

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6408003号  
(P6408003)

(45) 発行日 平成30年10月17日(2018.10.17)

(24) 登録日 平成30年9月28日(2018.9.28)

(51) Int.Cl.

F 1

**A61B 6/02 (2006.01)**

A 61 B 6/02 300 F

**A61B 6/00 (2006.01)**

A 61 B 6/00 330 Z

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-536950 (P2016-536950)  
 (86) (22) 出願日 平成26年12月4日 (2014.12.4)  
 (65) 公表番号 特表2016-539709 (P2016-539709A)  
 (43) 公表日 平成28年12月22日 (2016.12.22)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2014/076474  
 (87) 國際公開番号 WO2015/086412  
 (87) 國際公開日 平成27年6月18日 (2015.6.18)  
 審査請求日 平成29年12月1日 (2017.12.1)  
 (31) 優先権主張番号 13196323.3  
 (32) 優先日 平成25年12月9日 (2013.12.9)  
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーネー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】可変遮蔽プレートを有する走査X線イメージングデバイス及び当該デバイスを動作させる方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

X線源と、  
 X線ライン検出器と、  
 照射野リミッタアレンジメントと、  
 観察ボリュームと、

前記X線源及び前記X線ライン検出器の少なくとも一方に結合され、X線ビームの少なくとも一部で前記観察ボリューム内の関心領域を走査するように走査動作を行うための移動機構と、

を含み、

前記X線源は、前記X線ライン検出器に向けて、前記X線ビームを放射し、

前記観察ボリュームは、前記X線源と前記X線ライン検出器との間に配置され、

前記照射野リミッタアレンジメントは、前記X線源と前記観察ボリュームとの間に配置され、

前記照射野リミッタアレンジメントは、少なくとも2つの可変遮蔽プレートと、変位機構とを含み、

前記少なくとも2つの可変遮蔽プレートは、前記変位機構によって、前記X線ビームの中心軸に対して、前記X線ビームの少なくとも一部が通過する前記少なくとも2つの可変遮蔽プレート間の開口の横断面を変化させるように、変位させられ、

前記少なくとも2つの可変遮蔽プレートは、前記変位機構によって、互いから独立して

10

20

変位させられ、

前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレートの独立変位は、均一線量レベル分布を達成するよう、前記走査動作中に、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレート間の前記開口が、最初に、より大きい横断面となるように連続的に開かれ、次に、より小さい横断面となるように連続的に再び閉じられるように、前記変位機構によって制御される、走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

**【請求項 2】**

前記 X 線ライン検出器は、前記 X 線ビームに直交するライン方向に配置される複数の X 線検出器要素ラインを含み、前記変位機構は、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレートのそれぞれを、前記ライン方向に直交する方向において変位させる、請求項 1 に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

10

**【請求項 3】**

前記 X 線ライン検出器は、7 本よりも多くの X 線検出器要素ラインを含む、請求項 2 に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

**【請求項 4】**

前記 X 線源及び前記 X 線ライン検出器は、前記 X 線ビームの中心軸が、前記中心軸に直交する軸の周りを回転させられるように、前記移動機構に結合される、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

**【請求項 5】**

前記移動機構は、前記 X 線ビームで前記観察ボリューム内の関心領域を走査するために、前記観察ボリューム内の前記 X 線ビームの前記中心軸を変位させるように、前記 X 線ビームを移動させる、請求項 4 に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

20

**【請求項 6】**

前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレートのそれぞれは、X 線を実質的に吸収する、請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイス。

**【請求項 7】**

請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の走査マンモグラフィ X 線イメージングデバイスの作動方法であって、

前記 X 線ビームの少なくとも一部で前記観察ボリューム内の関心領域を走査するように走査動作を行うように、前記移動機構を制御するステップと、

30

均一線量レベル分布を達成するために、前記走査動作中に、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレート間の前記開口が、最初に、より大きい横断面となるように連続的に開かれ、次に、より小さい横断面となるように連続的に再び閉じられるように、前記変位機構を制御するステップと、

を含む、方法。

**【請求項 8】**

前記変位機構は、前記走査動作中、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレート間の前記開口の中心が、前記 X 線ライン検出器に対して移動するように制御される、請求項 7 に記載の方法。

**【請求項 9】**

前記走査動作中の画像取得手順の始まりにおいて、前記変位機構は、前記 X 線ライン検出器の第 1 の端により近くにあり、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレート間の前記開口を通じて照射される X 線検出器要素ラインの数が、前記第 1 の端から離れて照射される X 線検出器要素ラインの数よりも小さいように制御され、前記走査動作中の画像取得手順の終わりにおいて、前記変位機構は、前記 X 線ライン検出器の前記第 1 の端とは反対側の第 2 の端により近くにあり、前記少なくとも 2 つの可変遮蔽プレート間の前記開口を通じて照射される X 線検出器要素ラインの数が、前記第 2 の端から離れて照射される X 線検出器要素ラインの数よりも小さいように制御される、請求項 7 又は 8 に記載の方法。

40

**【請求項 10】**

前記少なくとも 2 つの遮蔽プレート間の前記開口の横方向における変位速度は、当該開

50

口を通過するX線ビームの一部が、X線検出器の表面のある位置において、前記X線ビームが前記X線検出器自体の動きよりも早く移動するような速度で横方向に変位するよう、十分に高い、請求項7乃至9の何れか一項に記載の方法。

【請求項11】

コンピュータによって実行されると、前記コンピュータに、請求項7乃至10の何れか一項に記載の方法を行うように命令するコンピュータ可読コードを含む、コンピュータプログラム。

【請求項12】

請求項11に記載のコンピュータプログラムが記憶される、コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査X線イメージングデバイスと、当該デバイスを動作させる方法とに関する。更に、本発明は、本発明の方法を実行するためのコンピュータ可読コードを含むコンピュータプログラムプロダクトと、当該コンピュータプログラムプロダクトが記憶されているコンピュータ可読媒体とに関する。

【背景技術】

【0002】

X線イメージングは、物体の関心領域内の内部構造に関する情報を得るために、様々な技術分野に適用されている。例えば患者の体内の内部構造に関する情報を得るために、医用X線イメージングデバイスが使用される。

20

【0003】

基本的に、X線イメージングデバイスは、少なくとも、関心領域がその中に置かれる観察ボリュームの両側に配置されるX線源及びX線検出器を含む。

【0004】

静的アプローチでは、X線源及びX線検出器は共に、固定位置に配置され、X線源から来るX線は、観察ボリューム内の関心領域を通して送信され、その内で部分的に減衰され、その後、X線検出器によって検出される。このようなアプローチでは、X線検出器は、通常、2次元マトリクスに配置される複数の検出器要素を有する2次元X線検出器である。このようなアプローチでは、視野は、通常、2次元X線検出器のサイズによって決定される。

30

【0005】

代替アプローチでは、X線源及びX線検出器のうちの少なくとも一方が、画像取得手順中、静止せずに、動作させられる。このようなアプローチでは、X線検出器は、通常、関心領域の横断面よりも大幅に小さく、そのため、関心領域全体の画像が、関心領域のすべての副領域について同時に取得されない。したがって、このような動的アプローチでは、全体画像は、関心領域に沿って、X線ビーム及び/又はX線検出器を連続的に走査することによって取得される。関心領域の副領域のそれぞれについて、画像情報が連続的に取得され、全体画像は、すべての副領域の画像情報を組み合わせることによって得られる。例えば一次元マトリクスとして配置される、即ち、線に沿って配置される複数のX線検出器要素を含むX線ライン検出器を使用して、検出器のライン方向に垂直な方向に、X線ライン検出器を走査することによって、関心領域の全体画像が取得される。

40

【0006】

このような走査アプローチの更なる改良された実施形態では、X線検出器が、单一のX線ライン検出器を含むだけでなく、走査方向に対して、1つの検出器が別の検出器の背後にあるように配置される複数のX線ライン検出器も含む。このようなアプローチでは、関心領域の副領域の大部分は、单一のX線ライン検出器によって走査されるだけでなく、画像取得手順中、当該副領域の画像情報は、複数のX線ライン検出器によっても連続的に取得される。

【0007】

50

例えば国際特許公開公報WO 2007/050025 A2は、X線装置が、焦点から出るX線を生成するX線源と、マルチスリットコリメータと、ライン検出器アセンブリと、コリメータと検出器アセンブリとの間に配置される照射ボリュームとを含む、X線イメージングに関連する方法及びアレンジメントについて開示している。ライン検出器アセンブリは、複数のX線検出器要素ラインを含む。X線源、コリメータ及び検出器アセンブリは、各検出器ラインが、対応するコリメータスリットと一直線になり、照射ボリュームに対する走査動作によって同時に変位可能であるように、直列に配置される。

#### 【0008】

しかし、従来の走査X線イメージングのアプローチでは、少なくとも、関心領域内の幾つかの副領域の画像情報を取得する際に、過剰なX線線量被ばくのリスクがあることが観察されている。このようなX線の過剰被ばくの問題は、特に、短い走査距離又は角度しかない応用において生じる。更に、X線画像取得中に、患者動作によるモーションブラーのリスクもある。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0009】

したがって、画像取得中のX線線量被ばくを減少させると共に、高品質のX線画像を取得することを可能にする走査X線イメージングデバイスと当該デバイスを動作させる方法とが必要である。更に、当該方法を実行するようにコンピュータに命令するコンピュータプログラムプロダクトと、当該コンピュータプログラムプロダクトが記憶されているコンピュータ可読媒体とが必要である。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

このような必要は、独立請求項の主題によって満たされる。本発明の更なる実施形態は、従属請求項及び以下の明細書に規定される。

#### 【0011】

本発明の第1の態様によれば、走査X線イメージングデバイスが提案される。当該デバイスは、X線源と、X線ライン検出器と、照射野リミッタアレンジメントと、観察ボリュームとを含む。X線源は、Xライン検出器に向けて、X線ビームを放射する。観察ボリュームは、X線源とX線ライン検出器との間に配置される。照射野リミッタアレンジメントは、X線源と観察ボリュームとの間に配置される。更に、好適には、X線源と観察ボリュームとの間に、コリメータが配置され、X線感応ライン検出器のX線感応要素に応じてX線照射野が成形される。照射野リミッタアレンジメントは、少なくとも2つの可変遮蔽プレートと、変位機構とを含む。遮蔽プレートは、変位機構によって、X線ビームの中心軸に対して、X線ビームの少なくとも一部が通過する遮蔽プレート間の開口の横断面及び/又は位置を変化させるように、変位させられる。更に、遮蔽プレートは、変位機構によって、互いから独立して変位させられる。

30

#### 【0012】

一実施形態によれば、X線ライン検出器は、X線ビームに直交するライン方向に配置される複数のX線検出器要素ラインを含む。変位機構は、各遮蔽プレートを、ライン方向に直交する方向において変位させる。つまり、X線ライン検出器は、複数の検出器要素ラインを含み、各ラインは、走査方向に直交するように配置され、また、検出器要素ラインは、X線検出器の走査方向に沿って、1つのラインが別のラインの背後にあるように配置される。X線検出器の走査方向は、関心領域全体のX線画像を取得するための走査動作中に、X線検出器が移動させられる方向である。遮蔽プレートは、検出器アレンジメントのラインに直交して変位可能である。即ち、例えば走査方向に実質的に平行又は逆平行に変位可能である。

40

#### 【0013】

特に、このような実施形態では、X線ライン検出器は、走査動作中に、十分な画質の画像情報を取得するために必要であるよりも多くのX線検出器要素ラインを含む。つまり、

50

例えば走査速度に応じて、関心領域の各副領域の画像情報を取得するために、7本のX線検出器要素ラインの使用で十分である場合がある。走査手順中、各X線検出器要素ラインは、対応する副領域の画像情報を連続的に取得し、当該副領域の最終画像情報は、十分な全体画質を有する、これらの7本すべてのX線検出器要素ラインの情報に基づいて得られる。しかし、X線ライン検出器は、7本のX線検出器要素ラインしか含まないわけではなく、例えば28本のX線検出器要素ラインといったように、もっと多くのラインを含む。

#### 【0014】

本発明の一実施形態によれば、X線源及びX線ライン検出器は、X線ビームの中心軸が、当該中心軸に直交する軸の周りを回転させられるように、移動機構に結合される。つまり、走査動作中、X線源及びX線ライン検出器は、移動機構によって、走査動作中、両方の構成要素のどちらも静止しておらず、両方の構成要素が、X線源によってX線ビームがX線検出器に向かう方向に放射され、また、特に、当該X線ビームの中心軸が回転させられる、即ち、その方向を変更するように、同期して移動させられるように、移動させられる。例えばX線源及びX線ライン検出器は共に、介在する観察ボリュームの両側における2つの位置において、共通のアーム上に配置される。X線源及びX線ライン検出器と一緒にされるアームは、走査動作では、旋回する。

#### 【0015】

このような実施形態において、移動機構は、X線ビームで観察ボリューム内の関心領域を走査するために、観察ボリューム内のX線ビームの中心軸を変位させるように、X線ビームを移動させる。つまり、移動機構によって行われる走査動作において、X線ビームは、回転させられるだけでなく、その中心軸も、走査動作中、X線ビームが、関心領域の様々な副領域のそれぞれを通過するように、観察ボリューム内で横方向に変位させられる。

#### 【0016】

一実施形態によれば、各遮蔽プレートは、X線を実質的に吸収する。例えば遮蔽プレートは、鉛といった重金属を含み、また、少なくとも70%、好適には少なくとも90%の入射X線を吸収するために、十分な厚さを有する。

#### 【0017】

本発明の一実施形態によれば、X線イメージングデバイスは、走査マンモグラフィX線イメージングデバイスである。例えばデバイスは、女性の乳房を観察ボリューム内で支持し、乳房内の関心領域を走査するように、X線源及び/又はX線検出器を乳房に対して移動させる。具体的には、マンモグラフィX線イメージングデバイスは、異なる視野角から少なくとも2つの画像を取得することによって、時に、ステレオイメージングと呼ばれる準3Dイメージングを提供する。このような準3Dイメージングは、例えば生検針が女性の乳房といった体の一部に入れられる間に、当該生検針が観察される必要のある生検モニタリングにおいて、特に有益である。

#### 【0018】

本発明の第2の態様によれば、上記X線イメージングデバイスを動作させる方法が提案される。当該方法は、X線ビームの少なくとも一部で観察ボリューム内の関心領域を走査するように走査動作を行うように、移動機構を制御するステップと、走査動作中に、遮蔽プレート間の開口が、最初に、より大きい横断面となるように連続的に開かれ、次に、より小さい横断面となるように連続的に再び閉じられるように、変位機構を制御するステップとを含む。つまり、走査動作中、移動機構は、X線ビームが、関心領域のすべての副領域を連続的に通過するように、即ち、X線ビームが走査されるように、X線源及び/又はX線ライン検出器を移動させる。当該走査動作と同時に、照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレートが、変位機構を使用して、最初に、遮蔽プレート間の開口が最小開口から最大開口横断面になるように連続的に拡大され、次に、走査動作の終わりに向かって、当該開口が最小横断面となるように、連続的に再び閉じられるように、変位させられる。以下に説明されるように、走査動作と照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレートの変位とのこのような組み合わせは、画像取得中のX線被ばく線量を最小限に抑え、また、追加的に、関心領域の全体により均一な画質を提供する。

10

20

30

40

50

## 【0019】

一実施形態によれば、変位機構は、走査動作中、照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレート間の開口の中心が、X線ライン検出器に関係なく、移動するように制御される。つまり、走査動作中、照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレートは、変位機構を使用して、遮蔽プレート間の開口が、X線ライン検出器に実質的に平行な平面において横方向に移動し、したがって、X線ライン検出器に対して移動するように移動させられる。したがって、当該開口を通過するX線ビームの一部が、X線ライン検出器の表面に沿って移動させられる。したがって、走査動作中、X線源によって放射されるX線ビームの一部が、関心領域を走査させられるだけでなく、X線ライン検出器の表面のX線ビームの当該部分によって照射される部分的領域も、走査動作手順中に、当該表面に沿って移動する。

10

## 【0020】

一実施形態によれば、変位機構は、走査動作中の画像取得手順の始まりにおいて、X線検出器の第1の端のより近くにおいて、遮蔽プレート間の開口を通じて照射されるX線検出器要素ラインの数が最小であるように制御され、また、変位機構は、走査動作中の画像取得手順の終わりにおいて、X線検出器の第1の端とは反対側の第2の端のより近くにおいて、遮蔽プレート間の開口を通じて照射されるX線検出器要素ラインの数が最小であるように制御される。ここでは、第1及び第2の端は、必ずしも、走査動作の方向に関連するわけではない。つまり、画像取得手順において、変位機構は、始まりにおいて、照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレート間の開口が、最小横断面を有するように制御され、したがって、X線ライン検出器上で照射されるX線検出器要素ラインの数は最小である。画像取得手順中、変位機構は、次に、遮蔽プレート間の開口を更に開き、画像取得手順の終わりに向かって、開口を連続的に再び閉じるように制御される。しかし、当該開閉処理において、開口の中心は、静止せず、画像取得手順の始まりにおいて、X線検出器の第1の端により近いX線検出器要素が照射される一方で、画像取得手順の終わりにおいて、X線検出器の第2の反対側の端により近いX線検出器要素が照射されるように、X線ライン検出器の表面に沿って移動する。

20

## 【0021】

更なる実施形態によれば、走査動作中に、X線検出器を移動させる移動速度は、走査動作中に、X線検出器の動きによって生成される、遮蔽プレート間の開口を通過するX線ビームの一部が表面上を変位する移動速度よりも小さい。つまり、照射野リミッタアレンジメントの遮蔽プレートは、遮蔽プレート間の開口の横方向における変位速度が、当該開口を通過するX線ビームの一部が、X線検出器の表面のある位置において、X線ビームがX線検出器自身の動きよりも早く移動するよう当該速度で横方向に変位するように、十分に高いように変位される。したがって、X線検出器と、照射野リミッタアレンジメントの開口を通過するX線ビームの一部とは共に、走査動作中、横方向に移動するが、通過するX線ビームの一部は、X線検出器よりも高い速度で、移動させられ、したがって、X線検出器に対して変位させられる。

30

## 【0022】

更なる実施形態によれば、X線イメージングデバイスは、上記実施形態による方法を行う。

40

## 【0023】

第3の態様によれば、本発明は、コンピュータによって実行されると、当該コンピュータに、上記実施形態による方法を行うように命令するコンピュータ可読コードを含むコンピュータプログラムプロダクトに関する。コードは、任意のコンピュータプログラミング言語のコンピュータ可読命令を含む。

## 【0024】

本発明の第4の態様によれば、上記コンピュータプログラムプロダクトが記憶されるコンピュータ可読媒体が提案される。コンピュータ可読媒体は、例えばCD、DVD、フラッシュメモリ等といった、コンピュータ可読コードが記憶される任意の媒体であってよい。

50

**【0025】**

簡単に要約すると、本発明の実施形態の基礎となっている発想は、特に、次の考え及び観察に基づいているものとして理解される。即ち、X線イメージング中、特に、走査X線マンモグラフィ中のX線線量及び局所物体被ばく時間を減少するために、両方の遮蔽プレートが、連結していないやり方で移動できる新しいタイプの可変照射野リミッタを使用することが提案される。当該遮蔽プレートの移動を特定の方法で制御することによって、可変照射野エミッタを通過するX線ビームの一部によって照射される関心領域の一部が、患者に当たられる全体の線量が減少され、イメージング品質が実質的に均等である及び/又は向上されるように調節される。

**【0026】**

10

なお、本発明の実施形態の可能な特徴及び利点は、本明細書において、部分的に走査X線イメージングデバイスに関して、また、部分的に当該デバイスを動作させる方法に関して説明される。当業者であれば、イメージングデバイスの特徴と、当該方法の特徴とは、本発明の更なる実施形態になるように、適切な方法で組み合わされても、置換されても又は適応されてもよいことは認識するであろう。

**【図面の簡単な説明】****【0027】**

以下、本発明の実施形態について、添付図面を参照して説明されるが、当該説明及び図面は、いずれも、本発明を限定するものと解釈されない。

**【0028】**

20

**【図1】**図1は、本発明の一実施形態が適用される走査マンモグラフィX線イメージングデバイスを概略的に示す。

**【図2】**図2は、本発明の一実施形態が適用される走査マンモグラフィX線イメージングデバイスを概略的に示す。

**【図3(a)】**図3(a)は、走査動作の1つの段階にある固定遮蔽プレートを含む従来の照射野リミッタアレンジメントを有する走査X線イメージングデバイスを示す。

**【図3(b)】**図3(b)は、走査動作の1つの段階にある固定遮蔽プレートを含む従来の照射野リミッタアレンジメントを有する走査X線イメージングデバイスを示す。

**【図3(c)】**図3(c)は、走査動作の1つの段階にある固定遮蔽プレートを含む従来の照射野リミッタアレンジメントを有する走査X線イメージングデバイスを示す。

30

**【図4】**図4は、図3のデバイスの動作原理を示す。

**【図5】**図5は、図3のデバイスの線量レベル分布を示す。

**【図6】**図6は、本発明の一実施形態による2つの可変遮蔽プレートを含む照射野リミッタアレンジメントを有する走査X線イメージングデバイスを概略的に示す。

**【図7(a)】**図7(a)は、図6のデバイスの動作原理を示す。

**【図7(b)】**図7(b)は、図6のデバイスの動作原理を示す。

**【図7(c)】**図7(c)は、図6のデバイスの動作原理を示す。

**【図7(d)】**図7(d)は、図6のデバイスの動作原理を示す。

**【図8】**図8は、図7のデバイスの動作原理を示す。

**【図9】**図9は、図7のデバイスの線量レベル分布を示す。

40

**【0029】**

図面は、概略に過ぎず、縮尺通りではない。図面全体を通して、同一の参照符号は、同一又は同様の特徴を指している。

**【発明を実施するための形態】****【0030】**

図1及び図2は、本発明の実施形態の原理が適用される走査マンモグラフィX線イメージングデバイス100を示す。走査マンモグラフィX線イメージングデバイス100は、デジタルマンモグラフィ用の2次元投影画像を取得するように適応されたマルチスリットX線スキャナである。患者が、細いX線ビーム145の束によって照射される。各X線ビームは、X線ライン検出器150の対応する検出器要素ライン155によって検出される

50

。各ビームは、典型的には、数センチメートル、例えば4 cmの幅と、數十分の1マイクロメートル、例えば50 μmの横幅(across)である長方形の横断面を有する。細いX線ビーム145は、X線源110によって放射された最初のX線ビーム115を、コリメータ120に通すことによって生成される。このコリメータ120は、スリットとも呼ばれる細い線状のアーチャを幾つか有する金属プレートである。各スリットに対して、X線ライン検出器150には、1つの対応する検出器要素ライン155がある。当該ライン155は、検出器要素用の画素検出器の一次元シリコンアレイである。ライン155は、実質的には、患者の同じ領域を走査するように配置され、これにより、冗長情報がもたらされ、ノイズ減少が可能になる。10 図1では、ライン検出器155は、X線ライン検出器150のアセンブリに取り付けられる。照射対象の女性の乳房が、圧縮プレート140を用いて圧縮される。X線源110及びX線ライン検出器150は、同じアーム101に結合され、圧縮プレート140とX線ライン検出器150との間の観察ボリューム135の両側に配置される。図1及び図2に示される例では、アーム101は、X線源110の近くに位置付けられるヒンジの周りを旋回する。旋回動作は、変位機構130によってもたらされる。旋回動作又は走査動作は、図2における矢印160によって示され、また、当該動作は、X線ビーム115の中心軸が、当該中心軸に直交する軸の周りを回転させられるような動作である。

#### 【0031】

図1及び図2に示されるデバイス100のような又はデバイス100に類似する走査X線イメージングデバイスにおいて、本発明の実施形態の特徴は、当該デバイスが、方向160に沿って制限された走査長さ、即ち、制限された動作距離で動作させられる場合に、患者のX線線量及び局所被ばく時間を減少させるのに役立つ。20 本発明の一実施形態による、変更された走査X線イメージングデバイスが、例えば生検標的に関連する画像を生成するのに必要なステレオ走査を行うために使用されてもよい。

#### 【0032】

具体的には、このような走査X線イメージングデバイスでは、最終画像を構築するために、特定数の検出器ライン155が必要となる。関心物体を通過するライン155が多いほど、供給されるX線線量は多くなる。多くの検出器要素ライン155を使用することは、X線源110の作業負荷を減少させること、ランダムノイズを減少できること、及び、(同じデバイスがトモシンセシスにも使用される場合、)ラインが多いほど、検出器アレンジメントはより幅広となるので、他のパラメータは一定に保ちながら、より大きいトモグラフィ角度を生成することといった様々な利点を有する。30

#### 【0033】

しかし、多くの検出器ライン155を有する幅広の検出器アレンジメントは、幾つかの不利点も有する。検出器アレンジメント全体が、すべての検出器ラインと共に通過していない画像領域、即ち、開始領域及び停止領域では、線量プロファイルがある。これは、これらの領域において、より多くのノイズを有する低画質をもたらす。特に、走査長さが、検出器アレンジメントの幅との関連で、短い場合、この影響は顕著である。

#### 【0034】

このような場合の一例は、患者支持体内で傾斜されている検出器アレンジメントを用いてステレオ画像を生成する場合である。このようなシナリオでは、画像は、可能な限り幅広であるべきだが、幾何学的理由から、走査長さは、最小に維持されなければならない。更に、X線線量被ばく及び局所被ばく時間も、最低限に維持されるべきである。40

#### 【0035】

以下において、図3乃至図9に関して、従来の走査X線イメージングデバイスと本発明による走査X線イメージングデバイスの実施形態とのデバイス構造及び動作原理における相違点について説明する。図3乃至図5は、従来のデバイスを参照し、図6乃至図9は、本発明の一実施形態によるデバイスを参照する。

#### 【0036】

具体的に、図3は、固定又は静止遮蔽プレートを有する照射野リミッタアレンジメント50

を有する、従来の走査X線イメージングデバイスの主な特徴を示し、図3(a)乃至図3(c)のシーケンスは、当該デバイスの動作原理を示す。図4及び図5は、それぞれ、通常動作中、即ち、短い走査長さの画像取得手順中、当該従来のデバイスのX線ライン検出器におけるX線検出器要素ラインが照射されるやり方と、対応する線量分布レベルとを示す。図6は、2つの可変の、即ち、変位可能な遮蔽プレートを有する照射野リミッタアレンジメントを有する、本発明による走査X線イメージングデバイスの一実施形態を示す。図7(a)乃至図7(d)のシーケンスは、当該デバイスの動作原理を示す。図8及び図9は、それぞれ、当該本発明のデバイスのX線ライン検出器のX線検出器要素ラインの放射特性と、対応する線量レベル分布とを示す。

## 【0037】

10

図3に示される従来の走査X線イメージングデバイス100と、図6及び図7に示される本発明の一実施形態による走査X線イメージングデバイスとは共に、X線源110、X線ライン検出器150、照射野リミッタアレンジメント170及び観察ボリューム135を含む。X線源110及びX線ライン検出器150は、アーム101を介して、互いに機械的に結合されている。図3、図6及び図7は、非常に概略的な図面に過ぎず、また、走査X線イメージングデバイスのこれらの基本特徴のみを示すが、当業者は、当該デバイス100が、追加の構造特徴及び要素を含んでもよく、図面に示される特徴及び要素は、図面に示されるよりもより複雑な態様で具現化されてもよいことを理解する。

## 【0038】

20

X線源110は、管焦点111を有する従来のX線管であってよい。当該焦点から、X線ビーム115が、X線ライン検出器150に向けて放射される。

## 【0039】

X線ライン検出器150は、通常、複数のX線検出器要素ライン155を含む。各ライン155は、X線ビーム115に実質的に直交するライン方向に直線状に配置される複数のX線検出器要素を含む。図3及び図6では、このライン方向は、紙面に直交する。したがって、X線ライン検出器150が、移動機構130によって、走査方向160に沿って変位させられると、幾つかのX線検出器要素ライン155が、観察ボリューム135内に位置付けられる物体の関心領域を通り走査される。

## 【0040】

30

図面に示される特定の例示的な実施形態では、X線ライン検出器150は、4つのモジュールを含み、各モジュールが、7本のX線検出器要素ラインを含む。したがって、X線ライン検出器150は、合計で、28本のX線検出器要素ライン155を含む(図面では、これらのライン155のうちの4本のみが示されている)。X線ライン検出器150の幅は、約67mmである。走査方向160沿いの走査速度は、7本のX線検出器要素のライン155を走査した後に、公称画質に達するように調整される。ここでは、公称画質は、通常、X線スクリーニングに使用される画質を指す。必要とされる画像幅は、X線ライン検出器150の平面において、93mmである。このような画像幅は、生検応用に適している。走査動作は、図示されるように、X線ライン検出器150を用いて、55mmに相当する23本のラインである。

## 【0041】

40

この例における、走査動作は、ステレオ走査であってよい。これは、2つの小さい2次元走査が、+/-15°における走査アーム101の公称角の周りで行われることを意味する。ここでは、回転軸は、管焦点111を中心とする。走査アーム101の角度スパンは、例えば12.4°~17.6°である。

## 【0042】

本明細書において説明される原理は、走査長さが検出器幅に対して短ければ、他の次元にも適している。

## 【0043】

50

上記走査長さが小さい理由は、検出器の動作が、一般に、患者支持台の全高によって制限されるからである。十分に大きい画像を作成するために、即ち、ここでは、検出器平面

において、93mmの画像を作成するために、走査速度は、所望の画質に達するのに、少ない検出器ラインからの寄与で十分であるように、遅い必要があり、また、不十分な寄与を有する取り除かれた領域が、最小限に抑えられる。実現可能なX線管負荷と、データ冗長性及び線量均一性の所望のレベルとを維持するために、少なくとも1つの検出器モジュール、即ち、少なくとも7本のX線検出器要素ラインが、関心物体を通過しなければならない。したがって、走査方向における画像サイズを増加するために、走査速度は、7本のX線検出器要素ラインの後、既に（典型的な走査型マンモグラフィ線量に比べて）公称線量レベルを与えるように、下方調整される。7本に満たないラインによって通過される物体領域は、好適には、X線線量から遮蔽されるべきである。これは、結果としてもたらされるX線画像が、所望の又は必要な画質に達しないからである。7本のX線検出器要素ラインの後、既に画像を作成するために、走査速度を減速する方法を使用することは、画像サイズと患者支持台の全高との間に実現可能な関係で終わるためには、必要である。

#### 【0044】

しかし、図3に示される従来のデバイスでは、このようなやり方は、重大な問題をもたらす。このような従来のデバイス100では、照射野リミッタアレンジメント170は、通常、固定の遮蔽プレート171、172を含み、これらの遮蔽プレート間に、固定の横断面の開口173がある。画像の中心により近い領域は、通常、必要である7本のX線検出器要素ライン155よりも多くのラインによって走査される。これは、通常、患者の組織に与えられる線量レベルだけでなく、当該組織の局所被ばく時間の両方を増大する。

#### 【0045】

図示される例では、X線ライン検出器150は、28本のX線検出器要素ラインを含む。走査長さが、検出器幅よりも長い場合、物体の中心部は、公称線量に必要とされるものよりも約4倍高い線量及び被ばく時間を受ける。しかし、例示的なデバイス100の形状が、走査長さが検出器幅よりも短いことにより、幾分、線量を制限することがある。必要な画像幅は、検出器平面において、約93mmであり、これは、55mmの走査長さを必要とする。検出器幅は、67mmと仮定される。これは、画像の中心部が、最大で24本のX線検出器要素ライン155によって走査され、 $24 / 7 = 3.4$ 倍の追加の（不必要的）線量が与えられることを意味する。この追加の倍数は、同様に、局所被ばく時間にも関連する。

#### 【0046】

図3(a)乃至図3(c)に示されるシーケンスは、固定の遮蔽プレート171、172を有する従来の走査X線イメージングデバイスの動作原理を示す。図3(a)は、7本のラインが、左側の遮蔽プレート171によって遮蔽されている開始位置を示す。図3(b)は、いずれの遮蔽プレート171、172によっても遮蔽されているX線検出器要素ライン155がない中間位置を示す。図3(c)は、7本のX線検出器要素ライン155が、右側の遮蔽プレート172によって遮蔽されている終了位置を示す。

#### 【0047】

図4は、走査動作の始まり及び終わりにおいて、7本のX線検出器要素ライン155をカットオフする通常の静止照射野リミッタアレンジメント170を有する、図3の走査X線イメージングデバイス100の動作原理を示す。図4は、矢印200によって示されるように、左から右に移動する28本のX線検出器要素ライン155を有するX線ライン検出器150を示す。グレー領域は、矢印210によって示されるように、全部で93mm、即ち、39本の検出器要素ライン155を含む、結果として生じる画像を表す。各グレー列の合計は、矢印220によって示されるように、7本のX線検出器要素ライン155によって作成される公称線量で開始し終了する線量レベル及び被ばく時間を示す。走査長さは、矢印230によって示され、検出器平面において55mmに対応する23本の検出器要素のライン155を含む。図4における非グレー領域は、標準的な静止照射野リミッタアレンジメント170によって遮蔽される検出器ライン155を示す。これは、当該領域では、画像情報を取得するためのライン155の数は、7本未満であり、したがって、画質が、公称レベルに達しないからである。矢印240は、走査動作中のステップを示す

10

20

30

40

50

。

**【0048】**

図5は、図3及び図4を参照して説明されたように走査X線画像を取得する際の線量レベル分布を示す。画像取得中に照射されるX線検出器要素ライン155の数は、線量レベルに対応し、図5において、39本のライン155を含む画像幅に亘って表される。

**【0049】**

図5から分かるように、線量レベル及び局所被ばく時間は、画像幅に亘って変化する。開始位置及び終了位置では、公称線量レベルは、7本のX線検出器要素ラインに対応するが、画像の中央では、線量レベルは、23本のX線検出器要素ラインに上昇する。したがって、固定又は静止照射野リミッタアレンジメント170を有する従来の走査X線イメージングデバイスでは、画像の中央において、過剰な線量レベル又はX線被ばくが生じ、全体の線量レベルは、十分な画質を有する走査X線画像を取得するために必要であるレベルよりも高い。10

**【0050】**

図6は、本発明の一実施形態による走査X線イメージングデバイス100を概略的に示す。構成要素の大部分は、図3の従来のデバイス100に関して上記された構成要素と同一又は同様であり、したがって、同じ参照符号で示される。

**【0051】**

しかし、図6のデバイス100は、従来のデバイスとは、照射野リミッタアレンジメント170が、静止遮蔽プレート171、172を含まないが、互いから独立して変位させる可変遮蔽プレート174、175を含む点で異なる。つまり、可変遮蔽プレート174、175は、特に、互いにに対して変位する。したがって、可変遮蔽プレート174、176間の開口176の断面積は、可変遮蔽プレート174、175を変位させることによって変化する。更に、可変遮蔽プレート174、175は、特に、開口176の中心の位置が、X線ライン検出器150に対して変位しているように変位させられる。20

**【0052】**

可変遮蔽プレート174、175のそれぞれを変位させる変位機構177が設けられている。ここでは、変位機構177は、可変遮蔽プレート174、175を、X線ライン検出器150の検出面と平行な平面において、また、X線検出器要素ライン155が方向付けられているライン方向に直交する方向178に変位させる。30

**【0053】**

図7(a)乃至図7(d)は、図6の本発明の走査X線イメージングデバイスを使用する画像取得手順の走査動作中に行われる動作ステップのシーケンスを示す。

**【0054】**

図7(a)に示される第1のステップでは、照射野リミッタアレンジメント170は、X線ライン検出器150のすべての検出器要素ライン155が遮蔽されるように制御される。即ち、照射野リミッタアレンジメント170は、完全に閉じられている。左側の遮蔽プレート174が、7本の検出器要素ライン155を遮蔽し、室内で安定している。右側の遮蔽プレート175が、左側の遮蔽プレート174のすぐ隣に配置される。検出器走査は、相対速度1で開始する。右側の遮蔽プレート175は、約16/7の相対速度、即ち、検出器の速度よりも約2倍速い速度で、変位を開始する。40

**【0055】**

検出器150が、7ステップ分、即ち、7本の検出器要素ライン155の分、移動している、図7(b)に示される第2のステップでは、左側の遮蔽プレート174は、検出器要素のライン155をもはや遮蔽していない。遮蔽プレート174、175間の開口176又は間隙は、直線運動で、即ち、一定速度で、16本の検出器要素のライン155に対して開かれる。この段階において、左側の遮蔽プレート174が、右側の遮蔽プレート175と同じ速度で、即ち、16/7の相対速度で、動き始める。

**【0056】**

検出器150が、18本の検出器要素ライン155の分、移動している、図7(c)に50

示される第3のステップでは、開口176は、依然として、16本の検出器要素ライン155に対して開かれている。この段階において、左側の遮蔽プレート174は、13本の検出器要素ライン155を遮蔽し、右側の遮蔽プレート175は、検出器要素ライン155を遮蔽しない。ここで、右側の遮蔽プレート175は、移動を停止し、室内で安定した状態に保たれる。左側の遮蔽プレート174は、同じ速度、即ち、16/7の相対速度で移動し続ける。

#### 【0057】

検出器150が、23本の検出器要素ライン155の分、移動している、図7(d)に示される第4のステップでは、開口176は、再び完全に閉じられ、すべての検出器要素ライン155が遮蔽される。検出器走査、即ち、画像取得手順は、この段階で停止する。生成される画像の幅は、39本のライン、即ち、検出器平面において約93mmである。

10

#### 【0058】

全体として、図7(a)乃至図7(d)に示される画像取得手順中、移動機構177は、X線ビームの少なくとも一部が、方向160において、観察ボリューム内の関心領域を通り走査されるように走査動作を行うように制御され、これと同時に、変位機構177は、可変遮蔽プレート174、175間の開口176が、最初に、より大きい横断面に連続的に開かれ、次に、しばらくの間、一定の横断面に保たれ、最後に、より小さい横断面に連続的に再び閉じられるように、制御される。遮蔽プレート174、175の変位動作中、これらの間の開口176は、X線ライン検出器150に対して、即ち、図7(c)に示される方向179において、連続的に移動させられる。

20

#### 【0059】

したがって、画像取得手順の始まり(図7(a)に示される段階及びその直後の段階)において、遮蔽プレート174、175は、僅かにのみ開かれ、開口176は、X線検出器150の左端により近い。次に、画像取得手順の最中(図7(b)及び図7(c)に示される段階間の段階)において、遮蔽プレート174、175は、最大限に開けられ、開口176は、X線検出器150の左端と右端との間のどこかに位置付けられる。画像取得手順の終わり(図7(d)に示される段階及びその直前の段階)において、遮蔽プレート174、175は、再び僅かにのみ開かれ、開口176は、X線検出器150の右端により近い。

#### 【0060】

30

図8は、可変遮蔽プレート174、175を含む照射野リミッタアレンジメント170を有する、図6及び図7の本発明の走査X線イメージングデバイス100の動作原理を示す。図4と同様に、図8は、矢印200によって示されるように、左から右に移動する28本のX線検出器要素ライン155を有するX線ライン検出器150を示す。グレー領域は、矢印210によって示されるように、全部で93mm、即ち、39本の検出器要素ライン155を含む、結果として生じる画像を表す。各グレー列の合計は、線量レベル及び被ばく時間を示す。

#### 【0061】

図4に示される従来例とは対照的に、本発明の実施形態によるデバイスは、矢印220によって示されるように、走査された関心領域のすべての副領域について、線量レベル及び被ばく時間を一定に保つことを可能にする。これは、画質が均一であることも意味する。本例では、線量レベル及び被ばく時間は、図9にも示されるように、常に、7本の検出器要素ライン155に対応する。走査長さは、矢印230によって示され、検出器平面において55mmに対応する23本の検出器要素ライン155を含む。図8における非グレー領域は、照射野リミッタアレンジメント170によって遮蔽される検出器ライン155を示す。これは、当該領域では、画像情報を取得するためのライン155の数は、7本未満であり、従って、画質は、公称レベルに達しないからである。矢印240は、走査動作中のステップを示す。矢印250は、38mmに対応する、16本の検出器要素ライン155である最大開口176、即ち、最大照射野リミッタ幅を示す。

40

#### 【0062】

50

図9は、図7及び図8を参照して説明されたように走査X線画像を取得する際の線量レベル分布を示す。画像取得中に照射されるX線検出器要素ライン155の数が、線量レベルに対応し、図9において、39本のライン155を含む画像幅に亘って表される。このX線検出器要素ライン155の数は、全画像幅を通して一定である。従って、可変照射野リミッタアレンジメント170を有する本発明の走査X線イメージングデバイスでは、画像の中央において、過剰な線量レベル又はX線被ばくが生じず、全体の線量レベルは、十分な画質のための必要最小限に、永久的に保たれる。

#### 【0063】

要約するに、走査X線イメージングデバイス100が提案される。当該デバイスは、特にマンモグラフィ応用に適応される。当該デバイスは、X線源110と、X線ライン検出器150と、照射野リミッタアレンジメント170と、観察ボリューム135とを含む。  
10 照射野リミッタアレンジメント170は、開口176を囲む少なくとも2つの可変遮蔽プレート174、175と、変位機構177とを含む。遮蔽プレートは、変位機構によって、X線ビーム115の中心軸に対して、当該X線ビーム115の少なくとも一部が通過する、遮蔽プレート174、175間の開口176の横断面及び位置のうちの少なくとも一方を変化させるように、変位させられる。遮蔽プレートは、変位機構177によって、互いから独立して変位させられる。当該デバイス100は、X線ビームの少なくとも一部が、観察ボリューム135内の関心領域を走査するように走査動作を行い、同時に、当該走査動作中に、遮蔽プレート174、176間の開口176が、最初に、より大きい横断面となるように連続的に開かれ、次に、より小さい横断面となるように連続的に閉じられるように、変位機構177を制御するように、動作させられる。これにより、X線線量レベル及びX線被ばく時間は、画像取得手順の全体を通して、一定に保たれ、全体の線量レベルが最小限に抑えられる。

#### 【符号の説明】

#### 【0064】

100	走査X線イメージングデバイス
101	アーム
110	X線源
115	X線ビーム
120	コリメータ
130	移動機構
135	観察ボリューム
140	圧縮プレート
145	細いX線ビームの束
150	X線ライン検出器
155	X線検出器要素ライン
160	走査方向
170	照射野リミッタアレンジメント
171	静止遮蔽プレート
172	静止遮蔽プレート
173	開口
174	左側の可変遮蔽プレート
175	右側の可変遮蔽プレート
176	開口
177	変位機構
178	変位方向
200	検出器幅
210	画像幅
220	局所線量及び被ばく時間
230	走査長

10

20

30

40

50

240 走査方向における移動ステップ  
 250 照射野リミッタ幅

【図1】

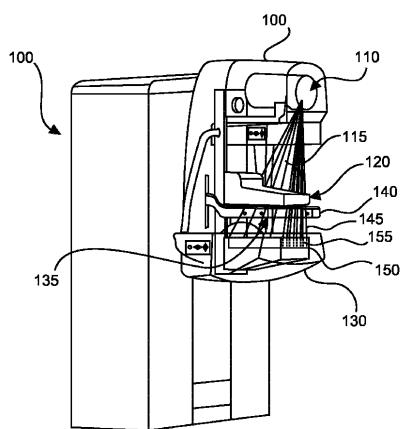


Fig. 1

【図2】

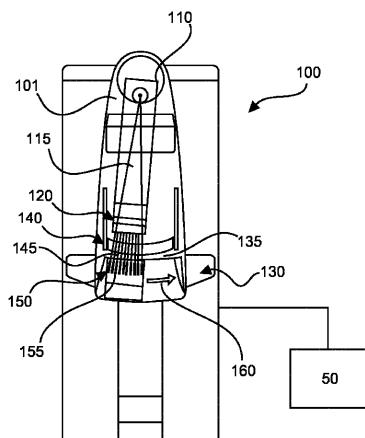
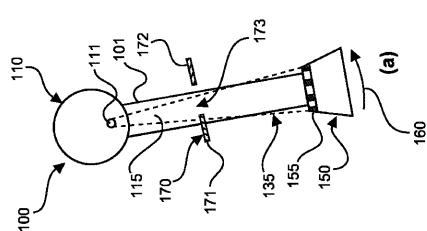
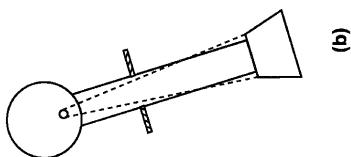


Fig. 2

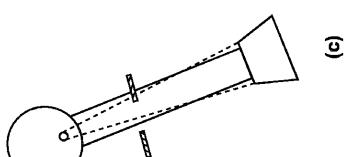
【図3(a)】



【図3(b)】



【図3(c)】



【図4】

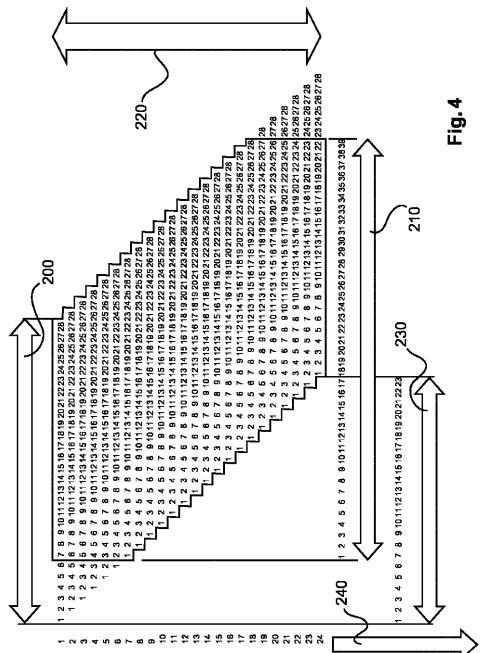


Fig.4

【図5】

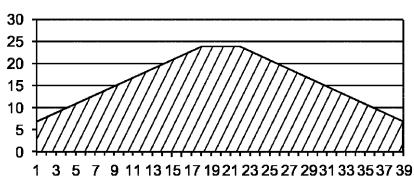


Fig.5

【図6】

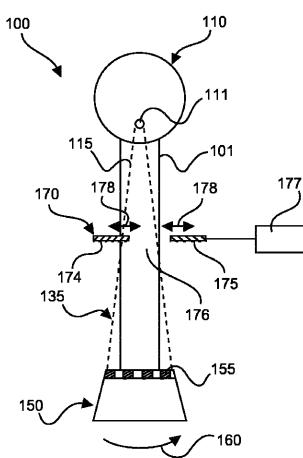
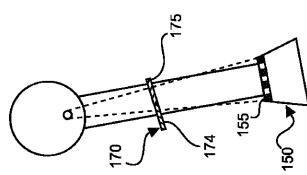


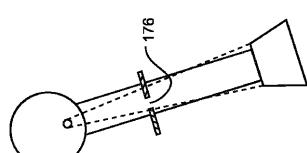
Fig.6

【図7(a)】



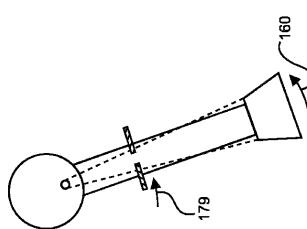
(a)

【図7(b)】



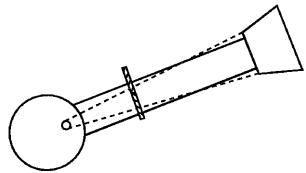
(b)

【図7(c)】

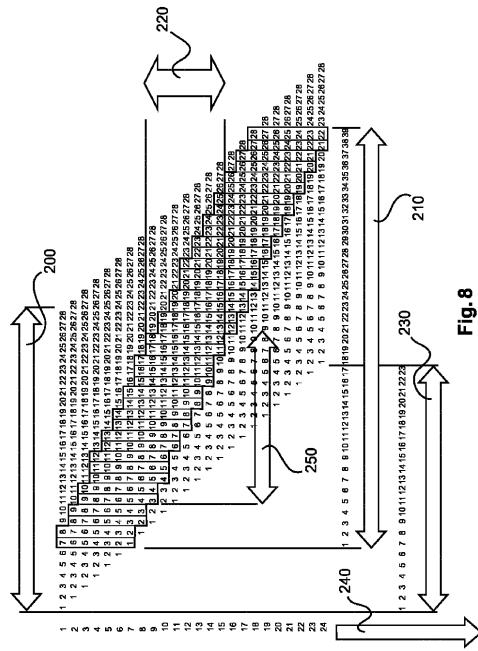


(c)

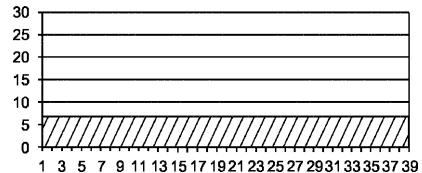
【図7(d)】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 マイルマン ペル マチアス  
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特開2009-000526(JP,A)  
特表2011-516116(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 61 B 6 / 00 - 6 / 14