



(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 I599790 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 09 月 21 日

(21)申請案號：105120636

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 06 月 29 日

(51)Int. Cl. : G01T1/202 (2006.01)

G01T1/208 (2006.01)

(71)申請人：長庚醫療財團法人林口長庚紀念醫院（中華民國）CHANG GUNG MEMORIAL HOSPITAL, LINKOU (TW)
桃園市龜山區復興街 5 號

(72)發明人：詹美齡 JAN, MEEI-LING (TW)；洪志宏 HONG, JI-HONG (TW)

(74)代理人：林初俊

(56)參考文獻：

TW 201115175A

TW 201516443A

TW 201516444A

CN 102227649A

US 2004/0159792A1

審查人員：蔡宏鑫

申請專利範圍項數：19 項 圖式數：9 共 46 頁

(54)名稱

加馬光子偵測成像裝置與方法

APPARATUS AND METHOD FOR IMAGING GAMMA RAY

(57)摘要

本發明提供一種加馬光子偵檢裝置，包括有複數個偵測探頭以及與該複數個成像探頭電訊連接的訊號處理電路，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶體偵檢器。利用該複數個偵測探頭偵測一目標物所產生的加馬光子，然後取得關於至少一第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並分別對每一個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊相關數據。最後，取得關於至少一第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。利用該第一和第二時訊相關數據進行活度分佈重建，以作為目標物內之反應位置與射程深度驗證的依據。

A gamma ray detecting apparatus comprises plural detector heads, and a signal processing circuit electrically coupled to the plural detector heads respectively comprising plural scintillation detectors. The detector heads are utilized to detect gamma rays generated from an object. Then, the first electrical signals acquired by each detector head during the first period are obtained and the first coincidence calculation on the first electrical signals corresponding to each scintillation detector is operated, thereby obtaining plural the first coincident data corresponding to each detector head. Meanwhile, the second electrical signals of the first layer of scintillation detector in each detector head are obtained during to the second period, and the second coincidence calculation on the second electrical signals, thereby obtaining plural pairs of the second period coincident data. The first and second coincident signals are utilized to reconstruct the images of gamma distribution for verifying the reaction location and the range depth inside the object.

指定代表圖：

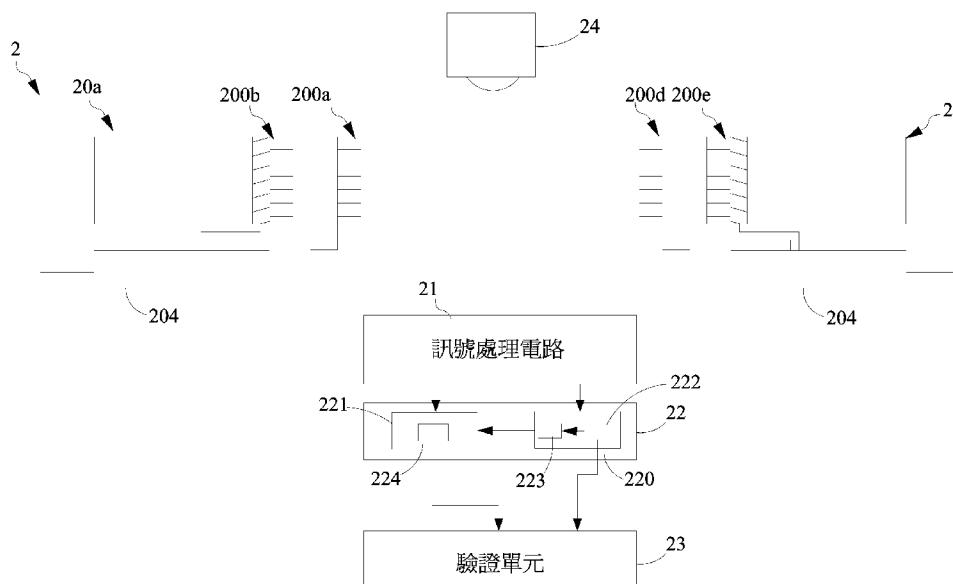


圖 2A

符號簡單說明：

- 2 ··· 加馬光子偵測裝置
- 20a,20b ··· 偵測探頭
- 200a,200b,200d,
200e ··· 閃爍晶體
偵檢器
- 204 ··· 類比與數位
轉換電路
- 21 ··· 訊號處理電路
- 22 ··· 重建單元
- 23 ··· 驗證單元
- 24 ··· 帶電粒子產生裝置



申請日: 105/06/29

IPC分類: G01T 1/202 (2006.01)
G01T 1/208 (2006.01)

【發明摘要】

【中文發明名稱】加馬光子偵測成像裝置與方法

【英文發明名稱】APPARATUS AND METHOD FOR IMAGING GAMMA RAY

【中文】

本發明提供一種加馬光子偵檢裝置，包括有複數個偵測探頭以及與該複數個成像探頭電訊連接的訊號處理電路，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶體偵檢器。利用該複數個偵測探頭偵測一目標物所產生的加馬光子，然後取得關於至少一第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並分別對每一個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊相關數據。最後，取得關於至少一第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。利用該第一和第二時訊相關數據進行活度分佈重建，以作為目標物內之反應位置與射程深度驗證的依據。

【英文】

A gamma ray detecting apparatus comprises plural detector heads, and a signal processing circuit electrically coupled to the plural detector heads respectively comprising plural scintillation detectors. The detector heads are utilized to detect gamma rays generated from an object. Then, the first electrical signals acquired by each detector head during the first period are obtained and the first coincidence calculation on the first electrical signals corresponding to each scintillation detector is operated, thereby obtaining plural the first coincident data corresponding to each

detector head. Meanwhile, the second electrical signals of the first layer of scintillation detector in each detector head are obtained during to the second period, and the second coincidence calculation on the second electrical signals, thereby obtaining plural pairs of the second period coincident data. The first and second coincident signals are utilized to reconstruct the images of gamma distribution for verifying the reaction location and the range depth inside the object.

【指定代表圖】圖2A

【代表圖之符號簡單說明】

2-加馬光子偵測裝置；20a,20b-偵測探頭；200a, 200b, 200d, 200e-閃爍晶體偵檢器；204-類比與數位轉換電路；21-訊號處理電路；22-重建單元；23-驗證單元；24-帶電粒子產生裝置

【特徵化學式】

【發明說明書】

【中文發明名稱】加馬光子偵測成像裝置與方法

【英文發明名稱】APPARATUS AND METHOD FOR IMAGING GAMMA RAY

【技術領域】

【0001】本發明為一種加馬光子偵測裝置與方法，特別是指一種偵測瞬發加馬光子(prompt gamma ray)以及正子互毀加馬(positron annihilation gamma ray)之加馬光子偵測成像裝置與方法。

【先前技術】

【0002】如圖1所示，放射治療(Radiotherapy, RT)就是用高能量的光子(如X光射線)或帶電粒子來照射病灶處，以達到『殺死惡性腫瘤』或『抑制惡性腫瘤增生』為目的的一種治療方式。其中，曲線90代表X光劑量和組織深度關係，由於X光射線與物質作用的物理特性，隨射線進入組織深度的增加，相對劑量也隨深度逐漸衰減，因此單一X光射束進入體內的路徑上有較多的劑量釋放在腫瘤前後的正常組織，致使X光射線尚未破壞腫瘤癌細胞前，就已經影響正常組織，甚至讓腫瘤後的正常組織區域也有劑量沉積。相對於X光治療的方式，曲線91則為帶電粒子，例如，質子或重離子，劑量和深度關係，由於物質作用因質子速度越快行進單位距離損失的能量越少，所以進入病患體表最初釋放的動能相當低，直到一定的射程深度，質子或重離子動能大幅下降後產生最大劑量沉積，此稱為布拉格峰910(Bragg Peak)，在布拉格峰之後幾乎完全沒有劑量。

【0003】由於質子或重離子治療具有劑量集中在布拉格峰的特性，因此質子或重離子射程的不確定性影響遠較X光更為敏感。若質子或重離子射程預測具有不確定性，其劑量高度集中的布拉格峰所在深度與預期有差異，將造成高

劑量區未涵蓋到整個腫瘤或高劑量區涵蓋到腫瘤周圍的重要器官等風險。因此質子或重離子治療在臨床應用上必須要能精準確認質子或重離子射程範圍，將其布拉格峰限制在腫瘤區域才能達到最佳的治療效果。

【0004】然質子或重離子治療過程仍有一些因素影響其不準確性，說明如下：

(1)治療計畫所造成的不確定性：這是由於目前治療計畫主要來自X光CT影像的Hounsfield unit (HU)為組織與電子密度的對應關係，然質子或重離子與生物組織作用主要考量是組織的原子核及其阻擋本領(stopping power)，因此將CT影像的HU資訊轉換為生物組織的阻擋本領，將有其不確定性。除此之外，CT影像假影、X光射束硬化(beam hardening)現象等等也是現行評估質子或重離子射程的不確定來源；

(2)實際治療位置與治療計畫有差異：主要來自病患擺位誤差、呼吸或心跳等造成的治療標的移動等；

(3)治療過程的腫瘤尺寸改變、病患體型改變等；以及

(4)來自於產生質子或重離子射束的設施所造成的誤差，例如降能器(energy degrader)、射束形成(beam delivery)相關裝置等誤差。

由於上述射程不準確性，臨床治療時通常在欲治療的臨床靶體積(clinical target volume, CTV)外加大治療安全範圍(safety margin)。因射程不確定性而增加的治療範圍，隨腫瘤深度y增加(30 cm深度腫瘤可增加約14 mm治療安全範圍)。在CTV外增加1 cm安全範圍則有~80 cm³的正常健康組織接受與腫瘤相同的輻射劑量，因而增加附近正常組織受損傷及致癌的風險。若CTV附近有輻射耐受度較低的重要器官，也將影響治療劑量的給予及惡性腫瘤的控制率。為了降低治療過程的不準確性，提升質子或重離子治療可信賴度，如果可以在治療過程中對患者的質子或重離子照射區進行監測，確認質子束在病患體內的路徑是否需

要修正，這將可縮小治療安全範圍的擴增，提高劑量給予，進而提升腫瘤控制率與治療效果。因此如何確認與監控質子或重離子束在病患體內的路徑是非常重要的研究議題。

【0005】 習用技術中，有數種發展中的驗證質子射程技術，符合即時及非侵入性的技術有質子穿透(proton transmission)造影、瞬發加馬光子造影及PET(positron emission tomography)造影。質子穿透造影需佔用額外質子設備時間且會產生額外輻射劑量，也有多庫倫散射(multiple Coulomb scattering)效應等問題待克服，短期實際應用於臨床的機會不高。瞬發加馬光子(PG)造影及PET造影是利用質子與病患組織作用產生的二次粒子—正子發射核及瞬發加馬光子做偵測造影。正子互毀加馬光子及瞬發加馬光子都可穿透病患身體被偵測，可做活體(*in vivo*)的非侵入性質子射程的量測成像。

【0006】 質子和重離子與生物組織作用機制雷同，下文以質子治療論述為代表，不再區分質子和重離子。質子照射時，質子與組織原子核的非彈性碰撞產生加馬光子，這些加馬光子依誘發產生機制可分成兩類。一是當質子與人體組織原子核發生非彈性碰撞，靶核被激發至激態，在奈秒(ns)時間內產生瞬發加馬光子(prompt gamma)。另一是靶核被質子撞擊碎片化(nuclear fragmentation)而產生正子發射核(positron-emitting nuclei)，如O-15(半衰期: 2.037 min)、C-11(半衰期: 20.385 min)、N-13(半衰期: 9.965 min)等(Newhauser and Zhang, 2015)。正子發射核衰變產生的正子(positron)與組織中的電子互毀生成511 keV能量的正子互毀加馬(positron annihilation gammas)光子對。瞬發加馬光子和正子互毀加馬光子，它們的能量都可穿透病患身體而被偵測與成像，分析活度分佈影像，可獲得質子在人體內的路徑，故可應用於質子或重離子治療的射程驗證。

【0007】正子互毀加馬光子對一般利用PET造影來偵測，是目前較成熟且已應用於臨床的活體質子射程驗證技術。不過正子發射核在病患體內的生物代謝(biological washout)效應、正子發射核產量有限、半衰期短以及治療系統與PET影像的空間對位(co-registration)誤差(病患在治療室與PET造影儀間的移動所造成)等，這些限制了PET對質子射程評估精準度。

【0008】至於瞬發加馬光子，因生成瞬發加馬光子所需質子動能較產生正子發射核所需動能低，所以瞬發加馬光子分佈的位置和質子沉積最大劑量的位置較為一致，因此利用瞬發加馬成像活度評估布拉格峰的準確度較利用PET方法來得高。另外，瞬發加馬光子產量較正子互毀加馬光子多60~80倍，這表示理論上在相同偵檢幾何狀況，瞬發加馬光子造影可以有較強信號，統計誤差較PET來得小。習用技術中有利用核子醫學領域常見的準直器式加馬相機(collimator-based gamma camera)技術，透過針孔改良版之slit準直器或edge-knife準直器結合加馬偵檢器做瞬發加馬射線偵測造影。不過這種技術偵檢效率差，因準直器阻擋大部分光子及探頭對高能量瞬發加馬光子的偵測能力有限。更重要的是因準直器的存在而產生大量的中子(質子誘發的二次輻射粒子之一)，這些中子將干擾偵測探頭的信號偵測，造成信雜比(signal-to-noise ratio, S/N)降低，致影響活度影像清晰度及應用其判斷質子射程布拉格峰的準確度。此外，因放射治療誘發之瞬發加馬光子能量高，所以準直器設計相當厚重(尺寸達80cm半人高)，占用治療室有限空間。上述因素導致準直器式加馬相機應用在質子臨床治療的實用性受限。

【0009】此時另一種於醫學影像領域較為少見的康普吞散射成像技術因適用於高能量光子偵測成像，而成為研究質子或重離子治療用瞬發加馬光子造影的新選擇。康普吞散射成像技術主要是應用於天文宇宙射線、核能電廠、國土安全之敏感核種加馬光子偵測等。目前國際上有些質子或重離子治療團隊直接

採用之前的偵檢設計進行康普吞散射成像，例如美國腫瘤治療中心(Peggy and Charles Stephenson Cancer Center)利用雙邊矽帶型探頭(double-sided silicon strip detector, DSSD)偵檢器技術、韓國漢陽大學團隊利用加馬電子錐頂造影(gamma electron vertex imaging, GEVI)偵檢技術、日本京都大學團隊利用電子追跡康普吞造影(electron tracking Compton camera, ETCC)偵檢技術及美國馬里蘭大學團隊的碲鋅鎘(CdZnTe, CZT)偵檢康普吞相機技術。這些團隊的偵測探頭或是採用游離腔(ionization chamber)技術或是採用半導體偵檢器技術。尤其是半導體偵檢器其能量解析度相當高(<1%)，適合應用於康普吞散射成像。但對高能量加馬光子而言，其偵檢效率差且偵檢器信號響應時間長(μs等級)。信號響應時間長也拉長偵測探頭的死寂時間(dead time)，使得偵測探頭的單位時間偵檢計數效率不彰。這類偵檢器可使用於非醫學應用，因為非醫用造影可容忍數小時甚至數天的長時間數據擷取，以取得足夠的偵檢計數，但若實施於醫用病患身上，長時間造影是不可行的。於是為取得足夠的偵檢計數，要用相當高的質子劑量照射，瞬發加馬成像的計數統計誤差才達可被接受程度。

【0010】根據美國馬里蘭大學Dr. J.C. Polf實務經驗，即使利用上述最高偵檢效率的CdZnTe偵測探頭進行質子治療瞬發加馬造影，其所需劑量仍較臨床高100倍以上。為彌補偵檢器效率不足，也有用上數十層偵檢器的設計，然偵檢器加上電子系統整體尺寸相當可觀，這種設計較不利於空間有限的質子治療室應用。另外，因為偵檢器信號響應時間長達微秒(μs)，所以散射偵檢器及吸收偵檢器的時間解析度也在微秒等級。微秒級的時間解析度的造影儀器應用在質子治療瞬發加馬光子監測上，可能導致80%以上偵測計數為相互無關聯的非真時訊符合事件（non-true coincident events），這將會導致瞬發加馬光子射源位置誤判。由於過去康普吞散射成像探頭應用於天文、機場海關的違禁輻射源偵測，因為宇宙射線到達地球的通量有限及違禁輻射源有屏蔽防護，不會有高強

度背景干擾，所以微秒級時間解析度已足以應付非醫用的需求。總之，直接應用現有為天文、國土及核能安全需求所設計的DSSD型、CZT型探頭對質子治療的瞬發加馬光子造影應用有偵檢效率低、時間解析差和非真時訊符合事件比率過高等缺點，這將影響系統信雜比、影像清晰度與質子射程布拉格峰估算準確度，所以為質子治療需求量身射計康普吞散射成像偵測探頭有其必要性。

【0011】此外，習用技術例如美國公告專利US6,484,051號，該技術揭露一種可以同時偵測同位素所產生之正子互毀加馬光子以及瞬發加馬光子的裝置，由於需要同時量測，因此同時至少需要三個偵檢器要運作。再者，瞬發加馬光子的信號為正子互毀加馬光子的數十倍，同時量測的話，偵測計數率(counting rate)將被低產生率(yield rate)的正子互毀加馬光子數量主導，進而影響到偵測訊號的信雜比，而降低影像重建的品質。此外美國公告專利US9,069,089則揭露了一種可以同時偵測正子互毀以及瞬發加馬光子的技術，在此技術中，在正子互毀加馬光子感測器之外圍設置感測瞬發加馬光子的感測器，透過兩種不同的感測器來感測加馬光子。

【發明內容】

【0012】本發明提供一種加馬光子偵測裝置與方法，其係利用快速閃爍偵檢器(例如以LSO、LYSO、LaBr₃等閃爍晶體為材料者)，結合PET及康普吞散射偵檢技術，製造具有量測正子互毀光子對和瞬發加馬光子的二合一(2-in-1)偵檢系統，再利用時序式數據擷取進行造影及PET嵌入式康普吞成像演算方法進行影像重建和影像融合。二合一偵檢系統具有量測正子互毀光子對和瞬發加馬光子的造影功能，一機雙用途，便利性高，PET/PG雙功能成像融合造影所得的資訊更可提高影像品質與質子/重離子射程驗證精準度。

【0013】本發明的加馬光子偵測裝置與方法採取共用探頭以及時序式數據擷取，其優點除了節省成本之外，更可以提升影像信雜比，其原因在於瞬發加馬光子的信號為正子互毀光子對的數十倍，本發明透過單獨量測瞬發加馬光子信號以及正子互毀加馬光子對，可以讓這兩種光子不相互影響，因此可以兼顧正子互毀加馬光子以及瞬發加馬光子對於重建活度分佈影像的優點。

【0014】本發明的加馬光子偵測裝置與方法，可於質子/重離子放射治療時或核子醫學的雙同位素(混合正子同位素與加馬光子同位素)或特殊同位素(可發射正子與加馬光子之同位素(isotope)，如¹²⁴I, ⁸⁶Y, ⁸⁹Zr等)衰變時，偵測瞬發加馬光子以及正子互毀加馬光子對。因為上述輻射源其正子發射核與瞬發加馬光子分佈有相關性。故以PET活度分佈為基礎經劑量關聯處理後可做為康普吞影像重建的先前訊息(prior information)。影像重建過程中，利用正子發射核和瞬發加馬光子空間分佈相關性，以PET嵌入式康普吞成像演算方法進行影像重建，可使得瞬發加馬射源所在可能位置分佈範圍由原本的康普吞角錐面縮小至最大可能機率分佈區域，此方法可提高PG影像信雜比並加快康普吞影像重建速度。PET/PG雙功能成像可兼顧PET及瞬發加馬光子成像優點，可更為提高質子或重離子射程驗證及劑量施予的精準度或核醫雙同位素或特殊同位素造影之品質。

【0015】本發明提供一種加馬光子偵測裝置，其係使用由閃爍晶體所構成的探頭。藉由閃爍偵檢器具有快速時間響應(time response)特性，選用響應快之閃爍晶體(如LSO、LYSO、LaBr₃等)搭配快速光電感測器與前置放大電路，系統的偵檢信號響應時間及時間解析度可達奈秒等級。本發明藉由相同探頭達到偵測正子互毀所產生的加馬光子對以及因為質子與組織原子核的非彈性碰撞，激發原子核至激態，在奈秒時間產生高能量的瞬發加馬光子。本發明之偵測探頭相較半導體偵測探頭如雙邊矽帶型探頭(DSSD)、鎘鋅碲型偵測探頭(CdZnTe, CZT)的微秒響應，奈秒級閃爍偵檢系統的信號響應時間快、同符時間視窗可縮

短數百倍，可提升偵檢計數率並大幅度減少非真符合偵測計數的影響，進而提升質子射程影像清晰度與布拉格峰(Bragg peak)估算準確度。

【0016】 本發明提供一種加馬光子偵檢方法，利用具有一機雙功能設計的加馬光子偵測裝置，以相同探頭達到正子發射核分佈和瞬發加馬光子的雙造影功能。本案採用快速閃爍偵檢器為基底組製成像探頭，兩時段的瞬發加馬光子造影(prompt gamma imaging, PGI)模式與正子互毀造影(positron annihilation imaging, PAI)模式數據擷取，使得二合一偵檢系統具有偵測正子互毀光子對和瞬發加馬光子的功能。利用此系統，質子/重離子治療用in-room PET也可以具有瞬發加馬光子偵測成像用途。在質子/重離子射束治療時段($t_0 \sim t_1$)該偵測探頭以瞬發加馬成像PGI模式進行數據擷取，射束停止後 $t_1 \sim t_2$ 時段，探頭採正子互毀成像PAI模式進行數據擷取。所獲得的原始數據經PET影像重建及PET嵌入式影像重建分別獲得PET影像及PG影像。相較先前技術單機單功能及雙機雙功能，本發明之一機雙用途設計，可兼具in-room PET及瞬發加馬光子分佈成像的功能，不僅經濟便利，也因充分利用瞬發加馬光子以及正子互毀加馬光子空間分佈關聯性，以PET嵌入式康普吞影像重建融合PET/PG雙影像，更提高射程評估精準度。

【0017】 在一實施例中，本發明提供一種加馬光子偵檢裝置，包括有複數個偵測探頭以及一訊號處理電路。該複數個偵測探頭，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶體偵檢器，沿著對應的偵測探頭的軸向排列，相鄰閃爍晶體偵檢器具有一距離，每一個偵測探頭用以擷取加馬光子以產生相應的電訊號。該訊號處理電路，與該複數個偵測探頭電性連接，用以取得關於第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並對每一個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的

複數個第一時訊相關數據，以及取得關於一第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。

【0018】 在另一實施例中，本發明提供一種加馬光子偵測方法，其係包括有下列步驟，首先提供一加馬光子偵檢裝置，其係具有複數個偵測探頭以及與該複數個偵測探頭電性連接之一訊號處理電路，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶體偵檢器，沿著對應的偵測探頭的軸向排列，相鄰閃爍晶體偵檢器具有一距離。接著，使該複數個偵測探頭偵測一目標物所產生的加馬光子。接著在一第一時間段中獨立的擷取每一個偵測探頭所產生的電訊號，形成複數個第一電訊號組。然後，以該訊號處理電路取得關於至少一第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並對每一個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊符合相關數據，並進行儲存；以及在一第二時間段中擷取每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，形成複數個第二電訊號組並進行儲存。然後，再以該訊號處理電路以及取得關於至少一第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊符合相關數據。

【圖式簡單說明】

【0019】

圖1為帶電粒子與傳統光子之劑量強度與深度關係曲線圖。

圖2A為本發明之加馬光子偵測裝置之實施例架構示意圖。

圖2B至2D為本發明之偵測探頭不同實施例示意圖。

圖2E至圖2H為本發明之偵測探頭與弧形軌道組合之不同實施狀態示意圖。

圖3A為本發明之加馬光子偵測方法流程示意圖。

圖3B為本發明擷取偵測探頭電訊號與時訊符合演算流程示意圖。

圖3C為本發明之活度分佈重建實施例流程示意圖。

圖4A與圖4B為利用圖2A之加馬光子偵測裝置偵測瞬發加馬光子以及正子互毀加馬光子實施例示意圖。

圖5為本發明在不同時間段擷取康普吞散射訊號以及PET加馬光子訊號示意圖。

圖6與圖7分別為時訊符合演算不同實施例示意圖。

圖8A為康普吞圓錐示意圖。

圖8B則為利用PET影像為基礎的劑量分佈做為康普吞影像重建先前訊息之示意圖。

圖9為複數個探頭之間的康普吞圓錐和PET影像為基礎的劑量分佈交集關聯示意圖。

【實施方式】

【0020】 請參閱圖2A所示，該圖為本發明之加馬光子偵測裝置之實施例架構示意圖。在本實施例中，該加馬光子偵測裝置2包括有複數個偵測探頭20a與20b、一訊號處理電路21、一重建單元22以及一驗證單元23。每一個偵測探頭20a與20b為具有奈秒反應等級的探頭，其偵測面相互對應，且相互平行。每一個偵測探頭20a與20b具有複數層閃爍晶體偵檢器200a~200b與200d~200e，沿著對應的偵測探頭的軸向排列，相鄰閃爍晶體偵檢器200a~200b與200d~200e具有一距離。在一實施例中，每一個偵測探頭20a與20b用以擷取沿一行進方向之一帶電粒子束所產生的加馬光子以產生相應的電訊號。每一層閃爍晶體偵檢器200a~200b的材料為硅酸镥(LSO)或硅酸鈇镥(LYSO)或溴化鑭(LaBr₃)等快速閃

熒晶體，但不以此為限制。該帶電粒子束，為質子束或者是重離子束，其產生的方式為利用迴旋加速器(cyclotron)或同步加速器(synchrotron)產生連續式或脈衝式的帶電粒子束，用以照射惡性腫瘤，透過其布拉格峰最大的劑量來消滅腫瘤。此外，在另一實施例中，該偵測探頭 20a與20b也可以用在特殊同位素(可發射正子與加馬光子之同位素，如¹²⁴I, ⁸⁶Y, ⁸⁹Zr等)衰變時，偵測其所產生的正子互毀加馬光子對及加馬光子。在一實施例中，該偵測探頭20a與20b，為康普吞探頭的架構。

【0021】 在一實施例中，如圖2B所示，每一層閃熒晶體偵檢器200a~200b分別具有一閃熒晶體201連接至一光電感測器202與具有前置放大電路之讀出電路203，使得系統的偵檢信號響應時間及時間解析度可達奈秒等級。在一實施例中，閃熒晶體201由複數個閃熒晶體201a所構成，該光電感測器202為多陽級之位敏式光電倍增管(position-sensitive photomultiplier tube, PSPMT)設計，用以將閃熒晶體201所接收的光訊號轉換成類比電訊號。此外，光電感測器202也可以為光電倍增管(photomultiplier tube, PMT)或者是矽光電倍增元件(silicon photomultiplier, Si-PM)陣列。該讀出電路203用以將光電感測器202所輸出的電流訊號分流、放大並轉換為類比電壓訊號。

【0022】 此外，如圖2C所示，其係為閃熒晶體偵檢器另一實施例示意圖。閃熒晶體201和光電感測器202之間是透過光纖205傳導，閃熒晶體201和光電感測器202之間會有夾角存在。如圖2D所示，其係為三層偵檢器示意圖，透過光纖傳導可減少以下原因造成的假訊號—光電倍增管產生的額外康普吞散射光子、閃熒晶體產生的散射光子在到達下一層偵檢器前與光電倍增管發生作用。另外，也可以盡可能地減少偵檢層與偵檢層之間的距離，提升幾何效率。再回到圖2A所示，各個偵測探頭20a與20b所輸出的類比電訊號，再經過一積分和類比轉數位電路204，用以將輸出的類比電訊號轉換成數位電訊號。該訊號處理電

路21，其係與該積分和類比轉數位電路204電訊連接，用以接收該數位電訊號。在一實施例中，該訊號處理電路21內有一FPGA(Field Programmable Gate Array)可程式化電路，其係可以透過程式對所接收到的電訊號進行演算，例如：時訊符合演算，之後將電路21輸出數據傳輸儲存於電腦硬碟或記憶體，以作為後續重建單元22運用。本實施例中，訊號處理電路21取得關於一第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並對每一個偵測探頭所具有的複數層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊相關數據，以及取得關於一第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。

【0023】 重建單元22，在一實施例中，設置在一電腦或具有運算處理能力的系統內，其係包括有PET重建模組220和康普吞重建模組221，用以從儲存於電腦硬碟的儲存裝置或記憶體取出第一與第二時訊相關數據。其中，該康普吞重建模組221處理來自PGI模式下，偵測探頭20a與20b在質子/重粒子射束治療時段($t_0 \sim t_1$)感測瞬發加馬光子而產生之數據。至於PET重建模組220則處理來自PAI模式下，偵測探頭20a與20b在治療射束停止後 $t_1 \sim t_2$ 時段所擷取的成對511 keV能量的加馬光子產生之數據。PET重建模組220重建所得的第一活度分佈資訊222進一步進行一反摺積(deconvolution)處理，而得到一劑量分佈資訊223後，再傳給康普吞重建模組221，使得康普吞重建模組221可以將第一劑量分佈作為先前資訊，而重建獲得關於瞬發加馬光子的第二活度分佈資訊224，進而評估出帶電粒子在生物體內的實際射程。**PET/PG雙功能成像可兼顧PET及瞬發加馬光子成像優點，可更為提高質子或重粒子射程驗證及劑量施予的精準度。**在一放射治療應用實施例中，該重建單元22可與一驗證單元23連接，該驗證單元23接收重

建單元22所輸出的活度分佈之後，該驗證單元23透過PET和PG的活度分佈，建立並顯示帶電粒子在生物體內的實際劑量射程分佈，以提供醫療從業人員進行實際射程結果與治療計畫預測射程的比較與確認，進而將該差異作為下一次帶電粒子照射參數修正的依據。此外，在一實施例中，該加馬光子偵測成像裝置2更具有一帶電粒子產生裝置24，以形成可以治療以及同步進行活體治療監測用的加馬光子偵測裝置，該帶電粒子產生裝置24用以產生治療所需的帶電粒子。

【0024】如圖2E所示，在一實施例中，該複數個偵測探頭20a與20b設置在一弧形的軌道26上，可以在該弧形軌道26上進行位移運動，使得偵測探頭20a或20b可以一中心進行轉動，以調整其偵測的位置，本實施例係以弧形軌道26的中心為轉軸來轉動。要說明的是，由於本發明具有PET和PG偵測成像的功能，因此在PET造影模式下，各個偵測探頭20a與20b必須是相對180度配置，而在PG造影模式下，偵測探頭20a或20b方可為任意夾角。在另一實施例中，如圖2F所示，當該帶電粒子產生裝置24產生帶電粒子8時，偵測探頭20a與20b間具有一夾角，其係大於0度，本實施例為90度左右，以增加瞬發加馬光子影像三向解析度的均勻性。此外要說明的是，雖然圖2A、2E與2F中的偵測探頭為一對，但不以此為限制，其係可以根據使用之需求，例如：解析度、成本等考量，設置所需要的數量，例如：在圖2G中，具有兩組偵測模組，每一個偵測模組具有複數個偵測探頭20a, 20c, 20e以及20b, 20d, 20f。此外，如圖2H所示，每一個偵測探頭20a與20b也可以自身為軸進行轉動及朝向或遠離圓心的平移移動。

【0025】請參閱圖3A所示，該圖為本發明之加馬光子偵測方法流程示意圖。在本實施例中，該方法3係包括有下列步驟：首先進行步驟30，根據一光子檢測決定一目標物內所具有之一反應位置。在本步驟中，該光子檢測的一實

施例為了進行治療計畫所實施的電腦斷層掃描(computed tomography, CT)，其主要透過X光對生物體，例如：人體，進行掃描，該人體即為該目標物，該反應位置，在一實施例為腫瘤。透過電腦斷層決定出腫瘤的位置。找到了反應位置之後，進行步驟31，根據生物體的狀況，例如：周圍的軟組織分佈，以及該反應位置資訊，轉換成帶電粒子束之一照射參數，其係包括有照射的能量、劑量以及行進方向與深度。因為反應位置在目標物內是屬於三維度的空間分佈，因此隨著帶電粒子束投射至目標物的行進深度不同，其所需的能量也會有所差異。要說明的是，帶電粒子束的行進方向與深度，並不以單一個為限制，可以根據治療的需求而有多個行進方向與深度，亦即，從多的方向與多個射程深度照射至該反應位置上。

【0026】本實施例中的帶電粒子為質子，由於質子進入病患體表最初釋放的劑量相當低，直到一定的射程深度，質子動能大幅下降後產生最大劑量沉積，而這個射程深度所對應的釋放劑量稱為布拉格峰，在布拉格峰之後幾乎完全沒有劑量(如圖1所示)。而步驟31所根據反應位置決定的能量或劑量，即是利用此特性，透過質子能量與質子射程的調控將劑量最高的布拉格峰落在目標位置區，使反應位置後方的正常組織則可避開輻射照射風險。

【0027】步驟31之後，接著進行步驟32，在本步驟中，提供如圖4所示的加馬光子偵測裝置2。為了確保步驟31所決定的劑量或能量可以集中在布拉格峰所對應的位置，因此在治療的過程中，可以透過本發明的加馬光子偵測裝置2來進行即時性的同步活體監控，以確保治療的效率以及降低誤差，進而可以保護正常組織免於輻射的傷害。如圖4A所示，目標物9，為一生物體，平躺在承載台25上，目標物9內具有反應位置92，本實施例為腫瘤。複數個偵測探頭20則環設在目標物9的外圍，本實施例雖有兩個偵測探頭20a與20b，但其數量可以根據需求而定。之後再進行步驟33，使該帶電粒子產生裝置24產生一帶電粒

子束8。當治療過程中，根據步驟31所產生的照射資訊，投射帶電粒子束8朝向目標物9投射之後，進入到目標物內，質子與組織原子核的非彈性碰撞後，主要會產生兩種加馬光子，一種是質子與病患組織作用產生的二次粒子—正子發射核衰變產生的正子與組織中的電子互毀生成一對511 keV能量的加馬光子。另一種是當質子與人體組織原子核發生非彈性碰撞，靶核被激發至激態，在奈秒時間內產生瞬發加馬光子。

【0028】為了偵測這兩種加馬光子，透過步驟34在一期間以第一時間段與第二時間段來偵測擷取電訊號。以產生帶電粒子的本實施而言，該第一時間段代表帶電粒子啟動的時間段，該第二時間段則代表該帶電粒子關閉的時間段。如圖4A所示，在帶電粒子束8啟動的第一時間段裡，每一個偵測探頭20a與20b的各層閃爍晶體偵檢器200a與200b以及200d與200e，會偵測到瞬發加馬光子入射的訊號；反之，如圖4B所示，在帶電粒子束8關閉的第二時間段裡，每一個偵測探頭20a與20b的第一層閃爍晶體偵檢器200a與200d，會偵測到因為正子互毀所產生的成對加馬光子入射的訊號。要分段偵測的主因是因為瞬發加馬光子只會在帶電粒子啟動的時期產生，而且存在時間相當短暫，反之正子互毀加馬光子則反應時間長，因此兩種加馬光子的特性不同。再者，量測正子互毀加馬光子對以PET活度影像估算帶電粒子射程已具臨床應用成熟度，分開量測瞬發加馬光子信號以及正子互毀加馬光子對，可以透過較為成熟的PET技術提升瞬發加馬光子影像重建的準確性，且瞬發加馬光子的信號為正子互毀加馬光子的數十倍，瞬發加馬光子造影可提升影像的信雜比，進而強化帶電粒子射程驗證應用的精準度。

【0029】請參閱圖3B所示，在步驟34中，更包括有步驟340在第一時間段中獨立的擷取每一個偵測探頭20a與20b所產生的電訊號，形成兩組對應偵測探頭20a與20b的第一電訊號組。在本步驟中，以偵測探頭20a為例，主要是使該訊

號處理電路21分別記錄相應的加馬光子 E_0 與第一層閃爍晶體偵檢器200a發生康普吞散射(Compton scattering)作用之第一位置、第一時間與第一沉積能量 ΔE 以及散射加馬光子能量 E_I 與第二層閃爍晶體偵檢器200b作用的第二位置、第二沉積能量 ΔE_2 與第二時間，以構成前述之第一電訊號組。理想上第二層閃爍晶體偵檢器200b完全吸收散射加馬光子能量 E_I ，所以第二沉積能量 $\Delta E_2 = E_I$ 。之後，再以步驟341取得步驟340中的關於該第一時間段中每一個偵測探頭所產生之複數個第一電訊號組，並對每一個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，過濾非真的無關聯訊號，以得到對應複數個偵測探頭的複數個瞬發加馬光子第一時訊相關數據。以圖6來說明步驟340，其係為第一時訊符合演算示意圖。以偵測探頭20a為例，將其所具有的第一至第二層閃爍晶體偵檢器200a~200b，分別偵測的事件所對應的訊號取出，圖6所示為三個事件I1, I2, I3。每一個事件具有兩個電訊號，分別對應每一層的閃爍晶體偵檢器200a~200b，每一組電訊號含有位置、時間與能量的資訊。再透過比較第一與第二時間訊號，如落在設定的符合時間視窗內，表示該第二層閃爍晶體偵檢器測量所得電訊號來自與第一層閃爍晶體偵檢器作用的加馬光子的機會大。在本實施例中，有三個相同時間視窗寬度的時段W1, W2以及W3，要說明的是，時間視窗的大小，可以根據需求來決定時間視窗的長度。從圖6可以看出，W2的時段內，只有閃爍晶體偵檢器200a有訊號，閃爍晶體偵檢器200b則無，而時段W1以及W3內則閃爍晶體偵檢器200a與200b同時有訊號，因此代表W1和W3時段擷取的訊號屬於時訊符合的訊號，亦即認定是否為同一組入射瞬發加馬光子及其散射加馬光子所產生的電訊號。如是，則予以儲存記錄，如否則不予以儲存記錄。

【0030】接著進行步驟342，亦即在第二時間段中擷取每一個偵測探頭20a與20b的第一層閃爍晶體偵檢器200a與200d所產生的電訊號，形成複數個第二

電訊號組。在本步驟342中，主要是使該訊號處理電路21處理並數位化加馬光子在偵測探頭20a所得代表第一層閃爍晶體偵檢器200a作用之第一位置、第一時間與第一沉積能量以及加馬光子在偵測探頭20b之第一層閃爍晶體偵檢器200d作用的第二位置、第二沉積能量與第二時間，以構成前述之第二電訊號組。如圖5所示，其中偵測期間從t0~t2，在該偵測期間的t0~t1的第一時間段內，步驟340中會獲得關於偵測探頭20a的複數個電訊號組A1以及偵測探頭20b的複數個電訊號組B1，同理在t1~t2的第二時間段中，執行步驟341則會獲得關於各偵測探頭20a與20b中所具有的第一層閃爍晶體偵檢器200a與200d所得的複數組電訊號C1。根據習用核醫PET閃爍偵檢器設計，由偵檢器偵測電路訊號，則可以得知加馬光子是與哪一個閃爍晶體作用，進而得知作用位置，與發生時間，再將偵測到訊號的時間記錄下來，沉積在偵檢器的能量同樣可以由相應的電訊號強度得知。因此，每一個訊號Pa1~Pan, Pb1~Pbn, Pd1~Pdn與Pe1~Pen含有位置、時間以及沉積能量的資訊。

【0031】之後，再進行步驟343取得步驟342中關於該第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的複數個第二電訊號組，並對進行一第二時訊符合演算，過濾非真的無關聯訊號，以得到複數對第二時訊相關數據。在本步驟中，時訊符合演算的對象是每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器，以圖4A為例，即是偵測探頭20a與20b的閃爍晶體偵檢器200a和200d。請參閱圖7所示，在圖7中顯示的是閃爍晶體偵檢器200a和200d所產生對應有三個事件I4~I6的複數個第二電訊號組，本實施例中，透過三個相同時間視窗寬度的時段W4~W6以及能量來確認這些訊號是否屬於同一個正子互毀所產生的一對511keV的加馬光子所產生的一對電訊號。如是，則予以儲存記錄，如否則不予以儲存記錄。要說明的是，在另一實施例中，步驟340~341以及步驟342~343可以獨立同步進行。

【0032】再回到圖3A所示，步驟34之後，可以進一步利用圖4A所示的重建單元22來進行步驟35活度分佈重建，進而將最後活度分佈的結果轉換成影像。本步驟重建的基礎在於利用PET活度分佈做為康普吞成像的先前訊息，進而再進行康普吞影像重建。因為病患體內的質子或重離子射程途徑除產生正子發射核外，也產生瞬發加馬光子，所以正子發射核與質子或重離子劑量分佈有關，也與瞬發加馬光子分佈具相關性。故以PET活度分佈為基礎經劑量關聯處理後可做為康普吞影像重建的先前訊息。如圖3C所示，首先進行步驟350，先將步驟343所得到的第二時訊符合數據先進行前置處理，包括有偵檢器校正、偵檢器輸出的位置訊號與晶體位置產生關聯，轉換成位置與能量數據進行PET重建，得到關於正子互毀加馬光子的第一活度分佈。正子互毀加馬光子的活度分佈配合病患體內的質子或重離子射程途徑在空間中大致呈直線束的分佈狀態，其代表著根據正子互毀加馬光子所得到的帶電粒子束的入射射程狀況。接著進行步驟351將步驟350中的正子互毀加馬光子的第一活度分佈再轉換為由PET估算獲得之劑量分佈資訊。最後進行步驟352將步驟351所得到的正子互毀加馬光子的劑量分佈資訊進行關聯，也就是以步驟351的劑量分佈資訊作為步驟352的先前資訊，進行PET嵌入式康普吞影像重建，亦即將康普吞圓錐面與前述步驟351由正子互毀加馬光子的活度分佈轉換估算獲得之劑量分佈 $\bar{D}_{PET}(\hat{r})$ 進行交集，以進一步得到一第二活度分佈。

【0033】以下說明採用步驟352之原理，如圖8A與圖8B所示，圖8A為單純將代表瞬發加馬光子與偵檢器的作用位置與沉積能量的電訊號，例如，若以步驟343所得的單一事件的電訊號，例如：圖6中的Pa1與Pb1，進行前置處理，例如：包括有偵檢器校正、偵檢器輸出的位置訊號與晶體位置產生關聯，之後再進行重建以得到活度分佈圖。根據康普吞散射原理，可以從入射閃爍偵檢器的加馬光子以及散射加馬光子之間所具有的散射角，來估算出產生加馬光子的可

能起源位置。這中間的演算，可以利用時訊符合演算來進行入射和散射加馬光子的配對。從第一層以及第二層閃爍晶體偵檢器透過步驟341時訊符合演算處理而被相互關連在一起的加馬光子，根據偵測到的能量以及方程式(1)即可以得知產生加馬光子起源的可能區域。

$$\theta = \cos^{-1} \left(1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_1} - \frac{1}{E_0} \right) \right) \quad (1)$$

where $E_0 = E_1 + \Delta E_1$

其中，原始能量為 E_0 的高能加馬光子與第一層閃爍偵檢器200a及200d產生康普吞散射作用，釋放部分能量 ΔE_1 於第一層閃爍偵檢器後為 E_1 能量的康普吞散射光子。對被量測到單一的瞬發加馬射線而言，此起源點的可能位置分佈在一康普吞圓錐 (Compton cone)80表面。然而，由於康普吞圓錐80，只能知道作用位置(頂點)與散射角 θ ，因此只要是在錐面上的任何一個位置都有可能是目標物所在的位置，因此單純只有利用康普吞圓錐來推斷目標所在的位置，其不確定性仍高不利於治療射程的監控。為了解決這個問題，採用了步驟351結合步驟352的方式，亦即利用質子或重離子在病患體內射程途徑產生二次粒子—正子發射核和瞬發加馬光子，所以正子發射核與瞬發加馬光子分佈均與質子/重離子射程與劑量有關聯的特性，以PET活度分佈為基礎經劑量關聯處理後轉換成劑量分佈，來做為康普吞成像的先前訊息來重建活度分佈。在此實施例，經過步驟351之後PET影像所構成的正子發射核活度分佈 $A(\hat{r})$ 經轉換為劑量分佈 $\bar{D}_{PET}(\hat{r})$ 。轉換的方式可以採用例如濾波函數反摺積方法轉換正子發射核活度分佈為劑量分佈(S. Remmele *et. al.* 2011 Phys. Med. Biol.)，但不以此為限。如圖8B所示，其中標號81的直線束代表由PET影像所估算出的劑量空間分佈 $\bar{D}_{PET}(\hat{r})$ ，其和康普吞圓錐表面80交集構成了一兩區域82a與82b。於是有可能的瞬發加

馬光子起源位置由康普吞圓錐80表面縮小至區域82a與82b，此時最有可能的瞬發加馬光子起源位置 $p(\hat{r})$ 可以下式表示，

$$p(\hat{r}) = \cos^{-1} \left(1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_1} - \frac{1}{E_0} \right) \right) \cap \overline{D}_{PET}(\hat{r}) \quad (2)$$

於是在步驟352，經過交集之後，單一瞬發加馬光子起源可能位置分佈範圍可由原本的康普吞圓錐80表面縮小至區域82a與82b。在PET嵌入式康普吞影像重建過程中，射源可能位置分佈範圍縮小將可大大提高重建後影像的信雜比品質，這不僅可加速瞬發加馬光子影像重建收斂速度，更重要的是提升射程評估的精準度。

【0034】 在圖8B中為步驟343的第二時訊相關數據經步驟350~351之PET影像重建及劑量轉換後的分佈與步驟341的第一時訊相關數據經步驟352所形成的活度分布所交集而成的結果。由於圖4A的實施例有兩個偵測探頭20a與20b，因此對於各個偵測探頭20a與20b在步驟353之後形成如圖9所示的活度分布交集。藉由偵測探頭20a與偵測探頭20b的康普吞圓錐80和80'以及偵測探頭20a和偵測探頭20b的第一層閃爍晶體偵檢器200a與200d所構成的PET架構，其所得的活度分布及劑量轉換後的分佈81交集可以將加馬光子可能位置縮小至交集的區域，進而提升後續射程評估精準度。

【0035】 以腫瘤治療為例，因為在治療之前會進行治療計畫評估，評估腫瘤的位置、帶電粒子束應照射的角度及施予的劑量等。為了確認治療過程中，帶電粒子束在生物體內的實際射程與產生布拉格峰的位置與治療計畫預估射程的差異，因此，本發明之裝置以及方法可以在每次治療即時得到帶電粒子束的實際射程，透過驗證單元23提供顯示的資訊，可以讓使用者驗證比較治療計畫評估的射程與由步驟352產生之活度分佈所決定出之實際射程的差異，進而做

為後續治療調整該帶電粒子束照射參數之依據，進而可以達到活體治療監控與調整建議的雙重效果，提升治療的有效性並降低因射程不確定造成傷害健康組織的副作用。

【0036】前述的實施例為具有兩層閃爍晶體的實施例，在另一實施例中，可以具有三層的閃爍晶體，如圖2D所示的結構，其中設置第三層閃爍晶體偵檢器的目的在於考量康普吞散射成像的兩層閃爍晶體偵檢器偵檢器設計過於理想，因為第二層偵檢器(亦稱為吸收偵檢器)必須補獲散射光子的所有能量，才能獲得方程式(1)或方程式(2)所需的加馬光子初始能量 E_0 。然因質子治療誘發的瞬發加馬光子能量分佈範圍廣且能量高，一般能量在數個keV到10 MeV，甚至可達15 MeV。因此，實際偵測時的初始加馬光子能量未知，而散射加馬光子能量 E_1 全部被吸收偵檢器阻擋的機率有限，想藉由 E_1 及沉積於第一層偵檢器的能量 ΔE_1 的總和獲知初始加馬光子全能量 E_0 的機會不高。為了強化這個部分，在本實施例中，將偵測探頭改用三層的閃爍偵檢器設計，第三層的偵檢器僅需量測到第二個散射光子的作用位置但無需記錄第三層偵檢器的沉積能量。 θ_2 的計算可透過三個閃爍晶體偵檢器各自記錄到的入射加馬光子與散射加馬光子位置獲得，之後將所有已知能量記錄代入即可計算出入射光子源可能位置(亦即為質子與組織作用產生的瞬發加馬光子的起始位置)所在的康普吞圓錐角 θ_1 ，如方程式(3)所示。至於步驟361的PET嵌入式影像重建，在此三層閃爍偵檢器狀況下，最有可能的瞬發加馬光子起源位置 $p(\hat{r})$ 仍是透過方程式(2)計算。

$$\begin{aligned}\cos \theta_1 &= 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_1} - \frac{1}{E_0} \right) \\ \cos \theta_2 &= 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_1} \right) \\ E_0 &= E_1 + \Delta E_1 \\ E_1 &= E_2 + \Delta E_2 \\ \cos \theta_2 &= \frac{(r_1 - r_2) \cdot (r_2 - r_3)}{\|r_1 - r_2\| \|r_2 - r_3\|}\end{aligned}\tag{3}$$

【0037】此外，要說明的是，前述的實施例中，為偵測帶電粒子束所產生的瞬發加馬光子以及成對的正子互毀加馬光子。在另一實施例中，本發明的偵測裝置也可以應用在核子醫學的雙同位素(混合正子同位素與加馬光子同位素)或特殊同位素(可發射正子與加馬光子之同位素，如¹²⁴I, ⁸⁶Y, ⁸⁹Zr等)的造影等。因此，並不以偵測帶電粒子束所產生的加馬光子為限制。在本實施例中，同樣地，第一時間段偵測加馬光子，第二時間段則偵測正子互毀的加馬光子，如此第一與第二時間段交替進行，取得的電訊號在根據圖3B與圖3C的步驟進行處理，進而重建出對應的活度分佈與影像。

【0038】以上所述，乃僅記載本發明為呈現解決問題所採用的技術手段之較佳實施方式或實施例而已，並非用來限定本發明專利實施之範圍。即凡與本發明專利申請範圍文義相符，或依本發明專利範圍所做的均等變化與修飾，皆為本發明專利範圍所涵蓋。

【符號說明】

【0039】

2-加馬光子偵測裝置；20a,20b-偵測探頭；200a, 200b, 200c, 200d, 200e-閃爍晶體偵檢器；201-閃爍晶體；202-光電感測器；203-讀出電路；204-類比與數位轉換電路；205-光纖；21-訊號處理電路；22-重建單元；220-PET重建模組；221-康普吞重建模組；222-第一活度分佈資訊；223-劑量分佈資訊；224-第二活度分佈資訊；23-驗證單元；24-帶電粒子產生裝置；25-承載台；26-弧形軌道；3-加馬光子偵測方法；30~35-步驟；340~343-步驟；350~352-步驟；8-帶電粒子束；80、80'-康普吞圓錐；81-活度分布；82a、82b-區域；9-目標物；90、91-曲線；910布拉格峰；92-反應位置

【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種加馬光子偵檢裝置，包括：

複數個偵測探頭，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶體偵檢器，沿著對應的偵測探頭的軸向排列，相鄰層閃爍晶體偵檢器具有一距離，每一個偵測探頭用以擷取加馬光予以產生相應的電訊號，其中每一個偵測探頭的各層閃爍晶體偵檢器，於一第一時間段裡偵測到第一加馬光子入射的所產生的電訊號，而每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器，於一第二時間段裡偵測到成對的第二加馬光子入射的訊號；以及一訊號處理電路，與該複數個偵測探頭電性連接，用以取得關於該第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並對每一個偵測探頭所具有的複數層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊相關數據，以及取得關於該第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。

【第2項】 如申請專利範圍第1項所述的加馬光子偵檢裝置，其係更具有一重建單元，用以根據該複數對第二時訊相關數據重建一第一活度分佈，再將該第一活度分佈進行一轉換之後所得的劑量分佈，再將該劑量分佈與該複數個第一時訊相關數據相關聯以重建一第二活度分佈。

【第3項】 如申請專利範圍第1項所述的加馬光子偵檢裝置，其中該第一與成對的第二加馬光子為至少一種同位素經由一衰變作用所產生。

【第4項】 如申請專利範圍第1項所述的加馬光子偵檢裝置，其係更具有一帶電粒子產生裝置，用以產生一帶電粒子，該帶電粒子束沿一行進方向與一目標物作用時產生該第一與成對的第二加馬光子。

【第5項】 如申請專利範圍第4項所述的加馬光子偵檢裝置，其中該第一時間段為該帶電粒子啟動的時間段，每一個偵測探頭偵測該第一加馬光子，其係為瞬發加馬光子，該第二時間段為該帶電粒子關閉的時間段，每一個偵測探頭偵測該成對的第二加馬光子，其係為成對的正子互毀加馬光子。

【第6項】 如申請專利範圍第4項所述的加馬光子偵檢裝置，其中該帶電粒子束為質子或重離子。

【第7項】 如申請專利範圍第1項所述的加馬光子偵檢裝置，其中該複數個探頭可獨立地以一中心位置進行轉動或相對移動，以改變偵測位置。

【第8項】 如申請專利範圍第1項所述的加馬光子偵檢裝置，其中每一層閃爍晶體偵檢器更包括有：

一閃爍晶體；

一光電感測器，與該閃爍晶體耦接，用以將閃爍晶體所產生的光訊轉換成電訊號；以及

一讀出電路，包含前置放大電路，其係與該光電感測器電訊連接。

【第9項】 如申請專利範圍第8項所述的加馬光子偵檢裝置，其中該閃爍晶體係透過光纖與該光電感測器耦接。

【第10項】 一種加馬光子偵測方法，其係包括有下列步驟：

提供一加馬光子偵檢裝置，其係具有複數個偵測探頭以及與該複數個偵測探頭電性連接之一訊號處理電路，每一個偵測探頭具有複數層閃爍晶

體偵檢器，沿著對應的偵測探頭的軸向排列，相鄰層閃爍晶體偵檢器具有一距離；

使該複數個偵測探頭偵測一目標物所產生的加馬光子，其中每一個偵測探頭的各層閃爍晶體偵檢器，於一第一時間段裡偵測到第一加馬光子入射的所產生的電訊號，而每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器，於一第二時間段裡偵測到成對的第二加馬光子入射的訊號；

取得關於該第一時間段中每一個偵測探頭所產生之電訊號，並對每一個偵測探頭所具有的複數層鄰閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行第一時訊符合演算，以得到對應複數個偵測探頭的複數個第一時訊相關數據；以及

取得關於該第二時間段中該每一個偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號，並對進行一第二時訊符合演算，以得到複數對第二時訊相關數據。

【第11項】 如申請專利範圍第10項所述的加馬光子偵測方法，其係更包括有使用一重建單元根據該複數對第二時訊相關數據重建一第一活度分佈，再將該第一活度分佈進行一轉換之後所得的劑量分佈，再將該劑量分佈與該複數個第一時訊相關數據相關聯以重建一第二活度分佈的步驟。

【第12項】 如申請專利範圍第10項所述的加馬光子偵測方法，其中該第一與成對的第二加馬光子為至少一種同位素經由一衰變作用所產生。

【第13項】 如申請專利範圍第10項所述的加馬光子偵測方法，其中該第一與成對的第二加馬光子為一帶電粒子束沿一行進方向與一目標物作用所產生，該帶電粒子束的一照射參數對應一最大射程評估位置。

【第14項】如申請專利範圍第13項所述的加馬光子偵測方法，其中該第一時間段為該帶電粒子啟動的時段，每一個偵測探頭偵測該第一加馬光子，其係為瞬發加馬光子，該第二時間段為該帶電粒子關閉的時段，每一個偵測探頭偵測該成對的第二加馬光子，其係為成對的正子互毀加馬光子。

【第15項】如申請專利範圍第13項所述的加馬光子偵測方法，其中該帶電粒子束為質子或重離子。

【第16項】如申請專利範圍第14項所述的加馬光子偵測方法，其中於該第一時間段擷取電訊號更包括有下列步驟：

於每一偵測探頭中之複數層閃爍晶體偵檢器，分別偵測關於該瞬發加馬光子及其散射加馬光子的兩個事件；以及
對同一偵測探頭中的複數層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行處理，以得到關於該複數層閃爍晶體偵檢器的複數個第一數位電訊號。

【第17項】如申請專利範圍第16項所述的加馬光子偵測方法，其中於該第一時間符合演算更包括有下列步驟：

取得關於該複數層閃爍晶體偵檢器的複數個第一數位電訊號；以及
以一時間視窗依序比較每一個偵測探頭中的複數層閃爍晶體偵檢器所
分別產生的複數個第一數位電訊號，如果不同層閃爍晶體偵檢器的第一
數位訊號之時間差，如落在設定的符合時間視窗內，表示該不同
層閃爍晶體偵檢器測量所得第一數位訊號來自於第一層閃爍晶體偵
檢器作用的加馬光子。

【第18項】如申請專利範圍第14項所述的加馬光子偵測方法，其中該第二時間段擷取電訊號更包括有下列步驟：

於每一偵測探頭中之一第一層閃爍晶體偵檢器，分別偵測該正子互毀加馬光子事件；以及

對每一偵測探頭中的第一層閃爍晶體偵檢器所產生的電訊號進行處理，以得到關於每一第一層閃爍晶體偵檢器的複數個第二數位電訊號。

【第19項】如申請專利範圍第18項所述的加馬光子偵測方法，其中於該第二時訊符合演算更包括有下列步驟：

取得關於不同偵測探頭之第一層閃爍晶體偵檢器的複數個第二數位電訊號；以及

以一時間視窗依序比較每一個偵測探頭中的第一層閃爍晶體偵檢器所分別產生的複數個第二數位電訊號，如果不同的偵測探頭中的第一層閃爍晶體偵檢器所分別產生的第二數位電訊號時間差落在設定的符合時間視窗內且在該時間視窗內的第二數位電訊號其能量在預設的能量範圍內，表示每一第一層閃爍晶體偵檢器測量所得第二數位電訊號來自同一正子互毀所產生的加馬光子對。

【發明圖式】

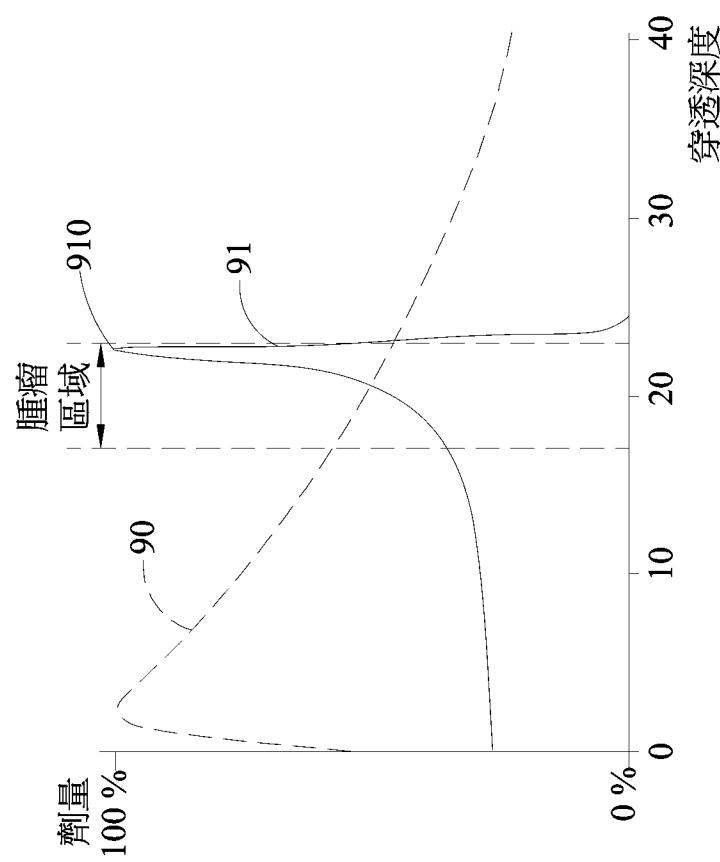


圖 1

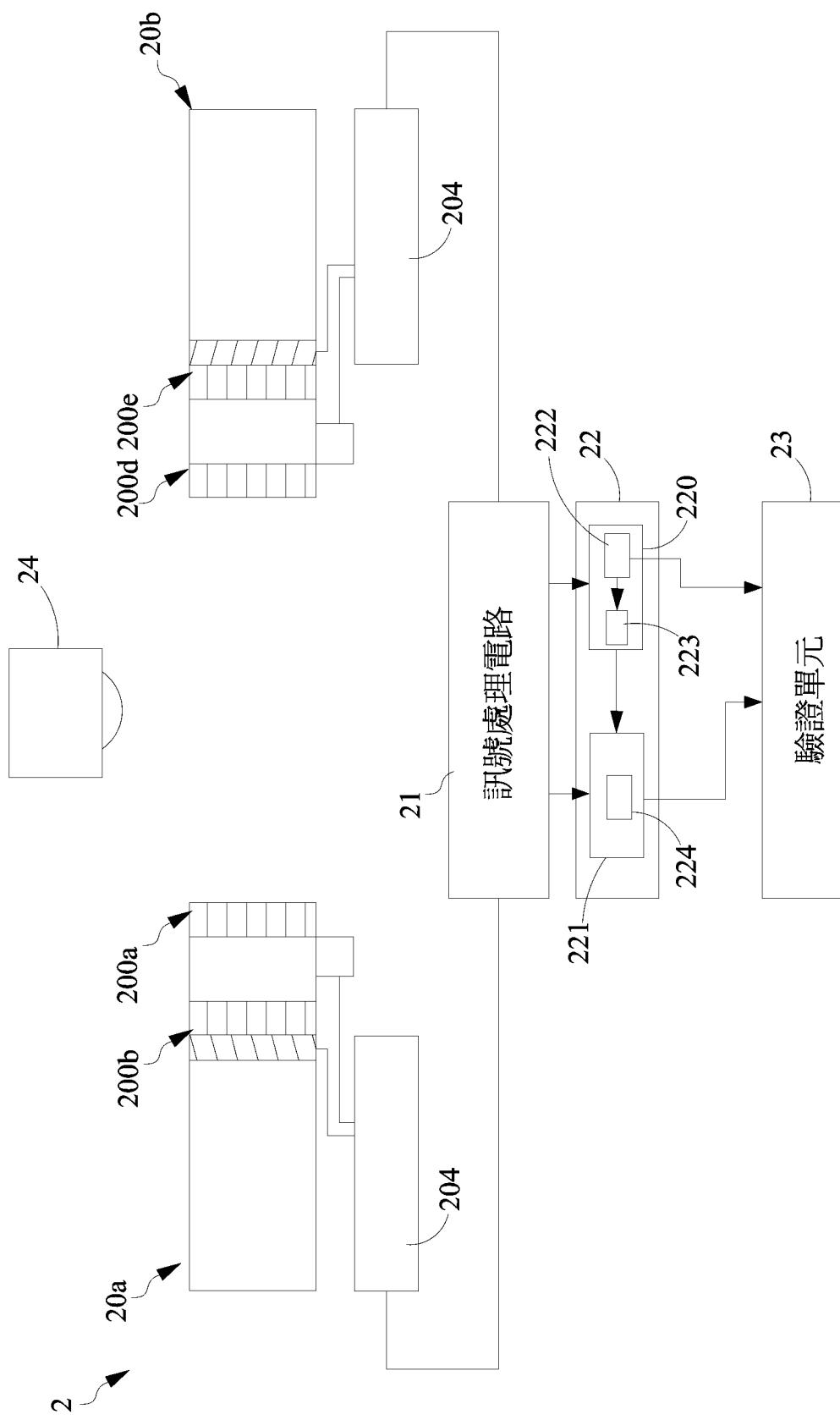


圖 2A

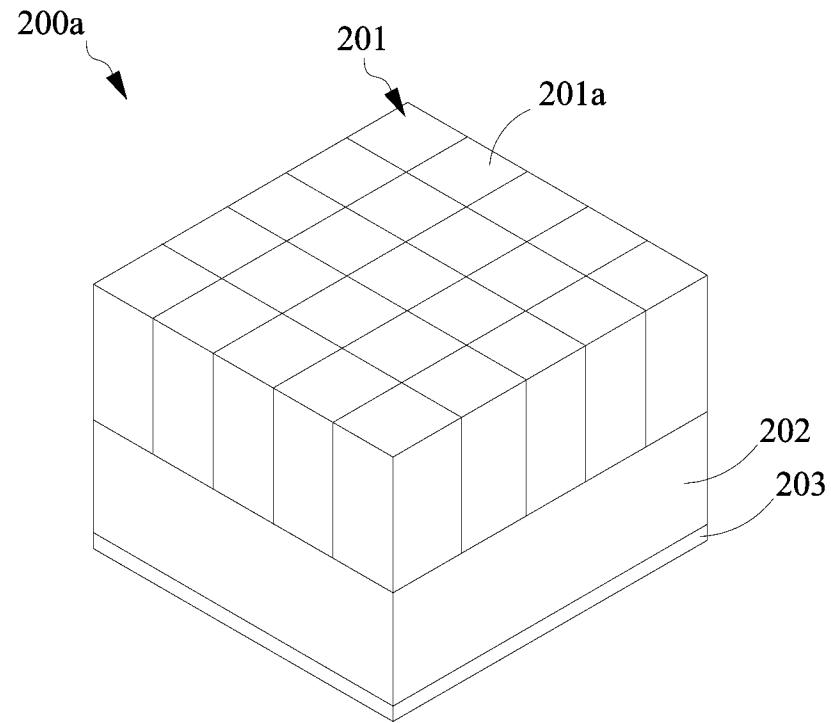


圖 2B

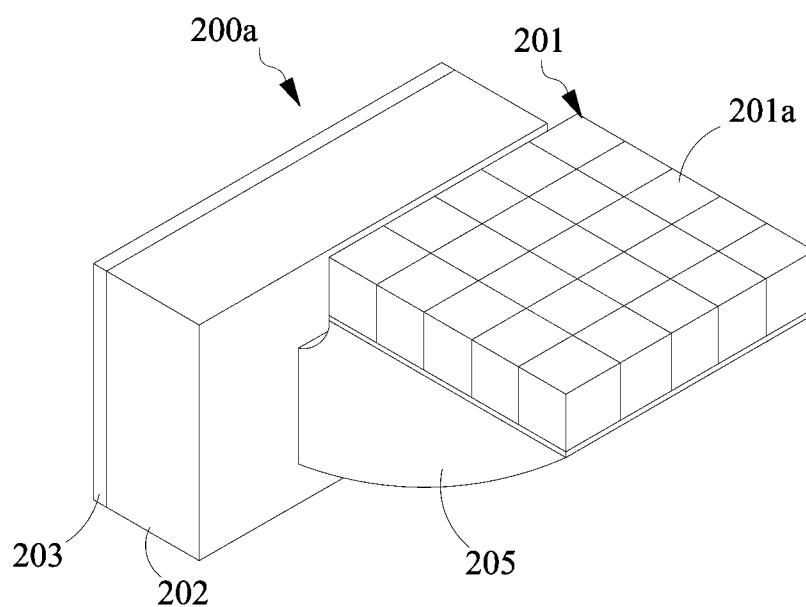


圖 2C

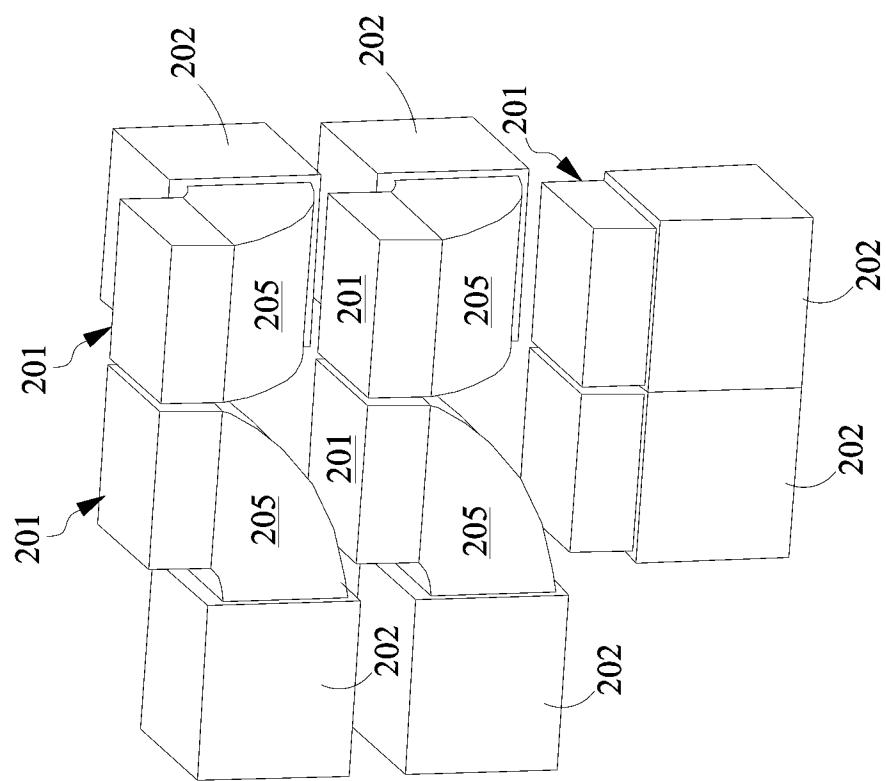


圖 2D

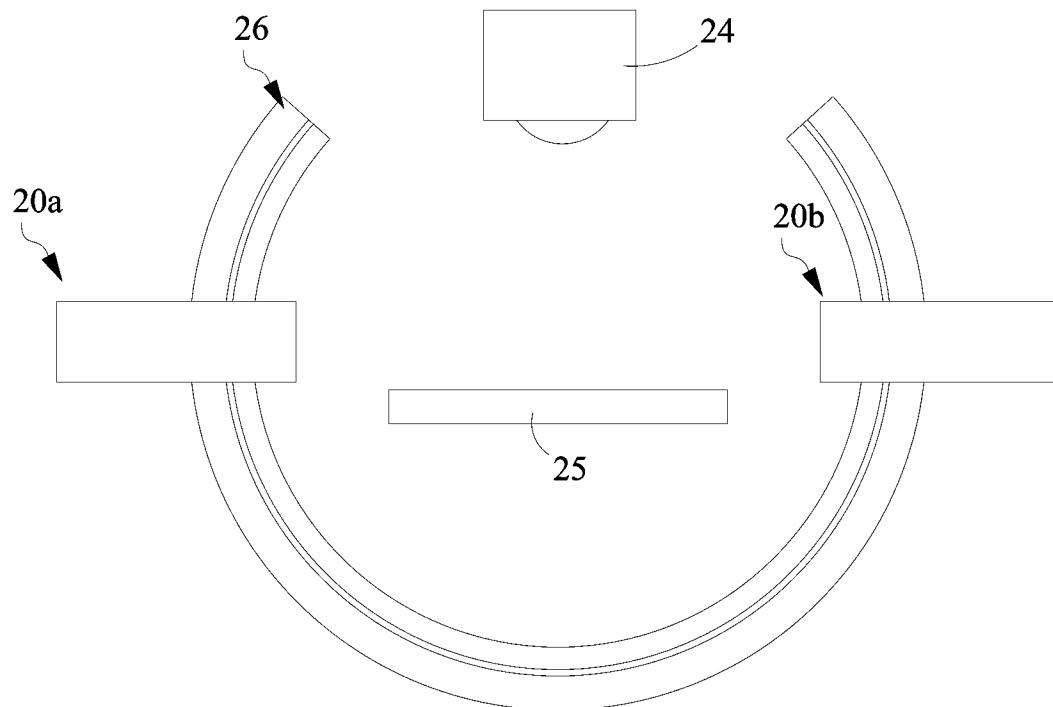


圖 2E

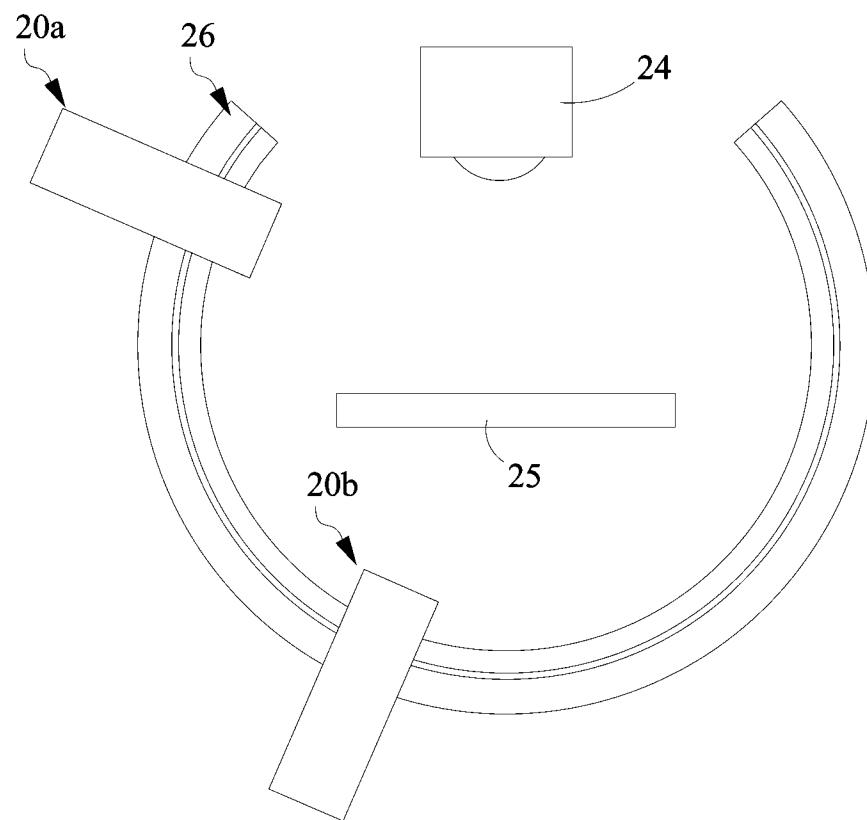


圖 2F

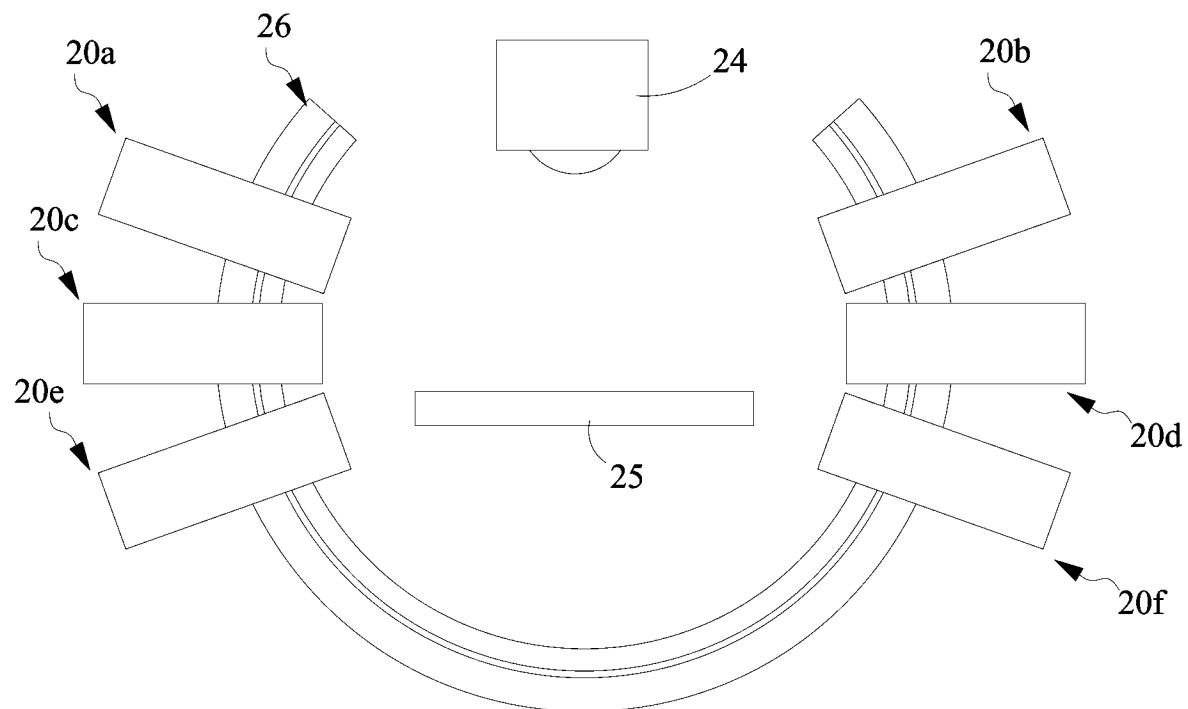


圖 2G

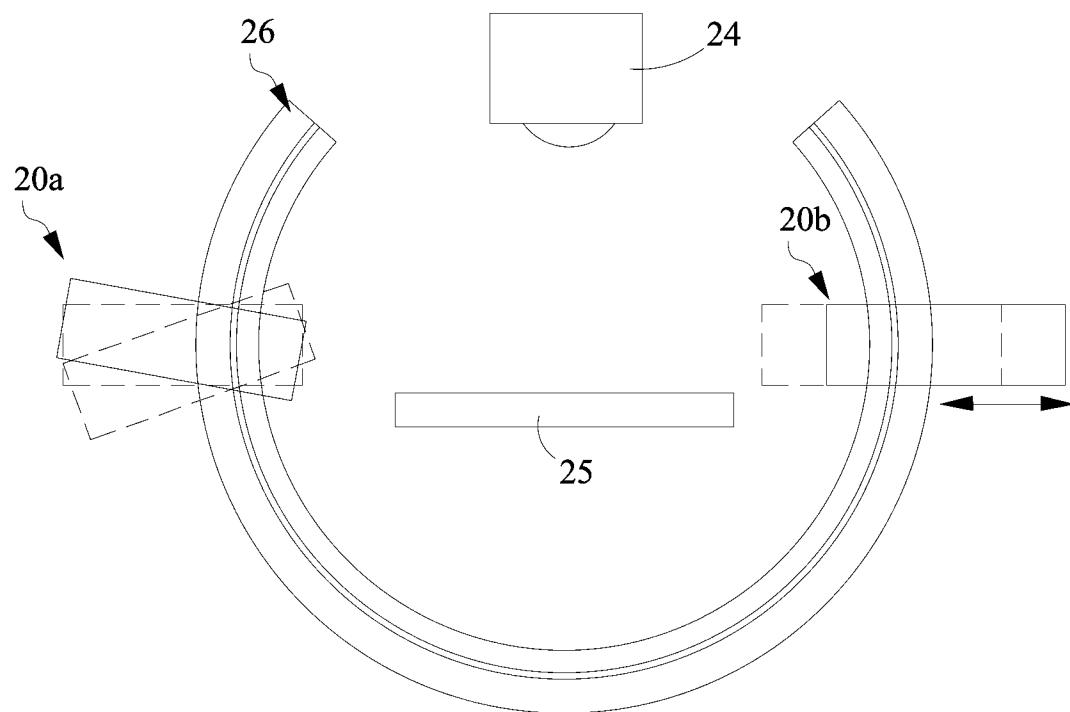


圖 2H

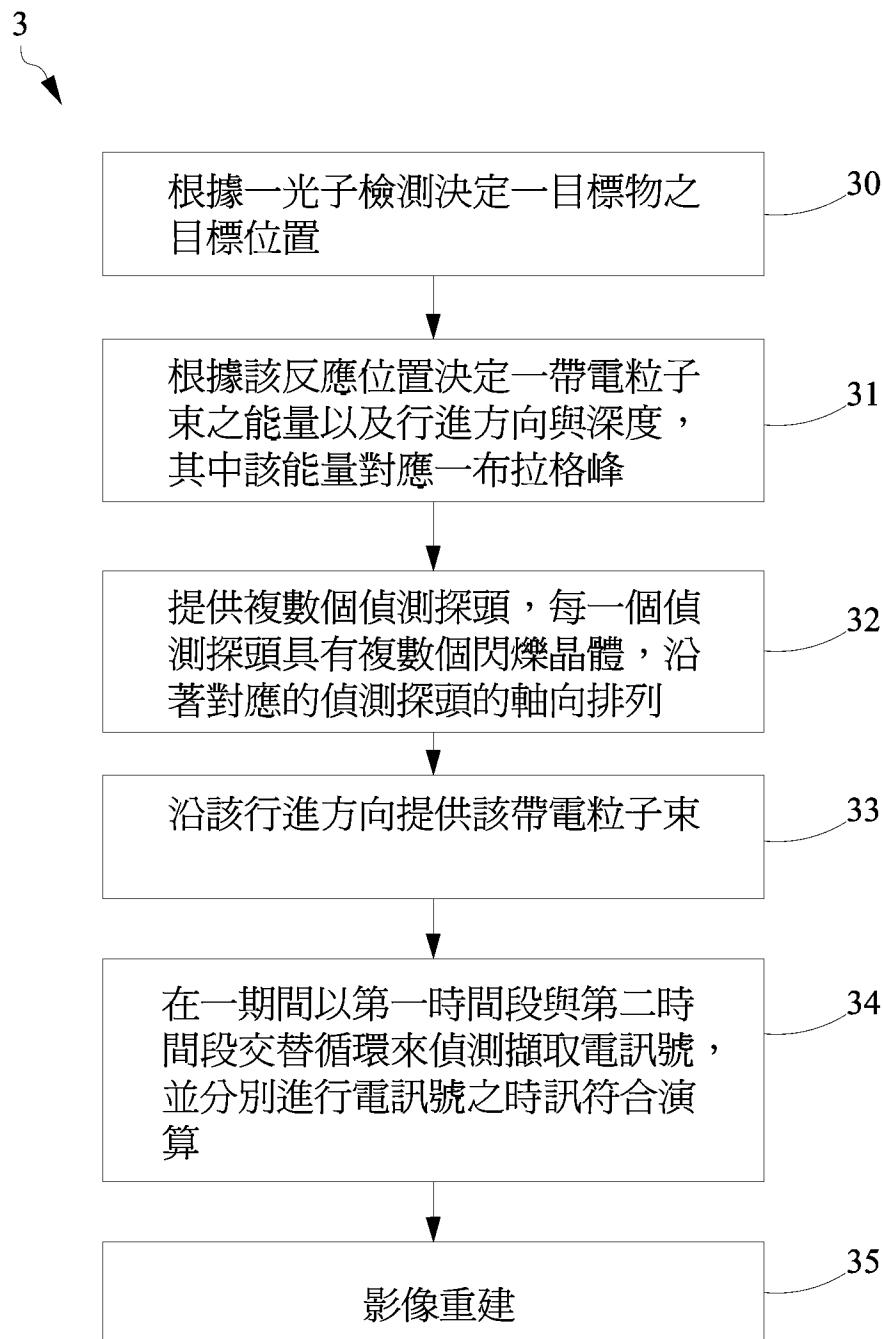


圖 3A

34



340

在第一時間段中獨立的擷取每一
個偵測探頭所產生的電訊號，形
成複數個第一電訊號組

341

取得關於該第一時間段中每一個偵
測探頭所產生之電訊號，並對每一
個偵測探頭所具有的複數個鄰閃爍
晶體偵檢器所產生的電訊號進行第
一時訊符合演算，以得到對應複數
個偵測探頭的複數個第一時訊相關
數據，並進行儲存

342

在第二時間段中擷取每一個偵測
探頭的第一層閃爍晶體偵檢器所
產生的電訊號，形成複數個第二
電訊號組

343

取得關於該第二時間段中該每一個
偵測探頭的第一層閃爍晶體偵檢器
所產生的電訊號，並對進行一第二
時訊符合演算，以得到複數對第二
時訊相關數據，並進行儲存

圖 3B

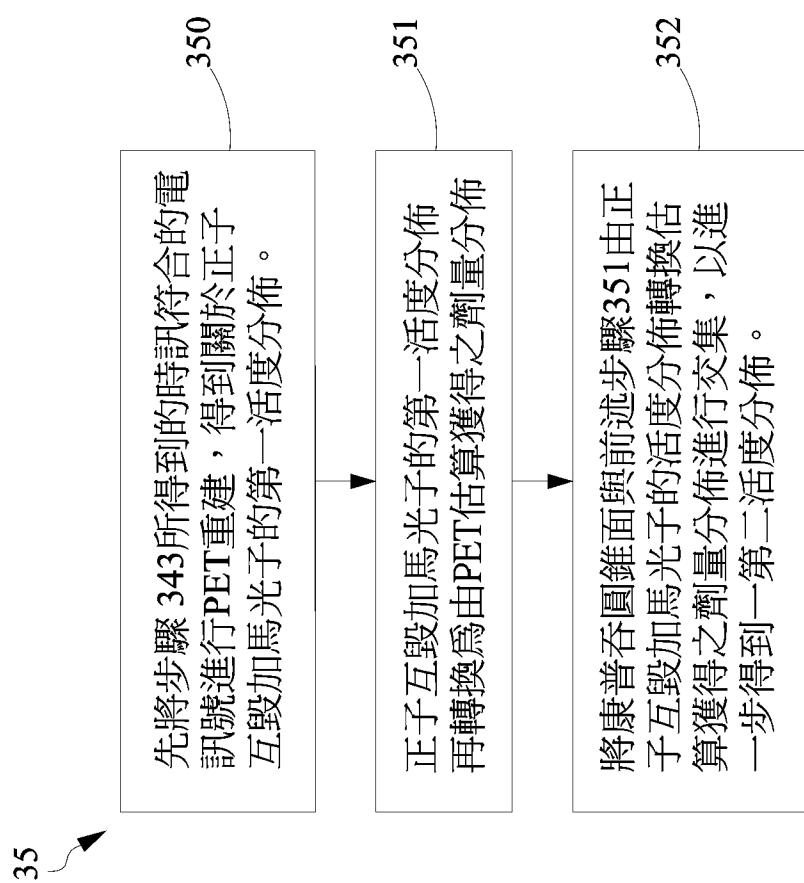


圖 3C

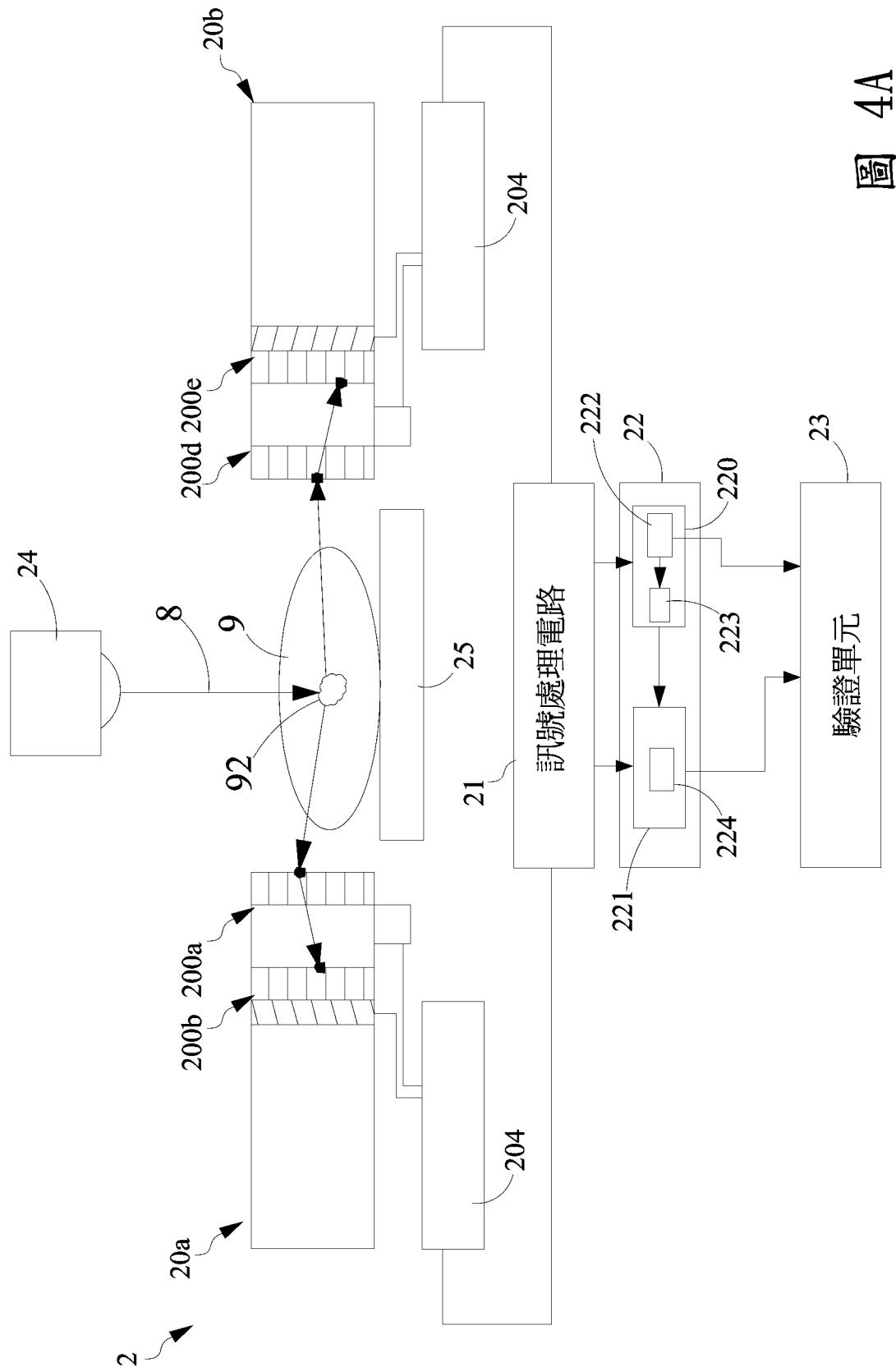
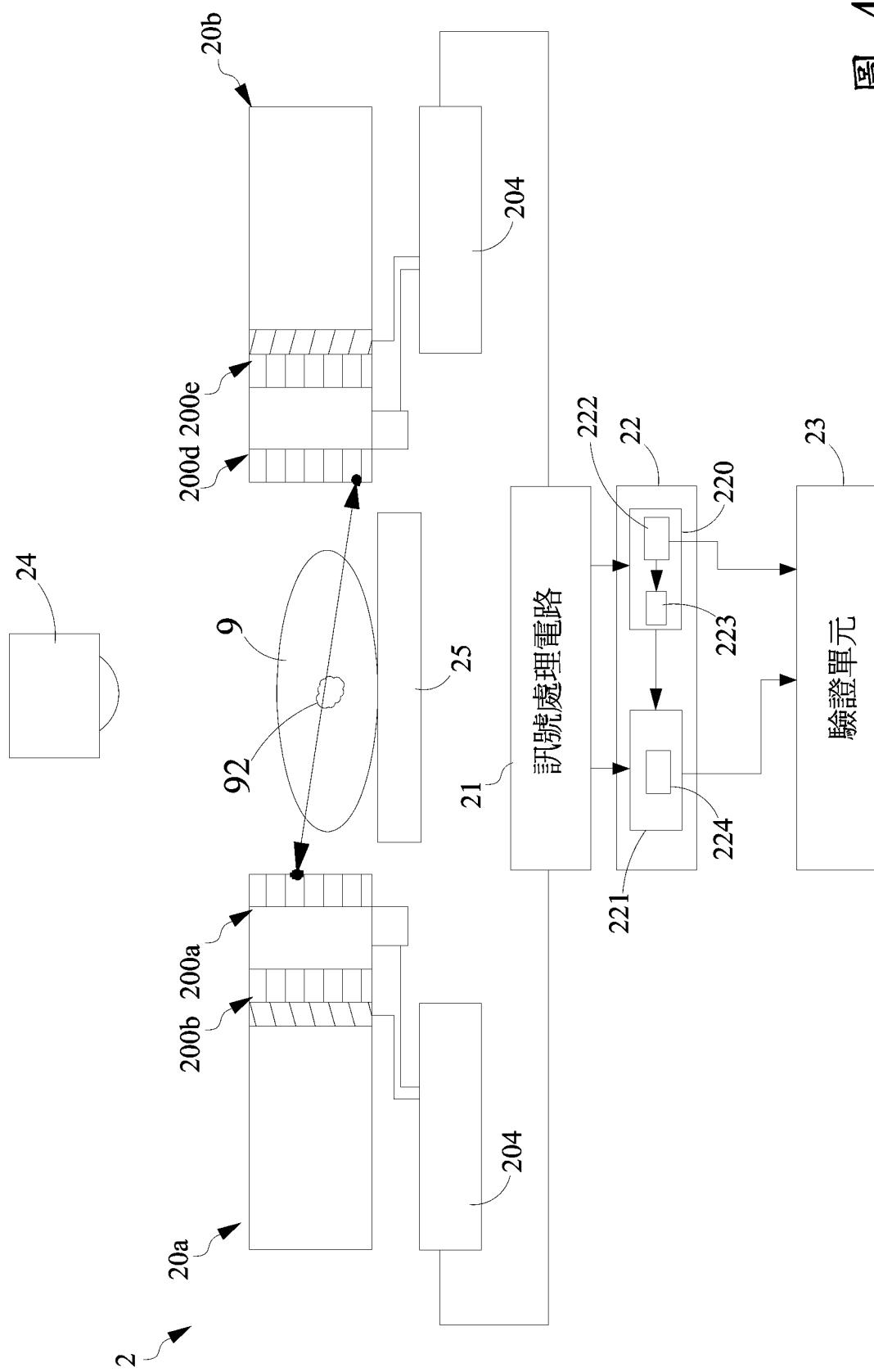


圖 4B



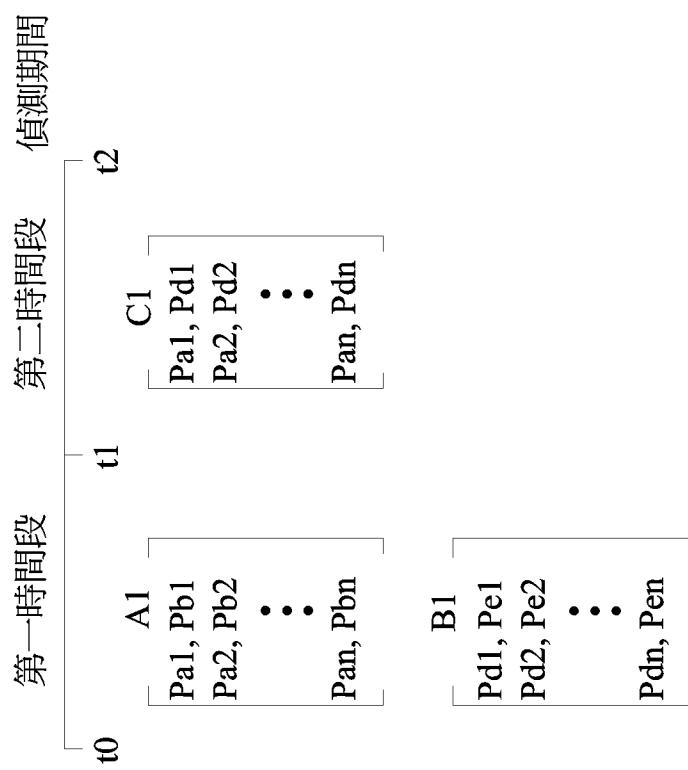


圖 5

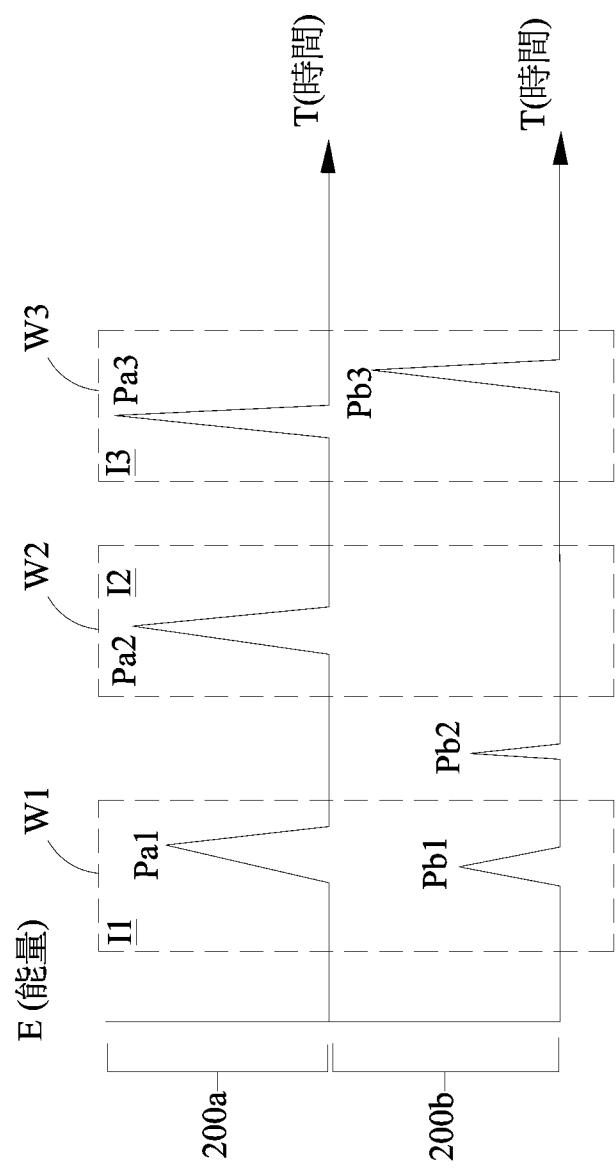


圖 6

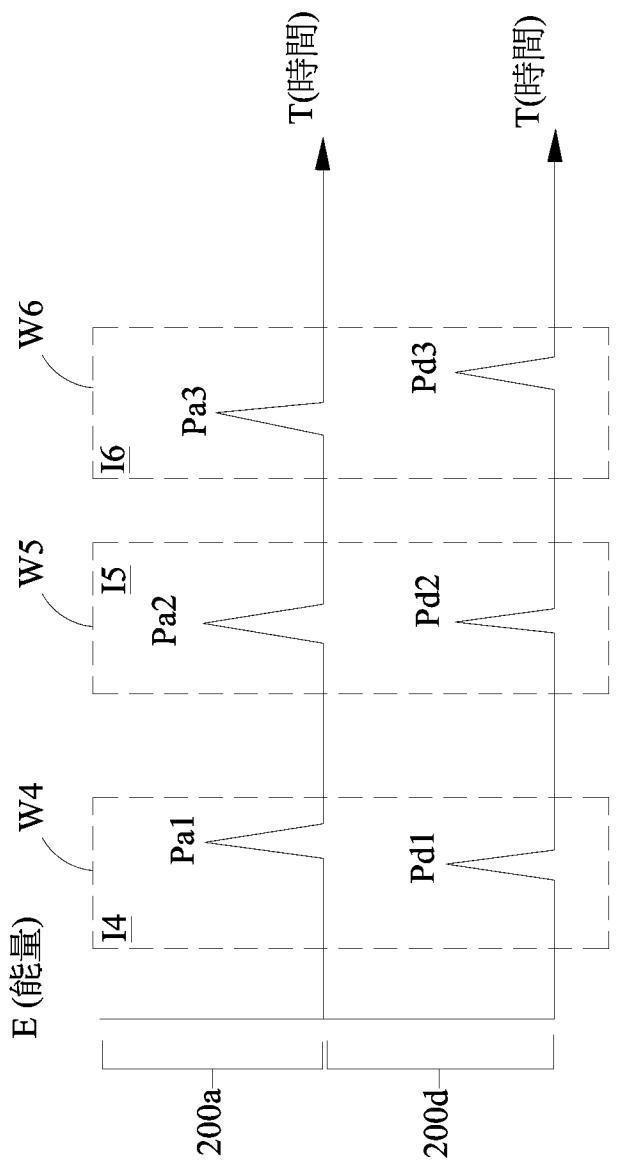


圖 7

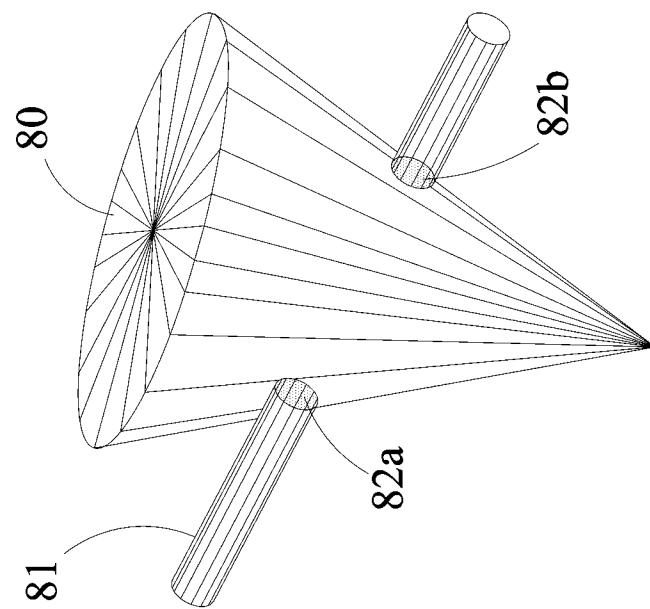


圖 8B

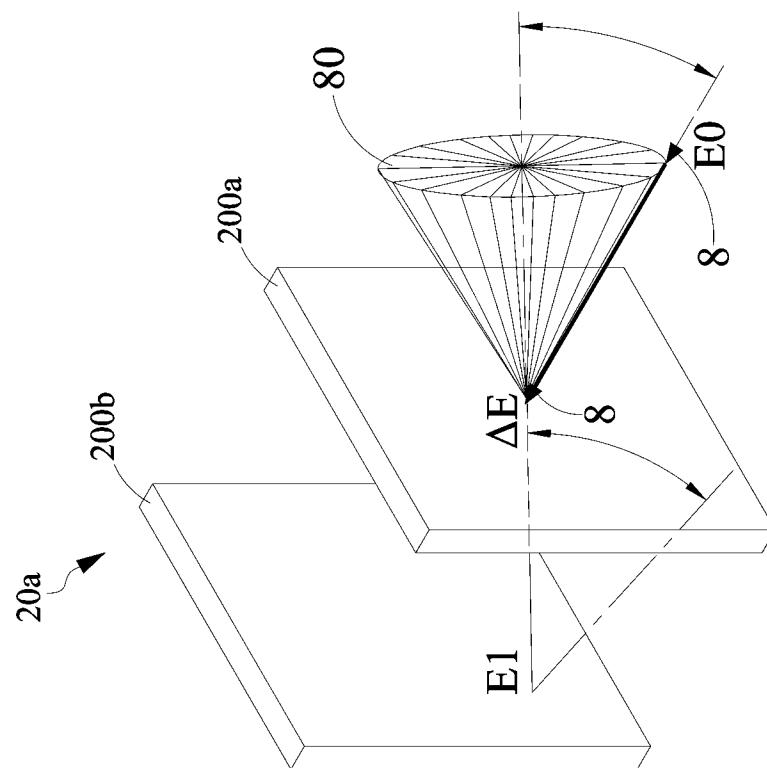


圖 8A

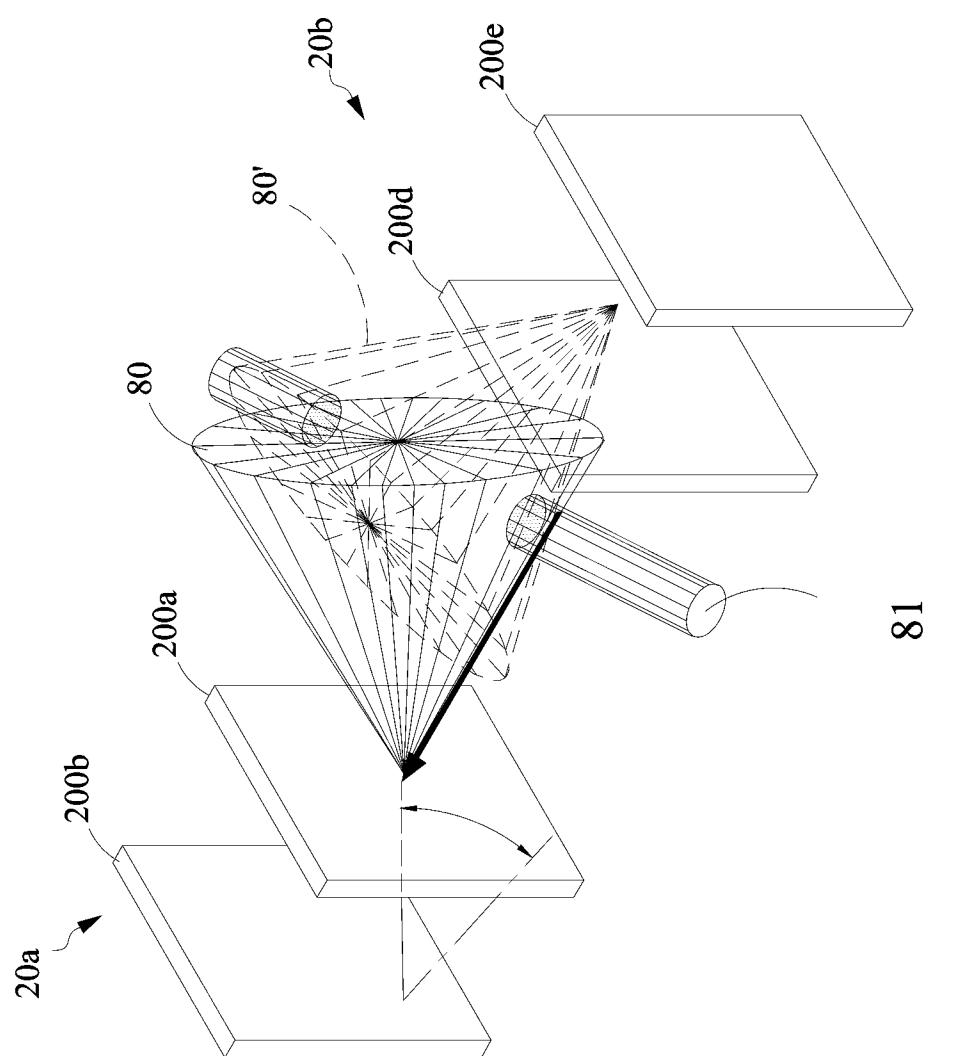


圖 9