

(21)申請案號：100109690

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 03 月 22 日

(51)Int. Cl.：

A61B6/03 (2006.01)

A61B6/08 (2006.01)

(71)申請人：國立清華大學(中華民國) NATIONAL TSING HUA UNIVERSITY (TW)

新竹市光復路 2 段 101 號

(72)發明人：莊克士 CHUANG, KEH SHIH (TW)

(74)代理人：王正利

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：14 項 圖式數：5 共 19 頁

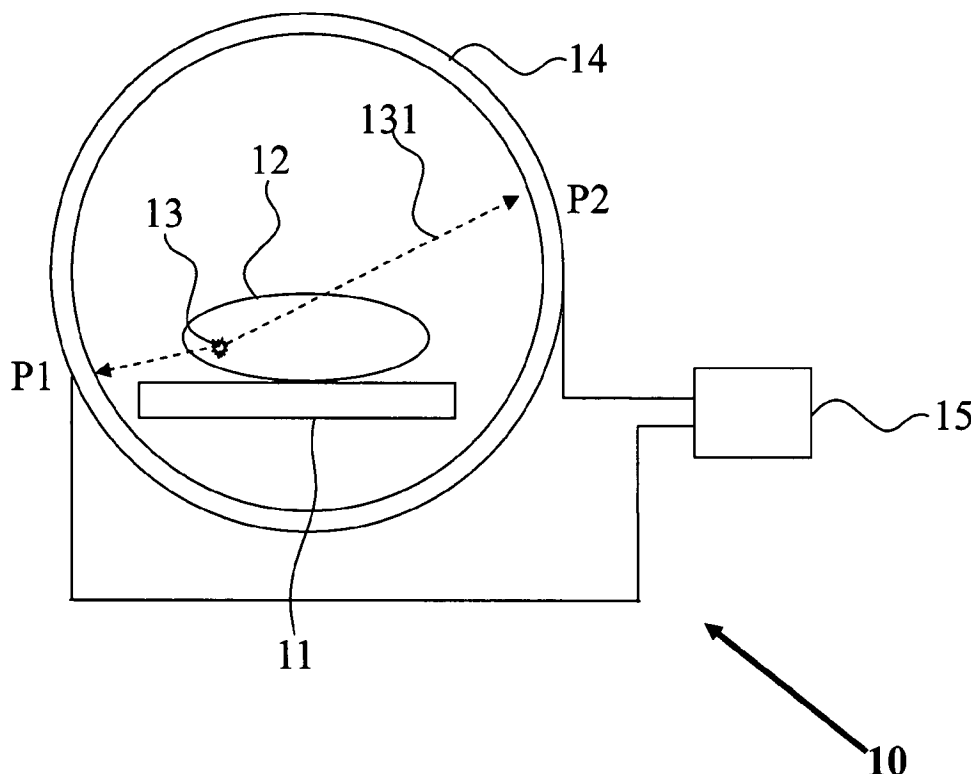
(54)名稱

雙光子發射性斷層掃描系統及方法

DUAL PHOTONS EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM AND METHOD THEREOF

(57)摘要

本發明揭露一種雙光子發射性斷層掃描系統及方法，它適用於對同時發出兩個或以上光子的放射性同位素作造影，其捨棄了傳統造成系統靈敏度降低的準直儀，改而利用高時間解析度(temporal resolution)的同符電路系統(coincidence circuit)，並藉由同時偵測到兩顆光子到達偵測單元的時間差異，推斷出每個事件發生時射源的可能位置，再以傳統影像重建(image reconstruction)方法，可產出射源的活度分布。本系統不需要 360°旋轉作影像攫取，可以縮短掃描時間，並可用於即時成像(real time imaging)，以及降低注入人體放射源的活度與劑量。



六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種斷層掃描系統與方法，尤指一種無須使用傳統造成系統靈敏度降低的準直儀，以縮短掃描時間以及降低注入人體放射源活度與劑量之雙光子發射性斷層掃描系統及方法。

【先前技術】

傳統核醫掃描對於一個立體影像只能從各個不同的角度去掃描，而僅僅表現出其平面影像，即為一種二度空間影像表現。而對於較深度方面器官的變化也是藉由各個不同角度方面的掃描而獲取其資料，但易受到周遭背景值的影響，故斷層掃描的技術應運而生，解除了平面掃描影像前後重疊的缺失。所謂的斷層掃描即是攝影機繞著病人作 180 或 360 度旋轉的技術。斷層掃描包括橫斷面與縱斷面、甚至於任意角度的斷面，掃描若是以單光子射出為其工具，如 Tc-99m 或 I-123，就稱為單光子射出電腦斷層掃描（Single-photon Emission Computed Tomography，SPECT）。

單光子射出電腦斷層掃描（SPECT）利用傳統核醫造影劑（radiotracer）及安格式 γ -camera 以一定的角度，環繞病人的標的器官掃描，得到一系列的平面影像，再以電腦影像重組技術得到另一系列的影像，因而獲取了三組 Transaxial，Sagittal，Coronal 的立體影像。因單光子射出電腦斷層掃描（SPECT）可多角度偵測目標器官，再經影像的重組，成三度空間影像後，更能發現病灶的相關位置，所以在醫學上被廣為使用。

單光子射出電腦斷層掃描（SPECT）包括二個最基本的步驟，即影像的獲取與影像處理。以 Tc-99m 為例，現成方法是利用單光子射出電腦斷層掃描（SPECT）作影像掃描，它是藉由準直儀

(collimator)來限制入射光子的入射方向，以便得到該角度的投影數據 (projection data)。經過邊旋轉、邊掃描方式得到環繞全身各個角度之數據(每個角度掃描約 20-40 秒，共需掃描約 30-60 角度)，經過影像重建(image reconstruction)之後，可以得到體內射源的活度分布。由於單光子射出電腦斷層掃描 (SPECT) 必須要使用到準直儀，但準直儀的吸收僅約百分之一的光子能夠穿過，造成系統的靈敏度相當低。系統靈敏度低就會造成掃描時間過長，或是需要增加注入病人的放射源活度，造成劑量增加。

以人體來說，於體內注入過多的放射源劑量將會導致一些生理病變，故大多數病人都不願意被注入過多的放射源劑量。因此如何在不需要增加注入病人放射源活度的前提下，又能夠縮短斷層掃描時間，實為一具有意義的思考方向。

【發明內容】

由是，本發明之主要目的，即在於提供一種雙光子發射性斷層掃描系統及方法，以達到縮短掃描時間以及降低注入人體放射源的活度與劑量之功效者。所謂的雙光子發射同位素 (dual photons emitter) 係指同時發射出兩個以上光子的同位素，如¹⁹²Ir，它同時發出能量分別為295.9 keV (28.7%)、308.5 keV (29.8%)、316.5keV (82.8%)及468.1 keV (47.8%) 等多個光子，或¹³⁰I (530keV、660keV、740keV)等。由於這些光子射出的方向並無相關，無法利用正子斷層造影 (PET) 系統直接偵測。

為達上述目的，本發明之技術實現如下：

一種雙光子發射性斷層掃描系統，係包含：一掃描平台；一待掃描組織，係配置於該掃描平台上；一放射源，係被植入於該待掃描組織內，並可同時放射出兩顆光子；一具有同符電路

(coincidence circuit)之掃描裝置，係偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差；一偵測單元，係根據該兩顆光子抵達的時間差計算出該放射源的可能位置；以及一計算單元，係計算該放射源在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像。

在本發明之另一實施例中，揭示一種雙光子發射性斷層掃描方法，係包含下列步驟：(a)將一可同時放射出兩顆光子之放射源植入一待掃描組織；(b)利用一具備同符電路 (coincident circuit)的掃描裝置偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差；(c)根據該兩顆光子抵達的時間差計算出該放射源的可能位置；以及(d)計算該放射線在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像。

【實施方式】

雙光子發射性電腦斷層掃描方法(DuPECT; dual photons emission computed tomography)可用來偵測同時放射出兩顆光子的放射源，或更嚴謹的說，偵測該射源所放出的成對 γ 射線。與SPECT相同的，經由收集來自各種角度的投影之後，同樣可以重建出該核醫藥物分佈的斷面影像，我們稱此為雙光子發射性電腦斷層。DuPECT所使用的核醫藥物都是會經由衰變(decay)的放射線物質。這種放射性物質原子核內會發出成對的 γ 光子。這兩個光子運動的方向各不相干，不能利用傳統正子斷層造影(PET)系統直接偵測。本發明即在於偵測此兩個光子到達特定位置的時間差來計算出放射線物質的可能位置，藉以進行斷層掃描。

請參閱第1圖，係為本發明雙光子發射性斷層掃描系統之外觀示意圖，如圖所示：本發明之雙光子發射性斷層掃描系統10主

要由一掃描平台 11、一待掃描組織 12、一放射源 13、一具備同符電路的掃描裝置 14、一偵測單元 15 以及一計算單元(圖未示)所組成。待掃描組織通常為人體，係配置於該掃描平台 11。放射源 12 通常為一雙光子發射同位素放射源，如 ^{192}Ir 或 ^{130}I 等等，其係被植入於該待掃描組織內，並可同時放射出兩顆光子。由於 ^{192}Ir 半衰期是 73.8 天，比起一般 PET 掃描所用氟-18 半衰期只有 109 分鐘，不用擔心放射源衰減太快，在運送過程有較長的時間，在應用上有很大進步。

具同符電路的掃描裝置 14 係偵測該放射源 13 同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置 14 不同位置(如位置 P1 與 P2)的時間差。該掃描裝置 14 通常為圓形，且可為一可計算光子飛行時間之正子斷層掃描裝置 (Tof-PET, Time of flight-positron emission tomography)。由於兩顆光子運動的方向並無特定關係，若將位置 P1 與 P2 以直線相連，可得到一條反應線(LOR, line of response)131，即代表放射源 13 乃位於反應線(LOR, line of response)131 上的某個特定位置。由於放射源 13 是位於反應線(LOR, line of response)131 上的某個特定位置，故偵測單元 15 可以根據該兩顆光子抵達該掃描裝置(P1 與 P2)的時間差(Δt)來偵測出該放射源的位置。此二顆光子由射源發出後在被偵測前所走的距離差異為 $c \times \Delta t$ ， c 為光速。因此，射源的可能位置是位於一個以 P1 與 P2 為焦點的雙曲面 (hyperbola) 上。雙曲面是指在空間上與兩個焦點 (P1 與 P2) 的距離有固定差異($= c \times \Delta t$)之所有點的集合。計算單元(圖未示)係計算該放射源在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像。此掃描影像可用來診斷待掃描組織(人體)12 許多的疾病或提供疾病分期的依據。

於本發明中，可利用具同符電路之掃描裝置 14 偵測該放射源

13 同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置 14 不同位置的時間差後，使該偵測單元 15 再行計算出放射源的正確位置。參閱第 2 圖，為本發明之實施例圖，如圖所示：利用掃描裝置 14 偵測該放射源 13 同時放射出之兩顆光子抵達該正子斷層掃描裝置不同位置(P1 與 P2)的時間差，位置 P1 與 P2 間的連線即為反應線(LOR, line of response)131。由於已經預期放射源 13 的位置會造成到達 P1 與 P2 的時間差異，因此放射源 13 相對於反應線(LOR, line of response)131 的可能位置則位於軌跡線 T1 上；軌跡線 T1 乃根據兩顆光子抵達該掃描裝置 14 不同位置(P1 與 P2)的時間差所描繪出來的一條雙曲線。之後，可再次利用掃描裝置 14 偵測該放射源 13 同時放射出之兩顆光子抵達該正子斷層掃描裝置 14 不同位置(P3 與 P4)的時間差，位置 P3 與 P4 間的連線即為反應線(LOR, line of response)132。由於已經預期放射源 13 的位置會造成到達 P3 與 P4 的時間差異，因此放射源 13 相對於反應線(LOR, line of response)132 的可能位置則位於軌跡線 T2 上；軌跡線 T2 乃根據兩顆光子抵達該掃描裝置 14 不同位置(P3 與 P4)的時間差所描繪出來的。放射源 13 的正確位置，即位於軌跡線 T1 與 T2 的交會點，可透過偵測單元 15(示於第 1 圖)計算出來。在實際上由於受限於晶體的時間解析度(temporal resolution)，T1 與 T2 都不是曲線，而是一條以原來 T1 與 T2 為峰，半高全寬 (full width at half maximum) 為 $c \times T_w$ 的高斯分布所形成的曲帶，如圖 3 所示，在此 T_w 為系統的時間解析度。此時放射源 13 的正確位置不能由兩個曲線的交點就可決定，而是要靠許多事件所產生的曲帶來算出，最簡單的計算方法就是用反投影(backprojection)方式，將每個曲帶投影回去再相加，經過多次疊加之後，放射源 13 的正確位置即可凸顯出來。

第 4 圖為本發明掃描裝置 14 之實施例圖，如圖所示：由於放

射源 13 同時放射出之兩顆光子抵達正子斷層掃描裝置 14 不同位置有多種可能的位置，故正子斷層掃描裝置 14 包含有複數組接收單元 141 以接收出現在各種位置的光子，且各接收單元 141 均分別與偵測單元 15(示於第 1 圖)電性耦接，以使偵測單元 15 偵測到是由哪幾組的接收單元接收到光子，以偵測出放射源 13 的正確位置。

此外，由於同符電路(coincidence circuit)具有同時或平行接收二組以上的輸入訊號且於接收到二組或全部的輸入訊號後才產生輸出訊號的功能，故本發明之偵測單元 15 可為一同符電路(coincidence circuit)單元。

第 5 圖為本發明之實施流程圖，如圖所示：當欲對一待掃描組織進行斷層掃描時，首先，必須將一可同時放射出兩顆光子之放射源植入該待掃描組織(步驟 S1)，隨後利用一具有同符電路的掃描裝置偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該裝置不同位置的時間差(步驟 S2)，再根據該兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差計算出該放射源的可能位置(步驟 S3)，最後，再計算出該放射源在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像(步驟 S4)。此掃描影像可用來診斷待掃描組織(人體)許多的疾病或提供疾病分期的依據。

於本實施例中，根據該兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差計算出該放射源的位置(步驟 S3)係透過一偵測單元來完成。由於放射源同時放射出之兩顆光子抵達掃描裝置不同位置有多種可能的位置，故掃描裝置包含有複數組接收單元以接收出現在各種位置的光子，且各接收單元均分別與偵測單元電性耦接，以使偵測單元偵測到是由哪幾組的接收單元接收到光子，以偵測出放射源的正確位置。此外，由於同符電路(coincidence circuit)具

有同時或平行接收二組以上的輸入訊號且於接收到二組或全部的輸入訊號後才產生輸出訊號的功能，故本實施例中之偵測單元可為一同符電路(coincidence circuit)單元。

經由本發明自動推斷出放射源的可能位置，得以縮短掃描時間，並降低注入人體放射源的活度與劑量，對病患來說，實為一大福音。

雖然本發明已以較佳實施例揭露如上，然其並非用以限定本發明，任何熟習此技藝者，在不脫離本發明之精神和範圍內，當可作些許之更動與潤飾，因此本發明之保護範圍當視後附之申請專利範圍所界定者為準。

【圖式簡單說明】

第 1 圖為本發明雙光子發射性斷層掃描系統之外觀示意圖；

第 2 圖為本發明之實施例圖；

第 3 圖為本發明之另一實施例圖；

第 4 圖為本發明掃描裝置之實施例圖；

第 5 圖為本發明之實施流程圖。

【主要元件符號說明】

10：雙光子發射性斷層掃描系統

11：掃描平台

12：待掃描組織

13：放射源

131、132：反應線

14：掃描裝置

141：接收單元

15：偵測單元

P1~P4：位置

T1~T2：軌跡線

S1~S4：步驟

(此處由本局於收
文時黏貼條碼)

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 100109690

※ 申請日： 100. 3. 22

※IPC 分類：

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/08 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

雙光子發射性斷層掃描系統及方法 / Dual photons emission
computed tomography system and method thereof

二、中文發明摘要：

本發明揭露一種雙光子發射性斷層掃描系統及方法，它適用於對同時發出兩個或以上光子的放射性同位素作造影，其捨棄了傳統造成系統靈敏度降低的準直儀，改而利用高時間解析度 (temporal resolution) 的同符電路系統 (coincidence circuit)，並藉由同時偵測到兩顆光子到達偵測單元的時間差異，推斷出每個事件發生時射源的可能位置，再以傳統影像重建 (image reconstruction) 方法，可產出射源的活度分布。本系統不需要 360° 旋轉作影像攫取，可以縮短掃描時間，並可用於即時成像 (real time imaging)，以及降低注入人體放射源的活度與劑量。

三、英文發明摘要：

This invention reveals a novel dual photons emission computed tomography system and method thereof. The system can be used to image radioisotopes that emit two or more photons simultaneously. Instead of using collimator, the new system employs a coincident circuit with high temporal

resolution. For each event, the system determines the possible source positions based on the time difference between the two detected photons. The detected events can be used to generate the activity distribution of the radioisotopes by a traditional image reconstruction method. The system does not require the 360° image acquisition. It can reduce the scanning time, the activity, and dose injected to the patient. A real time imaging is possible.

七、申請專利範圍：

1. 一種雙光子發射性斷層掃描系統，係包含：

一掃描平台；

一待掃描組織，係配置於該掃描平台上；

一放射源，係被植入於該待掃描組織內，並可同時放射出兩顆光子；

一具有同符電路的掃描裝置，係偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差；

一偵測單元，係根據該兩顆光子抵達的時間差偵測出該放射源的可能位置；以及

一計算單元，係計算該放射源在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像。

2. 根據請求項 1 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該放射源為一同位素放射源。

3. 根據請求項 2 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該同位素放射源為 ^{192}Ir 或 ^{130}I 。

4. 根據請求項 1 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該掃描裝置為圓形，且為一可計算光子飛行時間之掃描裝置(Tof-PET, Time of flight-positron emission tomography)。

5. 根據請求項 1 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該掃描裝置係偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差二次後，該偵測單元再行計算出該放射源的位置。

6. 根據請求項 1 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該掃描裝置包含有複數組接收單元，且該各接收單元均分別與該偵測單元電性耦接。

7. 根據請求項 1 之雙光子發射性斷層掃描系統，其中，該偵測單

元係為一同符電路(coincidence circuit)單元。

8. 一種雙光子發射性斷層掃描方法，係包含下列步驟：
 - (a)將一可同時放射出兩顆光子之放射源植入一待掃描組織；
 - (b)利用一具同符電路(coincident circuit)的掃描裝置偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差；
 - (c)根據該兩顆光子抵達的時間差計算出該放射源的可能位置；
 - 以及
 - (d)計算該放射源在該待掃描組織內放射性活度之分布，並配合該放射源的位置重建出一掃描影像。
9. 根據請求項 8 之雙光子發射性斷層掃描方法，其中，該放射源為一同位素放射源。
10. 根據請求項 9 之雙光子發射性斷層掃描方法，其中，該同位素放射源為 ^{192}Ir 或 ^{130}I 。
11. 根據請求項 8 之雙光子發射性斷層掃描方法，其中，該掃描裝置為圓形，且為一可計算光子飛行時間之掃描裝置(Time-of-flight-positron emission tomography)。
12. 根據請求項 8 之雙光子發射性斷層掃描方法，其中，於步驟(b)之後，更包含再次利用該掃描裝置偵測該放射源同時放射出之兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差的步驟。
13. 根據請求項 8 之雙光子發射性斷層掃描方法，更包含一偵測單元，以根據該兩顆光子抵達該掃描裝置不同位置的時間差計算出該放射源的位置。
14. 根據請求項 13 之雙光子發射性斷層掃描方法，其中，該掃描裝置包含有複數組接收單元，且該複數組接收單元係分別與該偵測單元電性耦接。

八、圖式：

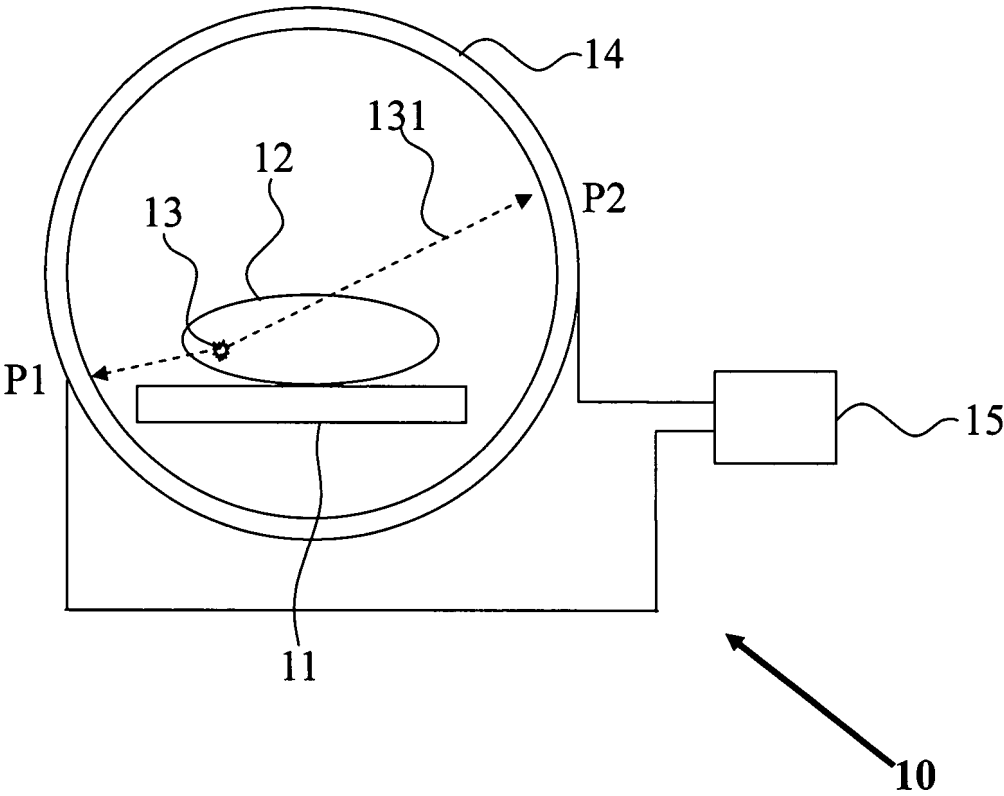


圖 1

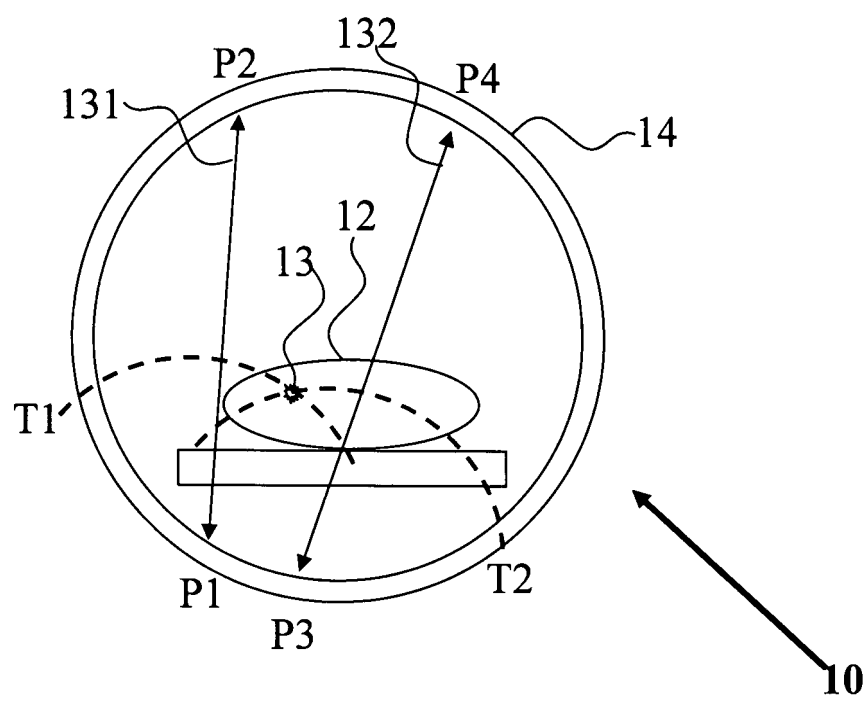


圖 2

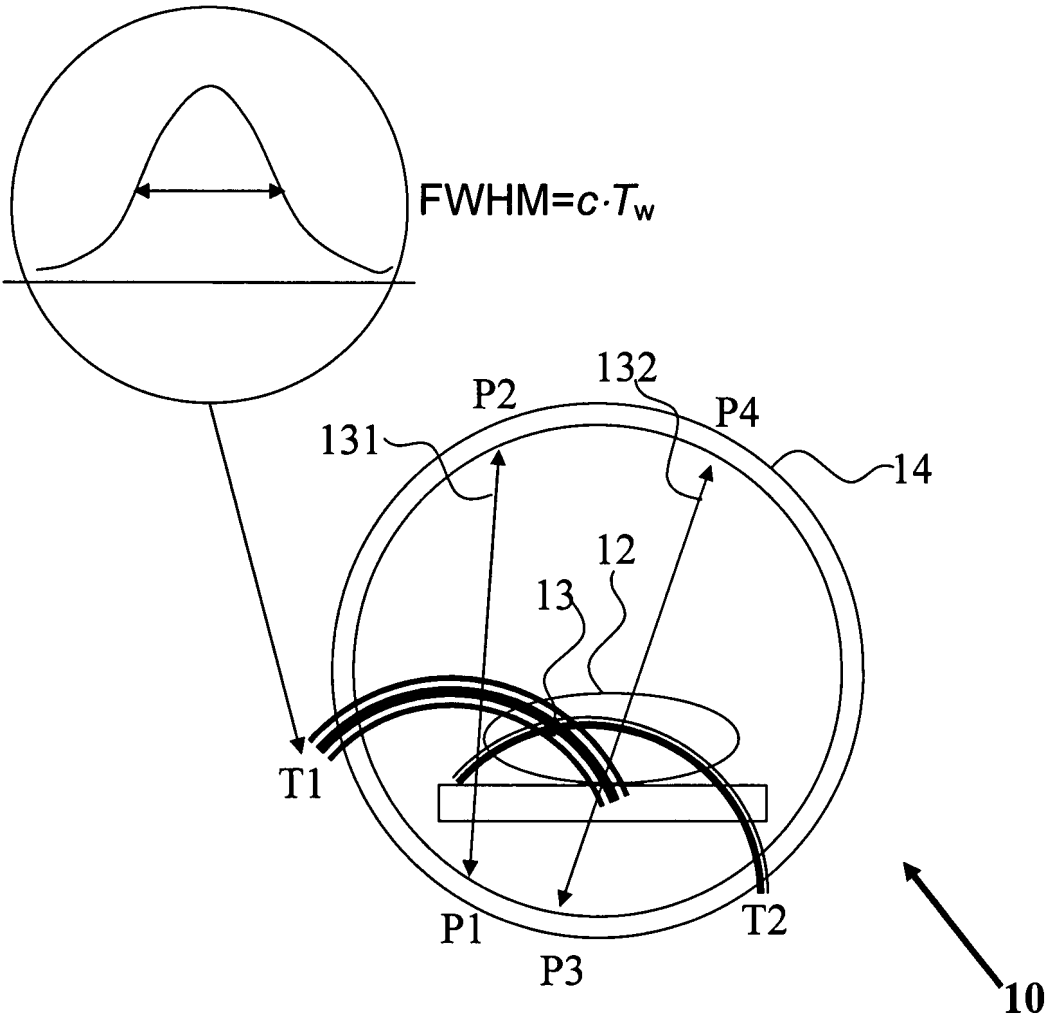


圖 3

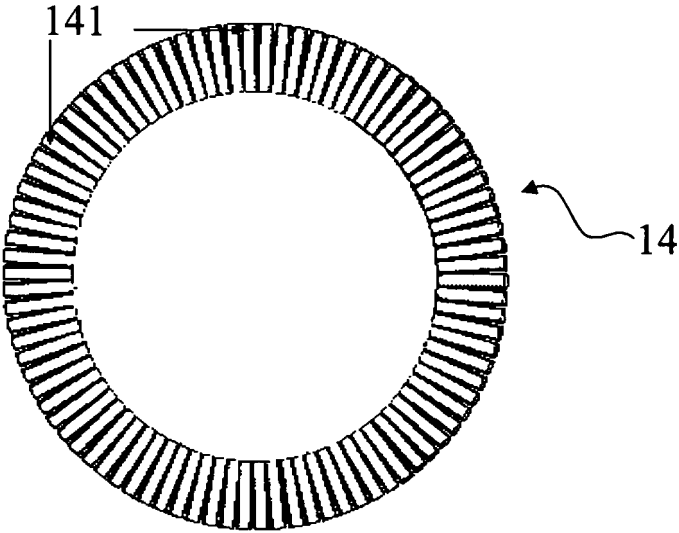


圖 4

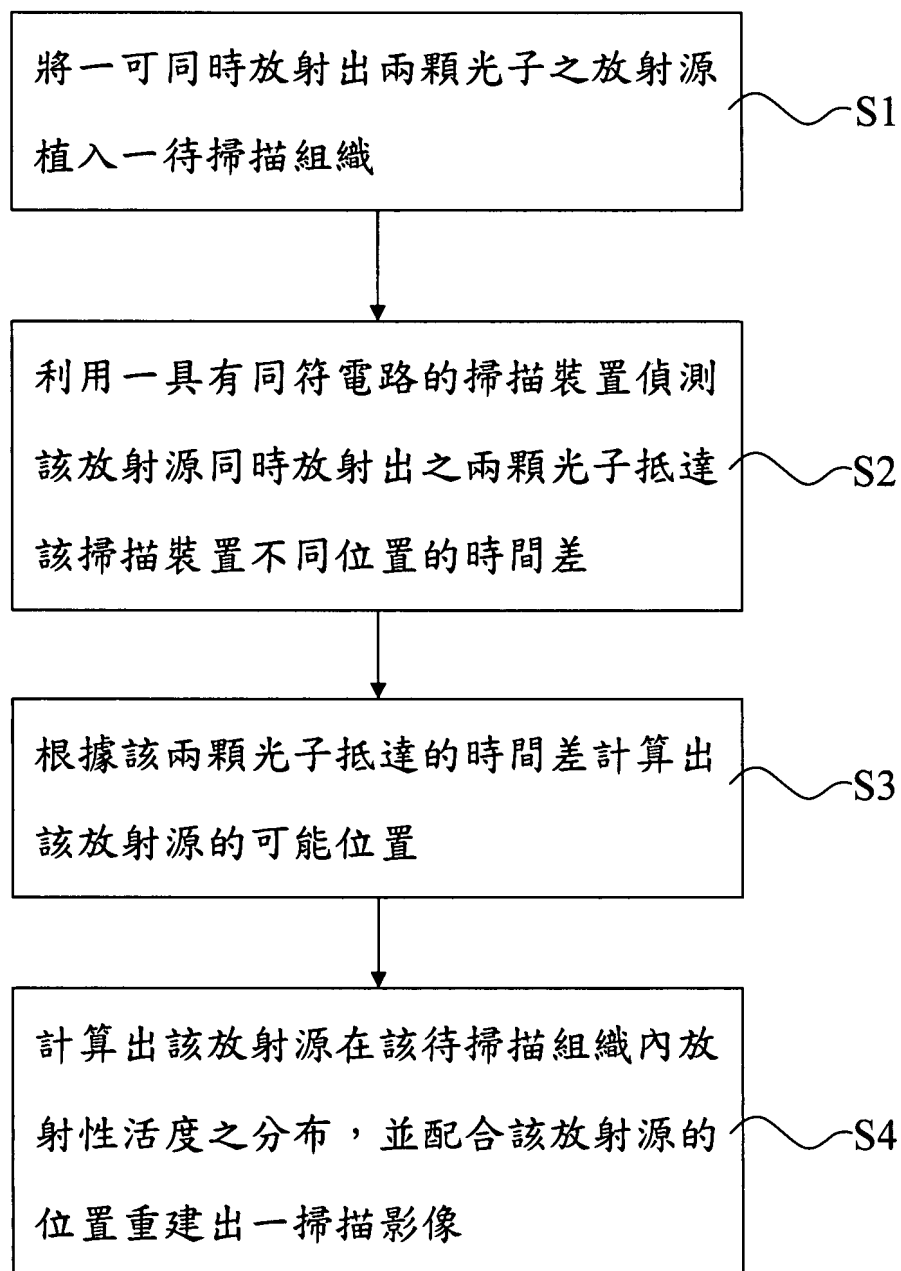


圖 5

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 1 ）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

10：雙光子發射性斷層掃描系統

11：掃描平台

12：待掃描組織

13：放射源

131：反應線

14：正子斷層掃描裝置

15：偵測單元

P1~P2：位置

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)