(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
2017 年 4 月 13 日(13.04.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/061593 A1

(51) 国際特許分類:
G01N 23/04 (2006.01) *G01N 23/18* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/079926

(22) 国際出願日: 2016 年 10 月 7 日(07.10.2016)

(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 2015-201349 2015 年 10 月 9 日(09.10.2015) JP

(71) 出願人: 株式会社イシダ (ISHIDA CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6068392 京都府京都市左京区聖護院山王町４４番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 樽本 祥憲 (TARUMOTO Yoshinori); 〒5203026 滋賀県栗東市下鈎９５９番地１ 株式会社イシダ 滋賀事業所内 Shiga (JP). 栖原 一浩 (SUHARA Kazuhiro); 〒5203026 滋賀県栗東市下鈎９５９番地１ 株式会社イシダ 滋賀事業所内 Shiga (JP). 廣瀬 修 (HIROSE Osamu); 〒5203026 滋賀県栗東市下鈎９５９番地１ 株式会社イシダ 滋賀事業所内 Shiga (JP). 岩井 厚司 (IWAI Atsushi); 〒5203026 滋賀県栗東市下鈎９５９番地１ 株式会社イシダ 滋賀事業所内 Shiga (JP).

(74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外 (HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目１番１号丸の内 ＭＹ ＰＬＡＺＡ（明治安田生命ビル） ９階 創英国際特許法律事務所 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) **Title**: X-RAY EXAMINATION DEVICE

(54) 発明の名称 : Ｘ線検査装置

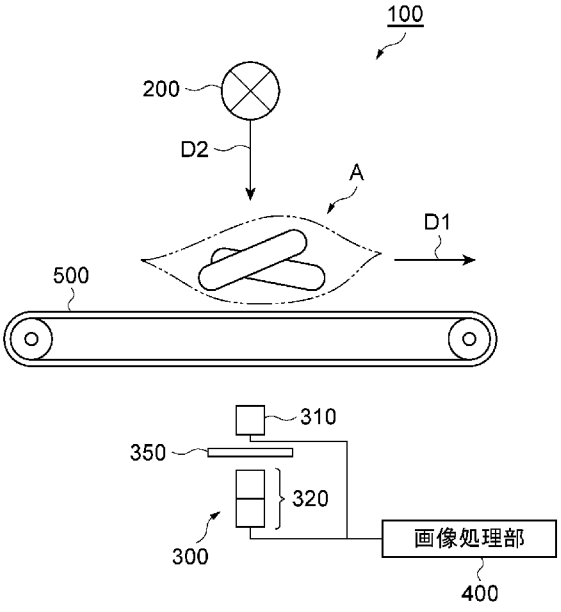


FIG. 1:
400 Image processing unit

(57) **Abstract**: Provided is an x-ray examination device comprising a conveyance unit, an x-ray emission unit, an x-ray detection unit, and an image processing unit. An x-ray detection unit has a plurality of direct conversion-type x-ray detection element arrays which are disposed side-by-side in rows along a direction orthogonal to both the direction in which an examination object is conveyed by the conveyance unit and the direction in which x-rays are emitted by the x-ray emission unit. The image processing unit includes the following: an edge detection unit that carries out edge detection processing on an x-ray transmission image to generate an edge detected image; a horizontal direction gradation unit that carries out horizontal direction gradation processing on the edge detected image to generate a horizontal direction gradation image; and a synthesizing unit that synthesizes the x-ray transmission image and the horizontal direction gradation image to generate a post-processing x-ray transmission image.

(57) 要約: Ｘ線検査装置は、搬送部と、Ｘ線照射部と、Ｘ線検出部と、画像処理部と、を備える。Ｘ線検出部は、搬送部による被検査物の搬送方向及びＸ線照射部によるＸ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設された複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを有する。画像処理部は、Ｘ線透過画像にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像を生成するエッジ検出部と、エッジ検出画像に水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像を生成する水平方向ぼかし部と、Ｘ線透過画像と水平方向ぼかし画像とを合成して処理後Ｘ線透過画像を生成する合成部と、を有する。

WO 2017/061593 A1

ロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, 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

発明の名称 ： Ｘ線検査装置

技術分野

[0001] 本開示は、Ｘ線検査装置に関する。

背景技術

[0002] Ｘ線の透過性を利用して被検査物に含まれる異物を検出するＸ線検査装置として、Ｘ線を電荷に変換する直接変換型Ｘ線検出素子アレイを備えるものが知られている（例えば、特許文献１参照）。直接変換型Ｘ線検出素子アレイは、例えば、軟Ｘ線に対して高い感度を有するため、硬Ｘ線を吸収し難く且つ軟Ｘ線を吸収し易い材料（例えば、ガラス、ゴム等の非金属、アルミニウム等の軽金属等）からなる異物を検出する場合に有効である。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第５６２６８３５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 上述したようなＸ線検査装置では、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイが、搬送部による被検査物の搬送方向及びＸ線照射部によるＸ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設される場合がある。その場合、隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ同士の接続部において感度が低下するおそれがある。隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ同士の接続部において感度が低下していると、Ｘ線透過画像中の被検査物の像のうち当該接続部に対応した領域に、搬送方向に相当する方向に沿って輝度が低下したラインが現れる（以下、当該ラインを「輝度低下ライン」という）。

[0005] Ｘ線透過画像において輝度低下ラインの影響をキャンセルするための手段として、被検査物が搬送されていない状態で取得されたＸ線透過画像において背景の輝度を均一化する線形補正処理（キャリブレーション処理）がある

。しかし、被検査物のＸ線吸収特性は厳密には線形でないため、食肉のような厚い被検査物を検査対象とする場合、線形補正処理を実施しただけでは、Ｘ線透過画像において輝度低下ラインの影響をキャンセルすることは困難である。

[0006] そこで、本開示は、厚い被検査物を検査対象とする場合であっても、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを用いて異物を精度良く検出することができるＸ線検査装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本開示の一形態に係るＸ線検査装置は、被検査物を搬送する搬送部と、搬送部によって搬送される被検査物にＸ線を照射するＸ線照射部と、搬送部によって搬送される被検査物に照射されたＸ線を検出するＸ線検出部と、Ｘ線検出部から出力された検出信号に基づいて被検査物のＸ線透過画像を生成し、Ｘ線透過画像に画像処理を施す画像処理部と、を備え、Ｘ線検出部は、搬送部による被検査物の搬送方向及びＸ線照射部によるＸ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、第１エネルギー帯のＸ線を電荷に変換する複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを有し、画像処理部は、Ｘ線透過画像にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像を生成するエッジ検出部と、エッジ検出画像に、搬送方向に沿っての水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像を生成する水平方向ぼかし部と、Ｘ線透過画像と水平方向ぼかし画像とを合成して処理後Ｘ線透過画像を生成する合成部と、を有する。

[0008] このＸ線検査装置では、第１エネルギー帯のＸ線を電荷に変換する複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイが用いられ、画像処理部が、Ｘ線透過画像にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像を生成し、エッジ検出画像に水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像を生成し、Ｘ線透過画像と水平方向ぼかし画像とを合成して処理後Ｘ線透過画像を生成する。これにより、隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ同士の接続部における感度の低下に起因して出現する輝度低下ラインを、処理後Ｘ線透過画像において除去することができる。よって、このＸ線検査装置によれば、厚い被検査物を検査対象

とする場合であっても、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを用いて異物を精度良く検出することができる。

[0009] 本開示の一形態に係るＸ線検査装置では、第１エネルギー帯のＸ線は、軟Ｘ線であってもよい。これにより、硬Ｘ線を吸収し難く且つ軟Ｘ線を吸収し易い材料（例えば、ガラス、ゴム等の非金属、アルミニウム等の軽金属等）からなる異物を精度良く検出することができる。

[0010] 本開示の一形態に係るＸ線検査装置では、Ｘ線検出部は、搬送部による被検査物の搬送方向及びＸ線照射部によるＸ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を光に変換して当該光を電荷に変換する間接変換型Ｘ線検出素子アレイを更に有し、画像処理部は、直接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第１検出信号に基づいて生成した被検査物の第１Ｘ線透過画像をＸ線透過画像として、処理後Ｘ線透過画像を生成し、処理後Ｘ線透過画像と、間接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第２検出信号に基づいて生成した被検査物の第２Ｘ線透過画像と、を合成してもよい。

[0011] 本開示の一形態に係るＸ線検査装置では、Ｘ線検出部は、搬送部による被検査物の搬送方向及びＸ線照射部によるＸ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を光に変換して当該光を電荷に変換する間接変換型Ｘ線検出素子アレイを更に有し、画像処理部は、直接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第１検出信号に基づいて生成した被検査物の第１Ｘ線透過画像と、間接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第２検出信号に基づいて生成した被検査物の第２Ｘ線透過画像と、を合成して、合成Ｘ線透過画像を生成し、合成Ｘ線透過画像をＸ線透過画像として、処理後Ｘ線透過画像を生成してもよい。

[0012] このように、第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を光に変換して当該光を電荷に変換する間接変換型Ｘ線検出素子アレイを直接変換型Ｘ線検出素子アレイと共に用いることで、異物をより精度良く検出する

ことができる。

[0013] 本開示の一形態に係るＸ線検査装置では、第２エネルギー帯のＸ線は、硬Ｘ線であってもよい。硬Ｘ線による被検査物のＸ線透過画像を用いることで、硬Ｘ線を吸収し難く且つ軟Ｘ線を吸収し易い材料（例えば、ガラス、ゴム等の非金属、アルミニウム等の軽金属等）からなる異物をより精度良く検出することができる。

発明の効果

[0014] 本開示によれば、厚い被検査物を検査対象とする場合であっても、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを用いて異物を精度良く検出することができるＸ線検査装置を提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図１は、一実施形態のＸ線検査装置の構成図である。

[図2]図２の（ａ）は、直接変換型Ｘ線検出部と感度との関係を示す図である。図２の（ｂ）は、間接変換型Ｘ線検出部と感度との関係を示す図である。

[図3]図３は、図１のＸ線検査装置のブロック図である。

[図4]図４の（ａ）は、軟Ｘ線透過画像を示す図である。図４の（ｂ）は、硬Ｘ線透過画像を示す図である。

[図5]図５は、処理後軟Ｘ線透過画像を生成するための処理手順を示す図である。

[図6]図６は、拡大された処理後軟Ｘ線透過画像を示す図である。

[図7]図７は、位置合わせされた処理後軟Ｘ線透過画像を示す図である。

[図8]図８の（ａ）は、処理後軟Ｘ線透過画像と硬Ｘ線透過画像とが重ね合わされた画像を示す図である。図８の（ｂ）は、処理後軟Ｘ線透過画像と硬Ｘ線透過画像とが更に位置合わせされた画像を示す図である。

[図9]図９は、処理後軟Ｘ線透過画像及び硬Ｘ線透過画像の輝度ヒストグラムを示す図である。

[図10]図１０は、処理後軟Ｘ線透過画像及び硬Ｘ線透過画像の輝度ヒストグラム積算曲線を示す図である。

[図11]図１１は、処理後軟Ｘ線透過画像及び硬Ｘ線透過画像の輝度ヒストグラム積算曲線を示す図である。

[図12]図１２は、輝度変換テーブルを示す図である。

[図13]図１３は、輝度変換テーブル、補完後輝度変換テーブル及び補完後平滑輝度変換テーブルを示す図である。

[図14]図１４の（ａ）は、処理後軟Ｘ線透過画像を示す図である。図１４の（ｂ）は、輝度変換後軟Ｘ線透過画像を示す図である。

[図15]図１５は、処理後軟Ｘ線透過画像、硬Ｘ線透過画像及び輝度変換後軟Ｘ線透過画像の輝度ヒストグラムを示す図である。

[図16]図１６の（ａ）は、輝度変換された処理後軟Ｘ線透過画像を示す図である。図１６の（ｂ）は、硬Ｘ線透過画像を示す図である。図１６の（ｃ）は、結果画像を示す図である。

[図17]図１７の（ａ）は、結果画像を示す図である。図１７の（ｂ）は、ノイズ除去画像を示す図である。図１７の（ｃ）は、２値化画像を示す図である。図１７の（ｄ）は、最終画像を示す図である。

[図18]図１８は、変形例における処理後軟Ｘ線透過画像及び硬Ｘ線透過画像の輝度ヒストグラムを示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本開示の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。なお、各図において同一又は相当部分には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0017] 図１に示されるように、Ｘ線検査装置１００は、搬送部５００と、Ｘ線照射部２００と、Ｘ線検出部３００と、画像処理部４００と、を備えている。Ｘ線検査装置１００は、Ｘ線の透過性を利用して被検査物Ａ（例えば、袋入りの複数のソーセージ等）に含まれる異物を検出する。

［搬送部］

[0018] 搬送部５００は、被検査物Ａを搬送する。搬送部５００には、ベルトコンベア、トップチェーンコンベア、回転テーブル等、様々な搬送機構を適用す

ることが可能である。

［Ｘ線照射部］

[0019] Ｘ線照射部２００は、搬送部５００によって搬送される被検査物ＡにＸ線を照射する。Ｘ線照射部２００から照射されるＸ線には、軟Ｘ線（第１エネルギー帯のＸ線）及び硬Ｘ線（第２エネルギー帯のＸ線）が含まれている。

［Ｘ線検出部］

[0020] Ｘ線検出部３００は、搬送部５００によって搬送される被検査物Ａに照射されたＸ線を検出する。Ｘ線検出部３００は、直接変換型Ｘ線検出器３１０と、間接変換型Ｘ線検出器３２０と、フィルタ３５０と、を備えている。直接変換型Ｘ線検出器３１０は、搬送部５００を挟んでＸ線照射部２００と対向するように配置されており、軟Ｘ線を検出する。間接変換型Ｘ線検出器３２０は、搬送部５００及び直接変換型Ｘ線検出器３１０を挟んでＸ線照射部２００と対向するように配置されており、硬Ｘ線を検出する。フィルタ３５０は、直接変換型Ｘ線検出器３１０と間接変換型Ｘ線検出器３２０との間に配置されており、軟Ｘ線と硬Ｘ線との間のエネルギー帯のＸ線を吸収する。

[0021] 図２の（ａ）に示されるように、直接変換型Ｘ線検出器３１０は、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１を有している。各直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１は、１次元に配列された複数の直接変換型Ｘ線検出素子３１１ａを含むラインセンサである。各直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１では、フォトダイオードである各直接変換型Ｘ線検出素子３１１ａによって軟Ｘ線が電荷に変換される。複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１は、搬送部５００による被検査物Ａの搬送方向Ｄ１及びＸ線照射部２００によるＸ線の照射方向Ｄ２（すなわち、Ｘ線照射部２００とＸ線検出部３００とが互いに対向する方向）の両方向に交差する方向（Ｘ線検査装置１００では、両方向に直交する方向）に沿って（図１参照）複数の直接変換型Ｘ線検出素子３１１ａが１次元に配列されるように並設されている。

[0022] 図２の（ｂ）に示されるように、間接変換型Ｘ線検出器３２０は、複数の間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１を有している。各間接変換型Ｘ線検出

素子アレイ３２１は、１次元に配列された複数の間接変換型Ｘ線検出素子３２１ａと、複数の間接変換型Ｘ線検出素子３２１ａに対してＸ線照射部２００側に配置されたシンチレータ層３２１ｂと、を含むラインセンサである。各間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１では、シンチレータ層３２１ｂによって硬Ｘ線が光に変換され、フォトダイオードである各間接変換型Ｘ線検出素子３２１ａによって光が電荷に変換される。複数の間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１は、搬送方向Ｄ１及び照射方向Ｄ２の両方向に交差する方向（Ｘ線検査装置１００は、両方向に直交する方向）に沿って（図１参照）複数の間接変換型Ｘ線検出素子３２１ａが１次元に配列されるように並設されている。

[0023] なお、直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１では、その製造上、両端に位置する直接変換型Ｘ線検出素子３１１ａにおいて相対的に感度が低下する。そのため、図２の（ａ）に示されるように、直接変換型Ｘ線検出器３１０では、特に、隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１同士の接続部において相対的に感度が低下する。間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１でも、その製造上、両端に位置する間接変換型Ｘ線検出素子３２１ａにおいて相対的に感度が低下する。しかし、図２の（ｂ）に示されるように、間接変換型Ｘ線検出器３２０では、隣り合うシンチレータ層３２１ｂ間において光が行き来すること等により、隣り合う間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１同士の接続部における相対的な感度の低下は、殆ど問題にならない。

［画像処理部］

[0024] 図３に示されるように、画像処理部４００は、Ｘ線検出部３００から出力された検出信号に基づいて被検査物ＡのＸ線透過画像を生成し、そのＸ線透過画像に画像処理を施す。画像処理部４００は、画像生成部４０１、エッジ検出部４０２、水平方向ぼかし部４０３、合成部４０４、画像拡縮部４０５、画像位置合わせ部４０６、ヒストグラム作成部４０７、ヒストグラム積算部４０８、輝度変換テーブル作成部４０９、データ補完部４１０、平滑化部４１１、画像変換部４１２、仮想データ調整部４１３、除算部４１４、フィ

ルタ部４１５及び２値化部４１６、を有している。

［画像生成部］

[0025] 画像生成部４０１は、各直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１から出力された軟Ｘ線検出信号（第１検出信号）に基づいて被検査物Ａの軟Ｘ線透過画像（第１Ｘ線透過画像）Ｐ１００を生成すると共に、各間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１から出力された硬Ｘ線検出信号（第２検出信号）に基づいて被検査物Ａの硬Ｘ線透過画像（第２Ｘ線透過画像）Ｐ２００を生成する。図４の（ａ）に示されるように、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００は、相対的にコントラストが高く、全体的に暗くなっている。また、図４の（ｂ）に示されるように、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００は、相対的にコントラストが低く、全体的に明るくなっている。更に、図４の（ａ）及び（ｂ）に示されるように、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００における異物Ｓと被検査物Ａ（被検査物Ａの重なりの無い領域）とのコントラストに比べて、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における異物Ｓと被検査物Ａ（被検査物Ａの重なりの無い領域）とのコントラストが、小さくなっている。これは、異物Ｓと被検査物Ａとに、Ｘ線吸収率の違いがあることに起因する。

[0026] 上述したように、直接変換型Ｘ線検出器３１０では、特に、隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１同士の接続部において感度が低下している。そのため、図４の（ａ）に示されるように、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００中の被検査物Ａの像のうち当該接続部に対応した領域に、搬送方向Ｄ１に相当する方向に沿って輝度が低下したライン、すなわち、輝度低下ラインＬが現れる。画像生成部４０１は、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００において輝度低下ラインＬの影響をキャンセルするために、被検査物Ａが搬送されていない状態で取得されたＸ線透過画像において背景の輝度を均一化する線形補正処理を実施している。しかし、被検査物ＡのＸ線吸収特性は厳密には線形でないため、食肉のような厚い被検査物Ａを検査対象とすると、画像生成部４０１が線形補正処理を実施しただけでは、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００において輝度低下ラインＬの影響をキャンセルすることができない。そこで、以下で説明するエ

ッジ検出部４０２、水平方向ぼかし部４０３及び合成部４０４によって、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００において輝度低下ラインＬの影響がキャンセルされる。

［エッジ検出部］

[0027] 図５に示されるように、エッジ検出部４０２は、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像Ｐ１０１を生成する。より具体的には、エッジ検出部４０２は、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００に、被検査物Ａの像の輝度と背景の輝度とを均一化する線形補正処理を施し、当該軟Ｘ線透過画像Ｐ１００にエッジ検出処理を施し、更に、当該軟Ｘ線透過画像Ｐ１００に２値化処理及び反転処理を施して、エッジ検出画像Ｐ１０１を生成する。エッジ検出処理には、例えば、ラプラシアンフィルタ、ソーベルフィルタ等が用いられる。これにより、エッジ検出画像Ｐ１０１では、被検査物Ａのエッジが除去され、白に反転させられた異物Ｓのエッジ及び輝度低下ラインＬが残る。

［水平方向ぼかし部］

[0028] 図５に示されるように、水平方向ぼかし部４０３は、エッジ検出画像Ｐ１０１に、搬送方向Ｄ１に沿っての水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像Ｐ１０２を生成する。搬送方向Ｄ１に沿っての水平方向ぼかし処理とは、例えば、エッジ検出画像Ｐ１０１を構成する１つの画素に対し、輝度低下ラインＬが延在する方向（すなわち、搬送方向Ｄ１に相当する方向）を長手方向とする画素領域を当該１つの画素を含むように設定し、当該画素領域における輝度値の平均値を当該１つの画素の輝度値とする処理であり、エッジ検出画像Ｐ１０１を構成する全ての画素に対して画素ごとに実施される。水平方向ぼかし処理は、段差除去処理である。水平方向ぼかし処理には、例えば、水平方向ブラーフィルタ、水平方向ガウシアンフィルタ等が用いられる。これにより、水平方向ぼかし画像Ｐ１０２では、異物Ｓのエッジが除去され、白に反転させられた輝度低下ラインＬが残る。

［合成部］

[0029] 図５に示されるように、合成部４０４は、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００と水平方向ぼかし画像Ｐ１０２とを合成して処理後軟Ｘ線透過画像（処理後Ｘ線透過画像）Ｐ１０３を生成する。より具体的には、合成部４０４は、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００を構成する全ての画素の輝度値と水平方向ぼかし画像Ｐ１０２を構成する全ての画素の輝度値とを、対応する画素間において足し合わせて、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を生成する。これにより、輝度低下ラインＬが除去された処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３が得られる。

［画像拡縮部］

[0030] 画像拡縮部４０５は、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａと硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａとの大きさを合わせる。Ｘ線照射部２００から照射されるＸ線は、扇状に放射されると共に、Ｘ線照射部２００から直接変換型Ｘ線検出器３１０までの距離とＸ線照射部２００から間接変換型Ｘ線検出器３２０までの距離とが異なるので、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａと硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａとの大きさが異なる。すなわち、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａが、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａより僅かに大きくなる。そこで、画像拡縮部４０５は、図６に示されるように、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を変換比Ｒだけラインセンサの配列方向に拡大する。この変換比Ｒは、Ｘ線照射部２００から直接変換型Ｘ線検出器３１０までの距離をＬ１、Ｘ線照射部２００から間接変換型Ｘ線検出器３２０までの距離をＬ２とすると、Ｒ＝Ｌ２／Ｌ１で得られる。ここでは、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を拡大する例について説明したが、当然、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００をＲの逆数（１／Ｒ）の比率で縮小してもよい。

［画像位置合わせ部］

[0031] 画像位置合わせ部４０６は、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａと硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａとの位置を合わせる。具体的には、図７に示されるように、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を上下左右に移動させて、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３と硬Ｘ線透過画像Ｐ２０

０との差異が最小になるようにしている。本実施形態の画像位置合わせ部４０６は、両画像を重ね合わせて、各画素において両画像の輝度値の差の絶対値の総和を算出し、その総和が最小となるように自動的に位置合わせを行う。図８の（ａ）に示されるように、画像位置合わせ部４０６による位置合わせ前では、被検査物Ａのエッジ部分Ｅ１及び異物Ｓのエッジ部分Ｅ２が現れる。なお、画像上のエッジ部分が、被検査物Ａのエッジ部分Ｅ１か、異物Ｓのエッジ部分Ｅ２かは、判別不可能である。そして、図８の（ｂ）に示されるように、画像位置合わせ部４０６による位置合わせ後では、被検査物Ａ及び異物Ｓの位置ズレが解消されて、ほぼ黒一色の状態の画像となる。

[0032] なお、この図８の（ｂ）の位置合わせ後の画像に示されるように、単に処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の拡大及び位置合わせだけでは、異物Ｓの領域についてもほぼ黒一色になり、異物Ｓの判別が不可能である。そこで、以下で説明するヒストグラム作成部４０７、ヒストグラム積算部４０８、輝度変換テーブル作成部４０９、データ補完部４１０、平滑化部４１１、画像変換部４１２、仮想データ調整部４１３、除算部４１４、フィルタ部４１５及び２値化部４１６により、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００の画像処理を施すことによって、異物Ｓの判別を可能にする。

［ヒストグラム作成部］

[0033] ヒストグラム作成部４０７は、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の輝度分布を示す軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００を作成すると共に、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度分布を示す硬Ｘ線輝度ヒストグラムＨ２００を作成する。上述したように、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３は、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００に比べて全体的に暗くなっているので、図９に示されるように、軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００は、硬Ｘ線輝度ヒストグラムＨ２００に比べて、図中の左側（画素明暗が明るい側）に寄っている。

［ヒストグラム積算部］

[0034] ヒストグラム積算部４０８は、図１０に示されるように、上述した軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００を積分して軟Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ１

００を算出すると共に、硬Ｘ線輝度ヒストグラムＨ２００を積分して硬Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ２００を算出する。

［輝度変換テーブル作成部］

[0035] 輝度変換テーブル作成部４０９は、軟Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ１００と硬Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ２００とを比較して、軟Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ１００を硬Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ２００に一致又は近似させる輝度変換テーブルＴ１００を作成する。具体的には、図１１に示されるように、軟Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線Ｃ１００の積算値Ｉ１と、硬Ｘ線輝度ヒストグラム積算曲線の積算値Ｉ２とが一致する輝度の変換比Ｉ＝Ｉ１／Ｉ２を各輝度で求めることにより、図１２に示される輝度変換テーブルＴ１００を得る。

［データ補完部］

[0036] 処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３及び硬Ｘ線透過画像Ｐ２００に輝度値の低い画素（暗い画素）が無い場合には、当該輝度値の変換比Ｉを求めることができない。そのため、図１２に示されるように、上述した輝度変換テーブル作成部４０９により作成された輝度変換テーブルＴ１００の輝度値の低い領域Ｓには、変換データが存在しない。この場合、輝度値の低い画素については、輝度変換を行うことができない。そこで、データ補完部４１０は、上述した輝度変換テーブルＴ１００に、輝度値の低い領域Ｓにおいて仮想の変換データＤを補完する。以下、仮想の変換データＤが補完された輝度変換テーブルを、「補完後輝度変換テーブルＴ１０１」とする。

［平滑化部］

[0037] 平滑化部４１１は、図１３に示されるように、補完後輝度変換テーブルＴ１０１を平滑化する。以下、この平滑化部４１１により平滑化された補完後平滑輝度変換テーブルを、「補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２」とする。上述した画像生成部４０１により生成された処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３及び硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度分布が狭い場合等には、平滑化前の輝度変換テーブルＴ１００が滑らかでない曲線でない場合がある。この場合、

上述した処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３及び硬Ｘ線透過画像Ｐ２００とは異なる輝度分布を有する被検査物Ａを対象にした場合、妥当な輝度変換が行えない。そのため、平滑化部４１１は、種々の輝度分布を有する被検査物Ａに対応可能な一般化された輝度変換テーブルを取得すべく、補完後輝度変換テーブルＴ１０１を平滑化して、滑らかな曲線を描く補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２を取得する。実験の結果から、２次関数で近似すれば十分実用的なテーブルを取得し得たことから、本実施形態の平滑化部４１１は、補完後輝度変換テーブルＴ１０１を２次関数で近似して、補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２を取得する。

［画像変換部］

[0038] 画像変換部４１２は、図１４の（ａ）及び（ｂ）に示されるように、補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２に基づいて、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の輝度変換を行い、輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４を取得する。

［仮想データ調整部］

[0039] 図１５に示されるように、輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４の輝度ヒストグラムＨ１０１と、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の硬Ｘ線輝度ヒストグラムＨ２００とを比較すると、厳密には一致していない。そこで、この仮想データ調整部４１３は、輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４の輝度分布の各輝度値と、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度分布の各輝度値と、の差の総和が最小（最小２乗法）になるように、当該補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２を取得するのに用いた仮想の変換データＤの値を調整する。これにより、最適化された補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２を取得することができ、当該テーブルＴ１０２により輝度変換された輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４の輝度と、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度とが略一致するので、被検査物Ａの消し込みが可能となる。なお、この最適化された補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２は、画像処理部４００の記憶部（図示省略）に格納されている。

［除算部］

[0040] 図１６に示されるように、除算部４１４は、最適化された補完後平滑輝度

変換テーブルＴ１０２により輝度変換された輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４（図１６の（ａ）参照）の輝度値と、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００（図１６の（ｂ）参照）の輝度値とを各画素で除算することによって、被検査物Ａの消し込みを行う。輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４の各画素の輝度値と、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の各画素の輝度値との差を求めることによって、被検査物Ａの消し込みを行ってもよいが、実験の結果から、除算する方が被検査物Ａの消し込み精度が良いことが分かったので、本実施形態の除算部４１４は、除算を行うことにより、被検査物Ａの消し込みを行う。ただし、単純に除算すると、画像処理部４００が整数しか保持できない構成となっているので、殆どの演算結果が１となってしまう。例えば、その演算結果は、１．０１、１．１１、１．２１等の値となる。そのため、除算部４１４は、両画像の輝度値を除算した結果を１００倍にして、被検査物Ａの消し込みがなされた結果画像Ｐ３００（図１６の（ｃ）参照）を出力する。なお、当該結果画像Ｐ３００は、後述するフィルタ部４１５による処理の後に、輝度値を１００だけオフセットする処理が行われる。これにより、異物Ｓ以外の領域とは異なる輝度値を保持する異物Ｓが現れた結果画像Ｐ３００を取得することができる。

［フィルタ部］

[0041] フィルタ部４１５は、当該結果画像Ｐ３００に含まれるランダムノイズを除去するために設けられている。通常、Ｘ線透過画像には、ランダムノイズが含まれており、被検査物Ａの消し込みを行った結果画像Ｐ３００（図１７の（ａ）参照）にも当該ランダムノイズが含まれている。被検査物Ａに異物Ｓが含まれている場合、Ｘ線透過画像の異物Ｓがある領域は、ノイズより大きな値となっているので、本実施形態のフィルタ部４１５は、ガウシアンフィルタを用いて、細かいノイズを除去すると共に、上述したように輝度値を１００だけオフセットすることによって、異物Ｓがある領域を抽出する。なお、整数値の桁数を減らすことができるので、簡易な演算処理装置で高速処理することができる。また、フィルタ部４１５によってノイズが除去された

ノイズ除去画像Ｐ３０１（図１７の（ｂ）参照）は、全体が暗く（ほぼ黒一色に）なっているが、実際には、異物Ｓの領域は、異物Ｓ以外の領域（ほぼ黒一色の）とは異なるデータ値を保持している。

［２値化部］

[0042] フィルタ部４１５によってノイズが除去されたノイズ除去画像Ｐ３０１は、２値化部４１６により、一定の値を閾値として、２値化される。これにより、異物Ｓのみが抽出された２値化画像Ｐ３０２（図１７の（ｃ）参照）を取得することができる。この後、画像処理部４００は、当該２値化画像Ｐ３０２と硬Ｘ線透過画像Ｐ２００とを重ね合わせて、最終画像Ｐ４００（図１７の（ｄ）参照）を作成する。なお、ここでは、２値化画像Ｐ３０２と硬Ｘ線透過画像Ｐ２００とを重ね合わせたが、当然、２値化画像Ｐ３０２と軟Ｘ線透過画像Ｐ１００とを重ね合わせてもよい。

［画像処理部による画像処理方法］

[0043] まず、画像生成部４０１が、各直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１から出力された軟Ｘ線検出信号に基づいて被検査物Ａの軟Ｘ線透過画像Ｐ１００を生成すると共に、各間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１から出力された硬Ｘ線検出信号に基づいて被検査物Ａの硬Ｘ線透過画像Ｐ２００を生成する。続いて、エッジ検出部４０２が、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像Ｐ１０１を生成する。続いて、水平方向ぼかし部４０３が、エッジ検出画像Ｐ１０１に水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像Ｐ１０２を生成する。続いて、合成部４０４が、軟Ｘ線透過画像と水平方向ぼかし画像Ｐ１０２とを合成して処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を生成する。

[0044] 続いて、画像拡縮部４０５が、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａと硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａとの大きさを合わせる。続いて、画像位置合わせ部４０６が、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３における被検査物Ａと硬Ｘ線透過画像Ｐ２００における被検査物Ａとの位置を合わせる。なお、これらの画像の拡大及び画像の移動は、アフィン変換によ

り実現することができる。続いて、画像変換部４１２が、記憶部に記憶されていた補完後平滑輝度変換テーブルＴ１０２に基づいて処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の輝度変換を行って、輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４を生成する。

[0045] 続いて、除算部４１４が、輝度変換後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０４の輝度値と硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度値とを画素ごとに除算して、被検査物Ａの消し込みが行われた結果画像Ｐ３００を生成する。続いて、フィルタ部４１５が、結果画像Ｐ３００に含まれるランダムノイズを除去してノイズ除去画像Ｐ３０１を生成する。続いて、２値化部４１６が、ノイズ除去画像Ｐ３０１を２値化して２値化画像Ｐ３０２を生成する。続いて、画像処理部４００が、２値化画像Ｐ３０２と硬Ｘ線透過画像Ｐ２００とを重ね合わせて最終画像Ｐ４００を生成し、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出する。

［作用及び効果］

[0046] Ｘ線検査装置１００では、軟Ｘ線を電荷に変換する複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１が用いられ、画像処理部４００が、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像Ｐ１０１を生成し、エッジ検出画像Ｐ１０１に水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像Ｐ１０２を生成し、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００と水平方向ぼかし画像Ｐ１０２とを合成して処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を生成する。これにより、隣り合う直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１同士の接続部における感度の低下に起因して出現する輝度低下ラインＬを、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３において除去することができる。よって、Ｘ線検査装置１００によれば、厚い被検査物Ａを検査対象とする場合であっても、複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１を用いて異物Ｓを精度良く検出することができる。

[0047] 特に、Ｘ線検査装置１００によれば、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を取得することにより、硬Ｘ線を吸収し難く且つ軟Ｘ線を吸収し易い材料（例えば、ガラス、ゴム等の非金属、アルミニウム等の軽金属等）からなる異物Ｓを精度良く検出することができる。

[0048] また、Ｘ線検査装置１００では、画像処理部４００が、直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１から出力された軟Ｘ線検出信号に基づいて生成した被検査物Ａの軟Ｘ線透過画像Ｐ１００から、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３を生成する。そして、画像処理部４００が、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３と、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１から出力された硬Ｘ線検出信号に基づいて生成した被検査物Ａの硬Ｘ線透過画像Ｐ２００と、を合成して最終画像Ｐ４００を生成し、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出する。このように、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１を直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１と共に用いることで、異物Ｓをより精度良く検出することができる。

[0049] 特に、Ｘ線検査装置１００によれば、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３と共に硬Ｘ線透過画像Ｐ２００を用いることで、硬Ｘ線を吸収し難く且つ軟Ｘ線を吸収し易い材料（例えば、ガラス、ゴム等の非金属、アルミニウム等の軽金属等）からなる異物Ｓをより精度良く検出することができる。

［変形例］

[0050] 以上、本開示の一実施形態について説明したが、本開示の一形態は、上記実施形態に限定されるものではない。

[0051] 例えば、画像処理部４００は、直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１から出力された軟Ｘ線検出信号に基づいて生成した被検査物Ａの軟Ｘ線透過画像Ｐ１００と、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１から出力された硬Ｘ線検出信号に基づいて生成した被検査物Ａの硬Ｘ線透過画像Ｐ２００と、を合成して、合成Ｘ線透過画像を生成し、合成Ｘ線透過画像にエッジ検出処理及び水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像を生成し、合成Ｘ線透過画像と水平方向ぼかし画像とを合成して処理後Ｘ線透過画像を最終画像Ｐ４００として生成し、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出してもよい。この場合にも、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１を直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１と共に用いることで、異物Ｓをより精度良く検出することができる。

[0052] Ｘ線検査装置１００では、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００又は硬Ｘ線透過画像Ｐ

２００のいずれかを１つを用いて、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出してもよいし、或いは、重み調整をしつつ軟Ｘ線透過画像Ｐ１００及び硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の両方を用いて、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出してもよい。また、Ｘ線検査装置１００は、間接変換型Ｘ線検出器３２０を備えず、軟Ｘ線透過画像Ｐ１００のみを用いて、被検査物Ａに含まれる異物Ｓを検出してもよい。

[0053] また、直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１が、第１エネルギー帯のＸ線を検出するものであり、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１が、第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を検出するものであれば、直接変換型Ｘ線検出素子アレイ３１１は、軟Ｘ線を検出するものに限定されないし、間接変換型Ｘ線検出素子アレイ３２１は、硬Ｘ線を検出するものに限定されない。

[0054] また、画像処理部４００は、次のような画像輝度調整部を有していてもよい。すなわち、図１８に示されるように、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の輝度分布を示す軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００ａは、硬Ｘ線透過画像Ｐ２００の輝度分布を示す硬Ｘ線輝度ヒストグラムＨ２００に比べて狭くなる場合がある。そのような場合に、画像輝度調整部は、後段の合わせ込み（図１５参照）を精度良く実施するために、処理後軟Ｘ線透過画像Ｐ１０３の輝度分布を拡げて、軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００ａを軟Ｘ線輝度ヒストグラムＨ１００に変換する。これにより、被検査物Ａの厚さにむらがあるような場合であっても、自動で同等の輝度を得ることができる。一例として、インターネット<http://codezine.jp/article/detail/214>［平成２７年１０月５日検索］に開示されたヒストグラム拡張処理及びヒストグラム平坦化処理を用いることができる。

符号の説明

[0055] １００…Ｘ線検査装置、２００…Ｘ線照射部、３００…Ｘ線検出部、３１１…直接変換型Ｘ線検出素子アレイ、３２１…間接変換型Ｘ線検出素子アレイ、４００…画像処理部、４０２…エッジ検出部、４０３…水平方向ぼかし

部、４０４…合成部、５００…搬送部、Ａ…被検査物、Ｄ１…搬送方向、Ｄ２…照射方向、Ｐ１００…軟Ｘ線透過画像（第１Ｘ線透過画像）、Ｐ１０１…エッジ検出画像、Ｐ１０２…水平方向ぼかし画像、Ｐ１０３…処理後軟Ｘ線透過画像（処理後Ｘ線透過画像）、Ｐ２００…硬Ｘ線透過画像（第２Ｘ線透過画像）。

請求の範囲

[請求項1] 被検査物を搬送する搬送部と、

前記搬送部によって搬送される前記被検査物にＸ線を照射するＸ線照射部と、

前記搬送部によって搬送される前記被検査物に照射された前記Ｘ線を検出するＸ線検出部と、

前記Ｘ線検出部から出力された検出信号に基づいて前記被検査物のＸ線透過画像を生成し、前記Ｘ線透過画像に画像処理を施す画像処理部と、を備え、

前記Ｘ線検出部は、

前記搬送部による前記被検査物の搬送方向及び前記Ｘ線照射部による前記Ｘ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、第１エネルギー帯のＸ線を電荷に変換する複数の直接変換型Ｘ線検出素子アレイを有し、

前記画像処理部は、

前記Ｘ線透過画像にエッジ検出処理を施してエッジ検出画像を生成するエッジ検出部と、

前記エッジ検出画像に、前記搬送方向に沿っての水平方向ぼかし処理を施して水平方向ぼかし画像を生成する水平方向ぼかし部と、

前記Ｘ線透過画像と前記水平方向ぼかし画像とを合成して処理後Ｘ線透過画像を生成する合成部と、を有する、Ｘ線検査装置。

[請求項2] 前記第１エネルギー帯のＸ線は、軟Ｘ線である、請求項１記載のＸ線検査装置。

[請求項3] 前記Ｘ線検出部は、

前記搬送部による前記被検査物の搬送方向及び前記Ｘ線照射部による前記Ｘ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、前記第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を光に変換して当該光を電荷に変換する間接変換型Ｘ線検出素子アレイを更に有

し、

前記画像処理部は、

前記直接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第１検出信号に基づいて生成した前記被検査物の第１Ｘ線透過画像を前記Ｘ線透過画像として、前記処理後Ｘ線透過画像を生成し、

前記処理後Ｘ線透過画像と、前記間接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第２検出信号に基づいて生成した前記被検査物の第２Ｘ線透過画像と、を合成する、請求項１又は２記載のＸ線検査装置。

[請求項4] 前記Ｘ線検出部は、

前記搬送部による前記被検査物の搬送方向及び前記Ｘ線照射部による前記Ｘ線の照射方向の両方向に交差する方向に沿って並設され、前記第１エネルギー帯よりも大きい第２エネルギー帯のＸ線を光に変換して当該光を電荷に変換する間接変換型Ｘ線検出素子アレイを更に有し、

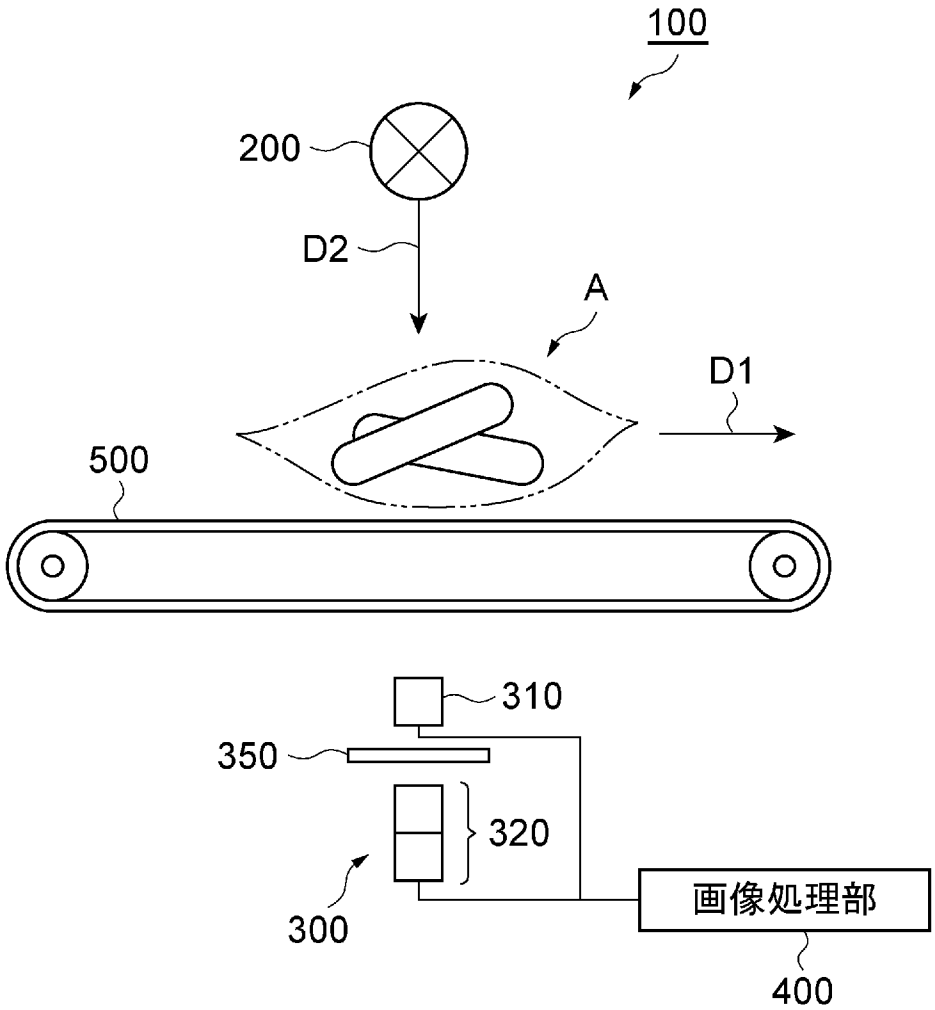
前記画像処理部は、

前記直接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第１検出信号に基づいて生成した前記被検査物の第１Ｘ線透過画像と、前記間接変換型Ｘ線検出素子アレイから出力された第２検出信号に基づいて生成した前記被検査物の第２Ｘ線透過画像と、を合成して、合成Ｘ線透過画像を生成し、

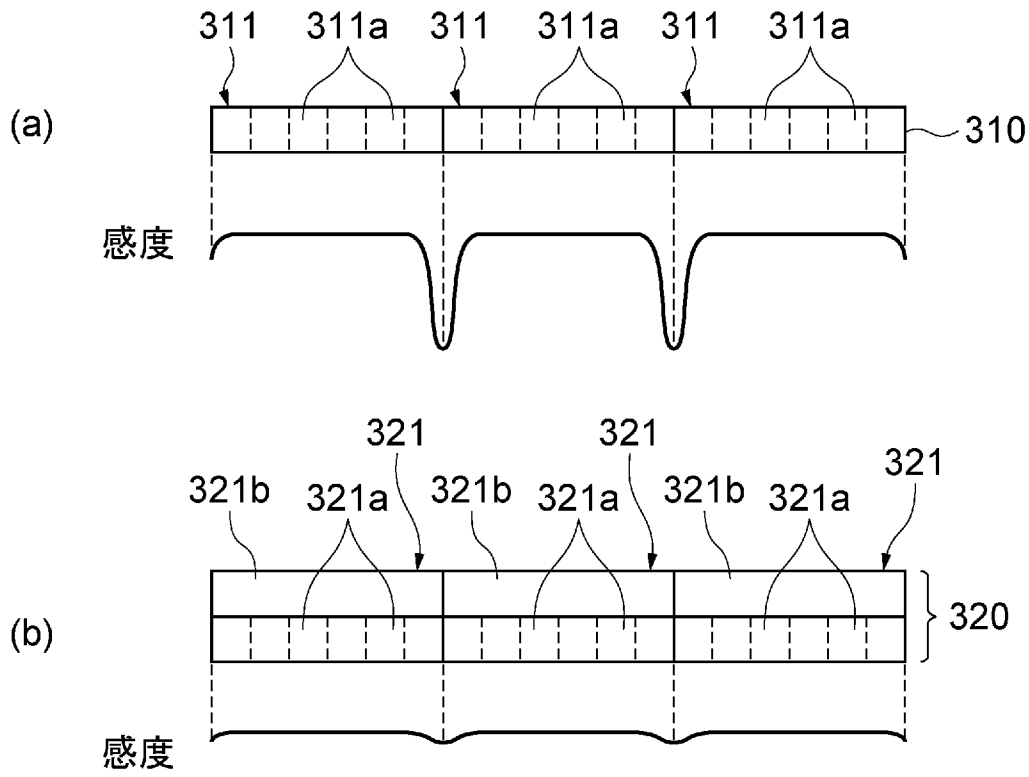
前記合成Ｘ線透過画像を前記Ｘ線透過画像として、前記処理後Ｘ線透過画像を生成する、請求項１又は２記載のＸ線検査装置。

[請求項5] 前記第２エネルギー帯のＸ線は、硬Ｘ線である、請求項３又は４記載のＸ線検査装置。

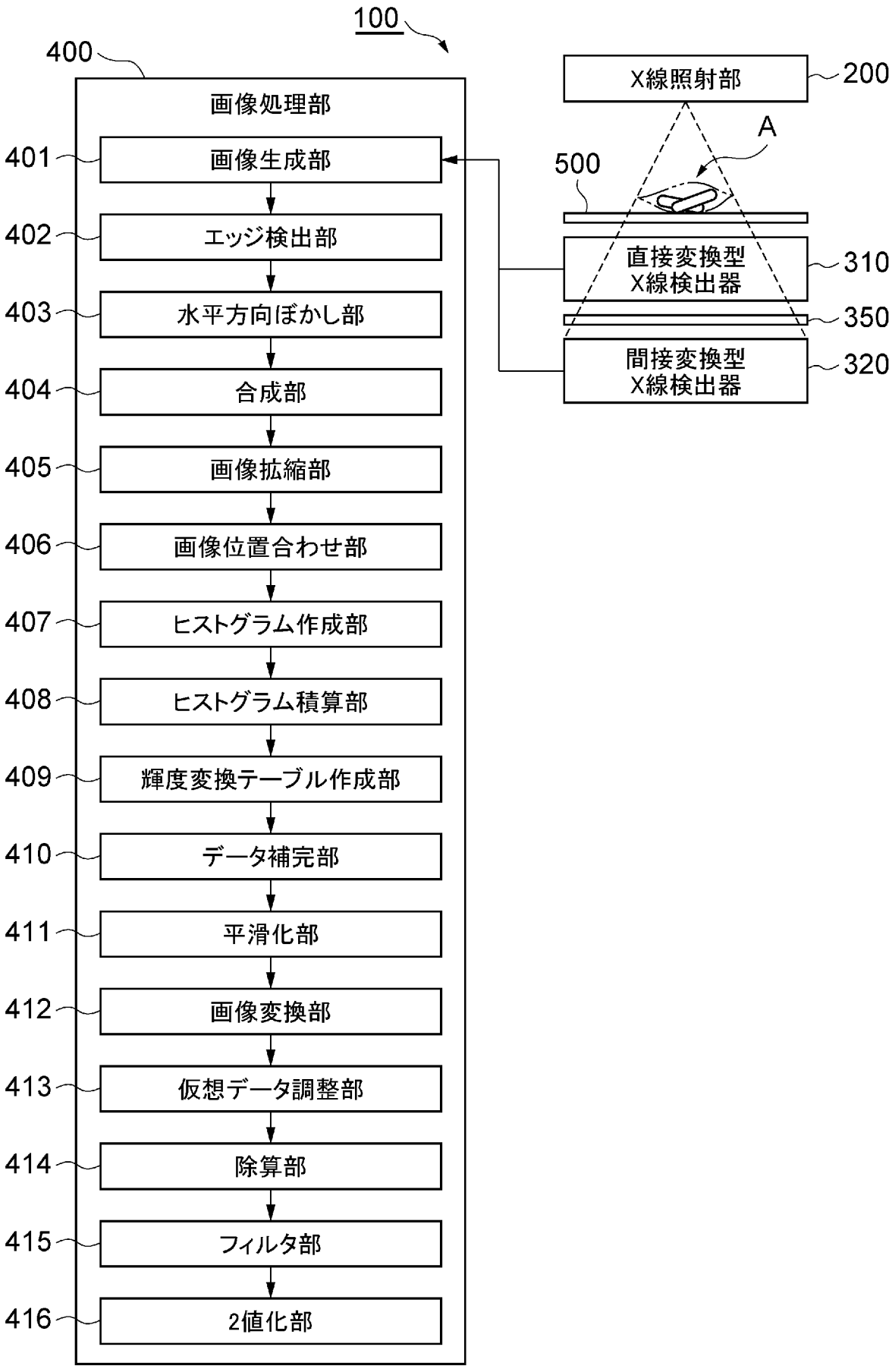
[図1]



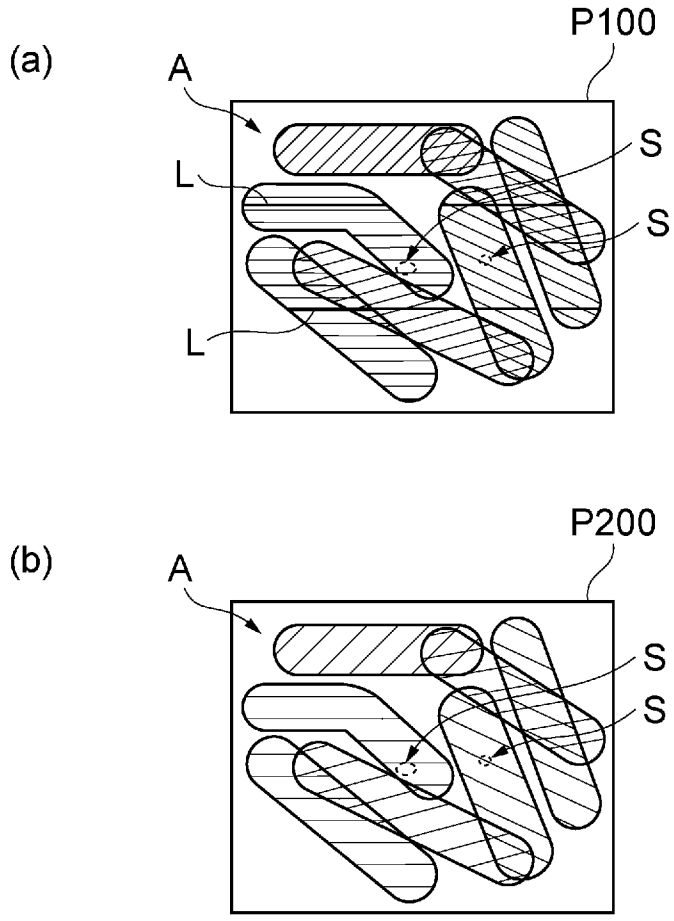
[図2]


311
311a
311
311a
311
311a
(a)
310
感度
321
321
321
321b
321a
321b
321a
321b
321a
(b)
320
感度

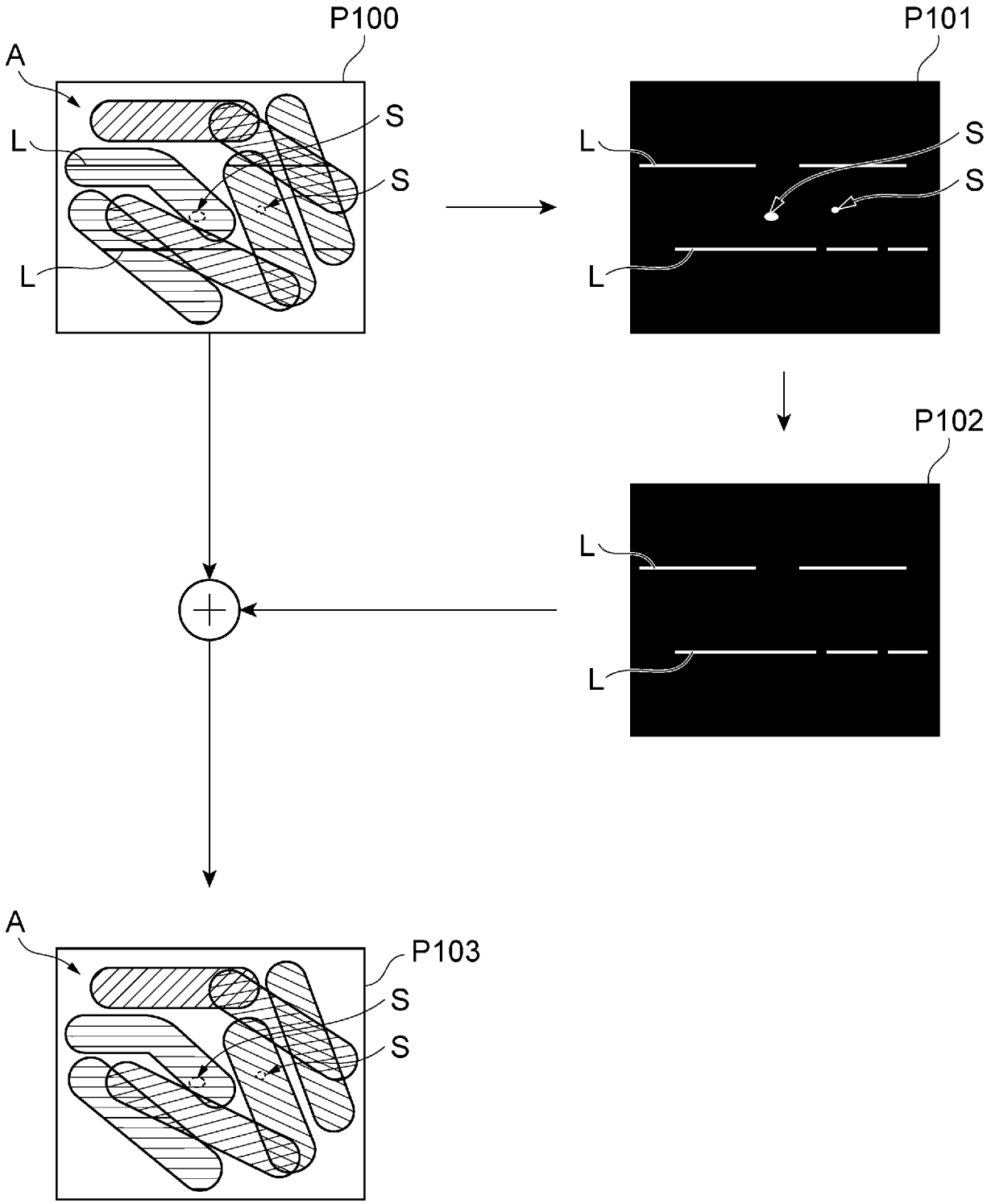
[図3]


100
400
画像処理部
401
画像生成部
402
エッジ検出部
403
水平方向ぼかし部
404
合成部
405
画像拡縮部
406
画像位置合わせ部
407
ヒストグラム作成部
408
ヒストグラム積算部
409
輝度変換テーブル作成部
410
データ補完部
411
平滑化部
412
画像変換部
413
仮想データ調整部
414
除算部
415
フィルタ部
416
2値化部
X線照射部
200
A
500
直接変換型
X線検出器
310
350
間接変換型
X線検出器
320

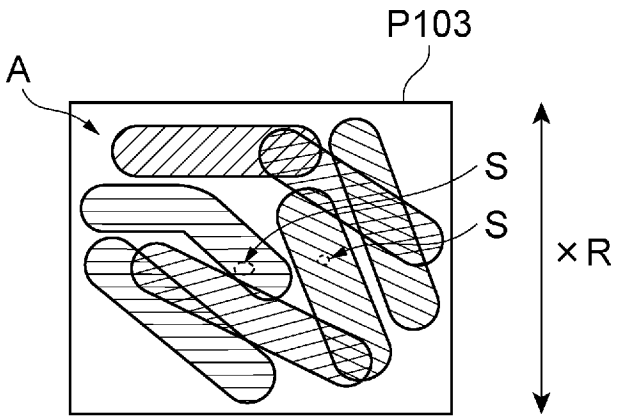
[図4]



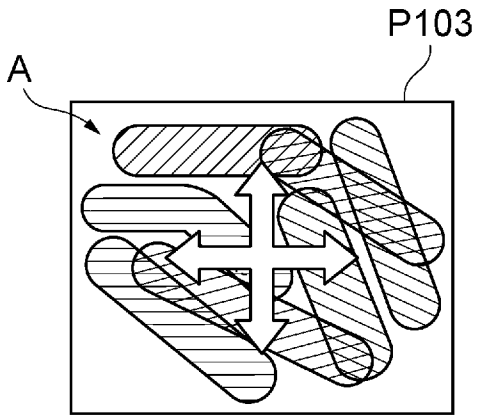
[図5]



[図6]

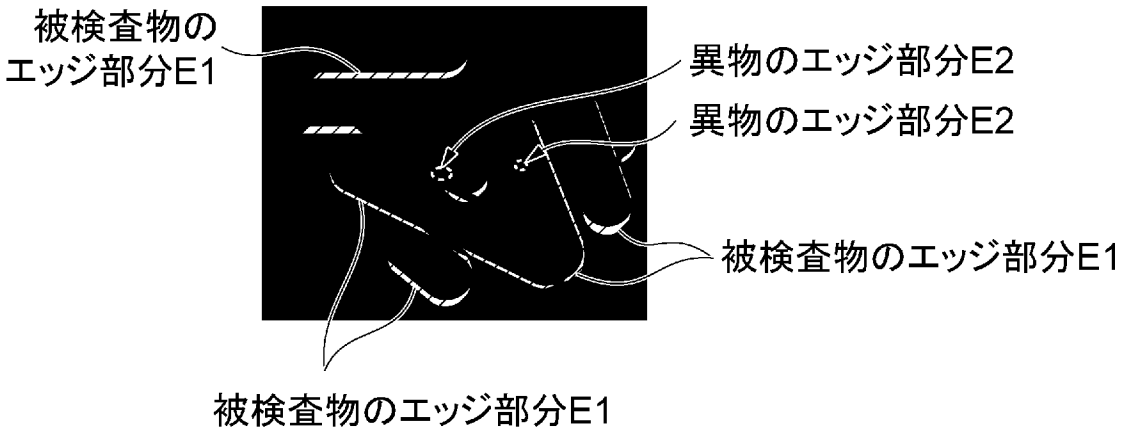


[図7]

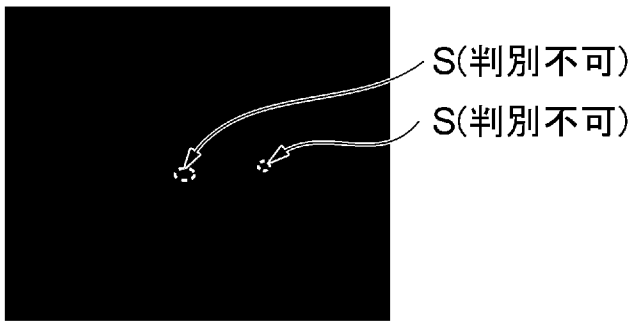


[図8]

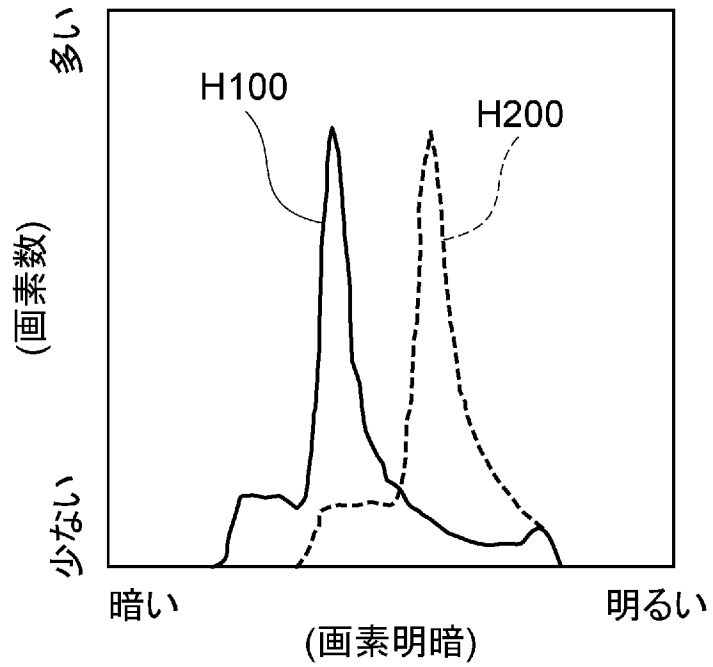
(a)


被検査物の
エッジ部分E1
異物のエッジ部分E2
異物のエッジ部分E2
被検査物のエッジ部分E1
被検査物のエッジ部分E1

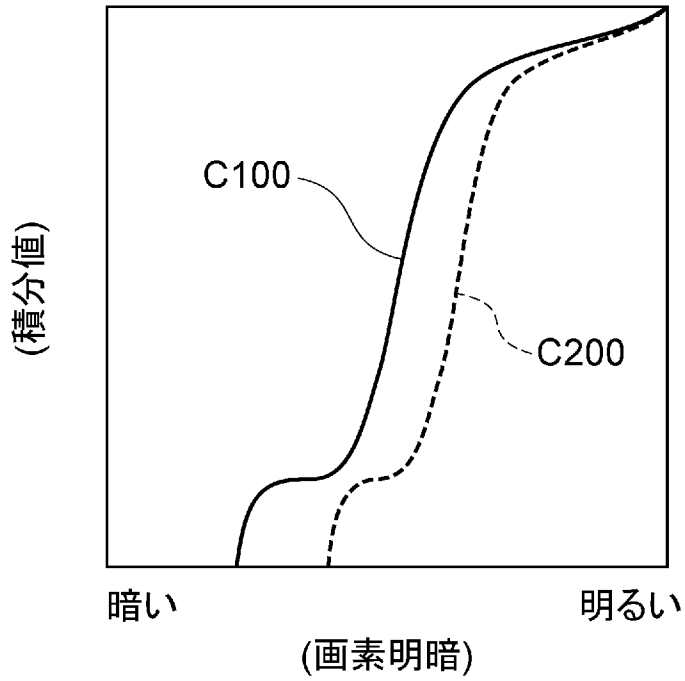
(b)


S(判別不可)
S(判別不可)

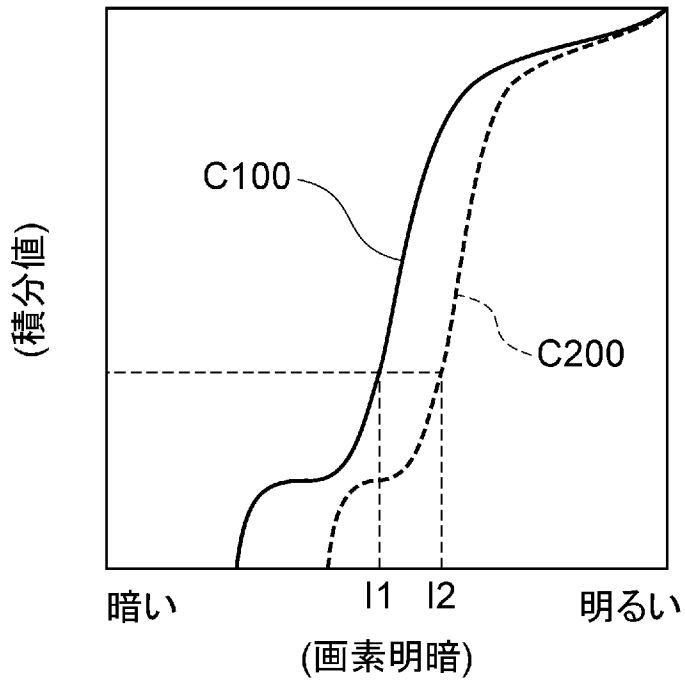
[図9]



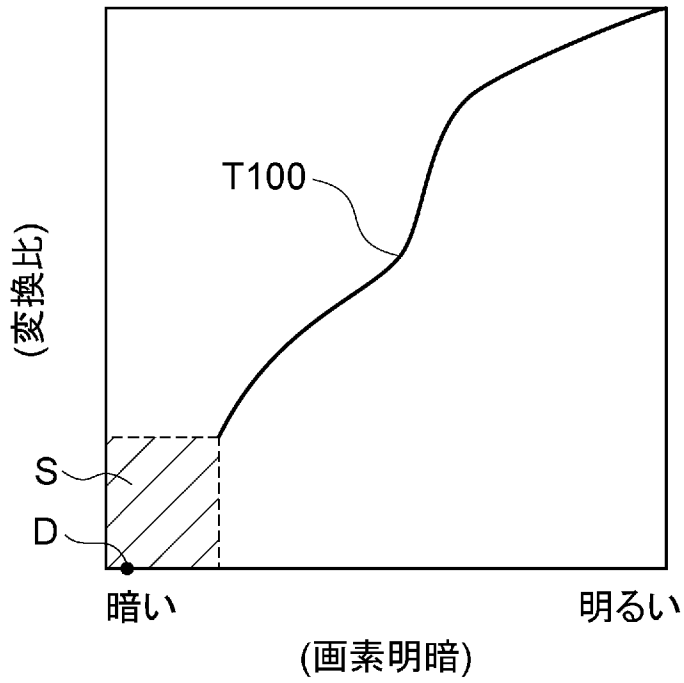
[図10]



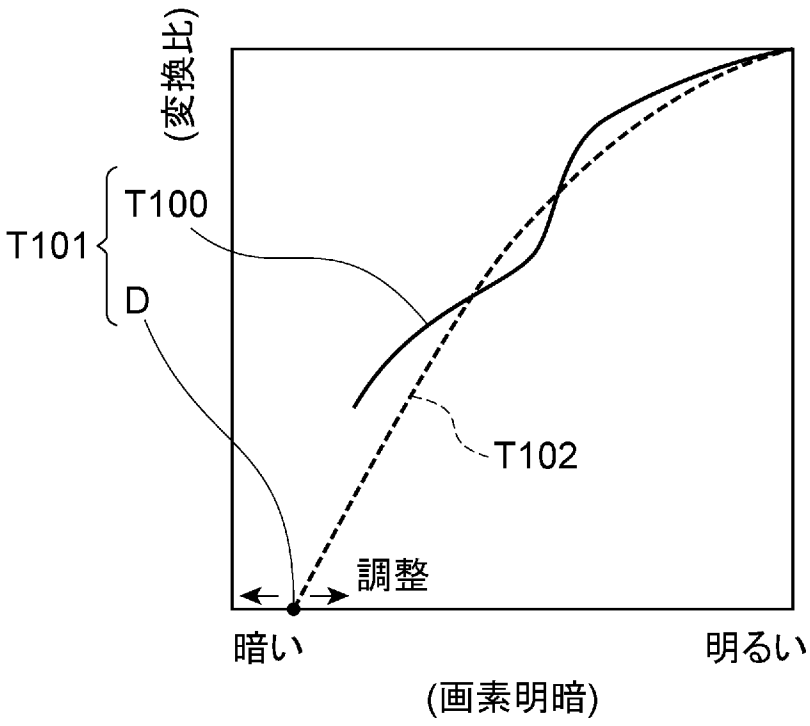
[図11]



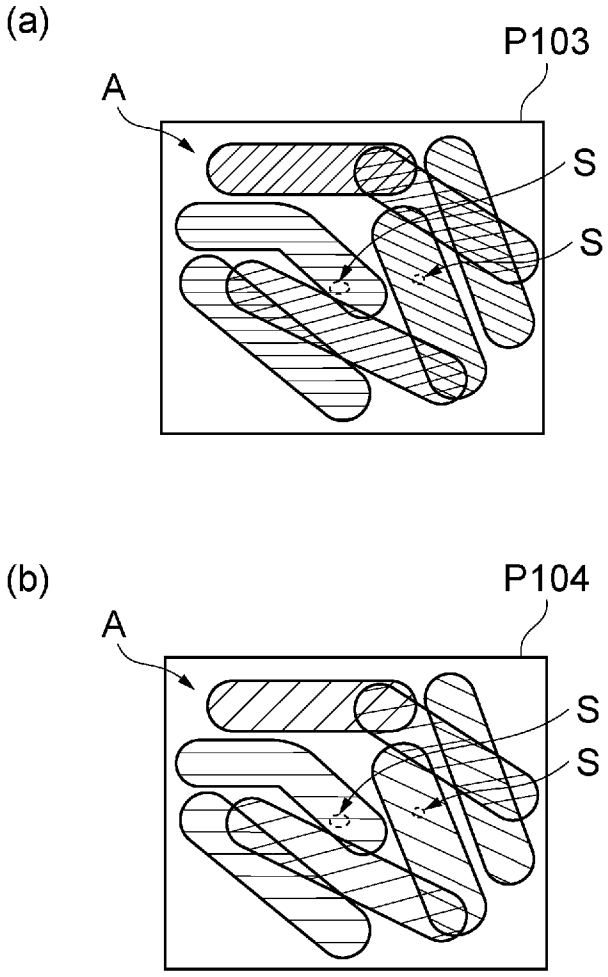
[図12]



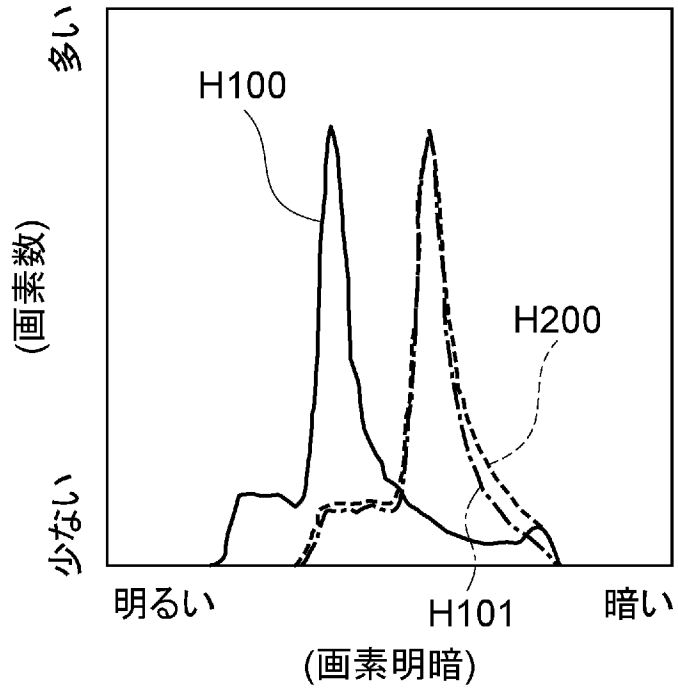
[図13]



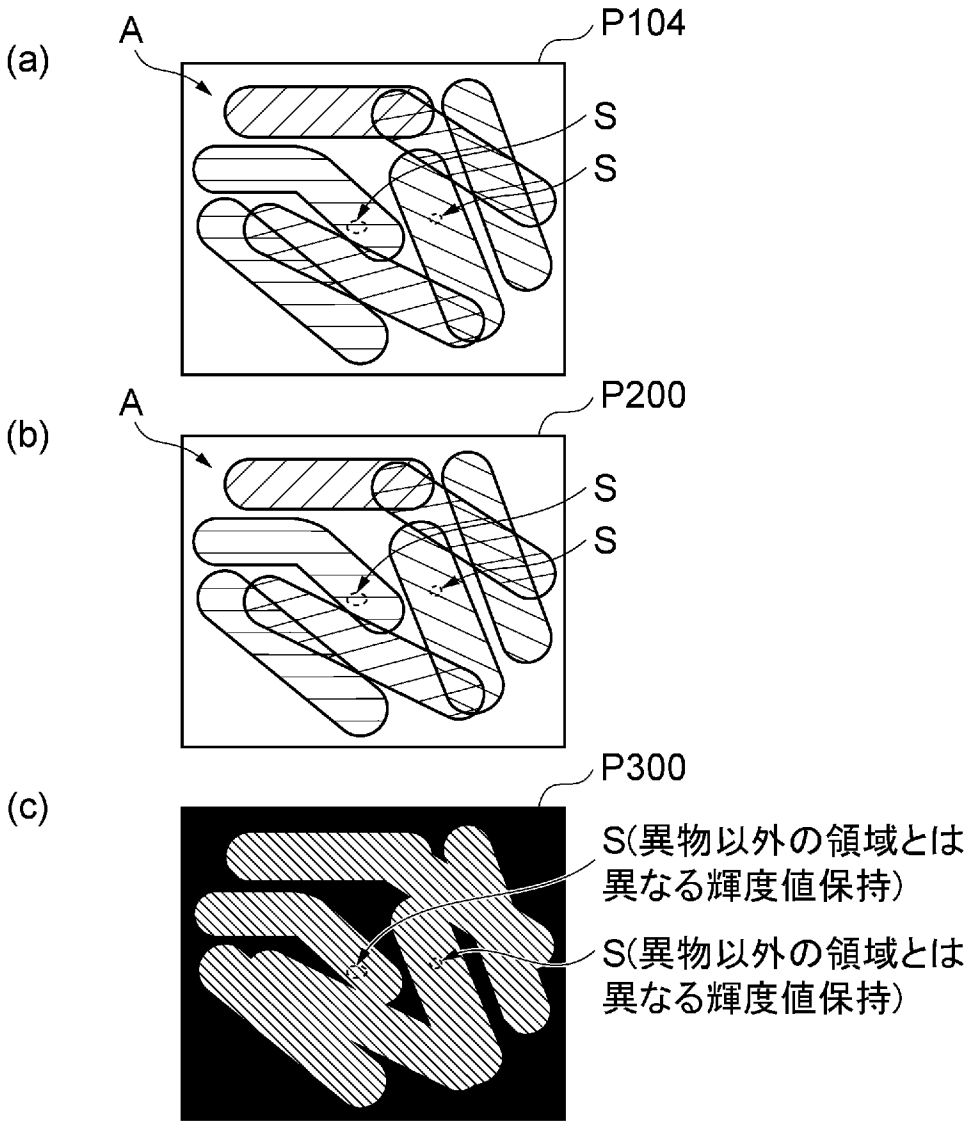
[図14]



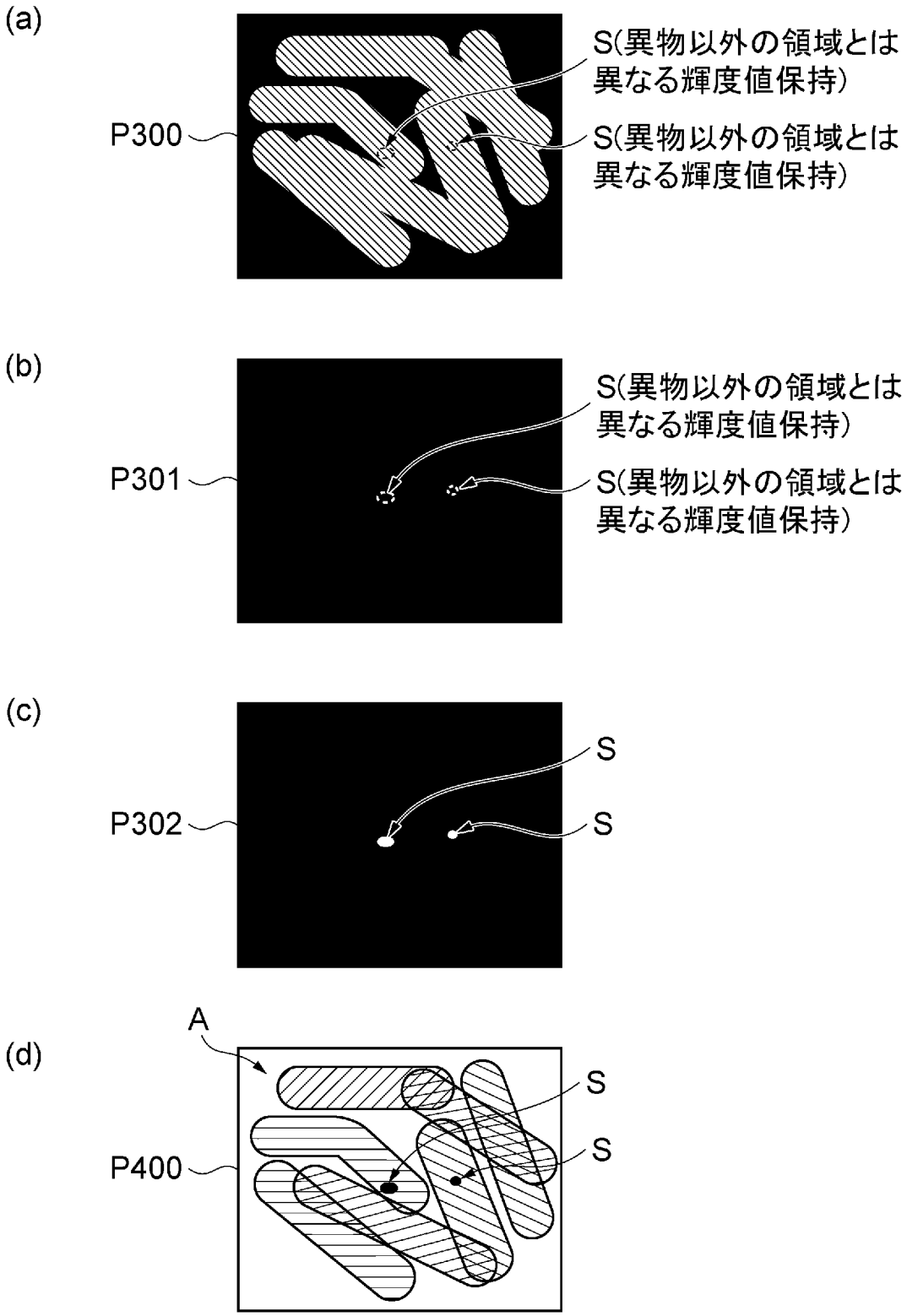
[図15]



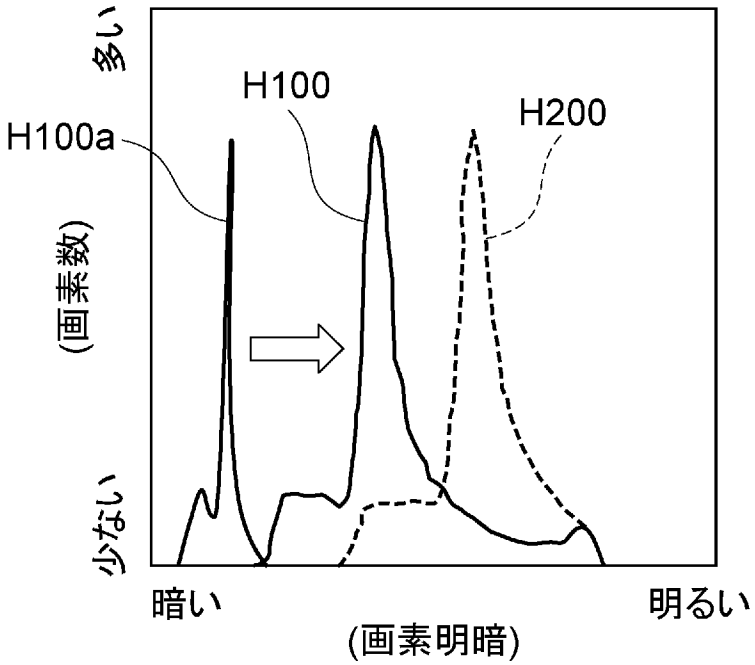
[図16]


(a)
A
P104
S
S
(b)
A
P200
S
S
(c)
P300
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)

[図17]


(a)
P300
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)
(b)
P301
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)
S(異物以外の領域とは異なる輝度値保持)
(c)
P302
S
S
(d)
A
P400
S
S

[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/079926

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01N23/04(2006.01)i, *G01N23/18*(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)
G01N23/00-23/227, G06T1/00-9/40

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y	JP 2012-073056 A (Ishida Co., Ltd.), 12 April 2012 (12.04.2012), paragraphs [0017] to [0022], [0032]; fig. 1 to 4, 15 (Family: none)	1-5
Y	JP 11-084011 A (Aloka Co., Ltd.), 26 March 1999 (26.03.1999), fig. 5 (Family: none)	1-5
Y	JP 2011-028588 A (Canon Inc.), 10 February 2011 (10.02.2011), paragraphs [0001] to [0004] & US 2011/0019933 A1 paragraphs [0001] to [0006]	1-5

☒ 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
12 December 2016 (12.12.16)	27 December 2016 (27.12.16)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/079926

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 2009-192519 A (Anritsu Industrial Solutions Co., Ltd.), 27 August 2009 (27.08.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-5
A	JP 5626835 B2 (Ishida Co., Ltd.), 19 November 2014 (19.11.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-5

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０７９９２６

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01N23/04(2006.01)i, G01N23/18(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.　G01N23/00-23/227, G06T1/00-9/40

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	１９７１－２０１６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１６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	関連する請求項の番号
Y	JP 2012-073056 A（株式会社イシダ）2012.04.12, 段落［００１７］－［００２２］、［００３２］、図１－４、１５（ファミリーなし）	1-5
Y	JP 11-084011 A（アロカ株式会社）1999.03.26, 図５（ファミリーなし）	1-5
Y	JP 2011-028588 A（キヤノン株式会社）2011.02.10, 段落［０００１］－［０００４］ & US 2011/0019933 A1, 段落［０００１］－［０００６］	1-5

☑　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	国際調査報告の発送日
１２．１２．２０１６	２７．１２．２０１６

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）　２Ｗ　５３６１
佐々木　龍
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２５８

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	関連する請求項の番号
A	JP 2009-192519 A (アンリツ産機システム株式会社) 2009.08.27, 全文、全図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 5626835 B2 (株式会社イシダ) 2014.11.19, 全文、全図（ファミリーなし）	1-5