

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-521035

(P2005-521035A)

(43) 公表日 平成17年7月14日(2005.7.14)

(51) Int. Cl.⁷

G01T 1/18

A61B 6/00

G01T 7/00

H01J 47/18

F I

G01T 1/18

A61B 6/00

A61B 6/00

G01T 7/00

G01T 7/00

D

300R

330Z

A

B

テーマコード (参考)

2G088

4C093

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-568439 (P2003-568439)

(86) (22) 出願日 平成15年2月14日 (2003.2.14)

(85) 翻訳文提出日 平成16年7月30日 (2004.7.30)

(86) 国際出願番号 PCT/SE2003/000249

(87) 国際公開番号 W02003/069371

(87) 国際公開日 平成15年8月21日 (2003.8.21)

(31) 優先権主張番号 0200447-1

(32) 優先日 平成14年2月15日 (2002.2.15)

(33) 優先権主張国 スウェーデン (SE)

(71) 出願人 500208058

エックスカウンター アーペー

スウェーデン、エス-182 33 ダン

デライド、スヴェールドベージェン 11

(74) 代理人 100068755

弁理士 恩田 博宣

(74) 代理人 100105957

弁理士 恩田 誠

(72) 発明者 フランケ、トム

スウェーデン国 S-191 44 ソレ

ントゥナ ヘムゴルズベージェン 2

(72) 発明者 ランタネン、ユハ

スウェーデン国 S-169 33 ソル

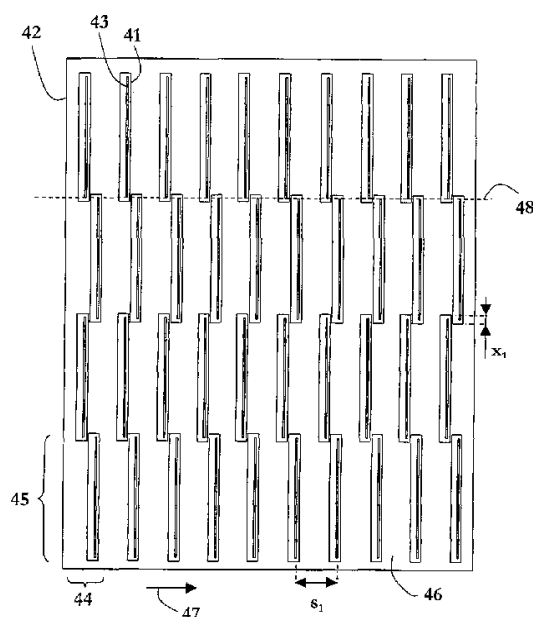
ナ フィルムガータン 23

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数のライン検出器ユニットを備える放射線検出器構成

(57) 【要約】

対象物を画像化する放射線検出器の構成は、各光線束の一次元画像を形成するように配置された、複数のライン検出器ユニット(41)を備える。この検出器ユニットは平行に配置されて、二次元アレイを構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物の二次元画像を形成するための走査ベースの放射線検出器構成であって、複数の一次元検出器ユニット(41)を備え、各一次元検出器ユニットは、対象物を介して伝達または拡散されたイオン化放射線の平坦な光線束(1)に露出され、かつ各平坦な光線束の一次元画像形成を行うように構成されて、

前記複数の一次元検出器ユニットは、互いに平行にして、かつ平坦な各光線束(1)の方向を向くように配置され、

前記一次元検出器ユニットは列(44, 61)をなし、積み重ね(45, 63)を形成するように配置され、前記列は一次元検出器ユニットに対して平行に延び、積み重ねは該列に対してほぼ直交し、各列の一次元検出器ユニットは全体で対象物を一次的に検出することが可能で、

前記走査ベース検出器構成は、一次元検出器ユニットの二次元アレイを、対象物に関して、積み重ね検出器ユニットとほぼ平行な方向に、かつ積み重ね検出器ユニット内の隣接する2個の一次元検出器ユニット間の距離(S_1)に相当する距離だけ移動させる装置(87~89、91)を備える一方、複数の一次元検出器ユニットは反復して検出を行うように構成されて対象物の二次元画像を形成し、

前記各列(44, 61)の一次元検出器ユニットは互い違いに交差して、隣接する該一次元検出器ユニット間に、列の方向に延びる重なり(X_1 、 X_2)を形成し、

前記ほぼ平行な一次元検出器ユニットの二次元アレイは、イオン化放射線の複数の平坦な光線束(1)の放射方向とほぼ直交する平面内に配置されている構成。

【請求項 2】

前記複数の一次元検出器ユニット(41)の各々は、イオン化放射線の平坦な光線束(1)が入射可能である入射スリット(43)を備え、

前記一次元検出器ユニットの列(44, 61)は、該一次元検出器ユニットの入射スリット(43)と平行で、一次元検出器ユニットの積み重ねは入射スリットと平行である請求項 1 に記載の構成。

【請求項 3】

前記複数の一次元検出器ユニットは、共通支持構造(42)上において二次元アレイに構成されている請求項 1 または 2 に記載の構成。

【請求項 4】

前記隣接する一次元検出器ユニット間の列方向に延びる重なり(X_1 、 X_2)は、少なくとも 0.1 mm である

【請求項 5】

前記隣接する一次元検出器ユニット間の列方向に延びる重なり(X_1 、 X_2)は、2~10 mm で、検査対象物を横切る「縞」から二重の測定値を得る請求項 4 に記載の構成。

【請求項 6】

前記各積み重ねの一次元検出器ユニットは、隣接する積み重ねの一次元検出器ユニットと端部同士が接触するように配置されている、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の構成。

【請求項 7】

前記複数の一次元検出器ユニットは、平坦な光線束が各検出器ユニットに対して垂直に照射し得るように配向されている請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の構成。

【請求項 8】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々は、気体ベースのイオン化放射線検出器であり、放射線光子と気体との相互作用により放出された電子が、一次元検出器ユニット内に入射した各光線束(1)とほぼ直交する方向にて抽出され得る請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の構成。

【請求項 9】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々は、その間にイオン化ガスが配置され得るほぼ

10

20

30

40

50

平坦なカソード(3)とアノード(5)と、一次元検出器ユニットの入射スリットとほぼ平行に配置された個別の読出し要素(23)からなる一次元アレイを備えた読出し構成(5)とを有し、カソードとアノードとは、イオン化ガスをイオン化するために、光線束が該カソードとアノードとの間に側方から、かつ該カソードおよびアノードと平行に、検出器ユニット内に入射し得るように配向されている請求項8に記載の構成。

【請求項10】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々は、電子なだれ増幅器を備える請求項9に記載の構成。

【請求項11】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々は、入射窓(9)と側壁(15, 16, 17)とを備え、同入射窓および側壁はカソード(3)およびアノード(5)とともに、イオン化に適切な気体または混合気体が充填され得る気密室(19)を形成する請求項9または10に記載の構成。

【請求項12】

イオン化に適切な気体または混合気体が充填され得る共有気密室を備え、該共通気密室は複数の一次元検出器ユニットの各々を封止する、請求項9または10に記載の構成。

【請求項13】

前記個別の読出し要素(23)の一次元アレイと、前記一次元検出器ユニット(41)の各々の入射スリット(43)とは、その一次元検出器ユニットの幅全体に亘って延びる請求項12に記載の構成。

【請求項14】

各列(44, 61)における一次元検出器ユニットの数は、少なくとも2個、好ましくは4~10個である請求項1乃至13のいずれか一項に記載の構成。

【請求項15】

各積み重ね(45, 63)における一次元検出器ユニットの数は、10~200個、好ましくは40~100個である請求項1乃至14のいずれか一項に記載の構成。

【請求項16】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々の入射スリットは、500 μm 未満、好ましくは100 μm 未満、より好ましくは約50 μm 以下の幅を有する請求項2に記載の構成。

【請求項17】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々の各読出し要素は、500 μm 未満、好ましくは100 μm 未満、より好ましくは約50 μm 以下の幅を有する請求項9乃至13のいずれか一項に記載の構成。

【請求項18】

前記複数の一次元検出器ユニットの各々の読出し要素の数は、少なくとも10個、より好ましくは少なくとも100個である請求項9乃至13のいずれか一項に記載の構成。

【請求項19】

各積み重ねにおける一次元検出器ユニットは、10 mm未満、好ましくは1~10 mm、最も好ましくは約5 mmだけ互いに離間されている請求項1乃至18のいずれか一項に記載の構成。

【請求項20】

前記一次元検出器ユニットの二次元アレイを、対象物に関して、積み重ね検出器ユニットとほぼ平行な方向に移動する前記装置(87~89, 91)は、積み重ね検出器ユニット内の隣接する2個の一次元検出器ユニット間の距離(S_1)の二倍に相当する距離だけ移動させるよう適合されて、複数の一次元検出器ユニットの個別読出し要素が損傷または使用不能である場合でも完全な二次元画像を形成し得る、請求項1乃至19のいずれか一項に記載の構成。

【請求項21】

10

20

30

40

50

放射線吸収材からなる上流コリメータ(51)を備え、同上流コリメータは列(53)および積み重ね(54)に配置された複数の放射線透過性スリット(52)を有し、同放射線透過性スリットの数是一次元検出器ユニットの数と一致して、前記放射線透過性スリットは、上流コリメータの放射線透過性スリットを介して伝達された平坦な光線束が各一次元検出器ユニットを照射するように、一次元検出器ユニットに対して整合され、かつ前記移動装置(87~89, 91)は一次元検出器ユニットの二次元アレイを対象物に関して移動するように適合される一方、該移動中、放射線透過性スリットと一次元検出器ユニットとの整合が保持される請求項1乃至20のいずれか一項に記載の構成。

【請求項22】

平坦な光線束を生成するX線源(81)を備え、同X線源(81)と、前記上流コリメータ(51)と、前記検出器構成とは、剛性を備えた共通の腕部(87)に対して堅固に装着された請求項21に記載の構成。 10

【請求項23】

前記移動装置(87~89, 91)は、前記対象物を移動するように適合される一方、一次元検出器ユニットの二次元アレイは静止される請求項1乃至22のうちの少なくとも一項に記載の構成。

【請求項24】

前記上流コリメータと一次元検出器ユニットの二次元アレイとの間に、検査対象物(46)を収容するための空間を備え、前記平坦な光線束は、各一次元検出器ユニットを照射する前に該空間を伝達される請求項21または22に記載の構成。 20

【請求項25】

上部圧縮板(84)および下部圧縮板(85)を備え、該双方の圧縮板の間において撮像すべき対象物である対象者の胸部(46)を圧縮することが可能で、前記対象者は、該対象者の移動(47)が同対象者の胸壁と平行または垂直になるように前記装置に対して配向するように配置される、乳房X線撮影検査の使用に適合された請求項24に記載の構成。

【請求項26】

検査対象物(46)を収容するための前記空間の上流に配置され、かつ調節可能な可変開口部を有する遮蔽装置(64)を備え、同遮蔽装置の可変開口部は、対象物の外形の迅速計測により決定された、対象物を通過しない放射線を遮蔽するように調節される請求項24または25に記載の構成。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検出対象物の二次元検出を行うための、走査ベースのイオン化放射線検出器の構成に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、気体ベースのイオン化放射線検出器は、製造が安価で、ガス増幅により信号の振幅を強力に増幅でき、高い空間解像度で検出を行うことから、非常に魅力的である。 40

気体ベースのイオン化放射線検出器の特定の種類の一つでは、光子と気体原子との相互作用によって放出された電子が、入射する放射線とほぼ直交する方向において抽出される。この手法により、非常に向上した空間解像度が達成される。

【0003】

この検出器は、一般に、平坦なカソードとアノードの構成と、このカソードとアノードの構成間に形成された空間内に配置されたイオン化ガスとを備える。この検出器は、放射線源から発せられた平坦な放射線ビームが、カソードとアノードの構成間を側方から、該カソードとアノードの構成と実質的に平行であるように検出器内に入射して、イオン化ガスをイオン化させるように構成されている。さらに、電極間に電圧を印可して、イオン化ガスのイオン化中に生成された電子を移動させ、かつ任意に増殖させる。アノードに関連 50

して読出し構成が配置されて、移動電子により誘発された電荷を検出する。

【0004】

この検出器は、瞬時に二次元画像を形成することは明らかであるが、二次元画像の形成を行うためには、検出器、および任意で放射線源を、二次元検出器アレイの横方向へ、検査すべき対象物に関して移動すると同時に、数個の読出し情報を記録する必要がある。このような走査ベースの二次元検出は、時間を要し、広大な面積を撮像する必要のある場合には实际的ではない。さらに、検査対象物がヒトまたは獣類である場合、走査中にヒトまたは獣類が移動する危険性があり、その結果、画像が役に立たないものとなるか、または少なくとも得られた空間解像度が著しく低下される。

【0005】

走査時間を短縮する目的で、フランケ等 (Frank et al) による特許文献1には、複数のライン走査を遂行し得る、積み重ねた検出器の構成が開示されている。この構成は、X線源を備え、同X線源は多数のコリメータ窓とともに平坦な扇形状のX線ビームの積み重ねを形成して、撮像すべき対象物を照射する。対象物を介して伝達されたビームは、任意にてX線ビームに整合された多数の第二コリメータ窓を通過して、積み重ね検出器に入射する。この検出器の構成は単一体として移動されて、検査されるべき対象物を走査する。

【0006】

例えば、医療用途等の用途において、撮像すべき画像の面積は50cm×50cmにもなり得る。本発明者らは、広大な面積での用途において、特許文献1に開示された積み重ね検出器の構成は、その製造と使用において实际的ではないことを見出した。製作許容差の維持が困難であり、様々な嵩を有する高解像度検出器ユニットを製作するには、高レベルの効率、均一性、および品質が必要である。

【特許文献1】米国特許第6,118,125号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従って、本発明の主な目的は、高い空間解像度にて巨大な対象物を二次元検出する、走査ベースのイオン化放射線検出器の構成を提供することにある。

この観点から、特に、嵩を形成するが、例えば医療検査に使用される大きい高品質画像を形成することが可能である検出器構成を提供する目的が存在する。

【0008】

本発明の更なる目的は、複数のライン検出器ユニットが高密度マトリックスにて構成され、かつ走査時間および走査距離が短縮された検出器構成を提供することにある。

本発明の更なる目的は、信頼度が高く、正確で安価な、寿命の長い検出器構成を提供することにある。

【0009】

本発明の更なる目的は、2個以上のライン検出器ユニットを用いて対象物の同一領域を走査することによって、換言すれば、オーバーサンプリングすることによって、使用不可能なデッド(dead)チャンネル(即ち、読出し構成の個々の読出し要素)により生じる問題を緩和した検出器構成を提供することにある。

【0010】

本発明の更なる目的は、個々のライン検出器ユニットにより対象物の各部分の短いスナップ写真(short snapshot)を記録することにより、対象物の動きによるぼやけを最小限に抑える検出器構成を提供することにある。それにより、制限された短時間中の、例えば検査下の患者の心臓鼓動等、対象物の可能な動きが、限定された数のみのライン画像に影響を与え、従って、先行技術の二次元検出器で得られる完全な二次元画像に影響を与えない。

【0011】

また、本発明の更なる目的は、オーバーサンプリング、即ち、各位置につき複数の画像

10

20

30

40

50

を記録して、異なる時間に記録された数個のライン画像を形成することによって、対象物の各位置の二次元画像を蓄積させ、従って動きによる画像のぼやけが更に低減され得る検出器構成を提供することにある。上記の数個のライン画像の全記録時において、対象物は動かない確立が最も高いものと想定される。

【0012】

さらに、本発明の更なる目的は、複数のライン検出器ユニットをマトリックスに構成して、最端部に位置するチャンネル（即ち、ライン検出器の読出し要素）間に重なりを提供して、可能な端現象、例えばライン検出器の最端部における比較的低い感度による影響が低減された、検出器構成を提供することにある。

【0013】

これらの目的は、とりわけ付随する特許請求の範囲に記載された検出器構成により達成され得る。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明者らは、高い精度で嵩を形成するのに適した比較的小さいイオン化放射線検出器ユニットを二次元アレイに構成することにより、乳房X線撮影検査にて胸部等の大きい対象物を高解像度で二次元撮像する走査ベースの検出器構成を提供し得ることを見出した。検出器ユニットは、列と積み重ねとを形成するように配置され、かつ各列において互い違いに交差するように配置されており、隣接する検出器ユニット間にて列の方向に延びる重なりが形成されている。二次元アレイは、入射するイオン化放射線の放射方向とほぼ直交する平面内に配置されている。

【0015】

本発明の更なる特徴と利点は、以下の本発明の好ましい実施形態の詳細な説明と、添付の図1～図7にて明白になるであろう。この詳細な説明および図面は例示を目的とし、従って本発明を限定することを意図するものではない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図1～3を参照すると、本発明の走査ベースの検出器構成に使用される検出器ユニットの、断面側面図、コリメータの一部が除去された正面図、および平断面図が示されている。この検出器ユニットについて、以下簡単に説明する。

【0017】

検出器ユニットは、カソード構成3とアノード構成5との間において平坦なX線ビーム1が側方から入射し得るように配向されている。検出器ユニット前面には、スリット形状のコリメータ7と放射線透過性の窓9とが設けられ、検出器ユニットに入射するX線ビームのための入口を形成している。スリット形状のコリメータ7は、検出器ユニットの入口側に接着され、かつ内部に細いスリットが食刻されたタングステン等の薄い金属フォイルであってもよい。放射線透過性の窓9は、薄いプラスチックまたは炭素繊維のフォイルであってもよい。

【0018】

各電極構成3, 5は、導電性の電極層11, 13を備え、同電極層11, 13は、各々、誘電体基板12, 14により支持されている。電極構成3, 5は、カソード層11とアノード層12とが互いに対向するように配向されている。電極構成3, 5は、平坦な矩形をなし、かつ互いに平行であることが好ましい。アノード構成3とカソード構成5とは、金属被覆されたガラス板であってもよい。これに代わって、カソード層11はドーブされたケイ素で、ガラス製の誘電体基板に接着されていてもよい。

【0019】

電極構成3, 5および窓9は、側壁15, 16, 17と共に気密室を形成し、この室内に気体または混合ガスを充填することが可能である。代替的に、電極構成3, 5を外部気密ケーシング（図示せず）内に配置してもよい。イオン化ガスまたは混合ガスは、例えばクリプトンと二酸化炭素、またはキセノンと二酸化炭素を含み得る。この気体は、好まし

10

20

30

40

50

くは 1 ~ 20 気圧の圧力下に置かれてもよい。

【0020】

側壁 15, 16, 17 は、図 1 に符号 21 にて示す切り欠きを備え、この切り欠きにより側壁は、電極構成 3, 5 の縁部の少なくとも一部に沿ってスペーサまたは支持部として働いて、カソード 11 とアノード 13 とを良好な距離にて離間させる。これに代わって、カソード構成 3 とアノード構成 5 との間に、別個のスペーサを設けてもよい。

【0021】

高電圧 DC 電源ユニット（図 1 ~ 図 3 に図示せず）が設けられて、カソード 11 とアノード 13 とを適切な電位に維持して、電極間の室 19 内に電場を形成し、内部の電子およびイオンを移動、かつ任意に増幅する。使用中、カソード 11 は負電圧 - V_1 に維持される一方、アノード 13 は接地されることが好ましい。

【0022】

検出器ユニットはさらに読出し構成を備え、アノード 13 の方向へ移動される電子、および / またはカソード 11 の方向へ移動される電子を検出する。読出し構成は、図 1 ~ 図 3 に図示されるように、アノード構成 5 自体を備える。代替的に、アノード 13 またはカソード 11 に隣接して、もしくは別の場所にて、別個の読出し構成を配置してもよい。

【0023】

一次元画像形成能力を提供するために、アノード / 読出し層 13 は、導電性または半導体からなる要素、即ち細長片 23 のアレイを備え、同細長片は誘電体基板 14 上で互いに隣接して配置され、かつ互いに電氣的に絶縁されている。検出画像の視差を補償して、空間解像度を向上させるために、アノード / 読出し細長片は、その各位置において X 線ビームの入射光子の方向に対してほぼ平行に延びている。従って、点源から発したビームが拡散することを想定すると、アノード / 読出し細長片 23 は扇形状に配置される。

【0024】

代替的なアノード / 読出し構成の形態（図示せず）では、細長片は入射する X 線の方
向においてさらにセグメントに分割される。これらのセグメントは互いに電氣的に絶縁され、プロセス電子機器に対して個別に接続される。このような読出し構成は、放射線のエネルギー解像検出に使用され得る。これについては、特に 2000 年 3 月 31 日出願の「Spectrally resolved detection of ionizing radiation」と題名された本発明者らによるスエーデン特許出願公開公報第 0001167-6 において言及されている。

【0025】

各アノード / 読出し細長片は、読出しおよび信号処理装置（図 1 ~ 図 3 に図示せず）に接続されることが好ましく、各細長片からの信号は別々に処理され得る。細長片はアノードも構成するため、適切なカップリングにより分離される必要がある。

【0026】

一次元読出しが別個の装置である場合、アノード層 13 は、細長片を有さない単電極として形成されることが明らかである。

図 1 および図 2 において、電極層 11 と電極層 13 との間の距離は、説明を目的として相当誇張されていることが理解されよう。検出器ユニットの寸法の例として、幅 40 mm、厚さ 2 mm、深さ 35 mm であり、それに対して電極間距離は、0.05 ~ 2 mm であり得る。検出器ユニットに入射する放射線シートの厚さを構成するコリメータスリットの幅 w は、僅か 10 μ m、または 2 mm 以上であってもよい。

【0027】

各読出し細長片 23 は、10 cm ~ 2 m の幅を有してもよい。このことは、1 個の検出器ユニット内で、数百または数千、即ち図示されているよりも多数の細長片を互いに隣接して配置し得ることを示唆している。

【0028】

作動中、X 線は、コリメータスリットを介して、カソード構成 3 と平行に、かつ近接して検出器内に入射する。X 線は、指数確率分布に従って検出器ユニット内の気体と相互作用し、この相互作用によって X 線の大部分は気体室内で早期に変換されるであろう。平均

相互作用長は、一般に 10 ~ 100 mm であり得る。

【0029】

相互作用中、X線光子25はそのエネルギーを気体原子内の電子に伝達し、該電子は光子効果、コンプトン（Compton）散乱、および/またはオーガー（Auger）効果として公知のプロセスを経て原子から放出される。この電子は気体中を移動して、新たな気体原子と衝突することにより、最終的に全エネルギーが消失してプロセスが停止するまで、より多数の電子を解放する。このプロセスにて、一般に約千個の電子からなる雲27が形成される。

【0030】

カソード11とアノード13の間に電場Uを印可すると、これらの電子は、矢印29方向（図1、図2で鉛直方向）にてアノードに向かって誘引される。この方向は、入射するX線光子軌道とほぼ直交する。印可された電場が十分強力な場合、電子は十分なエネルギーを獲得して気体から更なる電子を叩き出し、次に叩き出された電子が加速されて、なだれプロセスにてさらなる電子を叩き出す。このプロセスは、気体なだれ増幅として公知である。多数の電子がアノードに接近すると、これらの電子は雲27に最も近接した細長片23aにて電気信号を誘導する。

【0031】

電子信号は、細長片に接続された読出し電子機器によって検出される。電子機器内で信号は増幅されて、閾値電圧と比較される。信号が閾値電圧を上回る場合、この細長片の計数特性（counter specific）が作動されて、格納された以前の値に1を加算する。この手法により、各アノード細長片上に衝突するX線数が計測される。この方法は、光子計測と称されている。

【0032】

これに代わって、多数のX線からの信号を、その全てのX線によって蓄積される総エネルギーに関連する1個の数字に統合してもよい。

図4を参照すると、図1～図3の検出器ユニットの複数を備えた、X線走査ベースの検出器構成の概略正面図が示されている。この図を参照に、本発明の第一実施態様を説明する。

【0033】

本構成は、共通支持体42上にて二次元アレイに構成された複数のライン検出器ユニット41を備え、各入射スリット43は本構成の前方に面している。説明を目的として、図4は、4×10の検出器ユニットのマトリックスのみを有し、即ち各列44は4個の検出器ユニットを有して、各積み重ね45は10個の検出器ユニットを有するが、本構成はより多数のユニットを有し得ることが理解されよう。例えば、検出器ユニットが $S_1 = 5 \text{ mm}$ （入射スリット43から入射スリットまで）にて互いに離間されて、一般に $20 \times 20 \sim 50 \times 50 \text{ cm}^2$ の面積を占める場合、各積み重ねは40～100個の検出器ユニットを有し得る。各ライン検出器ユニットは、40～60 mmの幅を有してもよく、従って、一般的には各列に5～12個の検出器ユニットが配置される。

【0034】

各積み重ね45の一次元検出器ユニットを、隣接する積み重ねの検出器ユニットと、その端部同士が接触するように配置すると、可能な検出器ユニットの最大密度のアレイが獲得される（図4に図示せず）。この場合、積み重ね内の検出器ユニット間の間隔 S_1 （入射スリットから入射スリットまで）は、検出器ユニットの厚さに等しい。

【0035】

図4の検出器構成はさらに、側面および前面包囲具（明確に図示せず）を備え得る。

作動中、検査すべき対象物を、検出器の前方に配置する。検出器構成を矢印47の方向に旋回または平行移動して対象物を走査すると同時に、検出器ユニットを反復して読出して、二次元画像を形成する。ここで、X線ビームは明らかに、全検出器ユニットを同時に照射するのに十分な幅を備える。

【0036】

図 4 の実施形態の発明的特徴は、各列 4 4 の検出器ユニット 4 1 が互い違いに交差していることにある。図 1 ~ 図 3 の検出器ユニットは、図 2 および図 3 に示すように、側壁とスペーサ存在により、その最も側部の部分にて検出が不可能であるため、本ユニットは互い違いに交差されて 20 ~ 50 cm の完全な距離をカバーし、任意のデッド領域を回避している。各列 4 4 において、1 個の検出器ユニットの入射スリットの終点から、隣接する検出器ユニットの入射スリットが開始している。この特徴は、図 4 の破線 4 8 にて明確に図示されており、検出器ユニット間にて重なり X_1 を必要とする。 X_1 は、一般には、少なくとも 0.05 mm、または 0.1 m であり得る。重なりは、さらに大きくてもよい。図 6 を参照に、以下の解説を読みたい。

【0037】

10

さらに、一次元検出器ユニット 4 1 の二次元アレイは、入射する X 線ビームの放射方向とほぼ直交する平面内に配置される。この特徴は、互い違いに交差された検出器構成を獲得する上で重要であり、それにより高い空間解像度および精度が得られる。

【0038】

患者への放射線量を低減するために、図 5 に示すコリメータを、一般的には患者と放射線源との間に配置する。コリメータ 5 1 は、タングステン等の放射線吸収材からなり、かつ列 5 3 および積み重ね 5 4 に配置された複数の放射線透過性スリット 5 2 を備える。放射線透過性スリット 5 2 は、図 4 の構成の検出器ユニットの入射スリットに整合される。従って、コリメータ 5 1 により生成された平坦な各放射線ビームが、患者の対応する部分を通して伝達されて、図 4 の構成の対応する検出器ユニット内に入射する。その後、走査中、コリメータ 5 1 は検出器構成とともに移動されて、整合が維持される。

20

【0039】

ライン検出器ユニットは、必ずしも、平面基板上で互いに平行に配置されなくてもよく、放射線源からの放射線が、対応する検出器ユニットに入射し得るように、放射線源の方向を向くように配置されてもよい。

【0040】

上述と同一の目的により、コリメータ 5 1 は、検出器ユニットよりも狭く離間されて、かつ検出器ユニットの入射スリットよりも細く形成されたスリットを有する。放射線源（点源、線源、または 2D 源）と、コリメータ 5 1 と、検出器構成との整合により、放射線源から発して、コリメータ 5 1 を通過し、検出器構成の個別の検出器ユニット 4 1 内に入射する複数の平坦な放射線ビームが形成される。

30

【0041】

さらに、複数の個別検出器ユニット 4 1 を検出器構成内にて別個の気密室内に配置する代わりに、全ての個別検出器ユニットのための共通気密封入体を備えた検出器構成（図示せず）を提供し得ることが理解されるであろう。このような検出器筐体は、支持体 4 2 と、側壁と、入射スリット 4 3 を有する共有コリメータ、例えば図 5 に示したコリメータと同様のコリメータを備えた前面カバーと、その前方の放射線透過性の共有入射窓とを備えるであろう。従って、図 4 の個別の検出器ユニット 4 1 の矩形は、2 個のスペーサで分離された各検出器ユニットの電極を表し、側壁 1 5, 1 6, 1 7 と、スリット形状のコリメータ 7 と、放射線透過性の窓 9 とが、各検出器ユニットに分配され得る。

40

【0042】

図 6 を参照すると、本発明の第二実施形態による X 線走査ベースの検出器構成の概略正面図が示されている。この図を参照に、本発明の第二実施態様を以下に概略する。

図 6 の実施態様の別の特徴としては、入射する放射線のコリメート、即ちスクリーニングに関する。調節可能であり、かつ可変な開口部部を備えた別のコリメータ、即ち遮蔽装置を設けることによって、検査に不必要な大量の放射線が検査対象物に到達する前に中断され得る。このコリメータは、使用される場合、検査対象物の上流、好ましくはコリメータ 5 1 の直前部または直後部に配置される。このコリメータを図 6 に破線 6 4 にて概略的に示す。

【0043】

50

本発明の検出器構成のデザインは、例えば、短時間露出調節測定中の走査開始時または開始前に、検査対象物の外形を迅速に決定する際に最適である。対象物のおよその形状を、例えばスレッシュホルディング(thresholding)を基準とする決定アルゴリズムによって決定する。その後、コリメータ、即ち遮蔽装置の可変開口部を調節して、対象物を通過しない放射線を遮蔽し、対象物を通過する放射線のみを通過させる。

【0044】

図6に、半円形状の開口部を備えたコリメータを示す。しかしながら、本目的を達成するために、例えば円形または矩形等の他の形状を備えたコリメータもまた、等しく適切である。

【0045】

コリメータ53の目的は、不必要な放射線や、散乱されて、例えば信号-ノイズ比を低下させたり、結果として検査下の対象物に増大された放射線量を再び指向させる等、測定を不本意に妨害し得る放射線を遮蔽することにある。従って、コリメータ64の使用により、検出器の質が向上し、放射線量が低下される。

【0046】

図6にて、検出器ユニットは、隣接する列の検出器ユニット間の重なりが、例えば2~10mm、または5~10mm、即ち図4の構成の重なりと比較して大きい重なりを備えて、隣接する列の検出器ユニットの入射スリット間、即ち作動中の検出領域間においても、重なり X_2 を確保している。従って、検査対象物を横切る「縞」により二重の測定値が得られる。このことは、個別検出器ユニットが、例えばライン検出器の最端部において感度

10

20

【0047】

図4~図6を参照に説明した本発明の走査ベースの検出器構成は、図1~図3に示した複数の検出器ユニットを備える代わりに、実質的には、任意の種類の複数のライン検出器ユニットを備え得ることを理解するであろう。このようなライン検出器ユニットには、例えば、ケイ素等からなる半導体のPINダイオードがあり、ここで、X線はPINダイオード内の半導体と相互作用して電荷を放出する。また、閃光材料で被覆された感光性検出器や、薄膜トランジスタ(TFT)回路、CCD、CMOS回路等の、セレンまたは他の半導体で包囲された、蓄積電荷を検出するための電子デバイス等がある。

30

【0048】

しかしながら、ライン検出器ユニットは、任意で電子なだれ増幅器が設けられている、気体ベースのイオン化検出器が好ましく、特に、自由電子がイオン化入射光の方向とほぼ直交する方向に移動する気体ベースのイオン化検出器が好ましい。本発明の走査ベースの検出器構成に使用される、異なる種類の気体ベース検出器ユニットに関する更なる詳細は、X Counter ABに譲渡されたフランク等による米国特許出願公開第08/969554号(米国特許第6,118,124号で発行済)、米国特許出願公開第09/443,292号、米国特許出願公開第09/443,320号、米国特許出願公開第09/443,321号、米国特許出願公開第09/444,569号、米国特許出願公開第09/550,288号、米国特許出願公開第09/551603号、米国特許出願公開第09/552,692号、米国特許出願公開第09/698,174号、米国特許出願公開第09/708,521号、米国特許出願公開第09/716,228号、米国特許出願公開第09/760,748号に言及されている。

40

【0049】

最後に図7を参照すると、本発明の更なる実施形態による乳房X線撮影検査のための装置の概略側面図が示されている。この図面を参照に、本発明を以下に説明する。

頂部から底部にかけて、本装置は、X線源81と、フィルタ82と、上流コリメータ83と、上部圧縮板84と、下部圧縮板85と、検出器構成86とを備えている。

50

【 0 0 5 0 】

X線源 8 1 は従来の X 線チューブである。X 線チューブの真下に、フィルタ 8 2 として作用して、エネルギーが最も低い（時には、最も高い）光子を吸収するための薄い金属フォイルが配置されている。これらの光子は画像の質にあまり寄与しないが、患者への放射線量を増大させる。これは規制基準に記述されている。

【 0 0 5 1 】

上流コリメータ 8 3 は、例えばタングステン等からなる薄いフォイルであり、同フォイルは図 5 のコリメータのように、複数の細いスリットが食刻により除去されている。スリットは、各スリットを通過した X 線が検出器構成の対応するスリットに到達するように整合されている。このコリメータの目的は、患者への放射線量を低減することである。検出器構成の入射スリットに入射可能な X 線光子のみが、患者の胸部を通過し得る。

10

【 0 0 5 2 】

検出器構成は、図 4 または図 6 を参照に上述した任意の走査ベースの検出器構成であり得る。

X 線チューブ 8 1、上流コリメータ 8 3、および検出器構成 8 6 は共有 E 腕部 8 7 に取付けられて、これらは次に、ほぼ X 線チューブ 8 1 の高さを備えた軸 8 9 によって、鉛直スタンド 8 8 に対して回転可能に取付けられる。

【 0 0 5 3 】

このようにして、X 線チューブ 8 1、上流コリメータ 8 3、および検出器構成 8 6 は、共通の E 腕部 8 7 に取付けられ、同腕部 8 7 は軸 8 9 により、X 線チューブ 8 1 の高さにおいて鉛直スタンド 8 8 に旋回可能に取付けられる。このようにして、X 線チューブ 8 1、上流コリメータ 8 3、および検出器構成 8 6 は胸部に関して共通の旋回動作を行って、胸部を走査して該胸部の二次元画像を形成する。検出器構成内の検出器ユニット間の間隔が 5 mm で、軸 8 9 と検出器構成との間の距離が 6 5 c m と仮定すると、一回の走査は概ね約 0 , 5 回転に相当し、これは一般には X 線源のポーズと、画像要素毎の検出 X 線の所望数とに従って、秒のオーダーにて実行され得る。

20

【 0 0 5 4 】

図 6 を参照に上述された、対象物を通過しない放射線を遮蔽するための、調節可能な可変開口部を備える上流遮蔽装置を使用する場合、この遮蔽装置もまた E 腕部 8 7 に取付けられて、走査中の整合が維持される。

30

【 0 0 5 5 】

2 個の圧縮板 8 4 , 8 5 は、支持体 9 0 により、E 腕部 8 7 内の凹部または同様物内において鉛直スタンド 8 8 に堅固に取付けられる。検査中、胸部は 2 個の圧縮板 8 4 , 8 5 間に圧縮されて、胸部を垂直方向に移動可能、かつ固定可能にする。

【 0 0 5 6 】

さらに、本装置は、装置および読出しを制御し、かつ個別の検出器ユニットの読出し細長片内に誘導された電荷の後処理を行うための、適切なソフトウェアを備えたマイクロプロセッサ、またはコンピュータ 9 2 と、検出器ユニット内に電場を印加し、マイクロプロセッサまたはコンピュータ 9 2 に電力を供給し、かつ鉛直スタンド 8 8 内に収容されているステップモータまたは同様物を駆動して軸 8 9 と E 腕部 8 7 とを駆動するための電源 9 1 を備えている。

40

【 0 0 5 7 】

コリメータと、ある場合に遮蔽装置とを備えた、放射線源 / 検出器構成アセンブリを回転させる代わりに、走査中、同アセンブリを、例えば E 腕部をリニアモータ（図示せず）により直線状に移動してもよい。

【 0 0 5 8 】

さらに代替的に、走査中に移動される、乳房 X 線撮影検査のための本装置の全構成要素、または構成要素のうちのいくつかは、各々、対応する個別の移動ユニットに連結されてもよい。各個別移動ユニットは、それに取付けられた構成要素を別々に移動することが可能である（いずれも図示せず）。移動ユニットは、マイクロプロセッサ、またはコンピュ

50

ータ 92 であり得る共通制御回路により制御されることが好ましい。

【0059】

作動中、X 線は、X 線チューブ 81 から放射されて、フィルタフォイル 82 を通過する。大部分の X 線を上流コリメータ 83 が吸収し、該コリメータ 83 内のスリットを通過した X 線のみが二つの圧縮板 84, 85 間の胸部を横断する。胸部内で、X 線光子は、伝達、吸収、または散乱され得る。伝達された X 線は、胸部を通過した後、検出器構成の入射スリット内に入射して検出される。

【0060】

装置を整合するには、上流コリメータ 83 を除去して、検出器ユニット内にて最大 X 線束が検出されるまで、X 線源 81 を水平面内で移動させる。この工程は、外部整合センサの較正に実施され得る工程である。外部整合センサは、検出器構成に配置された、一次元または二次元光学位置検出センサであってもよい。このセンサは、X 線チューブに取付けられたレーザダイオードで照射される。X 線チューブの正確な位置が発見されると、各光学センサの照射点が格納されて、その後も連続して X 線源を正確な位置に維持するために使用される。

【0061】

X 線源がライン検出器に対して正確な位置に配置されると、上流コリメータ 83 が定位に挿入されて整合される。上流コリメータ 83 は、ライン検出器ユニットによって最大 X 線束が検出されるまで、水平面内で移動される。上流コリメータ 83 は、上述した外部整合センサにより整合を維持されてもよい。

【0062】

患者の胸部を走査して二次元 X 線画像を形成する方法を、以下に記述する。胸部は、圧縮板 84, 85 の間に圧縮される。X 線源 81 を作動させ、X 線源 81 を保持する E 腕部 87、上流コリメータ 83、および検出器構成 86 を、検出器構成が圧縮板 84, 85 とほぼ平行、かつ胸壁と平行な方向に胸部を横切り走査するように駆動させる。

【0063】

各ライン検出器内の各読出し細長片は、個別の読出し細長片内に信号を生成する X 線の数を連続的に計測する。一般には $10 \sim 500 \mu\text{m}$ 毎である規則的動作の合間において、各カウンタの内容が読出されてマイクロプロセッサ 92 のメモリ内に格納され、全カウンタがゼロにリセットされる。このようにして、各ライン検出器は多数の胸部のライン画像を提供する。X 線源および走査が停止されると、これらの全画像セグメントはマイクロプロセッサ 92 により一括されて、二次元画像が形成される。

【0064】

各カウンタの内容は、検出器ユニットの入射スリット幅 w 、即ち検出器ユニットに入射する平坦な放射線ビームの厚さに等しい各走査距離において読み出されて格納されることが理解されるであろう。

【0065】

これに代わって、各カウンタの内容をより頻繁に読出して格納し、より多数のピクセル、従ってより高い空間解像度を有する画像を形成することも可能である。

さらに、走査は、検出器ユニット構成の各積み重ね内の隣接する検出器ユニットの各 2 個間の距離 S_1 に等しい総距離にて行い得ることが理解されよう。

【0066】

これに代わって、検出器ユニット構成の各積み重ね内の隣接する検出器ユニットの各 2 個間の距離 S_1 よりも長い総距離にて走査を行って、走査の重なりを形成することにより、走査の開始時および / または終了時の測定の問題を回避することが可能である。

【0067】

またこれに代わって、検出器ユニット構成の各積み重ね内の隣接する検出器ユニットの各 2 個間の距離 S_1 の少なくとも二倍に等しい総距離にて走査を行って、二重走査を提供することも可能である。対象物の同一領域を走査するライン検出器を 2 個以上使用することによるオーバーサンプリングによって、個別の読出し細長片が損傷されて使用不能にな

ることによる測定の問題が全て回避され得る。

【 0 0 6 8 】

各位置において数個（少なくとも２個）の画像を記録して、異なる時間に記録された数個のライン画像により、対象物の各部位における二次元画像が蓄積されることによって、対象物の動きによるぼやけの影響がさらに低減される。ここで、対象物は、数個のライン画像の記録中の全体において、移動しない可能性が高い。

【 0 0 6 9 】

本発明は、複数形態に変更され得ることが明らかである。このような変更は本発明の範囲から逸脱するものと考えるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 0 】

【図 1】本発明の走査ベースの検出器構成に使用される検出器ユニットの概略断面側面図。

【図 2】入射コリメータの一部を除去した、図 1 の検出器ユニットの概略正面図。

【図 3】図 1 の検出器ユニットの線 A - A による概略断面図。

【図 4】図 1 ～ 図 3 の検出器ユニットの複数を備えた、本発明の第一実施形態による走査ベースの検出器構成の概略正面図。

【図 5】検査下の対象物への放射線量を低減するために、例えば図 4 の実施形態による走査ベースの検出器構成に設けられ得る上流コリメータの概略平面図。

【図 6】図 1 ～ 図 3 の検出器ユニットの複数を備えた、本発明の第一実施形態による走査ベースの検出器構成の概略正面図。

【図 7】図 4 および図 6 のいずれかに図示された走査ベースの検出器構成と、図 5 に図示された上流コリメータとを備える、本発明による乳房 X 線撮影検査のための装置の概略側面図。

【図 1】

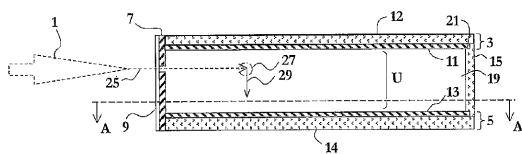


Fig. 1

【図 2】

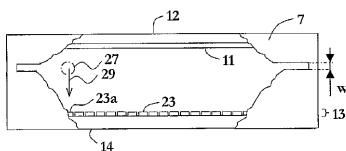


Fig. 2

【図 3】

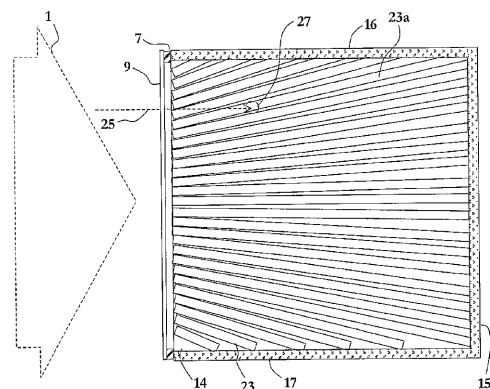


Fig. 3

【 図 4 】

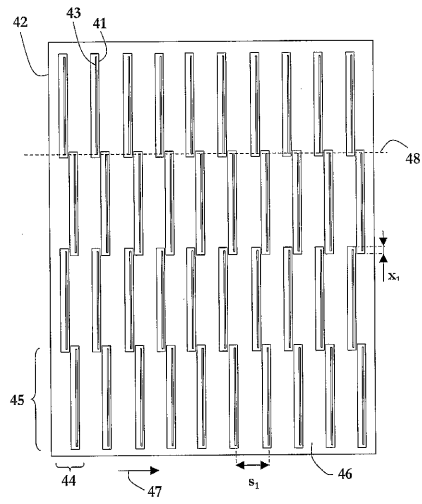


Fig. 4

【 図 5 】

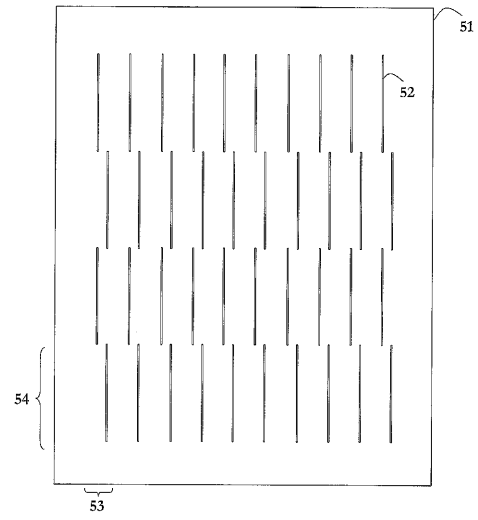


Fig. 5

【 図 6 】

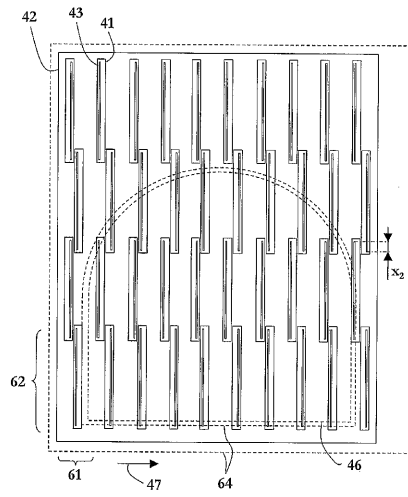
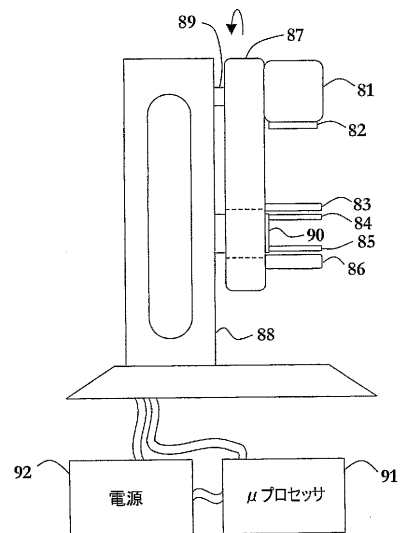


Fig. 6

【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE 03/00249

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC7: G01T 1/16

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)

IPC7: G01T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

SE,DK,FI,NO classes as above

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

EPO-INTERNAL, WPI DATA, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 0055645 A1 (MAMEA IMAGING AB), 21 Sept 2000 (21.09.00), page 9 - page 11, figures 4-5	1-8,20-26
Y	--	9-19
X	WO 0036820 A3 (PLANMED OY), 22 June 2000 (22.06.00), page 8 - page 9	1-7,14-26
Y	--	
Y	US 4973846 A (LANZA, R.C. ET AL), 27 November 1990 (27.11.90), figures 2A,2B	9-19
A	--	
A	US 4426721 A (WANG, S-P.), 17 January 1984 (17.01.84), figures 6,7, abstract	1-26
	--	

☒ 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

28 April 2003

Date of mailing of the international search report

15-05-2003

Name and mailing address of the ISA/
Swedish Patent Office
Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM
Facsimile No. +46 8 666 02 86

Authorized officer

Sture Elnäs /OGU
Telephone No. +46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/SE 03/00249
--

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 0169284 A1 (PLANMED OY), 20 Sept 2001 (20.09.01), figure 6, abstract -- -----	1-26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE 03/00249

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0055645 A1	21/09/00	AU 3853300 A AU 4665999 A EP 1082779 A EP 1192479 A IL 139930 D JP 2002517924 T SE 515983 C SE 9900922 D SE 9903559 A US 2002018543 A	04/10/00 20/12/99 14/03/01 03/04/02 00/00/00 18/06/02 05/11/01 00/00/00 16/09/00 14/02/02
WO 0036820 A3	22/06/00	AU 1781700 A EP 1175775 A FI 106346 B FI 982704 A	03/07/00 30/01/02 00/00/00 15/06/00
US 4973846 A	27/11/90	NONE	
US 4426721 A	17/01/84	CA 1176383 A CA 1179072 A DE 3172040 D EP 0061496 A,B JP 57501602 T WO 8201124 A	16/10/84 04/12/84 00/00/00 06/10/82 02/09/82 15/04/82
WO 0169284 A1	20/09/01	AU 4658101 A EP 1266241 A FI 20000592 A US 2003035510 A	24/09/01 18/12/02 15/09/01 20/02/03

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 0 1 J 47/18

A 6 1 B 6/00 3 0 3 E

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN, GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC, EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ウルベリ、クリステル

スウェーデン国 S - 1 9 1 3 4 ソレントウナ スタックベージェン 4 5

Fターム(参考) 2G088 EE03 FF02 GG03 JJ04 JJ05 JJ09 JJ13 JJ29 JJ30 JJ32

KK32 KK35

4C093 AA08 AA18 AA19 CA02 CA03 CA04 DA02 DA06 EA14 EB15

EB18 EB22 EC28 FA15 FA18 FA22 FA52 FA55 FD01