

(21)申請案號：099122379

(22)申請日：中華民國 99 (2010) 年 07 月 07 日

(51)Int. Cl. : G01N23/04 (2006.01)

(30)優先權：2009/09/18 日本

2009-217536

(71)申請人：濱松赫德尼古斯股份有限公司 (日本) HAMAMATSU PHOTONICS K.K. (JP)
日本

(72)發明人：須山敏康 SUYAMA, TOSHIYASU (JP)

(74)代理人：陳長文

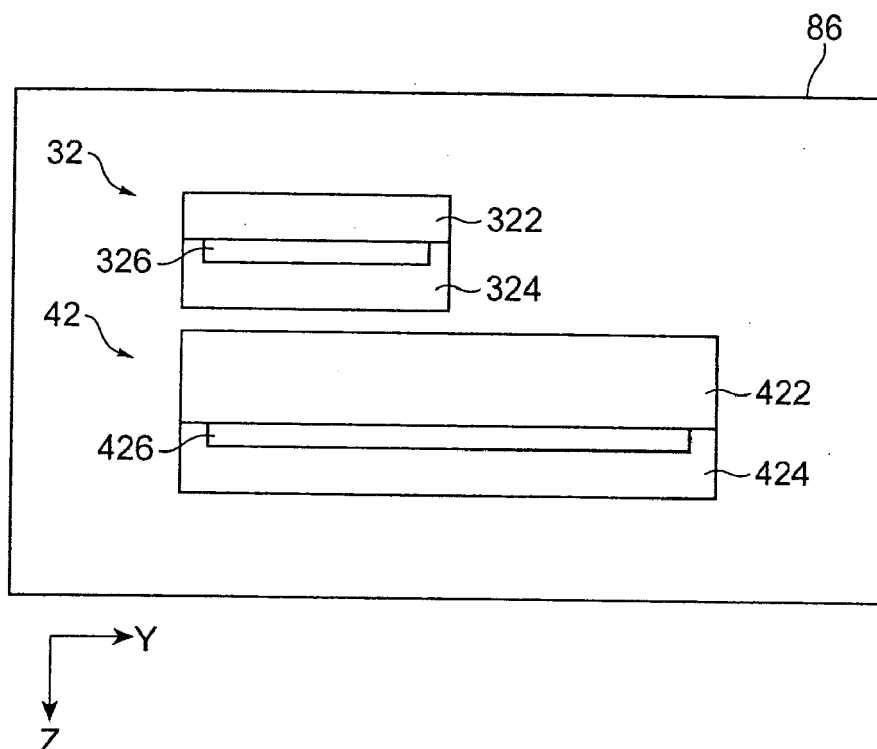
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：5 項 圖式數：13 共 42 頁

(54)名稱

放射線檢測裝置

(57)摘要

本發明之一實施形態之放射線檢測裝置 80 係使用減影法之異物檢查用者，其具備：檢測透過被檢查物之第 1 能量範圍之放射線之第 1 放射線檢測器 32；及檢測高於第 1 能量範圍之放射線之第 2 能量範圍之放射線的第 2 放射線檢測器 42；且，第 1 放射線檢測器 32 之第 1 閃爍體層 322 之厚度，係薄於第 2 放射線檢測器 42 之第 2 閃爍體層 422 之厚度；第 1 放射線檢測器 32 之第 1 像素部 324 之像素 326 之第 1 面積 S1，係小於第 2 放射線檢測器 42 之第 2 像素部 424 之像素 426 之第 2 面積 S2。



32：低能量檢測器(第 1 放射線檢測器)

42：高能量檢測器(第 2 放射線檢測器)

86：雙能量感測器

322：低能量閃爍體層 (第 1 閃爍體層)

324：低能量線感測器 (第 1 像素部)

326：像素

422：高能量閃爍體層 (第 2 閃爍體層)

424：高能量線感測器 (第 2 像素部)

426：像素



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201132965 A1

(43)公開日：中華民國 100 (2011) 年 10 月 01 日

(21)申請案號：099122379

(22)申請日：中華民國 99 (2010) 年 07 月 07 日

(51)Int. Cl. : G01N23/04 (2006.01)

(30)優先權：2009/09/18 日本

2009-217536

(71)申請人：濱松赫德尼古斯股份有限公司 (日本) HAMAMATSU PHOTONICS K.K. (JP)
日本

(72)發明人：須山敏康 SUYAMA, TOSHIYASU (JP)

(74)代理人：陳長文

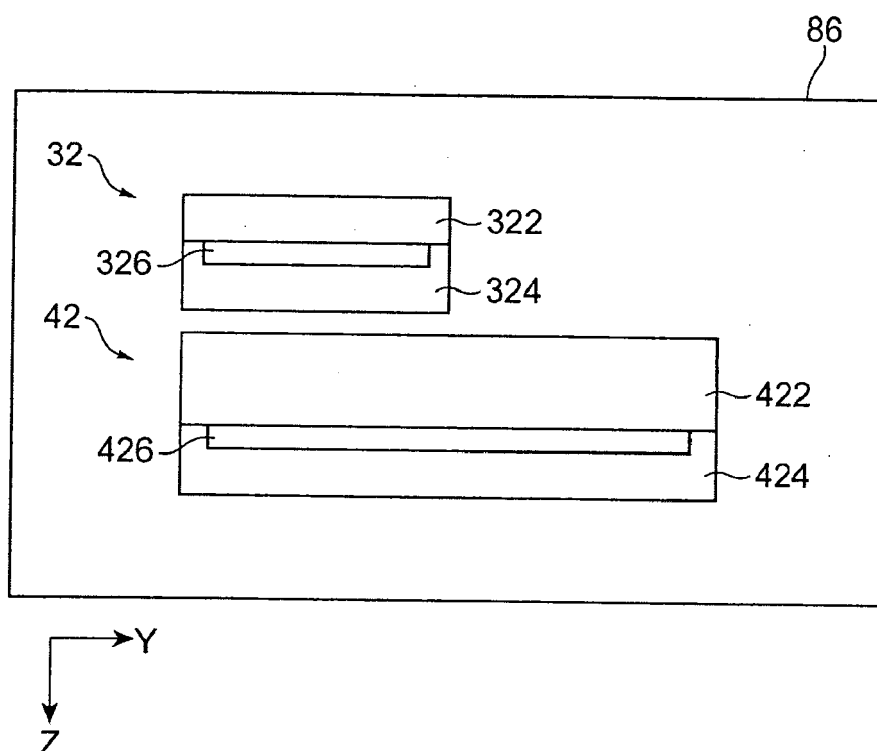
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：5 項 圖式數：13 共 42 頁

(54)名稱

放射線檢測裝置

(57)摘要

本發明之一實施形態之放射線檢測裝置 80 係使用減影法之異物檢查用者，其具備：檢測透過被檢查物之第 1 能量範圍之放射線之第 1 放射線檢測器 32；及檢測高於第 1 能量範圍之放射線之第 2 能量範圍之放射線的第 2 放射線檢測器 42；且，第 1 放射線檢測器 32 之第 1 閃爍體層 322 之厚度，係薄於第 2 放射線檢測器 42 之第 2 閃爍體層 422 之厚度；第 1 放射線檢測器 32 之第 1 像素部 324 之像素 326 之第 1 面積 S1，係小於第 2 放射線檢測器 42 之第 2 像素部 424 之像素 426 之第 2 面積 S2。



32：低能量檢測器(第 1 放射線檢測器)

42：高能量檢測器(第 2 放射線檢測器)

86：雙能量感測器

322：低能量閃爍體層 (第 1 閃爍體層)

324：低能量線感測器 (第 1 像素部)

326：像素

422：高能量閃爍體層 (第 2 閃爍體層)

424：高能量線感測器 (第 2 像素部)

426：像素

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種雙能量型之放射線檢測裝置。

【先前技術】

雙能量型之放射線檢測裝置具備具有不同之能量感度之2個放射線檢測器，其係檢測透過被檢查物之低能量範圍(第1能量範圍)之放射線及高能量範圍(第2能量範圍)之放射線。放射線檢測器分別具有閃爍體層與像素，且生成低能量範圍之放射線影像及高能量範圍之放射線影像。根據該放射線檢測裝置，同時獲取該等之放射線影像，並基於該等之放射線影像製作施有加權減法處理或重合處理等(例如，減影處理)之圖像，藉此可在以傳送帶等搬送之被檢查物之線內之非破壞檢測中，高精度地實現異物之檢測、成份分佈之計測、重量之計測等。

該種放射線檢測裝置係揭示於專利文獻1及2中。在記載於專利文獻1之行李檢查裝置中，高能量放射線檢測器之垂直於像素排列方向之方向的像素寬度，係長於低能量放射線檢測器之對應之像素寬度。藉此，可使低能量放射線檢測器與高能量放射線檢測器之線束位準相等。又，在記載於專利文獻2之X線CT之放射線檢測裝置中，藉由使用梯形之放射線檢測器，使得高能量放射線檢測器之垂直於像素排列方向之方向的像素寬度長於低能量放射線檢測器之對應之像素寬度。藉此，可使低能量放射線檢測器與高能量放射線檢測器之放射線入射量相等。

先行技術文獻

專利文獻

專利文獻1：日本特表2006-502386號公報

專利文獻2：日本特開平5-68674號公報

【發明內容】

發明所欲解決之問題

例如，在食品內之異物檢查中，要求檢查出食用肉內之骨或軟骨、金屬等作為異物，利用食用肉之放射線吸收量與異物(骨或軟骨、金屬等)之放射線吸收量之不同，並根據透過其等之放射線影像之減影圖像之對比度差使異物浮現，從而判斷有無異物。

此處，由於骨或金屬相較於食用肉，其放射線透過性有較大之不同(低)，故至少一者之利用放射線檢測器之放射線影像之對比度差較大。其結果，2個放射線影像之減影圖像之對比度差較大，易於進行異物檢查。然而，由於軟骨與食用肉相同，其放射線透過性較高，其差較小，故導致兩者之利用放射線檢測器之放射線影像之對比度差較小。其結果，使得其等之放射線影像之減影圖像之對比度差亦較小，從而難以進行異物檢查。

因此，本申請案發明者等在多次潛心研究後之結果，發現食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即放射線透過性較高的物質彼此之放射線影像之對比度差，可在更低能量範圍之放射線影像中增大。且，本申請案發明者等發現，骨或金屬等之重原子彼此，即放射線透過性較低的物質彼此之放

射線影像之對比度差，可在更高能量範圍之放射線影像中增大。

即，本發明之目的在於提供一種可增大由低能量放射線檢測器檢測之低能量範圍之放射線影像之對比度差，且可增大低能量放射線檢測器與高能量放射線檢測器之檢測能量差的放射線檢測裝置。

解決問題之技術手段

本發明之放射線檢測裝置，係使用減影法之異物檢查用者，其檢測透過被檢查物而從放射線入射方向入射之第1能量範圍之放射線、及高於第1能量範圍之放射線之第2能量範圍之放射線，且其包含：相對於放射線入射方向位於上游側，並檢測第1能量範圍之放射線之第1放射線檢測器；及相對於放射線入射方向位於下游側，並檢測第2能量範圍之放射線之第2放射線檢測器。第1放射線檢測器包含：沿著影像檢測方向延伸，並將第1能量範圍之放射線之影像轉換成光像的第1閃爍體層；及具有沿著影像檢測方向排列之複數個像素，且獲取源自以第1閃爍體層轉換而成之光像之第1圖像的第1像素部；第2放射線檢測器包含：沿著影像檢測方向延伸，並將第2能量範圍之放射線之影像轉換成光像的第2閃爍體層；及具有沿著影像檢測方向排列之複數個像素，且獲取源自以第2閃爍體層轉換而成之光像之第2圖像的第2像素部。第1閃爍體層之厚度係薄於第2閃爍體層之厚度，第1像素部之複數個像素各者之第1面積係小於第2像素部之複數個像素各者之第2面

積。

根據該放射線檢測裝置，由於第1放射線檢測器(低能量放射線檢測器)之第1像素部之各像素之面積比較小，因此即使透過例如食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即透過放射線透過性較高的物質彼此之放射線量之差較小的情形，亦可使由各像素轉換之電荷量之差相對增大。如此，藉由相對增大由各像素轉換之電荷量之差，可增大軟骨等之異物與食用肉等之異物周圍之對比度差。即，可增大由第1放射線檢測器檢測之低能量範圍之放射線影像之對比度差。

又，根據該放射線檢測裝置，由於第1放射線檢測器之第1閃爍體層比較薄，因此可藉由第1放射線檢測器檢測更低能量範圍之放射線，且由於第2放射線檢測器(高能量放射線檢測器)之第2閃爍體層比較厚，因此可藉由第2放射線檢測器檢測更高能量範圍之放射線。即，可增大第1放射線檢測器與第2放射線檢測器之檢測能量差。其結果，不僅可藉由第1放射線檢測器，增大食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即放射線透過性較高之物質彼此之放射線影像之對比度差，亦可藉由第2放射線檢測器，增大骨或金屬等之重原子彼此，即放射線透過性較低之物質彼此之放射線影像之對比度差。

上述之第2像素部之複數個像素各者之影像檢測方向上的第1影像檢測方向寬度，可小於上述之第2像素部之複數個像素各者之影像檢測方向上的第2影像檢測方向寬度。

根據該放射線檢測裝置，由於第1放射線檢測器之第1閃

爍體層之厚度比較薄，且複數個像素各者之第1影像檢測方向寬度比較小，因此可提高空間解析度，從而降低像素間之串擾。如此，藉由提高第1放射線檢測器之空間解析度，可增大軟骨等之異物與食用肉等之異物周圍之對比度差。即，可增大由第1放射線檢測器檢測之低能量範圍之放射線影像之對比度差。

又，上述之第1像素部之複數個像素各者之正交於影像檢測方向之正交方向上的第1正交方向寬度，可小於第2像素部之複數個像素各者之正交方向上的第2正交方向寬度。

又，上述之第1閃爍體層之材料與上述之第2閃爍體層之材料可相同，亦可不同。如此，藉由根據檢測X線個別選擇第1閃爍體層之材料與第2閃爍體層之材料，可進一步增大第1放射線檢測器與第2放射線檢測器之檢測能量差。

發明之效果

根據本發明，可增大由低能量放射線檢測器檢測之低能量範圍之放射線影像之對比度差。藉此，例如即使為放射線透過性接近於放射線透過性較高之被檢查物之異物，亦可容易地進行檢測。

再者，根據本發明，可增大低能量放射線檢測器與高能量放射線檢測器之檢測能量差。藉此，例如不僅可容易進行放射線透過性較高之異物之檢測，亦可容易進行放射線透過性較低之異物之檢測。

【實施方式】

以下，茲參照圖式詳細說明本發明之較佳之實施形態。
另，在各圖式中，係對於相同或相當之部分附注相同之符號。

圖1係本實施形態之X線異物檢測裝置之立體圖，圖2係本實施形態之X線異物檢測裝置之概略構成圖。如圖1及圖2所示，X線異物檢測裝置1係將來自X線源之X線(放射線)朝向照射方向Z照射於被檢查物S，並以複數個能量範圍檢測所照射之X線中透過被檢查物S之透過X線的裝置。X線異物檢查裝置1係使用透過X線圖像，進行被檢查物S中所含之異物檢查或隨身行李檢查等。如此之X線異物檢查裝置1具備：傳送帶10、X線照射器20、低能量圖像獲取部30、高能量圖像獲取部40、時序控制部50及圖像處理裝置70。本發明之實施形態之雙能量型之放射線檢測裝置80包含低能量圖像獲取部30、高能量圖像獲取部40及時序控制部50。

如圖1所示，傳送帶10具備載置被檢查物S之帶部12。傳送帶10係藉由使帶部12於搬送方向Y移動，而以特定之搬送速度將被檢查物S於搬送方向Y搬送。被檢查物S之搬送速度為例如48 m/分。傳送帶10可根據需要，利用傳送帶控制部14將速度變更為例如24 m/分或96 m/分等之搬送速度。又，傳送帶控制部14可變更帶部12之高度位置。藉由變更帶部12之高度位置，可變更X線照射器20與被檢查物S之距離。藉由該變更，可變更以低能量圖像獲取部30及高能量圖像獲取部40所獲取之X線透過影像之解像度。再

者，作為以傳送帶10搬送之被檢查物S，可廣泛舉例的有例如食用肉等之食品或輪胎等之橡膠製品、用於保安·安全之隨身行李檢查或貨物檢查、以及其他之樹脂製品或金屬製品、礦物等資源材料、用於分類或資源回收(循環使用)之廢棄物、電子零件等等。

X線照射器20係作為X線源，將X線朝向照射方向Z而照射至被檢查物S之裝置。X線照射器20為點光源，係於正交於照射方向Z及搬送方向Y之檢測方向X，在特定之角度範圍將X線擴散照射。X線照射器20係以使隨著X線之照射方向Z朝向帶部12而擴散之X線普及至被檢查物S之寬度方向(檢測方向X)整體上的方式，由帶部12離開特定之距離而配置於帶部12之上方。又，X線照射器20係在被檢查物S之長度方向(搬送方向Y)上，將長度方向之特定之分割範圍作為照射範圍，且以傳送帶10將被檢查物S向搬送方向Y搬送，藉此相對被檢查物S之長度方向整體照射X線。

低能量圖像獲取部30具備低能量檢測器(第1放射線檢測器)32與低能量圖像修正部34。

低能量檢測器32相對於X線入射方向Z係位於上游側，且檢測由X線照射器20所照射之X線中透過被檢查物S之低能量範圍(第1能量範圍)之X線，生成低能量圖像資料(第1放射線圖像資料)。

低能量圖像修正部34係放大及修正低能量檢測器32所生成之低能量圖像資料之部分。低能量圖像修正部34具備：放大低能量圖像資料之放大器34a；將放大器34a所放大之

低能量圖像資料進行A/D轉換之A/D轉換部34b；對A/D轉換部34b所轉換之低能量圖像資料進行特定之修正處理之修正電路34c；及將修正電路34c所修正之圖像資料作外部輸出之輸出介面34d。

高能量圖像獲取部40具備高能量檢測器(第2放射線檢測器)42與高能量圖像修正部44。

高能量檢測器42相對於X線入射方向Z係位於下游側，且檢測由X線照射器20照射之X線中透過被檢查物S及低能量檢測器32之高能量範圍(第2能量範圍)之X線，生成高能量圖像資料(第2放射線圖像資料)。且，以低能量檢測器32檢測之低能量範圍、與以高能量檢測器42檢測之高能量範圍並未明確區分，其能量範圍以某種程度重疊。

高能量圖像修正部44係放大及修正高能量檢測器42所生成之高能量圖像資料之部分。高能量圖像修正部44具備：放大高能量圖像資料之放大器44a；將放大器44a所放大之高能量圖像資料進行A/D轉換之A/D轉換部44b；對A/D轉換部44b所轉換之高能量圖像資料進行特定之修正處理之修正電路44c；及將修正電路44c所修正之圖像資料作外部輸出之輸出介面44d。

時序控制部50係控制低能量檢測器32中之透過X線之檢測時序，與高能量檢測器42中之透過X線之檢測時序。時序控制部50係分別對應低能量圖像資料與高能量圖像資料，而降低下述之減影處理之圖像偏差。

圖像處理裝置70係進行求得以低能量檢測器32檢測及生

成之低能量圖像資料、與以高能量檢測器42檢測及生成之高能量圖像資料之差分資料的運算處理(減影處理)，且生成作為合成圖像之減影影像之裝置。輸入至圖像處理裝置70之兩個能量圖像資料，係藉由時序控制部50，以使圖像資料相互對應的方式而控制檢測時序。圖像處理裝置70係將藉由運算處理而生成之減影影像輸出顯示於顯示器等。藉由該輸出顯示，可以目視確認被檢查物S所含有之異物等。再者，亦可不輸出顯示減影影像，僅進行資料輸出，藉由在圖像資料上之檢測處理，而從圖像資料直接檢測被檢查物S所含有之異物等。

其次，詳細說明低能量檢測器32及高能量檢測器42。圖3係圖2所示之放射線檢測裝置80之包含低能量檢測器32與高能量檢測器42之雙能量感測器86之概略結構圖，圖4係顯示低能量檢測器32之X線入射面(a)、及高能量檢測器42之X線入射面(b)之圖。

如圖3及圖4所示，低能量檢測器32具有低能量閃爍體層(第1閃爍體層)322與低能量線感測器(第1像素部)324。低能量閃爍體層322係沿著影像檢測方向X延伸，且將低能量範圍之X線之影像轉換為光像。低能量線感測器324具有沿著影像檢測方向X而排列之複數個像素326，且獲取源自以低能量閃爍體層322所轉換之光像之低能量圖像(第1圖像)。如此，低能量檢測器32檢測低能量範圍之X線。

同樣地，高能量檢測器42具有高能量閃爍體層(第2閃爍體層)422與高能量線感測器((第2像素部)424。高能量閃爍

體層 422 係沿著影像檢測方向 X 延伸，並將高能量範圍之 X 線之影像轉換為光像。高能量線感測器 424 具有沿著影像檢測方向 X 而排列之複數個像素 426，且獲取源自以高能量閃爍體層 422 所轉換之光像之高能量圖像(第 2 圖像)。如此，高能量檢測器 42 檢測高能量範圍之 X 線。

此處，低能量檢測器 32 之低能量閃爍體層 322 之厚度，係薄於先前之雙能量型 X 線檢測裝置，而高能量檢測器 42 之高能量閃爍體層 422 之厚度，係厚於先前之雙能量型 X 線檢測裝置。即，低能量檢測器 32 之低能量閃爍體層 322 之厚度，係薄於高能量檢測器 42 之高能量閃爍體層 422 之厚度。

又，低能量線感測器 324 之在複數個像素 326 各者之影像檢測方向 X 之像素寬度(第 1 影像檢測方向寬度) $Wa1$ ，係小於高能量線感測器 424 之在複數個像素 426 各者之影像檢測方向 X 之像素寬度(第 2 影像檢測方向寬度) $Wa2$ 。又，低能量線感測器 324 之在複數個像素 326 各者之正交於影像檢測方向 X 之正交方向(搬送方向 Y)的像素寬度(第 1 正交方向寬度) $Wb1$ ，係小於高能量線感測器 424 之在複數個像素 426 各者之正交方向 Y 的像素寬度(第 2 正交方向寬度) $Wb2$ 。即，低能量線感測器 324 之複數個像素 326 各者之面積(第 1 面積) $S1$ 係小於高能量線感測器 424 之複數個像素 426 各者之面積(第 2 面積) $S2$ 。

如此，使得高能量線感測器 424 之每單位長度之像素數與低能量線感測器 324 之每單位長度之像素數不同，高能

量線感測器424之每單位長度之像素數少於低能量線感測器324之每單位長度之像素數。

又，較好的是，高能量線感測器424之像素426之像素間距P2，係低能量線感測器324之像素326之像素間距P1的n倍(n為正整數)。例如，在減影處理中，存在當影像檢測方向X之像素數不同時，進行檢測圖像之縮減或內插等之處理而使像素數一致的情形，但若像素間距為整數倍，則容易進行檢測圖像之縮減或內插等之處理。

再者，低能量閃爍體層322之材料與高能量閃爍體層422之材料可為相同，但低能量閃爍體層322與高能量閃爍體層422亦可使用不同之材料。例如，作為低能量閃爍體層322及高能量閃爍體層422之材料，可適用 $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}$ 、 $\text{CsI}:\text{Tl}$ 、 CdWO_4 、 CaWO_4 、 GSO 、 LGSO 、 BGO 、 LSO 、 YSO 、 YAP 、 $\text{Y}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}$ 、 $\text{YTbO}_4:\text{Tm}$ 等，可根據檢測之X線，選擇材料之組合。

如此，根據本實施形態之放射線檢測裝置80，由於低能量檢測器32之低能量線感測器324之各像素326之面積比較小，因此即使在例如透過食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即透過放射線透過性較高之物質彼此之放射線量之差較小的情形下，亦會使根據各像素326所轉換之電荷量之差相對增大。又，根據本實施形態之放射線檢測裝置80，由於低能量檢測器32之低能量閃爍體層322之厚度比較薄，因此即使在低能量線感測器324之各像素326之面積較小的情形下，即，在各像素326之檢測方向(像素排列方向)X之像

素寬度 W_{a1} 較小的情形下，亦可降低像素間之串擾，從而提高空間解析度。如此，藉由提高低能量檢測器 32 之空間解像度，可增大軟骨等之異物與食用肉等之異物周圍之對比度差。即，可增大利用低能量檢測器 32 檢測之低能量範圍之放射線影像的對比度差。

又，根據本實施形態之放射線檢測裝置 80，由於低能量檢測器 32 之低能量閃爍體層 322 比較薄，因此可利用低能量檢測器 32 檢測更低能量範圍之放射線，且，由於高能量檢測器 42 之高能量閃爍體層 422 比較厚，因此可利用高能量檢測器 42 檢測更高能量範圍之放射線。即，可增大低能量檢測器 32 與高能量檢測器 42 之檢測能量差。其結果，不僅可利用低能量檢測器 32 增大食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即放射線透過性較高之物質彼此之放射線影像之對比度差，而且可利用高能量檢測器 42 增大骨或金屬等之重原子彼此，即放射線透過性較低之物質彼此之放射線影像的對比度差。

又，根據檢測 X 線，個別選擇低能量閃爍體層 322 之材料與高能量閃爍體層 422 之材料，藉此可進一步增大低能量檢測器 32 與高能量檢測器 42 之檢測能量差。即，可使得檢測能量區分更佳，從而可獲得較佳之減影圖像。

以下，考察該等之作用效果。

首先，顯示關於低能量線感測器 324 之各像素 326 之面積（像素寬度）的評估結果。圖 5 係顯示透過含有異物之被檢查物 S 之 X 線之影像的一例的圖，圖 6 係顯示圖 5 所示之 X 線影

像之水平亮度分布之圖。

圖5之異物Mf之大小係相對於獲取圖5(a)之圖像之線感測器之像素間距為大約1倍~4倍的大小。又，獲取圖5(b)之圖像之線感測器之像素間距，係相對於獲取圖5(a)之圖像之線感測器之像素間距為大約2倍。

根據圖5(a)及(b)之圖像，在圖5(b)之圖像中，異物部Mf與其周邊部之亮度差為大約6%，相對於此，在圖5(a)之圖像中，異物部Mf與其周邊部之亮度差已達到大約23%。從圖6(a)及(b)之亮度分布來看，在圖6(b)之亮度分布中，異物部Mf與其周邊部之亮度差較小(大約數%)，但相對於此，在圖6(a)之亮度分布中，異物部Mf與其周邊部之亮度差有所增大(20%以上)。由此獲知，相較於圖5(b)之圖像，以使用像素間距較小之線感測器之圖5(a)之圖像，即採用解像度較高之像素之線感測器者，可增大對比度差(亮度差)。

此可認為是藉由縮小像素尺寸而使各像素之電荷量減小，其結果，使得像素間之電荷量差相對增大所導致。由此，在本實施形態中，若相對縮小低能量檢測器32之低能量線感測器324之各像素326之面積，則即使在透過例如食用肉或軟骨等之輕原子彼此，即放射線透過性較高之物質彼此之放射線量之差較小的情形下，亦可相對增大由各像素326轉換而成之電荷量之差。

其次，顯示關於低能量檢測器32之低能量閃爍體層322之厚度、與高能量檢測器42之高能量閃爍體層422之厚度

的評估結果。圖7係顯示評估用之被檢查物、及該被檢查物之X線透過圖像之圖。

如圖7(a)所示，評估用之被檢查物在部分A~部分E中，如以下所示，為不同之素材。

部分A：碳

部分B：碳+鋁(鋁從部分A側朝部分B側逐漸增厚)

部分C：鐵(厚)

部分D：鐵(薄)

部分E：空氣

圖7(b)係源自具有較薄閃爍體層之本實施形態之低能量檢測器32單體之被檢查物的X線透過圖像，圖7(c)係源自具有較厚閃爍體層之本實施形態之高能量檢測器42單體之被檢查物的X線透過圖像。

根據圖7(b)，具有較薄之閃爍體層322之本實施形態之低能量檢測器32，可根據對比度之不同(亮度差)，而識別X線透過率比較高的碳部分A、與碳+鋁部分B之偏部分A側的交界。另一方面，根據圖7(c)，具有較厚之閃爍體層422之本實施形態之高能量檢測器42，可根據對比度之不同(亮度差)，而識別X線透過率比較低的碳+鋁部分B之偏部分C側、與鐵部分C的交界。

圖8係顯示圖7所示之X線透過圖像之亮度分布之圖。圖8(a)係圖7(b)所示之X線透過圖像之亮度分布，圖8(b)係圖7(c)所示之X線透過圖像之亮度分布。部分A1、A2係對應於碳部分A，部分B1、B2係對應於鋁部分B之較厚部分，

部分D1、D2係對應於鐵(薄)部分D，且部分E1、E2係對應於空氣部分E。

根據圖8(a)，碳部分A1之亮度值相對於空氣部分E1之亮度值產生有大約23%的亮度差。另一方面，根據圖8(b)，碳部分A2之亮度值相對於空氣部分E2之亮度值產生有大約10%之亮度差。藉此，具有較薄之閃爍體層322之本實施形態之低能量檢測器32，相對於具有較厚之閃爍體層422之高能量檢測器42，可將X線透過率比較高的空氣與碳之對比度差增大為2倍以上。由此獲知，為增大X線透過率較高之物質(即軟原子彼此)彼此之對比度差，將閃爍體層之厚度薄化(即，如後所述，檢測更低能量之X線)有所重要。

又，根據圖8(a)，鋁(厚)部分B1之亮度值相對於較薄之鐵部分D1之亮度值為大約3%之亮度差。另一方面，根據圖8(b)，鋁(厚)部分B2之亮度值相對於鐵(薄)部分D2之亮度值而產生有大約12%之亮度差。藉此，具有較厚之閃爍體層422之本實施形態之高能量檢測器42，相對於具有較薄之閃爍體層322之低能量檢測器32，可將X線透過率比較低的鐵與鋁(厚)之對比度差增大2倍以上。由此獲知，為產生X線透過率比較低者彼此(即硬原子彼此)間之對比度差，將閃爍體層之厚度加厚(即如後所述，檢測更高能量之X線)有所重要。

又，根據圖8可知，硬物質由於其由具有較薄之閃爍體層322之低能量檢測器32所檢測之亮度差、與由具有較厚

之閃爍體層 422 之高能檢測器 42 所檢測之亮度差有較大差異，因此在進行差分時容易擷取。且又獲知，由於硬物質彼此可藉由具有較厚之閃爍體層 422 之高能檢測器 42 較大地表現出亮度差，因此即使像素間距大，即，如上所述不縮小像素間距，亦可確保充分的亮度差。

另一方面，軟物質由於其由具有較薄之閃爍體層 322 之低能量檢測器 32 所檢測之亮度差、與由具有較厚之閃爍體層 422 所檢測之高能檢測器 42 之亮度差，並非如硬物質之程度般之有較大差異，因此，具有較薄之閃爍體層 322 之低能量檢測器 32 之更高解像度之檢測則較為重要。因此，如上所述，較佳為對具有較薄之閃爍體層 322 之低能量檢測器 32，組合較窄像素間距之線感測器 324。又，如後所述，由於較薄之閃爍體層在閃爍體層內部之螢光散射較小，因此可獲得高解像度之圖像，且與較窄像素間距之線感測器之組合較佳。

此處，考察該評估結果。圖 9 係顯示在低能量檢測器 32 及高能檢測器 42 中就各能量範圍之發光之方式的模式圖。圖 9(a) 係本實施形態之低能量檢測器 32 及高能檢測器 42，圖 9(b) 係比較例之低能量檢測器 32X 及高能檢測器 42X。

在比較例中，與本實施形態相異之點在於，低能量檢測器 32X 之閃爍體層 322X 與高能檢測器 42X 之閃爍體層 422X 為相同程度之厚度。即，比較例之低能量檢測器 32X 之閃爍體層 322X 厚於本實施形態之低能量檢測器 32 之閃爍

體層 322，且比較例之高能量檢測器 42X 之閃爍體層 422X 薄於本實施形態之高能量檢測器 42 之閃爍體層 422。

如圖 9(b) 所示，在比較例中，由於更低能量之 X 線 X_L 係在低能量檢測器 32X 之閃爍體層 322X 表面附近被轉換成螢光，因此會在閃爍體層內被散射/吸收，因而難以到達低能量檢測器 32X 之線感測器 324，故不易進行檢測。另一方面，由於相對該低能量 X 線 X_L 而比較高之中能量之 X 線 X_M ，係在低能量檢測器 32X 之閃爍體層 322X 之較深位置被轉換成螢光，因此可以低能量檢測器 32X 之線感測器 324 檢測。因此，在比較例中，難以產生以輕原子構成者彼此 (例如，食用肉與軟骨) 間之對比度差。又，以低能量檢測器 32X 檢測之 X 線與以高能量檢測器 42X 檢測之 X 線之能量差較小，使得利用減影運算之效果降低。

另一方面，如圖 9(a) 所示，在本實施形態中，即使低能量 X 線 X_L 在低能量檢測器 32 之閃爍體層 322 表面被轉換成螢光，但由於該閃爍體層 322 較薄，故螢光仍易到達低能量檢測器 32 之線感測器 324，從而容易進行檢測。又，由於中能量 X 線 X_M 容易透過低能量檢測器 32 之閃爍體層 322，故以低能量檢測器 32 檢測之 X 線成為集中於更低能量側之 X 線。因此，可提高以輕原子構成之對象物之 X 線吸收效果，從而可增大以輕原子構成者彼此 (例如，食用肉與軟骨) 間之對比度差。

此外，由於透過低能量檢測器 32 之中能量 X 線 X_M 在高能量檢測器 42 之閃爍體層 422 表面被轉換成螢光，因此會因

在閃爍體層422內散射/吸收，而導致該螢光難以到達至線感測器324。另一方面，高能量X線 X_H 由於在線感測器424附近被轉換成螢光，故容易進行檢測。因此，高能量檢測器42可檢測集中於更高能量之X線。

如此，藉由將低能量檢測器32之閃爍體層322薄化，將高能量檢測器42之閃爍體層422加厚，可使檢測能量區分明確。因此，將低能量檢測器32之閃爍體層322薄化而易於檢測低能量X線，且將高能量檢測器42之閃爍體層422加厚而易於檢測高能量X線，藉此，即使被檢查物內存在各種X線透過率之異物，亦可製作對比度差明確之減影圖像。

其次，考察薄化低能量檢測器32之閃爍體層322，且增加線感測器324之像素數(即，提高空間解像度)之協同效果。

閃爍體層中之散射係受厚度之影響，亦受閃爍體層之種類之影響，大致與厚度同程度地散射。因此，薄化閃爍體層之厚度可將散射範圍限定，而獲得更高解像度之發光影像。此時，縮小與較薄之閃爍體層組合之線感測器之像素間距，與散射範圍之減少相輔相成非常有用。

以上，在空間解析度為必要的情形下，較佳為將閃爍體層之厚度薄化，但將閃爍體層薄化之情形，存在無法確保充分之放射線吸收性能，從而導致放射線感度降低的問題。因此，本申請案發明者等在放射線檢測器之多能化之際，業已進行相對於閃爍體層之厚度之閃爍體層之相對感

度的實驗。

圖10係顯示厚度不同之閃爍體層之相對感度之圖。根據圖10，可確認在將閃爍體層之厚度薄化成大約一半的情形下，可觀察到相對大於60 kV之高能量X線之感度降低，另一方面，關於60 kV以下之低能量X線，則感度有所提高。

低能量X線相信係因其能量透過特性，而在閃爍體層之表面附近被吸收而發光。該表面附近之吸收與發光大幅受閃爍體層內部之散射之影響，且因閃爍體層之自身吸收而會產生光量降低，其結果，導致感度亦降低。

若從低能量X線之檢測之觀點判斷，薄化閃爍體層可抑制光量降低，提高在放射線檢測器之感度，且可減少閃爍體層內之散射，因此可獲得高感度且高解像度之透過圖像。

未多能化之線感測器，在使用較薄之閃爍體層之情形下，無法確保充分之放射線吸收性能，從而導致高能量側之感度不足，然而藉由將其多能化，且使用高能量側感測器之信號，可發揮高感度且高解像度之特性。即，可藉由多能化來彌補僅使用較薄之閃爍體層之問題點。

再者，本發明並不限定於上述實施形態，可進行各種變更。

在本實施形態中，為使低能量檢測器32之線感測器324之複數個像素326各者之面積 $S1$ 小於高能量檢測器42之線感測器424之複數個像素426各者之面積 $S2$ ，係令各像素326之像素寬度 $Wa1$ 小於各像素426之像素寬度 $Wa2$ ，且令

各像素326之像素寬度 $Wb1$ 小於各像素426之像素寬度 $Wb2$ ，然而如圖11所示，亦可僅令像素寬度 $Wa1$ 小於像素寬度 $Wa2$ 。該情形下，亦可相對增大由各像素轉換之電荷量之差，從而可增大由低能量檢測器32檢測之放射線影像之對比度差。再者，由於低能量檢測器之閃爍體層較薄，因此即使縮小各像素326之在檢測方向X之像素寬度 $Wa1$ ，亦可減少像素間之串擾。其結果，可提高低能量檢測器之空間解像度，增大由低能量檢測器檢測之放射線影像之對比度差。又，如圖12所示，亦可僅使像素寬度 $Wb1$ 小於像素寬度 $Wb2$ 。該情形下，亦可相對增大由各像素轉換之荷電量之差，從而可增大由低能量檢測器檢測之放射線影像之對比度差。

此處，如圖13所示，由低能量檢測器及高能量檢測器輸出之信號，係將例如M像素(檢測方向X) $\times$ N線(搬送方向Y)進行圖像處理而成為1個2維圖像。然而，在像素寬度 $Wa1 < \text{像素寬度 } Wa2$ (圖11)之情形下，檢測方向X之像素數會不同，在像素寬度 $Wb1 < \text{像素寬度 } Wb2$ (圖12)之情形下，搬送方向Y之線數會不同，無論何種情形均有降低減壓圖像之精度的可能。因此，2個放射線檢測器中在檢測方向X之像素數或搬送方向Y之線數不同的情形下，可在其中一個放射線檢測器中進行圖像之縮減處理，或在另一個放射線檢測器中進行圖像之內插處理，以使之為相同之像素數或線數。又，亦可進行2個放射線檢測器之檢測時序之控制，以使之為相同之像素數或線數。

產業上之可利用性

本發明之雙能量型之放射線檢測裝置，可適用於增大由低能量檢測器檢測之低能量範圍之放射線影像的對比度差、且增大低能量放射線檢測器與高能量放射線檢測器之檢測能量差的用途。

【圖式簡單說明】

圖1係本實施形態之X線異物檢查裝置之立體圖；

圖2係本實施形態之X線異物檢測裝置之概略構成圖；

圖3係本發明實施形態之放射線檢測裝置之雙能量感測器的概略構成圖；

圖4(a)、(b)係顯示圖3所示之雙能量感測器之低能量檢測器及高能量檢測器之X線入射面的圖；

圖5(a)、(b)係顯示透過含有異物之被檢查物之X線之影像的一例的圖；

圖6(a)、(b)係顯示圖5所示之X線影像之水平亮度分布之圖；

圖7(a)-(c)係顯示評估用之被檢查物、及該被檢查物之X線透過圖像之圖；

圖8(a)、(b)係顯示圖7所示之X線透過圖像之亮度分布之圖；

圖9(a)、(b)係顯示低能量檢測器及高能量檢測器中，每個能量範圍之發光之方式的模式圖；

圖10係顯示厚度不同之閃爍體層之相對感度之圖；

圖11(a)、(b)係顯示本發明變形例之雙能量感測器之低

能量檢測器及高能量檢測器的X線入射面之圖；

圖12(a)、(b)係顯示本發明另一變形例之雙能量感測器之低能量檢測器及高能量檢測器之X線入射面之圖；及

圖13係顯示雙能量型放射線檢測器之圖像處理之一例的模式圖。

【主要元件符號說明】

1	雙能量型X線異物檢查裝置
10	傳送帶
12	帶部
14	傳送帶控制部
20	X線照射器
30	低能量圖像獲取部
32	低能量檢測器(第1放射線檢測器)
34	低能量圖像修正部
34a	放大器
34b	A/D轉換部
34c	修正電路
34d	輸出介面
40	高能量圖像獲取部
42	高能量檢測器(第2放射線檢測器)
44	高能量圖像修正部
44a	放大器
44b	A/D轉換部
44c	修正電路

44d	輸出介面
50	時序控制部
70	圖像處理裝置
80	放射線檢測裝置
86	雙能量感測器
322	低能量閃爍體層(第1閃爍體層)
324	低能量線感測器(第1像素部)
326	像素
422	高能量閃爍體層(第2閃爍體層)
424	高能量線感測器(第2像素部)
426	像素

發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號： 99122379

※申請日： 99. 7. -7

※IPC 分類：G01N 23/04 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

放射線檢測裝置

二、中文發明摘要：

本發明之一實施形態之放射線檢測裝置80係使用減影法之異物檢查用者，其具備：檢測透過被檢查物之第1能量範圍之放射線之第1放射線檢測器32；及檢測高於第1能量範圍之放射線之第2能量範圍之放射線的第2放射線檢測器42；且，第1放射線檢測器32之第1閃爍體層322之厚度，係薄於第2放射線檢測器42之第2閃爍體層422之厚度；第1放射線檢測器32之第1像素部324之像素326之第1面積S1，係小於第2放射線檢測器42之第2像素部424之像素426之第2面積S2。

三、英文發明摘要：

七、申請專利範圍：

1. 一種放射線檢測裝置，其係使用減影法之異物檢查用者，其檢測透過被檢查物而從放射線入射方向入射之第1能量範圍之放射線、及高於上述第1能量範圍之放射線之第2能量範圍之放射線，其特徵為包含：

相對於上述放射線入射方向位於上游側，並檢測上述第1能量範圍之放射線之第1放射線檢測器；及

相對於上述放射線入射方向位於下游側，並檢測上述第2能量範圍之放射線之第2放射線檢測器；且，

上述第1放射線檢測器包含：沿著影像檢測方向延伸，並將上述第1能量範圍之放射線之影像轉換成光像的第1閃爍體層；及具有沿著上述影像檢測方向排列之複數個像素，且獲取源自以上述第1閃爍體層轉換而成之光像的第1圖像之第1像素部；

上述第2放射線檢測器包含：沿著上述影像檢測方向延伸，並將上述第2能量範圍之放射線之影像轉換成光像的第2閃爍體層；及具有沿著上述影像檢測方向排列之複數個像素，且獲取源自以上述第2閃爍體層轉換而成之光像的第2圖像之第2像素部；

上述第1閃爍體層之厚度係薄於上述第2閃爍體層之厚度；

上述第1像素部之上述複數個像素各者之第1面積，係小於上述第2像素部之上述複數個像素各者之第2面積。

2. 如請求項1之放射線檢測裝置，其中上述第1像素部之上

述複數個像素各者之上述影像檢測方向上之第1影像檢測方向寬度，係小於上述第2像素部之上述複數個像素各者之上述影像檢測方向上之第2影像檢測方向寬度。

3. 如請求項1之放射線檢測裝置，其中上述第1像素部之上述複數個像素各者之正交於上述影像檢測方向之正交方向上的第1正交方向寬度，係小於上述第2像素部之上述複數個像素各者之上述正交方向上的第2正交方向寬度。
4. 如請求項1之放射線檢測裝置，其中上述第1閃爍體層之材料與上述第2閃爍體層之材料相同。
5. 如請求項1之放射線檢測裝置，其中上述第1閃爍體層之材料與上述第2閃爍體層之材料不同。

八、圖式：

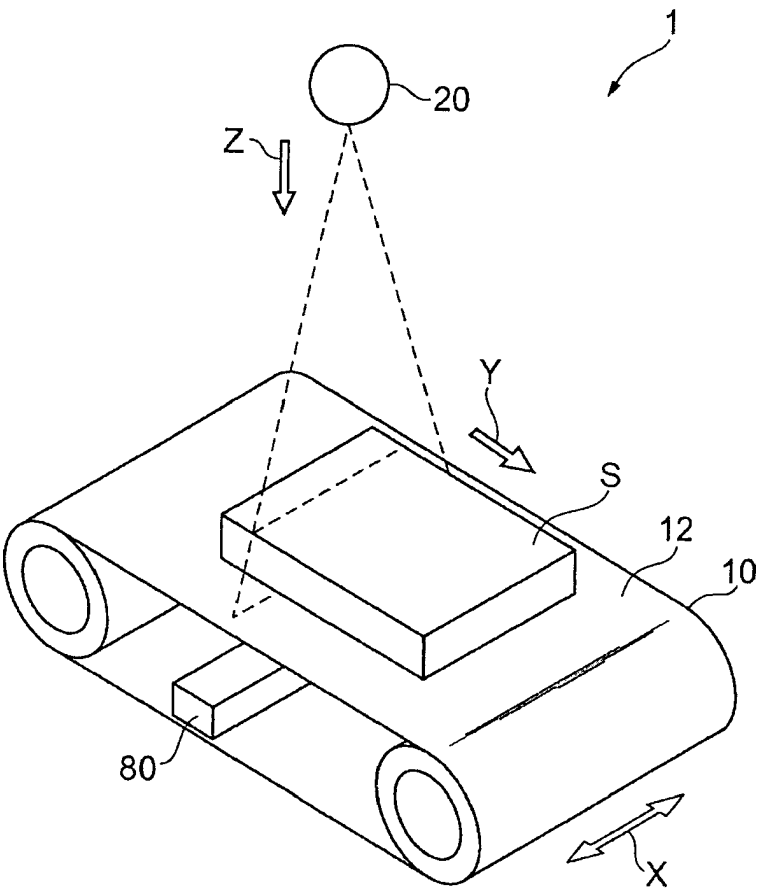


圖 1

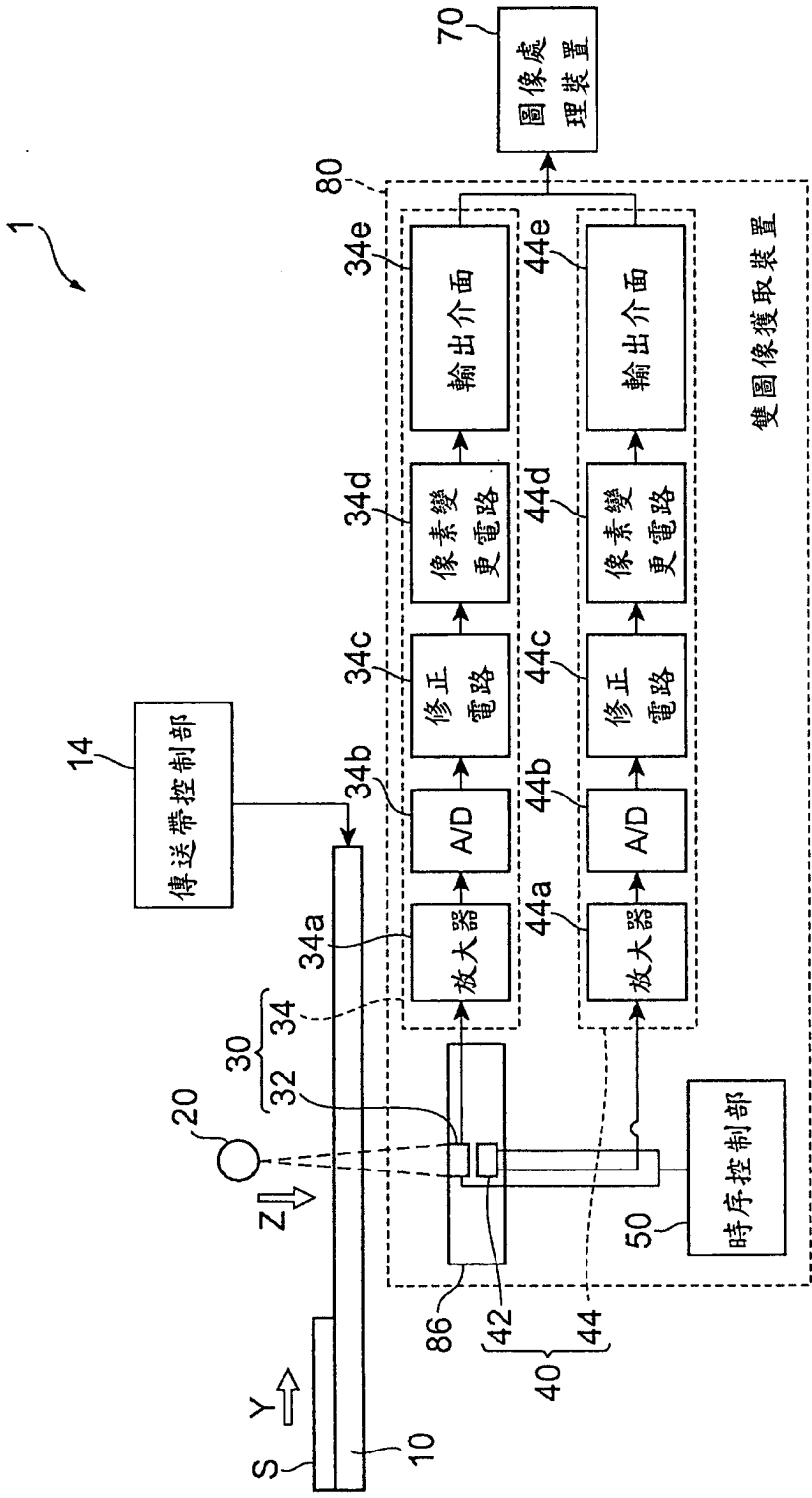


圖 2

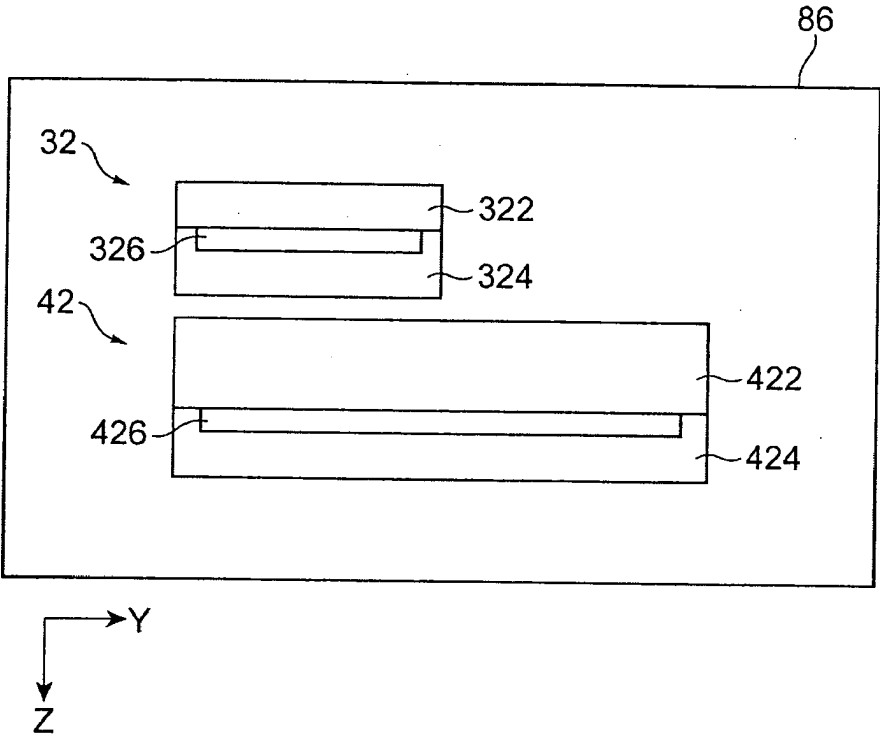


圖3

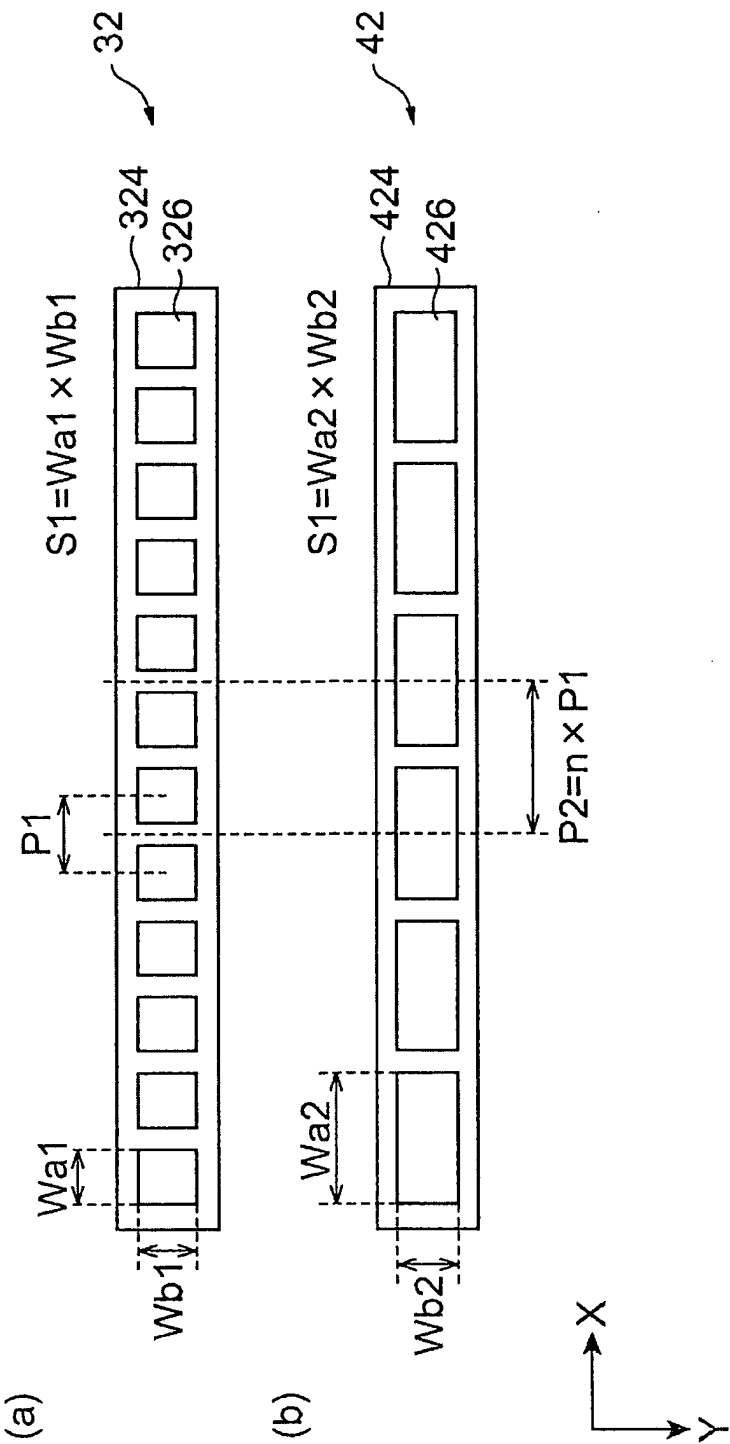


圖 4

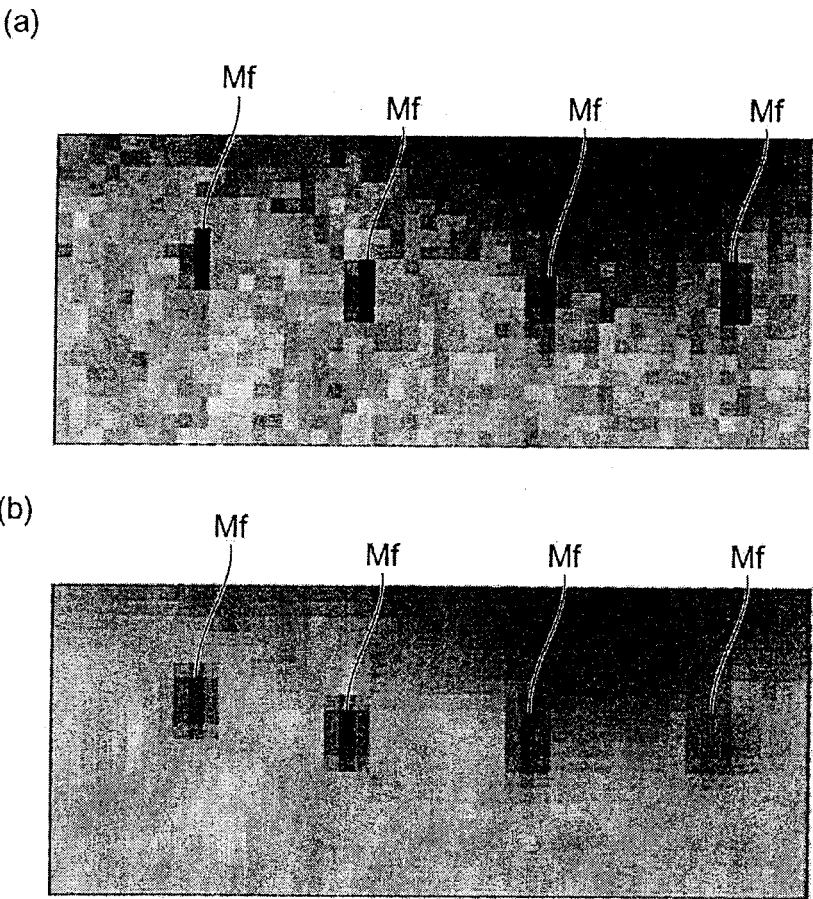


圖 5

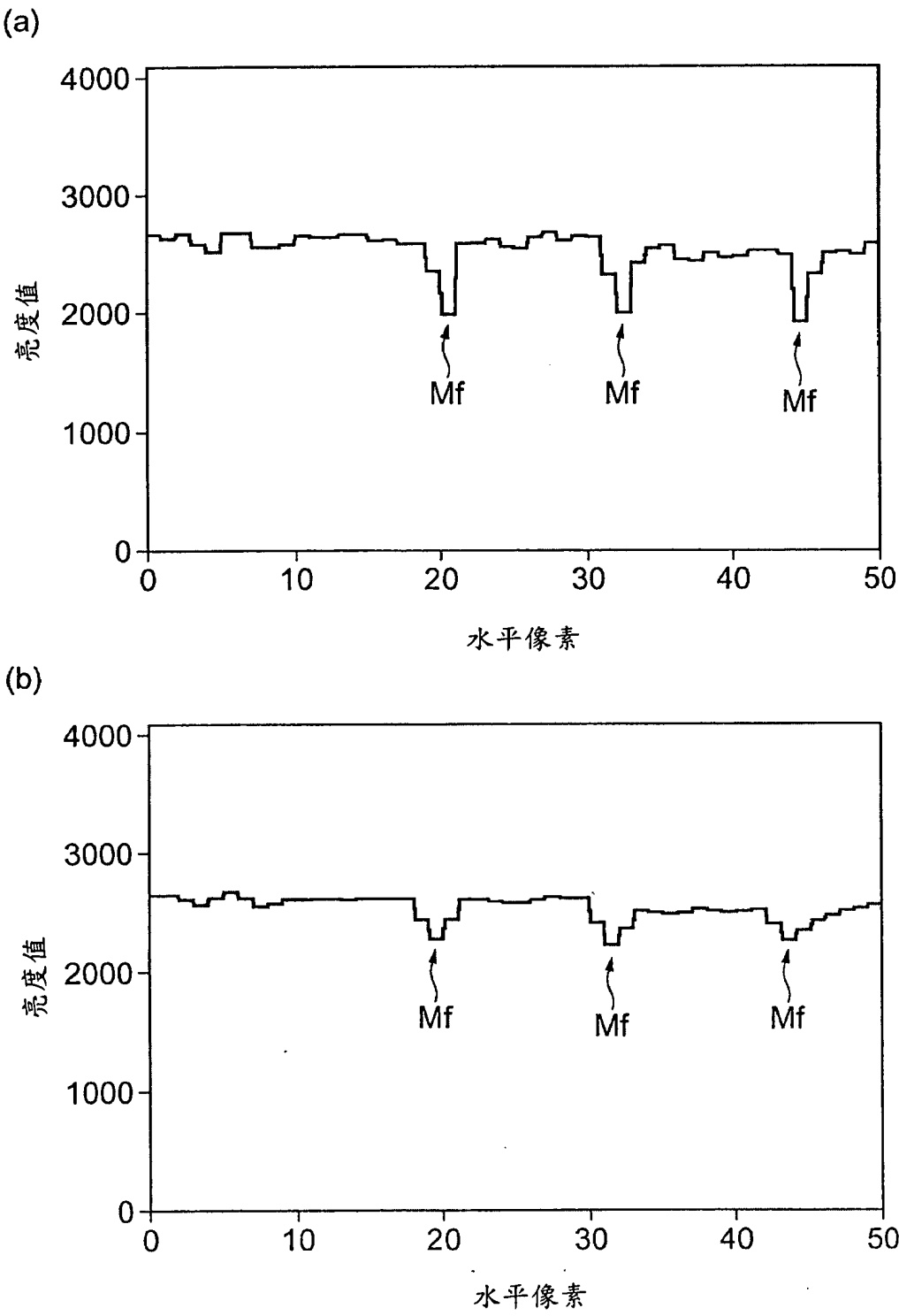


圖 6

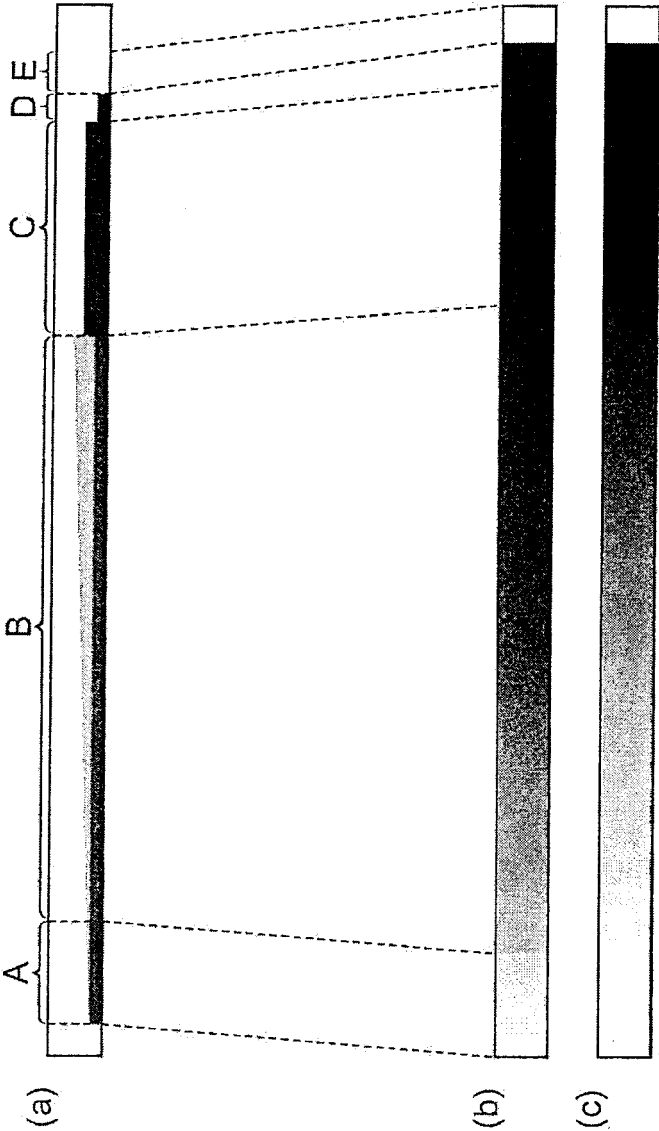


圖 7

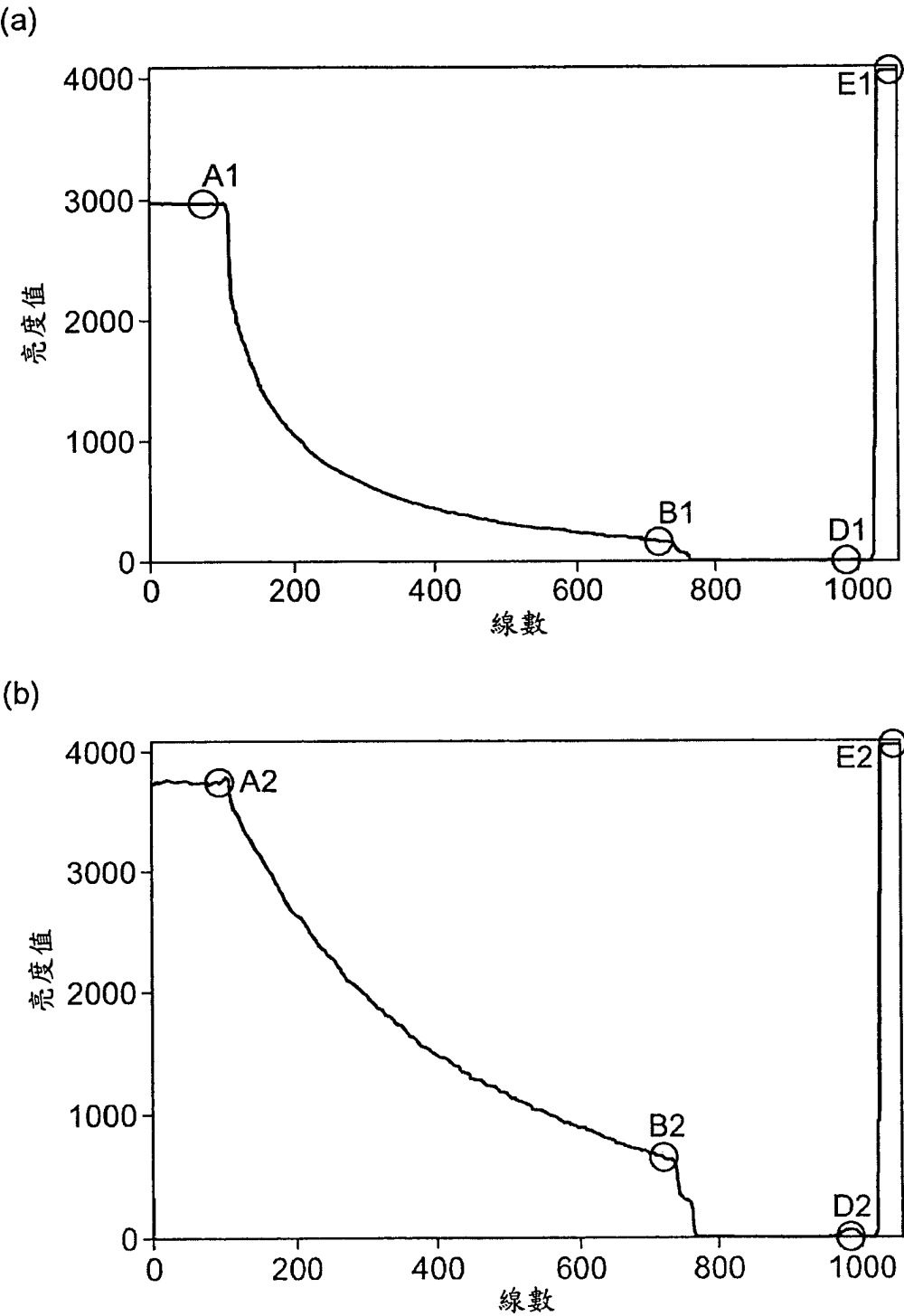


圖 8

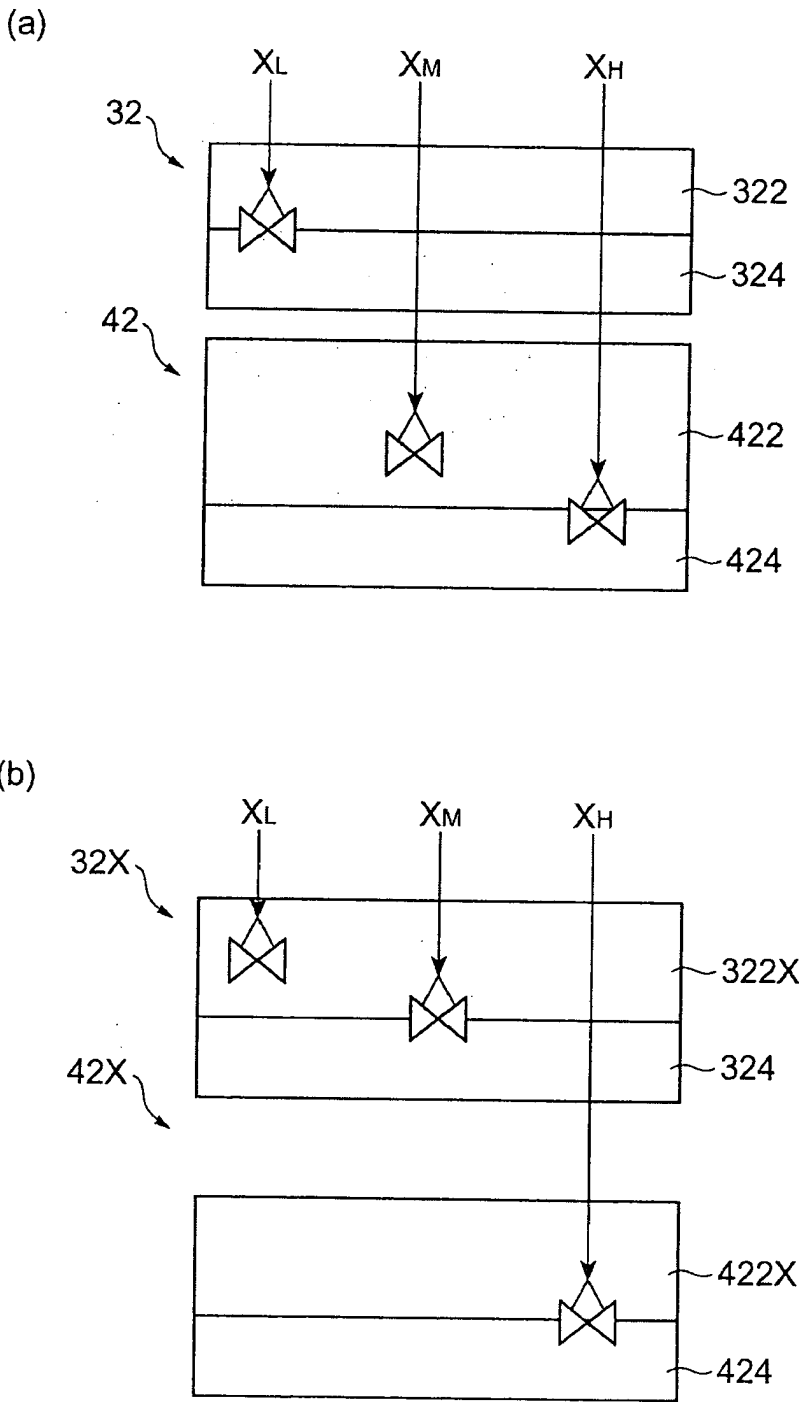


圖9

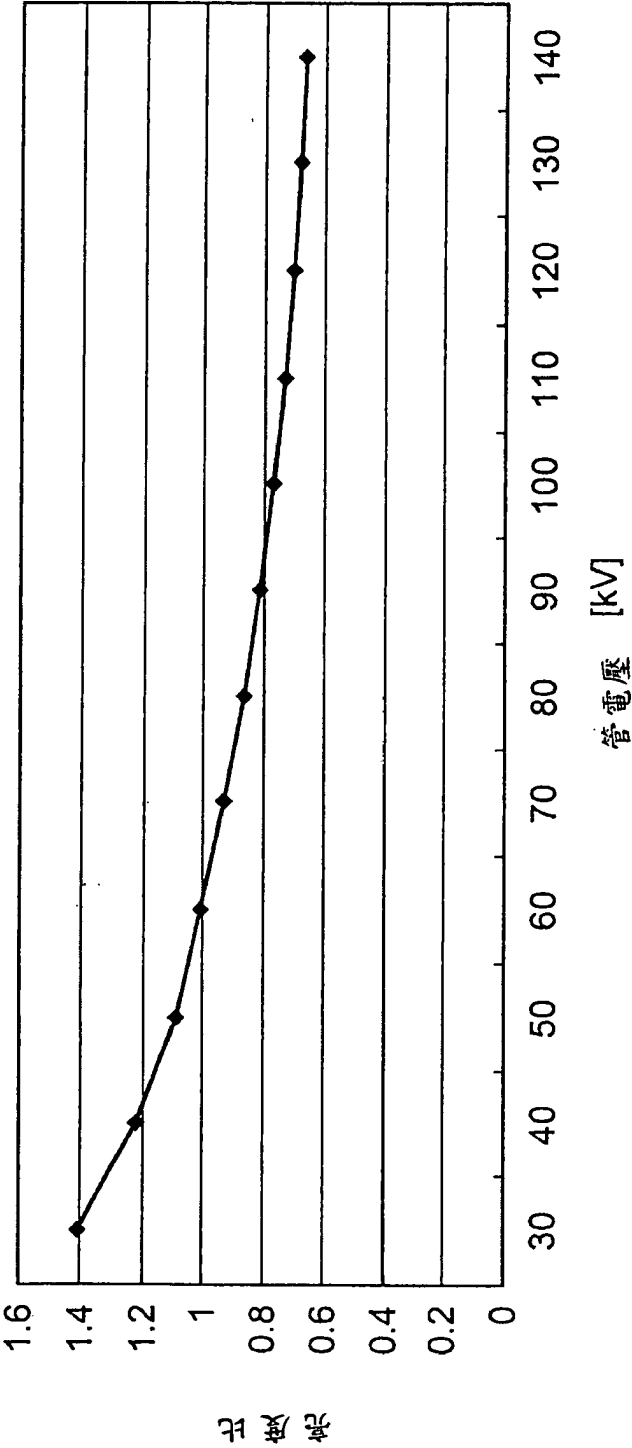


圖 10

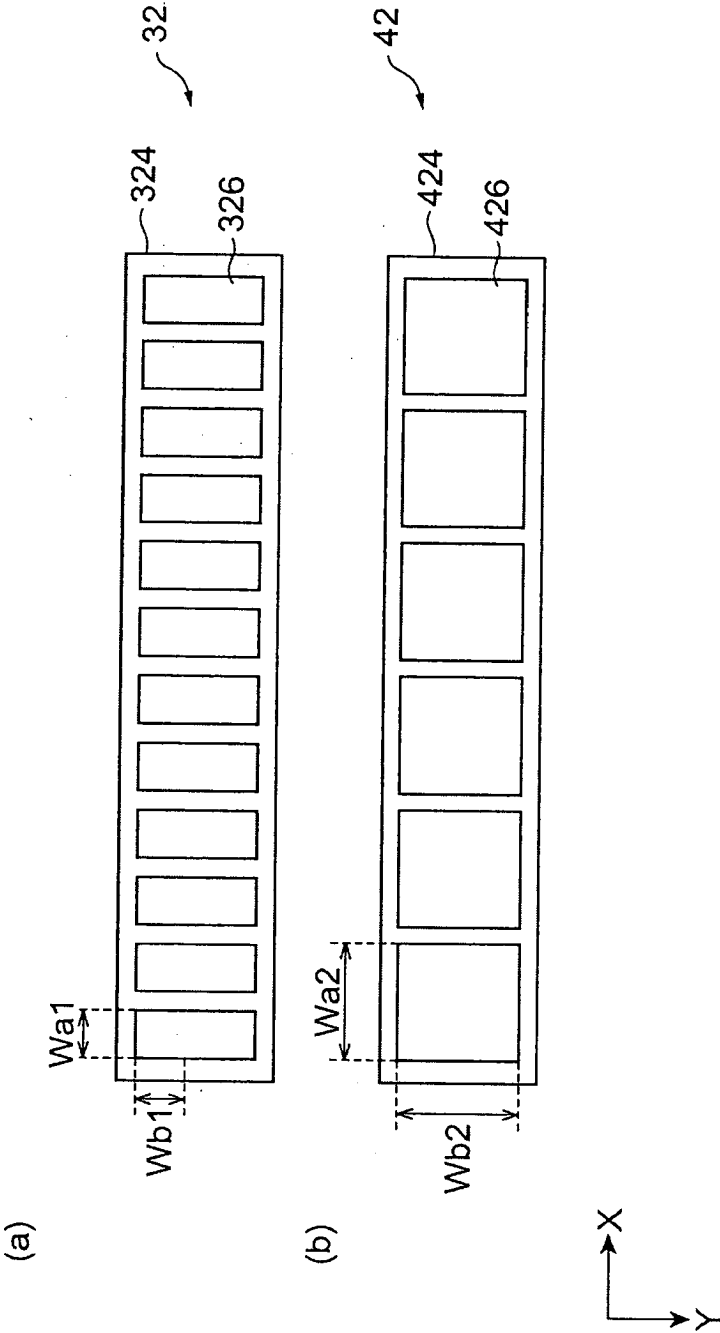


圖 11

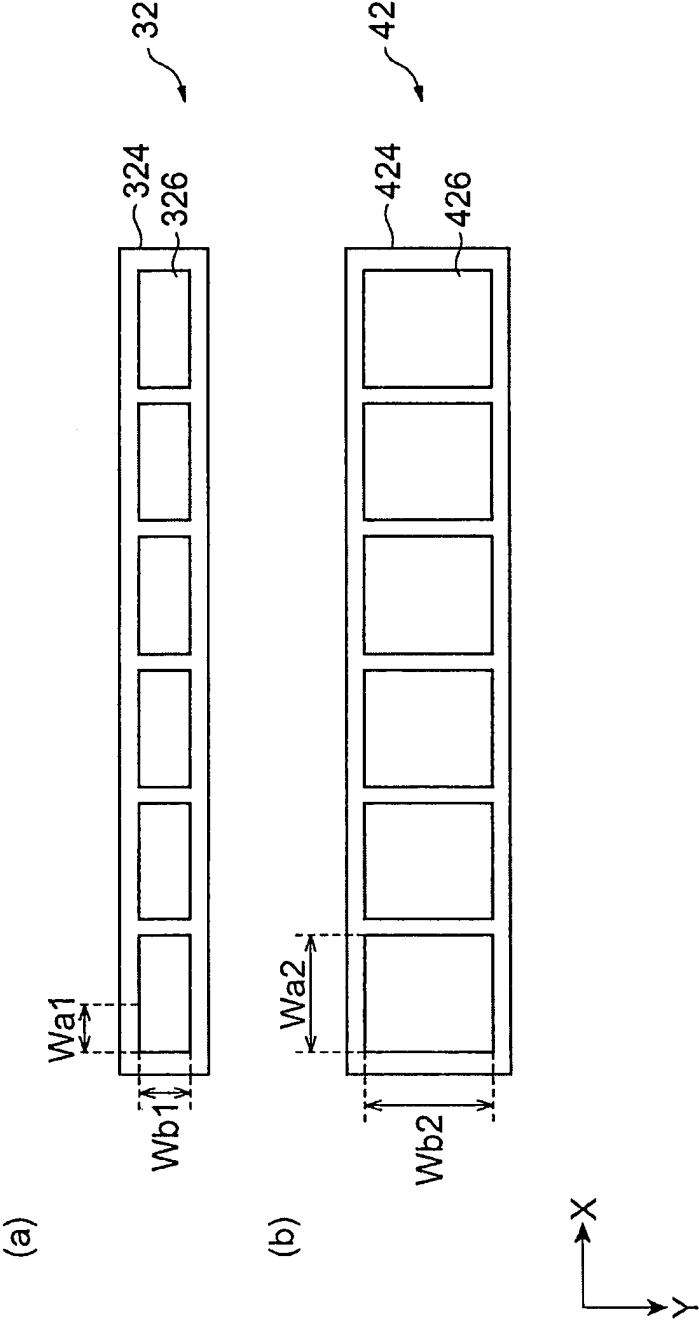


圖 12

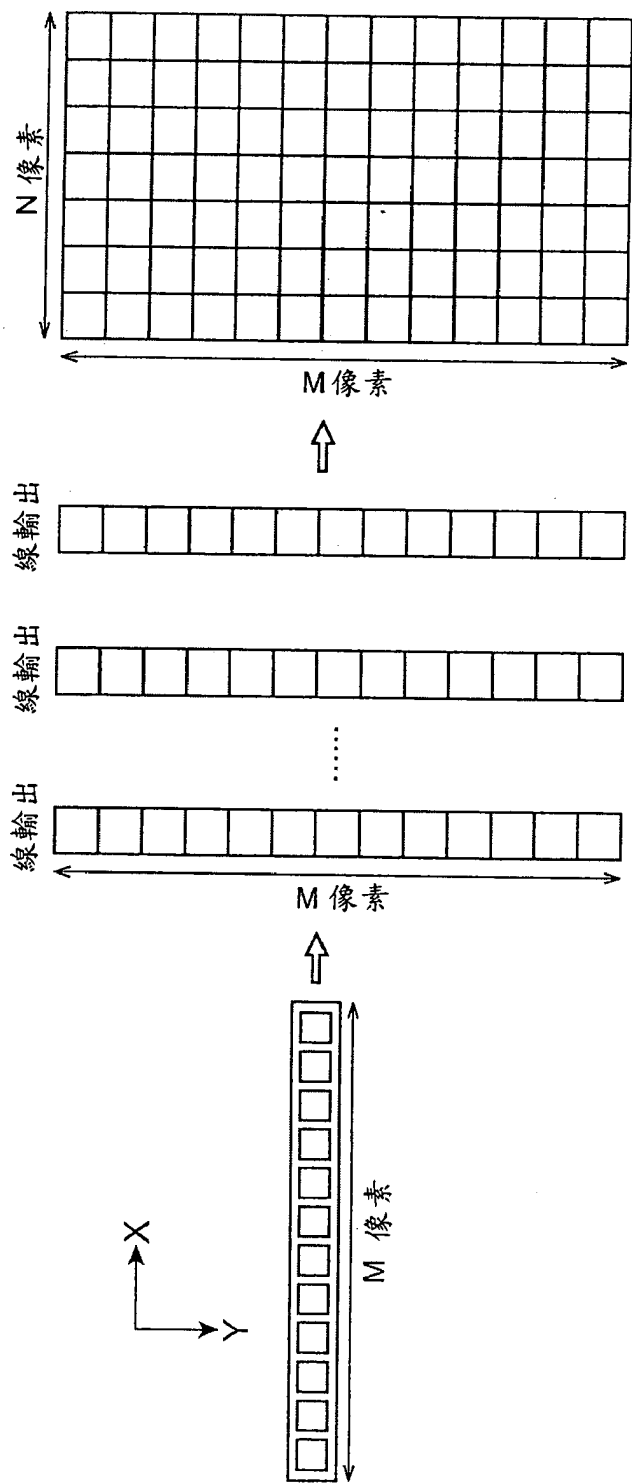


圖 13

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(3)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

32	低能量檢測器(第1放射線檢測器)
42	高能量檢測器(第2放射線檢測器)
86	雙能量感測器
322	低能量閃爍體層(第1閃爍體層)
324	低能量線感測器(第1像素部)
326	像素
422	高能量閃爍體層(第2閃爍體層)
424	高能量線感測器(第2像素部)
426	像素

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)