線の可干渉性を良くして、例えば人体や動物の軟骨組織等による屈折が十分検出でき、得られた画像を診断等に有効に用いることができ、好ましい。

【0030】

なお、X線管122としては、例えば、医療現場で広く用いられているクーリッジX線管や回転陽極X線管が好ましく用いられる。その際、X線管球のターゲット(陽極)に乳房撮影で使用されるMo(モリブデン)を用いた場合、一般に管電圧の設定値が22kVpでピーク波長0.8のX線が照射され、管電圧の設定値が39kVpでピーク波長0.6のX線が照射される。また、ターゲットに一般撮影で使用されるW(タングステン)を用いた場合、管電圧の設定値が30、50、100、150kVpでそれぞれピーク波長0.6、0.4、0.3、0.2のX線が、通常照射される。

また、X線源の焦点径は、上記範囲のピーク波長のX線を照射でき、且つ実用上の出力強度が得られるように1 μ m以上(特に7 μ m以上)であることが好ましい。また、X線源の焦点径は、50 μ m以下(特に30 μ m以下)であることが、撮影装置のサイズの制約がある中、可干渉性を良くし、よりタルボ効果を利用し鮮明な画像を得るために好ましい。

【0031】

被写体台13は、支持基台11に保持された保持部材18によって挟持され、床面とほぼ平行となるように支持部材111に固定されている。保持部材18の被写体台13と接触する部分には、衝撃や振動等を吸収、緩和する緩衝部材19が設けられており、被写体台13は、緩衝部材19を介して保持部材18に保持されている。

また、被写体台13は、水平方向の内、少なくとも被写体が被写体台13上に支持されるために接近する方向及び被写体台13上に支持された被写体が離れる方向について、第一回折格子15、第二回折格子16、及び、回折格子保持構造体17より突き出た形状になっており、被写体が、第一回折格子15、第二回折格子16、及び、回折格子保持構造体17に接触する可能性を低減している。

緩衝部材19の材料としては、例えば硬質ゴムや各種樹脂等が適用できるが、緩衝部材19の材料はこれらに限定されない。

【0032】

X線検出器14は、パネル141、検出器電源部142、検出器通信部143、検出器制御部144等を備えて構成されている。パネル141、検出器電源部142、検出器通信部143、検出器制御部144は、それぞれX線検出器14内のバスに接続されている。

【0033】

パネル141は、X線検出器14の表面(被写体Hに対向する側の面)に配置され、X線照射部12から照射され被写体Hを透過したX線に基づいてX線画像データを出力するものである。

【0034】

本実施形態において、パネル141は2次元画像センサであり、X線検出器14は、パネル141に2次元配置された多数の画素毎にX線照射量に基づいた信号を読み取ってX線画像データを取得するFPD(flat panel detector)である。このパネル141の各画素(図示せず)は、マトリクス状に配置されている。

なお、パネル141の画素ピッチ(後述する式(8)における P_3)は、X線量子ノイズの観点から、30 μ m以上(特に60 μ m以上)が好ましく、また、後述する縞の変形の十分な検出の観点から、300 μ m以下(特に、150 μ m以下)が好ましい。

このようなFPDとしては、X線を直接電荷に変換して検出するアレイセンサを有する直接型FPDであっても良いし、X線を光に変換するシンチレータと、このシンチレータ

10

20

30

40

50

により変換された光を電荷に変換して検出するアレイセンサとを有する間接型FPDであってもよい。そして、間接型FPDのシンチレータとしては、柱状結晶蛍光体を有するものや、特許第3661196号等に記載のアレイセンサの画素単位に形成された箱に蛍光体を詰め込んだものや、蛍光体の粒を分散した媒体を塗布して設けたもの等が挙げられるが、これらに限らない。なお、シンチレータの厚さは、厚いほど感度が高くなり、シンチレータの厚さが薄いほど空間分解能が高くなる。また、シンチレータの種類によって分光感度が異なる。また、シンチレータの蛍光体としては、CsI:Tlなどハロゲン化アルカリ金属又はハロゲン化アルカリ土類金属が好ましい。

【0035】

検出器電源部142は、X線検出器14内に配設された各部に電力を供給する。検出器電源部142には、例えば、充電可能でかつ撮影時に消費する電力に対応可能なコンデンサが設けられている。なお、検出器電源部142の構成はここに示したものに限定されない。

10

【0036】

検出器通信部143は、コンソール3のインターフェース34(図2において「I/F」とする。)を介してコンソール3との間で信号を送受信したり、コンソール3にX線画像データを送信したりすることが可能な機能部である。なお、通常、X線撮影装置1は、例えば、鉛板のようなX線遮蔽部材(電波の透過を抑える性質や電波を反射する性質を持つ金属製部材等)で覆われたX線撮影室(図示せず)に設けられており、コンソール3は、X線技師等の操作者が待機するX線制御室(図示せず)に設けられている。このため、検出器通信部143が無線で信号の送受信を行うものである場合には、X線撮影室内に図示しない無線中継器を設け、この無線中継器を介してコンソール3との間で信号の送受信が可能ないように構成する。

20

【0037】

検出器制御部144は、検出器通信部143が受信した制御信号に基づいて、X線検出器14に配設された各部を制御する。具体的には、検出器制御部144は、パネル141の画素毎に検出されたX線照射量に基づいた信号の読み取りを行ったり、この読み取りの結果得られたX線画像データを検出器通信部143を介してコンソール3に送信する。

【0038】

回折格子保持構造体17は、例えば、図3に示すように、棒状に形成された部材であり、回折格子保持構造体17の一方の面には第一回折格子15が保持され、他方の面には第二回折格子16が保持されている。回折格子保持構造体17は、第一回折格子15及び第二回折格子16が床面とほぼ平行に配置されるように支持基台11の支持部材111に緩衝部材171を介して固定されている。

30

なお、緩衝部材171は、緩衝部材19と同様、例えば硬質ゴムや各種樹脂等で形成されているが、緩衝部材171を形成する材料はこれらに限定されない。

【0039】

回折格子保持構造体17は、前述のように前記被写体台13と別体構造となっており、回折格子保持構造体17と被写体台13とは、被写体台13に加わる力及び振動を緩衝する緩衝手段19、171がそれぞれ配置されている。これにより、被写体台13に力がかかったり被写体Hが動くこと等により振動が生じたりした場合でも、回折格子保持構造体17に保持された第一回折格子15及び第二回折格子16の位置関係にずれが生じる等の影響が生じないようにしている。

40

【0040】

本実施形態においては、図4に示すように、X線照射部12から照射され被写体Hを透過したX線が、第一回折格子15及び第二回折格子16を透過してX線検出器14に入射するようになっており、X線照射部12、第一回折格子15及び第二回折格子16によってタルボ干渉計が構成される。なお、タルボ干渉計が構成される条件については後述する。

【0041】

50

図5は、第一回折格子15の図4におけるI-I断面図である。

図4及び図5に示すように、第一回折格子15は、基板151と、この基板151に配置された複数の回折部材152と、隣接する回折部材152の間各々を埋めて、隣接する回折部材152を保持する保持部材153を有し、被写体台13及びこれに保持された被写体Hを透過して照射されたX線を回折することにより後述するタルボ効果を生じさせるものである。基板151は、例えばガラス等により形成されている。なお、基板151の、回折部材152が配置されている面を回折格子面とする。

【0042】

複数の回折部材152は、いずれも、X線照射部12から照射されるX線の照射方向に直交する一方向（例えば、本実施形態では図4における上下方向）に延びる線状の部材である。

各回折部材152の厚みはほぼ等しく、例えば、吸収型回折格子の場合、 $10\mu\text{m}$ 以上 $100\mu\text{m}$ 以下が好ましく、位相型回折格子の場合、 $1\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下が好ましい。

【0043】

また、複数の回折部材152の配置間隔（格子周期） d_1 （図5参照）は一定であり、つまり複数の回折部材152の配置間隔は等間隔であり、 $2\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下の間隔が好ましい。

【0044】

複数の回折部材152を構成する材料としては、X線吸収性に優れるものが好ましく、例えば金、銀、白金等の金属を用いることができる。回折部材152は、例えば基板151の上にこれらの金属をめっき、蒸着等することにより形成される。

回折部材152は、回折部材152に照射されたX線の位相速度を変化させるものであり、回折部材152としては、照射されるX線に対して $(1/3)\times$ 以上 $(2/3)\times$ 以下（特に、 $(3/8)\times$ 以上 $(5/8)\times$ 以下、理想的には $(1/2)\times$ ）の位相シフト量を与える、いわゆる位相型回折格子を構成するものであることが好ましい。

【0045】

図6は、第二回折格子16の図4におけるII-II断面図である。

図4及び図6に示すように、第二回折格子16は、前記第一回折格子15と同様に、基板161と複数の回折部材162と、隣接する回折部材162の間各々を埋めて、隣接する回折部材162を保持する保持部材163を有している。なお、基板161の、回折部材162が配置されている面を回折格子面とする。

【0046】

また、第一回折格子15及び第二回折格子16は、例えば、特開2006-259264号公報に記載の方法など公知の方法で作成できるが、公知でない方法で作成してもよい。

【0047】

第二回折格子16は、その回折部材162の延在方向が、第一回折格子15の回折部材152の延在方向と一致するような配置で回折格子保持構造体17に保持されており、第一回折格子15により回折されたX線を回折することにより、画像コントラストを形成する構成となっている。第二回折格子16については、回折部材162をより厚くした振幅型回折格子であることが望ましいが、第一回折格子15と同様の構成とすることも可能である。各回折部材152の厚みはほぼ等しく、例えば、吸収型回折格子の場合、 $20\mu\text{m}$ 以上 $200\mu\text{m}$ 以下が好ましく、位相型回折格子の場合、 $1\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下が好ましい。

【0048】

次に、X線照射部12、第一回折格子15及び第二回折格子16がタルボ干渉計を構成する条件を説明する。

まず、X線の可干渉性から、回折部材にほぼ直交する方向におけるX線源の焦点径 a 、X線源から第一回折格子までの距離 L （図1参照）、第一回折格子から第二回折格子まで

10

20

30

40

50

の距離 Z_1 (図 1 参照)、第二回折格子から X 線検出器までの距離 Z_2 (図 1 参照)、照射する X 線のピーク波長 p とすると、第一回折格子 15 の回折部材の間隔 d_1 (図 5 参照)、及び、第二回折格子 16 の回折部材の間隔 d_2 (図 6 参照) は、各々下記式を満たすことが好ましい。

$$d_1 < (L/a) \times p \quad (1)$$

$$d_2 < \{(L + Z_1)/a\} \times p \quad (2)$$

【0049】

また、第一回折格子 15 と第二回折格子 16 との距離 Z_1 は、第一回折格子 15 が吸収型回折格子であることを前提にすれば、いずれかの自然数 m において、次の条件を満たすことが理想である。

$$Z_1 = m \times (d_1^2 / p)$$

実際は、いずれかの自然数 m において、次の条件を満たすことが好ましい。

$$(m - 1/8) \times (d_1^2 / p) \leq Z_1 \leq (m + 1/8) \times (d_1^2 / p) \quad (4)$$

【0050】

また、第一回折格子 15 と第二回折格子 16 との距離 Z_1 は、第一回折格子 15 が位相型回折格子であることを前提にすれば、いずれかの自然数 m において、次の条件を満たすことが理想である。

$$Z_1 = (m - 1/2) \times (d_1^2 / p) \quad (5)$$

実際は、いずれかの自然数 m において、次の条件を満たすことが好ましい。

$$(m - 5/8) \times (d_1^2 / p) \leq Z_1 \leq (m - 3/8) \times (d_1^2 / p) \quad (6)$$

なお、これら式 (3) ~ 式 (6) において、

p : X 線照射部から照射される X 線のピーク波長、

Z_1 : 第一回折格子から第二回折格子までの距離 (図 7 参照)、

d_1 : 第一回折格子の回折部材の間隔 (図 5 参照)

である。

【0051】

ここで、タルボ効果とは、平面波が回折格子を通過したとき、当該回折格子が位相型回折格子の場合、式 (3) 又は式 (5) で与えられる距離において回折格子の自己像を形成することである。但し、式 (4) 又は式 (6) を満たす距離であれば、若干ぼけているが充分下記の現象が生じる。

本実施形態の場合、X 線照射部 12 から照射された X 線は、被写体 H を透過することにより被写体 H による X 線の位相のずれが生じるので、第一回折格子 15 に入射する X 線の波面が歪んでいる。したがって、第一回折格子 15 の自己像はそれに依存して変形している。続いて、X 線は、第二回折格子 16 を通過する。その結果、上記の変形した第一回折格子 15 の自己像と第二回折格子 16 との重ね合わせにより、X 線に画像コントラストが生じる。この画像コントラストは一般にモアレ縞となっており、X 線検出器 14 により検出することができる。生成されたモアレ縞は、被写体 H により変調を受けている。その変調量は、被写体 H による屈折効果によって X 線が曲げられた角度に比例している。したがって、X 線検出器 14 で検出されたモアレ縞を解析することにより、被写体 H 及びその内部の構造を検出することができる。

【0052】

また、前記 X 線管 122 と第一回折格子 15 との間隔 L と第一回折格子 15 の格子周期 d_1 との比は、X 線検出器 14 がモアレ縞 (又はモアレ縞を解析することによって得られる微分位相差画像、位相差画像) を検出可能な程度に、X 線管 122 と第二回折格子 16 との間隔 ($L + Z_1$) と第二回折格子 16 の格子周期 d_2 との比になるのが、後述するように微小角 だけで縞の間隔を調整するのに理想的である。即ち、下記式を満たすことが、後述するように微小角 だけで縞の間隔を調整するのに理想的である。

$$d_1 / L = d_2 / (L + Z_1) \quad (7)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

なお、第一回折格子 1 5 又は第二回折格子 1 6 の回折部材 1 5 2 , 1 6 2 が、X 線照射部 1 2 と X 線検出器 1 4 を通る仮想的な軸のまわりに相対的に微小角 だけ回転して配置してあるとする。 の大きさによって、発生するモアレ縞の間隔が変わる。被写体 H が無いとすると、モアレ縞の間隔は $d_3 /$ で与えられる。ここで d_3 は第一回折格子 1 5 の回折部材 1 5 2 相互間の間隔を X 線管 1 2 2 の中心から X 線検出面 (すなわち、X 線検出器 1 4) に投影した間隔であり、また、第二回折格子 1 6 の回折部材 1 6 2 相互間の間隔を X 線管 1 2 2 の中心から X 線検出面 (すなわち、X 線検出器 1 4) に投影した間隔である。

微小角 を変えるための機構 (例えば、第一回折格子 1 5 及び第二回折格子 1 6 の一方を他方に対して相対的に回転させる機構) を備えれば、観察に好ましいようにモアレ縞を調整することが可能となる。また、微小角 をほぼゼロになるように調整すれば、被写体 H に対応する部分以外では (つまり非変調部分では) モアレ縞は現れない。その結果、得られた X 線画像では、被写体 H による吸収コントラストのみが現れる。

【 0 0 5 4 】

なお、第一回折格子 1 5 及び第二回折格子 1 6 を所定位置に配置したまま、吸収コントラストのみの X 線画像を得る必要が無ければ、上述の式 (7) の条件を満たす必要はなく、X 線検出器 1 4 で検出可能な縞の間隔になるように、適宜、 d_1 、 d_2 、 を選択すればよい。

そして、前記 X 線管 1 2 2 と第一回折格子 1 5 との間隔 L と第一回折格子 1 5 の格子周期 d_1 との比は、X 線検出器 1 4 がモアレ縞 (又はモアレ縞を解析することによって得られる微分位相差画像、位相差画像) を検出可能な程度に、X 線管 1 2 2 と第二回折格子 1 6 との間隔 ($L + Z_1$) と第二回折格子 1 6 の格子周期 d_2 との比に近いとは、X 線検出器 1 4 で発生する縞の変化を検出できる程度に近いことを意味し、好ましくは、X 線検出器 1 4 の画素ピッチ P_3 とすると、下記式を満たすことである。

$$\left[1 - \left(d_1 / L \right) \times \left\{ \left(L + Z_1 + Z_2 \right) / P_3 \right\} \right] \times \left(d_1 / L \right) \quad d_2 / \left(L + Z_1 \right) \quad \left[1 + \left(d_1 / L \right) \times \left\{ \left(L + Z_1 + Z_2 \right) / P_3 \right\} \right] \times \left(d_1 / L \right) \quad (8)$$

【 0 0 5 5 】

また、本実施形態において、回折格子保持構造体 1 7 は、第一回折格子 1 5 をその回折格子面 1 5 3 と平行で、かつ、回折部材 1 5 2 の延在方向に交差する方向に移動可能に保持しており、第一回折格子 1 5 の一端部には、電圧を印加することにより変形する圧電アクチュエータ 2 0 (図 2 及び以下の説明において単に「アクチュエータ」とする。) が設けられている。

【 0 0 5 6 】

アクチュエータ 2 0 は、コンソール 3 からの指示信号に従って動作し、第一回折格子 1 5 を、第一回折格子 1 5 の回折格子面 1 5 3 とほぼ平行であり、かつ、その回折部材 1 5 2 の延在方向にほぼ交差する方向に移動させる駆動手段である。

アクチュエータ 2 0 が駆動することにより、第一回折格子 1 5 は第二回折格子 1 6 に対して相対的に並進移動するようになっている。

なお、駆動手段は、第一回折格子 1 5 を僅かずつ移動可能なものであればよく、ここに例示した圧電アクチュエータに限定されない。

【 0 0 5 7 】

図 2 に示すコンソール 3 には、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) (いずれも図示せず) を備える制御装置 3 1 が備えられている。

制御装置 3 1 には、操作者が撮影準備指示や撮影指示、指示内容を入力する入力装置 3 2、X 線画像などを表示する表示装置 3 3、X 線撮影装置 1 の各部と接続されているインターフェース 3 4、画像情報を記憶する画像記憶部 3 5、及びコンソール 3 の各部に電力を供給するコンソール電源部 3 6 等がバスを介して接続されている。

【 0 0 5 8 】

入力装置 3 2 としては、例えば、X 線照射要求スイッチやタッチパネル、マウス、キーボード、ジョイスティック等を用いることが可能であり、入力装置 3 2 の操作により、例えば X 線管電圧や X 線管電流、X 線照射時間等の X 線撮影条件、撮影タイミング、撮影部位、撮影方法等の X 線撮影制御条件、画像処理条件、画像出力条件、X 線検出器選択情報（複数の撮影装置がコンソール 3 に接続されている場合）、オーダ選択情報、被写体 I D 等の指示内容が入力される。

【 0 0 5 9 】

表示装置 3 3 は、例えば、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイや液晶ディスプレイ等であり、表示装置 3 3 は、コンソール 3 の制御装置 3 1 の制御により、X 線撮影条件や画像処理条件等の文字及び X 線画像を表示する。

10

【 0 0 6 0 】

画像記憶部 3 5 は、インターフェース 3 4 を介して X 線検出器 1 4 から受信した X 線画像データの一時記憶や、画像処理された X 線画像データの保存を行う。画像記憶部 3 5 としては、大容量かつ高速の記憶装置であるハードディスク、R A I D (Redundant Array of Independent Disks) 等のハードディスクアレイ、シリコンディスク等を用いることが可能である。

【 0 0 6 1 】

コンソール電源部 3 6 は、外部電源又は内部電源から、コンソール 3 を構成する各部に電力を供給する。

20

【 0 0 6 2 】

制御装置 3 1 の内部記憶装置には、X 線撮影システム 1 0 0 各部を制御するための制御プログラム及び各種処理プログラムが記憶されており、C P U は、この制御プログラム及び各種処理プログラムとの協働により X 線撮影システム 1 0 0 各部の動作を統括的に制御し、X 線画像撮影を行う。

【 0 0 6 3 】

例えば、制御装置 3 1 は、高電圧電源 1 2 1 から X 線管 1 2 2 に供給する電圧を調整するように、X 線撮影装置 1 の X 線源制御部 1 2 3 を制御する。そして、高電圧電源 1 2 1 が X 線管 1 2 2 に所定電圧を供給して、X 線管 1 2 2 が被写体 H に対して X 線を照射させ、X 線検出器 1 4 に入射した X 線量が予め設定された X 線量に達すると、高電圧電源 1 2 1 が X 線管 1 2 2 へ高電圧の供給を停止し、X 線源 2 が X 線の照射を停止する。

30

【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態においては、制御装置 3 1 は、X 線検出器 1 4 におけるパネル 1 4 1 からの信号の読み取り及び、アクチュエータ 2 0 による第一折格子 1 5 の移動が停止しているときに X 線源 2 からの X 線の照射を行うように X 線源制御部 1 2 3 を制御する。

アクチュエータ 2 0 による第一折格子 1 5 の移動が停止しているかどうかは、例えばアクチュエータ 2 0 に印加される電圧を検出することによって判断することができる。また、第一折格子 1 5 に加速度センサが固定されている場合には、この加速度センサの出力から検出することによって判断してもよく、第一折格子 1 5 の位置を検出する位置センサが設けられている場合には、この位置センサの出力から検出することによって判断してもよく、第一折格子 1 5 の移動を検出する速度センサが設けられている場合には、この速度センサの出力から検出することによって判断してもよい。

40

【 0 0 6 5 】

また、制御装置 3 1 は、X 線検出器 1 4 の検出器制御部 1 4 4 を動作させて、パネル 1 4 1 の画素毎に検出された X 線照射量に基づいた信号の読み取りを開始させ、読み取りの結果得られた X 線画像データを検出器通信部 1 4 3 を介してコンソール 3 に送信させる。

【 0 0 6 6 】

また、制御装置 3 1 は、アクチュエータ 2 0 を動作させて第一折格子 1 5 を所定量ずつ移動させるようになっている。

本実施形態において、第一折格子 1 5 は、前述のようにアクチュエータ 2 0 により、

50

第二回折格子 16 に対して相対的に並進移動する。第一回折格子 15 の方向は、第一回折格子 15 の回折格子面 153 とほぼ平行であり、かつ、回折部材 152 の延在方向にほぼ直交する方向である。

【0067】

第一回折格子 15 が第二回折格子 16 に対して相対的に並進移動するに伴って、モアレ縞が移動し、第一回折格子 15 の移動距離（並進距離）が第一回折格子 15 の格子周期の 1 周期分に達すると、モアレ縞画像は元に戻る。本実施形態では、制御装置 31 は、第一回折格子 15 を、例えば第一回折格子 15 の格子周期の 1 周期の整数分の 1 ずつ並進移動させながら複数回の X 線撮影を行うようになっている。

【0068】

すなわち、1 回目の X 線撮影を行うと、制御装置 31 はアクチュエータ 20 を動作させて第一回折格子 15 を、格子周期の 1 周期の整数分の 1 ずつ、第二回折格子 16 に対して相対的に並進移動させ、2 回目の撮影を行う。その後制御装置 31 はアクチュエータ 20 を動作させて第一回折格子 15 を同方向にさらに回折部材 152 の 1 周期の整数分の 1 ずつ並進移動させて 3 回目の撮影を行う、というように、X 線撮影と第一回折格子 15 の移動を複数回繰り返す。

【0069】

なお、制御装置 31 はアクチュエータ 20 の動作量情報を取得するようになっており、複数回の撮影動作間各々のアクチュエータ 20 による第一回折格子 15 の移動量に関する移動量情報を得る移動量情報取得手段として機能するようになっている。

なお、アクチュエータ 20 によって第一回折格子 15 を移動させる移動量は、予めデフォルトとして設定されていてもよいし、操作者が適宜任意に設定できるようになっているもよい。

【0070】

また、本実施形態においては、X 線検出器 14 又は制御装置 31 により、X 線検出器 14 固有の各画素のオフセット・ゲイン特性補正が行われる。そして、その後、オフセット・ゲイン特性補正をされた X 線画像について、制御装置 31 は、被写体 H、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 を透過して X 線検出器 14 で検出された X 線の画像コントラスト（モアレ縞）を解析する。これにより、制御装置 31 は、X 線検出器 14 から取得した各画素の放射線量等に基づいて、微分位相画像、及び位相差画像を算出する。また、制御装置 31 は、必要に応じて被写体 H の X 線吸収率の違いに基づく吸収画像を取得する。

【0071】

すなわち、本実施形態においては、前述のように、第一回折格子 15 を第二回折格子 16 に対して相対的に並進移動させながら複数回の X 線撮影が行われ、制御装置 31 は、これらの X 線撮影により得られた複数の X 線撮影画像と第一回折格子 15 の移動量情報とから微分位相画像を得る微分位相画像取得手段として機能する。

また、制御装置 31 は、複数回の X 線撮影により得られた複数の X 線撮影画像と第一回折格子 15 の移動量情報とから位相差画像を得る位相差画像取得手段として機能する。

【0072】

以下、微分位相画像、位相差画像の算出方法について説明する。

【0073】

まず、微分位相画像は、被写体 H による屈折効果によって X 線が曲げられる角度の分布像であり、制御装置 31 は、下記に示す縞走査法を用いることによって、X 線検出器 14 により検出されたモアレ縞の現れた X 線画像（以下、「縞画像」と称する。）を微分位相画像に変換する。

【0074】

縞走査法では、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 の一方を他方に対して相対的に並進移動させながら撮影を行うが、本実施形態では、第一回折格子 15 を第二回折格子 16 に対して相対的に並進移動させる。

【0075】

10

20

30

40

50

第一回折格子 15 の移動に伴って、モアレ縞が移動し、並進距離（移動量）が第一回折格子 15 の格子周期の 1 周期に達すると、縞画像は元に戻る。縞走査法は、このような縞画像の変化を、格子周期の 1 周期の整数分の 1 ずつ第一回折格子 15 を移動させながら記録し、それらを演算処理することにより微分位相画像 (x, y) を得るものである。 (x, y) は画素の位置を示す座標である。上記移動量を d とし、縞画像 $I(x, y)$ は一般的に、下記の式 (9) により与えられる。

【数 1】

$$I(x, y) = A_0 + \sum_{k>0} A_k \cos \left[\frac{2\pi k}{d} \{ \Delta(x, y) + Z_1 \varphi(x, y) + \xi \} \right] \quad (9)$$

10

【0076】

ここで A_k ($k = 0, 1, \dots$) は、第一回折格子 15 の形状により決まる定数である。

(x, y) は、第一回折格子 15 の歪み、製作誤差、および配置誤差によって被写体 H とは関係なく発生するコントラストの寄与を表すものである。 d は、移動させる第一回折格子 15 の格子周期、 Z_1 は、第一回折格子 15 と第二回折格子 16 との間隔である。今、 φ をステップ d/M (M : 整数) で変化させながら M 回の X 線撮影を行い M 枚の縞画像を取得するとする。式 (3) において $k > N$ の項が十分小さく無視できるとすれば、 $M > N + 1$ を満たすように M を選べば、下記の式 (10) が満たされる。

【数 2】

$$\frac{2\pi}{d} \{ \Delta(x, y) + Z_1 \varphi(x, y) \} = \arg \left[\sum_{p=1}^M I_p(x, y) \exp \left(-2\pi i \frac{p}{M} \right) \right] \quad (10)$$

20

【0077】

$\arg []$ は偏角の抽出を意味する。 $I_p(x, y)$ は、 $\varphi = p d / M$ としたときの式 (3) の値である。 d および Z_1 は既知であり、 (x, y) は被写体 H が無いとき（すなわち $(x, y) = 0$ ）に同様の測定を行って予め求めることができる。したがって、以上より (x, y) を得ることができる。

30

【0078】

次に、位相差画像とは、微分位相画像を積分することにより、位相のずれそのものを表す像であり、位相差画像 (x, y) と微分位相画像 (x, y) とは、下記の式 (11) で関係付けられる。

【数 3】

$$\varphi(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial x} \quad (11)$$

【0079】

ここで x は、上記縞走査法により第一回折格子 15 を並進移動させる方向にあたる。これより、位相差画像 (x, y) は、微分位相画像 (x, y) を x 軸に沿って積分することにより与えられる。

40

【0080】

位相差画像 (x, y) は、被検体の屈折率分布を $n(x, y, z)$ とし、下記の式 (12) で与えられる。

【数 4】

$$\Phi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - n(x, y, z)] dz \quad (12)$$

【0081】

また、X線が物体を透過すると当該物体のX線吸収率の違いに応じたX線画像が形成され、X線検出器14で検出される。これにより得られる画像が吸収画像であり、例えば、撮影したい被写体Hが人体の骨部等である場合には、このような物体のX線吸収率の違いに応じてX線画像を生成する手法によっても十分にコントラストのある画像を得ることができる。 10

【0082】

なお、このような画像生成の手法は、いずれも、そのX線撮影の目的に応じて十分に利用可能なものであり、制御装置31は、微分位相画像の出力時においては、微分位相画像(x, y)を生成して、表示装置33に出力し、位相差画像の出力時においては、微分位相画像を積分して位相差画像(x, y)を算出し、表示装置33に出力する。また、吸収画像の出力時においては、制御装置31は、X線の吸収コントラストに応じた吸収画像を生成して、表示装置33に出力する。

【0083】

また、制御装置31は、撮影により複数種類の画像(例えば、微分位相画像、位相差画像、吸収画像)を取得した場合には、これら複数種類の画像を相互に対応付けて画像記憶部35に記憶するようになっている。 20

【0084】

次に、本実施形態のX線撮影システム100で実行されるX線撮影方法について図8を参照しつつ説明する。

【0085】

まず、被写体台13で被写体Hを保持した後に、制御装置31は撮影を開始するX線撮影開始信号をX線撮影装置1のX線照射部12及びX線検出器14に送信する(ステップS1)。このとき、制御装置31は撮影回数Nを0にリセットする。

【0086】

制御装置31からX線撮影開始信号が送信されると、高電圧電源121がX線管122に高電圧を供給し、X線管122が被写体Hに向けてX線を照射する(ステップS2)。被写体Hを透過したX線は、第一回折格子15を通過する。このとき、第一回折格子15によりX線が回折して、タルボ効果を生じる。さらに、X線は、第二回折格子16を通過してX線検出器14によって検出される。 30

【0087】

制御装置31は、所定のX線量を照射したかを判断し(ステップS3)、所定のX線量に達していない場合(ステップS3; NO)には、ステップS2に戻ってX線照射を続ける。所定のX線量に達している場合(ステップS3; YES)には、制御装置31は、検出器制御部144を動作させて、パネル141から各画素毎のX線照射量に基づく信号を読み取りX線画像データを取得するX線画像の読み取りを行わせる(ステップS4)。 40

【0088】

制御装置31は、X線検出器14のX線画像の読み取りが終了したかを判断し(ステップS5)、読み取りが終了していない場合(ステップS5; NO)には、ステップS4に戻って読み取り動作を続けさせる。読み取りが終了している場合(ステップS5; YES)には、制御装置31は、撮影回数NをN+1にインクリメントし(ステップS6)、所定回数の撮影が終了したかを判断する(ステップS7)。

【0089】

所定回数の撮影が終了していない場合(ステップS7; NO)には、制御装置31は、アクチュエータ20を動作させて、第一回折格子15及び第二回折格子16が所定の位置 50

関係となるように第一回折格子 15 を次 (N + 1 回目) の撮影の所定位置まで移動させる (ステップ S 8) 。そして、制御装置 31 は、第一回折格子 15 が所定の撮影位置まで移動したかを判断し (ステップ S 9) 、第一回折格子 15 が所定の撮影位置まで移動していない場合 (ステップ S 9 ; N O) には、ステップ S 8 に戻ってアクチュエータ 20 による第一回折格子 15 の移動を続けさせる。

【 0 0 9 0 】

他方、第一回折格子 15 が所定の撮影位置まで移動している場合 (ステップ S 9 ; Y E S) には、制御装置 31 は、ステップ 2 からステップ 7 を繰り返すことにより、次 (N + 1 回目) の撮影を行う。

そして、所定回数の撮影が終了した場合 (ステップ S 7 ; Y E S) には、制御装置 31 は、撮影された X 線画像の画像処理を行い (ステップ S 10) 、適宜微分位相画像、位相差画像、吸収画像を生成する。そして、これら生成された画像処理済の画像をそれぞれ対応付けて画像記憶部 35 に保存し (ステップ S 11) 、処理を終了する。

【 0 0 9 1 】

このように、所定回数の撮影の最初の回の X 線照射開始から最後の回の X 線照射終了までの時間は、被写体が生きた動物又は人体の場合、10 秒以下 (特に 3 秒以下、更に 1 秒以下) であることが、被写体のブレを抑えられ好ましい。

【 0 0 9 2 】

以上のように、本実施形態によれば、回折格子保持構造体 17 が、第一回折格子 15 と第二回折格子 16 とを一体に保持しているとともに、この回折格子保持構造体 17 と被写体台 13 とが別体構造となっているので、被写体 H が生きた動物や人体である場合など、被写体 H 自体から力や振動が被写体台 13 に加わる場合でも、第一回折格子 15 と第二回折格子 16 の位置関係にずれが生じることを抑えられるので、生きた動物や人体を被写体 H とした場合でも、医療診断・生物診断に利用可能な良好な画像を得ることができる。

【 0 0 9 3 】

なお、本実施形態においては、X 線検出器 14 として F P D を例として説明したが、X 線検出器 14 はこれに限定されるものではない。F P D 以外にも、例えば輝尽性蛍光体シートを収納したカセット等を X 線検出器 14 として適用することができる。

【 0 0 9 4 】

また、本実施形態においては、第一回折格子 15 の一端部にアクチュエータ 20 が設けられている場合を例として説明したが、アクチュエータ 20 の設けられる回折格子は、第二回折格子 16 であってもよい。この場合には、第一回折格子 15 が固定され、第二回折格子 16 がアクチュエータ 20 により所定の移動量ずつ移動する。また、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 の両方にアクチュエータ 20 を設け、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 を相対的に移動可能に構成してもよい。

【 0 0 9 5 】

また、本実施形態においては、回折格子保持構造体 17 が棒状に形成された部材である場合を例としたが、回折格子保持構造体 17 は第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 を一体的に保持するとともに、被写体台 13 と別体に構成され被写体台 13 から生じる振動や衝撃の影響を受けにくい構成となっていれば足り、回折格子保持構造体 17 の形状、構造は例示したものに限定されない。

例えば、図 9 に示すように、回折格子保持構造体 40 を、被写体台 13 と干渉しないように配置された 4 本の支柱 41 を備え、この支柱 41 によって第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 を一体的に保持する構成としてもよい。

また、X 線源 12 の下方に X 線源 12 から照射される X 線のうち特定の波長の X 線以外を除去して単色性の強い特性 X 線を得ることができるフィルタ 42 (タルボローフィルタ) を設けてもよく、この場合には、例えば、回折格子保持構造体 40 を図 9 に示すような構成とし、回折格子保持構造体 17 の支柱 41 によって、このフィルタ 42 と、第一回折格子 15 及び第二回折格子 16 とを一体的に保持する構成としてもよい。

【 0 0 9 6 】

10

20

30

40

50

また、本実施形態においては、第一回折格子 15 を第二回折格子 16 に対して相対的に移動させながら複数回の X 線撮影を行い、その結果得られた X 線画像データに基づいて微分位相画像等を生成する場合を例として説明したが、1 回の X 線撮影によって得られた X 線画像データに基づいて微分位相画像等を生成してもよい。

【0097】

< 第 2 の実施形態 >

図 10 を参照しながら本発明に係る X 線撮影システムの第 2 の実施形態について説明する。

【0098】

本実施形態は、第 1 の実施形態の変形例であり、以下に説明する事項以外は第 1 の実施形態と同じである。

図 10 に示すように、本実施形態の放射線画像撮影装置 51 には、支持基台 53 が床面にボルト等で固定された支持台 52 に設けられている。支持基台 53 には、撮影装置本体部 54 が支持軸 55 を介して支持されている。

【0099】

支持基台 53 には、支持軸 55 の回動を駆動する駆動装置 56 が備えられており、駆動装置 56 は、図示しない公知の駆動モータ等を備えている。撮影装置本体部 54 は、支持軸 55 が CW 方向及び CCW 方向に回動されることにより支持軸 55 を回動軸として回動するようになっている。

【0100】

撮影装置本体部 54 の上部には、被写体 H に X 線を放射する X 線管 57 が取り付けられている。X 線管 57 には、電力を供給する電源部 58 が支持基台 53 や支持軸 55、撮影装置本体部 54 を介して接続されている。X 線管 57 の X 線放射口には、X 線照射野を調節するための絞り 59 が、開閉自在に設けられている。

【0101】

撮影装置本体部 54 内には、保持部材 60 が上下方向に延びるように固定されている。保持部材 60 には、回折格子保持構造体 61 が保持部材 60 に対して昇降自在に、かつ、衝撃及び振動を緩和するように支持されており、回折格子保持構造体 61 は、図示しない公知の駆動モータ等を備える位置調整装置 62 で昇降されて位置調整されるようになっている。回折格子保持構造体 61 は、被写体台 13 とは別体に構成され第一回折格子 66 及び第二回折格子 67 を一体に保持する構造体である。即ち、保持部材 60 が回折格子保持構造体 61 を衝撃及び振動を緩和するように支持しているので、被写体台 64 への振動・衝撃だけでなく、撮影装置本体部 54 を回転させることによる振動や、撮影装置本体部 54 内で発生する振動なども、回折格子保持構造体 61 及びそれに保持されている第一回折格子 66、第二回折格子 67 に、伝わらない又は緩和するようになっている。

【0102】

なお、X 線管 57 と回折格子保持構造体 61 との間の位置には、床面に固定された脚部 63 で支持される被写体台 64 が床面にほぼ平行な状態に保持されている。被写体台 64 は被写体 H を支持可能である。即ち、被写体台 64 は、回折格子保持構造体 61 を保持する撮影装置本体部 54 とは別の構造体に保持され、被写体台 64 への振動・衝撃が、回折格子保持構造体 61 及びそれに保持されている第一回折格子 66、第二回折格子 67 に伝わらない又は緩和するようになっている。また、被写体台 64 に被写体が載置された状態で、必要に応じて、被写体 H を上方から圧迫して固定する圧迫板 65 が設けられている。圧迫板 65 の移動は、自動又は手動のいずれも適用可能である。

【0103】

また、第一回折格子 66 と第二回折格子 67 の枠の内部側には、X 線により撮影されない位置にそれらの温度を測定する温度センサ 66a、67a がそれぞれ配設されている。

なお、例えば、第一回折格子 66 と第二回折格子 67 の温度がそれぞれの面内で均一となるように、X 線撮影を阻害せず熱伝導性が良いものを第一回折格子 66 と第二回折格子 67 とにそれぞれ貼り付けたり、例えば電流の向きや電流の大きさを制御して加熱や冷却

10

20

30

40

50

を行うことができるペルチェ素子等を第一回折格子 66 や第二回折格子 67 に配設してそれらの加熱や冷却を行うことができるように構成することも可能である。

【0104】

回折格子保持構造体 61 の下方には、X線検出器 68 を支持する検出器支持台 69 が保持部材 60 に対して昇降自在に支持されており、検出器支持台 69 は前述した位置調整装置 62 により回折格子保持構造体 61 とは独立に昇降されて位置調整されるようになっている。

X線検出器 68 は、X線管 57 に対向するように検出器支持台 69 上に支持されている。

【0105】

なお、図 10 では、X線検出器 68 と第二回折格子 67 とが別体であることを示すためにそれらの間にある程度の距離 Z_2 があいているように表現されているが、実際には、X線検出器 68 と第二回折格子 67 とは互いに当接した状態で配設されても良いし、また、第二の回折格子 67 と X線検出器 68 とが一体であっても良い。

【図面の簡単な説明】

【0106】

【図 1】本発明における X線撮影システムを構成する X線撮影装置 1 の第 1 の実施形態の要部構成例を示す側面図である。

【図 2】X線撮影システムの制御構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 の回折格子保持構造体及びこれに保持された第一回折格子及び第二回折格子の斜視断面図である。

【図 4】図 1 の X線撮影装置 1 における X線透過を説明する要部斜視図である。

【図 5】第一回折格子の図 4 の I-I 断面図である。

【図 6】第二回折格子の図 4 の II-II 断面図である。

【図 7】図 1 の X線撮影装置 1 における X線管、被写体、第一回折格子、第二回折格子、X線検出器の位置関係を説明する説明図である。

【図 8】図 1 の X線撮影システムで実行される X線撮影方法の流れを表すフローチャートである。

【図 9】図 1 の X線撮影装置 1 の一変形例の要部構成を示す側面図である。

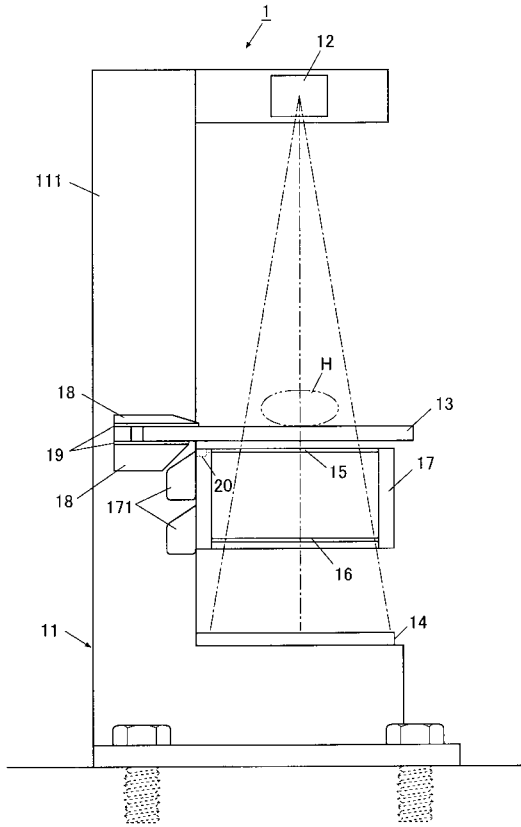
【図 10】本発明における X線撮影システムを構成する X線撮影装置 1 の第 2 の実施形態の要部構成例を示す側面図である。

【符号の説明】

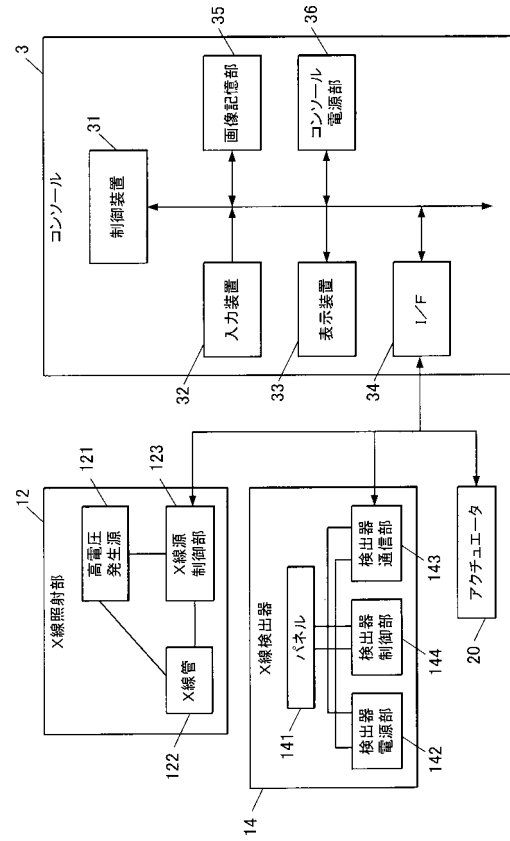
【0107】

1	X線撮影装置	
3	コンソール	
11	支持基台	
12	X線照射装置	
13	被写体台	
14	X線検出器	
15	第一回折格子	40
16	第二回折格子	
17	回折格子保持構造体	
19	緩衝部材（緩衝手段）	
20	アクチュエータ（駆動手段）	
31	制御装置（制御手段）	
33	表示装置	
100	X線撮影システム	
122	X線管	
171	緩衝部材（緩衝手段）	
H	被写体	50

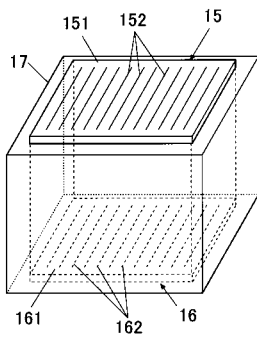
【 図 1 】



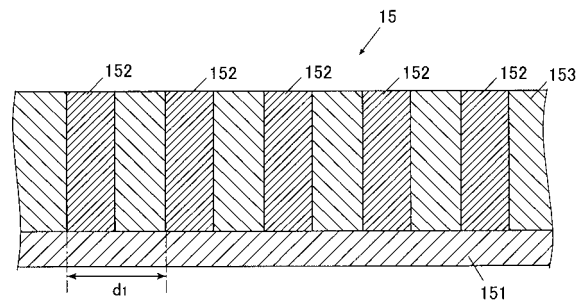
【 図 2 】



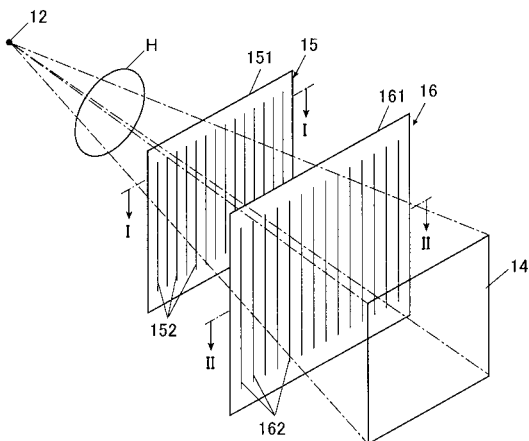
【 図 3 】



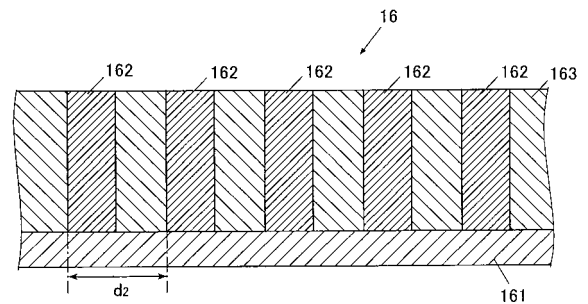
【 図 5 】



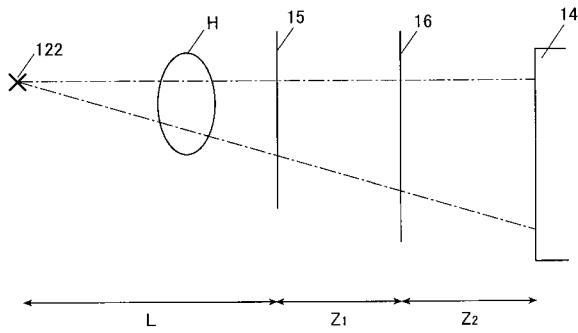
【 図 4 】



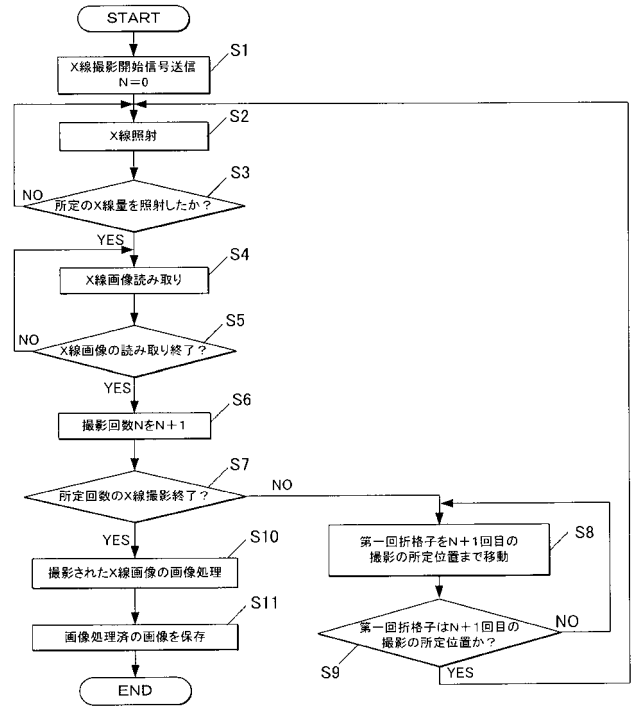
【 図 6 】



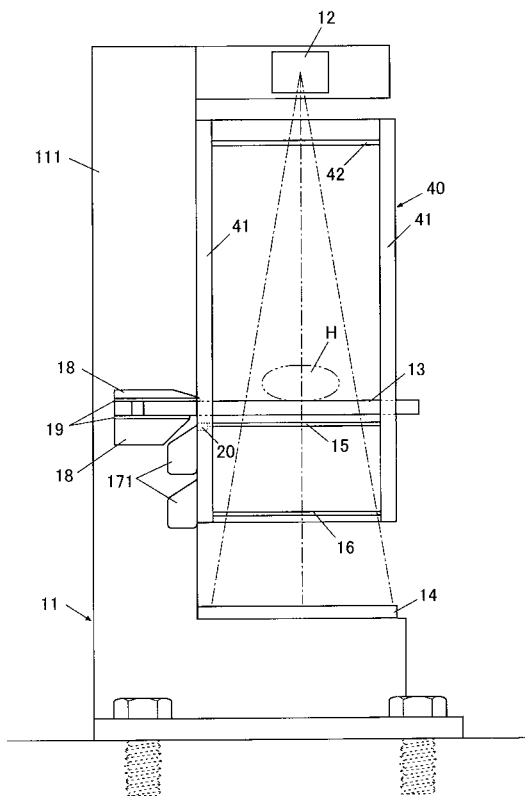
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】

