

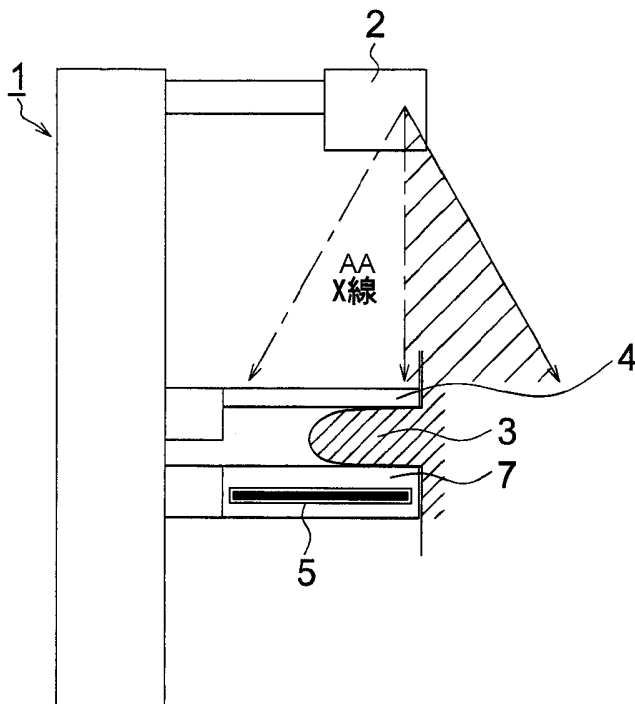


- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G03B 42/02 (2006.01)
G01T 1/00 (2006.01) G21K 4/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/300522
- (22) 国際出願日: 2006年1月17日 (17.01.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2005-017887 2005年1月26日 (26.01.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタエムジー株式会社 (KONICA MINOLTA MEDICAL & GRAPHIC, INC.) [JP/JP]; 〒1630512 東京都新宿区西新宿1丁目2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): 齋藤 智子 (SAITO, Tomoko) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町
- 1番地コニカミノルタエムジー株式会社内 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, 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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

/ 続葉有 /

(54) Title: RADIATION IMAGE PHOTOGRAPHY SYSTEM FOR MAMMOGRAPHY AND RADIATION IMAGE CONVERSION PANEL

(54) 発明の名称: マンモグラフィー用放射線画像撮影システム及び放射線画像変換パネル



AA.. X RAY

(57) Abstract: A radiation image photography system for mammography in which an object is irradiated with radiation and radiation transmission image information on the object is recorded on a radiation image conversion panel, characterized in that emission luminance on the counter chest wall side of the radiation image conversion panel becomes higher than that on the chest wall side.

(57) 要約: 被写体に放射線を照射して被写体の放射線透過画像情報を放射線画像変換パネルに記録するマンモグラフィー用放射線画像撮影システムにおいて、該放射線画像変換パネルの反胸壁側の発光輝度が胸壁側に比して高くなるようにしたことを特徴とするマンモグラフィー用放射線画像撮影システム。



添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

マンモグラフィー用放射線画像撮影システム及び放射線画像変換パネル 技術分野

[0001] 本発明はマンモグラフィー用放射線画像撮影システム及びそれに用いる放射線画像変換パネルに関するものである。

背景技術

[0002] 従来より、X線画像に代表される放射線画像が病気診断用などに広く用いられている。

[0003] 近年においては、蛍光増感紙とハロゲン化銀写真感光材料を使用する放射線写真方式に代わって、照射された放射線エネルギーを蓄積し、励起光を照射すると蓄積された放射線エネルギーに応じて輝尽発光する「輝尽性蛍光体」を用いた放射線画像記録再生方式が実用化されている。

[0004] この方式は、被写体を透過させた放射線を輝尽性蛍光体に照射することによって、被写体各部の放射線透過密度に対応する放射線エネルギー（以下、「画像情報」という）を輝尽性蛍光体に蓄積させた後、励起光によって輝尽性蛍光体に蓄積された画像情報を輝尽発光光として放出させ、この輝尽発光光の強弱を電気信号に変換して、感光材料などの画像記録材料やCRTなどの画像表示装置により可視像として再生するものである。

[0005] 前記した放射線画像記録再生方式で使用するシート状の輝尽性蛍光体（以下、「輝尽性蛍光体シート」という）は、所定の支持板に固定された状態で筐体内に配置され、放射線画像撮影に供されることが多く、放射線画像撮影を終えた後には、放射線画像読取手段（以下、「読取手段」という）によって輝尽性蛍光体に蓄積された画像情報が読み取られる。

[0006] ところで、マンモグラフィー（乳房X線撮影）は、乳腺疾患、中でも乳がんの識別診断で欠くことのできない検査法の一つであり、「しこり」のない一見健康そうな乳房でもマンモグラフィー検診によって微小乳がんを発見できるのが長所である。

[0007] 20人に1人は乳がん罹患という欧米先進国では、乳がん検査に早くからマンモグ

ラフィーの導入がなされてきたが、わが国の乳がん罹患率はまだ欧米に比べれば低い。しかし、日常生活の欧米化とともに急速に増加する傾向にある。従って、わが国も近々マンモグラフィを乳がん検査に導入する制度が発足することになっている。

[0008] しかし、実際の撮影においては、マンモグラフィ用放射線画像撮影システム(装置)におけるX線の線量分布は、胸壁側から反胸壁側に向かってX線照射線量が減少するのが一般的である。

[0009] 一方、放射線画像記録媒体というものは、S/F、CR、FPD等、いずれもX線線量と発光輝度(従って、画像の出力強度)は比例する特性を有している。また、現在まで、定められた一定量のX線に対し、それに正確に対応し、均一な発光輝度が得られる放射線画像変換パネルが追求されてきた(例えば、特許文献1参照)。従って、上記の如く撮影装置から分布を持って照射されたX線に対して、得られる放射線画像はその分布を反映した輝度分布(濃度分布)を持つものとなってしまう。

[0010] マンモグラフィ用放射線画像においては、特に診断のために必要な乳房領域の周辺部において、診断の妨げにならないよう濃度の高い画像が好ましいとされる。しかしながら、上記した撮影装置におけるX線線量の分布があるために、反胸壁側においては診断上満足しうる画像濃度とはならないのが現状である。

[0011] 上記問題の解決手段としては、乳房周辺部の出力画像濃度が高くなるよう画像処理を施すことが提案されている(例えば、特許文献2参照)。しかし、乳房の形状認識を得るための画像処理の時間を要し、また、認識精度にバラツキがあるなど問題があった。

特許文献1:特開2002-250797号公報

特許文献2:特開2000-163562号公報

発明の開示

[0012] 本発明は上記問題に鑑みなされたものであり、本発明の目的は、胸壁側から反胸壁側に向かってX線照射線量が減少しても、特に診断のために必要な乳房領域の周辺部においても、診断に適した濃度の高い画像が得られるマンモグラフィ用放射線画像撮影システム、及びそれに用いるに適した放射線画像変換パネルを提供することにある。

[0013] 上記目的を達成するための本発明の態様の一つは、被写体に放射線を照射して被写体の放射線透過画像情報を放射線画像変換パネルに記録するマンモグラフィー用放射線画像撮影システムにおいて、該放射線画像変換パネルの反胸壁側の発光輝度が胸壁側に比して高くなるようにしたことを特徴とするマンモグラフィー用放射線画像撮影システムにある。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]放射線画像検出媒体(放射線画像変換パネル)を用いた放射線画像変換方法を概念図である。

[図2]マンモグラフィー用放射線画像撮影システムの構成概略図である。

[図3]被写体に達したX線強度(X線線量)の分布図である。

[図4]X線線量に分布があるX線が被写体に照射され撮影される状況を模式的に示した図である。

[図5](a)は幅方向に開口部の大きさの異なるスライドホッパーの塗布液流出口断面の形状を示す図である。(b)は幅方向に開口部の大きさの一定なスライドホッパーの塗布液流出口断面の形状を示す図である。

[図6](a)は支持体上に塗布された幅方向に膜厚の異なる輝尽性蛍光体層の断面図である。(b)は支持体上に塗布された幅方向に膜厚の一定な輝尽性蛍光体層の断面図である。

[図7]幅方向に次第に蒸着源の表面積を大きくし、支持体に蒸着される量を変える方法を説明する図である。

[図8]スライドホッパーの塗布液流出口を幾つかに分割し、幅方向に発光輝度が変化する輝尽性蛍光体塗布液を塗布する方法を説明する図である。

発明を実施するための最良の形態

[0015] 本発明の上記目的は、以下の構成を採ることにより達成される。

(1) 被写体に放射線を照射して被写体の放射線透過画像情報を放射線画像変換パネルに記録するマンモグラフィー用放射線画像撮影システムにおいて、該放射線画像変換パネルの反胸壁側の発光輝度が胸壁側に比して高くなるようにしたことを特徴とするマンモグラフィー用放射線画像撮影システム。

(2) 前記(1)に記載のマンモグラフィー用放射線画像撮影システムに用い、胸壁側より反胸壁側において高輝度を持たせたことを特徴とする放射線画像変換パネル。

[0016] X線画像形成において、X線線量が本来有るべき量より少なく照射された領域ではX線照射量に比して輝尽発光量を多くしないと、診断し易い鮮明なX線画像ができない。即ち、マンモグラフィー用放射線画像撮影においては、放射線画像変換パネルの反胸壁側の発光輝度が胸壁側に比して高くなるようにして、初めて非画像部の濃度がほぼ一定で、全体的に診断し易いX線画像が得られる。

[0017] 以下、更に本発明の詳細について説明する。

[0018] まず、放射線画像形成の全体的な説明を行う。

[0019] 今日、その代表的な方法は、輝尽性蛍光体を放射線画像検出媒体として用いて、被写体に放射線を照射し画像形成・読み出し・被写体の放射線透過画像表示を行う方法である。この方法は、下記の工程を経て放射線透過画像を形成する。

[0020] 図1に、本発明の放射線画像検出媒体(放射線画像変換パネルともいう)を用いた放射線画像変換方法を概念的に示す。

[0021] 即ち、図1において、2は放射線発生装置、3は被写体(人体で示している)、5は本発明に係わる放射線画像検出媒体、24は(レーザ等の)輝尽励起光源、照射された輝尽励起光により該放射線画像検出媒体5から放射された輝尽蛍光を検出する光電変換装置25、25で検出された信号を画像として再生する装置26、再生された画像を表示する装置27、輝尽励起光と輝尽蛍光とを分離し輝尽蛍光のみを透過させるフィルタ28がある。尚、25以降は放射線画像検出媒体5からの光情報を何らかの形で画像として再生できるものであればよく、上記に限定されるものではない。

[0022] 図1に示されるように、放射線発生装置2からの放射線(R)は被写体3を通して放射線画像検出媒体5に入射する(RI)。この入射した放射線は放射線画像検出媒体5の輝尽層に吸収され、そのエネルギーが蓄積され、放射線透過像の蓄積像が形成される。

[0023] 次にこの蓄積像を輝尽励起光源24からの輝尽励起光で励起して輝尽発光として放出せしめる。

- [0024] 放射される輝尽発光の強弱は蓄積された放射線エネルギー量に比例するので、この光信号を例えば光電子倍增管等の光電変換装置25で光電変換し、画像生成装置26によって画像として再生し画像表示装置27によって表示することにより、被写体の放射線透過像を観察することができる。
- [0025] なお、マンモグラフィー用放射線画像撮影システムの場合には、放射線発生装置2の管電圧は、胸部撮影等より一般的に低く、20～35kVである。
- [0026] [本発明におけるマンモグラフィー用放射線画像撮影システムの構成]
図2は、本発明におけるマンモグラフィー用放射線画像撮影システムの構成を示している。
- [0027] 1はマンモグラフィー用放射線画像撮影装置であり、放射線発生装置2より発生させたX線により被写体3を撮影する。実際の撮影にあたっては、被写体3は、輝尽性蛍光体等の放射線画像検出媒体(放射線画像変換パネル)5が設置された撮影台7の上に、圧迫板4により、圧迫された状態で撮影する必要がある。放射線発生装置2より発生させたX線は本来放射状になって被写体3へと達するが、胸壁側の部分(図2中の大きな斜線部)は人体への悪影響や画質劣化防止のためカットされるのが普通である。
- [0028] 従って、被写体3に達したX線強度(X線線量)は図3に示す様な分布を有していて、胸壁側で大きく、反胸壁側で小さい。このため、放射線画像変換パネル5にはその影響を受けた画像が記録されることになる。その影響と本発明により補正した結果を図解して示したのが図4である。
- [0029] まず、図4(a)に示したのが、図3の如くX線線量に分布があるX線が被写体3に照射され撮影される状況を模式的に示した図(上側の図)と、感応性が均一な放射線画像変換パネルに記録後、これを発光させた場合に得られる輝度の分布を模式的に示す図(下側の図)である。
- [0030] 図4(b)は実際にX線撮影した結果を示すものである。図の上側に示す従来の放射線画像変換パネルを用いた場合には、特に放射線画像変換パネル上に輝度分布がなく、その場合には最終的に得られるX線画像は、胸壁側のX線線量が大きいので濃度が高く、反胸壁側では濃度が薄くなる。

[0031] しかし、本発明の如く放射線画像変換パネルの輝度に分布があり、非胸壁側では高輝度に成るよう設計された放射線画像変換パネルを用いれば、図4(b)の下側の図に示す如く、全体が均一な画像が得られ、診断上の精度を上げることが出来る。

[0032] [放射線画像検出媒体(放射線画像変換パネル)]

本発明に好ましく用いることが出来る放射線画像検出媒体は、通常は支持体、該支持体上に成膜された輝尽性蛍光体層及び保護層を有し、支持体と保護層の層間に輝尽性蛍光体の周縁部を取り囲む封着剤或いはスペーサと封着剤が設けられ密閉された放射線画像変換パネルである。

[0033] 本発明の放射線画像変換パネルは胸壁側と非胸壁側では発光輝度が異なるが、その製法については幾つかのものが有り、特に限定されるべきものではない。

[0034] 代表的なものとしては、まず、輝尽性蛍光体層の層厚を変える方法がある。それには、支持体上に輝尽性蛍光体層をスライドホッパー塗布し、その塗布量を幅方向で変えるためにスライドホッパーの塗布液流出口11の形状を図5(a)の如く、幅方向で開口部の大きさを変えたものを用いる(通常は図5(b)の如く幅方向で開口部の大きさは一定)。此により、支持体12上に塗布された輝尽性蛍光体層13は図6(a)の如く、その幅方向の位置により膜厚を変化させることができる(通常は図6(b)の如く幅方向で膜厚は一定)。

[0035] また、蒸着法にて製造する場合においては、図7に示す如く幅方向に次第に高膜厚となるよう次第に蒸着源14の表面積を大きくし、単位面積あたりに支持体に蒸着される量を変えることが出来る。無論、蒸着源と支持体間の距離を変えることによっても輝尽性蛍光体層の層厚を変えることが出来る。

[0036] 更に、放射線画像変換パネルの発光輝度に分布を持たせるには、発光輝度が異なる輝尽性蛍光体を分布させる方法もある。そのためには、スライドホッパー塗布法による場合には、スライドホッパーの塗布液流出口11を図8の11a、11b、11c、11dの如く、幾つかに分割し次第に発光輝度が変化する輝尽性蛍光体塗布液を塗布すればよい。あるいは、蒸着法を用いる場合には、輝尽性蛍光体層となったときその発光輝度が次第に変わる様、蒸着源14を並べて輝尽性蛍光体層を形成させることにより作製することが出来る。

[0037] 本発明の放射線画像検出媒体に用いられる輝尽性蛍光体として、塗布型は特開平2-58593号公報に記載の一般式 $a\text{BaX}_2 \cdot (1-a)\text{BaY}_2 : b\text{Eu}^{2+}$ (式中、X、Yは、それぞれ、F、Cl、Br、Iの少なくとも1種を表し、 $X \neq Y$ であり、 a 、 b は、 $0 < a < 1$ 、 $10^{-5} < b < 10^{-1}$ を満たす数を表す。)で表される輝尽性蛍光体、特開昭61-72087号公報に記載の一般式 $\text{MIX} \cdot a\text{MIIX}'_2 \cdot b\text{MIIX}''_3 : c\text{A}$ (但し、MIは、Li、Na、K、Rb、Csの少なくとも1種のアリカリ金属を表し、MIは、Be、Mg、Ca、Sr、Ba、Zn、Cd、Cu、Niの少なくとも1種の2価の金属を表し、MIは、Sc、Y、La、Ce、Pr、Nd、Pm、Sm、Eu、Gd、Tb、Dy、Ho、Er、Tm、Yb、Lu、Al、Ga、Inの少なくとも1種3価の金属を表し、X、X'、X''は、F、Cl、Br、Iの少なくとも1種のハロゲンを表し、Aは、Eu、Tb、Ce、Tm、Dy、Pr、Ho、Nd、Yb、Er、Gd、Lu、Sm、Y、Tl、Na、Ag、Cu、Mgの少なくとも1種の金属を表し、 a 、 b 、 c は、 $0 \leq a < 0.5$ 、 $0 \leq b < 0.5$ 、 $0 \leq c < 0.2$ を満たす数を表す)で表されるアリカリハイドロイド輝尽性蛍光体、特開昭55-12145号公報に記載の一般式 $(\text{Ba}_{1-x}(\text{MI})_x)\text{FX} : y\text{A}$ (但し、MIは、Mg、Ca、Sr、Zn、Cdの少なくとも1種を表し、Xは、Cl、Br、Iの少なくとも1種を表し、Aは、Eu、Tb、Ce、Tm、Dy、Pr、Ho、Nd、Yb、Erの少なくとも1種を表し、 x 、 y は、 $0 \leq x < 0.6$ 、 $0 \leq y < 0.2$ を満たす数を表す。)で表される輝尽性蛍光体、特開昭55-160078号公報に記載の一般式 $\text{MIFX} \cdot x\text{A} : y\text{Ln}$ (MIは、Mg、Ca、Ba、Sr、Zn、Cdの少なくとも1種を表し、AはBeO、MgO、CaO、SrO、BaO、ZnO、 Al_2O_3 、 Y_2O_3 、 La_2O_3 、 In_2O_3 、 SiO_2 、 TiO_2 、 ZrO_2 、 GeO_2 、 SnO_2 、 Nb_2O_5 、 Ta_2O_5 、 ThO_2 の少なくとも1種を表し、Lnは、Eu、Tb、Ce、Tm、Dy、Pr、Ho、Nd、Yb、Er、Sm、Gdの少なくとも1種を表し、XはCl、Br、Iの少なくとも1種を表し、 x 、 y は $5 \times 10^{-5} \leq x \leq 0.5$ 、 $0 < y \leq 0.2$ を満たす数を表す)で表される輝尽性蛍光体が挙げられる。

[0038] 蒸着型は特開2004-205354号公報に記載の一般式 $\text{M1X} \cdot a\text{M2X}'_2 \cdot b\text{M3X}''_3 : c\text{A}$ (M1はLi、Na、K、Rb及びCsからなる群から選ばれる少なくとも1種のアリカリ金属であり、M2はBe、Mg、Ca、Sr、Ba、Zn、Cd、Cu及びNiからなる群から選ばれる少なくとも一種の二価金属であり、M3はSc、Y、La、Ce、Pr、Nd、Pm、Sm、Eu、Gd、Tb、Dy、Ho、Er、Tm、Yb、Lu、Al、Ga及びInからなる群から選ばれる少なくとも一種の三価金属であり、X、X'及びX''はF、Cl、Br、及びIからなる群から選

ばれる少なくとも一種のハロゲンであり、AはEu、Tb、In、Ga、Cs、Ce、Tm、Dy、Pr、Ho、Nd、Yb、Er、Gd、Lu、Sm、Y、Tl、Na、Ag、Cu及びMgからなる群から選ばれる少なくとも一種の金属であり、a、b、eはそれぞれ $0 \leq a < 0.5$ 、 $0 \leq b < 0.5$ 、 $0 < e \leq 0.2$ の範囲の数値)で表される輝尽性蛍光体が挙げられる。

[0039] なお、同一放射線画像変換パネル上における前記発光輝度の差は5～50%であることが、本発明の効果を発揮させる上で好ましい。

実施例

[0040] 以下、図2の如く構成されたマンモグラフィ用放射線画像撮影システムを用いて、本発明を具体的に説明する。しかし、本発明の実施態様は、無論これらに限定されるものではない。

[0041] [放射線画像変換パネル1～6の作製(塗布法)]

図5(a)および(b)の形状の塗布液流出口11を有するスライドホッパーを用いて、支持体上に輝尽性蛍光体CsBr:Euの塗布液を塗布して乾燥し、図6(a)および(b)の断面形状を有する輝尽性蛍光体板を作製し、各々樹脂の保護層を有し、支持体と保護層の層間に輝尽性蛍光体の周縁部を取り囲む封着剤が設けられ、密閉された放射線画像変換パネル1及び2を作製した。

また、図5(a)および(b)の形状の塗布液流出口11を有するスライドホッパーを用いて、支持体上に輝尽性蛍光体BaFI:Euの塗布液を塗布して乾燥し、図6(a)および(b)の断面形状を有する輝尽性蛍光体板を作製し、各々樹脂の保護層を有し、支持体と保護層の層間に輝尽性蛍光体の周縁部を取り囲む封着剤が設けられ、密閉された放射線画像変換パネル3及び4を作製した。

[0042] 次に、図8の如き塗布液流出口を有するスライドホッパーにおいて、塗布液流出口11aからは高発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:1.0Eu)塗布液を、塗布液流出口11dからは低発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:0.8Eu)塗布液を、塗布液流出口11bからは高発光輝度の輝尽性蛍光体塗布液を0.65と、低発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:0.8Eu)塗布液を0.35の比率で混合したものを、さらに、塗布液流出口11cからは高発光輝度の輝尽性蛍光体塗布液を0.35と、低発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:0.8Eu)塗布液を0.65の比率で混合したものを各々等液量流出させて支

持体上に塗布した。これを用いて樹脂の保護層を有し、支持体と保護層の層間に輝尽性蛍光体の周縁部を取り囲む封着剤が設けられ、密閉された放射線画像変換パネル5を作製した。

[0043] また、図8の如き塗布液流出口を有するスライドホッパーにおいて、塗布液流出口11aからは高発光輝度の輝尽性蛍光体(BaFI:1.0Eu)塗布液を、塗布液流出口11dからは低発光輝度の輝尽性蛍光体(BaFI:0.8Eu)塗布液を、塗布液流出口11bからは高発光輝度の輝尽性蛍光体塗布液を0.65と、低発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:0.8Eu)塗布液を0.35の比率で混合したものを、さらに、塗布液流出口11cからは高発光輝度の輝尽性蛍光体塗布液を0.35と、低発光輝度の輝尽性蛍光体(CsBr:0.8Eu)塗布液を0.65の比率で混合したものを各々等液量流出させて支持体上に塗布した。これを用いて樹脂の保護層を有し、支持体と保護層の層間に輝尽性蛍光体の周縁部を取り囲む封着剤が設けられ、密閉された放射線画像変換パネル6を作製した。

[0044] [放射線画像変換パネル7、8作製(蒸着法)]

図7の如く、蒸着源の表面積を変えて輝尽性蛍光体(CsBr:Eu)の蒸着を行った他は放射線画像変換パネル1と同様にして、放射線画像変換パネル7を作製した。

[0045] 通常行われる様に、蒸着源の表面積を均一にした他は放射線画像変換パネル7と同様にして、放射線画像変換パネル8を作製した。

[0046] [マンモグラフィー放射線画像撮影]

図2に示される構成を有するマンモグラフィー用放射線画像撮影システムを用い、放射線発生装置の管電圧は30kVにてX線撮影画像を作製し、その胸壁部と非胸壁部での画像濃度を比較した。

[0047] 本発明の範囲内の放射線画像変換パネル1、3、5、6及び7は、非画像部の発光輝度は均一で、最高発光輝度を1とした時、最低発光輝度との輝度差が0.2以内であった。一方、本発明の範囲外の放射線画像変換パネル2、4及び8は、非画像部の発光輝度が不均一であり、最高発光輝度を1とした時、最低発光輝度との輝度差が0.2より大きかった。このため、非胸壁部の乳房の輪郭は非画像部と明瞭に区別出来ないX線画像しか得られなかった。

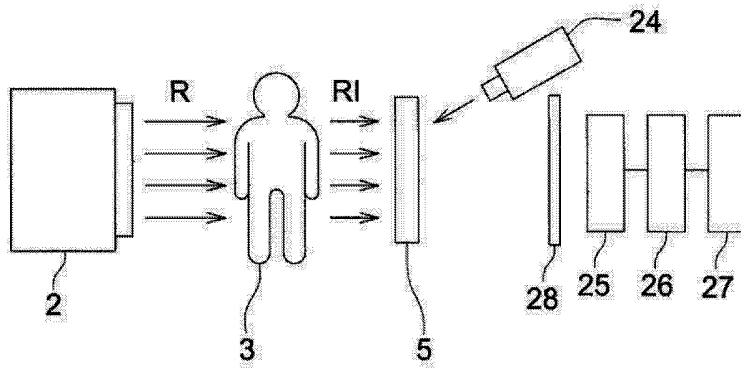
産業上の利用可能性

- [0048] 本発明により、胸壁側から反胸壁側に向かってX線照射線量が減少しても、特に診断のために必要な乳房領域の周辺部においても、診断に適した濃度の高い画像が得られるマンモグラフィー用放射線画像撮影システム、及びそれに用いるに適した放射線画像変換パネルを提供することができる。

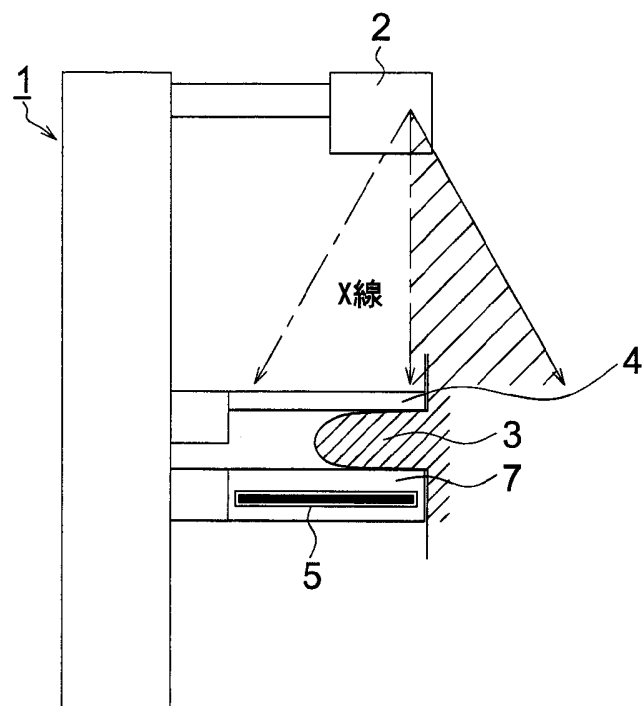
請求の範囲

- [1] 被写体に放射線を照射して被写体の放射線透過画像情報を放射線画像変換パネルに記録するマンモグラフィー用放射線画像撮影システムにおいて、該放射線画像変換パネルの反胸壁側の発光輝度が胸壁側に比して高くなるようにしたことを特徴とするマンモグラフィー用放射線画像撮影システム。
- [2] 請求の範囲第1項に記載のマンモグラフィー用放射線画像撮影システムに用い、胸壁側より反胸壁側において高輝度を持たせたことを特徴とする放射線画像変換パネル。

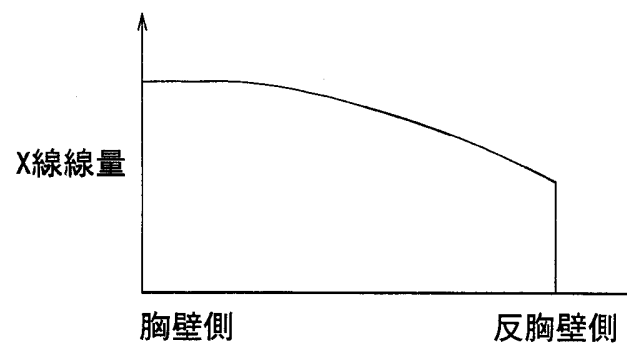
[図1]



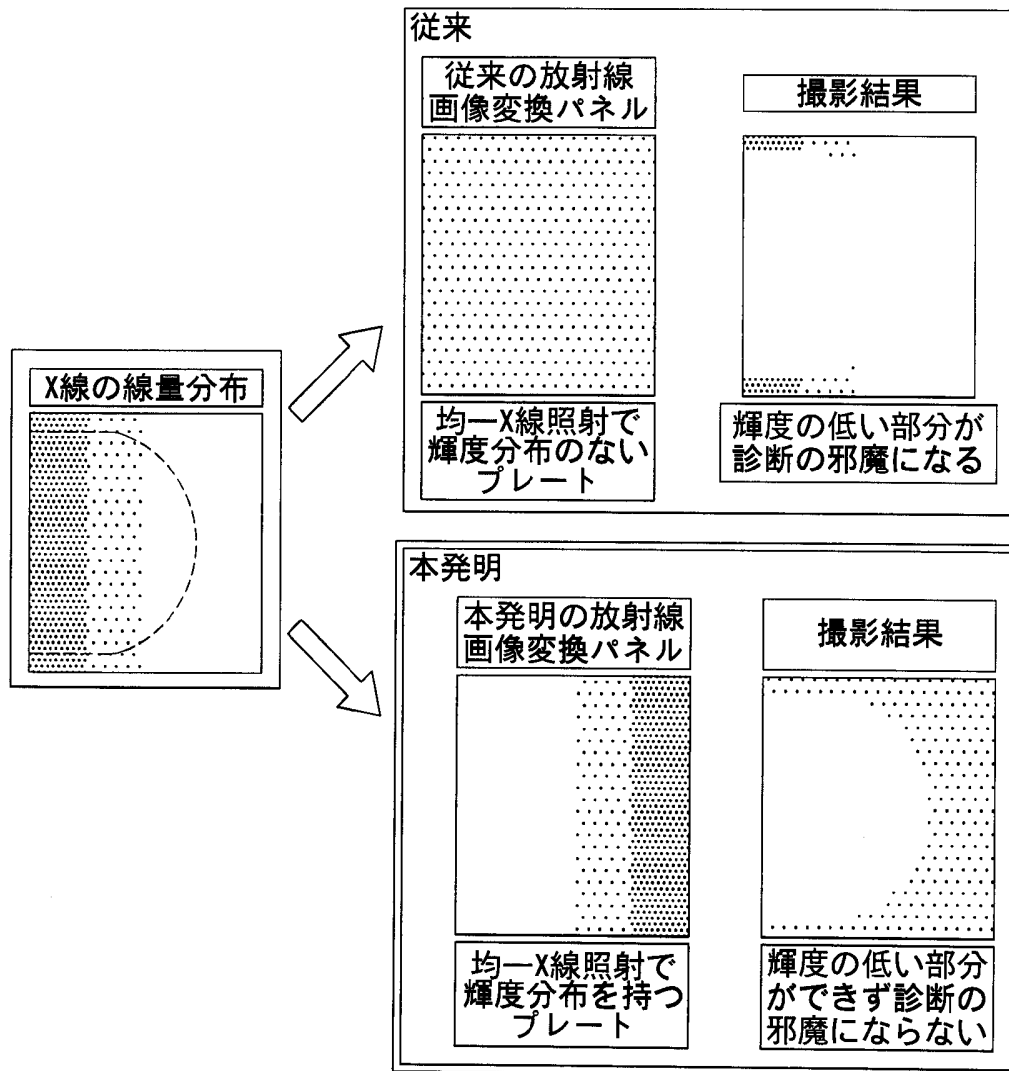
[図2]



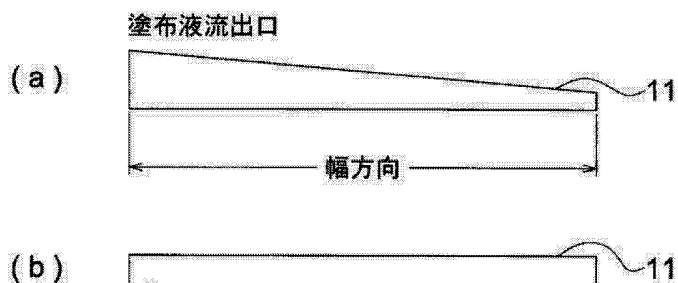
[図3]



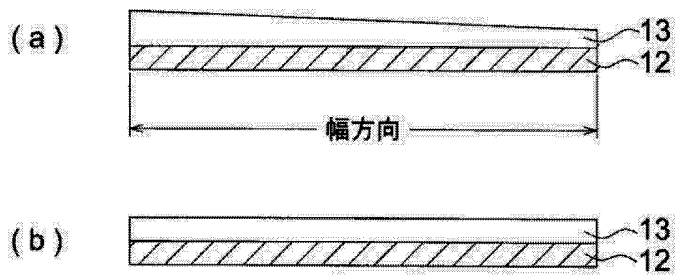
[図4]



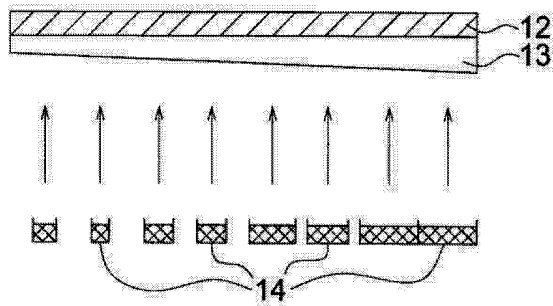
[図5]



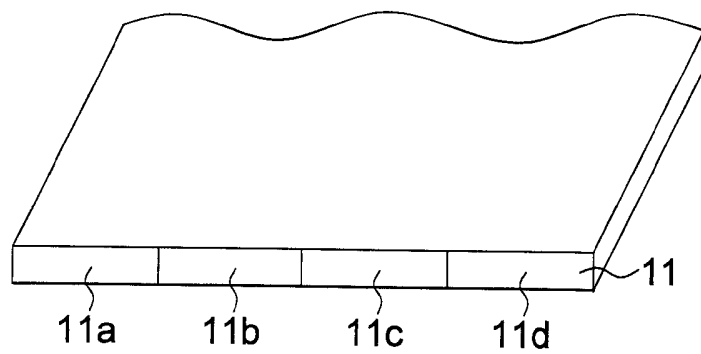
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300522

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00 (2006.01), **G01T1/00** (2006.01), **G03B42/02** (2006.01), **G21K4/00** (2006.01)

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)

A61B6/00 (2006.01) - **A61B6/14** (2006.01), **G01T1/00** (2006.01), **G03B42/02** (2006.01), **G21K4/00** (2006.01)

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	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

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.
A	JP 2002-250797 A (Konica Corp.), 06 September, 2002 (06.09.02), Full text; Fig. 1 (Family: none)	1, 2
A	JP 2000-163562 A (Canon Inc.), 16 June, 2000 (16.06.00), Full text; Figs. 1 to 10 (Family: none)	1, 2

☐ 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
20 March, 2006 (20.03.06)

Date of mailing of the international search report
28 March, 2006 (28.03.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00 (2006.01), G01T1/00 (2006.01), G03B42/02 (2006.01), G21K4/00 (2006.01)

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. A61B6/00 (2006.01) - A61B6/14 (2006.01), G01T1/00 (2006.01), G03B42/02 (2006.01), G21K4/00 (2006.01)

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	1971-2006年
日本国実用新案登録公報	1996-2006年
日本国登録実用新案公報	1994-2006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
A	J P 2002-250797 A (コニカ株式会社) 2002.09.06 全文、第1図 (ファミリーなし)	1, 2
A	J P 2000-163562 A (キヤノン株式会社) 2000.06.16 全文、第1-10図 (ファミリーなし)	1, 2

☐ 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

20.03.2006

国際調査報告の発送日

28.03.2006

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

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)

安田 明央

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9309