



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I816171 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 09 月 21 日

(21)申請案號：110130688

(22)申請日：中華民國 110 (2021) 年 08 月 19 日

(51)Int. Cl. : *A61B6/02 (2006.01)**A61B5/05 (2021.01)**G03B42/02 (2021.01)**G02B27/30 (2006.01)**G01B15/00 (2006.01)*

(30)優先權：2020/08/28 美國

63/071,540

2021/03/31 美國

63/168,778

2021/08/11 美國

17/399,768

(71)申請人：美商奧果斯貝科技公司 (美國) ARGOSPECT TECHNOLOGIES INC. (US)
美國

(72)發明人：母治平 MU, ZHIPING (CN)

(74)代理人：林志剛；黃鐘模；林易慶

(56)參考文獻：

US 20150216488A1

US 20200146641A1

US 20200261034A1

審查人員：謝宏榮

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：13 共 65 頁

(54)名稱

用於基於輻射的成像的擴散場成像準直儀

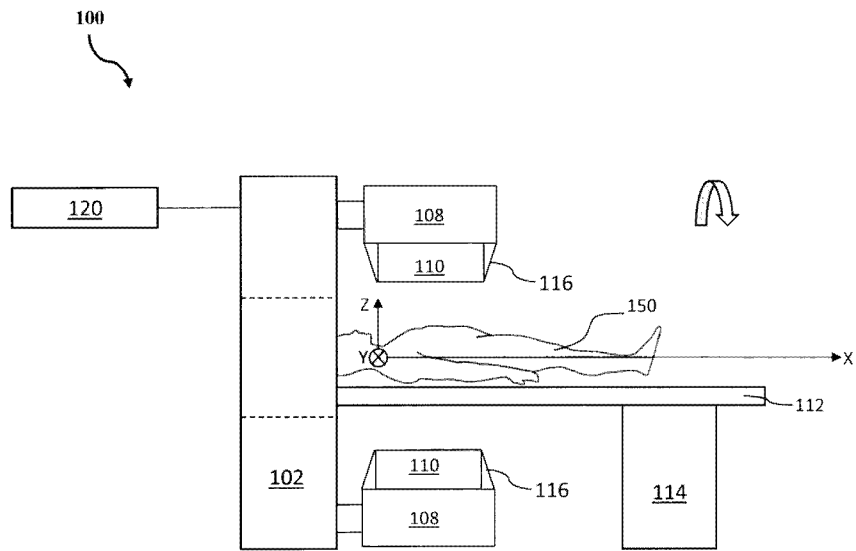
(57)摘要

基於輻射的成像系統包括準直儀，該準直儀被配置為過濾從目標物體發射的輻射，該準直儀包括多個不均勻分佈在該準直儀上的孔徑。該多個孔徑的最大接收角不大於 15°。基於輻射的成像系統還包括用於檢測已經通過準直儀的輻射的檢測器。準直儀與檢測器間隔開，以使得面向準直儀的檢測器的頂表面上的點同時被該多個孔徑中的兩個或更多個照明。

A radiation-based imaging system includes a collimator configured to filter radiation emitted from a target object, the collimator including a plurality of apertures non-uniformly distributed on the collimator. A largest acceptance angle of the plurality of apertures is not larger than 15°. The radiation-based imaging system further includes a detector for detecting the radiation that has passed through the collimator. The collimator is spaced from the detector such that a point on a top surface of the detector that faces the collimator is simultaneously illuminated by two or more of the plurality of apertures.

指定代表圖：

- 符號簡單說明：
- 100:成像系統
 - 102:整合高架
 - 108:檢測器
 - 110:準直儀
 - 112:患者檢查台
 - 114:機台底座系統
 - 116:耦合和屏蔽組件
 - 120:控制台
 - 150:患者



【圖 1A】



I816171

公告本

【發明摘要】**【中文發明名稱】**

用於基於輻射的成像的擴散場成像準直儀

【英文發明名稱】SPREAD FIELD IMAGING COLLIMATORS FOR RADIATION-
BASED IMAGING**【中文】**

基於輻射的成像系統包括準直儀，該準直儀被配置為過濾從目標物體發射的輻射，該準直儀包括多個不均勻分佈在該準直儀上的孔徑。該多個孔徑的最大接收角不大於 15° 。基於輻射的成像系統還包括用於檢測已經通過準直儀的輻射的檢測器。準直儀與檢測器間隔開，以使得面向準直儀的檢測器的頂表面上的點同時被該多個孔徑中的兩個或更多個照明。

【英文】

A radiation-based imaging system includes a collimator configured to filter radiation emitted from a target object, the collimator including a plurality of apertures non-uniformly distributed on the collimator. A largest acceptance angle of the plurality of apertures is not larger than 15° . The radiation-based imaging system further includes a detector for detecting the radiation that has passed through the collimator. The collimator is spaced from the detector such that a point on a top surface of the detector that faces the collimator is simultaneously illuminated by two or more of the plurality of apertures.

【指定代表圖】圖 1A

【代表圖之符號簡單說明】

100:成像系統

102:整合高架

108:檢測器

110:準直儀

112:患者檢查台

114:機台支座系統

116:耦合和屏蔽組件

120:控制台

150:患者

【特徵化學式】無

【發明說明書】

【中文發明名稱】

用於基於輻射的成像的擴散場成像準直儀

【英文發明名稱】

SPREAD FIELD IMAGING COLLIMATORS FOR RADIATION-BASED IMAGING

【技術領域】

【0001】在基於輻射的成像中，例如分子醫學成像(有時稱為核子醫學成像)，可以產生表示放射性藥物分佈的影像以用於醫學診斷。在成像之前，放射性藥劑被注入到目標物體中，例如患者。放射性藥劑發射放射性光子，可以穿透身體被光子檢測器檢測到。基於來自接收到的光子的資訊，光子檢測器隨後可以確定患者體內放射性藥劑的分佈。分佈代表了患者的生理功能，因此分佈的影像為心臟病學、腫瘤學、神經病學等的多種疾病和病症的診斷提供了有價值的臨床資訊。

【先前技術】

【0002】為了產生影像，準直儀和光子檢測器協同工作。準直儀是引導光子路徑的裝置(即引導光子走一定的路徑)。在基於輻射的成像中，光子可能來自受試者內部的未知位置，這與X射線或CT中的光子從已知來源(或多

個來源)位置發射不同。如果沒有準直儀，來自各個方向的光子可能會被光子檢測器記錄，影像重建可能會變得困難。因此，準直儀被用來引導可能的光子路徑，從而可以重建影像，類似於鏡頭在攝影相機中的作用。儘管現有的基於輻射的成像系統通常足以滿足其預期目的，但它們並非在所有方面都完全令人滿意。例如，現有的準直儀和檢測器通常必須在成像解析度和訊號靈敏度之間進行權衡部署，但不能同時兼顧兩者。因此，需要改進基於輻射的成像系統。

【發明內容】

【0003】根據各種實施例，本發明提供一種基於輻射的成像系統。該基於輻射的成像系統包括準直儀，該準直儀被配置為過濾從目標物體發出的輻射，該準直儀包括多個不均勻分佈在該準直儀上的孔徑，其中該多個孔徑的最大接收角不大於 15° ；以及檢測器，用於檢測已經通過準直儀的輻射，其中準直儀與檢測器間隔開，以使得面向準直儀的檢測器的頂表面上的點同時被該多個孔徑中的兩個或更多個孔徑照明。在一些實施例中，檢測器的頂表面上的點同時被多個孔徑的一定百分比照明，其中該百分比約小於25%。在一些實施例中，多個孔徑的數量超過一千。在一些實施例中，多個孔徑至少在孔徑尺寸、孔徑形狀、接收角、長度和孔徑間距中之一方面變化。在一些實施例中，準直儀與檢測器之間的距離為準直儀的厚度約0.5至

約 10 倍 (例如 1.5 至 10 倍)。在一些實施例中，多個孔徑形成包括重複的基本圖案的圖案。在一些實施例中，重複的基本圖案是編碼孔徑圖案。在一些實施例中，其中該些孔徑中的一孔徑的照明區域實質上等於重複的基本圖案的區域。在一些實施例中，準直儀包含第一部分和第二部分，其中第一部分包含均勻分佈在第一部分上的通孔，第二部分包含不均勻分佈在第二部分上並且對應於多個孔徑的通孔，以使得第一部分的通孔的一部分被第二部分擋住。在一些實施例中，第一部分的厚度為第二部分的厚度約 2 至約 10 倍。在一些實施例中，準直儀是第一準直儀並且檢測器是第一檢測器，該系統還包括第二準直儀和耦合到第二準直儀的第二檢測器，其中第二準直儀附接到第二檢測器。

【0004】 根據各種實施例，本發明提供一種基於輻射的成像系統。基於輻射的成像系統包括第一準直儀，其被配置為過濾從目標物體發射的輻射，第一準直儀包括形成第一孔徑圖案的第一多個孔徑；與第一準直儀相關聯的第一檢測器，用於檢測已經通過第一準直儀的輻射；第二準直儀被配置為過濾從目標物體發射的輻射，第二準直儀包括形成第二孔徑圖案的第二多個孔徑；以及與第二準直儀相關聯的第二檢測器，用於檢測已經通過第二準直儀的輻射，其中目標物體位於第一準直儀和第二準直儀之間，並且其中第一孔徑圖案與第二孔徑圖案不同。在一些實施例中，第一準直儀與第一檢測器接觸，並且其中第二準直儀

與第二檢測器間隔開。在一些實施例中，第二準直儀與第二檢測器之間的距離為第二準直儀的厚度約0.5至約7倍(例如1.5至7倍)。在一些實施例中，第一多個孔徑均勻地分佈在第一準直儀上，並且其中第二多個孔徑不均勻地分佈在第二準直儀上。在一些實施例中，第二孔徑圖案包括重複的編碼圖案。在一些實施例中，重複的編碼圖案是均勻冗餘陣列(uniformly redundant array, URA)圖案、修改的均勻冗餘陣列(modified uniformly redundant array, MURA)圖案及完美二進制陣列(perfect binary array, PBA)圖案其中之一。在一些實施例中，第一和第二檢測器指向的方向具有偏移角。

【0005】根據各種實施例，本發明提供一種用於過濾物體發射的輻射的準直儀。準直儀包括第一部分，第一部分包括均勻分佈的第一多個通孔；以及包括非均勻分佈的第二多個通孔的第二部分，其中第一部分和第二部分以如下方式間隔開並對齊，亦即，物體發射的光子穿過第一多個通孔中的一些通孔並被第二部分擋住。在一些實施例中，第二多個通孔形成編碼圖案。在一些實施例中，第二部分係可操作以相對於第一部分的面向第二部分的表面滑動，從而可以改變第一和第二多個通孔中對齊的通孔。

【0006】根據各種實施例，本發明提供了一種成像系統中未對準校正的方法。該方法包括提供準直儀和檢測器，檢測器具有數位化像素網格；用泛光光源照明準直儀；記錄數位化像素網格的每個像素中的訊號強度，其

中，訊號強度是由準直儀的照明引起的；從記錄的訊號強度中導出描述符；產生一系列被引入至數位化像素網格的偏移量；從最佳化描述符的一系列的偏移量中找到一個選定的偏移量；並且基於從所選定的偏移量導出的實際最佳偏移量來重新產生數位化像素網格。在一些實施例中，所選定的偏移量包括分別在兩個正交方向上的一對偏移值。在一些實施例中，描述符是該記錄的訊號強度的對比度值、峰值和谷值其中之一。在一些實施例中，對比度值是由對應於在數位化像素網格處記錄的訊號強度的訊號強度線的峰值和谷值的比值確定。在一些實施例中，選定偏移量的發現包括掃描偏移量系列並挑選最大化或最小化描述符的選定偏移量。在一些實施例中，重新產生數位化像素網格包括將選定的偏移量調整固定偏移量以產生實際最佳偏移量並用實際最佳偏移量重新產生數位化像素網格。

【圖式簡單說明】

【0007】當結合附圖閱讀本案時，從以下詳細描述可以最好地理解本發明。需要強調的是，根據行業標準慣例，各種特徵並非按比例繪製，僅用於說明目的。事實上，為了討論的清楚起見，可以任意增加或減少各種特徵的尺寸。

【0008】[圖 1A、1B 和 1C] 是根據本發明的各個方面的示例性基於輻射的成像系統的示意圖。

【0009】[圖 2A、2B、2C、2D、2E 和 2F] 提供了根據

本發明的一些實施例的準直儀的一部分的透視圖、截面圖和俯視圖。

【0010】[圖3]是根據本發明的一些實施例的基於輻射的成像系統的一部分的截面圖。

【0011】[圖4]是根據本發明的一些其他實施例的基於輻射的成像系統的一部分的截面圖。

【0012】[圖5A和5B]示例了根據本發明的各個方面的具有非均勻分佈的孔徑的準直儀的一部分的俯視圖。

【0013】[圖6A、6B和6C]示例了根據本發明的一些實施例的具有重複的基本圖案的準直儀的俯視圖。

【0014】[圖7]示例了根據本發明的各個方面的在快速影像重建演算法中將原始影像分解為一系列子影像的步驟。

【0015】[圖8A、8B、8C、9A、9B、9C、10A和10B]示例了根據本發明的一些實施例的輕量級準直儀的一些實施例的截面圖。

【0016】[圖11A、11B、12A、12B和13]示例了具有對準調整的基於輻射的成像系統的一些實施例的俯視圖和截面圖。

【實施方式】

【0017】以下揭露內容提供了許多不同的實施例或範例，用於實現本發明的不同特徵。下面描述的組件和配置的具體範例以簡化本發明。當然，這些僅僅是範例而不是

限制性的。對所描述的裝置、系統、方法以及本發明的原理的任何進一步的應用的任何改變和進一步修改都被完全考慮，如本發明所涉及的領域的普通技術人士通常會想到的。例如，關於一個實施例所描述的特徵、組件及/或步驟可以與關於本發明的其他實施例所描述的特徵、組件及/或步驟組合以形成根據本發明的裝置、系統或方法的又一個實施例，儘管這樣的組合沒有明確示出。此外，本發明可以在各種範例中重複參考數字及/或字母。這種重複是為了簡單和清楚起見，其本身並不規定所討論的各種實施例及/或配置之間的關係。

【0018】此外，在隨後的本發明中的一個特徵上的、連接至及/或耦合至另一個特徵的特徵可以包括該些特徵直接接觸的實施例，並且還可包括附加特徵可插入該些特徵的實施例，這樣該些特徵間可能不會直接接觸。此外，空間相對術語，例如“較低”、“較高”、“水平”、“垂直”、“上面”、“在...的上方”、“下方”、“在...的下方”、“向上”、“向下”、“頂部”、“底部”等，以及其衍生詞(例如，“水平地”、“向下地”、“向上地”等)用於簡化本發明的一個特徵與另一個特徵間的關係。空間相對術語旨在涵蓋包括該些特徵的裝置的不同定向。更進一步地，當用“大約”、“近似”等術語來描述數字或數字之範圍時，該術語旨在涵蓋在包括所描述的數字在內的合理範圍內的數字，例如在 $\pm 10\%$ 內之本領域技術人士所理解的所描述的數量或其他值。例如，術語“約5公分”包含從4.5公分到5.5公分的尺寸

範圍。

【0019】本發明總體上涉及用於在基於輻射的成像中使用的準直儀，並且更具體地涉及用於在核子醫學(分子)成像系統中使用的具有非均勻分佈的孔徑的準直儀。術語“非均勻分佈的孔徑”是指準直儀的孔徑(通孔)在孔徑輪廓中的至少一個方面變化，包括但不限於孔徑大小、孔徑形狀(包括橫截面和縱向形狀)、孔徑長度、孔徑間距和孔徑方向。

【0020】在基於輻射的成像中，例如核子醫學(分子)成像系統，準直儀和檢測器協同工作以產生表示受試者內放射性藥物分佈的影像。許多核子醫學成像系統，例如單光子射出電腦斷層造影(single photon emission computed tomography, SPECT)和正子斷層造影術(positron emission tomography, PET)成像系統，使用一個或多個檢測器來獲取成像資料，例如伽馬射線或光子成像資料。在獲取影像之前，通常將放射性藥物口服或注射到諸如患者之類的物體中。放射性藥物經歷核衰變，透過直接或間接地互毀，以特定速率和特徵能量放射伽馬光子。一個或多個檢測器單元放置在物體周圍以記錄或監測放射。在很多情況下，為了製造和資料處理的方便，檢測器被組織成平面形狀，因此以二維矩陣格式獲取資料，這通常被稱為投影。基於包括位置、能量和此類檢測事件之計數在內的記錄資訊，可以重建放射性藥物分佈的影像以研究物體的某些部分(例如，患者的身體部分)的功能。

【0021】然而，現有的準直儀和檢測器的設計存在各種問題。例如，平行孔準直儀通常與檢測器緊密耦合(或附接)以減少檢測器中感測像素之間的串擾，使得只有一個可能的光子路徑到達任何感測像素。通常，準直儀孔徑越大，成像系統的成像解析度越有利，但會降低其訊號靈敏度。因此，必須在成像解析度和訊號靈敏度之間進行權衡來確定準直儀的孔徑長度。

【0022】本發明提供了準直儀設計的實施例，其中具有非均勻分佈的孔徑的準直儀被部署在遠離檢測器的距離處，使得檢測器的一些區域同時被穿過一個以上的孔徑的光子照明。換言之，準直儀的至少一些孔徑在檢測器上的各自的照明區域彼此重疊。透過將準直儀與檢測器隔開並利用更大的孔徑尺寸(或更寬的接收角)，準直儀的有效孔徑長度增加，從而在不犧牲訊號靈敏度的情況下提高成像解析度。此外，在本發明的一些實施例中，準直儀的孔徑具有重複的圖案。在實施例的進一步中，圖案可以是均勻冗餘陣列(URA)圖案、修改的均勻冗餘陣列(MURA)圖案、完美二進制陣列(PBA)圖案、隨機圖案、偽隨機圖案和其他合適的圖案。重複的圖案允許基於輻射的成像系統採用簡化的影像重建演算法以降低計算複雜度並提高系統性能。在各種實施例中，準直儀還可以透過具有有限定孔徑而不完全填充封閉孔的薄板而採用輕質設計。因此，新的準直儀設計從各個方面提高了基於輻射的成像系統的性能。

【0023】圖 1A~1C 示例了結合根據一些實施例的本發明的特徵的範例基於輻射的成像系統 100 (特別是核子醫學成像系統)。圖 1A 是系統 100 在 X-Z 平面中的一部分的橫截面側視圖。圖 1B 和 1C 是兩個實施例中系統 100 在 Y-Z 平面中的軸向圖。成像系統 100 可用於醫學檢查或治療諸如患者的目標物體。成像系統 100 包括整合高架 102，該整合高架 102 還包括旋轉機構 (例如，圍繞高架中心孔定向的轉子)，該旋轉機構被配置為支撐一個或多個檢測器 108 和圍繞一個軸向 (例如，如圖所示的 X 方向) 旋轉一個或多個檢測器 108 (圖示出了處於相反位置的兩個檢測器 108)。在如圖 1B 所示例的一個實施例中，兩個檢測器 108 可操作以在對立的位置處沿圓 152 旋轉，兩個檢測器 108 的各自頂表面的法線方向 154A 和 154B 均指向圓 152 的中心並朝向相反方向。在如圖 1C 所示的替代實施例中，兩個檢測器 108 類似地可操作以在對立的位置處沿圓 152 旋轉，兩個檢測器 108 的相應頂表面的法線方向 154A 和 154B 也指向圓 152 的中心。不同之處在於圖 1B 的法線方向 154A 和 154B 並不完全相反，而是形成一個小角度 Υ 。根據一些實施例，取決於系統性能需要，角度 Υ 可以在從大約 0.5° 到大約 20° 的範圍內變化。有關圖 1B 和 1C 中的設置的詳細資訊，稍後將會討論。每個檢測器 108 與準直儀 110 協同工作。準直儀 110 是引導光子路徑的裝置。在分子成像中，光子可能來自受試者內部的未知位置，這與 X 射線或 CT 中的光子是從已知的來源 (或多個來源) 位置發射不同。在沒有準直儀 110 的

情況下，來自所有方向的光子可能被檢測器 108 記錄，並且影像重建可能變得困難。因此，部署準直儀 110 來引導光子路徑，從而可以重建影像。成像系統 100 還包括耦合到機台支座系統 114 的患者檢查台 112，該機台支座系統 114 可以直接耦合到地板或可以透過底座耦合到高架 102。患者檢查台 112 被配置為能夠相對於機台支座系統 114 滑動，這有利於患者 150 進入和離開到與軸向軸線實質上對齊的檢查位置。控制台 120 例如以本領域已知的任何方式提供成像系統 100 的操作和控制。例如，操作員或技術員可以使用控制台 120 來控制機械運動，例如旋轉轉子 104、移動、旋轉或傾斜檢測器 108 和準直儀 110，以及滑動患者檢查台 112。成像系統 100 還包括用於獲取資料和重建核子醫學影像的電腦組件(未示出)，例如資料儲存單元、影像處理器、影像儲存單元和顯示器。在一些實施例中，一個或多個電腦組件可以部分地或全部地位於遠端位置(例如，使用雲端計算)。在一些實施例中，這些組件中的一個或多個可以存在於本地或遠端。

【0024】 在一些實施例中，檢測器 108 是半導體檢測器，例如基於碲化鎘(cadmium telluride, CdTe)、碲鋅鎘(cadmium zinc telluride, CZT)或高純度鍺(high purity germanium, HPGe)的檢測器。在一些實施例中，檢測器 108 是閃爍體(例如基於碘化鈉(sodium iodide, NaI)或碘化銫(caesium iodide, CsI))檢測器。在一些其他實施例中，檢測器 108 也可以是與緊湊型光電倍增管(photo multiplier tubes,

PMT)、矽光電倍增管(silicon photomultiplier tubes, SiPMT)或雪崩光電二極體耦合的閃爍體。口服或注射到患者 150 中的一種或多種放射性藥物經歷核衰變，並且可以透過直接或間接地互毀以特定速率和特徵能量放射輻射(例如，伽馬光子)。檢測器 108 被放置在患者 150 附近以記錄或監測放射。基於記錄的資訊，例如位置、能量和此類檢測事件的計數，可以重建放射性藥物分佈的影像以研究患者 150 的某些身體部位的狀態或功能。

【0025】準直儀 110 包括限定一個或多個孔徑(也稱為開口或通孔)的多個壁(也稱為隔片)。在各種實施例中，隔片由諸如鉛或鎢之類的重金屬製成。取決於光子的能量的隔片的厚度，係足夠大以阻止大部分輻射，從而使光子主要地通過板上的小孔徑。厚度需要更大才能成像更高能量的伽馬射線。準直儀 110 被放置在檢測器 108 和成像物體(例如患者 150)之間。準直儀的孔徑決定輻射可以穿過的方向和角跨度(接收角)以到達檢測器上的特定位置。根據孔徑的數量和幾何佈局，準直儀 110 可以是單孔準直儀、多孔準直儀、或編碼孔徑準直儀、或其他合適類型的準直儀。

【0026】成像系統 100 可以包括成像高架的其他必要部件，例如將部件耦合在一起(例如，將檢測器 108 和準直儀 110 連接在一起)的連接器、導致部件移動的馬達、光子屏蔽組件、包含其他部件的外殼組件等。例如，耦合和屏蔽組件 116 可以連接檢測器 108 和準直儀 110，使得兩者一

起移動(例如，旋轉)，並且防止輻射(光子)透過除準直儀 110 之外的路徑到達檢測器 108。在其他實施例中，檢測器 108 和準直儀 110 可以相對於彼此單獨移動。

【0027】圖 2A 示出了範例多孔(或多孔徑)準直儀 202 的透視圖，並且圖 2B 示出了準直儀 202 的截面圖(沿圖 2A 中的 B—B 剖切)。準直儀 202 具有多個孔 208，每個孔具有高度 H 和直徑(或寬度)W。高度 H 也是準直儀 202 的厚度。孔 208 也稱為孔徑、開口或通孔。孔徑 208 的接收角 Θ 由從孔徑 208 上部開口上的邊緣點傳播到孔徑 208 下部開口上的對立邊緣點的兩條射線 R0 和 R1 之間的角度定義。只有入射光子(在接收角 Θ 內傳播的光子或輻射)可以穿過孔徑 208(不考慮可能穿透隔片 212 的一小部分射線)。如上所述，隔片 212 由吸收輻射的重金屬或合金製成，例如鉛或鎢。隔片 212 吸收大部分不從感興趣的方向散發出(或沿其行進)的輻射。用於較高能量的輻射的準直儀比用於較低能量的輻射的準直儀具有更厚的隔片。隔片通常設計為使不想要的光子穿透隔片不超過 5%，在某些情況下不超過 1%。應當注意，被準直儀阻擋或吸收的輻射或光子不需要 100% 的阻擋率，因為少數百分比的光子(例如，5% 或更少)仍然可以穿透輻射吸收材料的厚度。換言之，阻擋(或其他類似術語)意味著絕大多數光子(例如，95% 或更多，或 99% 或更多)被輻射吸收材料吸收。

【0028】準直儀 202 透過限制入射光子接收角 Θ 來提供檢測到的光子的位置資訊。通常，接收角 Θ 越小，準直儀

202提供的成像解析度越高。準直儀202可具有大量並排且彼此平行放置的實質上相同的、長而窄的孔徑208。長而窄的孔徑具有較小的接收角 Θ 和相應的高成像解析度。準直儀202可以具有大於15mm的厚度H，例如20mm至70mm，具有大約1mm至5mm的孔徑直徑(或寬度)W，從而提供大寬高比(H/W)和小接收角 Θ 。平行孔準直儀202的接收角 Θ 被限制在一個小角度，例如不大於 15° 。如果接收角 Θ 太大(例如大於 15°)，則特定平行孔準直儀提供的成像解析度被認為是不合需要地低。除非另有說明，本發明中的範例準直儀的接收角 Θ 不大於 15° 。除了圖2B中的孔在“x-z”截面為矩形，接收角的概念可以擴展到其他形式的孔，例如在聚合式或散焦式準直儀中的孔，其中孔可以是梯形的，也可以是傾斜的，代表可以通過孔的射線的最大角度差。

【0029】圖2A所示例的準直儀202是具有均勻分佈的孔徑的平行孔準直儀。在所示例的實施例中，孔徑208實質上相同，除了由製造精度限制引起的變化之外，每個孔徑具有相同的高度H和相同的直徑或寬度W。因此，每個孔徑具有相同的較小的接收角 Θ (例如不大於 15° ，例如在特定範例中約 5°)。準直儀202上的孔徑間距P也實質相同。換言之，準直儀202上的孔徑間隔S(隔片厚度)是均勻的。在此，孔徑形狀、孔徑尺寸、孔徑長度和孔徑間距均一致的孔徑被稱為“均勻分佈的孔徑”。

【0030】圖2C和2D示例了具有均勻分佈的孔徑的平

行孔準直儀(例如準直儀 202)的兩種佈置的俯視圖，而其他的佈置也是可能的並且並非脫離本發明的精神和範圍。在圖 2C 中，孔徑 208 被佈置成正交的行和列以形成正交的二維網格佈置。每個孔徑 208 可被視為與網格網路(由圖 2C 中的虛線表示)中的方形單元網格 240 對齊。兩個相鄰的孔徑 208 具有相同的間距 P ，其中 $P=W+S$ ， W 是孔徑 208 的寬度(或直徑)， S 是兩個相鄰孔徑 208 之間的最小間隔(或隔片厚度)。在圖 2D 中，孔徑 208 以交錯的方式佈置，並呈現一連串的行彼此相鄰並且兩個相鄰的行彼此偏移一定距離(或偏移量)。在一個實施例中，偏移量可以是 W ，或者在替代實施例中可以是其他合適的值。每個孔徑 208 可被視為與網格網路(在圖 2D 中由虛線表示)中的六邊形形狀的單元網格 240 對齊。兩個相鄰孔徑具有相同的間距 P ，其中 $P=W+S$ ， W 是孔徑 208 的寬度(或直徑)， S 是兩個相鄰孔徑 208 之間的最小間隔(或隔片厚度)。在一些替代實施例中(未示出)，孔徑 208 可以與網格網路的蜂窩形狀的單元網格 240 對齊。圖 2E 和 2F 分別示例了圖 2C 和 2D 的變體。單元網格 240 中的一個或多個可設計成沒有孔徑穿過，這相當於具有藉由隔片材料填滿(或封閉)的孔徑(由圖 2E 和 2F 中的虛線圓圈表示)。這種孔徑佈置被認為具有變化的孔徑間距或具有封閉的孔，因此不屬於具有均勻分佈的孔徑的平行孔準直儀的類別。換句話說，圖 2E 和 2F 中的孔徑是非均勻分佈的。

【0031】圖 3 是如圖 2B 所示例的準直儀 202 以及與其協

同工作的檢測器 204 以產生表示目標物體 206 (例如，患者) 內的放射性藥物分佈的影像的示意性截面圖。準直儀 202 位於目標物體 206 和檢測器 204 之間並且被配置為透過阻擋某些光子並通過其他光子來過濾輻射。在所示例的實施例中，為了簡單起見，省略了連接準直儀 202 和檢測器 204 的耦合和屏蔽組件。在本實施例中，準直儀 202 為平行孔準直儀，其中準直儀 202 中的孔徑或孔具有矩形截面並且彼此平行佈置。在替代實施例中，準直儀 202 中的孔徑或孔可具有發散橫截面、聚合橫截面或一些其他橫截面形狀。

【0032】檢測器 204 包括感測像素 214 的陣列，例如矩形陣列、方形陣列或其他合適的像素 214 陣列。在操作中，每個感測像素 214 單獨記錄或監測入射在其上的輻射量並且產生與輻射量相關的訊號 (例如，電壓或電流)。該些感測像素 214 可以是具有實質相同的尺寸和相同的形狀 (例如，圓形、矩形或正方形)。在各種實施例中，感測像素 214 的尺寸範圍可以從大約 $1 \times 1 \text{ mm}^2$ 到大約 $5 \times 5 \text{ mm}^2$ 。在各種實施例中，陣列的感測像素間距 P' 的範圍可以從小於 1 mm 到大約 6 mm。在一個範例中，基於 CZT 或矽倍增器 (silicon multiplier, SiPM) 的檢測器 204 可以被製造為 $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ 的尺寸，其包括具有 $2.5 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm}$ 的單元像素尺寸的 16×16 感測像素的陣列。在一些實施例中，檢測器 204 包括適當的電子電路 (例如，ASIC) 以收集和處理從感測像素 214 產生的訊號。在一些其他實施例中，感測像素 214 在實體上彼此沒有區別並且僅僅是連續檢測器表面的數位化

的結果，就像大多數基於PMT檢測器系統一樣的情形。例如，檢測器表面可以被數位化為與準直儀202中的網格網路相同的網格網路，其中檢測器表面中的每個單元網格對應於準直儀202中的孔徑。

【0033】在圖3中，為了簡單起見，假設感測像素間距P'實質上等於孔徑間距P，使得每個感測像素214直接位於對應的孔徑208的下方。此外，準直儀202緊密耦合(或附接)到檢測器204並在準直儀202和檢測器204之間具有最小間隔，使得光子僅被允許沿著孔徑208行進以到達緊鄰其下方的對應感測像素214，儘管最小的或可忽略的串擾是可能的(例如，光子可能穿過隔片或光子可能會穿過一個孔徑，但會直接擊中另一個不同的孔徑的下方的感測像素)。在本發明中，術語“緊密耦合到”和“附接到”均指準直儀和檢測器之間的間隔小於準直儀厚度的一半，包括準直儀202和檢測器204是實體接觸的實例。

【0034】對於平行孔準直儀，當成像來源遠離準直儀時，其成像解析度迅速降低。對於孔徑尺寸W和長度(或有效長度)為 H_e 的準直儀，對於位於準直儀頂表面210上方垂直距離Z處的目標物體206，準直儀的成像解析度 R_c 由方程式(1)給定如下：

$$R_c = (H_e + Z) / H_e * W = (1 + Z / H_e) * W. \quad (1)$$

有效孔徑長度 H_e 是由 $H_e = H - 2/\mu$ 給定，其中H是孔徑長度， μ 是準直儀材料的線性衰減係數。對於鉛，在150keV時， $\mu = 22.43 \text{ cm}^{-1}$ ，並且 $2/\mu \approx 1 \text{ mm}$ 。孔徑長度H通常大於20mm，

因此 $H \approx H_e$ 。為簡單起見， H 和 H_e 在本文中可互換使用，除非它們具有有意義的區別。作為以簡單的方式查看方程式 (1)，成像解析度 R_c 等於從孔徑底部透過孔徑可以看到的距離 Z 處的區域，如圖 3 所示。

【0035】從方程式 (1) 可以看出，成像解析度 R_c 隨距離 Z 線性增加。並且在相同距離 Z 下，如果 H_e 越大， R_c 越小 (亦即具有更好的成像解析度)，這意味著較長的孔徑 (亦即，較大的 H) 的成像解析度會提高。然而，較長的孔徑會以平方反比關係對訊號靈敏度產生不利影響。令 G 表示準直儀效率，被定義為通過準直儀的輻射射線 (例如伽馬射線) 量與光源發出的輻射射線量之比，則 G 與 H_e^{-2} 成正比 (亦即， $G \propto H_e^{-2}$)。因此，必須選擇孔徑長度 H 以平衡成像解析度和訊號靈敏度。

【0036】圖 4 示例了稱為“擴展場成像 (spread field imaging, SFI) 準直儀”的替代準直儀設計，其提供增加的等效孔徑長度，因此提供更高的成像解析度，而不犧牲訊號靈敏度。與圖 3 所示的平行孔準直儀 202 做比較，圖 4 所示的 SFI 準直儀 203 至少有兩個顯著特徵。首先，SFI 準直儀 203 和檢測器 204 之間的間隔 D 與圖 3 中的配置相比顯著地增加。其次，SFI 準直儀 203 的孔徑 208 並不完全相同並且至少在一個方面不同。這些將在下面做進一步討論。

【0037】增加 SFI 準直儀 203 和檢測器 204 之間的間隔 D 以允許穿過一個孔徑 208 的光子入射到檢測器 204 的延伸超出孔徑 208 的區域上。換言之，來自目標物體 206 的輻射穿

過孔徑 208 並傳播和照明檢測器 204 上的一個區域，該區域實質上大於孔徑 208 的尺寸並且延伸到其他相鄰孔徑的正下方的區域。相比之下，當準直儀 202 緊密耦合到檢測器 204 時，如圖 3 所示，來自目標物體 206 的穿過一個孔徑 208 的輻射僅照明檢測器 204 上實質上等於孔徑 208 的尺寸的區域。如圖 4 所示例，在定義接收角 Θ 的線 A1 和 A2 之間入射的人射光子將穿過孔徑 208 並到達檢測器 204 並且“照明”檢測器 204。由定義孔徑 208 的接收角 Θ 的線所界定的檢測器 204 的表面區域被表示為相應孔徑 208 的照明區域。例如，中心孔徑 208 的照明區域由與檢測器 204 相交的線 A1 和 A2 之間的檢測器 204 的表面區域所限定。照明區域的大小和形狀取決於相應孔徑的輪廓以及準直儀 202 和檢測器 204 之間的間隔 D。在一些實施例中，檢測器 204 上的孔徑 208 的照明區域至少是相對應的單元網格的尺寸的兩倍，該單元網格包括相對應的孔徑 208 和圍繞該相對應的孔徑 208 的隔片的一半(注意，單元網格的邊界位於介於單元網格與相鄰單元網格之間的隔片的中間)。此外，一個孔徑 208 的照明區域可以與其相鄰孔徑的照明區域重疊。例如，在各種實施例中，照明區域的超過 10%、超過 20% 或甚至 50% (僅考慮穿過孔徑 208 的輻射並且排除穿過圍繞孔徑 208 的隔片的輻射) 的部分可以與其他的照明區域重疊。圖 4 示例了介於由孔徑 208 下方的線 A1 和 A2 所限定的照明區域與由相鄰孔徑下方的線 A1' 和 A2' 所限定的另一個照明區域之間的重疊區域。換言之，檢測器 204 的重疊區域中的點(或感測像

素 214) 可以接收來自不止一個孔徑 208 的輻射。此外，在一些實施例中，檢測器 204 中的任何感測像素 214 被不大於孔徑 208 的數量的百分比同時照明，其中該百分比小於約 25%。在一些實施例中，該百分比小於 10%、小於 5% 或甚至小於 2%。在一些其他的實施例中，任何孔徑的照明區域不超過所耦合的檢測器 204 的總照明區域(藉由所有孔)的百分比，其中該百分比小於 10%、小於 5%，或者甚至小於 2%。相比之下，編碼孔徑或多針孔準直儀中的孔通常比本發明實施例的總照明區域照明更大百分比的總照明區域。例如，那些準直儀中的孔的照明區域可能大於相應準直儀中所有孔的總照明區域的 25% 甚至大於 40%，這將大量串擾引入成像系統。透過將任何孔的照明區域限制為不超過所耦合的檢測器的總照明區域(藉由所有孔)的 10%、5% 或甚至 2% (取決於系統性能需求)，來自不同孔徑的串擾被有效減小，並且因此可以實現良好的成像解析度和訊號靈敏度。

【0038】沿外圍區域提供屏蔽 244 (通常具有重金屬材料) 以覆蓋(或密封)準直儀 203 和檢測器 204 之間的空間以防止輻射通過該空間到達檢測器 204。值得注意的是，雖然圖 4 示出了屏蔽 244 和 SFI 準直儀 203 之間以及屏蔽 244 和檢測器 204 之間的間隙，其僅用於說明的目的。在各種實施例中，屏蔽 244 被部署以提供封閉(或密封)的區域，使得只有通過準直儀 203 的輻射才能到達檢測器 204。

【0039】在本實施例中，SFI 準直儀 203 的孔徑 208 並

不完全相同。它們的孔徑形狀、孔徑大小甚至孔徑長度可能不同。如果孔徑大小不同，則接收角 Θ 可以變化，但在本實施例中最大接收角 Θ 保持不大於 15° 。如上所述，不大於 15° 的接收角 Θ 提供了理想的成像解析度。此外，對於給定的準直儀厚度 H ，較小的接收角 Θ 轉化為較小的孔徑尺寸，從而導致較小的準直儀維度。不大於 15° 的接收角 Θ 在緊密的準直儀設計和製造困難度(例如，機械公差)之間提供了良好的折衷。此外，大於 15° 的接收角 Θ 會增加來自相鄰孔徑的串擾，並導致解析度降低以及成像後處理的複雜性增加。在一些應用中，接收角 Θ 可以小於約 10° ，甚至小於約 5° ，以便基於系統性能需求實現更高的成像解析度和更少的串擾。在一些實施例中，SFI準直儀203的一些孔徑208可以是關閉的，這意味著其實質上是被阻擋的並且不允許光子通過。因此，孔徑間距也可以跨越準直儀203而變化。舉例來說，如圖5B所示，208'附近的間距和隔片與其他隔片相對地不同。這種在孔徑輪廓(例如，孔徑形狀、孔徑尺寸、孔徑長度及孔徑間距)的至少一個參數中具有非均勻性的孔徑被稱為“非均勻分佈的孔徑”。圖5A示例了具有不同孔徑形狀(例如，圓形和正方形)、不同孔徑尺寸和不同孔徑間距(由於由虛線圓圈表示的被阻擋的孔徑)的SFI準直儀203的實施例。在圖5A中，每個孔徑208與相應的單元網格240對齊(例如，中心到中心對齊)。圖5B示例了SFI準直儀203的又一實施例，其中至少有一個孔徑208'偏離其相應的單元網格240。具有這種孔徑佈置的SFI

準直儀 203 也被視為具有非均勻分佈的孔徑的平行孔準直儀。注意，圖 5A 和 5B 僅示出了 SFI 準直儀 203 的一部分。在一個實施例中，準直儀 203 上的孔徑 208 的總數超過一千 (1,000) 個，例如大約兩千 (2000)、五千 (5000)、一萬 (10,000)、三萬 (30,000)，甚至十萬 (100,000)。大量的孔徑有利於更高的靈敏度、良好的視域 (field of view, FOV) 覆蓋範圍以及更好地利用檢測器區域，因為每個孔徑僅照明檢測器 204 的表面區域的一小個百分比並且存在著顯著的串擾或在孔徑 208 之間多工。

【0040】在一些實施例中，SFI 準直儀 203 中的孔徑 208 的一部分或全部可以以重複的圖案佈置，例如尺寸為 3×3 、 4×4 、 3×5 、 5×5 等等的重複的圖案。重複的圖案被稱為基本圖案。在一些實施例中，基本圖案具有奇數行和 / 列，使得基本圖案中存在一個中心孔，這在處理資料時是有利的。圖 6A 示例了 SFI 準直儀 203 的實施例的頂視圖 (或頂視圖的一部分)。SFI 準直儀 203 的至少一部分包括 5×5 單元網格的基本圖案的重複部分，具有在圖 6B 中所示的一個基本圖案，其中白色像素代表開孔徑，灰色像素代表閉孔徑。開孔徑被隔片包圍。圖 6A 中的虛線表示基本圖案之間的邊界。在所示例的實施例中，孔徑與正方形的單元網格對齊並且可以擴展到整個單元網格的大小範圍。基本圖案可以是編碼孔徑圖案，例如 URA、MURA、PBA、隨機或偽隨機圖案。在一些實施例中，重複的圖案的數量大於 2×2 ，例如是 3×3 、 3×5 、 5×5 等。在圖 6A 中，所示例的基本圖

案是 MURA 5 圖案並且在形成尺寸為 15×15 的準直儀(或準直儀的一部分)時在 X 方向上重複 3 次並且在 Y 方向上重複 3 次。在各種實施例中，一個基本圖案可以分別在 X 方向上和 Y 方向上重複任意次數，以滿足系統需求。圖 6C 示例了 SFI 準直儀 203(或其一部分)的另一個實施例的俯視圖，其中在形成尺寸為 125×125 的準直儀(或準直儀的一部分)時 MURA 5 的基本圖案在 X 方向上重複 25 次並且在 Y 方向上重複 25 次。在所示例的實施例中，孔徑的形狀和尺寸是相同的。在一些實施例中，孔徑可以在形狀、尺寸或兩者上不同。

【0041】返回參考圖 4，可以選擇 SFI 準直儀 203 和檢測器 204 之間的間隔 D，使得檢測器 204 上的每個孔徑 208 的照明區域等於或不大於重複的基本圖案但大於孔徑的間隔(間距)至少兩倍。檢測器 204 上的孔徑 208 的照明區域的大小與 SFI 準直儀 203 的基本圖案的大小實質相等，如圖 4 中虛線 B1 和 B2 所示例的。如下文將進一步詳細討論的，使照明區域的尺寸實質上等於(或為基本圖案的整數倍)基本圖案提供了一種快速影像重建演算法，該演算法顯著提高了系統效率和準確度。結果，當 SFI 準直儀 203 和檢測器 204 之間的間隔 D 大於孔徑長度(準直儀厚度)H 的一半時，它被優化。在各種實施例中，D 可以是小於 H 的 10 倍，例如介於 H 的 1.5 至 10 倍、介於 H 的 1 至 7 倍之間、介於 H 的 1.5 至 7 倍之間，或一些其他合適的範圍。如果 D 太小，例如小於 H 的 1.5 倍，則對於解析度提高的影響不顯著。另一方

面，如果 D 大於 H 的 10 倍，來自相鄰孔徑的串擾會很高，並導致影像重建過程中的複雜性增加和解析度下降。在一些範例中， D 是 H 的約 1 倍、1.5 倍、2 倍、2.5 倍、3 倍或 3.5 倍。

【0042】仍參考圖 4，對於檢測器 204 的感測像素 214，可以通過其正上方的孔徑看到的區域，也稱為成像解析度 R_n ，由方程式 (2) 給定如下：

$$R_n = (H + D + Z) / (H + D) * W. \quad (2)$$

請注意，方程式 (1) 和方程式 (2) 之間的差異是方程式 (1) 中的 H_c 被方程式 (2) 中的 $(H + D)$ 代替，根本上將孔徑長度延長了 D ，因此可以顯著提高成像解析度。即使為了更高的訊號靈敏度而增加孔徑的尺寸 W ， R_n 也可以小於 R_c 。

【0043】光子可能會穿過一個孔徑，然後直接撞擊另一個孔徑下方的檢測器區域，這一事實意味著存在串擾或多工。相比之下，當配備平行孔準直儀 (例如圖 3 所示的準直儀 202) 時，對於檢測器表面上的任何感應像素，只有一個孔徑光子可以穿過並到達它 (不包括隔片穿透，這在平行孔準直儀設計中是要被抑制的效應)。這種串擾效應通常會降低解析度，因為在檢測器位置檢測到光子的可能路徑有多個，而對於位於某個點的來源，輻射射線可能穿過多個孔徑到達檢測器。如果所有孔徑與平行孔準直儀中的孔徑本質上地相同，就會出現這種情況。

【0044】另一方面，關於圖 4 所示的 SFI 準直儀 203，孔徑不完全相同。更具體地，檢測器表面上的感測像素的

可見區域內的孔徑並不完全相同(此處的可見區域是指光子可以穿過以到達檢測器表面上的感測像素的所有孔徑的集合)。所以，彼此靠近的光源會在檢測器上投射出不同的陰影，因為它們下方的孔徑圖案不同。這些差異有助於重建演算法以類似於 R_n 的高解析度恢復原始光源的分佈，即物體影像。檢測器表面通常被數位化為網格網路，並且每個網格代表一個感測像素的邊界。在一些實施例中，由相鄰感測像素所見的孔徑圖案是不同的。

【0045】類似於SPECT成像，可以透過旋轉耦合的準直儀(例如準直儀203)和檢測器(例如檢測器204)的組來環繞目標物體從多個角度獲取影像(也稱為投影)。在這種獲取模式下，耦合的準直儀和檢測器一起移動，它們之間沒有相對運動。在某個角度 α 處的前向投影 p 可以寫成

$$\hat{p}_\alpha(i) = \sum_j f(j) K_\alpha(i,j) \quad (3)$$

其中 i 和 j 是檢測器像素和物體影像三維像素的索引， $f(j)$ 是三維像素物體 j 的值， $K_\alpha(i,j)$ 是當相機處於角度 α 時，在像素 i 處檢測到從三維像素 j 發出的光子的概率。為了重建原始的物體影像 f ，使用的一種方法是最大相似度與期望值最大化演算法(Maximum Likelihood Expectation Maximization, MLEM)演算法，其中可以迭代地找到 f

$$\hat{f}_j^{(k+1)} = \frac{\hat{f}_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^I K_{ij}} \sum_{i=1}^I \frac{p_i K_{ij}}{\sum_{j=1}^J K_{ij} \hat{f}_j^{(k)}} \quad (4)$$

或者

$$f^{(k+1)}(j) = \frac{f^{(k)}(j)}{\sum_{i,\alpha} K_\alpha(i,j)} \sum_{i,\alpha} \frac{p(i,\alpha) K_\alpha(i,j)}{\sum_j K_\alpha(i,j) f^{(k)}(j)} \quad (5)$$

其中 $f^{(k)}(j)$ 是第 k 次迭代的目標影像，並且 $p(i, \alpha)$ 是檢測器像素 i 和角度 α 處的測量的投影。該演算法分為三個步驟--前向投影、計算比值和反向投影。該演算法的一種變體稱為 OSEM，其中投影被分成 N 個子集，計算從使用一個投影子集的幾次迭代開始，然後移動到下一個子集，直到計算完所有子集。該過程可以以不同的子集劃分並可以以每個子集的不同迭代次數重複。

【0046】如方程式(5)所示的演算法，考慮到大量的三維像素及像素並乘以角度的數量，方程式(5)非常耗時並且需要大量的儲存空間來儲存 K 矩陣。一個角度的投影可以數位化為 64×64 到 512×512 像素，通常需要從 60 或 120 個角度採集。並且物體影像通常具有 $128 \times 128 \times 128$ 或 $256 \times 256 \times 256$ 個三維像素。因此矩陣 $K_{\alpha}(i, j)$ 非常地大。

【0047】當孔徑由重複的基本圖案組成並且所有重複的圖案中的各個通孔具有相同的形狀和維度時(即使基本圖案中的孔可能不同)，矩陣 K 和演算法可以被簡化。通常，對於大小為 $X \times Y$ (X 和 Y 可以不同)的重複的基本圖案，僅有些許圖案等於 $X \times Y$ 的乘積的倍數， $X \times Y$ 係點光源可能投射到檢測器上的大小。如圖 6A 或 6B 所示是重複的圖案為 5×5 ($X=Y=5$) MURA 5 圖案的範例。令 m 為基本圖案中孔(網格單元，包括開孔和閉孔)的索引， $m=1, \dots, 25$ 。在該範例中，考慮位於距離準直儀 203 距離 Z 處的平面(見圖 4)，該平面上任意一點的一個點光源將圖案投射到檢測器 204 上，其中投射的圖案的尺寸遠小於檢測器的大小，並且點

光源可以投射到檢測器上的圖案只有 $X \times Y = 25$ 個圖案，這取決於它正下方(邊界區域除外)的孔徑指數，其被指代為 $psf_{m,z}(x,y)$ ，其中 $x = -M, \dots, M$ 以及 $y = -N, \dots, N$ 。這裡檢測器像素的大小與準直儀間距(孔間間隔)相同或與它的一小部分相同。因此，該 25 個圖案可以透過基本的 5×5 圖案中的孔徑而被編索引。同時，距離 Z 處的物體影像，記為 f_z (其像素(也稱為三維像素)大小與準直儀間距(孔間間隔)相同並且像素與準直儀間距對齊)可被分為 25 個與 f_z 大小相同的子影像，其中每個子影像中相同索引的孔徑頂部的像素保持不變，其餘像素設置為 0，如圖 7 所示例。將 m 設為圖案索引，則距離 Z 處的物體影像切片， f_z ，可以被指代為由以下所給定的子影像， $f_z(j,m)$ ，式子

$$f_z(j,m) = \begin{cases} f_z(j) & j \text{ is on top of a hole with index } m \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

這樣，方程式(5)中 Z 處物體影像的前向投影的步驟可以重寫為

$$\hat{p}_\alpha(Z) = \sum_j K\alpha(i,j) f_{z,\alpha}^{(k)}(j) = \sum_m f_{z,\alpha}^{(k)}(j,m) * psf_{m,z} \quad (7)$$

其中 $\hat{p}_\alpha(Z)$ 是基於物體影像 $f_z^{(k)}$ 的當前估計值而計算的前向投影， $*$ 表示卷積。可以採用類似的方法來計算反向投影步驟。眾所周知，卷積在計算上比使用快速傅立葉變換(Fast Fourier Transform, FFT)演算法的矩陣乘法更有效。這個想法可以擴展到相當於準直儀間距的一部分的三維像素大小，其中可以使用 psf 圖案和相應子影像的 $X \times Y$ 卷積的倍數。例如，如果三維像素的大小是準直儀間距的一半，

則可以使用 psf 圖案和相應子影像的 25 個卷積的 $4(2 \times 2)$ 倍 (即總共 100 個卷積)。這種方法可能會隨著計算複雜度的增加而帶來更高的準確性。

【0048】方程式 (7) 還指出，如果物體影像被組織成平行於由距離 Z 所指代的準直儀表面的切片，那麼對於不同的角度 α ，投影圖案 $\text{psf}_{m,z}$ 是相同的。這進一步簡化了演算法。

【0049】一種方法是對每個角度獨立地實現方程式 (5)，從總和中除去 α ；然後沿距離 Z 對估計值 $f_z(j)$ 求和以獲得該角度的二次投影， p'_α 。由於從物體影像 f 導出 p'_α 的投影幾何類似於平行孔準直，平行孔準直影像重建演算法可用於從 p'_α 重建 f ，例如濾波反投影 (filtered back-projection, FBP)、代數重建技術 (algebraic reconstruction technique, ART) 和 OSEM 方法。

【0050】另一種方法是在每次迭代開始時透過內插法將 f_z 轉換為 $f_{\alpha,z}$ ，其中 $f_{\alpha,z}$ 由在該角度平行於準直儀表面的切片 (由 Z 標記) 組成。然後可以在應用內插法之前執行投影-反投影步驟 (projection-back-projection steps) 來將反投影比值， $q_{\alpha,z}$ ，其由下式給定

$$q_{\alpha,z} = \sum_i \frac{p(i,\alpha)K\alpha(i,j)}{\sum_{j,z} K\alpha(i,j)f_{\alpha,z}^{(k)}(j)}, \quad (8)$$

轉換為 f 中的原始網格，然後計算 f_z 的更新比值。

【0051】回過頭來參考圖 4，對於準直儀 203，孔徑的高度 H (亦即準直儀 203 的厚度) 有時遠大於其開口寬度或直

徑 W 。例如，孔徑寬度 W 可以小於 2mm ，而孔徑高度 H 可以大於 20mm 。然而，對於封閉的孔徑，孔徑不需要完全填充，而是填充到有足夠的厚度以阻擋輻射穿過孔。例如，當放射性同位素 Tc-99m 用於隔片材料時， 3mm 厚的鉛可能會阻擋 140 keV 伽馬射線的入射輻射的 99% 以上。因此，準直儀可以以重量輕的形式製造。參考圖 8A 和 8B，準直儀 203 是具有開孔和閉孔的準直儀並且包括兩個區段。一個區段類似於具有均勻分佈的通孔的平行孔準直儀（也稱為平行孔區段 262）。另一個區段實質上是薄板 264（具有足以實質上阻擋輻射的厚度），其具有不均勻分佈的通孔，例如具有比平行孔區段 262 中的通孔少的通孔（例如，僅為其大約一半的通孔數）。在圖 8A 和 8B 中示出的準直儀 203 也稱為多區段準直儀。薄板 264 中的通孔與平行孔區段 262 中的通孔對齊以共同限定準直儀 203 的孔徑圖案，而平行孔區段 262 中的其他通孔被薄板 264 的不透明材料阻擋。因此，薄板 264 中的通孔限定了準直儀 203 的最終孔徑的位置。薄板 264 也被稱為圖案化孔徑區段 264。在一些實施例中，平行孔區段 262 中的所有通孔實質相同，而圖案化孔徑區段 264 中的通孔可以不同，甚至包括封閉的通孔。此外，在一些實施例中，圖案化孔徑區段 264 可以是可移動的，例如可操作以相對於平行孔區段 262 的表面水平滑動。因此，透過以相對於平行孔區段 262 的方式移動圖案化孔徑區段 264 可以獲得在一個角度的多個投影。

【0052】圖案化孔徑區段 264 具有足夠厚以阻擋目標

輻射的厚度 $H1$ 。在各種實施例中，平行孔區段 262 的厚度 $H2$ 可以是編碼孔徑區段 264 的厚度 $H1$ 的大約 2 倍到大約 10 倍。例如，25mm 的孔徑長度可以構造成具有平行孔區段 262 (具有 20mm 厚度) 以及圖案化孔徑區段 264 (具有 5mm 厚度)。透過這種方式，與完全填充的封閉孔徑相比，準直儀的總重量可以顯著降低。圖案化孔徑區段 264 可以位於平行孔區段的面向檢測器 (圖 8A) 或面向目標物體 (圖 8B) 的一側，或者甚至在兩個子平行孔區段的中間 (例如，圖 8C 中的子平行孔區段 262-a 和 262-b，其中 $H2-a + H2-b = H2$)。事實上，封閉的孔徑只需要一層薄薄重的金屬材料就可以阻擋輻射。這個薄層甚至可以根據需要分成多個片段。因此，這種新設計可以從製造正規的平行通孔開始，然後可以在開啟的通孔內的任何地方放置薄層以製造封閉的孔徑。

【0053】儘管在圖 8A~8C 中所示例的孔徑具有相同的橫截面和開口寬度，但還是存在許多不同的設計以允許不同的孔徑輪廓。例如，輕量化設計還可以應用於具有具備相同間距但具有不同孔徑尺寸和隔片的孔徑的準直儀。一些這樣的例子在圖 9A~9C 中示例出。在圖 9A 中，準直儀 203 具有一些直徑 (或寬度) W 的孔徑和具有一些較小的直徑 (或寬度) W' 的孔徑。將在準直儀 203 的整個厚度上對較窄的孔徑的側壁使用恆定寬度的隔片的作法，以隔片可僅在側端處具有較厚的部分代替。側端處的厚度 $H1-a$ 和 $H1-b$ 足以阻擋目標輻射並保持與一個較窄的孔徑所被設計為應具

有的較小的接收角 Θ 相同。以上參考圖 8A~8C 的多部分設計的精神也可以應用於圖 9A 中的範例準直儀。圖 9B 示例了具有一個平行孔區段 262 和兩個限定孔徑尺寸的圖案化孔徑區段 264-a/264-b 的準直儀 203。在某些情況下，僅需要 264-a/264-b 其中一者以調整接收角 Θ 。此外，孔徑可以在橫截面和垂直截面兩者中具有不同的形狀。在一些實施例中，孔徑可以具有不同的定向。圖案化孔徑區段 264-a/264-b 可以與開啟和閉合的孔徑圖案一起定義孔徑尺寸，例如圖 9C 所示。共同參考圖 8A~9C，一個平行孔區段 262 可以與不同的圖案化孔徑區段 264a 及 / 或 264b 配對以創造不同的準直儀配置。因此，根據本發明的多區段準直儀，其除了實現輕量化設計之外還提供了低成本的解決方案。值得注意的是，圖 8A~C 和 9A~C 描繪了多區段準直儀的相鄰區段彼此實體接觸的實施例。在替代實施例中，只要準直儀的性能得到保證，相鄰區段係彼此緊密耦合(以防止光子透過一個孔進入而從另一個孔離開)而沒有實體接觸。

【0054】現在參考圖 10A。不同於圖 8A~9C 中所示例的範例性準直儀，在圖 8A~9C 中平行孔區段 262 和圖案化孔徑區段 264 彼此附接，圖 10A 所示的範例性準直儀具有與圖案化孔徑區段 264 間隔開的平行孔區段 262。此外，圖案化孔徑區段 264 可緊密耦合到檢測器 204。在所示例的實施例中，檢測器 204 的感測像素 214 具有在圖案化孔徑區段 264 中的對應的孔徑以接收來自平行孔區段 262 中更上方的

平行孔的照明。圖案化孔徑區段 264 中的孔徑有意地在尺寸上不同，從而導致平行孔區段 262 中可照明像素 214 的平行孔的數量不同。例如，感測像素 214a 在圖案化孔徑區段 264 中具有比相鄰感測像素 214b 更大的對應孔徑。如此一來，感測像素 214a 可被平行孔區段 262 中的多個平行孔照明，平行孔區段 262 介於與平行孔區段 262 的底表面相交的線 C1 與 C2 之間。作為比較，由於在圖案化孔徑區段 264 中具有較小的相應孔徑，像素 214b 只能被位於平行孔區段 262 正上方的單個平行孔照明，該平行孔區段 262 由與平行孔區段 262 的底表面相交的線 D1 和 D2 界定。平行孔區段 262 中可以照明同一個感測像素 214 的平行孔數量取決於圖案化孔徑區段 264 中對應的孔徑的接收角。平行孔區段 262 中能夠照明同一個感測像素 214 的平行孔數量也取決於介於平行孔區段 262 與圖案化孔徑區段 264 之間的距離 H3。距離 H3 是基於對系統性能的需求而決定。一個通常的規則是設置一個能夠允許檢測器 204 的一些像素 214 被其上的平行孔 208 中至少兩個或更多個照明到的距離 H3。值得注意的是，在如圖 10B 所示的替代實施例中，可以將平行孔區段 262 配置為緊密耦合到檢測器 204，而圖案化孔徑區段 264 卻與平行孔區段 262 間隔開。

【0055】本發明中提出的設計可以適用於具有大量長而窄的孔的其他變體，例如聚合式或散焦式孔準直儀，其用前面提出的兩個特徵修改。

【0056】返回參考圖 1A~1C，基於輻射的成像系統 100

可以採用至少兩組不同的耦合的準直儀和檢測器。在這樣的實施例其中之一，一組是具有與耦合的檢測器間隔開的 SFI(spread-field imaging)準直儀 203(例如，如圖 4、6A~C、8A~C、9A~C 或 10A~B 中所示)並且另一組是具有附接到耦合的檢測器的平行孔準直儀 202(例如，如圖 3 所示)。通常在這種配置中，平行孔準直儀 202 中的孔徑開口(及/或接收角)小於 SFI 準直儀 203 中的孔徑開口(及/或接收角)。如方程式(1)中所示，由於較小的孔徑開口，平行孔準直儀通常在近距離(小 Z)處具有良好的解析度，但隨著目標物體遠離準直儀，其成像解析度迅速下降。相反地，當目標物體離準直儀較遠時，SFI 準直儀 203 提供優異的成像解析度。在多角度影像採集過程中，兩組耦合的準直儀和檢測器模組繞著目標物體旋轉以獲取影像(投影)。理所當然地，目標物體的某個部分在某些角度靠近一個準直儀，而在相對的角度則遠離一個準直儀，除了靠近旋轉中心(center of rotation, COR)的部分。透過組合這兩個準直儀，對於較接近平行孔準直儀 202 的位置，使用者可以分配較多的權重來更新由平行孔準直儀 202 投影所估計的因子，而對於離較平行孔準直儀 202 較遠的位置，使用者可以分配較多的權重來更新由 SFI 準直儀 203 投影所估計的因子。換句話說，該兩組耦合的準直儀和檢測器模組的估計之間的權重是依賴於距離的。這種配置的另一個優點是可以透過單獨使用平行孔投影得到的重建來獲得物體影像的快速估計，並且可以將其用作使用來自兩個準直儀的投影進行迭代重建的初始估計。有幾種方法可以選擇來重建多

角度平行孔投影，例如濾波反投影(filtered back-projection, FBP)、代數重建技術(algebraic reconstruction technique, ART)和有序子集期望及最大化(ordered subset expectation and maximization, OSEM)。並且可以執行該步驟以在較低解析度下重建影像(透過對投影應用低通濾波(low-pass filtering, LPF)，及/或為較大像素重建)以減輕由於以下事實而導致的較低計數：與帶有雙攝影機的傳統掃描相比(其中兩個攝影機皆具有平行孔準直儀)，此處的平行孔準直儀投影僅佔採集角度的一半。在另一個實施例中，系統採用至少兩組耦合的準直儀和檢測器模組，它們均包括SFI準直儀203(例如，如圖4、6A~C、8A~C、9A~C或10A~B所示)，其與耦合的檢測器間隔開。但是兩個準直儀中長窄的通孔具有不同的接收角。例如，其中一個SFI準直儀203的最大接收角至少是另一個SFI準直儀203的兩倍，例如一個為 10° ，一個為 5° 。在另一個實施例中，系統採用至少兩組耦合的準直儀和檢測器模組，至少一個檢測器與具有長窄孔(小接收角)的SFI準直儀203耦合(例如，如圖4、6A~C、8A~C、9A~C，或10A~B所示)，其中該長窄孔與耦合的檢測器間隔開，並且另一個檢測器與多針孔準直儀耦合，該多針孔準直儀包括編碼孔徑準直儀，其中最大孔徑接收角實質上大於SFI準直儀203的接收角，比如 20° 以上。

【0057】參考圖1B，如果基於輻射的成像系統100在對立位置處採用兩組相同的耦合的準直儀和檢測器，則每組耦合的準直儀和檢測器可能只需要以相等的掃描步長旋

轉半圓。透過組合來自第一半圓和第二半圓的資料，獲取來自全圓的影像。例如，在掃描步長為 3° 時，第一組可以依次獲取 0° 、 3° 、 6° 、...、 177° 角度的影像；第二組可以依次獲取 180° 、 183° 、 186° 、...、 357° 角度的影像。如果基於輻射的成像系統100採用兩組不同的耦合的準直儀和檢測器，由於每組所“看到”的不同，每組需要旋轉一整圈。為了保持相同的操作時間，每組可能以兩倍的掃描步長掃描一整圈。例如，以 6° 的掃描步長下，第一組可以依次獲取 0° 、 6° 、 12° 、...、 180° 、 186° 、...、 354° 等角度的影像；第二組可以依次獲取 180° 、 186° 、 192° 、...、 354° 、 0° 、...、 174° 等角度的影像。對於系統掃描的每個給定的角度，將獲取兩個影像，一個來自第一組，另一個來自第二組。換句話說，雖然這兩組所“看到”的不同，但每一組重複從另一組獲取影像的相同角度獲取影像。作為比較，參考圖1C，這兩組不同的耦合的準直儀和檢測器並不完全相反，而是偏移了一半的掃描步長。例如，如果掃描步長是 6° ，則這兩組指向的方向154A和154B可以形成大約 3° 的角度 Υ 。在這兩組指向的方向之間加入偏移允許系統100從不同角度獲取每個影像。例如，以 6° 的掃描步長和 3° 的偏移量，第一組可以在 0° 、 6° 、 12° 、...、 180° 、 186° 、...、 354° 等角度依次獲取影像；第二組可以在 183° 、 189° 、 195° 、...、 357° 、 3° 、...、 177° 等角度依次獲取影像。

【0058】現在參考圖11A和11B。在基於輻射的成像系統中，當準直儀的孔徑與檢測器的感測像素對齊時，性

能得到優化。圖 11A 示例了疊加在檢測器 204 上的範例性 SFI 準直儀 203 (如圖 6B 所示的基本圖案) 的一部分在 X-Y 平面中的俯視圖。圖 11B 示例了準直儀 203 和檢測器 204 的一部分沿圖 11A 中的 A—A 剖切在 X-Z 平面中的示意性截面圖。如圖 10A 和 10B 所示例的檢測器 204 包括離散感測像素 214 的陣列。離散感測像素 214 可以基於 CZT 或 SiPM 結構。通常，感測像素 214 排列在以行和列形成的網格網路 (也稱為像素網格) 中，例如在所示例的實施例中行 $i=1、2、3、\dots$ 和列 $j=1、2、3、\dots$ 。位於 X-Y 平面中的位置 (x,y) 處的任何感測像素 214 可以由網格網路中的索引 (i,j) (i 和 j 為整數) 表示並且在準直儀 203 (也稱為孔徑網格) 的網格網路中具有對應的孔徑 (或著編碼圖案中的閉孔徑或一個隔片)。由於圖 11A 和 11B 中的感測像素 214 是離散的並且在實體上彼此不同，實現檢測器和準直儀之間的對準是直接的，亦即是將感測像素 214 直接定位在準直儀 203 的相應孔徑 208 下方，使得像素網格和孔徑網格重疊。

【0059】現在參考圖 12A 和 12B。如上面結合圖 3 和 4 所討論的，在一些實施例中，檢測器的感測像素彼此在實體上並非有所區別並且僅僅是連續檢測器表面的數位化的結果，如在大多數基於 PMT 檢測器系統的情況下。圖 12A 示例了疊加在這樣的檢測器 204 上的範例性 SFI 準直儀 203 (如圖 6B 所示的基本圖案) 的一部分在 X-Y 平面中的俯視圖。圖 12B 示例了準直儀 203 和檢測器 204 的一部分沿圖 12A 中的 A—A 剖切在 X-Z 平面中的示意性截面圖。檢測器

表面被數位化為與準直儀 203 的相應孔徑網格相同的像素網格，亦即，網格點之間間隙相同的準直儀 203。換言之，檢測器表面上的每個像素網格單元在最近的準直儀 203 中具有對應的孔徑(或著編碼圖案中的閉孔徑或一個隔片)。檢測器表面上的每個像素網格單元也稱為檢測器的一個像素。檢測器的像素排列在由行和列所形成的網格網路中，例如行 $i=1, 2, 3, \dots$ 和列 $j=1, 2, 3, \dots$ 並且可以標記為像素 (i,j) (i 和 j 是整數)。理想情況下，在完美對齊的情況下，檢測器的像素網格和準直儀的孔徑網格應該重疊。然而，如圖 12A 和 12B 所示，像素網格和孔徑網格之間經常會發生未對準，例如在設備組裝期間，導致在 X 方向(指代為 Δx)及/或在 Y 方向(指代為 Δy)上的未對準。未對準會導致系統退化。例如，如圖 12B 所示，在入射光子 230 穿過準直儀 203 的孔徑這樣的場景下(這原本應該被記錄為在完美對準下發生在像素 $(3,1)$ 處的一個事件(例如，計數))，卻反而將被記錄為發生在像素 $(3,2)$ 處的一個事件，因此降低了在記錄的訊號中孔徑圖案的對比度。

【0060】以基於光電倍增管(photomultiplier tubes, PMT)的檢測器系統為範例，其中基於其他結構的檢測器系統是類似的，簡單地說，PMT 的作用是將入射光子在光電陰極處轉化為光電子。這些電子從一系列帶電的陰極產生大量的二次電子，在陽極處產生可測量的電流脈衝。基於在相鄰的 PMT 中的這些可測量的電流脈衝，可以將連續 X-Y 平面中的位置 (x,y) 確定為光子入射事件發生的位置。

基於連續 X-Y 平面和 (i,j) 索引之間的映射，發生在位置 (x,y) 的事件隨後被數位化為發生在像素 (i,j) 中的事件。然而，如上所述，由於未對準(其係依賴於連續 X-Y 平面和 (i,j) 索引之間的初始映射)，可能會導致性能下降。影像對比度提供了一種調整以抵銷未對準的方法。為了使人眼和頭腦能夠感知影像，所獲取影像的像素陣列必須顯示對比度。關於樣本的某些東西必須使記錄在不同像素的訊號強度發生變化。最簡單的說，傳輸對比度可能是由於部分或完全不透明的結構造成的，例如準直儀的孔徑和封閉的孔徑(或隔片)。影像中存在的對比度數量決定了調整未對準的關鍵精度。透過演算法來抵銷未對準而不實體移動準直儀的設置在圖 13 中示例出。在圖 13 中，諸如 Co-57 或 Tc-99m 矩形泛光源等的泛光源 242 在準直儀 203 上方提供均勻的輻射場。泛光源 242 可以定位成與準直儀 203 緊密耦合，亦即兩者間的距離要比準直儀厚度的一半還短，包括準直儀 203 和泛光源 242 實體接觸的情況。在泛光源 242 的照明下，從檢測器 204 獲取的影像是由準直儀 203 所遮蔽的泛光源 242 的影像。由於輻射均勻，所獲取的影像的對比度是由於準直儀 203 的透明和不透明特徵。換言之，與開放或大孔徑下方的像素相比，閉合孔徑(或隔片)或小孔徑下方的像素產生較弱的影像訊號強度。

【0061】對比度可以定義為介於峰值和谷值之間的影像單一強度的變動(例如，比值或絕對差)的量度。作為一個範例，圖 13 中的訊號強度線 245 示例了對應於峰值和谷

值的訊號強度 V_p 和 V_v 。最大化對比度的一種方法是最大化 V_p/V_v 的比值，或最大化 $|V_p - V_v|/V_p$ 的差值。當對比度被最大化時，準直器和檢測器之間的對準被認為已實現。

【0062】由於檢測器表面被數位化為像素網格，因此無需實體移動準直儀即可透過演算法來達成抵銷未對準(換句話說，最大化對比度)。在一個範例性方法中，從檢測器表面(例如，如果在基於 PMT 的檢測器系統中，則來自 PMT 的電流脈衝)出現的每個訊號被記錄為具有座標 (x, y) 的事件。因此，資料列表(也稱為列表模式)中的每個條目都是一個屬性向量，其包含有關單個檢測到的光子的資訊。例如，事件流可以標記為 $(x_n, y_n) (n=1, 2, 3, \dots)$ ，其中每一對代表被檢測到的第 n 個事件的 X-坐標和 Y-坐標。基於連續 X-Y 平面和離散 (i, j) 索引之間的映射，像素 (i, j) 中報告的總計數被指代為 $C(i, j)$ ，其可以被表示為

$$C(i, j) = \sum_{n=1}^N \delta(D(x_n, y_n) - (i, j)) \quad (9)$$

，其中 D 是將 (x, y) 處發生的事件映射到相應像素 (i, j) 的數位化函數，如果 $D(x_n, y_n)$ 等於 (i, j) ，則 δ 函數給定 1，其餘則給定 0。此外，可以可選地應用能量窗口來過濾事件，使得僅當在能量窗口內發生事件時才被計數。根據定義， $C(i, j)$ 為像素 (i, j) 處的影像訊號強度，表示像素 (i, j) 覆蓋的區域內記錄到的事件數量，其由數位化函數 D 定義。峰值和谷值， V_p 和 V_v ，處的訊號強度可以從 $C(i, j) (i=1, 2, 3, \dots; j=1, 2, 3, \dots)$ 的集合中識別出來並且初始對比度 $(V_p/V_v$ 或 $|V_p - V_v|/V_p)$ 可以計算出來。

【0063】接下來，在數位化函數中引入偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 以“偏移”像素網格並重新計算 $C(i, j)$ 。因此， $C(i, j)$ 可以被表示為，

$$C(i, j) = \sum_{n=1}^N \delta(D(x_n + \delta x, y_n + \delta y) - (i, j)) \quad (10)$$

其中 $(\delta x, \delta y)$ 的引入相當於在X方向上將像素網格移動了距離 δx ，並且在Y方向上移動了距離 δy 。結果是，在位置 (x, y) 發生的事件(原本會記錄在像素 (i, j) 下)，可能會被視為等效地發生在位置 $(x + \delta x, y + \delta y)$ 處，並相應地記錄在相鄰像素 (i', j') 之下。因此， $C(i, j)$ 的曲線將會不同，並且計算更新的對比度 $(V_p/V_v$ 或 $|V_p - V_v|/V_p)$ 。可以透過最佳化方法(例如最陡下降(steepest decent)、共軛梯度(conjugate gradient)等)找到使峰值/谷值對比度最大化的最佳 $(\delta x, \delta y)$ 。另一種方法是以小步長創造一系列偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 。透過掃描該一系列偏移對 $(\delta x, \delta y)$ ，可以選擇具有最大對比度的一個偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 作為正確的偏移量來反制未對準，例如透過重新產生像素網格。這個偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 被稱為選定偏移對或選定偏移。或者，可以應用選定的偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 來偏移X-Y平面的原點 (x_0, y_0) 以移動整個像素網格(重新產生像素網格的特殊實例)。理想情況下，選定的對 $(\delta x, \delta y)$ 實質上等於未對準 $(\Delta x, \Delta y)$ ，但還有取決於用於產生該一系列偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 的掃描步長。在各種實施例中，可以透過分別等分像素間距 P_x (X方向上的間距)和 P_y (Y方向上的間距)來產生該一系列偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 。例如，對於在X-以及Y-方向上皆為2.0mm的像素間距，偏移

對 $(\delta x, \delta y)$ 的集合可以是從0開始以0.2mm的步長並且 $\delta x < P_x$ 以及 $\delta y < P_y$ 進行掃描，亦即 $\{(0, 0), (0.2\text{mm}, 0), (0.4\text{mm}, 0) \dots (2.0\text{mm}, 1.8\text{mm}), (2.0\text{mm}, 2.0\text{mm})\}$ 的一個集合。用其他方式產生偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 的集合也是可能的，例如透過泡式排序演算法(bubble sort algorithm)、桶排序演算法(bucket sort algorithm)、插入分類演算法(insertion sort algorithm)或其他合適的演算法。

【0064】代替同時掃描 δx 和 δy ，替代地，該方法可以單獨在X方向掃描(透過固定 δy)以首先在X方向獲得最優化的偏移 δx ，然後再單獨在Y方向掃描(透過使用最優化的 δx)以隨後在Y方向上獲得最優化的偏移 δy 。或者，類似地，該方法可以先在Y方向掃描，然後再在X方向掃描。此外，代替從整個像素網格二維地挑選 V_p 和 V_v 來計算對比度，該方法可以挑選一行(透過在 $C(i, j)$ 的集合中固定 i ，例如圖13中的訊號強度線245)並掃描 $(\delta x, \delta y)$ 以獲得該行中的最大對比度，並且將選定的偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 應用於整個像素網格。或者，類似地，該方法可以挑選一列(透過在 $C(i, j)$ 的集合中固定 j 並掃描 $(\delta x, \delta y)$ 以獲得該列中的最大對比度，並且將偏移對 $(\delta x, \delta y)$ 應用於整個像素網格。

【0065】值得注意的是，不同的孔圖案可能需要不同的最優化方法。在一些圖案中，記錄的訊號強度的描述符(例如，對比度、峰值訊號強度或谷值訊號強度)的最大值或最小值可用於最大化/最小化，例如最大化對比度、最大化的峰值，或最小化的谷值。當使用重複的孔圖案時，

可以將相應的像素(對應於基本圖案中的相同孔)加在一起以降低像素值的隨機性(亦即，量子雜訊)。此外，在一些實施例中，當使用特定孔圖案時，來自最優化例程的選定的偏移對($\delta x, \delta y$)可能與實際的最佳偏移間具有固定的偏移，並且該固定的偏移由孔圖案決定。例如，在某些孔圖案中，泛光源影像中的最大像素值位於相鄰的 2×2 開孔的中間。在這種情況下，固定的偏移是孔間距的一半，並且用於將像素與孔對齊的實際最佳偏移量將透過固定的偏移進行校正。換句話說，在找到選定的偏移對($\delta x, \delta y$)之後，可以可選地執行進一步的步驟，以向(或從)選定的偏移對($\delta x, \delta y$)添加(或減去)固定偏移，從而獲得實際的最佳偏移量以使用於未對準調整。

【0066】儘管不旨在進行限制，但本發明的一個或多個實施例為目標物體(例如患者)的基於輻射的成像提供了許多益處。例如，具有與相關的檢測器間隔開的重複的編碼圖案的準直儀設計可提供卓越的成像解析度，而不會犧牲訊號靈敏度。因此，提高了系統性能。

【0067】前述概述了幾個實施例的特徵，以便本領域普通技術人士可以更好地理解本發明的各方面。本領域普通技術人士應當理解，他們可以容易地使用本發明作為設計或修改其他過程和結構的基礎，以實現與本文在此介紹的實施例相同的目的及/或實現相同的優點。本領域普通技術人士也應該認識到，這樣的等效構造並不脫離本發明的精神和範圍，在不脫離本發明的精神和範圍的情況下，

可以對本文的揭露進行各種變化、替換和變更。因此，所附申請專利範圍被廣泛地並且以與本發明內容一致的方式來解釋是合適的。

【符號說明】

【0068】

100:成像系統
102:整合高架
104:轉子
108,204:檢測器
110,202:準直儀
112:患者檢查台
114:機台支座系統
116:耦合和屏蔽組件
120:控制台
150:患者
152:圓
154A,154B:法線方向
203:SFI準直儀
206:目標物體
208,208':孔徑
210:準直儀頂表面
212:隔片
214,214a:感測像素

214b:相鄰感測像素

230:入射光子

240:單元網格

242:泛光源

244:屏蔽

262:平行孔區段

262-a和262-b:子平行孔區段

264:薄板

264-a/264-b:圖案化孔徑區段

A1,A2,A1',A2',C1,C2,D1,D2:線

B1,B2:虛線

D:間隔

H:高度/厚度

H1,H2,H1-a,H1-b,H2-a,H2-b:厚度

H3,Z:距離

P:孔徑間距

P':感測像素間距

R0,R1:射線

R_n,R_c:成像解析度

S:孔徑間隔

V_p和V_v:訊號強度

W:寬度

W':較小的直徑

Δx,Δy:未對準

245:訊 號 強 度 線

【發明申請專利範圍】

【請求項 1】一種基於輻射的成像系統，包括：

準直儀，被配置為過濾從目標物體發出的輻射，該準直儀包含多個不均勻分佈在該準直儀上的孔徑，其中該多個孔徑的最大接收角不大於 15° ，並且該多個孔徑形成包含基本圖案的孔徑圖案，該基本圖案在該孔徑圖案內重複超過四次；以及

檢測器，用於檢測已經通過該準直儀的輻射，

其中，該準直儀與該檢測器間隔開，以使得面向該準直儀的該檢測器的頂表面上的點同時被該多個孔徑中的兩個或更多個孔徑照明，以及

其中，該孔徑中的一孔徑的照明區域實質上等於該基本圖案的區域。

【請求項 2】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該檢測器的該頂表面上的該點同時被該多個孔徑的一定百分比照明，其中該百分比約小於 25%。

【請求項 3】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該多個孔徑的數量超過一千。

【請求項 4】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該多個孔徑至少在孔徑尺寸、孔徑形狀、接收角、長度和孔徑間距中之一方面變化。

【請求項 5】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該準直儀與該檢測器之間的距離為該準直儀的厚度約 1.5 至約 10 倍。

【請求項 6】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該基本圖案是編碼孔徑圖案。

【請求項 7】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該準直儀包含第一部分和第二部分，其中，該第一部分包含均勻分佈在該第一部分上的通孔，以及該第二部分包含不均勻分佈在該第二部分上並且對應於該多個孔徑的通孔，以使得該第一部分的該通孔的一部分被該第二部分擋住。

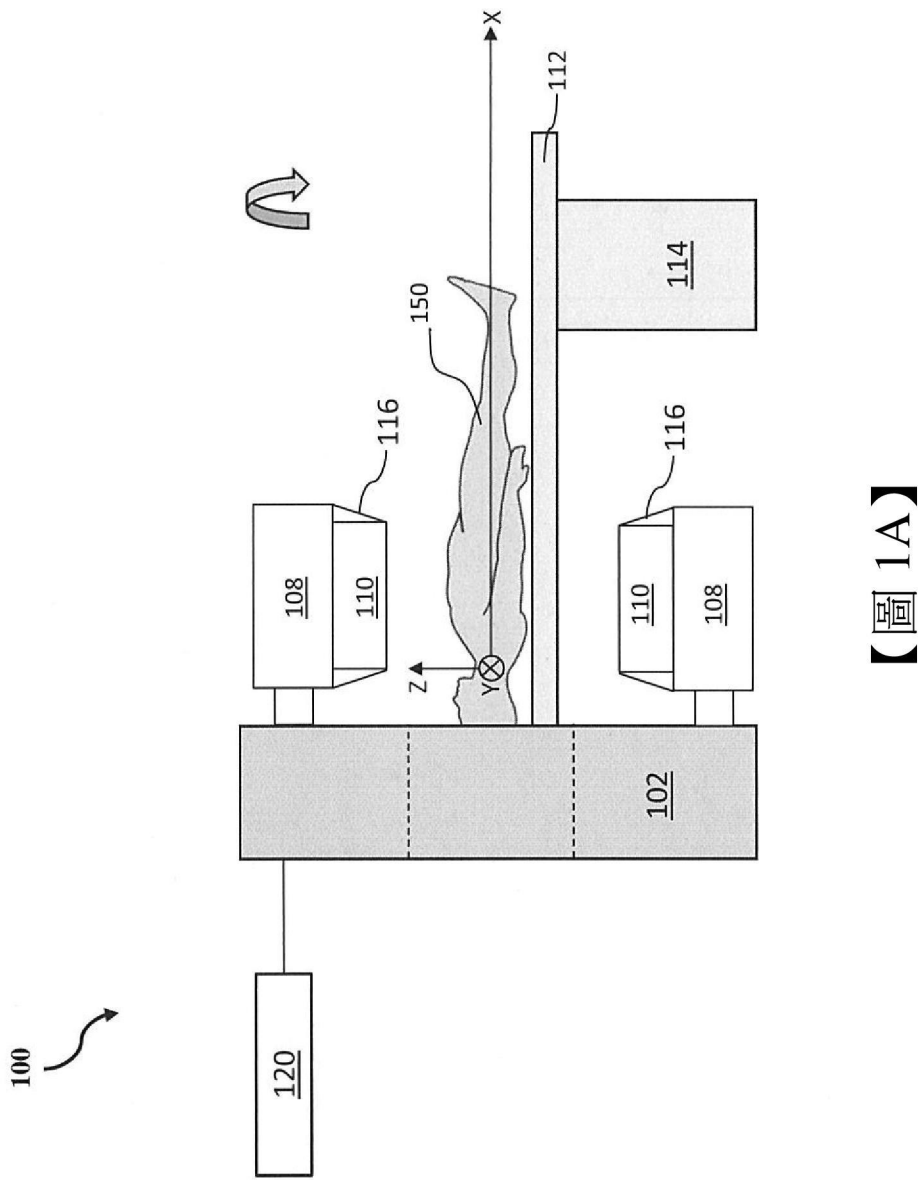
【請求項 8】根據請求項 7 所述的基於輻射的成像系統，其中，該第一部分的厚度為該第二部分的厚度約 2 至約 10 倍。

【請求項 9】根據請求項 1 所述的基於輻射的成像系統，其中，該準直儀是第一準直儀並且該檢測器是第一檢測器，還包括：

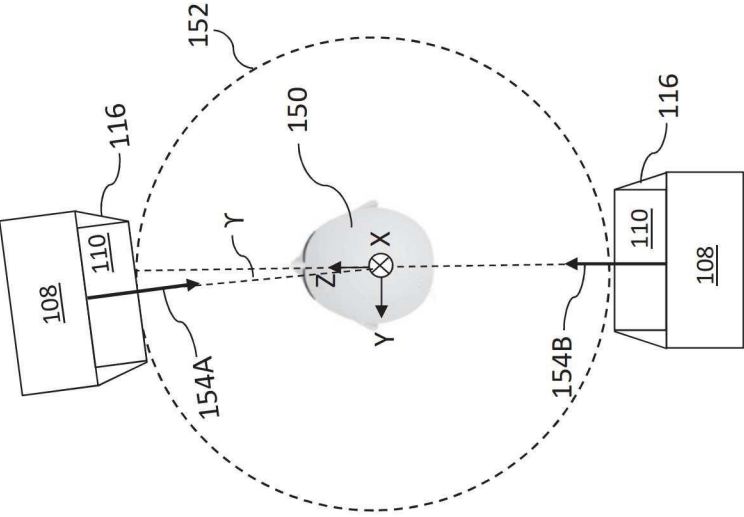
第二準直儀；以及

第二檢測器，耦合到該第二準直儀，其中，該第二準直儀附接到該第二檢測器。

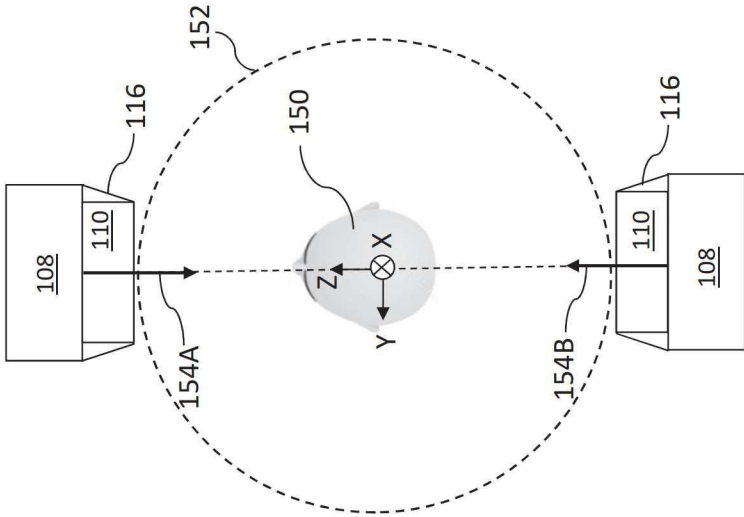
【發明圖式】



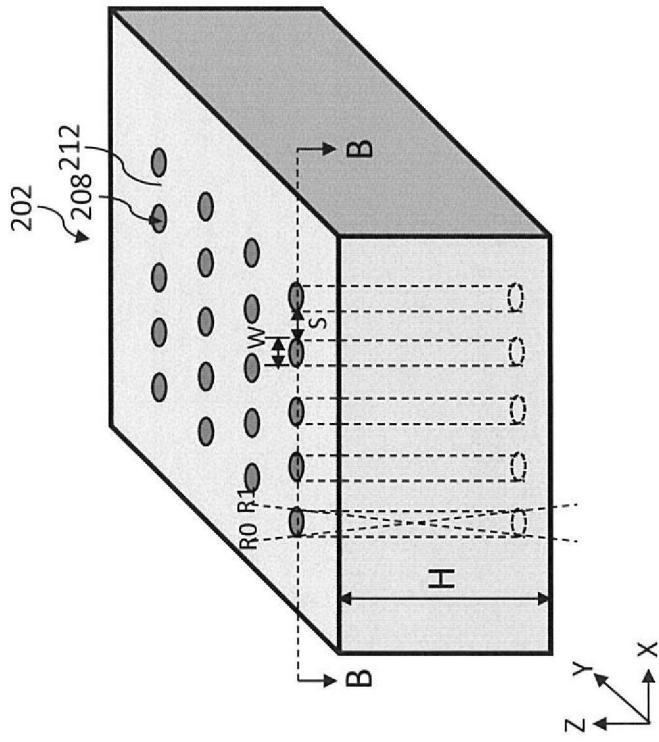
【圖 1A】



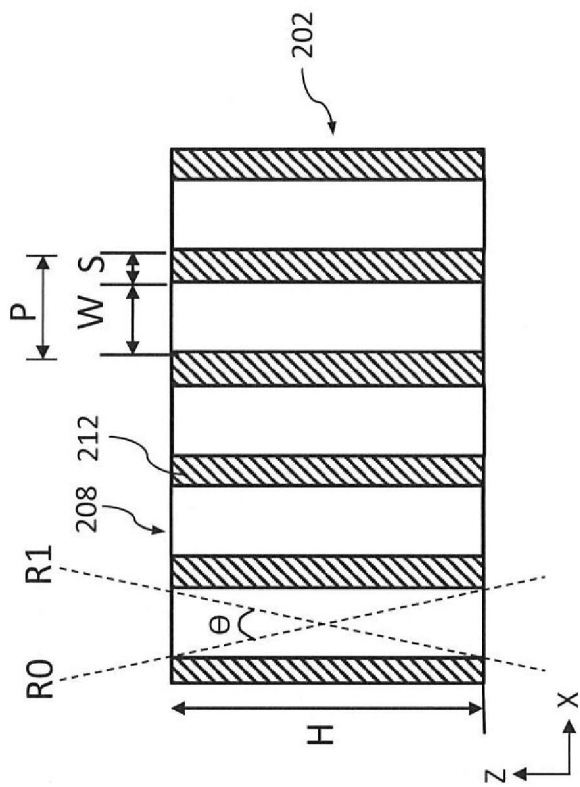
【圖 1C】



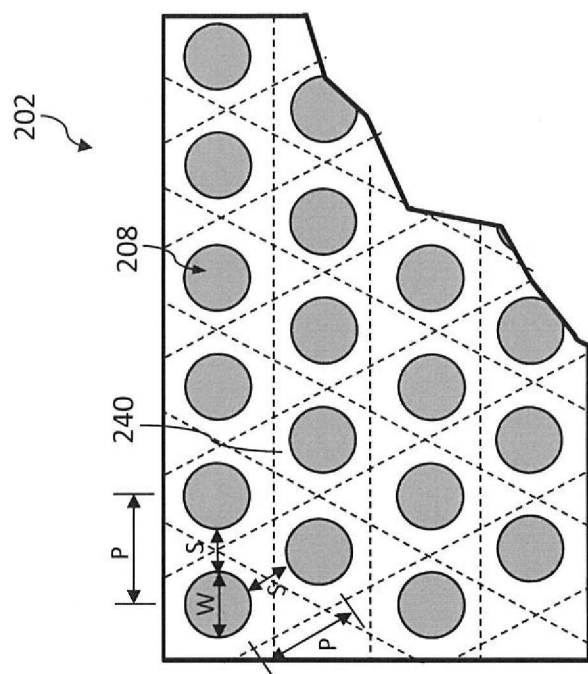
【圖 1B】



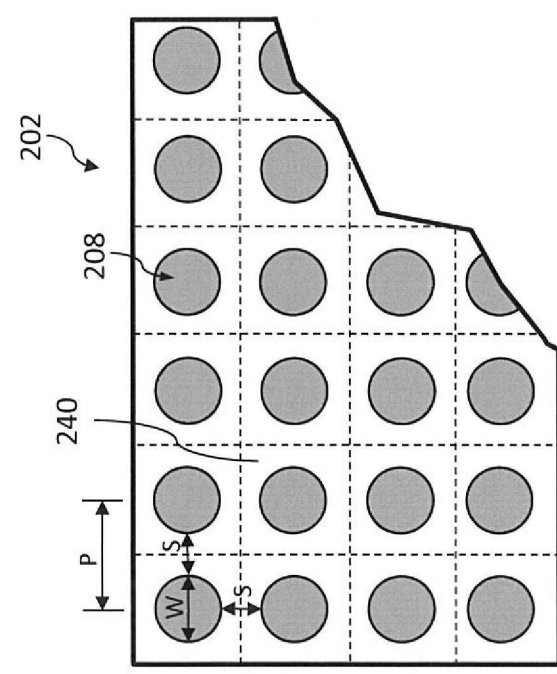
【圖 2A】



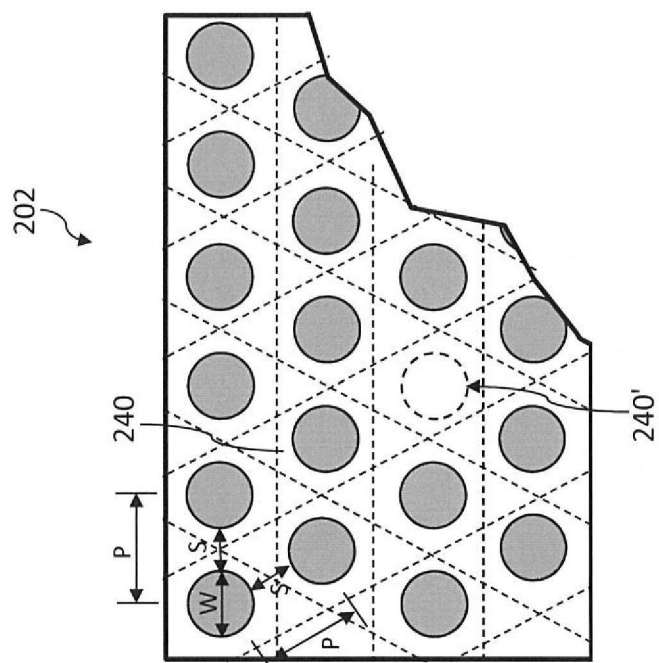
【圖 2B】



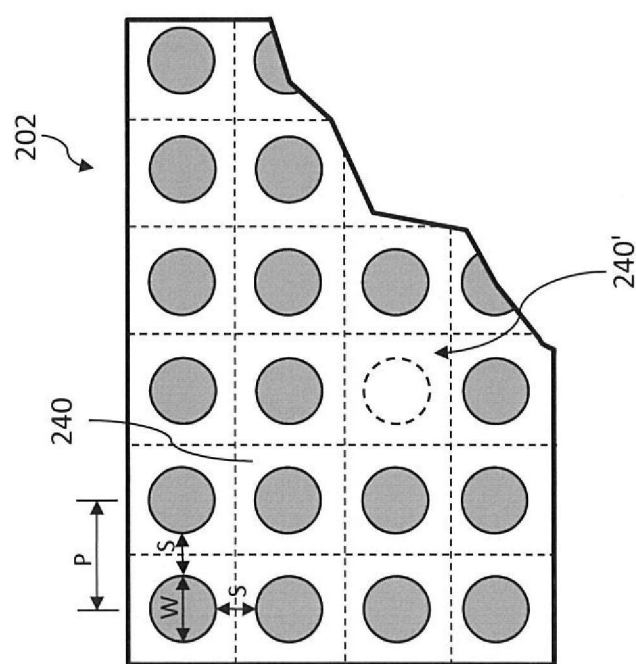
【圖 2D】



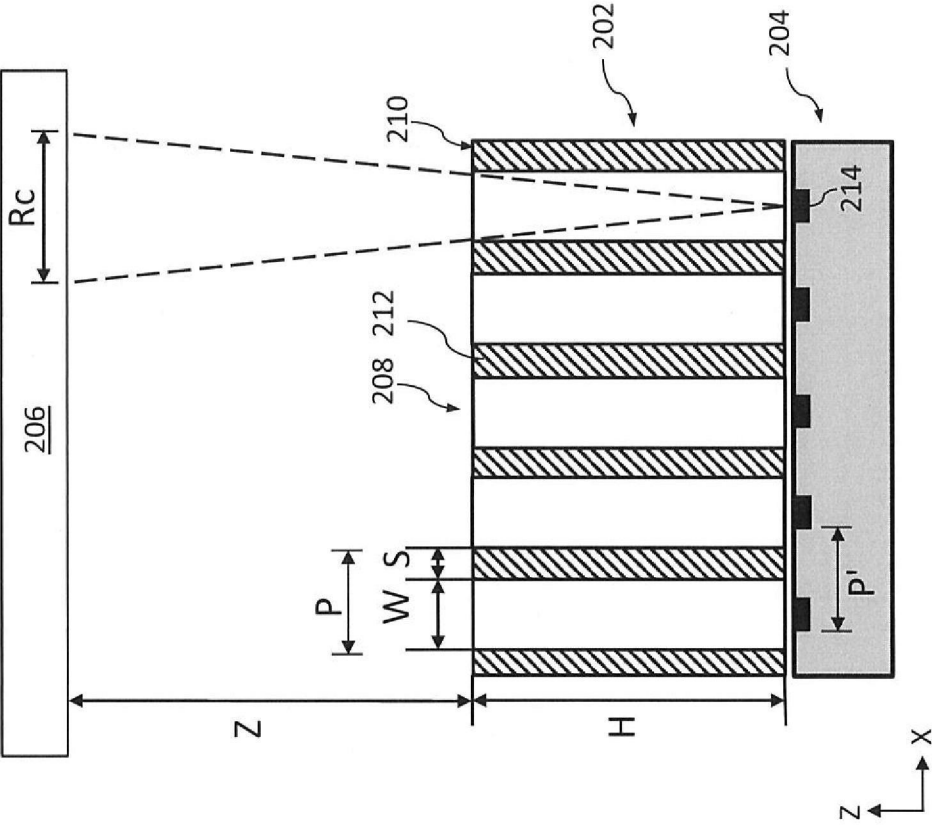
【圖 2C】



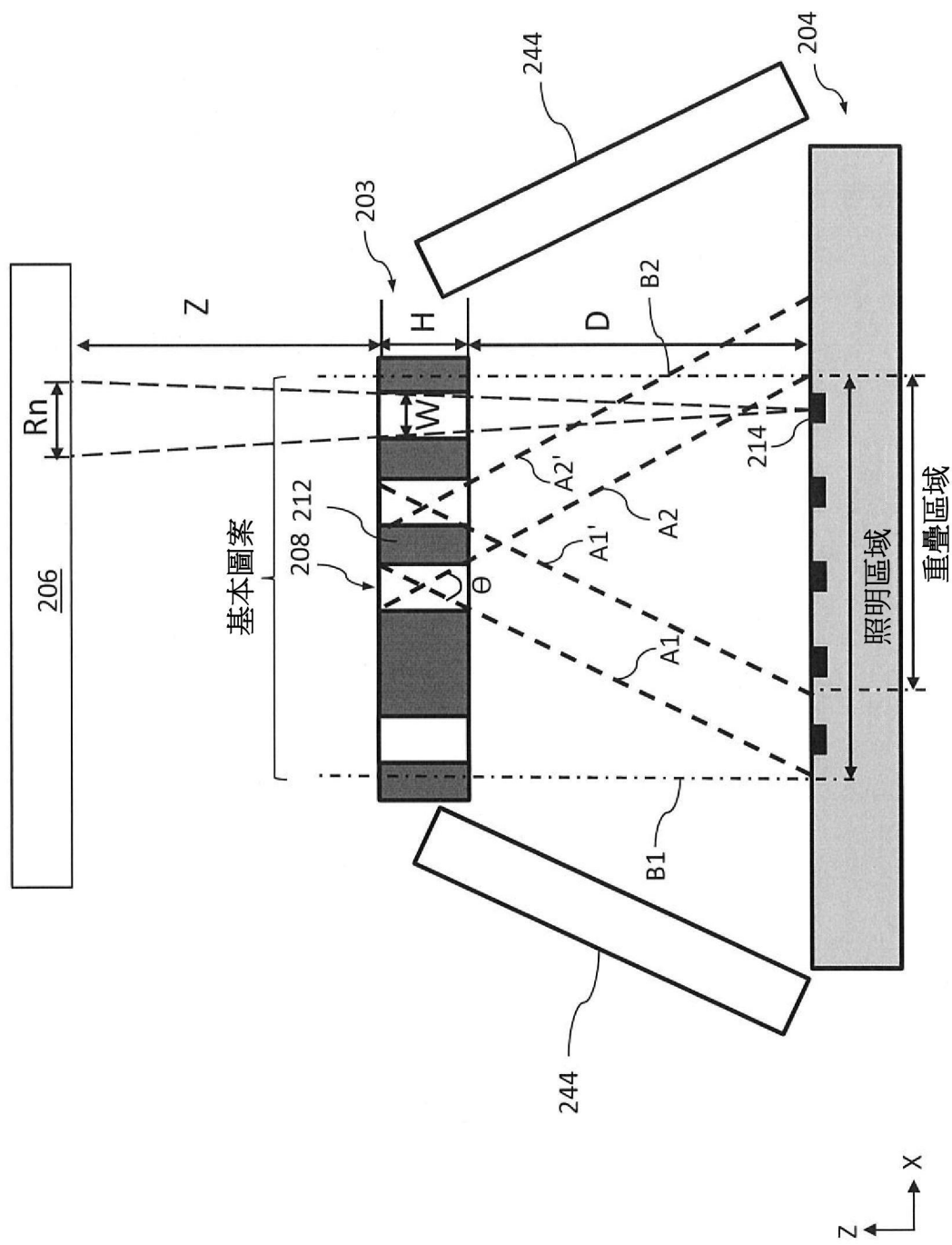
【圖 2F】



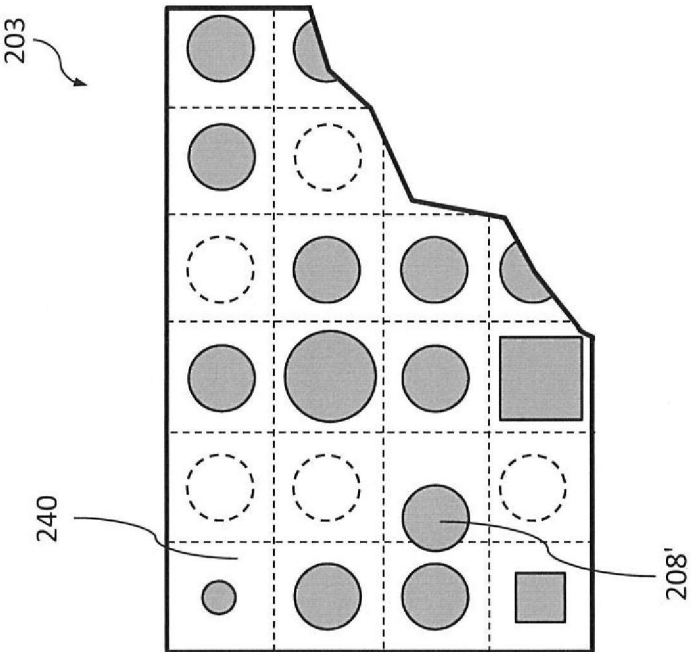
【圖 2E】



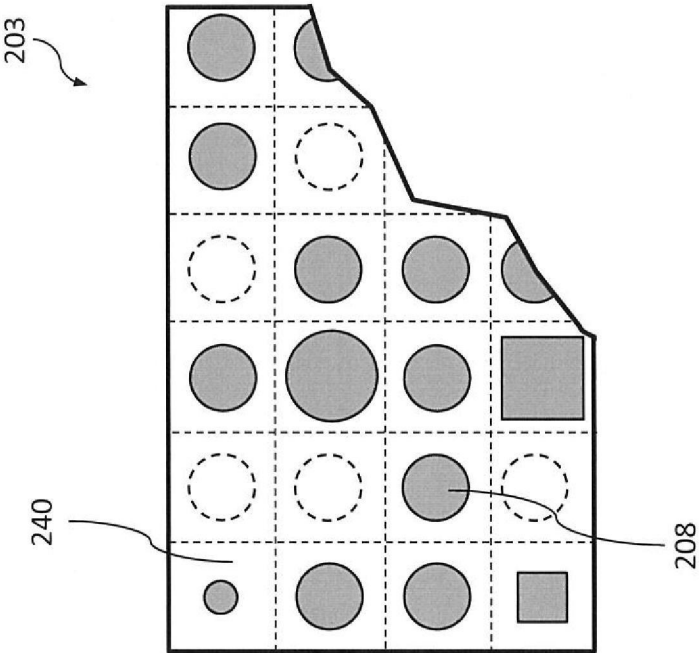
【圖 3】



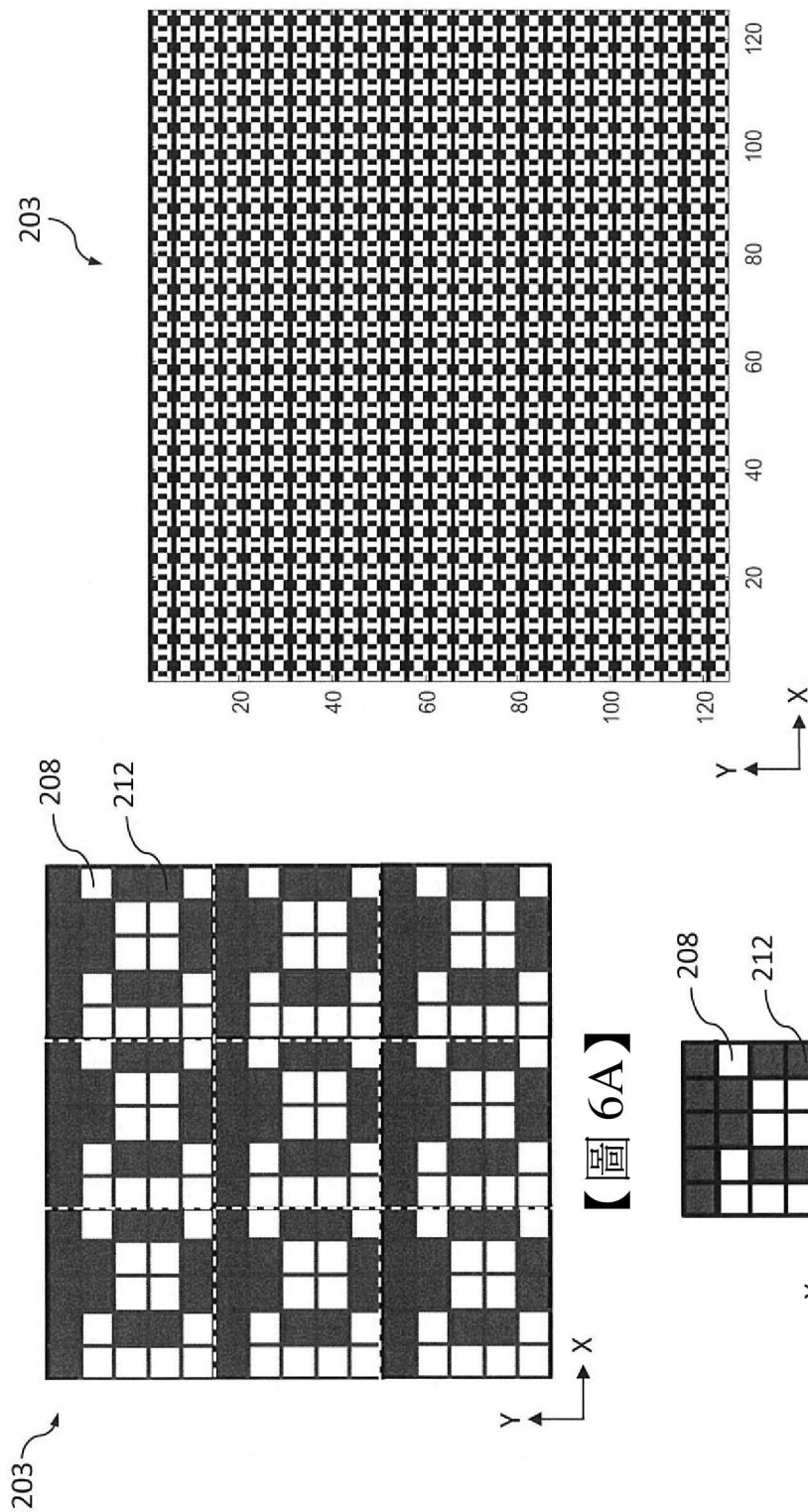
【圖 4】



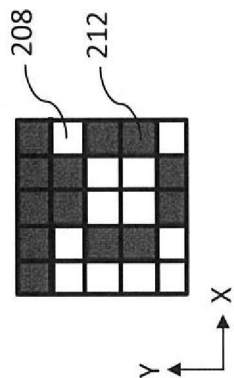
【圖 5B】



【圖 5A】

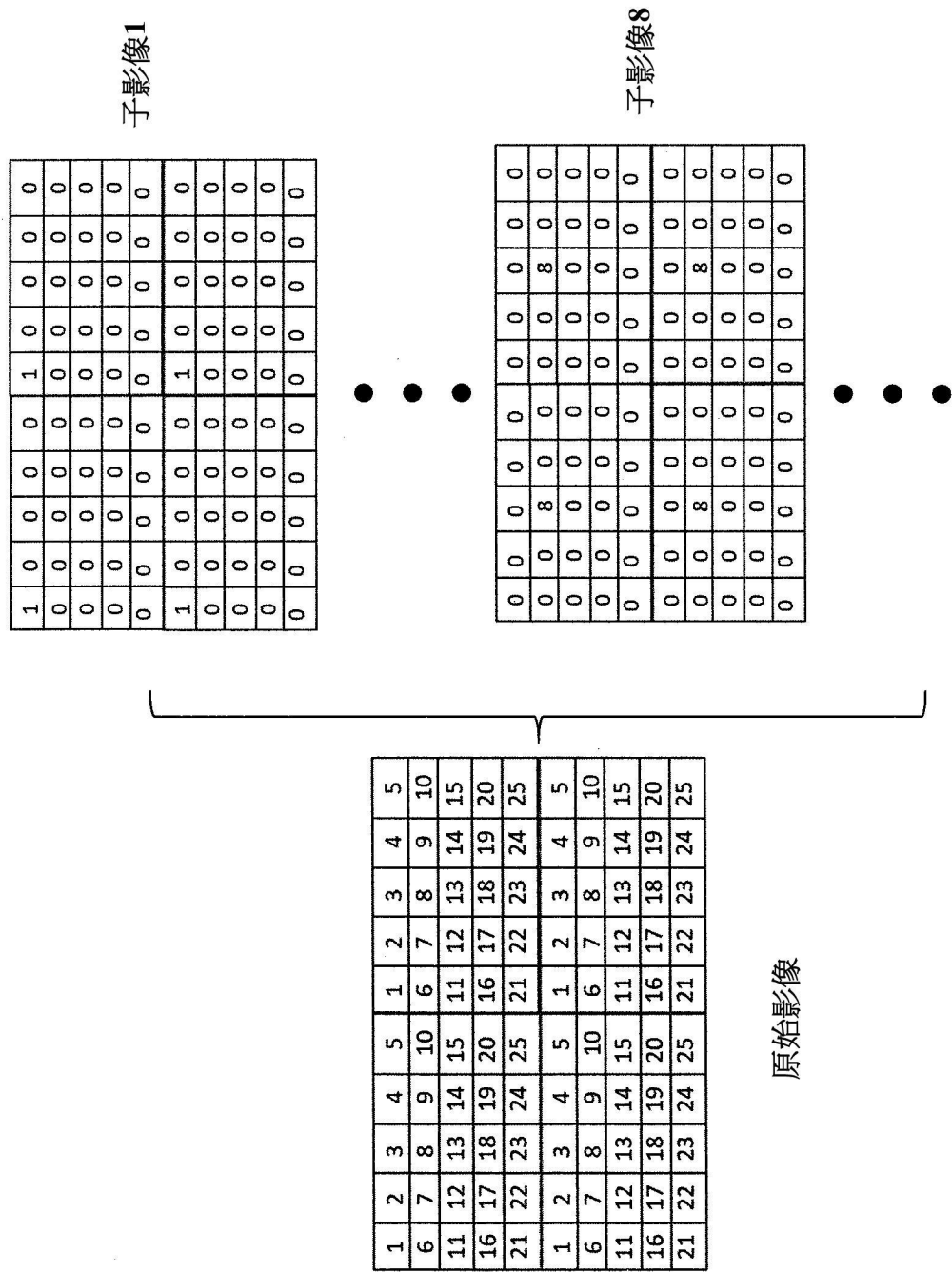


【圖 6A】

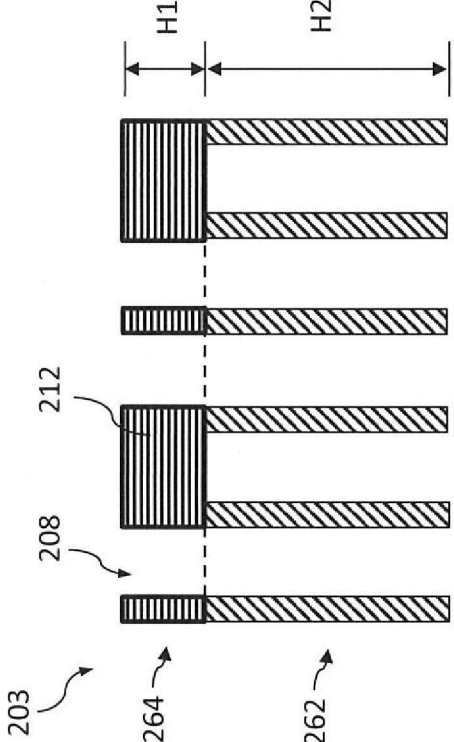


【圖 6B】

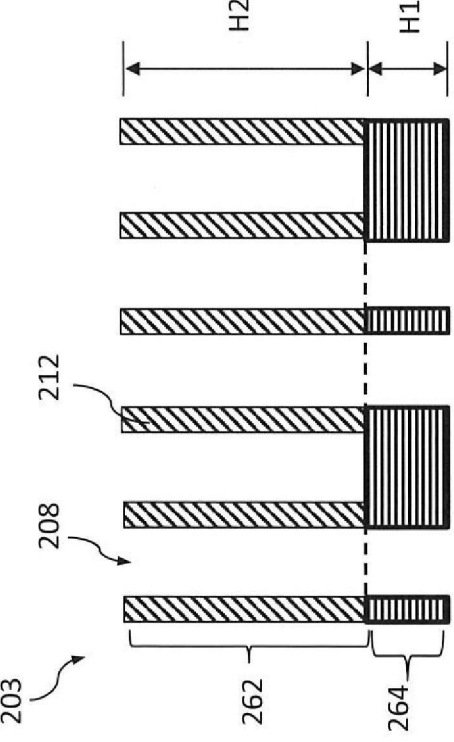
【圖 6C】



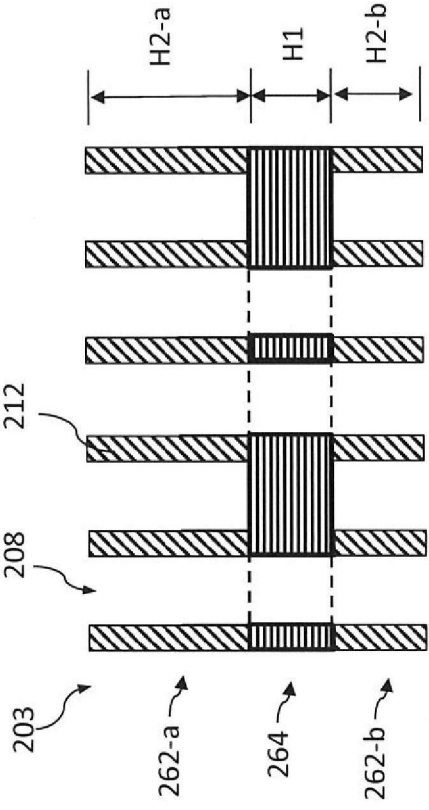
【圖 7】



【圖 8B】

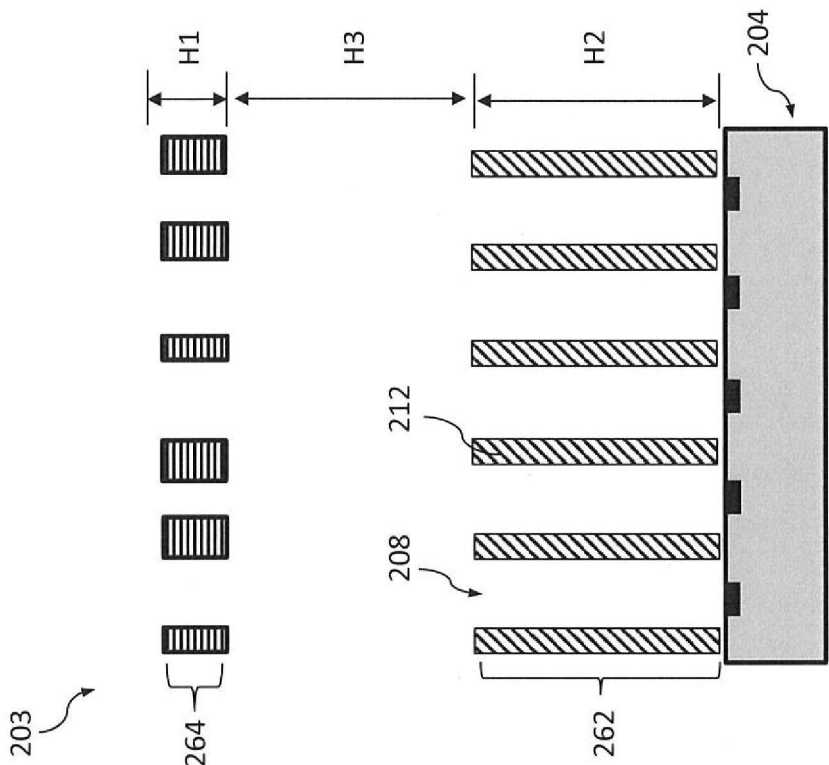


【圖 8A】

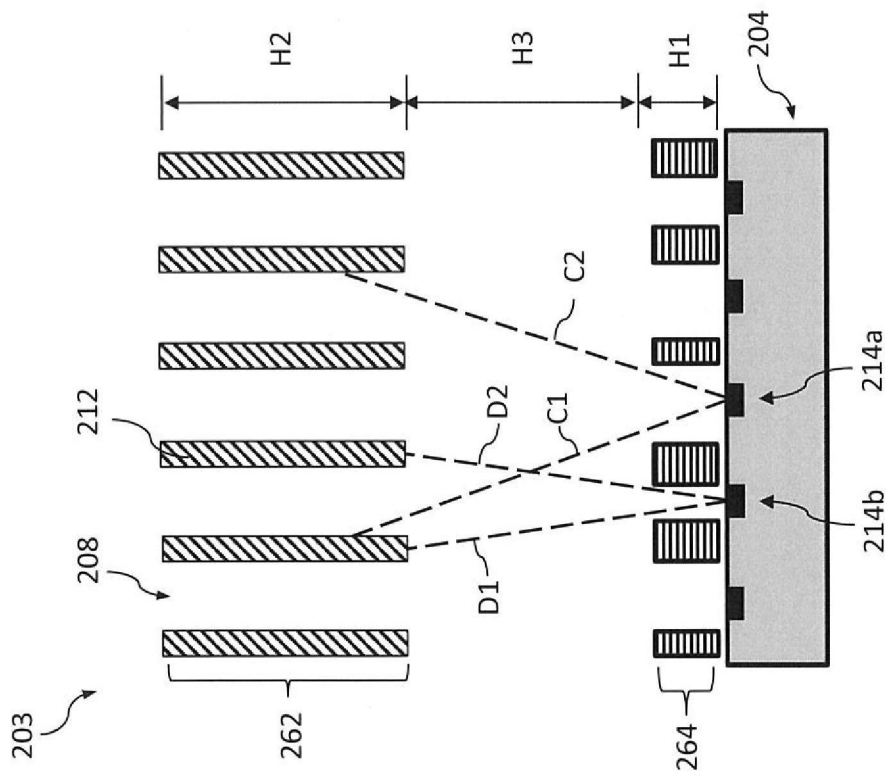


【圖 8C】

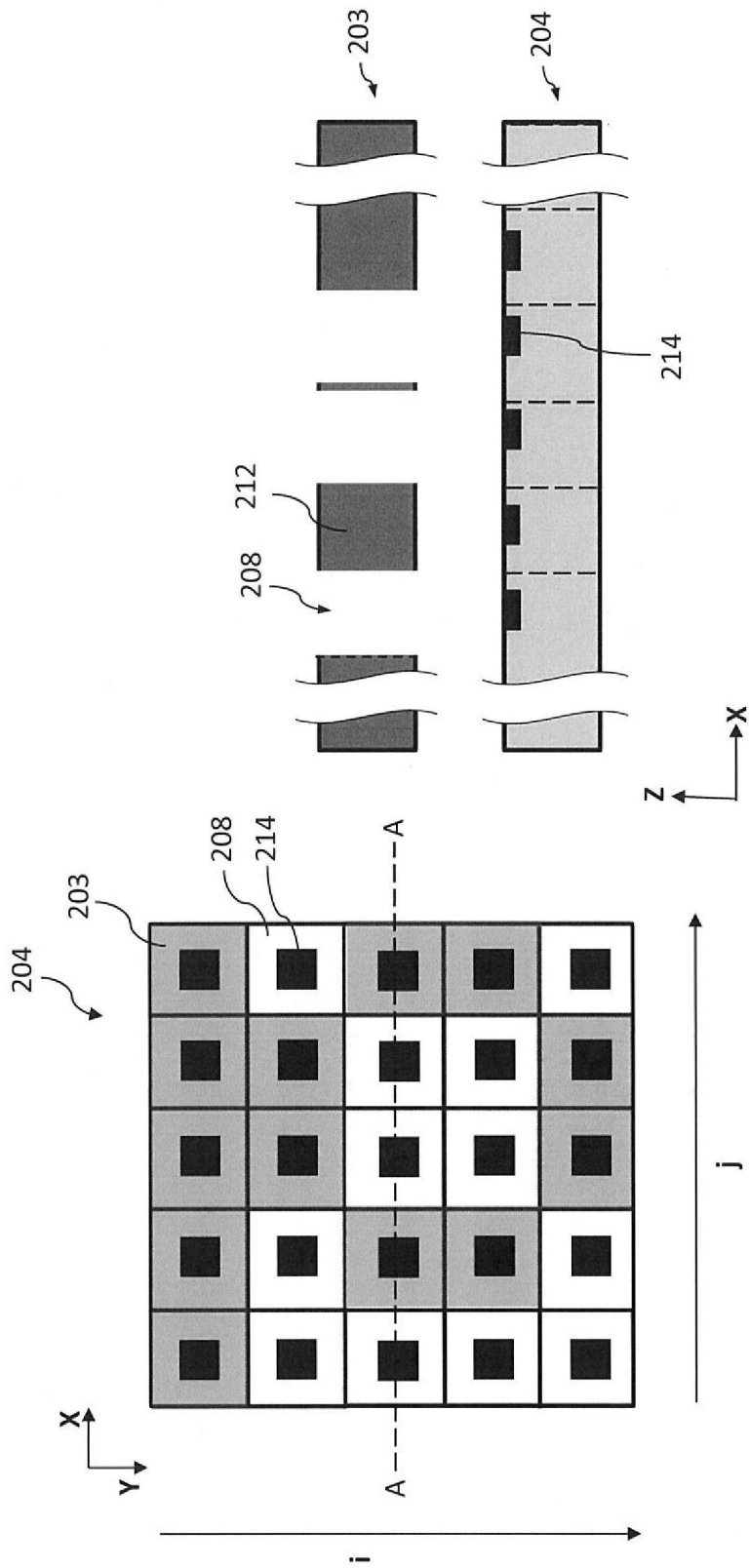




【圖 10B】

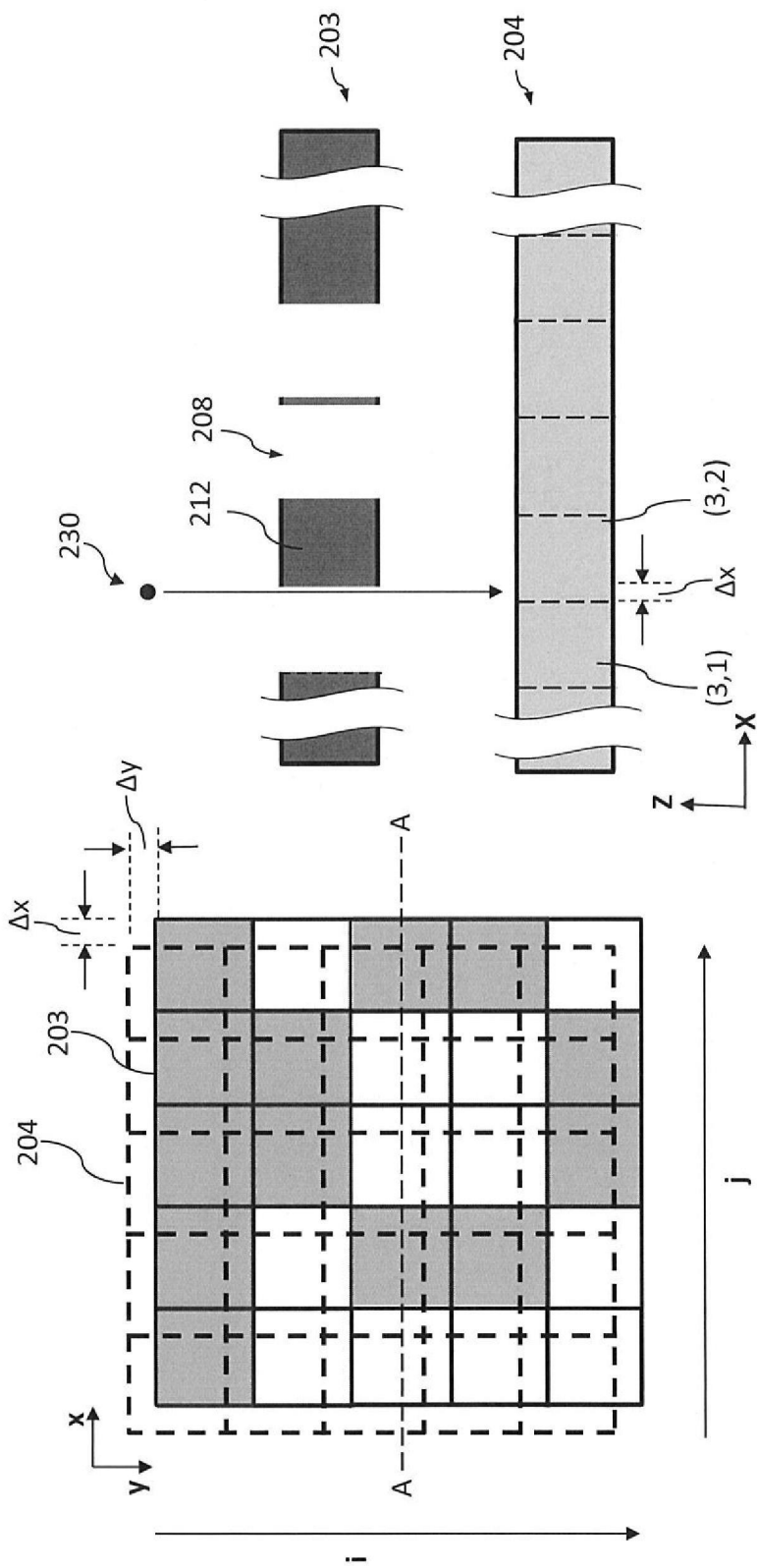


【圖 10A】



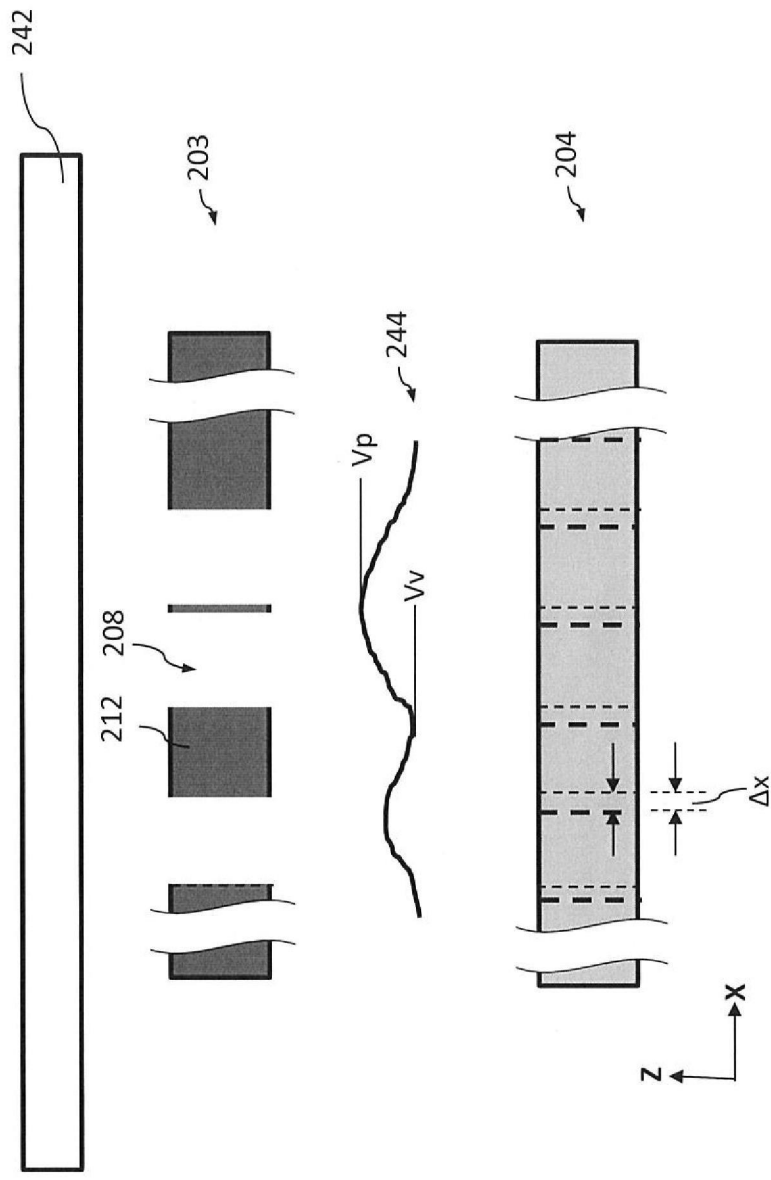
【圖 11B】

【圖 11A】



【圖 12B】

【圖 12A】



【圖 13】