

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5059107号

(P5059107)

(45) 発行日 平成24年10月24日 (2012.10.24)

(24) 登録日 平成24年8月10日 (2012.8.10)

(51) Int. Cl. F I
GO 1 N 23/04 (2006.01) GO 1 N 23/04
GO 1 N 23/20 (2006.01) GO 1 N 23/20

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-518744 (P2009-518744)	(73) 特許権者	501494414
(86) (22) 出願日	平成19年6月28日 (2007.6.28)		パウル・シェラー・インスティトゥート
(65) 公表番号	特表2009-543080 (P2009-543080A)		スイス国、5 2 3 2 ヴィリゲン・ペー
(43) 公表日	平成21年12月3日 (2009.12.3)		エスイー
(86) 国際出願番号	PCT/EP2007/005728	(74) 代理人	100069556
(87) 国際公開番号	W02008/006470		弁理士 江崎 光史
(87) 国際公開日	平成20年1月17日 (2008.1.17)	(74) 代理人	100111486
審査請求日	平成21年3月6日 (2009.3.6)		弁理士 鍛冶澤 實
(31) 優先権主張番号	06014449.0	(74) 代理人	100157440
(32) 優先日	平成18年7月12日 (2006.7.12)		弁理士 今村 良太
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100153419
(31) 優先権主張番号	06019022.0		弁理士 清田 栄章
(32) 優先日	平成18年9月12日 (2006.9.12)	(72) 発明者	ダヴィット・クリスティアン
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		ドイツ連邦共和国、7 9 7 8 7 ラウフリ
前置審査			ンゲン、オイレボーデンストラーセ、3
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位相コントラストイメージング用のX線干渉計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

a) X線源と、
b) 回折ビームスプリッター格子 (G 1) と、
c) いくつかの個別ピクセルを有する空間変調検出感度を備えた位置感知型検出器 (D) と、
d) 前記検出器 (D) の画像を位相ステップング法で記録するための手段 (μC) と、
e) 個別ピクセルごとに、吸収のピクセル、微分位相コントラストのピクセル、X線散乱のピクセルのいずれか 1 つとして被写体の特徴を同定するためにピクセルごとに一連の画像の検出強度を評価するための手段 (μC) と、
を含む、被写体 (O) からX線画像を得るためのX線用の干渉計 (2) であって、

前記被写体のX線画像を表示するための表示データを作成するための手段 (Im) が含まれ、それぞれの個別ピクセルへの個別寄与を区別するためにコード化法が用いられ、

a) 微分吸収信号 $dA(m, n) / dx$ もしくは吸収信号 $dA(m, n)$ の値または前二者のいずれかの絶対値が、第 1 のコード区分に帰属され、

b) 微分位相コントラスト信号 $d(m, n) / dx$ もしくは積分位相信号 (m, n) の値または前二者のいずれかの絶対値が、第 2 のコード区分に帰属され、

c) 微分散乱信号 $dS(m, n) / dx$ もしくは散乱信号 $S(m, n)$ の値または前二者のいずれかの絶対値が、第 3 のコード区分に帰属されることを特徴とする干渉計。

【請求項 2】

前記画像を評価するための手段（ μC ）が、前記検出器（ D ）のピクセルごとに一連の画像の検出強度を解析する計算手段（ μC ）を含み、一連の検出強度が、位相ステッピング法で記録された所定数の画像により生成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の干渉計。

【請求項 3】

前記計算手段（ μC ）が、X 線ビームライン中に被写体（ O ）を置かずに高速ステッピング法で得られた画像を記憶するための記憶装置を含むことを特徴とする、請求項 2 に記載の干渉計。

【請求項 4】

前記位置感知型検出器の空間変調検出感度が、前記回折ビームスプリッター格子（ G_1 ）により生成される一連の干渉縞と同一の周期性および配向で吸収ラインを有するアナライザー格子（ G_2 ）により生成され、前記アナライザー格子が、前記検出器（ D ）の平面内に置かれることを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の干渉計。

10

【請求項 5】

前記位相ステッピング法が、少なくとも 1 個の前記格子（ G_1 、 G_2 ）中のラインの配向に実質的に垂直な方向（ x_g ）に前記被写体（ O ）に対して前記格子（ G_1 、 G_2 ）の少なくとも 1 個を走査することにより達成されることを特徴とする、請求項 4 に記載の干渉計。

【請求項 6】

表示データを作成するための前記手段（ I_m ）が、それぞれのコード区分に従って重畳された 3 つの値をすべて含む重畳画像を計算することを特徴とする、請求項 1 に記載の干渉計。

20

【請求項 7】

表示データを作成するための前記手段（ I_m ）が、3 つのコード区分のそれぞれについて個別画像を表示することを可能にすることを特徴とする、請求項 1 または 6 に記載の干渉計。

【請求項 8】

前記 3 つのコード区分のそれぞれが、個別の文字、記号、および / または色である個別信号タイプを含むことを特徴とする、請求項 6 に記載の干渉計。

【請求項 9】

30

前記重畳画像が $M \times N$ 個のピクセルのアレイを含み、前記ピクセルのそれぞれが、個別の信号タイプを有することを特徴とする、請求項 8 に記載の干渉計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体から定量 X 線画像を得るための X 線用、特に硬 X 線用の干渉計に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の X 線イメージングでは、コントラストは、被写体の成分の吸収断面積の差を介して得られる。この技術では、高吸収性の構造体、たとえば骨が、比較的弱吸収性の物質のマトリックス中、たとえば人体の周囲組織中に埋め込まれている場合、優れた結果が得られる。しかしながら、類似の吸収断面積を有する異なる形態の組織が検査対象になる場合（たとえば、マンモグラフィーまたはアンギオグラフィー）、X 線吸収のコントラストは比較的乏しい。その結果、現在病院にある X 線システムを用いて得られる吸収ラジオグラフに基づいて病理組織と非病理組織とを識別することは、特定の組織組成の場合、依然として実質的に不可能な状態のままである。

40

【0003】

これらの制約を克服するために、きわめて優れたシンクロトロン線源からの放射線を主に使用して、サンプルを透過する X 線の位相シフトからラジオグラフのコントラストを生

50

成させるいくつかの方法が以前から研究されてきた。代替法として、特許文献1には、本質的にまったく空間コヒーレンスを有していない従来の多色X線源を用いて定量位相画像を取り出すために効率的に使用可能な格子型硬X線干渉計が提案されている。格子干渉法の原理および実験的実証に関する我々の研究の結果は、この特許文献1で考察されている。

【0004】

以上に述べた欧州特許出願に係る装置は、線源格子とビームスプリッター格子とアナライザー吸収格子とを含む。透過スリットを有する吸収マスクとして設計された線源格子は、典型的にはX線源の近くに配置されて、個別にはコヒーレントであるが相互にはインコヒーレントである線源のアレイを形成する。それぞれの個別ライン線源は、微分位相コントラスト(DPC)画像形成プロセスに対して十分な空間コヒーレンスを提供する。線源マスクは、仮想線源をそれぞれ形成する多数の個別ラインを含みうるので、数平方ミリメートル超の大型かつそれに応じて強力な線源の効率的な使用を可能にする。ライン線源のそれぞれが画像形成プロセスに対して強め合うように寄付することを保証するために、装置のジオメトリは、条件： $p_0 = p_2 \cdot l / d$ を満たさなければならない。ここで、 p_0 (p_2) は G_0 (G_2) の周期であり、 l は G_0 と G_1 との間の距離であり、かつ d は G_1 と G_2 との間の距離である。 $w \cdot d / l$ により与えられる最終イメージング分解能が全線源サイズ w だけで決まることに留意することが重要である。アレイ型線源は、このように空間コヒーレンスから空間分解能を分離する。2つの格子により達成されるDPC画像形成プロセスは、シュリーレン(Schlieren)イメージングまたはシャック・ハルトマン(Shack-Hartmann)波面センサに類似している。第2の格子は、ビームスプリッターとして作用し、入射ビームを本質的に2つの一次回折次数に分割する。X線照射の波長(約 10^{-10} m)は格子のピッチ(約 10^{-6} m)よりもかなり短いので、2つの回折ビーム間の角度は、それらがほとんど完全にオーバーラップする程度に小さい。

【0005】

ビームスプリッター格子の下流で、回折ビームは、干渉して光軸に垂直な平面内に線状周期的干渉縞パターンを形成する。この干渉縞の周期も横方向位置も、使用放射線の波長に依存しない。入射波面の摂動、たとえば、ビーム中の位相被写体上での屈折により誘起された摂動は、干渉縞の局所変位を引き起こす。

【0006】

格子干渉計に基づくイメージング方法の基本概念は、干渉縞の局所位置を検出して、被写体により誘起された位相シフトをこれから決定することである。しかしながら、干渉縞の間隔は数ミクロンを超えないので、検出平面内に置かれた面検出器は、一般的には、極大の正確な位置はおるか干渉縞すら分解するのに十分な分解能を有していないであろう。したがって、検出器のすぐ前の検出平面内に、吸収ラインならびに干渉縞と同一の周期性および配向を有する格子 G_2 が置かれる。このアナライザー格子は、検出器用の透過マスクとして作用し、局所干渉縞位置を信号強度変化に変換する。したがって、検出信号プロファイルは、被写体の位相勾配に関する定量情報を含む。

【0007】

残念ながら、前記欧州特許出願に開示された構成では、検査対象の被写体の吸収特性および位相コントラスト特性を超えて測定強度の評価を拡張することができない。さらに、既存の構成では、位相ステッピング走査に必要な時間にわたり被写体の移動を停止させることによってのみ、位相ステッピング法で強度を取り込むことが可能であり、たとえば、コンベヤー上の乗客の旅行鞆を走査するような空港警備用途では不可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】欧州特許出願公開第05012121号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】**【0009】**

したがって、本発明の目的は、現状を超えてデータ解釈の可能性を拡張することである。さらなる目的は、位相走査法を適用したときに強度を取得する際の被写体の断続的移動の必要性をなくすことである。

【課題を解決するための手段】**【0010】**

これらの目的は、被写体から定量X線画像を得るためのX線用、特に硬X線用の干渉計によって、本発明により達成される。この干渉計は、

- a) X線源、好ましくは標準的多色X線源と、
 - b) 好ましくは透過ジオメトリーで、ブラッグ結晶以外の回折ビームスプリッター格子と、
 - c) いくつかの個別ピクセルを有する空間変調検出感度を備えた位置感知型検出器と、
 - d) 検出器の画像を位相ステッピング法で記録するための手段と、
 - e) 個別ピクセルごとに吸収優位のピクセルおよび/または微分位相コントラスト優位のピクセルおよび/またはX線散乱優位のピクセルとして被写体の特徴を同定するためにピクセルごとに一連の画像の強度を評価するための手段と、
- を含む。

【0011】

以上に述べた目的に対する代替策として、被写体から定量X線画像を得るためのX線用、特に硬X線用の干渉計は、好ましくは以上に記載した解決策の特徴を含めて、

- a) X線源とビームスプリッター格子との間に配設されたいくつかのスリットを有するスリットマスクと、スリットマスクとビームスプリッター格子との間に被写体を配置するようにし、
 - b) ビームスプリッター格子と検出器との間に配置された少なくとも1個のアナライザー格子と、ここで、ビームスプリッター格子および少なくとも1個のアナライザー格子のそれぞれは、スリットマスク中のスリットの数に関連付けられた格子構造体を有し、
 - c) いくつかのピクセルをそれぞれ有する個別ライン検出器のアレイとして検出器を配設することと、ここで、使用されるライン検出器の数は、スリットマスク中のスリットの数に対応し、
 - d) 走査方向に沿って被写体を移動させるための手段と、ここで、前記走査方向は、前記格子構造体中の格子の配向に垂直に方向付けられ、
 - e) 前記検出器の画像を連続走査法で記録するための手段と、
 - f) 走査方向に沿って移動した被写体の少なくとも一部についての位相ステッピング走査に対応する一連の画像の強度をピクセルごとに評価するための手段と、
- を含む。

【0012】

2つの代替的干渉計に基づくこれらの解決策は、一方では、被写体の吸収および位相コントラストだけでなく被写体の散乱の差をも画像化するために使用される新規なデータ解析方式に重点をおく。干渉計装置により得られる画像の解釈では、かなり高い確度で被写体の真の構造組織の同定が達成可能である。他方では、このたび、走査用途での改良されたジオメトリーにより、X線ビーム中を通して連続的に移動する被写体を走査する可能性が得られることが判明した。

【0013】

本発明の好ましい実施形態は、検出器のピクセルごとに一連の検出強度を解析する計算手段を有する画像評価手段を含む。ここで、一連の検出強度は、位相ステッピング法で記録された所定数の画像により生成される。被写体の物理的挙動に基づいて、元のX線照射は、吸収、位相シフト、および/または散乱のいずれかを受けて、それぞれ走査方向に沿って一連の検出強度中に識別可能なフットプリントを残す。したがって、被写体がないときの純粋な画像と比較してビームライン中に被写体があるときの測定強度の偏差は本質的

に全有用情報を含むので、計算手段は、ビームライン中に被写体を置かずに高速ステップング法で得られた画像を記憶するための記憶装置を含む。

【0014】

検出器をその感度が回折X線ビームの干渉縞構造と一致するように適合化させるために、回折ビームスプリッター格子により生成される一連の干渉縞と同一の周期性および配向で吸収ラインを有するアナライザー格子により、対応する空間変調検出感度を生成することが可能である。この場合、アナライザー格子は、検出器の平面内に、好ましくは検出器のすぐ前に置かれる。

【0015】

位相ステップング法は、一方では、被写体の移動により具現化可能である。少なくとも10
1個の格子中のラインの配向に実質的に垂直な方向に被写体に対して格子の少なくとも1個を走査することにより位相ステップング法を達成する場合、他の現実的選択肢が具現化可能である。

【0016】

本発明の他の好ましい実施形態では、得られた強度データの活用に重点をおき、強度と、3つの異なる物理的作用、すなわち、吸収、位相コントラスト、および散乱の観点から、その起源に関連する部分と、を視覚化することを試みる。この実施形態は、被写体の評価画像を表示するための表示データを作成するための手段を含む。ここで、それぞれの個別ピクセルへの個別寄与を区別するためにコード化法が用いられ、ここで、

a) 微分吸収信号 $dA(m, n) / dx$ もしくは吸収信号 $dA(m, n)$ の値または前
20 二者のいずれかの絶対値は、第1のコード区分に帰属され、

b) 微分位相コントラスト信号 $d\phi(m, n) / dx$ もしくは積分位相信号 $\phi(m, n)$ の値または前二者のいずれかの絶対値は、第2のコード区分に帰属され、

c) 微分散乱信号 $dS(m, n) / dx$ もしくは散乱信号 $S(m, n)$ の値または前二者のいずれかの絶対値は、第3のコード区分に帰属される。

【0017】

この手法についてさらに詳述すると、表示データを作成するための手段は、それぞれのコード区分に従って重畳された3つの絶対値をすべて含む重畳画像を計算する。ピクセルごとにこれらの3つの個別絶対値を重畳することにより、ピクセルごとに寄与を反映した結果画像を生成する。このほかに、表示データを作成するための手段は、好ましくは他の
30 2つの残りのコード区分の信号と比較してそれぞれのピクセルで優位になるピクセルだけを強調して、3つのコード区分のそれぞれについて個別画像を表示することが可能である。したがって、前記3つのコード区分のそれぞれは、個別の文字、記号、および/または色のような個別信号タイプを含みうる。この選択肢を実施する好ましい一方法は、 $M \times N$ 個のピクセルのアレイのようにいくつかのピクセルを含む重畳画像を使用することである。前記ピクセルのそれぞれは、3つの絶対値のこの重畳において個別信号タイプの寄与のタイプを表す色を有する。明瞭な例を挙げると、吸収強度の絶対値は赤色でコード化され、位相コントラスト強度の絶対値は青色でコード化され、かつ散乱強度の絶対値は緑色でコード化される。次に、ピクセルごとにこれらの強度値を重畳すれば、結果画像の解釈は
40 かなり容易である。たとえば、吸収および位相コントラストからの強い寄与を示す画像領域は、結果的に紫色またはマゼンタ色で表示される。位相コントラストおよび散乱からの強い寄与を示す領域は、実質的に帯黄色で表示される。この例では、RGBカラー画像は、単一画像で3つの絶対値の比を表示することが可能である。

【0018】

本発明の他の好ましい実施形態では、任意の形状の構造体または旅行鞆のような被写体（プローブ）の連続移動を伴う走査法は、有利には、少なくとも1個のアナライザー格子中の格子構造体が格子ラインに垂直に p_2 / n の整数倍のシフトを有するいくつかの副格子を含む場合、実施可能である。ここで、 p_2 は、少なくとも1個のアナライザー格子の周期であり、かつ n は、ライン検出器の数である。使用されるライン検出器の数に従って、プローブの任意の点が n 回画像化されよう。また、 n 回記録された強度は、この個別点
50

に対するプローブの位相ステップング走査に対応する。

【 0 0 1 9 】

プローブのより大きいサイズおよび構成体の光学的アライメントに起因する測定強度の望ましくない減衰を回避するために、副格子のそれぞれをX線源から等距離に配置することが可能である。この場合、コンベヤー手段は、副格子の位置により与えられる形状に従って偏向された経路に沿って被写体を移動させるように提供される。この構成の好ましい一例は、X線源から実質的に一定半径を有する円弧経路上に隣接副格子を配置することを含む。したがって、プローブ用のコンベヤーは、この円形経路に従うとともに回折格子および/またはアナライザー格子に対する最適近接度を保証するものでなければならない

【 0 0 2 0 】

添付の図面を参照しながら本発明の好ましい実施例について以下で詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】干渉計の構成に関する簡易概略図を示す。

【図 2】二格子干渉計の概略図 (A) および微分位相コントラスト画像形成の原理 (B) を示す。

【図 3】(A) 純粋な吸収被写体、(B) 線形位相勾配を有する純粋な位相被写体、および (C) 純粋な散乱被写体について、個別検出器ピクセルにおける強度変化を位相ステップング走査時の格子位置 x_g の関数として示す。

【図 4】特許文献 1 に開示されるような位相走査用の干渉計の概略構成 (上図) および走査方向に連続移動する被写体を有する位相走査用の干渉計の概略構成 (下図) を示す。

【図 5】連続移動する被写体の位相走査法のための 2 つの可能な構成に関する概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

より古い特許文献 1 の内容を確認すべく図 1 および 2 A について以上で説明してきたので、ここからは、サンプルにより生じる吸収信号、微分位相コントラスト信号、および散乱信号を不均一な照射または格子の欠陥のような他の影響から分離するための本発明に係る解決策に重点を移す。本出願との関連では、いわゆる位相ステップング法が使用される。格子 (G 2) のうちの 1 つを横方向 x_g に沿って走査しながら (図 2 B 参照)、一連の画像を記録する。検出器 D の平面内の各ピクセル (m, n) における強度信号 $I(m, n)$ は、 x_g の関数として振動する [図 3]。この振動は、評価手段 μC で実行される評価アルゴリズムを用いていくつかの方法により解析可能である。例としては、パラメーターに基づく正弦あてはめルーチン、一次元自己相関解析、またはごく少数の点の場合には三角方程式に基づく解析法がある。同様に適切なものは、各検出器ピクセル (m, n) で記録された強度変化を以下のようにフーリエ級数で数値展開 (離散高速フーリエ変換) して利用することである。

$$(1) I(m, n, x_g) = a_0(m, n) \sin(kx_g + \phi_0(m, n)) + a_1(m, n) \sin(kx_g + \phi_1(m, n)) + \dots$$

式中、 a_i は、振幅係数であり、かつ ϕ_i は、離散フーリエ変換の対応する位相係数であり、かつ $k = 2\pi/p_2$ である。次に、各検出器ピクセルにおけるサンプルの平均透過率 $T(m, n)$ は、次式により与えられる。

$$(2) T(m, n) = a^s_0(m, n) / a^r_0(m, n)$$

式中、上付き添字 s および r は、所定の位置にサンプルを置いて (s) およびサンプルを置かずに (参照: r) 測定された値を表す。 $T(m, n)$ は、 $A(m, n) = 1 - T(m, n)$ により各ピクセルにおける平均吸収率 $A(m, n)$ に関連付けられる。 $A(m, n)$ は所定の位置に干渉計を置かずに測定されるものと同等であることに留意されたい。格子 G 1 および G 2 のラインに垂直な方向の被写体の積分位相シフトの勾配成分、すなわち微分位相コントラスト (DPC) 信号 $d(m, n)/dx$ は、位相ステップング走査で測定される干渉パターンの水平方向シフトに次式により関連付けられる。

$$(3) d(m, n) / dx = d / p_2 (s(m, n) - r(m, n))$$

【0023】

既出願の欧州特許出願にすでに記載されているように、微分信号を x に沿って積分することにより、被写体を通過したときの X 線ビームに沿った被写体の全位相シフトを得ることが可能である。

【0024】

ここでの新しい側面および特定の主眼点は、 $I(m, n, x_g)$ [式(1)] 中の強度振動の振幅 a_1 の評価である。規格化振動振幅すなわち干渉計のビジビリティーは、比 a_1 / a_0 により与えられる。所定の位置にサンプルを置かない場合、この量は、干渉計により生成される最大コントラストに関する情報を含む。それは、格子ラインに垂直な方向の X 線源の視野角（横方向コヒーレンス）、格子の品質、および X 線源のエネルギースペクトルに依存する。重要なこととして、ビジビリティーの値は、X 線ビームとサンプルとの相互作用により変化する可能性がある。ビジビリティーを減少させる可能性のある相互作用の 1 つは、サンプル中での小角散乱である。小角散乱は、被写体における数ナノメートル～マイクロメートルの長さスケールでの密度変化にとくに敏感である。それは、当然ながら、本方法により直接画像化可能な長さスケールを補完してサブマイクロメートル領域に拡張する。情報は、1 個の検出器ピクセルのサイズに対応する運動量移行範囲にわたってアンサンプル平均されるにもかかわらず、情報は、たとえば腫瘍構造のような病理状態の検出に非常に有用でありうる。より高いエネルギー（ $> 30 \text{ keV}$ ）では、コンプトン散乱は、有意に増加し、サンプルの内部構造に関する重要な情報を生じる追加の散乱源である。サンプル中での X 線散乱に起因するビジビリティーの相対的減少は、以下のように規格化ビジビリティーを定義することによりピクセル (m, n) ごとに定量化可能である。

$$(4) V(m, n) = V^s(m, n) / V^r(m, n) = [a^s_1(m, n) / a^s_0(m, n)] / [a^r_1(m, n) / a^r_0(m, n)]$$

【0025】

より詳細には、ビーム中のサンプルの存在に起因する $V(m, n)$ の減少は、X 線ビームの元のコヒーレンス関数の変形を考慮することにより説明可能である。そのような描像では、サンプル中での散乱は、第 2 のより大きい線源とみなすことが可能であり、この線源は、それに対応してより短い横方向コヒーレンス長を有する。コヒーレンス長が短くなるほど、ビジビリティー、すなわち式(4)で記述される値は、位相ステッピング走査において効果的に低減される。散乱信号（デコヒーレンス信号と呼ばれることもある） S は、以下のように定義される。

$$(5) S(m, n) = 1 - V(m, n)$$

【0026】

均一なサンプルの場合、すなわち、小角 X 線散乱（SAXS）の寄与もコンプトン散乱の寄与も無視しうるサンプルの場合、 $S(m, n) = 0$ である。一方、 S の値がより大きくなると、サンプル中での SAXS またはコンプトン散乱が多量に現れ、内部の部分構造に関する情報が生成されうる。

【0027】

図 3 には、位相ステッピング走査時の 3 つの信号および強度曲線 $I(m, n, x_g)$ に及ぼすそれらの影響が示されている。描かれているのは、純粋に吸収するサンプル [図 3 A]、純粋に位相シフトするサンプル [図 3 B]、および純粋に散乱するサンプル [図 3 C] に対して位相ステッピング走査を行った時の予想される理想化された強度変化である。実際のサンプルは、当然ながら、3 つのイメージングチャネルすべてにおいて信号を生成する可能性がある。異なるサンプル組成を単一のイメージングチャネルに基づくよりも容易に同定するのに役立つのは、異なるイメージング信号の比であることが判明した。

【0028】

鶏手羽に対するいくつかの実験結果が得られている。ザイフェルト（Seifert）

10

20

30

40

50

社製 I D 3 0 0 0 X 線発生器を 3 5 k V / 3 0 m A で動作させて実験を行った。8 (水平方向) × 0 . 4 (垂直方向) m m ² の焦点サイズを有する従来のタングステン (W) ライン焦点管 (D X - W 8 × 0 . 4 L) を使用した。装置の光軸に対するターゲットの傾角が 6 度であったので、有効線源サイズは 0 . 8 (水平方向) × 0 . 4 (垂直方向) m m ² であった。フォトリソグラフィ、シリコン中へのディープエッチング、および金の電気メッキを含むプロセスにより、格子 G 0、G 1、G 2 を作製した。それらは、 $p_0 = 73 \mu\text{m}$ 、 $p_1 = 3.9 \mu\text{m}$ 、および $p_2 = 2.0 \mu\text{m}$ の周期を有していた。格子構造体の高さは、 $42 \mu\text{m}$ (G 0)、 $35 \mu\text{m}$ (G 1)、および $26 \mu\text{m}$ (G 2) であった。格子間の距離は、 $l = 1.57 \text{m}$ および $d = 43 \text{mm}$ であった。縮小光学レンズ系および冷却型電荷結合デバイス (C C D : 1 0 2 4 × 1 0 2 4 個のピクセル、 $24 \times 24 \mu\text{m}^2$ のピクセルサイズを有するコダック (K O D A K) 社製チップを備えたフィンガーレイクス・インストラメンツ (F i n g e r l a k e s I n s t r u m e n t s) 社製 F L I I M G 1 0 0 1) と共に厚さ $150 \mu\text{m}$ (ミクロン) のヨウ化セシウム (C s I) シンチレーションスクリーンを用いて画像を記録した。有効空間分解能は、主にシンチレーションスクリーンの厚さによって決まり、約 0 . 1 m m であった。

【 0 0 2 9 】

透過率 T は、高吸収性骨構造体ではごく低い透過率を示すが、周囲組織マトリックスではより高い透過率を示す。予想どおり、位相コントラスト信号 $d / d x$ は、画像の高周波成分、たとえば、骨の縁を増強し、軟組織構造体の微細な細部を示す。散乱画像 $S (m, n)$ は、骨構造体でのみ比較的高い値を示し、一方、組織は、非常に弱い信号として存在するにすぎない。この観測から、組織構造体は、この構成を用いて散乱信号が最も効果的に測定される数ミクロンの長さスケール範囲でごくわずかの密度変化を有する比較的小さい S A X S 源とみなしうることを示唆される。大きい密度変化、とくに数マイクロメートルおよびサブミクロンの長さスケールでの大きい密度変化は、強い S A X S 信号を生成し、散乱信号の増加となって現れる。これらの最初の結果から、散乱画像は、とくに、数ミクロンおよびサブミクロンの長さスケールで異なる密度変化を有する成分が存在する場合、より高い画像コントラストを呈しうることを示唆される。

【 0 0 3 0 】

この散乱信号は、とくに以下の用途で、改良されたコントラストを生じる。

【 0 0 3 1 】

1 . メディカルイメージング I :

腫瘍の S A X S 挙動は、健常組織のものと有意に異なる可能性があることが知られている。この理由は、腫瘍組織の増殖がミクロンおよびサブミクロンのスケールで健常組織のものと異なる密度変動を引き起こすことにある。したがって、振幅信号または位相コントラスト信号が同等な場合でさえも、散乱信号を用いて、異なるタイプの組織に対する選択性を取得することが可能であり、これは、これまでに知られている信号解釈能力を超える目覚ましい進歩である。

【 0 0 3 2 】

2 . メディカルイメージング I I :

ピクセルサイズ程度またはそれよりも小さい構造体 (たとえば、組織マトリックス中の小さい骨片) の検出のその散乱寄与に基づく改良は、散乱信号を用いて実現可能である。たとえば、骨サンプルの場合、中空多孔性骨構造体により散乱の増加を生じるので、散乱信号は、振幅コントラストよりも強くなる可能性のあることが確認されている [図 4]。

【 0 0 3 3 】

3 . 非破壊検査 I :

散乱信号は、被写体中の微小亀裂、包有物、または欠陥の検出の改良のために使用可能である。特定用途は、食品中の汚染物質、たとえば鶏笹身中の残留骨片の検出でありうる。吸収コントラストでは、サンプルの不規則形状が吸収差よりも優位になるので、これを検出することは困難である。

【 0 0 3 4 】

4．国土安全保障：

商業的影響を及ぼす可能性の高い他の興味深い用途は、国土安全保障用途での旅行鞆のスクリーニング、すなわち、爆発物または違法薬物の検査でありうる。

【0035】

提案された3つの異なる信号チャネルの吸収、位相シフト、および散乱は、表示が困難である。なぜなら、これは、いくつかの（灰色色調）画像の正確な比較を必要とし、ときには、3つのチャネルの比の小さい差が対象になるからである。本発明に基づく結論は、2つもしくは3つすべての信号チャネルをカラーコードで表示することにより、すなわち、各チャネルに異なる色を帰属することにより、たとえば、RGBカラー画像の場合には赤色、緑色、および青色を帰属することにより、この比較を容易にすることである。このようにすれば、信号チャネルの比を単一の画像で表示することが可能である。RGB画像の異なるチャネルを帰属するいくつかの可能性を実現することが可能である。残念ながら、特許出願では、図を灰色色調画像として提出できるにすぎない。しかしながら、当業者であれば、色の三角形に基づく色混合の原理の基本を理解している。

【0036】

格子に基づく位相コントラスト法では、位相勾配が検出され、位相は、微分位相信号を積分することにより取り出す必要がある。吸収画像および散乱画像は、微分画像でない。ときには積分による位相取出しは困難であり人為的結果を生じるので、その代わりに、吸収画像と散乱画像とを識別して（通常、より少ない人為的結果を生じる）、好ましくは以上に記載したようなカラーコード付けにより、3つの微分画像を表示することが有用なこともある。

【0037】

既出願の特許文献1では、狭いスリットにより規定されたファンビームとライン検出器とを有するX線スキャナーによる方法を用いる可能性が検討されている。実際に、そのような走査システムは、全視野X線イメージングシステムよりも優れた以下のような実質的利点を有する。

1．システムは、二次元検出器と比較して有意にコストのかからないライン検出器を必要とするにすぎない。

2．非常に高い感度および低いノイズを有するライン検出器を取得するほうが、はるかに容易（かつ安価）である。単一光子計数型ライン検出器は、市販品として入手可能である。

3．この構成は、散乱X線（コンプトン散乱）による画像のボケまたはコントラスト低下を抑制し、散乱線除去グリッドを必要としない。

【0038】

しかしながら、各画像ラインにおける位相ステップングのためにおよび二次元画像の取得のために、ネステッド走査スキームを実行するのは、厄介であり時間がかかる。さらに、いくつかの用途では、たとえば、連続移動するコンベヤーベルト上の製品または旅行鞆の検査では、位相ステップングは、位相ステップング走査に必要な時間にわたりコンベヤーの移動を停止させることを必要とし、これは、多くの場合、容易には実施できない。図4には、ネステッド走査を効率的に行う効率的な方法が示されている。上側の部分は、単一のライン検出器を用いる申請済み特許に以前にすでに記載された走査構成を示す。下側の構成は、 n 個のライン検出器 D_n のアレイを含む（簡潔にするために3個だけが示されている）。本質的特徴は、 G_2 中の副格子 G_{2n} のそれぞれが格子ラインに垂直にそれらの位置をわずかにシフトさせて置かれていることである。2つの隣接する副格子 G_{2n} 間のこのシフトは、 p_2/n の整数倍でなければならない。ライン検出器 D_n は、サンプルが走査方向（たとえば、図3に示される x_g ）に沿って移動する間、連続的に読み取られる。したがって、サンプル中の特定の点は、各ライン検出器 D_n により1回ずつ n 回画像化されるであろう。また、 n 回記録された強度は、この点の位相ステップング走査に対応する。したがって、ライン検出器の数が n 個であれば、この点での位相ステップングに沿って n 個の点を生じる。これらの強度の記録は、サンプルの n 個の異なる位置で、すなわ

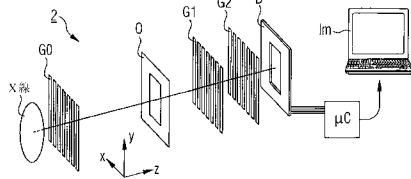
ち異なる時間で行われるので、ディスプレイ手段 I_m 上に表示するために、 n 個のライン検出器の画像データをそれに応じて再配列する必要がある。サンプル O の連続移動が可能である。この構成のさらなる利点は、以前に記載したような単一のライン検出器を用いる構成と比較して n 倍のフラックスが記録されるという事実である。

【 0 0 3 9 】

プローブ O のより大きいサイズおよび構成体の光学的アライメントに起因する測定強度の望ましくない減衰を回避するために、副格子 G_2 のそれぞれを X 線源から等距離に配置することが可能である。この場合、コンベヤー手段は、副格子 G_2 の位置により与えられる形状に従って偏向された経路に沿って被写体を移動させるように提供される。これは、図 5 A および 5 B に示されるとおりである。この構成の好ましい実施例は、プローブを透過した X 線の半径方向スループットを可能にするように X 線源から実質的に一定半径を有する円弧経路上または一様なレベル上（図 5 A および 5 B に示される）に隣接副格子を配置することを含む。したがって、プローブ（すなわち旅行靴）用のコンベヤーは、この円形経路に従うとともに回折格子および / またはアナライザー格子に対する最適近接度を保証するものでなければならない。

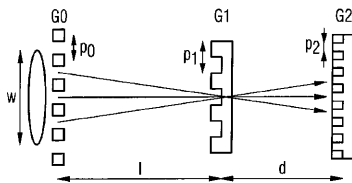
10

【 図 1 】

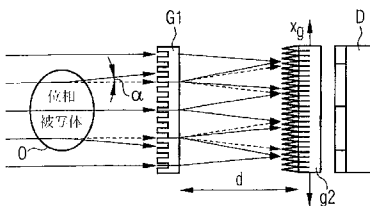


【 図 2 A 】

FIG 2A

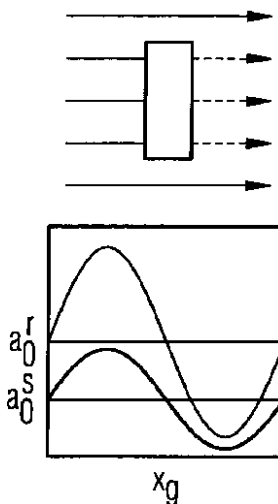


【 図 2 B 】

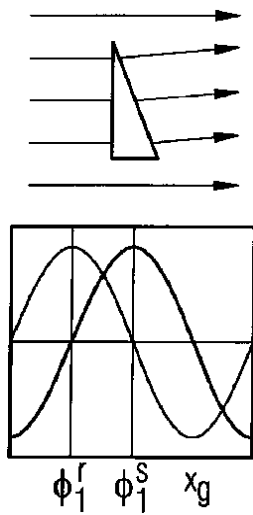


【 図 3 A 】

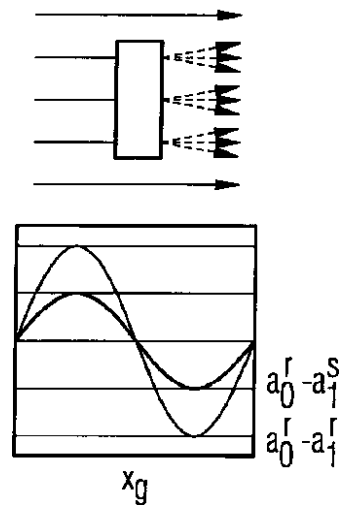
FIG 3A



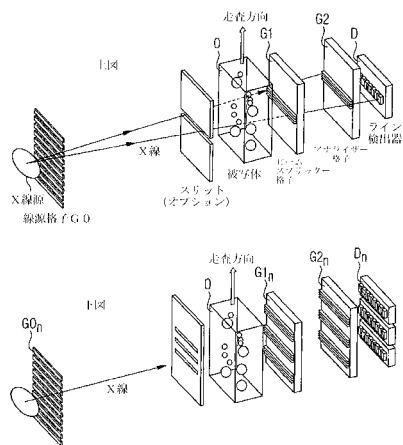
【図 3 B】
FIG 3B



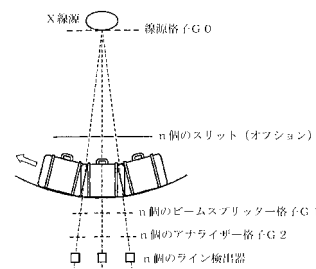
【図 3 C】
FIG 3C



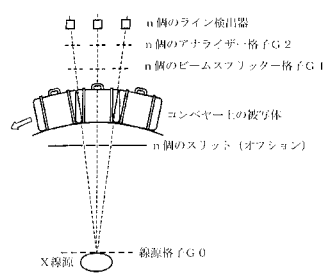
【図 4】



【図 5 B】



【図 5 A】



フロントページの続き

(72)発明者 パイファー・フランツ
スイス国、5 2 0 0 ブルック、リングヴェーク、3

審査官 高 場 正光

(56)参考文献 特表2 0 0 8 - 5 4 5 9 8 1 (J P , A)
F. Pfeiffer,他, "Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-bri
lliance X-ray sources" , nature physics , 英国 , 2 0 0 6 年 3 月 2 6 日 , Vol.2 , pp.258-2
61

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
G01N23/00-23/227