(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2009 年 8 月 20 日(20.08.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/101882 A1

(51) 国際特許分類:
H05G 1/52 (2006.01) *H01J 35/14* (2006.01)
H01J 35/06 (2006.01) *H05G 1/00* (2006.01)
H01J 35/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/051853

(22) 国際出願日: 2009 年 2 月 4 日(04.02.2009)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2008-032351 2008 年 2 月 13 日(13.02.2008) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): キヤノン株式会社(CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 辻井修(TSUJII, Osamu) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 佐藤眞(SATO, Makoto) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 奥貫昌彦(OKUNUKI, Masahiko) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 清水英(SHIMIZU, Satoshi) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 小倉隆(OGURA, Takashi) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 大塚康徳(OHTSUKA, Yasunori); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町３番６号 紀尾井町パークビル７Ｆ Tokyo (JP).

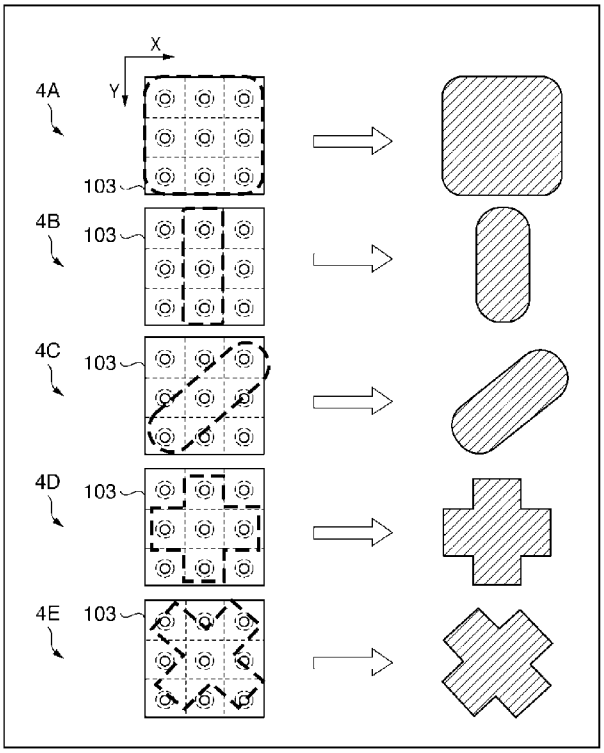
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,

[続葉有]

(54) **Title**: X-RAY GENERATOR, X-RAY PHOTOGRAPHING DEVICE, AND METHOD OF CONTROLLING THE GENERATOR AND THE DEVICE

(54) 発明の名称: Ｘ線発生装置、Ｘ線撮影装置及びそれらの制御方法

[図4]



(57) **Abstract**: An X-ray generator comprises an electron beam generating part having a plurality of electron emitting elements and generating an electron beam corresponding to the driven electron emitting element and a target electrode for generating an X-ray focused to a position onto which the electron beam generated by the electron beam generating part is irradiated. The focus shape of the X-ray formed by aggregation of the X-ray focuses at the target electrode is controlled by individually controlling the driving of the electron emitting elements.

(57) 要約: 複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子線を発生する電子線発生部と、電子線発生部で発生した電子線の照射位置をＸ線焦点としたＸ線を発生するターゲット電極とを有するＸ線発生装置において、上記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、ターゲット電極における、Ｘ線焦点の集合によって形成されるＸ線焦点形状が制御される。

WO 2009/101882 A1

MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明 細 書

X線発生装置、X線撮影装置及びそれらの制御方法

技術分野

[0001] 本発明はX線源を用いた医療診断機器や産業機器分野の非破壊X線撮影に使用されるX線発生装置および該装置を用いたX線撮影装置に関するものである。

背景技術

[0002] 一般に、X線管球では、電子源として熱電子源を用い、高温度に加熱したフィラメントから放出される熱電子を加速、集束して所望の電子ビームを形成し、これを金属からなるX線ターゲットに照射してX線を発生させている。

[0003] 近年この熱電子源に代わる電子源として微細な針の先端に高電界をかけて電子を取り出すスピント型や、カーボンナノチューブ等による冷陰極型電子源が開発されている。そして、これらの応用として単一の電子ビームを取り出す技術が特許文献1、特許文献2および特許文献3に記載されている。

特許文献1:特開平08－264139号公報

特許文献2:特開平09－180894公報

特許文献3:特開2005－237779公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] 加速した電子ビームをターゲットに照射することによりX線を発生する際、X線の発生効率はきわめて低いことが知られており、ターゲットに照射された電子ビームのエネルギの大半は熱に変わる。そのため、X線発生装置では、従来からターゲットを回転させる回転陽極の構造が用いられている。

[0005] しかしながら、特許文献1に記載されているような電子ビームの照射面とX線発生面が相対する構造では、特許文献3で記載されるような発熱を抑えるための回転陽極を採用することは難しい。

[0006] 医療診断機器等において診断に必要な画質を確保するためにはある程度の電流が必要であり、また画像の鮮鋭度を得るためにはターゲット上に形成されるX線焦点

の寸法は小さい方が好ましい。しかし、電流を確保しつつX線焦点のサイズを小さくすると小さい面積に熱負荷が集中することによる前述の発熱の問題があり、一方大きくすると鮮鋭度が低下するという問題がある。

[0007] 本発明の目的は、画像の鮮鋭度を低下させることなくX線発生における大電流化を達成するX線発生装置およびX線撮影装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の目的を達成するための本発明の一態様によるX線発生装置は以下の構成を備える。即ち、

複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御手段とを備える。

[0009] さらに、上記の目的を達成するための本発明の他の態様によるX線撮影装置は以下の構成を備える。即ち、

複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御手段と、

前記ターゲット電極から発生したX線を検出することにより2次元X線画像を生成する検出手段と、

前記検出手段で検出された前記2次元X線画像に基づいて、前記駆動制御手段が前記ターゲット電極に形成すべき前記X線焦点形状を決定する決定手段とを備え

る。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、画像の鮮鋭度を低下させることなくX線発生における大電流化を達成するX線発生装置およびX線撮影装置が提供される。

[0011] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

[0012] 添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

[0013] [図1]実施形態によるX線撮影装置の基本的な構成例を示すブロック図である。

[図2]実施形態によるX線撮影装置の具体例を示す図である。

[図3]図1に示したX線撮影装置におけるX線発生装置の基本的な構成例を示すブロック図である。

[図4]電子放出素子の駆動パターンとX線焦点の形状を説明する図である。

[図5]図1に示したX線撮影装置における、主方向決定部の構成例を示すブロック図である。

[図6]主方向決定部における周波数解析の処理を説明する図である。

[図7]図1に示したX線撮影装置における画像処理部の構成例を示すブロック図である。

[図8]第1実施形態によるX線撮影処理を説明するフローチャートである。

[図9]素子基板上における電子放出素子の配列の変形例を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

[0014] 以下、添付の図面を参照して本発明の好適な実施形態について説明する。

[0015] ＜第1実施形態＞

図1は第1実施形態に係るX線撮影装置の構成を示す図である。図1においてX線発生装置1から照射されたX線XRは被写体Pを透過し、X線検出器2に入射する。X線検出器2はX線画像用の平面検出器であり、被写体Pを透過して減弱したX線の

強度分布を画像として主方向決定部3および画像処理部4に出力する。

[0016] このような撮影装置の具体例としては、例えばX線透視撮影装置が挙げられる。X線透視撮影装置では、被写体Pに対して連続したX線照射およびX線画像の取得を行い、被写体PのX線動画像を収集する。図2はその一例を示す図であり、C型アーム21に取り付けられたX線発生装置1およびX線検出器2を用いて、被写体Pである患者の透視画像を撮影するX線透視撮影装置を示している。

[0017] なお、図2において主方向決定部3および画像処理部4は破線で囲まれた制御装置22の内部に収められた不図示のコンピュータおよびソフトウェアにより実現されている。

[0018] 第1実施形態において主方向決定部3はX線検出器2から入力した画像を解析して主方向(詳細は後述する)を決定し、その結果に基づいてX線発生装置1においてターゲット電極上に生成されるX線焦点の形状を制御する。なお第1実施形態では画像処理部4は用いられない。画像処理部4については第3実施形態において説明する。

[0019] 図3を用いてX線発生装置1の動作を説明する。制御回路101は、主方向決定部3から入力した条件に基づいて、素子基板103上に複数配置された電子放出素子104を電極105を介して個別に駆動する。電子放出素子104から放出された電子は、引き出し電極106およびレンズ電極107により電子ビームeへ形成される。以上のように、個別に駆動可能な複数の電子放出素子104を有する素子基板103と、引き出し電極106と、レンズ電極107は、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生部を構成する。電子ビームeは、高電圧電源109と接続されたターゲット電極108上に照射されてX線焦点Fを形成する。ターゲット電極108上に形成されたX線焦点Fから、電子ビームeと反対の方向へX線XRが放出される。ターゲット電極108は、上述の電子ビーム発生部で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生する。以上のように、複数の電子放出素子104で構成される電子放出部が放出した電子は、引き出し電極106、レンズ電極107、および高電圧が印加されたターゲット電極108により、ターゲット電極108へ向けて加速される。ターゲット電極108は、加速された電子が衝突することでX線を発生するX線発生

部としても機能する。

[0020] 図4は素子基板103における電子放出素子104の駆動パターンと、それに対応してターゲット電極108上に形成されるX線焦点の形状を例示した図である。図4の4A～4Eでは、左側に示す素子基板103内の太い破線で囲まれた電子放出素子104を駆動した場合に、右側に示す形状のX線焦点がターゲット電極108上に形成されることを示している。このように、制御回路101及び電子放出素子駆動回路102は、複数の電子放出素子104を個別に駆動制御することにより、ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点の形状（以下、X線焦点形状ともいう）を制御する。X線焦点の形状の変更は、図4に示すように電子放出素子104の電極105をオン又はオフすることで実現できる。また、これに加えて、レンズ電極107による電子ビームの集束を調整することでそのサイズを変更するようにしても良い。

[0021] なお、図4では電子放出素子が3×3に配置されているが、電子放出素子の個数、配置形態はこれに限られるものではないし、ターゲット電極108上に形成されるX線焦点の形状も図示のものに限られるものではない。例えば電子放出素子を図9に示すように放射状に配置することも可能である。図9のような電子放出素子の配置を取ることにより画像の中心から放射状に伸びる方向に対して電子放出素子の間隔が等間隔となる。そのため、例えば図4の4Bや4Cのパターンにおいて、同径方向における電子線強度の分布を一致させやすくすることが出来る。

[0022] 次にX線検出器2について説明する。図1に示したようにX線検出器2は被写体Pを透過したX線を検出してディジタル信号に変換し、X線画像を出力する平面検出器である。X線検出器2はマトリクス状に配置されたX線検出素子を有する。X線を電気信号へ変換する方式としては、X線を一度光信号に変換した後これを電気信号に変換する間接型、あるいは直接X線を電気信号に変換する直接型のいずれの方式も本実施形態に適用可能である。

[0023] また、X線検出器2は上記のような平面検出器に限定されるものではない。例えば、イメージインテンシファイアやCR（Computed Radiography）のように被写体を透過することにより生成されるX線画像をディジタル信号として出力するものであれば、どのようなデバイスでも利用が可能である。

[0024] 次に主方向決定部3の構成及び動作について説明する。図5は主方向決定部3の構成例を示すブロック図である。主方向決定部3は図2で説明したようにコンピュータのソフトウェア、或いは専用のハードウェア若しくはそれらの組み合わせにより実現することが出来る。

[0025] X線検出器2から出力されたX線画像は周波数解析部301により複数の方向に沿った周波数解析が行われる。以下に図6を参照して周波数解析部301の動作を例示する。

[0026] 周波数解析部301は、例えば図6の6Aに示すような画像(X線画像)を入力し、図6の6Aで示される方向A乃至方向Dの4つの放射状の方向に沿って画像データをサンプリングし、4つのデータ列を抽出する。さらにこのデータ列の各々に対してフーリエ変換により周波数スペクトルを計算する。図6の6Cは算出された周波数スペクトルの一例を示している。周波数解析部301は、このようにA～Dの各方向に対応したデータ列に対して周波数のパワーを計算し、周波数パワーデータとして主方向解析部302に出力する。

[0027] 主方向解析部302は、周波数解析部301からの周波数パワーデータに基づいて、画像における被写体の主方向が前述したA乃至Dのいずれに該当するかを解析する。本実施形態において主方向解析部302は、周波数解析部301より入力した周波数パワーデータをp^d、$d \in \{A, B, C, D\}$とした時、次式に基づいて主方向ηを決定する。

[0028] [数1]

$$\eta = \arg\min_{d} \left(\sum_{u} p^{d}(u) \right) \qquad \cdots(式1)$$

ただしuは空間周波数であり、

[数2]

$$u \mid {}^{\forall}U : u > T_1$$

とする。

[0029] (式1)によれば、主方向ηは周波数分解により得られた空間周波数帯域Uにおいて所定の閾値T_1以下の低周波成分を除外した周波数スペクトルの占める面積が最も

小さい方向である。すなわち、解析対象とする方向の中で含まれる高周波成分が最も小さいもので、図6の6Cの例示においてはBの方向が該当する。

[0030] なお、T_1は被写体の性質等によって予め適切な値を設定すればよい。但し、T_1として、被写体の平均輝度レベルに相当する直流成分は除外し、さらに主として観察対象となる被写体の構造が有する周波数成分よりも小さい値を選択することが望ましい。

[0031] また、透視撮影のようにX線量が小さい条件下で撮影が行われる際は、低線量化における量子ノイズの影響を除外するため、量子ノイズの影響を回避可能な第2の閾値T_2を設定し、uの範囲を、

[数3]

$$u \mid {}^{\forall}U : T_2 > u > T_1$$

としてもよい。

[0032] なお、周波数解析部301における周波数分解の方法は、上述したフーリエ変換に限定される必要はなく、各方向別のデータの周波数成分を解析可能な方法であれば他の方法、例えば離散コサイン変換等であっても良い。以上のようにして主方向決定部3によって求められた主方向ηはX線発生装置1の制御回路101に出力される。

[0033] 制御回路101は主方向決定部3から入力された主方向ηに基づいてX線発生装置1の電子放出素子104の駆動パターンを決定して電子放出素子駆動回路102を制御する。本実施形態では、ターゲット電極108上において電子線強度の主方向ηに平行な方向への分布が他の方向への分布よりも相対的に長くなるように電子放出素子駆動回路102及び／またはレンズ電極107を制御する。例えば、前述したように主方向ηが図6の6Bにおける方向Bのように画像の垂直方向に該当する場合を想定する。この場合、制御回路101は、図4の4Bに示されるような縦長のX線焦点形状となるように電子放出素子駆動回路102による電子放出素子104の駆動パターンを制御する。

[0034] 以上のような制御によれば、高周波成分の少ない方向（主方向η）に対して長くX線焦点が形成されることになる。高周波成分の少ない方向に対して鮮鋭度が低下したとしても画質上の影響は小さく、必要な鮮鋭度を維持することができるとともにX線

焦点の面積を大きくすることができる。従って、鮮鋭度の維持と、大電流化の両立が可能となる。

[0035] 以上は高周波成分が最も少ない方向を主方向として説明したが、逆に(式1)においてargminをargmaxとして高周波成分の最も多い方向を主方向としても良い。この場合、制御回路101は主方向に対して寸法が最も小さくなるような駆動パターンを選択して電子放出素子駆動回路102を制御する。上述した例においては、いずれの場合であっても図4の4Bに示されるような縦長のX線焦点が形成される。

[0036] また、図6の例示において各方向間で周波数成分の差異がなく(式1)において主方向ηが一意に決まらない場合、主方向解析部302はその旨を制御回路101に対して通知する。制御回路101はこのような場合に予め決められた駆動パターンを選択して電子放出素子駆動回路102を制御する。

[0037] このような駆動パターンとしては、例えば図4の4Eに示すように、水平、垂直方向に対して寸法が小さくなるようなものが選択されるようにすればよい。人間の視覚が、対角方向と比較して水平、垂直方向は鮮鋭度の低下に敏感であるためである。

[0038] 図8は第1実施形態によるX線撮影処理を説明するフローチャートである。ステップS801において、主方向決定部3はX線検出器2からX線画像を取得する。ステップS802において主方向決定部3はX線画像を周波数解析して、当該画像の主方向を決定する。決定された主方向はX線発生装置1の制御回路101に通知される。ステップS803において、制御回路101は、主方向決定部3から通知された主方向への電子線強度の分布が他の方向のそれよりも大きく広がるように、電子放出素子の例えば選択的な駆動や、引き出し電極106、レンズ電極107の駆動パターンを決定する。そして、ステップS804においてこれらを実際に制御する。このようなX線発生装置1の駆動によりX線検出器2から2次元X線画像が取得され、診断のための画像として提供される(ステップS805)。

[0039] 以上説明したように第1実施形態においては、取得された画像の周波数特性を解析し、高周波成分が小さい方向に対して伸びる形状となるようにX線焦点が形成される。すなわち、主方向決定部3および制御回路101等により、画像の周波数特性に応じて複数の電子放出素子の駆動が制御され、電子放出部である素子基板103が

発生する電子の放出分布パターンが変更される。そして、ターゲット電極108からはこの放出分布パターンに応じたX線が発生するので、放出分布パターンに応じたX線パターンが被写体Pに照射されることになる。これにより、高周波成分が大きい方向の鮮鋭度に大きな影響を与えることなく全体的な高電流化が可能となる。

[0040] なお、図8のフローチャートに示すステップS801およびS805においてX線画像が取得されるが、X線照射量はそれぞれの処理に適切な量が設定されてもよい。例えば、ステップS801におけるX線の照射量は周波数解析に必要なレベルで十分であり、被写体に対する被曝量を低減するために、ステップS801でのX線照射量をステップS805よりも小さくするようにしてもよい。

[0041] ＜第2実施形態＞

前述した第1実施形態においては、主方向の決定はX線撮影された画像の周波数解析に基づいて行われたが、他の実施の形態として外部入力に基づいて決定するようにしても良い。以下にこの形態について説明する。

[0042] 第2実施形態において主方向決定部3は、X線検出器2からのX線画像に加えて外部から撮影情報を入力する。ここで撮影情報とは、撮影の対象となる被写体に関する情報や被写体の主方向に関する情報である。例えば医療用撮影装置においては、被写体が胸部、四肢、腹部等どの部位かを示す情報、視線方向を示す情報、撮影部位が四肢の場合に被写体が画像上どちらの方向に伸びているかを示す情報等が撮影情報として挙げられる。

[0043] 図2で説明したように主方向決定部3がコンピュータのソフトウェアとして実現されている場合、例えば不図示のキーボード、マウス等の入力デバイスによりオペレータが直接に撮影情報を入力するように構成できる。また、主方向決定部3が専用のハードウェアで実現されている場合は、予め撮影対象毎にセットされたボタン等を用いて撮影情報が入力されるようにしても良い。

[0044] 或いは、撮影装置が医療用撮影装置である場合は、直接オペレータの操作により入力するのではなく、放射線情報システムからオンラインで撮影情報を入力するように構成することもできる。

[0045] 以下に一例として図6に示すように撮影部位が膝関節の場合について本実施形態

における主方向決定部3の動作について説明する。

[0046] 第2実施形態において、図5に示すように、撮影情報は周波数解析部301に入力される。ここで撮影情報は撮影部位の種類および方向であり、X線画像は図6の6Dに例示したように若干傾いた状態で撮影された膝関節であるとする。また、周波数解析部301は撮影部位に対応して予め関連付けられた周波数解析の方向を不図示のメモリに保持しており、例えば撮影部位が四肢の骨格系の場合には図6の6Bの4方向(A～D)を選択するものとする。

[0047] さらに、周波数解析部301は、入力された撮影情報に含まれている「方向」に基づいて、図6の6Bの4つの方向を図6の6Eに示す4つの方向に回転する。なお、撮影情報に含まれる「方向」は、例えば、オペレータによって撮影対象の方向(角度)をキーボードから入力したものである。そして、図6の6Eに示す4つの方向について、第1実施形態で述べたのと同じように4つのデータ列を生成し、周波数スペクトルを計算する。以降の主方向決定部3の動作に関しては第1実施形態と同様であるので説明を省略する。

[0048] なお制御回路101が駆動パターンを選択する際、第2実施形態では第1実施形態と異なり、被写体が若干回転した状態となっているため、主方向ηが図4の4A～4Eに例示したパターンとは正確に一致しない可能性がある。この場合は、いずれかのパターンに最も近いものを選択するようにする。或いは、制御回路101が、ターゲット電極108上に形成される電子線強度の分布が主方向に対して長く分布するように、各電子放出素子104の駆動電流を調整するようにしてもよい。こうして、素子基板103が発生する電子の放出分布パターンが、主方向に対して長く分布する電子線強度を有するように制御することで、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。即ち、高周波成分が大きい方向の鮮鋭度に大きな影響を与えることなく全体的な高電流化を実現することが可能となる。

[0049] また、第2実施形態においては、撮影部位および方向等の撮影情報が入力され、主方向を決定する際にはそれら撮影情報を用いて周波数解析が行われる。これにより、上述したように被写体が特有の方向に対して特徴を有することが予め分かっている場合には、その特徴に対する鮮鋭度を低下させないように撮影を行うことが可能と

なる。

[0050] ＜第3実施形態＞

第1実施形態、第2実施形態においては被写体の主方向に応じてX線焦点の形状を変更し、被写体に応じて画像の鮮鋭度を確保するようにした。第3実施形態ではX線焦点が長い方向に対しても鮮鋭度を確保するX線撮影装置について説明する。

[0051] 第3実施形態では図1に示した画像処理部4が主方向決定部3によって決定された主方向ηに基づいて、入力されたX線画像に対して鮮鋭化処理（周波数強調処理）を行うことを特徴とする。

[0052] 図7は画像処理部4の構成を示したブロック図である。X線検出器2から入力されたX線画像Iは、高周波成分演算部402に入力される。また、主方向決定部3から入力された主方向ηはフィルタ選択部401に入力され、該主方向に応じた高周波成分抽出用フィルタが選択される。高周波成分演算部402は入力した画像Iに対して選択されたフィルタにより畳み込み演算を行って高周波成分Ihを抽出し、これを加算器403に出力する。加算器403は入力画像Iと高周波成分Ihを加算して鮮鋭化画像Ieを出力する。

[0053] 以下に第1実施形態で用いた例示に基づいて各部の動作を詳細に説明する。フィルタ選択部401は入力した主方向ηが図6の6Bに示される方向のいずれであるかに基づいて4種類のフィルタから最適なフィルタGを選択し、高周波成分演算部402に出力する。なお、本実施形態において、主方向ηは高周波成分の少ない方向とする。

[0054] [数4]

$$G=\begin{cases}\begin{bmatrix}0 & 1/3 & 0\\ 0 & 1/3 & 0\\ 0 & 1/3 & 0\end{bmatrix} & : \ \eta=(B)\\ \begin{bmatrix}0 & 0 & 0\\ 1/3 & 1/3 & 1/3\\ 0 & 0 & 0\end{bmatrix} & : \ \eta=(A)\\ \begin{bmatrix}0 & 0 & 1/3\\ 0 & 1/3 & 0\\ 1/3 & 0 & 0\end{bmatrix} & : \ \eta=(C)\\ \begin{bmatrix}1/3 & 0 & 0\\ 0 & 1/3 & 0\\ 0 & 0 & 1/3\end{bmatrix} & : \ \eta=(D)\end{cases} \qquad \cdots(式2)$$

[0055] 高周波成分演算部402は入力画像Iに対してフィルタGにより畳み込み演算を行い高周波成分Ihを求め、これを加算器403に出力する。加算器403は入力画像Iに対して重み付けをした高周波成分Ihを加算する。したがって、以上の処理は次式(式3)、(式4)により表される。

[0056] [数5]

$$Ie = I + w \cdot Ih \quad \cdots(式3)$$
$$Ih = I - I * G \quad \cdots(式4)$$

[0057] ただし＊は畳み込み演算を表す。また、wは重み付け係数を表し、画像処理部4が読み込み可能な不図示のメモリに記憶されているものとする。なお、wの値は予め実験等により1つに決めておいても良いし、第2実施形態において説明したように撮影部位等に応じて最適な値を決めておき、入力した撮影情報から選択するようにしても良い。

[0058] 以上のように、X線焦点形状を高周波成分の小さい方向(上述の例においては図6の6Bにおける方向Bに相当する)に対して伸びるようにしたことによりこの方向の鮮鋭度が低下しても、画像処理により当該方向の高周波成分が選択的に強調される。すなわち、第3実施形態では、主方向の高周波成分を他の方向に対して相対的に強調するように2次元X線画像に対して周波数強調処理を行うので、鮮鋭度が非等方的になることが補正される。

[0059] ＜第4実施形態＞

第3実施形態で説明した画像処理部4による画像処理は上述の方法に限定されず、様々な形態を取ることが可能である。例えば、第2実施形態において例示したように被写体が傾いており、その方向が任意の角度であっても本発明を適用することが可能である。以下に、任意の角度の主方向に対応可能な画像処理部4の例を説明する。

[0060] 第4実施形態においては、フィルタ選択部401および高周波成分演算部402は下記の非特許文献に記載された方法により実現する。当該方法はフィルタを任意の角度で回転させることが可能であり、その詳細説明は当該文献に記載されているため省略する。以下に図7のフィルタ選択部401および高周波成分演算部402を合わせ

た処理ブロック404の機能として動作を説明する。

［非特許文献］ W. T. Freeman and E. H. Adelson, “The design and use ofsteerable filters”, IEEE Trans.Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.13No.9,pp891-906, 1991

[0061] 処理ブロック404は主方向ηに基づき下記のようにして高周波成分Ihを計算する。ただし、第4実施形態において主方向ηは任意の角度（[度]）を表すものとする。なお、本実施形態において、主方向ηは高周波成分の少ない方向とする。

[0062] [数6]

$$Ih = \cos(\eta)(I * G_1^0) + \sin(\eta)(I * G_1^{90}) \qquad \cdots(式5)$$

[0063] （式5）により得られた高周波成分Ihは主方向ηの成分が強調されたものであり、これを（式3）により処理することで当該方向の鮮鋭度を上げることができる。

[0064] ただしG^0_1およびG^{90}_1はガウス分布の水平および垂直方向の一次導関数に相当するフィルタであり、本実施形態では次式により計算する。

[0065] [数7]

$$G_1^0 = -\frac{x}{\sigma^2} x e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$$
$$G_1^{90} = G_1^{0T} \qquad \cdots(式6)$$

[0066] ここで$G^{0\,T}_1$はG^0_1の転置である。実際のフィルタの係数は（式6）におけるxを次式により決定することで計算することが出来る。

[0067] [数8]

$$-\left\lfloor \frac{N}{2}\sigma \right\rfloor \leq x \leq \left\lfloor \frac{N}{2}\sigma \right\rfloor \;; x \in Z \qquad \cdots(式7)$$

[0068] ここでNは基本となるフィルタのサイズ、Zは整数の集合であり、例えばNを5、標準偏差σを1とした時は、フィルタの係数は次のようになる。

[0069] [数9]

$$G_1^0 = [0.2707 \quad 0.6065 \quad 0 \quad -0.6065 \quad -0.2707]$$
$$G_1^{90} = \begin{bmatrix} 0.2707 \\ 0.6065 \\ 0 \\ -0.6065 \\ -0.2707 \end{bmatrix} \qquad \cdots(式8)$$

[0070] なおフィルタのサイズ、標準偏差σはX線焦点Fの大きさ、X線検出器2のMTF、さらにX線焦点Fと被写体P、X線検出器2の位置関係等によって予め適切な値が選択できるようにしておくことが好ましい。なお、MTFとは、modulation transfer functionであり、鮮鋭度の指標である。

[0071] すなわちフィルタ選択部401は予め不図示のメモリに複数のサイズ・標準偏差から計算されたフィルタを記憶しておく。そして、X線焦点Fが大きい、又は図2に示すX線焦点Fと被写体P間の距離aとX線検出器2と被写体P間の距離bの比b／aが大きくなるにつれて、より高周波強調の効果が強くなるようにサイズ、又は標準偏差σの大きなフィルタを選択するようにすればよい。

[0072] 或いは、加算器403において、wを大きくすることでより高周波強調するようにしてもよい。また、前述したX線検出器2のMTF、距離の比b／a等は、例えばX線撮影装置内のメモリに予め記憶されていてもよいし、撮影中に被写体Pを載せたテーブルやC型アーム21の上下動をセンサで感知することにより取得してもよい。そして、図7に示すように装置情報として画像処理部4に入力される。

[0073] 以上説明したように、第4実施形態によれば任意の方向に対する高周波成分の強調を行うことが出来る。したがって、X線焦点の形状を非等方的としたことで鮮鋭度が低下した方向が任意の角度の場合でも、それを補正することが可能となる。

[0074] 以上のように、上記各実施形態に拠れば、電子ビームを放出する複数の電子放出素子104を個別に駆動可能な電子放出素子駆動回路102と、制御回路101により、ターゲット電極108上に任意形状のX線焦点を形成可能とした。これにより、X線発生装置を用いた撮影において特定の方向に対して鮮鋭度を持った画像を生成することができる。従って、高周波成分が最小となる方向を主方向として、この主方向に沿った方向に延びるX線焦点形状を形成することができる。このように鮮鋭度の影響を受けにくい方向にX線焦点を延ばすことで、鮮鋭度の低下の防止と、X線焦点の大面積化を図ることができる。即ち、鮮鋭度を保ちながら、画質を維持するのに十分な電子（電流）をターゲット電極に供給できる。

[0075] また、上記各実施形態に係るX線撮影装置に拠れば、X線検出器2で得られた2次元X線画像から、主方向決定部3によって決定された主方向に応じてX線焦点の形

状が制御される。これにより、撮影対象物に応じて鮮鋭度を保ちつつ、大電流化を達成することで撮影画像の画質を向上させることができる。

[0076] また、上記第3、第4実施形態のX線撮影装置に拠れば、任意形状のX線焦点形状によってある方向の解像度が低下したとしても、画像処理部4がその方向に対して鮮鋭化処理を行うことで、診断への影響を抑制することが出来る。

[0077] [他の実施形態]

尚、本発明は、ソフトウェアのプログラムをシステム或いは装置に直接或いは遠隔から供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータが該供給されたプログラムコードを読み出して実行することによって前述した実施形態の機能が達成される場合を含む。この場合、供給されるプログラムは実施形態で図に示したフローチャートに対応したコンピュータプログラムである。

[0078] 従って、本発明の機能処理をコンピュータで実現するために、該コンピュータにインストールされるプログラムコード自体も本発明を実現するものである。つまり、本発明は、本発明の機能処理を実現するためのコンピュータプログラム自体も含まれる。

[0079] その場合、プログラムの機能を有していれば、オブジェクトコード、インタプリタにより実行されるプログラム、OSに供給するスクリプトデータ等の形態であっても良い。

[0080] コンピュータプログラムを供給するためのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体としては以下が挙げられる。例えば、フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、MO、CD－ROM、CD－R、CD－RW、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ROM、DVD(DVD－ROM, DVD－R)などである。

[0081] その他、プログラムの供給方法としては、クライアントコンピュータのブラウザを用いてインターネットのホームページに接続し、該ホームページから本発明のコンピュータプログラムをハードディスク等の記録媒体にダウンロードすることが挙げられる。この場合、ダウンロードされるプログラムは、圧縮され自動インストール機能を含むファイルであってもよい。また、本発明のプログラムを構成するプログラムコードを複数のファイルに分割し、それぞれのファイルを異なるホームページからダウンロードすることによっても実現可能である。つまり、本発明の機能処理をコンピュータで実現するためのプログラムファイルを複数のユーザに対してダウンロードさせるWWWサーバも、

本発明に含まれるものである。

[0082] また、本発明のプログラムを暗号化してCD－ROM等の記憶媒体に格納してユーザに配布するという形態をとることもできる。この場合、所定の条件をクリアしたユーザに、インターネットを介してホームページから暗号を解く鍵情報をダウンロードさせ、その鍵情報を使用して暗号化されたプログラムを実行し、プログラムをコンピュータにインストールさせるようにもできる。

[0083] また、コンピュータが、読み出したプログラムを実行することによって、前述した実施形態の機能が実現される他、そのプログラムの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOSなどとの協働で実施形態の機能が実現されてもよい。この場合、OSなどが、実際の処理の一部または全部を行ない、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される。

[0084] さらに、記録媒体から読み出されたプログラムが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込まれて前述の実施形態の機能の一部或いは全てが実現されてもよい。この場合、機能拡張ボードや機能拡張ユニットにプログラムが書き込まれた後、そのプログラムの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行なう。

[0085] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0086] 本願は、2008年2月13日提出の日本国特許出願特願2008－032351を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

[1] 複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御手段とを備えることを特徴とするX線発生装置。

[2] 前記電子ビーム発生手段と前記ターゲット電極との間に設けられ、前記電子ビームの形成を行うためのレンズ電極を更に備え、

前記駆動制御手段は、前記複数の電子放出素子の駆動及び前記レンズ電極の駆動を制御することにより、前記ターゲット電極に形成される前記X線焦点形状を制御することを特徴とする請求項1に記載のX線発生装置。

[3] 複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と、

前記ターゲット電極から発生したX線を検出することにより2次元X線画像を生成する検出手段と、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御手段と、

前記検出手段で検出された前記2次元X線画像に基づいて、前記駆動制御手段が前記ターゲット電極に形成すべき前記X線焦点形状を決定する決定手段とを備えることを特徴とするX線撮影装置。

[4] 前記駆動制御手段は、

前記2次元X線画像に対して複数の方向において周波数解析を行い、高周波成分が最小となる方向を主方向として決定する主方向決定手段を有し、

前記主方向に基づいて前記ターゲット電極に形成すべき前記X線焦点形状を決定することを特徴とする請求項3に記載のX線撮影装置。

[5] 撮影対象の部位を示す情報を含む撮影情報を入力する入力手段を更に備え、

前記主方向決定手段は、前記周波数解析を行なうべき複数の方向を、前記撮影情報が示す前記撮影対象の部位に基づいて選択することを特徴とする請求項4に記載のX線撮影装置。

[6] 前記撮影情報はさらに前記2次元X線画像における対象の方向を示す情報を含み、

前記主方向決定手段は、前記撮影対象に基づいて選択された、周波数解析すべき複数の方向を、前記対象の方向を示す情報に基づいて回転させることを特徴とする請求項5に記載のX線撮影装置。

[7] 前記電子ビーム発生手段と前記ターゲット電極との間に設けられ、前記電子ビームの形成を行うためのレンズ電極を更に備え、

前記駆動制御手段は、前記ターゲット電極上の電子線強度の前記主方向に平行な方向への分布が他の方向への分布よりも相対的に長く広がるように、前記複数の電子放出素子の駆動及び前記レンズ電極の駆動を制御することを特徴とする請求項請求項4乃至6のいずれか1項に記載のX線撮影装置。

[8] 前記検出手段で検出された2次元X線画像に対して周波数強調処理を行う画像処理手段を更に備え、

前記画像処理手段は、前記主方向の高周波成分を他の方向に対して相対的に強調することを特徴とする請求項4乃至請求項7のいずれか1項に記載のX線撮影装置。

[9] X線を発生するX線発生装置であって、

複数の電子放出素子で構成される電子放出手段と、

前記電子放出素子の駆動を制御することで前記電子放出手段が発生する電子の放出分布パターンを変える制御手段と、

前記電子放出手段が放出した電子を加速する加速手段と、

前記加速手段で加速した電子が衝突することでX線を発生するX線発生手段とを

備えることを特徴とするX線発生装置。

[10] 複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と

を備えたX線発生装置の制御方法であって、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御工程を備えることを特徴とするX線発生装置の制御方法。

[11] 複数の電子放出素子を有し、駆動された電子放出素子に対応した電子ビームを発生する電子ビーム発生手段と、

前記電子ビーム発生手段で発生した電子ビームの照射位置をX線焦点としたX線を発生するターゲット電極と、

前記ターゲット電極から発生したX線を検出することにより2次元X線画像を生成する検出手段とを備えたX線撮影装置の制御方法であって、

前記複数の電子放出素子の駆動を個別に制御することにより、前記ターゲット電極における、X線焦点の集合によって形成されるX線焦点形状を制御する駆動制御工程と、

前記検出手段で検出された前記2次元X線画像に基づいて、前記駆動制御工程で前記ターゲット電極に形成されるべき前記X線焦点形状を決定する決定工程とを備えることを特徴とするX線撮影装置の制御方法。

[12] X線を発生するX線発生装置の制御方法であって、

電子放出手段が有する複数の電子放出素子の駆動を制御することで前記電子放出手段が発生する電子の放出分布パターンを変える制御工程と、

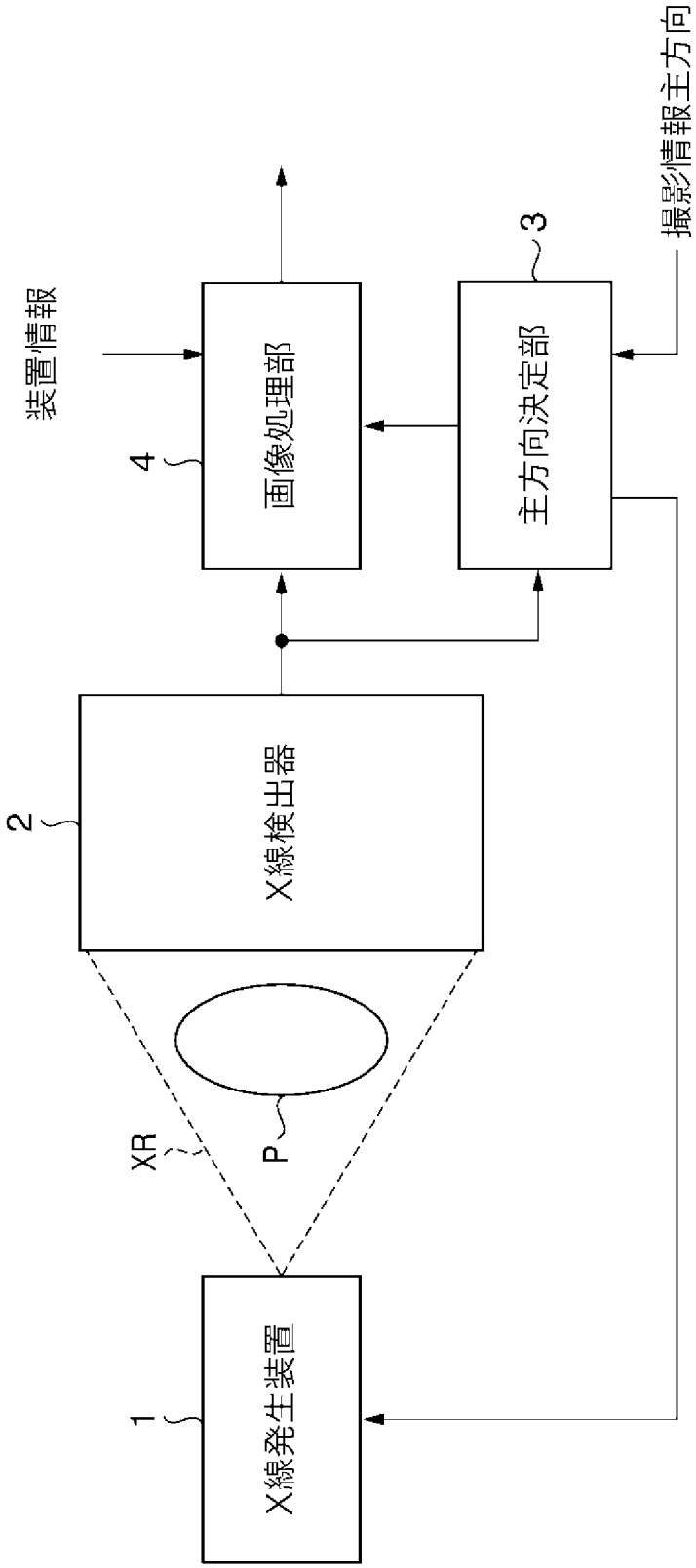
前記電子放出手段が放出した電子を加速させてX線発生手段に衝突させることでX線を発生するX線発生工程とを有することを特徴とするX線発生装置の制御方法。

[13] 請求項10または12に記載のX線発生装置の制御方法をコンピュータに実行させるプログラム。

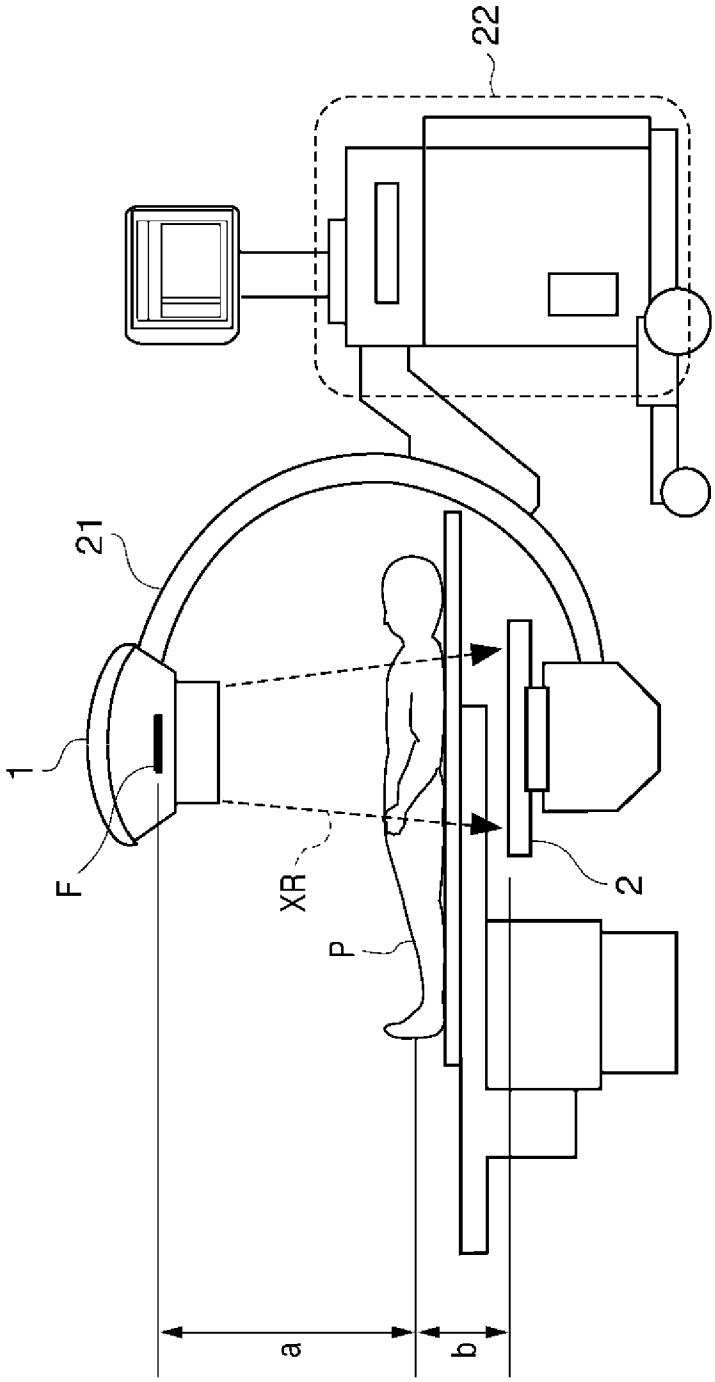
[14] 請求項11に記載のX線撮影装置の制御方法をコンピュータに実行させるプログラム。

[15] 請求項13または14に記載のプログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

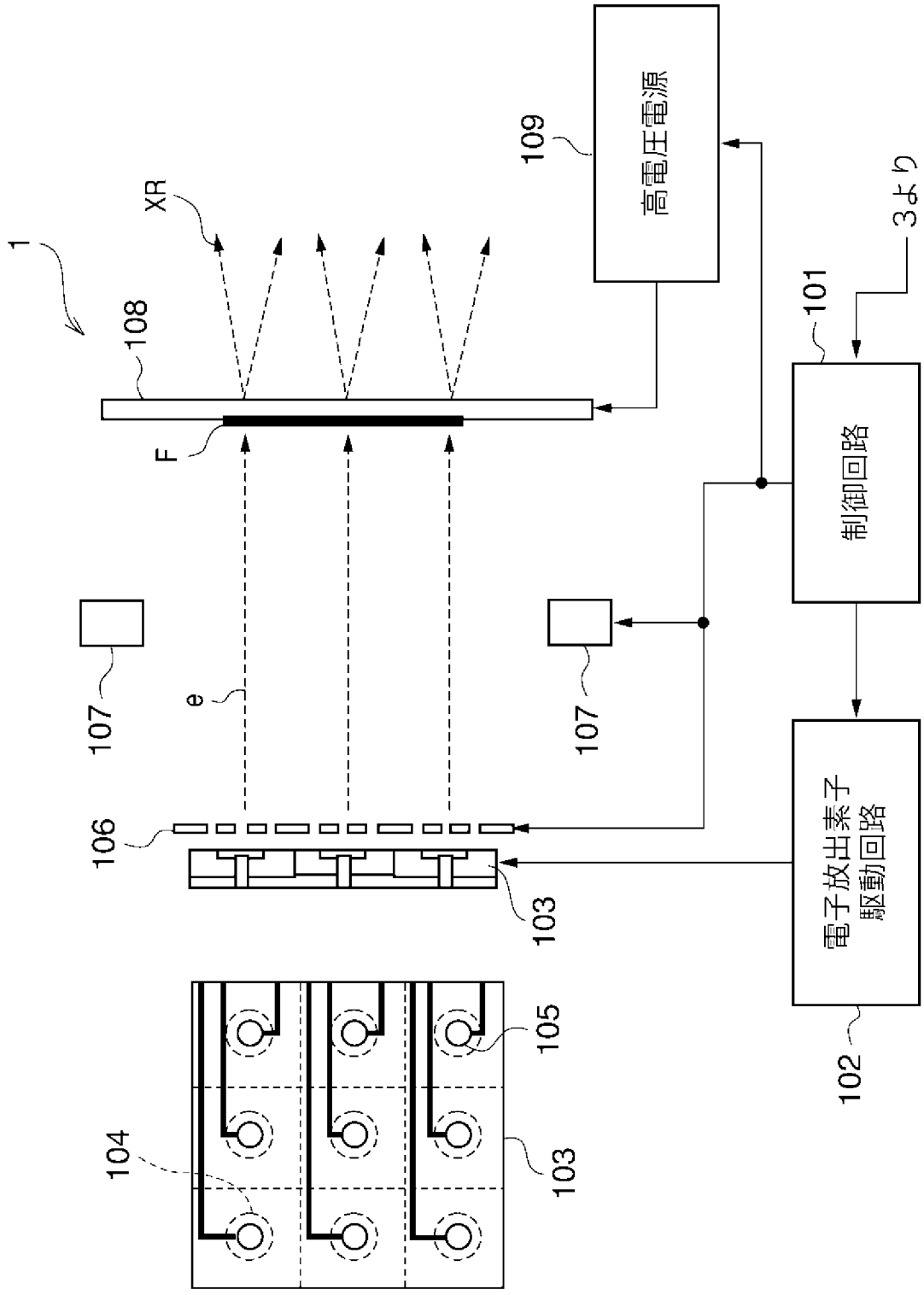
[図1]



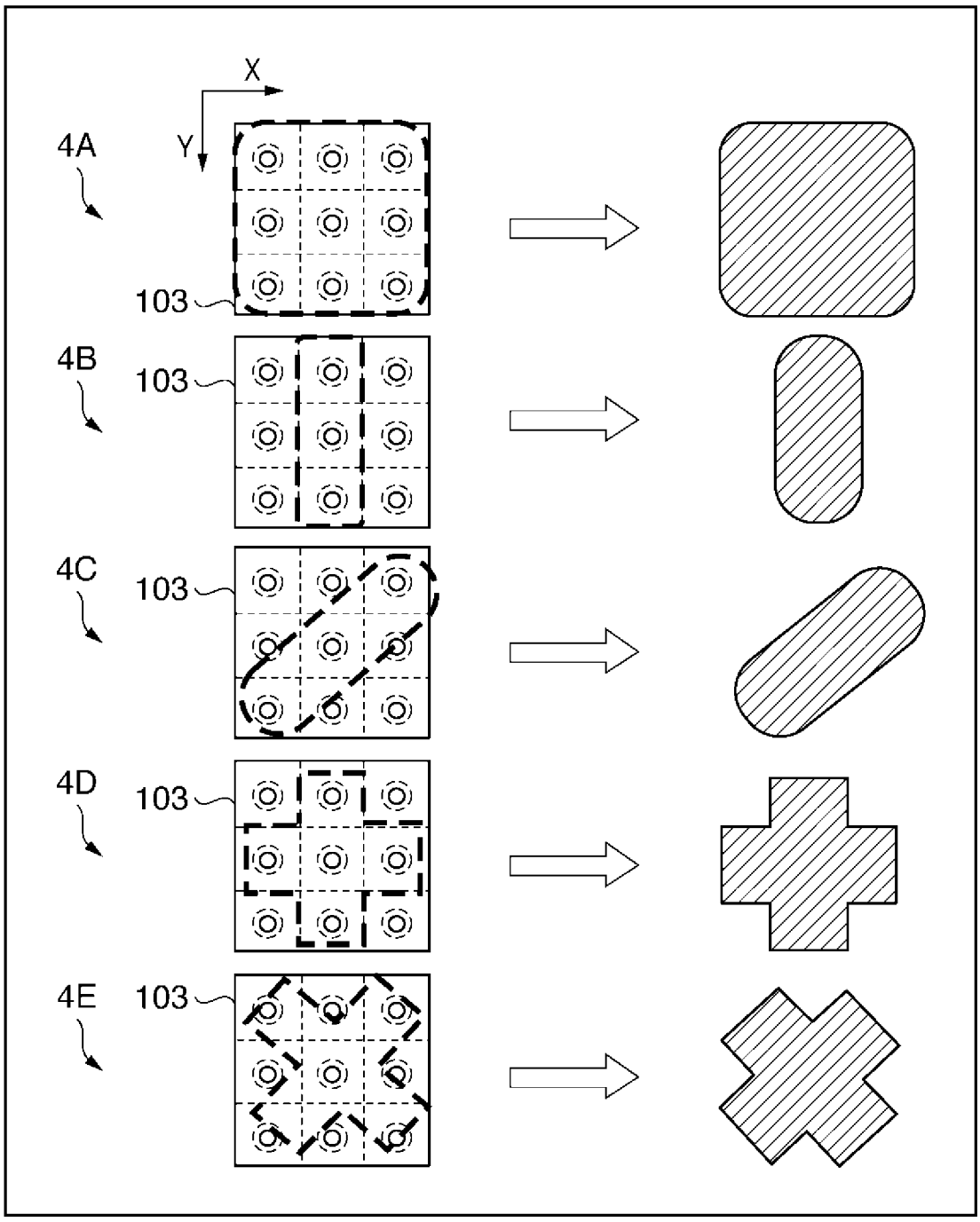
[図2]



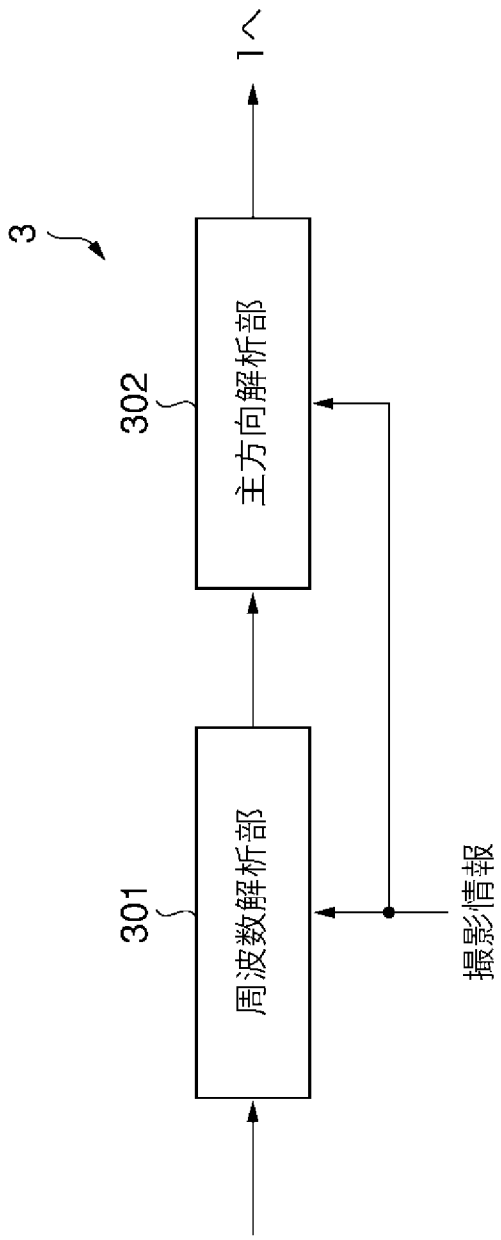
[図3]


1
XR
108
F
109
高電圧電源
3より
101
制御回路
107
e
107
106
103
電子放出素子
駆動回路
102
105
104
103

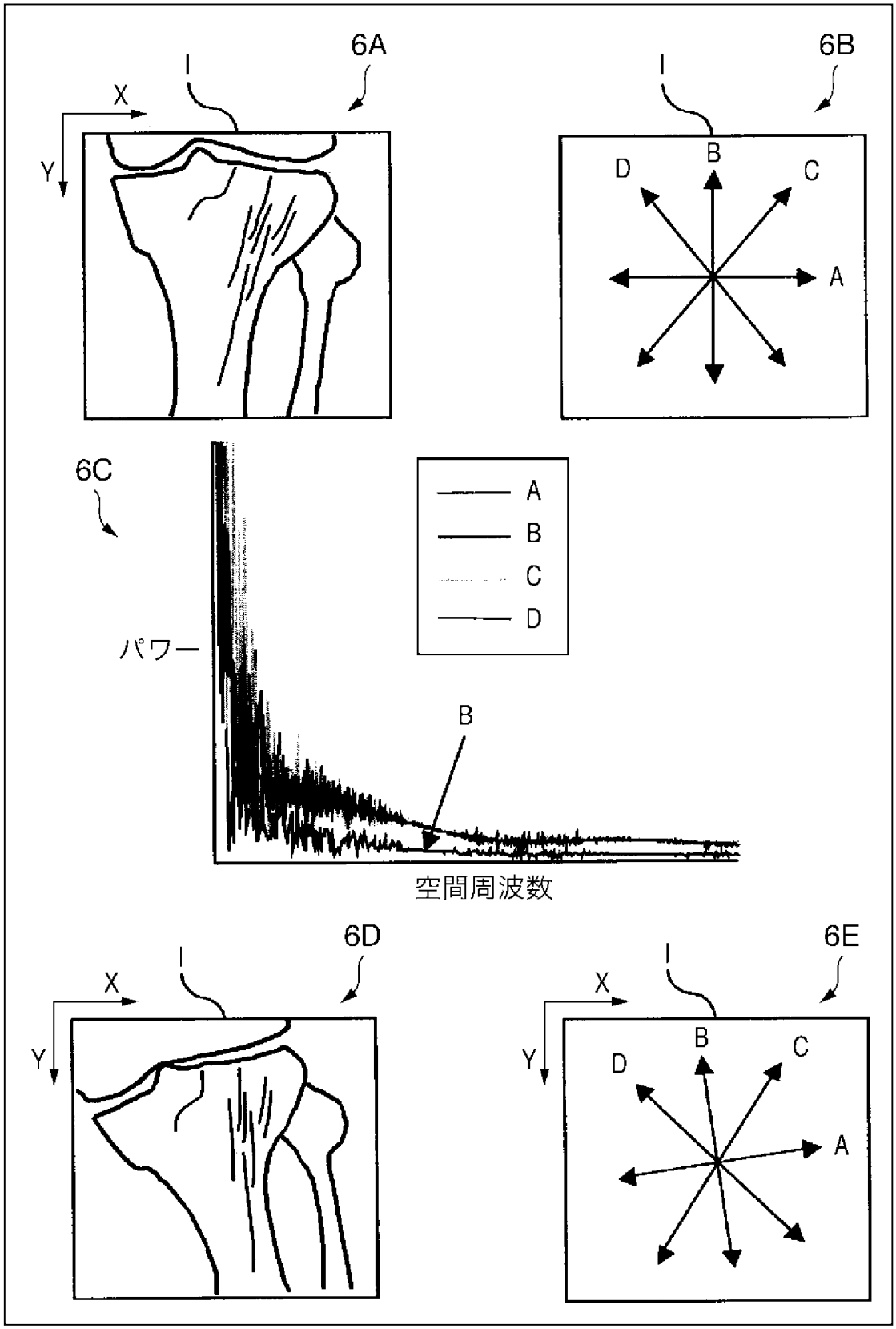
[図4]



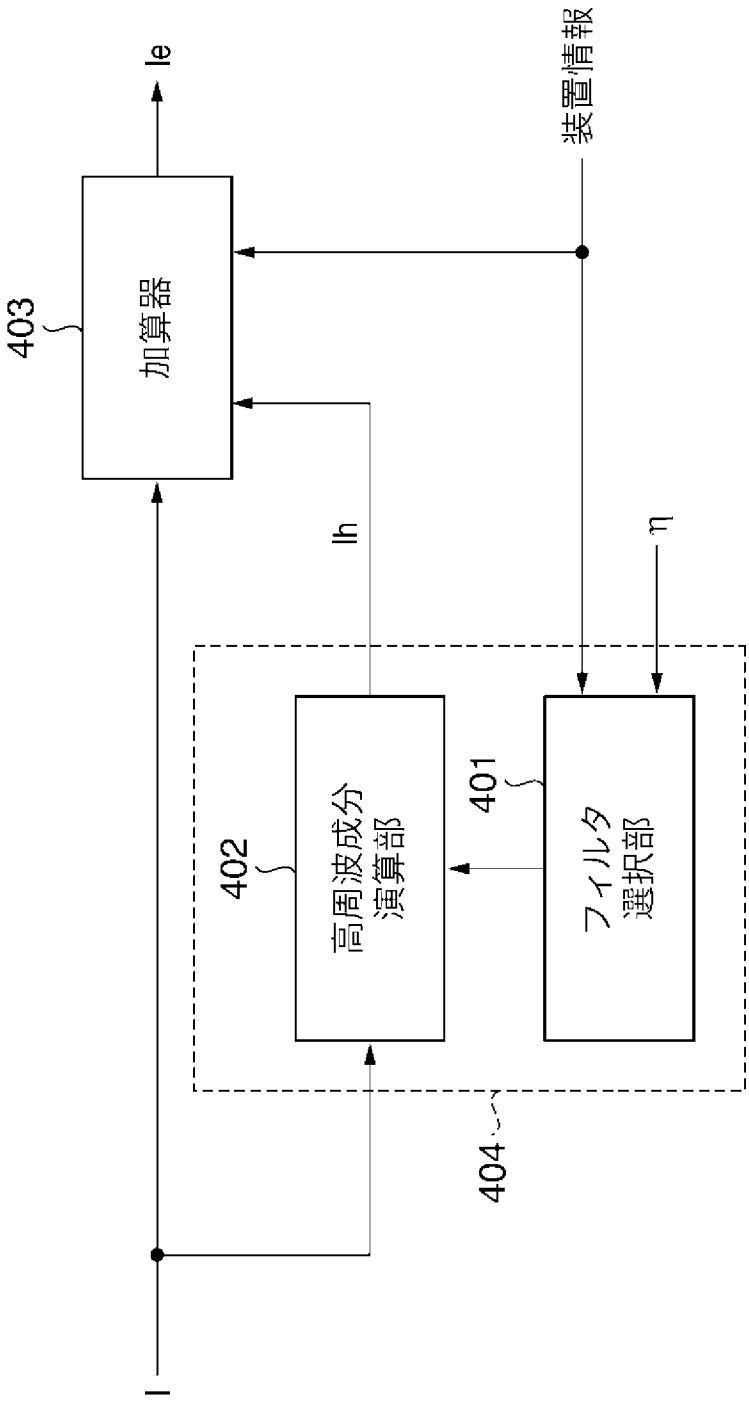
[図5]



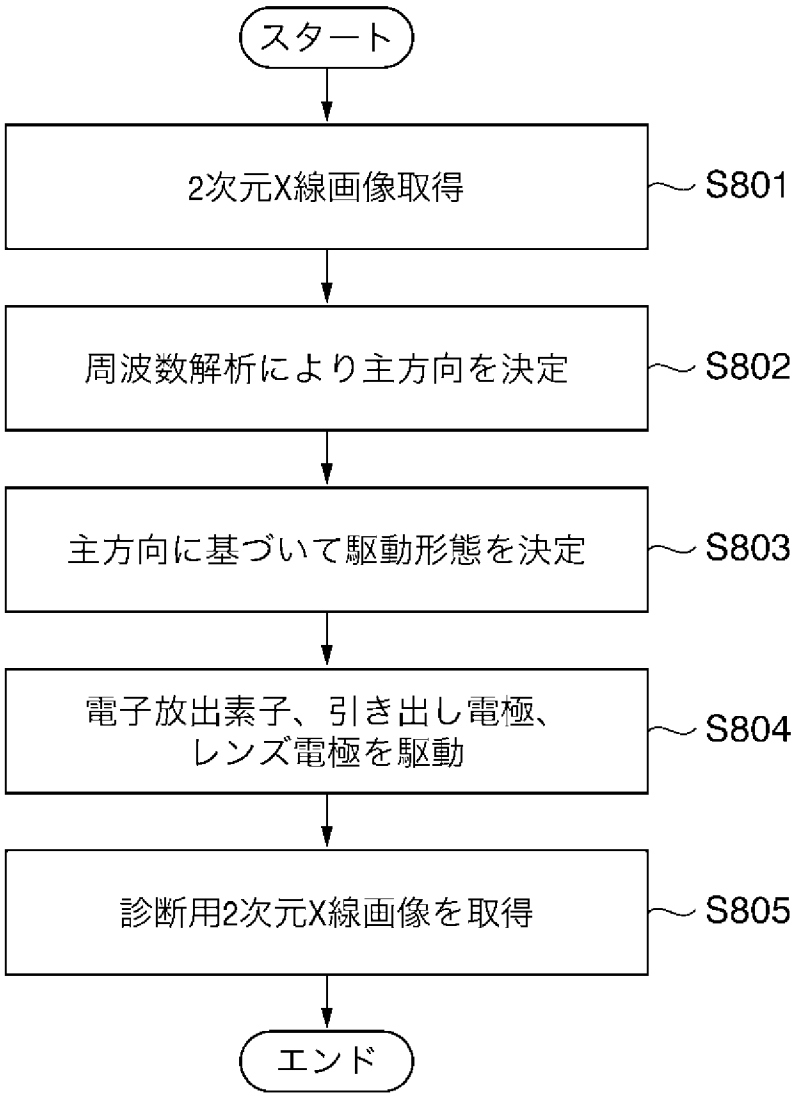
[図6]



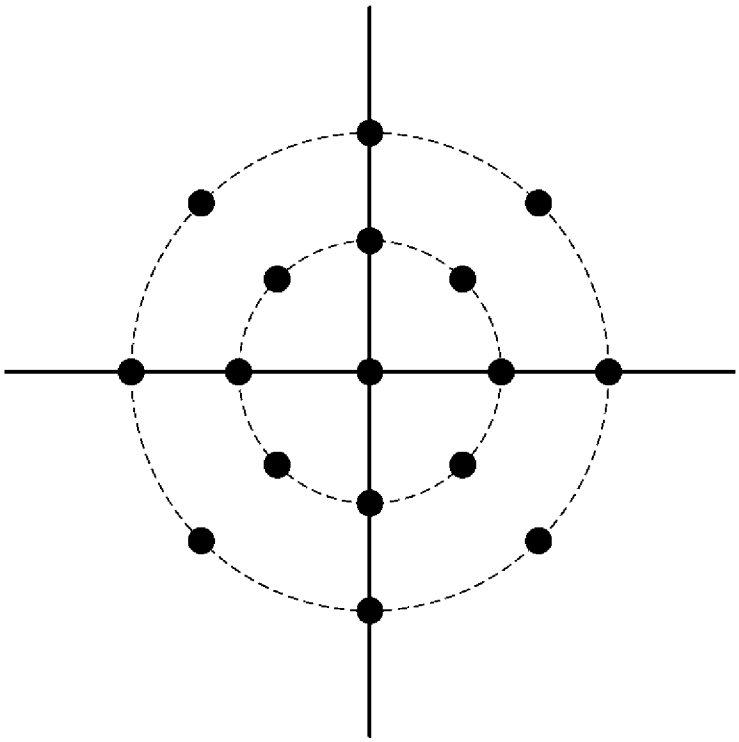
[図7]



[図8]


スタート
2次元X線画像取得
S801
周波数解析により主方向を決定
S802
主方向に基づいて駆動形態を決定
S803
電子放出素子、引き出し電極、
レンズ電極を駆動
S804
診断用2次元X線画像を取得
S805
エンド

[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/051853

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
H05G1/52(2006.01)i, *H01J35/06*(2006.01)i, *H01J35/08*(2006.01)i, *H01J35/14*(2006.01)i, *H05G1/00*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
H05G1/00-2/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2007-504636 A (Xintek, Inc.), 01 March, 2007 (01.03.07), Par. Nos. [0032], [0038]; Fig. 8 & US 2004/0114721 A1 & WO 2004/110111 A2	1,9,10,12-15 2,3,11 4-8
Y A	WO 2007/100105 A1 (Canon Inc.), 07 September, 2007 (07.09.07), Par. No. [0013] & JP 2007-265981 A	2 1,3-15
Y	JP 06-013195 A (Shimadzu Corp.), 21 January, 1994 (21.01.94), Fig. 4 (Family: none)	3,11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
18 February, 2009 (18.02.09)	03 March, 2009 (03.03.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/051853

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-100242 A (GE Medical Systems Global Technology Company L.L.C.), 04 April, 2003 (04.04.03), Figs. 10, 11 & US 2003/0002628 A1 & DE 10228545 A	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/051853

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions in claims 1-15 is a matter described in claim 1. However, the search has revealed that the matter in claim 1 is not novel (refer to document JP 2007-504636 A (Xintek, Inc.), 1 March, 2007 (01.03.07)).

Therefore, the matter cannot be considered to be a special technical feature in the second sentence of PCT rule 13.2.

As a result, it is obvious that the inventions in claims 1-15 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

the

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０５１８５３

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　H05G1/52(2006.01)i, H01J35/06(2006.01)i, H01J35/08(2006.01)i, H01J35/14(2006.01)i, H05G1/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　H05G1/00-2/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００９年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
X	JP 2007-504636 A (シンテック，インコーポレイテッド)	1,9,10,12-15
Y	2007.03.01，第32,38段落、第８図	2,3,11
A	& US 2004/0114721 A1 & WO 2004/110111 A2	4-8
Y	WO 2007/100105 A1 (キヤノン株式会社)	2
A	2007.09.07，第13段落 & JP 2007-265981 A	1,3-15

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 １８．０２．２００９	国際調査報告の発送日 ０３．０３．２００９
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３１０１ 後藤　順也 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
Y	JP 06-013195 A (株式会社島津製作所) 1994.01.21, 第４図（ファミリーなし）	3,11
A	JP 2003-100242 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003.04.04, 第10,11図 & US 2003/0002628 A1 & DE 10228545 A	1-15

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０５１８５３

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

２．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲１－１５に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲１に記載される事項である。しかし、調査の結果、請求の範囲１に記載される事項は、新規ではないことが明らかとなった（文献 JP 2007-504636 A（シンテック，インコーポレイテッド）2007.03.01参照のこと。）。

してみると、上記事項は、ＰＣＴ規則１３．２の第２文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲１－１５に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

２．☑ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。

４．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。