



(21)申請案號：100146129

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 12 月 14 日

(51)Int. Cl. : A61B8/13 (2006.01)

(71)申請人：國立交通大學(中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市大學路 1001 號

(72)發明人：方偉騏 FANG, WAI CHI (TW)；陳殿河 CHEN, TIEN HO (TW)；康適 KANG, SHIH (TW)；吳世揚 WU, SHIH YANG (TW)；鄭敬儒 CHENG, CHING JU (TW)

(74)代理人：陳昭誠

(56)參考文獻：

US 2008/0154126A1

Shih Kang; Shih-Yang Wu; Yuan-Huang Hsu; Fu, C.; Wai-Chi Fang, "A VLSI design of singular value decomposition processor for portable continuous-wave diffusion optical tomography systems", Life Science Systems and Applications Workshop (LiSSA), 2011 IEEE/NIH, 7-8 April 2011, pages 100-103.

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：4 共 25 頁

(54)名稱

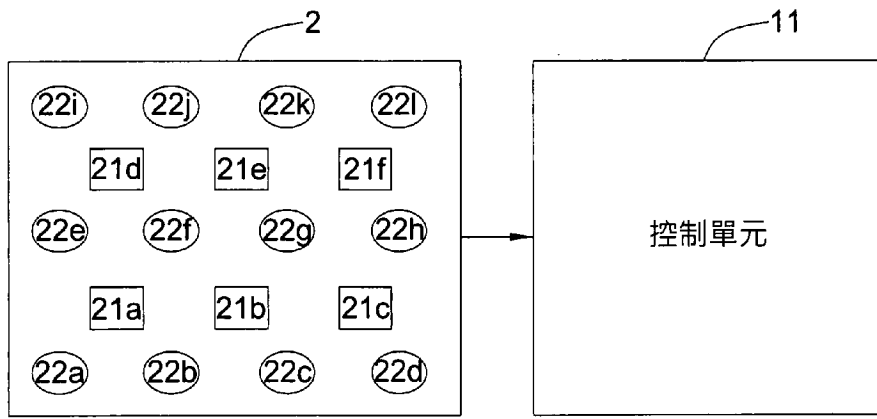
用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統及其運作方法

A CONTROLLING AND SENSING SYSTEM FOR DIFFUSION OPTICAL TOMOGRAPHY AND AN OPERATIVE METHOD THEREOF

(57)摘要

一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統及其運作方法，該控制感測系統包括控制單元及具有複數個光源和偵測器的感測電路，其中，每一光源的周圍係配設有對應的預定數量個偵測器，且複數個光源彼此的相對位置、複數個偵測器彼此的相對位置、各偵測器與各光源的相對位置係具有預定的距離。控制單元令複數個光源分別對一待測物發射光線，使待測物與光線反應以產生複數個光訊號，並令對應各該光源的預定數量個偵測器分別接收該些光訊號，並將該些光訊號傳輸至控制單元。藉此降低控制感測系統的複雜度，並達到微型化及低成本之功效。

A controlling and sensing system for diffusion optical tomography and an operative method are provided. The controlling and sensing system comprises a control unit and a sensing circuit having a plurality of light sources and light sensors, wherein a predetermined number of light sensors are disposed around and corresponding to each of the light sources. The interval between the light sources, the interval between the light sensors, as well as the interval between each of the light sources and the corresponding light sensors are predetermined. The control unit is arranged for controlling lights emission from the light sources to an object. The light sensors corresponding to each of the light sources are arranged for receiving light signals derived from the interaction between the object and the lights, as well as transmitting the light signals to the control unit. According to the present invention, the controlling and sensing system performs miniaturized, low-cost, and low-complex effect.



- 11 . . . 控制單元
- 2 . . . 感測電路
- 21a、21b、21c、
21d、21e、21f . . .
光源
- 22a、22b、22c、
22d、22e、22f . . .
偵測器
- 22g、22h、22i、
22j、22k、22l . . .
偵測器

第 1 圖

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：100146129

※申請日：100.12.14 ※IPC分類：A61B 8/13 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統及其運作方法

A CONTROLLING AND SENSING SYSTEM FOR DIFFUSION OPTICAL TOMOGRAPHY AND AN OPERATIVE METHOD THEREOF

二、中文發明摘要：

一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統及其運作方法，該控制感測系統包括控制單元及具有複數個光源和偵測器的感測電路，其中，每一光源的周圍係配設有對應的預定數量個偵測器，且複數個光源彼此的相對位置、複數個偵測器彼此的相對位置、各偵測器與各光源的相對位置係具有預定的距離。控制單元令複數個光源分別對一待測物發射光線，使待測物與光線反應以產生複數個光訊號，並令對應各該光源的預定數量個偵測器分別接收該些光訊號，並將該些光訊號傳輸至控制單元。藉此降低控制感測系統的複雜度，並達到微型化及低成本之功效。

三、英文發明摘要：

A controlling and sensing system for diffusion optical tomography and an operative method are provided. The controlling and sensing system comprises a control unit and a sensing circuit having a plurality of light sources and light sensors, wherein a predetermined number of light sensors are disposed around and corresponding to each of the light sources. The interval between the light sources, the interval between the light sensors, as well as the interval between each of the light sources and the corresponding light sensors are predetermined. The control unit is arranged for controlling lights emission from the light sources to an object. The light sensors corresponding to each of the light sources are arranged for receiving light signals derived from the interaction between the object and the lights, as well as transmitting the light signals to the control unit. According to the present invention, the controlling and sensing system performs miniaturized, low-cost, and low-complex effect.

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：

11	控制單元
2	感測電路
21a、21b、21c、21d、21e、21f	光源
22a、22b、22c、22d、22e、22f	偵測器
22g、22h、22i、22j、22k、22l	偵測器

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無化學式。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關一種控制感測系統及其運作方法，詳而言之，係有關於一種利用光學斷層掃描技術之對標的物發射光線並感測之系統及其運作方法。

【先前技術】

目前腫瘤的醫學領域中，主要以擴散式光學斷層掃描(Diffusion Optical Tomography; DOT)技術來進行診斷，此是由於擴散式光學斷層掃描技術具有非侵入性以及即時顯影之特性，且不會造成病人傷痛並可即時輸出影像，因而廣泛使用於胸腔或腦部腫瘤之診斷上。

具體而言，擴散式光學斷層掃描係利用身體組織或腫瘤對於特殊波長的光線產生選擇性吸收、反射或折射等光學特性，來辨識人體內部組織或構造的差異。例如，近紅外光對於含氧和非含氧的血紅素濃度有明顯吸收差異，因而可利用此近紅外光的特性來進行血液流向、血液容積與含氧濃度的飽和度等臨床實驗，亦可用於前述身體組織或腫瘤的判別。因此，將近紅外光應用於擴散式光學斷層掃描，使其具更大效益，同時可擴展擴散式光學斷層掃描的應用範圍。

近年來，隨著研究成果與製程技術上的發展，擴散式光學斷層掃描得以快速地針對影像重建的結果進行運算，使得診斷結果變得既安全又可靠。惟，目前的擴散式光學斷層掃描技術大多以一大型工作機台來實現，不僅佔據空

間更增加耗電功率，其中，關於發射近紅外光線及偵測身體組織或腫瘤所回應之光訊號之電路，往往為了發射更多的光線或感測更多的回應光訊號而配置有多個光源和偵測器，但這些光源和偵測器的配置複雜，難以在有限的電路空間中達到良好的偵測效果。

此外，關於擴散式光學斷層掃描之後所需要的影像重建技術，往往為了達到影像高解析度的要求，必須針對斷層掃描的結果進行龐大的矩陣運算，然而大量的矩陣運算會造成顯影時間過長以及系統體積過於龐大，導致無法達到即時掃描即時顯影之需求。

【發明內容】

鑑於上述習知技術之種種缺失，本發明提供光學斷層掃描用之控制感測系統及其運作方法，可降低系統複雜度及達到微型化、即時顯影之需求。

本發明提供一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，係包括：控制單元，係用以發出控制命令；以及感測電路，係電性連接於該控制單元，該感測電路包括：複數個光源，係用以根據該控制命令，分別對一待測物發射光線，使該待測物與該些光線反應而產生複數個光訊號；及複數個偵測器，係用以根據該控制命令，分別接收該複數個光訊號，以將該複數個光訊號傳輸至該控制單元，其中，該複數個偵測器彼此的相對位置、該複數個光源彼此的相對位置、該複數個偵測器與該複數個光源的相對位置係具有預定距離。

所述之感測電路復可包括多工器和解多工器，該多工器用以根據該控制單元的控制命令，致能該複數個光源中的特定者對該待測物發射光線，而該解多工器係用以根據該控制單元的控制命令，致能該複數個偵測器的特定者接收該待測物與該光線反應所產生的光訊號並傳輸至該控制單元。

此外，該複數個光源係以陣列排列，且該複數個光源的每一者的周圍係配置有對應的預定數量個偵測器，該待測物與該光線反應所產生的複數個光訊號係表示該待測物中不同區域之生理訊號。

其次，本發明提供一種控制感測系統之運作方法，該控制感測系統包括控制單元及具有複數個光源及偵測器的感測電路，且該複數個光源的每一者係對應有預定數量個偵測器，該控制感測系統之運作方法係包括以下步驟：(1)令該控制單元發出控制命令；及(2)令該複數個光源根據該控制命令分別對一待測物發射光線，使該待測物與光線反應而產生複數個光訊號，並於該複數個光源分別對該待測物發射光線時，該控制單元令對應各該光源的預定數量個偵測器接收該待測物所產生的複數個光訊號，以將該所接收之光訊號傳輸至控制單元。

上述之步驟(2)中復包括：(2-1)令該控制單元判斷所接收到的光訊號數量是否達該預定數量；若該控制單元所接收到的光訊號數量尚未達該預定數量時，令對應各該光源的預定數量個偵測器繼續接收該待測物與該光線反應所

產生的光訊號並傳輸至控制單元，直到該控制單元所接收到的光訊號數量達到該預定數量為止；以及(2-2)令該控制單元判斷該複數個光源的全部是否均已對該待測物發射光線；若該複數個光源尚未全部對該待測物發射光線，則令該複數個光源中尚未發射光線者對該待測物發射光線，直到令該複數個光源的全部均已對該待測物發射光線為止。

相比於先前技術，本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統及其運作方法，其感測電路由於光源和偵測器的特殊配置，可達到低成本和微小化之目標，並藉由控制單元的命令分別對待測物發射光線及感測光訊號，以供控制單元便於進行後續之擴散式光學斷層掃描技術之影像處理。

【實施方式】

以下係藉由特定的實施例說明本發明之實施方式，熟悉此技術之人士可由本說明書所揭示之內容輕易地瞭解本發明之其他優點與功效。本發明亦可藉由其他不同的具體實施例加以施行或應用。

須說明的是，本說明書所附圖式所繪示之結構、比例、大小、數量等，均僅用以配合說明書所揭示之內容，以供熟悉此技藝之人士之瞭解與閱讀，並非用以限定本發明可實施之限定條件，故不具技術上之實質意義，任何結構之修飾、比例關係之改變或大小之調整，在不影響本發明所能產生之功效及所能達成之目的下，均應仍落在本發明所揭示之技術內容得能涵蓋之範圍內。同時，本說明書

中所引用之如“複數個”及“預定數量個”等之用語，亦僅為便於敘述之明瞭，而非用以限定本發明可實施之範圍，其相對關係之改變或調整，在無實質變更技術內容下，當亦視為本發明可實施之範疇。

請參閱第 1 圖，其概略繪示本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統的方塊圖。

如第 1 圖所示，控制感測系統包括控制單元 11 及與控制單元 11 電連接的感測電路 2。

控制單元 11 係用以對感測電路 2 發出控制命令。控制單元 11 具體實施時係設於一晶片上。

感測電路 2 包括複數個光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 和複數個偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l。

光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 係用以根據該控制命令，分別對一待測物發射光線。該待測物通常係指人類組織，例如腫瘤。所發射的光線為近紅外光的連續波，其波長可例如 735nm 或 890nm。需說明的是，光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 無須同時發射光線，可根據控制單元 11 的控制命令來分別發出光線。另外，光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 於一次擴散式光學斷層掃描程序中皆發出相同波長的光線。

偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 係用以根據該控制命令，分別接收該待測物與光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 所發射

之複數個光線反應而產生的光訊號，並傳輸至該控制單元 11。該些光訊號係代表該待測物不同區域對該光線的吸收、反射、折射、擴散或漫射等的生理資訊。

感測電路 2 具體實施時係製程於一面積約 $4 \times 6 \text{cm}^2$ 大的可撓性電路板(Flexible Print Circuit; FPC)上，如第 1 圖所示，該可撓性電路板上具有 6 個光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 及 12 個偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l，其係以方陣方式穿插著排列，其中，1 個光源(以光源 21a 為例)的周圍配置有 4 個偵測器 22a、22b、22f 和 22e，且在光源 21a 和 21b 之間的兩個偵測器 22b 和 22f 為共用的。此外，偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 和光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 皆設置於該可撓性電路板之朝向該待測物的一面。偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 彼此的相對距離、光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 彼此的相對距離、偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 及 22l 和光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 的相對距離係具有一預定值。例如，偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 彼此的相對距離可為 2cm，光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 彼此的相對距離可為 2cm，而各光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 和對應的各偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 的相對距離可為 1.414cm。

其次，感測電路 2 復可包括多工器和解多工器(此圖未顯示)，其可設置於該可撓性電路板之遠離該待測物的一面。該多工器用以根據該控制單元的控制命令，致能光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 中的特定者，對該待測物發射光線。該解多工器用以根據該控制單元的控制命令，致能偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 和 22l 的特定者，接收該待測物所產生的光訊號，並傳輸至控制單元 11。

該可撓性電路板可貼覆於使用者身上，以對身體組織或腫瘤發射近紅外光線。

由第 1 圖及其說明得以瞭解，本發明提供一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，主要在一可撓性電路板上，設計有以陣列式布局之複數個光源和偵測器，且其係具有一定的數量、預定的位置和預定的相對距離。因此，可降低感測電路的複雜度，以在最小元件面積的範圍內達到較少光源且感測較多光訊號之目標，並減少成本。

再者，用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統的運作方法為：首先，控制單元 11 發出控制命令。接著，根據該控制命令，光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 分別對待測物發射光線，且於光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 分別對該待測物發射光線時，控制單元 11 令對應各該光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 的預定數量個偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 或 22l 接收該待測物與光線反應所產生的光訊

號，以將所產生之光訊號傳輸至控制單元 11。

其次，於光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 發射光線且偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 或 22l 感測光訊號的階段中，控制單元 11 會進行對所接收到的光訊號數量是否達該預定數量之判斷。若控制單元 11 所接收到的光訊號數量尚未達該預定數量時，令對應各該光源的預定數量個偵測器 22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k 或 22l 繼續接收該待測物與光線反應所產生的光訊號並將該所產生之光訊號傳輸至控制單元 11，直到該控制單元 11 所接收到的光訊號數量達到該預定數量為止。另外，該控制單元 11 復會進行光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 是否全部均已對該待測物發射光線之判斷。若光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 尚未全部對該待測物發射光線，則令光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 中尚未發射光線者，對該待測物發射光線，直到令光源 21a、21b、21c、21d、21e 及 21f 均已對該待測物發射光線為止。

本發明之控制感測系統之具體實施方式係示如第 2 圖。於步驟 S201 中，令光源對一待測物發射光線，使待測物與光線反應而產生光訊號。於步驟 S202 中，令對應該光源之預定數量個偵測器，分別感測該待測物所產生的光訊號。於步驟 S203 中，令各該偵測器分別傳輸各自所接收的光訊號至控制單元。於步驟 S204 中，令該控制單元判斷所接收之光訊號是否達到預定數量個。若是，進至步驟

S205；若否，則返回步驟 S202。於步驟 S205 中，令該控制單元判斷全部的光源是否已均對該待測物發射光線。若是，進至步驟 S206；若否，則返回步驟 S201。於步驟 S206 中，判斷是否需更換光線的波長。若是，進至步驟 S201；若否，則結束。

如第 1 圖所示，控制單元 11 可令光源 21a、21b、21c、21d、21e、21f 同時發射光線，或僅令其中一者發射光線。假設控制單元 11 令光源 21a 對待測物發出光線，再令對應光源 21a 的偵測器 22a、22b、22f 和 22e 回傳所感測到的光訊號，此時會有 4 個光訊號。若控制單元 11 尚未收到 4 個光訊號，會令偵測器 22a、22b、22f 和 22e 中未回傳光訊號者感測光訊號並回傳之；若控制單元 11 已收到 4 個光訊號時，則可令次一光源(例如光源 21b)再對待測物發射光訊號，以此類推。

由上述控制感測系統的運作方法之說明及第 2 圖得以瞭解，控制單元對於感測電路上複數個光源和感測器，可令各光源分別發射光線並令對應各該光源的預定數量個感測器感測光訊號並回傳之。藉此，可對待測物上的不同區域發射光線且完整地回傳該些區域與光線反應所產生的光訊號，以供該控制單元進行後續擴散式光學斷層掃描之光訊號處理。

另一方面，本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統具體實施時係為擴散式光學斷層掃描裝置的一部分，如第 3 圖所示，擴散式光學斷層掃描裝置包括感測電

路 2 和與其電連接之光學斷層掃描元件 1。

光學斷層掃描元件 1 包括控制單元 11、運算單元 12 和影像重建單元 13。

運算單元 12 包括處理器 121 和分解器 122。處理器 121 係用以產生待測物的影像模型，該影像模型可描述所發射的光線在該待測物中被散射和擴散的情形。分解器 122 係用以進行逆向分解，所分解之結果代表該待測物的光學特性。

處理器 121 又可包括模型處理模組 1211、查找表 1212 和計算模組 1213。模型處理模組 1211 用以將所接收之該待測物的光學參數轉換成用於矩陣計算的因子，並可透過一輸入介面(未圖示)將該待測物的光學參數輸入至模型處理模組 1211。查找表 1212 係具有該感測電路的基本資料，例如 21a、21b、21c、21d、21e、21f 光源的數量及彼此的相對位置、22a、22b、22c、22d、22e、22f、22g、22h、22i、22j、22k、22l 偵測器的數量及彼此的相對位置、各光源和各偵測器的相對位置、或所發射的光線的波長等。計算模組 1213 用以根據該用於矩陣計算的因子及該感測電路的基本資料，以算出該待測物的影像模型的矩陣。

分解器 122 係利用奇異值分解技術對該影像模型的矩陣進行分解以得出反向解矩陣。

影像重建單元 13 包括影像重建器 131 和影像後處理器 132。

影像重建器 131 又可包括待測物影像緩衝區 1311、光

訊號緩衝區 1312 和影像重建模組 1313。光訊號緩衝區 1312 係用於暫存該複數個光訊號。待測物影像緩衝區 1311 係用於暫存該反向解矩陣。影像重建模組 1313 係用於透過子框架演算法處理各該光訊號以取得該待測物之偵測數據，再將該偵測數據與該反向解矩陣進行內積運算，以得到該待測物的原始影像。

影像後處理器 132 又可包括輸入緩衝區 1321 和影像處理模組 1322。輸入緩衝區 1321 係用於暫存該待測物的原始影像。影像處理模組 1322 係利用高斯函式對該待測物的原始影像進行權重陣列處理，以得到該待測物的最終影像，俾將最終影像透過一顯示介面(未圖示)予以輸出。

所述之擴散式光學斷層掃描裝置之基本運作方式為：首先設定一待測物的光學參數；接著，對該待測物發射光線以接收該待測物與光線反應所產生之光訊號，同時根據該光學參數建立待測物的影像模型，對影像模型進行分解運算；最後，結合光訊號和經分解的影像模型重建待測物的影像。

所述之擴散式光學斷層掃描裝置之具體實施形態的運作方法係示於第 4 圖。需說明的是，所述之擴散式光學斷層掃描裝置係至少包括一控制單元及具有複數個光源及偵測器的感測電路，且該複數個光源的每一者係對應有預定數量個偵測器。

於步驟 S301 中，輸入一待測物的光學參數。於步驟 S302 中，根據光學參數建立該待測物的影像模型並對該影

像模型進行分解運算，以得到經分解的影像模型。於步驟 S303 中，令光源對該待測物發射光線。於步驟 S304 中，令對應該光源之預定數量個偵測器分別接收該待測物與光線反應所產生的光訊號。於步驟 S305 中，令各該偵測器分別傳輸各自所感測的光訊號至控制單元。接著進至步驟 S306。

於步驟 S306 中，令控制單元判斷所接收之光訊號是否達到該預定數量。若控制單元所接收之光訊號尚未達到該預定數量，則返回步驟 S304 及 S305，令對應該光源之預定數量個偵測器中尚未感測者，繼續接收該待測物與光線反應所產生的光訊號並傳輸之；反之，若控制單元所接收之光訊號已到該預定數量，則進至步驟 S307。

於步驟 S307 中，令控制單元判斷全部的光源是否均已對待測物發射光線。若控制單元判斷光源中仍有未對待測物發射光線者，則返回步驟 S303 至 S305，令光源中尚未對該待測物發射光線者發射光線；若控制單元判斷全部的光源均已對待測物發射光線，則進至步驟 S308。於步驟 S308 中，結合該光訊號和經分解的影像模型以重建該待測物的影像。接著進至步驟 S309。

於步驟 S309 中，令控制單元判斷是否更換光線的波長。若否，則結束該擴散式光學斷層掃描裝置之運作，或者，為了加強待測物的影像，再返回步驟 S303；若是，更換光線之波長，例如，將光線的波長自 735nm 更換成 890nm，再進至步驟 S310。

於步驟 S310 中，令控制單元判斷是否更換操作模式。在此是指是否重新輸入一待測物的光學參數，若是，則返回步驟 S301 而重新開始；若否，則結束擴散式光學斷層掃描裝置之運作，或者再返回步驟 S303。

綜上所述，本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統主要包括控制單元和感測電路。感測電路上具有良好設計之複數個光源和偵測器陣列，因而能以較少的光源感應到較多的光訊號，達到完整感測一待測物之功效。此外，該感測電路係製程於一可撓性電路板上，據此更適於貼在使用者身上。再者，透過控制單元對於複數個光源和偵測器的驅動，使得所接收之該待測物與光線反應所產生的光訊號，能便於控制單元進行後續擴散式光學斷層掃描之影像處理。

因此，本發明可應用於胸腔或腦部腫瘤之偵測、出血性腦中風的偵測，腦部認知功能等驗證與相關醫學應用，使醫生更快掌握病部情況或是結合於遠端即時監測的照護系統。

上述實施例僅例示性說明本發明之原理及其功效，而非用於限制本發明。任何熟習此項技藝之人士均可在不違背本發明之精神及範疇下，對上述實施例進行修飾與改變。因此，本發明之權利保護範圍，應如後述之申請專利範圍所列。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係概略繪示本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制

感測系統的方塊圖；及

第 2 圖係為本發明之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統的運作方法之具體實施形態的流程圖；

第 3 圖係為本發明之擴散式光學斷層掃描裝置之具體實施形態的方塊圖；以及

第 4 圖係為本發明之擴散式光學斷層掃描裝置之具體實施形態的運作方法之流程圖。

【主要元件符號說明】

- 1 光學斷層掃描元件
- 11 控制單元
- 12 運算單元
- 121 處理器
- 1211 模型處理模組
- 1212 查找表
- 1213 計算模組
- 122 分解器
- 13 影像重建單元
- 131 影像重建器
- 1311 待測物影像緩衝區
- 1312 光訊號緩衝區
- 1313 影像重建模組
- 132 影像後處理器
- 1321 輸入緩衝區
- 1322 影像處理模組

2 感測電路

21a、21b、21c、21d、21e、21f 光源

22a、22b、22c、22d、22e、22f 偵測器

22g、22h、22i、22j、22k、22l 偵測器

S201~S206、S301~S310 步驟

七、申請專利範圍：

1. 一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，係包括：

控制單元，係用以發出控制命令；以及

感測電路，係電性連接至該控制單元，該感測電路包括：

複數個光源，係用以根據該控制命令，分別對一待測物發射光線，使該待測物與該光線反應而產生複數個光訊號；及

複數個偵測器，係用以根據該控制命令，分別接收該複數個光訊號，以將該複數個光訊號傳輸至該控制單元，其中，該複數個偵測器彼此的相對位置、該複數個光源彼此的相對位置、該複數個偵測器與該複數個光源的相對位置係具有預定距離，且該複數個光源的每一者係對應有預定數量個偵測器，

其中，該控制單元判斷所接收到的光訊號數量是否達該預定數量；若該控制單元所接收到的光訊號數量尚未達該預定數量時，令對應各該光源的預定數量個偵測器繼續接收該待測物與該光線反應所產生的光訊號，以將之傳輸至該控制單元，直到該控制單元所接收到的光訊號數量達到該預定數量為止；以及令該控制單元判斷該複數個光源的全部是否均已對該待測物發射該光線；若該複數個光源尚未全部對該待測物發射該光線，

則令該複數個光源中尚未發射該光線者對該待測物發射該光線，直到令該複數個光源的全部均已對該待測物發射該光線為止。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該感測電路復包括多工器和解多工器，該多工器用以根據該控制單元的控制命令，致能該複數個光源中的特定者對該待測物發射該光線，而該解多工器係用以根據該控制單元的控制命令，致能該複數個偵測器的特定者接收該待測物與該光線反應所產生的光訊號，以將所接收之光訊號傳輸至該控制單元。
3. 如申請專利範圍第 2 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該控制單元係設置於晶片上，該感測電路係形成於與該晶片電連接之可撓性電路板上，且該複數個光源和偵測器係設置於該可撓性電路板之朝向該待測物的一面上，該多工器和該解多工器係設置於該可撓性電路板之未接觸該待測物的另一面上。
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該複數個光源係以陣列排列。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該待測物所產生的複數個光訊號係表示該待測物中不同區域之生理資訊。

6. 如申請專利範圍第 1 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該光源所發射的光線為近紅外光的連續波。
7. 如申請專利範圍第 1 項所述之用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統，其中，該光源所發射的光線的波長為 735nm 或 890nm。
8. 一種用於擴散式光學斷層掃描之控制感測系統的運作方法，該控制感測系統包括控制單元及具有複數個光源及偵測器的感測電路，且該複數個光源的每一者係對應有預定數量個偵測器，該控制感測系統的運作方法係包括以下步驟：

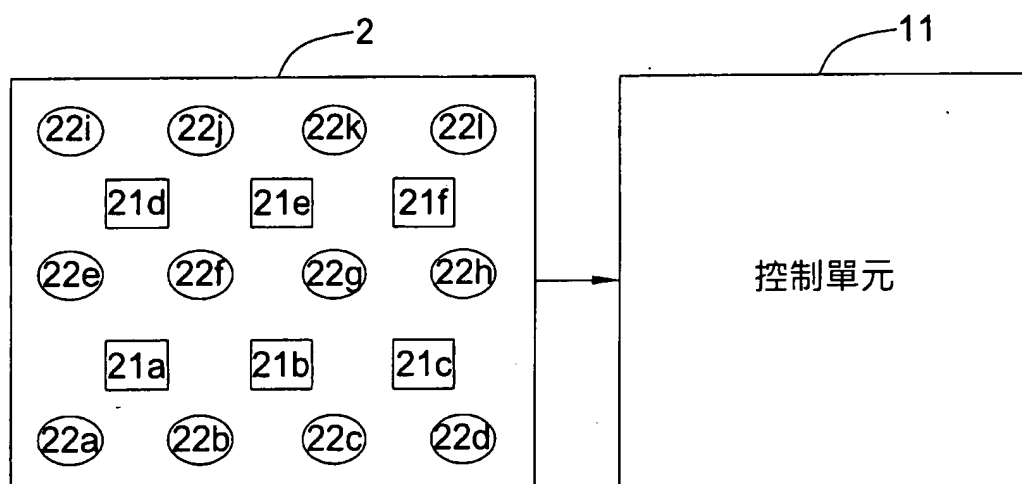
- (1) 令該控制單元發出控制命令；及

- (2) 令該複數個光源根據該控制命令分別對一待測物發射光線，使該待測物與該光線反應而產生複數個光訊號，並於該複數個光源分別對該待測物發射該光線時，該控制單元令對應各該光源的預定數量個偵測器接收該待測物所產生的複數個光訊號，以將所接收之光訊號傳輸至該控制單元，其中，令該控制單元判斷所接收到的光訊號數量是否達該預定數量；若該控制單元所接收到的光訊號數量尚未達該預定數量時，令對應各該光源的預定數量個偵測器繼續接收該待測物與該光線反應所產生的光訊號，以將之傳輸至該控制單元，直到該控制單元所接收到的光訊號數量達到該預定數量為止；以及令該控制單元判斷該複數

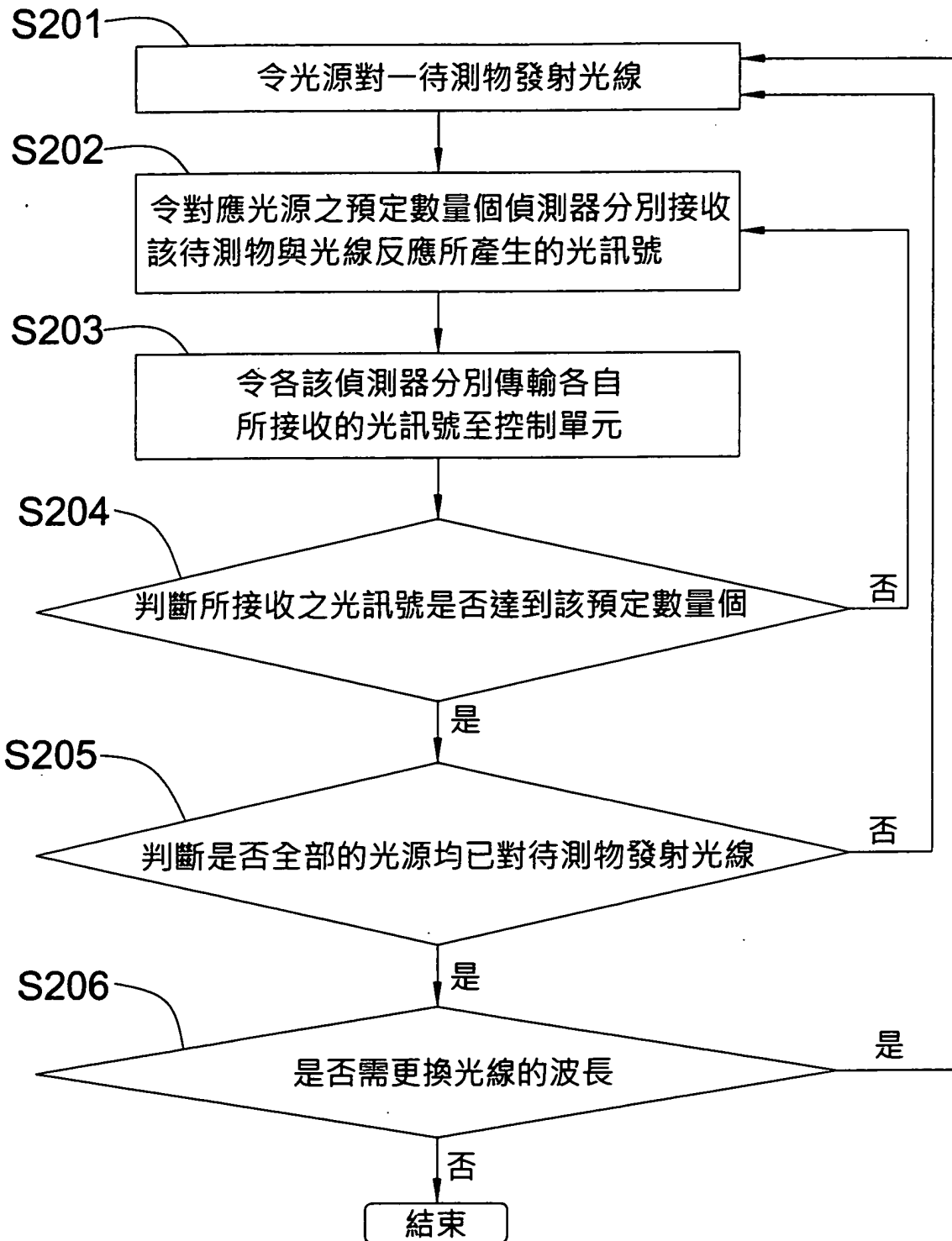
個光源的全部是否均已對該待測物發射該光線；若該複數個光源尚未全部對該待測物發射該光線，則令該複數個光源中尚未發射該光線者對該待測物發射該光線，直到令該複數個光源的全部均已對該待測物發射該光線為止。

9. 如申請專利範圍第 8 項所述之控制感測系統的運作方法，於步驟(2)之後復包括更換該光線的波長，再執行步驟(1)至(2)。

八、圖式：

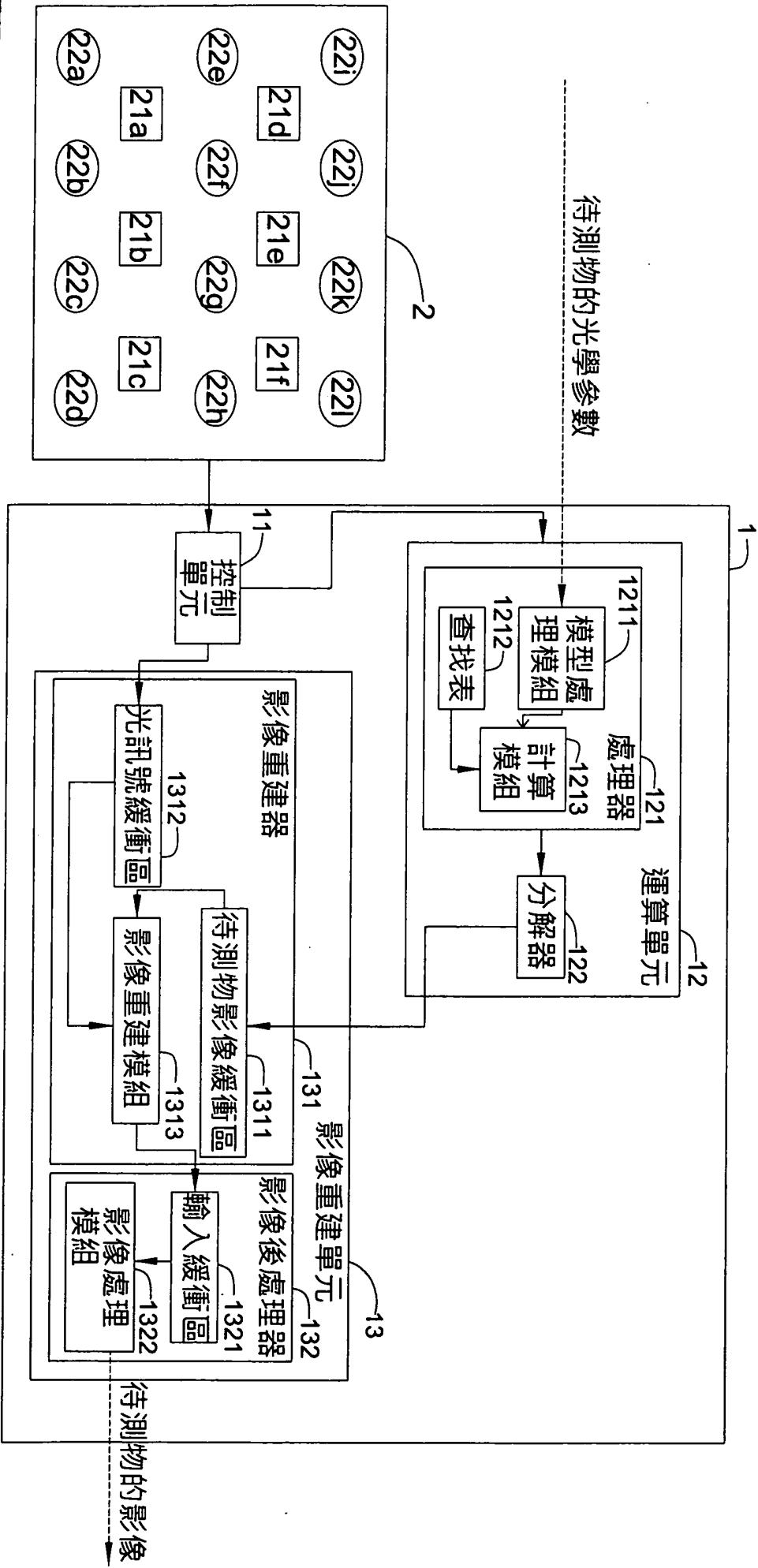


第 1 圖

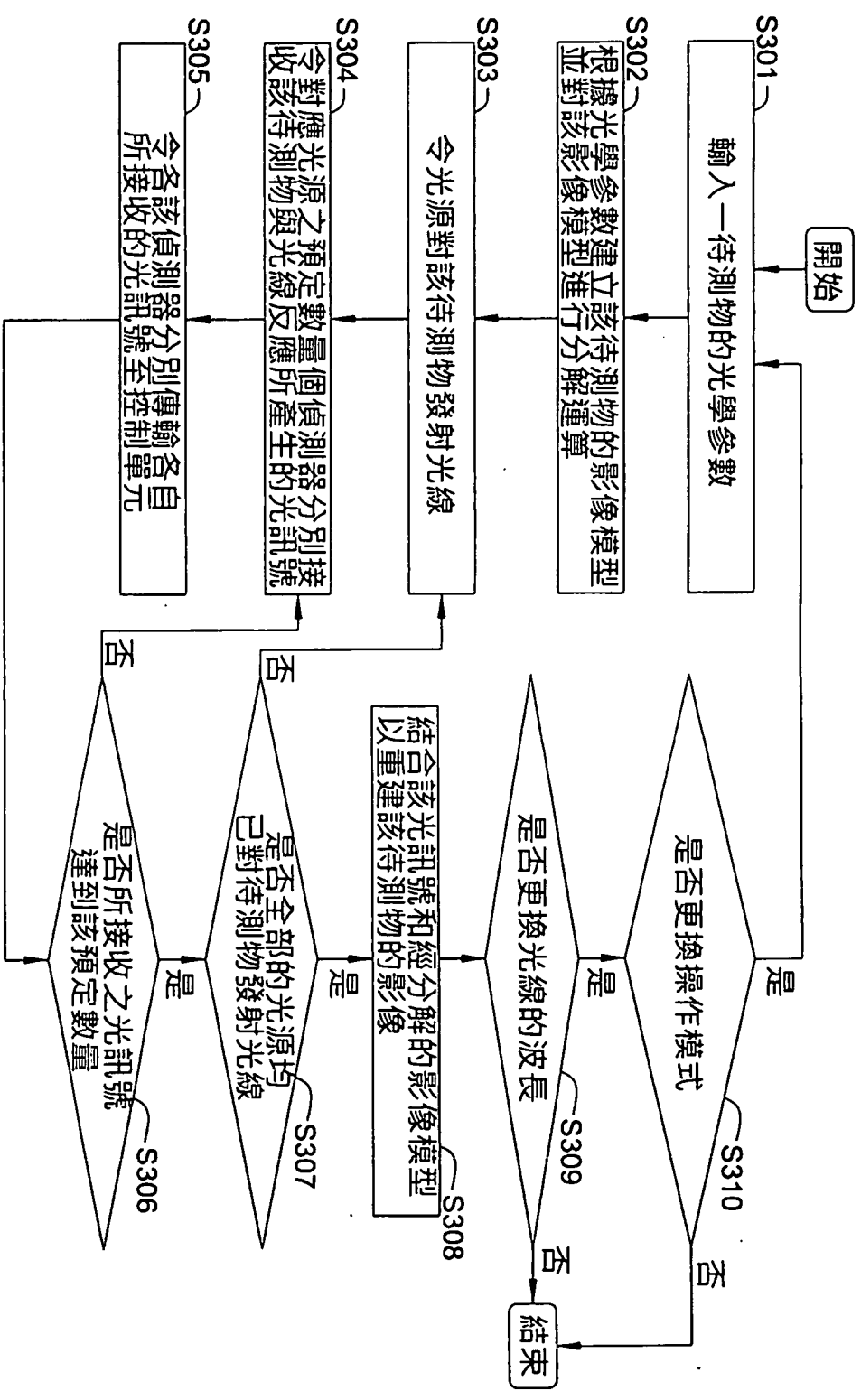


第 2 圖

103.11.13
年 月 日修正替換頁



第 3 圖



第 4 圖