



(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 I730080 B

(45)公告日：中華民國 110 (2021) 年 06 月 11 日

(21)申請案號：106113127

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 04 月 19 日

(51)Int. Cl. : **A61B5/1455 (2006.01)****G01N21/17 (2006.01)**

(30)優先權：	2016/04/20	美國	62/325,416
	2016/04/20	美國	62/325,403
	2016/04/20	美國	62/325,413
	2016/04/21	美國	62/325,919
	2016/04/22	美國	62/326,630
	2016/04/22	美國	62/326,644
	2016/04/22	美國	62/326,673
	2016/07/18	美國	62/363,562

(71)申請人：美商菲歐普提斯公司 (美國) VIOPTIX, INC. (US)

美國

(72)發明人：貝西特 凱特 BECHTEL, KATE LEEANN (US)；奇汀 珍妮佛 KEATING,
JENNIFER ELIZABETH (US)；柯爾瑞吉 史考特 COLERIDGE, SCOTT (US)

(74)代理人：林志剛

(56)參考文獻：

CN 202821363U

US 8938279B1

US 2014/0046152A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：17 項 圖式數：13 共 71 頁

(54)名稱

可執行電子選擇式組織深度分析之血氧計探針

(57)摘要

血氧計探針包括探針單元或基座單元和探針尖端，其中探針尖端具有許多來源和偵測器，其可以單獨或以不同組合來存取以測量組織中之不同組織深度的組織氧飽和度。血氧計探針的處理器控制多工器，其耦合於偵測器以經由多工器而從偵測器選擇性收集測量資訊。血氧計探針經由血氧計探針上的一或更多個輸入裝置而是可使用者程式化的，以由處理器選擇特殊的來源和偵測器來收集測量資訊。

An oximeter probe includes a probe unit or a base unit and a probe tip where the probe tip has a number of sources and detectors that can be accessed individually or in differing combinations for measuring tissue oxygen saturation at different tissue depth in tissue. A processor of the oximeter probe controls a multiplexer that is coupled to the detectors for selectively collecting measurement information from the detectors via the multiplexer. The oximeter probe is user programmable via one or more input devices on the oximeter probe for selecting the particular sources and detectors to collect measurement information from by the processor.

指定代表圖：

- 符號簡單說明：
- 101 . . . 手持血氧計探針
 - 105 . . . 探針單元
 - 110 . . . 探針尖端
 - 115 . . . 顯示器
 - 120 . . . 按鈕
 - 145 . . . 透射光
 - 150 . . . 反射光

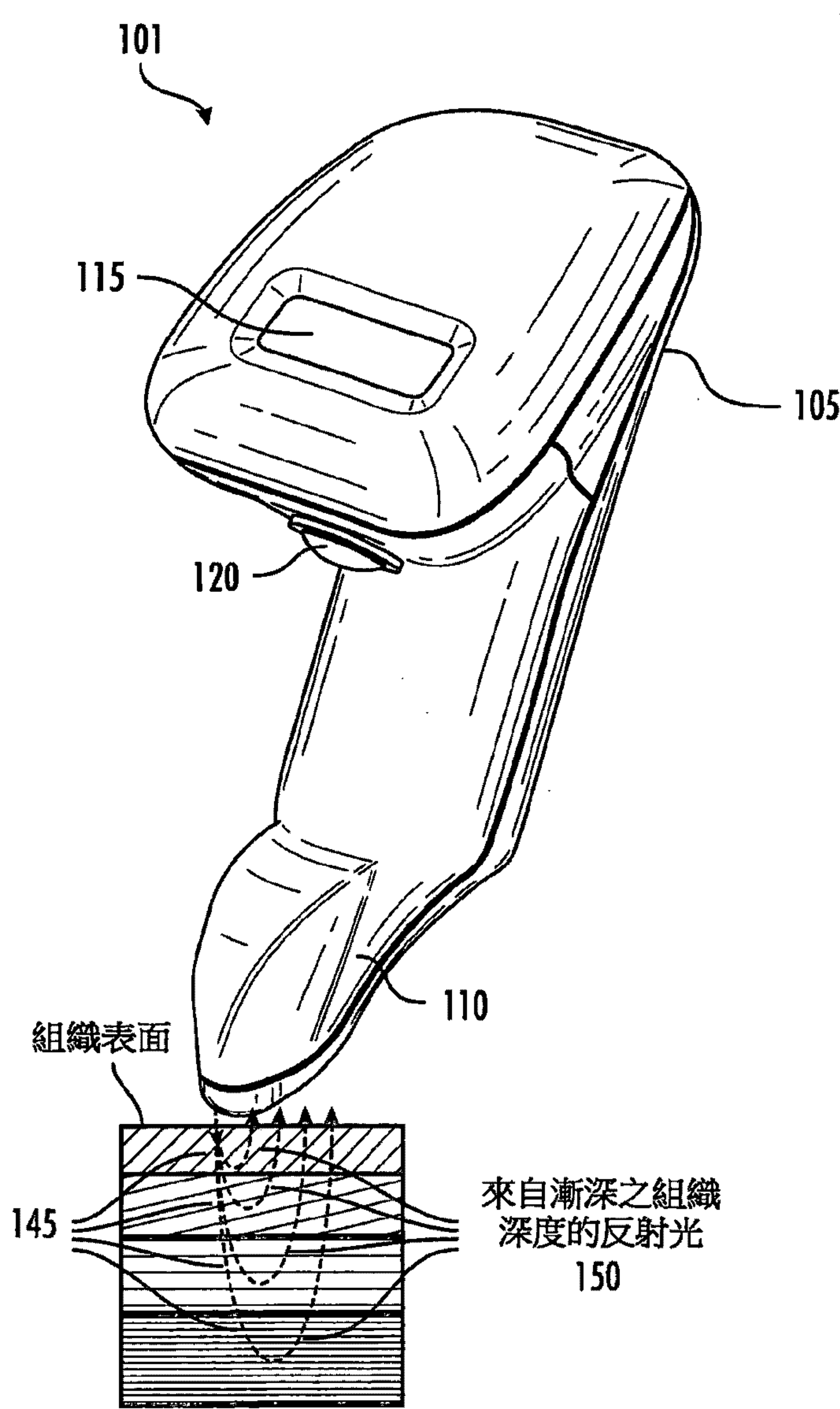


圖 1A

I730080

發明摘要

※申請案號：106113127

※申請日：106 年 04 月 19 日

※IPC 分類：

【發明名稱】(中文/英文)

可執行電子選擇式組織深度分析之血氧計探針

Oximetry probe with electronically selectable tissue depth analysis

【中文】

血氧計探針包括探針單元或基座單元和探針尖端，其中探針尖端具有許多來源和偵測器，其可以單獨或以不同組合來存取以測量組織中之不同組織深度的組織氧飽和度。血氧計探針的處理器控制多工器，其耦合於偵測器以經由多工器而從偵測器選擇性收集測量資訊。血氧計探針經由血氧計探針上的一或更多個輸入裝置而是可使用者程式化的，以由處理器選擇特殊的來源和偵測器來收集測量資訊。

【英文】

An oximeter probe includes a probe unit or a base unit and a probe tip where the probe tip has a number of sources and detectors that can be accessed individually or in differing combinations for measuring tissue oxygen saturation at different tissue depth in tissue. A processor of the oximeter probe controls a multiplexer that is coupled to the detectors for selectively collecting measurement information from the detectors via the multiplexer. The oximeter probe is user programmable via one or more input devices on the oximeter probe for selecting the particular sources and detectors to collect measurement information from by the processor.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(1A)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

101：手持血氧計探針

105：探針單元

110：探針尖端

115：顯示器

120：按鈕

145：透射光

150：反射光

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

可執行電子選擇式組織深度分析之血氧計探針

Oximetry probe with electronically selectable tissue depth analysis

【技術領域】

[0001] 本發明關於血氧計探針，例如緊湊的手持血氧計探針，其包括來源和偵測器而具有來源到偵測器間隔（其可以由使用者選擇以探測不同的組織深度）、其具有之來源所發射的光波長（可見光、紅外線[IR]或此二者）可以由使用者選擇以探測不同的組織深度、或兼具此二者。

【先前技術】

[0002] 血氧計是醫療裝置，其為了多樣的目的而用於測量人類和活體之組織的氧飽和度。舉例而言，血氧計用於以下目的：在醫院和其他醫療設施的醫療和診斷（譬如用於外科的手術室、用於病人監測的恢復室、譬如用於缺氧症的救護車或其他行動監測）；在運動場的遊戲和運動（譬如專業運動員監測）；個人的私自或在家監測（譬如局部組織健康、區域組織健康、一般健康監測、或馬拉松的個人訓練）；以及用於獸醫（譬如動物監測）。

[0003] 尤其，在區域和局部程度來存取病人的氧飽

和度都是重要的，因為它指示了病人的局部和區域組織健康狀態，並且可以指示一般健康狀態。因此，血氧計常常用於臨床設定，例如在手術和恢復期間，此時可能懷疑病人的組織氧合狀態是不穩定的。舉例而言，在手術期間，血氧計應能夠快速傳遞在各式各樣非理想條件下的正確氧飽和度測量。雖然既有的血氧計對於絕對正確度不太關鍵而趨勢資料單獨便足夠之手術後的組織監測來說已經是足夠的，然而在點檢查可以用於決定組織是否可以維持存活或須移除的手術期間則需要正確度。

[0004] 脈搏血氧計和組織血氧計是二種血氧計，其以不同的原理來操作。脈搏血氧計需要脈搏以便發揮功能。脈搏血氧計典型而言測量由於動脈血液脈衝所造成的光吸收。相對而言，組織血氧計不需要脈搏以便發揮功能，並且可以用於做已經與血液供應斷開之組織皮瓣的氧飽和度測量。

[0005] 舉例來說，人類組織包括各式各樣吸光分子。此種發色團包括含氧和去氧血紅素、黑色素、水、脂質、細胞色素。對於許多可見光和近紅外線光譜範圍而言，含氧和去氧血紅素是組織中最主要的發色團。含氧和去氧血紅素在特定光波長的光吸收有顯著的差異。組織血氧計可以利用這些吸光差異而測量人類組織中的氧程度。

[0006] 儘管既有的血氧計很成功，但仍持續想要改善血氧計，舉例而言要提供一種血氧計，其所具有的來源到偵測器距離是可選擇的以分析特定組織深度、其所發射

的光波長（可見光、IR、或此二者）可以由使用者選擇以探測不同的組織深度、或此二者。因此，需要改善組織血氧測定裝置和使用這些裝置來做測量的方法。

【發明內容】

[0007] 提供的血氧計探針具有來源到偵測器距離（其可由使用者選擇以分析組織的特定組織深度）、發射光的波長（可見光、IR 或此二者，其可以由使用者選擇以探測不同的組織深度、或兼具此二者。血氧計探針具有自我包含的光學器件（來源和偵測器）、電腦處理、顯示器、電源供應器（電池）以供自我包含的使用。

[0008] 可選擇的組織深度分析允許使用者使用血氧計時可以變化要做血氧測定測量的特定組織深度。舉例而言，血氧計可以設定成在要用來重建組織（例如乳房組織）的組織皮瓣上做血氧計測量，並且可以用於對組織皮瓣下方而要附接皮瓣的組織做組織的血氧計測量。藉此，使用者可以決定組織皮瓣是否健康而可以用於重建，並且決定組織皮瓣所要連接的組織是否適當健康，如此則組織皮瓣可以存活於對病人的再附接。

[0009] 於實施例，方法包括：提供手持血氧計外殼；提供處理器，其被容納於手持血氧計外殼中；提供記憶體，其被容納於手持血氧計外殼中，而電子耦合於處理器；提供顯示器，其可從手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於處理器；提供電池，其被容納於手持血氧計

外殼中；以及允許電池供應電力給處理器、記憶體、及顯示器。

[0010] 設置了探針尖端，其包括在探針尖端之表面上的第一來源結構和在第一探針尖端之表面上的複數個偵測器結構。方法包括：允許來源結構發射具有第一波長的第一光和具有第二波長的第二光到要測量的組織中，其中第一波長短於第二波長。

[0011] 方法包括：允許藉由比閾距離（threshold distance）更靠近來源結構的偵測器結構來偵測第一光；以及基於比閾距離更靠近來源結構的偵測器結構所偵測的第一光，而經由處理器來決定要測量之組織的第一組織的第一測量資訊。

[0012] 方法包括：允許藉由比閾距離更遠離來源結構的偵測器結構來偵測第二光；以及基於比閾距離更遠離來源結構的偵測器結構所偵測的第二光，而經由處理器來決定要測量之組織的第二組織的第二測量資訊。第一組織是要測量之組織的表面下的第一深度，第二組織是要測量之組織的表面下的第二深度，並且第一深度小於第二深度。

[0013] 於實施例，血氧計探針包括：手持血氧計外殼；處理器，其被容納於手持血氧計外殼中；記憶體，其被容納於手持血氧計外殼中，而電子耦合於處理器；顯示器，其可從手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於處理器；以及電池，其被容納於手持血氧計外殼中，而電

池耦合於並且供應電力給處理器、記憶體、顯示器。

[0014] 血氧計探針包括探針尖端，其至少部分被容納於手持血氧計外殼中。探針尖端包括在探針尖端之表面上的第一來源結構和在第一探針尖端之表面上的複數個偵測器結構。處理器調適成：允許來源結構發射具有第一波長的第一光和具有第二波長的第二光到要測量的組織中。第一波長短於第二波長。

[0015] 處理器調適成：允許藉由比閾距離更靠近來源結構的偵測器結構來偵測第一光；以及基於比閾距離更靠近來源結構的偵測器結構所偵測的第一光，而決定要測量之組織的第一組織的第一測量資訊。處理器調適成：允許藉由比閾距離更遠離來源結構的偵測器結構來偵測第二光；以及基於比閾距離更遠離來源結構的偵測器結構所偵測的第二光，而決定要測量之組織的第二組織的第二測量資訊。第一組織是要測量之組織的表面下的第一深度，第二組織是要測量之組織的表面下的第二深度，並且第一深度小於第二深度。

[0016] 於實施例，方法包括：提供手持血氧計外殼；提供處理器，其被容納於手持血氧計外殼中；提供記憶體，其被容納於手持血氧計外殼中，而電子耦合於處理器，其中記憶體儲存模擬反射度曲線；提供顯示器，其可從手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於處理器；提供電池，其被容納於手持血氧計外殼中；以及允許電池供應電力給處理器、記憶體、及顯示器。

[0017] 設置了探針尖端，其至少部分被容納於手持血氧計外殼中。方法包括：在探針尖端的表面上提供來源結構，並且在第一探針尖端的表面上設置複數個偵測器結構。

[0018] 方法包括：允許來源結構發射光到要測量的組織中；允許偵測器結構偵測從要測量之組織所反射後的光；允許偵測器結構從偵測器結構所偵測的光來產生反射度測量。

[0019] 處理器將反射度測量的第一部分配適於模擬反射度曲線，其中反射度資料的第一部分是由比閾距離更靠近來源結構之偵測器結構的第一部分所產生。

[0020] 處理器將反射度測量的第二部分配適於模擬反射度曲線。反射度資料的第二部分是由偵測器結構的第一部分和偵測器結構的第一額外部分所產生。偵測器結構的第一額外部分要比閾距離更遠離來源結構。

[0021] 處理器決定反射度測量之第一部分的配適是否是比反射度測量之第二部分的配適還更靠近的配適。如果反射度資料之第一部分的配適是比反射度資料之第二部分的配適還更靠近的配適，則處理器使用反射度資料的第一部分來決定組織的第一光學性質，並且顯示第一光學性質在顯示器上。

[0022] 處理器將反射度測量的第三部分配適於模擬反射度曲線。反射度資料的第三部分是由偵測器結構的第一部分、偵測器結構的第一額外部分、偵測器結構的第二

額外部分所產生。偵測器結構的第二額外部分要比超過閾距離之偵測器結構的第一額外部分還更遠離來源結構。

[0023] 處理器決定反射度測量之第二部分的配適是否是比反射度測量之第三部分的配適還更靠近的配適。如果反射度資料之第二部分的配適是比反射度資料之第三部分的配適還更靠近的配適，則處理器使用反射度資料的第二部分來決定組織的第二光學性質，並且顯示第二光學性質在顯示器上。

[0024] 如果反射度資料之第三部分的配適是比反射度資料之第二部分的配適還更靠近的配適，則處理器使用反射度資料的第三部分來決定組織的第三光學性質，並且顯示第三光學性質在顯示器上。

[0025] 於實施例，方法包括：提供手持血氧計外殼；提供處理器，其被容納於手持血氧計外殼中；提供記憶體，其被容納於手持血氧計外殼中，而電子耦合於處理器；提供顯示器，其可從手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於處理器；提供電池，其被容納於手持血氧計外殼中，並且允許電池供應電力給處理器、記憶體、及顯示器。

[0026] 提供了第一探針尖端，其包括第一來源結構和具有第一排列的複數個第一偵測器結構。方法包括將第一探針尖端耦合於手持血氧計外殼。設置了第二探針尖端，其包括第二來源結構和具有第二排列的複數個第二偵測器結構。第一和第二排列是不同的排列。方法包括：經

由將第二探針尖端耦合於手持血氧計外殼，而以第二探針尖端來替換第一探針尖端，使得第一排列改變成第二排列。

[0027] 在考慮以下【實施方式】和伴隨的圖式之時，本發明的其他目的、特徵、優點將變得明顯，其中全篇圖式中相同的參考標示代表相同的特徵。

【圖式簡單說明】

[0028] 圖 1A 顯示血氧計探針以及用於探測許多組織深度的發射輻射和偵測輻射。

[0029] 圖 1B 顯示探針尖端之實施例的末端視圖。

[0030] 圖 1C 顯示血氧計探針 101 之實施例的方塊圖。

[0031] 圖 2 顯示可以由血氧計探針來分析之不同組織深度的圖解。

[0032] 圖 3 顯示不同組織深度的另一圖解，該組織是由使用單一偵測器和組合式偵測器的血氧計探針來探測。

[0033] 圖 4 是血氧計探針之實施例的方塊圖。

[0034] 圖 5 顯示探針尖端的探針表面，其包括二個來源 S1 和 S2 及八個偵測器 D1~D8 而呈圓形組態。

[0035] 圖 6 顯示血氧計探針，其中探針尖端可從探針單元卸下，並且探針單元可以替換為不同的探針尖端。

[0036] 圖 7 顯示組織血氧計，其包括基座單元和可

卸下的纜線，後者包括探針尖端。

[0037] 圖 8 顯示二個不同探針尖端的方塊圖，其具有二個不同的來源到偵測器間隔。

[0038] 圖 9 顯示選擇某些偵測器結構來加權產生反射度資料的方法流程圖。

[0039] 圖 10 是許多蒙地卡羅（Monte Carlo）模擬反射度曲線的範例圖。

[0040] 圖 11A 是以組織血氧測定裝置來決定組織（譬如真實組織）之光學性質的方法流程圖，其中組織血氧測定裝置使用反射度資料和模擬反射度曲線來決定光學性質。

[0041] 圖 11B 是找出特殊模擬反射度曲線的方法流程圖，該曲線根據一實施例而最佳配適於精細格網中的反射度資料點。

[0042] 圖 12 是以組織血氧測定裝置來決定真實組織之光學性質和組織性質的另一方法流程圖。

[0043] 圖 13 是選擇偵測器來加權產生反射度資料的方法流程圖。

【實施方式】

[0044] 本發明一般而言關於用來測量組織氧之無線的手持血氧計探針。血氧計探針具有來源和許多偵測器，其可以做多樣的存取以從組織的不同組織深度來測量組織氧飽和度。

[0045] 圖 1A 顯示手持血氧計探針 101。這血氧計探針是用於做標靶組織的組織氧飽和度測量。於實施例，血氧計探針是組織血氧計；但於其他實施例，血氧計探針可以是脈搏血氧計。血氧計探針 101 具有二個部分：探針單元 105 和探針尖端 110。

[0046] 手持血氧計探針可以用於各式各樣的環境，例如手術無菌的環境做點測量、醫生辦公室、在運動賽事（譬如私人和專業運動用途）、家庭、退休社區、收容所照護、首先回應者（譬如傘降醫療人員、緊急醫療技術員、救護車照護、消防員）、手術前照護、手術後照護、兒科照護、老年照護、醫療康復中心、獸醫用途、和其他使用者。使用環境的範圍也可以從無菌的到一般而言衛生和乾淨的環境（譬如醫院中非無菌的恢復室、醫生辦公室、其他醫療辦公室、家庭用途、和其他環境），以及到典型而言不衛生的環境，例如泥、土、沙、多塵的環境、雪（譬如滑雪區、滑雪巡邏、登山）、雨、冰、近身的水（譬如在游泳池、海灘、船舶）。

[0047] 血氧計探針具有顯示器 115（譬如液晶顯示器 [LCD]）和按鈕 120。當壓下按鈕時，光在探針尖端發射到要測量之標靶組織中，並且來自標靶組織的反射光在探針尖端接收。發送和接收的光由血氧計探針做處理以決定組織的組織氧飽和度。從接收的光，探針決定組織之測量的組織氧飽和度。測量組織氧飽和度的指示物（譬如數值）則顯示在顯示器上。

[0048] 血氧計探針做人體工學塑形以舒適的配適在使用者的手中。在使用期間，探針握在使用者的手中而在使用者的拇指和其他手指之間。當探針的表面（未顯示）朝向離開使用者而面向要測量之標靶組織時，顯示器面向使用者的眼睛。

[0049] 於實施例，光 145 從探針尖端中的來源發送到標靶組織中，並且光 150 反射回到探針尖端，在此由一或更多個偵測器來偵測光。偵測器位置與來源有漸增的距離。偵測器所偵測的光是從組織中的深度反射回來，該深度隨著偵測器與來源的距離增加而增加。

[0050] 探針單元可以針對來自某一偵測器或偵測器之組合的反射光來收集測量資訊，以決定在不同組織深度的組織氧飽和度。

[0051] 圖 1B 顯示探針尖端 110 之實施例的末端視圖。探針尖端 110 建構成接觸要做組織血氧測定測量的組織（譬如病人的皮膚）。探針尖端 110 包括第一和第二來源結構 120a 和 120b（概括而言為來源結構 120），並且包括第一、第二、第三、第四、第五、第六、第七、第八偵測器結構 125a~125h（概括而言為偵測器結構 125）。於替代選擇性實施例，血氧計探針包括更多或更少的來源結構、包括更多或更少的偵測器結構、或兼具此二者。

[0052] 每個來源結構 120 調適成發射光（例如紅外光）並且包括一或更多個光源（例如產生發射光的四個光源）。每個光源可以發射一或更多個波長的光。每個光源

可以包括發光二極體（LED）、雷射二極體、有機發光二極體（OLED）、量子點 LED（QMLED）、或其他類型的光源。

[0053] 每個來源結構可以包括一或更多個光纖，其將光源光學連結到探針尖端的表面 127。於實施例，每個來源結構包括四個 LED，並且包括單一光纖，其將四個 LED 光學耦合於探針尖端的表面。於替代選擇性實施例，每個來源結構包括多於一條的光纖（譬如四條光纖），其將 LED 光學耦合於探針尖端的表面。

[0054] 每個偵測器結構包括一或更多個偵測器。於實施例，每個偵測器結構包括單一偵測器，其調適成偵測從來源結構發射的光和從組織反射的光。偵測器可以是光偵測器、光阻器或其他類型的偵測器。偵測器結構相對於來源結構而定位，以致生成二或更多個（譬如八個）獨特的來源到偵測器距離。

[0055] 於實施例，最短的來源到偵測器距離是近似相等的。舉例而言，在來源結構 120a 和偵測器結構 125d（S1-D4）之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125a（S2-D8）之間的最短的來源到偵測器距離是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125e（S1-D5）之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125a（S2-D1）之間的次長的來源到偵測器距離（譬如長於 S1-D4 和 S2-D8 中的每一者）是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125c（S1-D3）之間與在來源結構 120b 和偵測器結構

125g (S2-D7) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如長於 S1-D5 和 S2-D1 中的每一者) 是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125f (S1-D6) 之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125b (S2-D2) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如長於 S1-D3 和 S2-D7 中的每一者) 是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125c (S1-D2) 之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125f (S2-D6) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如長於 S1-D6 和 S2-D2 中的每一者) 是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125g (S1-D7) 之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125c (S2-D3) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如長於 S1-D2 和 S2-D6 中的每一者) 是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125a (S1-D1) 之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125e (S2-D5) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如長於 S1-D7 和 S2-D3 中的每一者) 是近似相等的。在來源結構 120a 和偵測器結構 125h (S1-D8) 之間與在來源結構 120b 和偵測器結構 125d (S2-D4) 之間的次長的來源到偵測器距離 (譬如最長的來源到偵測器距離，其長於 S1-D1 和 S2-D5 中的每一者) 是近似相等的。於其他實施例，來源到偵測器距離可以都是獨特的，或者具有少於八個近似相等的距離。

[0056] 以下表 1 顯示根據實施例之八個獨特的來源到偵測器距離。最近的來源到偵測器距離之間的增加是近似 0.4 毫米。

[0057]

表 1

來源到偵測器對	來源到偵測器距離 毫米
(S1-D4)	1.005
(S2-D8)	1.005
(S1-D5)	1.446
(S2-D1)	1.446
(S1-D3)	1.883
(S2-D7)	1.883
(S1-D6)	2.317
(S2-D2)	2.317
(S1-S2)	2.749
(S1-S2)	2.749
(S1-D7)	3.181
(S2-D3)	3.181
(S1-D1)	3.613
(S2-D5)	3.613
(S1-D8)	4.004
(S2-D4)	4.004

[0058] 於實施例，偵測器結構 125a 和 125e 對於在連接來源 120a 和 120b 之直線上的點而對稱定位。偵測器結構 125b 和 125f 對於該點而對稱定位。偵測器結構 125c 和 125g 對於該點而對稱定位。偵測器結構 125d 和 125h 對於該點而對稱定位。該點可以在連接線上而位居來源結構 120a 和 120b 之間的中間。

[0059] 來源到偵測器距離對偵測器結構 125 所偵測之反射度的圖形可以提供反射度曲線，其中資料點沿著 x

軸而良好隔開。來源結構 120a 和 120b 與偵測器結構 125 之間的這些距離間隔減少了資料冗餘性，並且可以導致產生相對正確的反射度曲線。

[0060] 於實施例，來源結構和偵測器結構可以排列在探針表面上的多樣位置以給出所要的（例如上面指出的）距離。舉例而言，二個來源形成一條線，並且在這線之上和之下將有相等數目的偵測器。而且對於二來源之該線上的選擇點來看，偵測器（在線之上）的位置將與另一偵測器（在線之下）具有點對稱。舉例來說，選擇點可以是在二來源之間的中間，但未必是。於其他實施例，定位可以基於形狀（例如圓形、橢圓形、卵形、隨機形、三角形、矩形、方形或其他形狀）來排列。

[0061] 圖 1C 顯示血氧計探針 101 之實施例的方塊圖。血氧計探針 101 包括顯示器 115、處理器 116、記憶體 117、揚聲器 118、一或更多個使用者選擇的裝置 119（譬如關聯於顯示器 115 的一或更多個按鈕、開關、觸控輸入裝置）、一組來源結構 120、一組偵測器結構 125、電源（譬如電池）127。前列組件可以經由匯流排 128 而連結在一起，該匯流排可以是血氧計探針 101 的系統匯流排架構。雖然本圖顯示一條匯流排來連接到每個組件，但是匯流排乃示範用來連結這些組件或血氧計探針 101 所包括之其他組件的任何互連做法。舉例而言，揚聲器 118 或可透過埠口連接到次系統，或者具有對處理器 116 的內部直接連接。進一步而言，實施例所述的組件被容納於血氧

計探針 101 的行動外殼中（見圖 1）。

[0062] 處理器 116 可以包括微處理器、微控制器、多核心處理器或其他類型的處理器。記憶體 117 可以包括各式各樣的記憶體，例如揮發性記憶體 117a（譬如隨機存取記憶體[RAM]）、非揮發性記憶體 117b（譬如碟片或快閃記憶體）。血氧計探針 101 的不同實施例可以包括所列任何多個組件而呈任何組合或組態，並且也可以包括其他未顯示的組件。

[0063] 電源 127 可以是電池，例如可拋棄式電池。可拋棄式電池是在耗掉其儲存的電荷之後被拋棄。某些可拋棄式電池化學科技包括鹼金屬、碳鋅、或氧化銀。電池具有足夠的儲存電荷以允許使用手持裝置達幾個小時。

[0064] 於其他實施例，電池是可充電的，其中電池在儲存的電荷耗掉之後可以充電多次。某些可充電電池的化學科技包括鎳鎘（NiCd）、鎳金屬氫化物（NiMH）、鋰離子（Li 離子）、鋅空氣。電池舉例而言可以經由交流電（AC）變壓器而充電，該變壓器具有連接到手持單元的電線。手持單元中的電路可以包括充電電路（未顯示）。具有可充電電池化學的電池有時可以使用作為可拋棄式電池，其中電池在使用後不充電而是拋棄。

[0065] 圖 2 顯示探針尖端之實施例的圖解，其包括一個來源 S 和四個偵測器 D1、D2、D3、D4。偵測器的位置與來源有漸增的固定距離（ $R1 < R2 < R3 < R4$ ）。偵測器 D1（位在 $R1$ ）最靠近來源，並且偵測從組織表面延伸到

第一組織深度之第一組織層中所反射的光。偵測器 D2（位在 R2）偵測從第一組織深度延伸到第二組織深度之第二組織層中所反射的光。從組織表面來看，第二組織深度要深於第一組織深度。偵測器 D3（位在 R3）偵測從第二組織深度延伸到第三組織深度之第三組織層中所反射的光。從組織表面來看，第三組織深度要深於第二組織深度。偵測器 D4（位在 R4）偵測從第三組織深度延伸到第四組織深度之第四組織層中所反射的光。從組織表面來看，第四組織深度要深於第三組織深度。血氧計探針使用從這些偵測器中的一或更多者所收集之測量資訊來決定一或更多個組織深度的組織氧飽和度。

[0066] 雖然圖 2 顯示探針尖端包括用於每個組織層的單一偵測器，不過探針尖端可以包括用於每個組織層的多個偵測器，例如每個組織層有 2 個偵測器、3 個偵測器、4 個偵測器、5 個偵測器、6 個偵測器、7 個偵測器、8 個偵測器、9 個偵測器、10 個偵測器或更多偵測器。探針尖端也可以包括多於一個的來源，例如 2 個來源、3 個來源、4 個來源、5 個來源、6 個來源、7 個來源、8 個來源、9 個來源、10 個來源或更多來源。來源和偵測器的排列可以是圖 1B 的排列，其中有八個獨特的來源到偵測器距離，並且每個來源到偵測器距離複製至少一次。

[0067] 圖 3 顯示許多不同的組織深度，其可以由血氧計探針對於從單一偵測器或組合式偵測器所收集的測量資訊而分析。舉例而言，組織氧飽和度可以藉由收集分別

來自偵測器 D1、D2、D3、D4 的測量資訊而針對第一、第二、第三、第四組織層來決定。組織氧飽和度也可以藉由收集分別來自偵測器組合 D1~D2、D2~D3、D3~D4、D1~D4 的測量而針對第五、第六、第七、第八組織層來決定。

[0068] 可以體會探針尖端可以包括多於一個的來源以及多於或少於四個偵測器來針對多樣的組織深度而決定組織氧飽和度。也可以體會二或更多個來源到偵測器距離可以是相同的。舉例而言，冗餘的來源到偵測器距離可以用於校正或用於自我檢查收集的資料。

[0069] 於實施例，血氧計探針使用空間解析光譜儀以針對不同的組織深度來決定組織氧飽和度資訊。特定而言，血氧計探針使用：針對來源和偵測器所儲存的來源到偵測器距離、從針對反射光之一或更多個偵測器所收集的測量資訊、用於計算組織氧飽和度資訊的空間解析光譜儀方法。

[0070] 圖 4 是血氧計探針之實施例的方塊圖。血氧計探針的探針單元包括處理器和電子耦合於處理器的多工器。探針尖端包括來源 S 和偵測器 D1~D4。探針單元也包括在偵測器和處理器之間的電子路徑中的類比對數位轉換器（未顯示）。探針尖端可以包括更多的來源和更多或更少的偵測器，例如圖 1B 所示和上述之二個來源和八個偵測器的組態。

[0071] 處理器控制多工器以選擇性收集針對一或更

多個偵測器所偵測之反射光的測量資訊。處理器使用測量資訊而針對組織的一或更多個組織深度來決定組織氧飽和度。

[0072] 在包括多於一個來源的實施例，來源可以由處理器所控制，以致啟動一個來源來發射光、啟動二個來源來發射光、啟動三個來源來發射光、或啟動更多個來源來發射光。處理器可以允許針對發射光的一或更多個來源而從一或更多個偵測器來收集資料，使得組織可以在不同的深度做探測，藉此決定在不同組織深度的氧飽和度，例如上面相對於圖 2~3 所述。

[0073] 圖 5 顯示探針尖端之探針表面的實施例，其包括二個來源 S1 和 S2 以及八個偵測器 D1~D8。來源和偵測器排列成圓形組態。探針表面可以包括更多或更少的來源和更多或更少的偵測器。處理器控制多工器以針對發射自一或二個來源的光而從一或更多個偵測器來發送測量資訊給處理器。於替代選擇性實施例，來源和偵測器排列成其他組態，例如梯形、矩形、方形、三角形、線形、任意形、卵形、橢圓形、這些形狀的一或更多種組合、或其他形狀。來源和偵測器也可以排列成非平面的組態，例如在彎曲的表面上，其中彎曲表面的曲線可以互補於身體部位的形狀，例如頸、頭、膝、肘、腳或其他身體部位的曲線，以使來源和偵測器符合彎曲的形狀。

[0074] 圖 6 顯示血氧計探針 601，其中探針尖端 605 可從探針單元 610 卸下。探針尖端 605 可以卸下並且替換

為不同的探針尖端 615，其中二個探針尖端具有不同的來源到偵測器間隔。舉例而言，第一探針尖端可以具有圖 1B 所示之探針尖端的來源和偵測器組態，並且第二探針尖端可以具有圖 5 所示之探針尖端的來源和偵測器組態。二種不同的探針尖端可以用於探針單元而形成血氧計探針以針對不同的組織深度來決定組織氧飽和度。於實施例，不同的探針尖端具有許多不同的來源、許多不同的偵測器、或兼具之。

[0075] 圖 7 顯示組織血氧計 701，其包括基座單元 705 和可卸下的纜線 712，後者包括附接於纜線末端的探針尖端 710。探針尖端包括一或更多個來源和一或更多個偵測器。一或更多個來源和一或更多個偵測器是由許多不同的來源到偵測器距離所分開。發射光的來源和偵測光的偵測器之間的來源到偵測器距離可以做多變的設定，以探測在組織表面之下的不同組織深度之組織。基座單元舉例而言可以由使用者加以組構，使得一或更多個來源建構成發送光，並且一或更多個偵測器建構成偵測反射後的光。

[0076] 基座單元包括一或更多個使用者介面，其接收使用者輸入以選擇發射光的一或更多個來源，並且接收使用者輸入以選擇偵測光的一或更多個偵測器。基座單元之調適成接收使用者輸入的一或更多個使用者介面可以包括按鈕、觸控介面顯示器、轉盤、開關或其他介面。基座單元可以包括一或更多個通訊埠，其調適成從連接的運算裝置來接收資訊，以選擇發射光的一或更多個來源和偵測

光的一或更多個偵測器。

[0077] 於實施例，纜線和探針尖端可從基座單元卸下並且可以替換為不同的纜線和探針尖端。二條不同纜線的二個不同探針尖端在一或更多個來源和一或更多個偵測器之間具有一或更多個不同的來源到偵測器距離以探測不同的組織深度。

[0078] 圖 8 顯示二個不同探針尖端的方塊圖，其具有二個不同的來源到偵測器間隔。探針尖端包括一個來源和四個偵測器。可以切換探針尖端，如此則組織的不同組織深度可以由組織血氧計來探測。舉例而言，具有第一探針尖端的血氧計探針可以探測相對為淺和深的組織深度，而具有第二探針尖端的血氧計探針可以探測相對為深和中的組織深度。將體會探針尖端可以包括多於一個的來源和更少或更多的偵測器。於實施例，每個探針尖端具有呈圓形排列之一或更多個來源和一或更多個偵測器。

[0079] 於實施例，至少一來源和至少一偵測器之間的距離是近似 200 微米或更小，例如 150 微米或更小、100 微米或更小、75 微米或更小、或其他距離。定位離某一偵測器 200 微米或更小的至少一來源發射可見光、紅外光或此二者。發射於可見光譜的光可以包括在藍光和紅光之間的光、或是波長小於 580 奈米的光、或此二者，例如綠光、橙光、黃光、或波長在藍光和紅光之間的其他顏色光。

[0080] 相對較短波長的光（譬如波長在藍光和紅光

之間) 可以從探針尖端發送以探測組織的薄頂層(譬如 20 微米到約 150 微米或更小), 例如表皮。這些相對較短波長的光傾向於較不深深的穿透到真皮中或者不穿透真皮, 如此則從真皮之這些較短波長光的測量資訊不顯著貢獻於來自表皮的測量資訊。因此, 表皮中的發色團(例如黑色素) 可以由血氧計探針所探測, 並且真皮中的發色團可以不貢獻於表皮中之黑色素的測量。

[0081] 可以選擇相對較長波長的光以探測相對更深的組織, 例如深於約 20 微米、深於約 50 微米、深於約 75 微米、深於約 100 微米、深於約 125 微米、或深於約 150 微米(譬如深於表皮的組織深度, 例如到真皮、皮下脂肪或此二者中)。

[0082] 於實施例, 大致所有波長之光(譬如可見光、IR 或此二者) 的測量資訊是從來源發送到組織中並且由偵測器所偵測。可以分析偵測器針對每個波長所產生的反射度資料, 例如將反射度資料配適於模擬反射度曲線以決定測量值(譬如吸收係數、縮減散射係數、黑色素濃度、氧飽和度、血液體積、這些測量的任何組合、或其他測量)。之後, 處理器可以使用測量值、反射度資料或其他資訊來決定在多樣組織深度之多樣組織層的測量值。舉例而言, 對於大致獨立於真皮發色團之測量值的表皮而言, 處理器然後可以決定一或更多個測量值(譬如吸收係數、縮減散射係數、黑色素濃度、氧飽和度、血液體積、這些測量的任何組合、或其他測量)。下面進一步描述將

反射度資料配適於模擬反射度曲線。

[0083] 對於大致獨立於表皮發色團之測量值的真皮而言，處理器也可以決定一或更多個測量值（譬如氧飽和度值）。

[0084] 於實施例，選擇的波長（譬如相對為短的波長，例如在藍光和紅光之間；或者相對為長的波長，例如紅光、IR 或此二者）可以從來源發送，並且選擇某些偵測器來偵測（譬如選擇 20 個偵測器中的偵測器 2~5 和 11~20，或選擇 20 個偵測器中的偵測器 1 和 6~8，或選擇 20 個偵測器中的偵測器 9~13，或某些其他許多偵測器）以探測組織，例如表皮或真皮，其中表皮的測量資訊大致獨立於真皮的測量資訊，並且其中真皮的測量資訊大致獨立於表皮的測量資訊，或是這些組織層的更細分層。舉例而言，在藍光和紅光之間相對較短的可見光波長可以從來源發送，並且由相對靠近來源（譬如 100 微米或更靠近來源）的偵測器所偵測以探測表皮。

[0085] 相對較長的光波長（譬如紅光、IR 或此二者）可以從來源發送，並且由相對遠離來源（譬如距離來源 100 微米或更遠）的偵測器所偵測以探測真皮或更深，舉例而言例如用於皮瓣替換手術以重建乳房的埋藏皮瓣。血氧計探針調適成接收輸入以選擇組合的選擇波長（譬如短或長）和選擇偵測器（譬如靠近來源，例如比 100 微米還近，或者遠離來源，例如比 100 微米還遠），其中選擇的組合是由探針所使用以探測組織的不同組織層，例如表

皮或真皮。血氧計探針調適成基於使用者已選擇所要探測或大致自動的選擇組織深度而做出這些波長和偵測器的選擇。

[0086] 於實施例，一或更多個來源可以調適成發射在第一光譜範圍而不在第二光譜範圍的光波長，或者發射在第二光譜範圍而不在第一光譜範圍的光波長，其中第一和第二光譜範圍可以不重疊。第一光譜範圍可以包括在可見光範圍的光，例如在藍光和紅光之間的波長。第二光譜範圍可以包括紅光、IR 或此二者。

<資料加權的偵測器結構>

[0087] 定位在與來源結構 120 有漸增距離的偵測器結構 125 從組織接收漸減量的反射。因此，相較於具有相對為長的來源到偵測器距離（譬如圖 1B 的 S1-D8 和 S2-D4）之偵測器結構所產生的反射度資料，具有相對為短的來源到偵測器距離（譬如圖 1B 的 S1-D4 和 S2-D8）之偵測器結構 125 所產生的反射度資料傾向於展現本質上較高的訊號。相較於具有相對為長來源到偵測器距離（譬如來源到偵測器距離大於平均距離）之偵測器結構所產生的反射度資料，配適演算法因此可以優選的將模擬反射度曲線更密切的配適於具有相對為短的來源到偵測器距離（譬如來源到偵測器距離小於或等於來源結構和偵測器結構之間的平均距離）之偵測器結構 125 所產生的反射度資料。為了從反射度資料而相對正確的決定光學性質，這與距離成

比例的歪斜可以是不想要的，並且可以加權反射度資料而修正，如下面立即所述。

[0088] 圖 9 顯示加權由選擇偵測器結構 125 所產生之反射度資料的方法流程圖。流程圖代表一範例性實施例。步驟可以加到流程圖、從流程圖移除或做組合，而不偏離實施例的範圍。

[0089] 在 1400，血氧計探針 101 將來自某一來源結構（例如來源結構 120a）的光發射到組織中。在發射光從組織反射之後，偵測器結構 125 偵測光（步驟 1405），並且產生組織的反射度資料（步驟 1410）。步驟 1400、1405、1410 可以針對多重波長的光以及針對一或更多個其他來源結構（例如來源結構 120b）而重複。在 1415，血氧計探針 101 將反射度資料的第一部分配適於模擬反射度曲線 315。反射度資料的第一部分是由與來源結構的距離小於閾距離之偵測器結構的第一部分所產生。閾距離可以是來源結構和偵測器結構之間的平均距離（譬如近似中間範圍距離）。在 1420，反射度資料的第二部分則配適於模擬反射度曲線。反射度資料的第二部分是由偵測器結構的第一部分以及相較於閾距離而在其次最大之來源到偵測器距離的另一偵測器結構所產生。舉例而言，如果偵測器結構的第一部分包括偵測器結構 125c、125d、125e、125f，則在其次最大之來源到偵測器距離的偵測器結構是偵測器結構 125g（見表 1）。

[0090] 在 1425，在步驟 1415 所產生的配適與在步驟

1420 所產生的配適做比較，以決定在步驟 1420 所產生的配適是否優於在 1415 所產生的配適。如熟於此技術者所將了解，資料對曲線之配適的「靠近度」（closeness）可基於各式各樣參數來定量，並且配適的靠近度可直接比較以決定較靠近配適於曲線的資料。如將進一步了解，較靠近的配適有時也稱為較佳的配適或較密切的配適。如果在步驟 1420 所產生的配適優於在步驟 1415 所產生的配適，則以包括定位在次一增加來源到偵測器距離的額外偵測器結構（根據所考慮的範例則是偵測器結構 125c）之偵測器結構所產生的反射度資料來重複步驟 1420 和 1425。替代選擇而言，如果在步驟 1420 所產生的配適不優於在步驟 1415 所產生的配適，則來源到偵測器距離大於閾距離之偵測器結構 125 的反射度資料不用於配適。之後，血氧計探針 101 使用在步驟 1415 或 1420（如果後者優於在步驟 1415 所決定之配適）所產生的配適來決定組織的光學性質和氧飽和度（步驟 1430）。之後，氧飽和度是由血氧計探針 101 報告在例如顯示器 115 上（步驟 1435）。

[0091] 根據替代選擇性實施例，如果在步驟 1420 所產生的配適不優於在步驟 1415 所產生的配適，則反射度資料被來源到偵測器距離大於閾距離之偵測器結構的加權因數而加權，如此則這加權反射度資料對配適的影響有所減少。未用於配適的反射度資料可以視為具有零權重，並且可以關聯於來自有興趣的組織層之下的組織之反射度。來自有興趣的組織層之下的組織之反射度則說是展現反射

度曲線的特徵扭結，其指出這特殊的反射度。

[0092] 注意將反射度資料配適於模擬反射度曲線的曲線配適演算法可以考慮反射度資料的不確定量以及反射度資料的絕對位置。反射度資料的不確定性對應於某一偵測器結構產生反射度資料時的雜訊量，並且雜訊量可以評量成反射度資料大小的平方根。

[0093] 根據進一步實施例，血氧計探針 101 依據關聯於反射度資料測量的雜訊量而反覆加權反射度資料。特定而言，相較於具有相對為短的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的反射度資料來看，具有相對為大的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的反射度資料一般而言具有較低的訊噪比（signal-to-noise ratio）。具有相對為大的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的加權反射度資料則允許這資料對於配適的貢獻大致相等於其他反射度資料。

<儲存的模擬反射度曲線>

[0094] 根據特定的具體態樣，記憶體儲存許多蒙地卡羅「模擬反射度曲線」（simulated reflectance curve）315，其可以由電腦所產生而後續儲存於記憶體。每條模擬反射度曲線 315 代表光（譬如近紅外光）從一或更多個模擬光源發射到模擬組織中並且從模擬組織反射到一或更多個模擬偵測器的模擬。模擬反射度曲線 315 是用於特定組態的模擬光源和模擬偵測器，例如組織血氧測定探針

127 中之光源 120 和偵測器 125 的組態或類似者。因此，模擬反射度曲線 315 塑造出從組織血氧測定裝置 100 發射和收集的光。進一步而言，每條模擬反射度曲線 315 代表獨特的真實組織條件，例如特定的組織吸收和組織散射值，其關於特殊的組織發色團濃度和組織散射物密度。儲存於記憶體 117 之模擬反射度曲線的數目可以相對為大，並且可以代表可以出現於組織血氧測定裝置 100 來分析存活性的真實組織中之光學性質和組織性質的幾乎所有（若非全部的話）實際組合。雖然在此將記憶體 117 描述成儲存蒙地卡羅模擬反射度曲線，不過記憶體 117 可以儲存非蒙地卡羅法之方法（例如使用擴散近似）所產生的模擬反射度曲線。

[0095] 圖 10 是反射度曲線的範例圖，其可以用於組織血氧測定探針 127 之特定組態的光源 120 和偵測器 125，例如某一組態的光源和偵測器或類似者。圖形的水平軸代表光源 120 和偵測器 125 之間的距離（亦即來源到偵測器距離）。如果適當選擇光源 120 和偵測器 125 之間的距離，並且模擬反射度曲線是用於光源 120 和偵測器 125 的模擬，則模擬反射度曲線的資料點之間的側向間隔將相對為均勻的。此種相對均勻的間隔可以於圖 4 的模擬反射度曲線中看到。圖形的垂直軸代表從組織反射並且由偵測器 125 偵測之光的模擬反射度。如模擬反射度曲線所示，抵達偵測器 125 的反射度隨著光源 120 和偵測器 125 之間的距離而有所變化。

[0096] 根據一實施例，記憶體 117 儲存每條模擬反射度曲線 315 之選擇的許多點，並且可能不儲存整個模擬反射度曲線。儲存用於每條模擬反射度曲線 315 的點數目可以匹配於來源-偵測器對的數目。舉例而言，如果組織血氧測定探針 115 包括二個光源 120a 和 120c 並且包括八個偵測器 125a~125h，則組織血氧測定探針 100 包括十六個來源-偵測器對，並且記憶體 117 因此可以儲存用於每條模擬反射度曲線之十六個選擇的資料點，其中儲存的資料點是用於特定的來源-偵測器距離（亦即光源和偵測器之間的距離）。

[0097] 因此，儲存於記憶體 117 中的模擬反射度曲線資料庫之尺寸可能是 $16 \times 3 \times 5850$ ，其中每條曲線針對可以由每個光源 210 所產生和發射的三個不同波長而儲存了十六個點，並且其中跨越光學性質範圍的總共有 5850 條曲線。替代選擇而言，儲存於記憶體 117 中的模擬反射度曲線資料庫之尺寸可能是 $16 \times 4 \times 5850$ ，其中每條曲線針對可以由每個光源所產生和發射的四個不同波長而儲存了十六個點，並且其中跨越光學性質範圍的總共有 5850 條曲線。5850 條曲線舉例而言源自於 39 個吸收係數 μ_s 值和 150 個吸收係數 μ_a 值的矩陣。 μ_s 的數值範圍可能從 5 : 5 : 24 公分⁻¹（ μ_s 取決於 g 值）。 μ_a 的數值範圍可能從 0.01 : 0.01 : 1.5。將了解前述範圍是範例性範圍，並且來源-偵測器對的數目、每個光源所產生的波長數目、模擬反射度曲線的數目可以更小或更大。

<組織分析>

[0098] 圖 11A 是以組織血氧測定裝置 100 來決定組織（譬如真實組織）之光學性質的高階方法流程圖，其中組織血氧測定裝置使用反射度資料和模擬反射度曲線 315 來決定光學性質。光學性質可以包括組織的吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 。將組織的吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 轉換成組織的氧飽和度值之進一步方法則在下面做進一步詳述。高階流程圖代表一範例性具體態樣。步驟可以加到高階流程圖、從高階流程圖移除或做組合，而不偏離實施例的範圍。

[0099] 在 500，組織血氧測定裝置 100 從某一光源 120（例如光源 120a）發射光（譬如近紅外光）到組織中。當光從光源發射時，組織血氧測定裝置一般而言接觸著組織。在發射光從組織反射之後，偵測器 125 偵測部分的這光（步驟 505），並且產生組織的反射度資料點（步驟 510）。可以針對多重波長的光（譬如紅光、近紅外光或此二者）和針對一或更多個其他光源（例如光源 120c）而重複步驟 500、505、510。舉例而言，如果組織血氧測定探針 115 具有十六個來源-偵測器距離，則單一波長的反射度資料點可能包括十六個反射度資料點。反射度資料點有時稱為反射度資料點的 N 向量。

[0100] 在 515，針對來源-偵測器對的增益而修正反射度資料點（譬如原始反射度資料點）。在來源-偵測器

對的校正期間，增益修正乃針對來源-偵測器對而產生並且儲存於記憶體 117。下面進一步詳述增益修正的產生。

[0101] 在 520，處理器 116 將反射度資料點配適（譬如經由誤差平方和的計算）於模擬反射度曲線 315，以決定最佳配適於反射度資料點（亦即具有最低配適誤差）的特殊反射度資料曲線。根據一特定實施例，配適步驟 520 選擇和利用相對為小的一組模擬反射度曲線，其為模擬反射度曲線之資料庫的「粗糙」（coarse）格網。舉例而言，給定 39 個散射係數 μ_s 值和 150 個吸收係數 μ_a 值，則處理器 116 針對粗糙格網中的總共 40 條模擬反射度曲線而每一第五個散射係數 μ_s 值和每一第八個吸收係數 μ_a 來選取，而可能決定模擬反射度曲線的粗糙格網。將了解前面的特定數值是用於範例性具體態樣，並且處理器 116 可以利用其他尺寸的粗糙格網。將反射度資料點配適於粗糙格網的結果便是最佳配適模擬反射度曲線在粗糙格網的座標（ μ_s ， μ_a ）_{粗糙}。

[0102] 在 525，處理器 116 利用來自具有最低配適誤差之粗糙格網的特殊模擬反射度曲線以定義模擬反射度曲線的「精細」（fine）格網，其中精細格網中的模擬反射度曲線是在來自具有最低配適誤差之粗糙格網的模擬反射度曲線周圍。

[0103] 也就是說，精細格網有定義的尺寸，而具有來自界定精細格網中心之粗糙格網的最低誤差模擬反射度曲線。精細格網可以具有相同於粗糙格網的模擬反射度曲

線數目，或者它可以具有更多或更少的模擬反射度曲線。精細格網大致上是精細的，如此以提供足夠數目的點來決定精細格網中之附近吸收係數 μ_a 值和散射係數 μ_s 值的尖峰表面陣列（步驟 530）。特定而言，閾可以由處理器 116 利用來自粗糙格網的最低誤差值加上指定的偏移而設定。散射係數 μ_s 和吸收係數 μ_a 在精細格網上之誤差低於閾的位置可以都被識別出來以用於決定尖峰表面陣列，而進一步決定反射度資料的散射係數 μ_s 和吸收係數 μ_a 。特定而言，針對尖峰做誤差配適以決定在尖峰的吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 值。在尖峰之吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 值的加權平均（譬如質心計算）可以由組織血氧測定裝置所利用，以決定組織之反射度資料點的吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 值（步驟 540）。

[0104] 用於加權平均之吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 值的權重可以由處理器 116 決定為閾減掉精細格網誤差。因為精細格網上的點是以低於閾的誤差來選擇，所以這給出正的權重。加權平均（譬如質心計算）的加權計算致使預測了組織之反射度資料點的散射係數 μ_s 和吸收係數 μ_a ，亦即 (μ_a, μ_s) 精細。組織血氧測定裝置可以利用其他方法，例如以一或更多種各式各樣的非線性最小平方來做配適，以決定散射係數 μ_s 的真實最小誤差尖峰。

[0105] 根據一實施例，處理器 116 計算反射度資料點和模擬反射度曲線的對數，並且將每個對數除以來源到偵測器距離（譬如單位為公分）的平方根。這些除以來源

到偵測器距離之平方根的對數值可以由處理器 116 利用於前述步驟的反射度資料點和模擬反射度曲線（譬如步驟 515、520、525、530），以改善反射度資料點對模擬反射度曲線的配適。

[0106] 根據另一實施例，偏移基本上設為零，其有效的給出在粗糙格網最小值和精細格網最小值之間差異的偏移。因為上面相對於圖 11A 所述的方法取決於來自粗糙格網的最小配適誤差，所以精細格網上的真實最小誤差典型而言較低。理想而言，閾是由精細格網上的最低誤差來決定，這典型而言會需要處理器的額外運算。

[0107] 以下是根據一實施例而找出特殊模擬反射度曲線的進一步詳述，其最佳配適於精細格網中的反射度資料點。圖 11B 是根據一實施例而找出特殊模擬反射度曲線的高階方法流程圖解，其最佳配適於精細格網中的反射度資料點。高階流程圖代表一範例性具體態樣。步驟可以加到高階流程圖、從高階流程圖移除或做組合，而不偏離實施例的範圍。

[0108] 在步驟 525 從最佳配適於反射度資料點的粗糙格網而決定出特殊的模擬反射度曲線 $(\mu_a, \mu_s)_{\text{粗糙}}$ 之後，處理器 116 算出模擬反射度曲線的完整模擬反射度曲線資料庫（亦即 $16 \times 3 \times 5850$ 個 (μ_a, μ_s) 的資料庫）之關於 $(\mu_a, \mu_s)_{\text{粗糙}}$ 的區域中之誤差表面（步驟 550）。誤差表面標示成： $\text{err}(\mu_a, \mu_s)$ 。之後，處理器 116 定出 $\text{err}(\mu_a, \mu_s)$ 中之最小誤差值的位置，其稱為 $\text{err}_{\text{最小}}$ （步驟

555)。處理器 116 然後從 $\text{err}(\mu_a, \mu_s)$ 來產生尖峰表面陣列；如果尖峰表面大於零，則尖峰表面陣列表示成 $\text{pk surf}(\mu_a, \mu_s) = k + \text{err}_{\text{最小}} - \text{err}(\mu_a, \mu_s)$ ，或者如果尖峰表面小於或等於零則表示成 $\text{pk surf}(\mu_a, \mu_s) = k + \text{err}_{\text{最小}} - \text{err}(\mu_a, \mu_s) = 0$ （步驟 560）。於此式， k 是選自在 $\text{err}(\mu_a, \mu_s)$ 之最小點的尖峰，其在零以上的寬度是近似十個元素。尖峰在 $\text{pk surf}(\mu_a, \mu_s)$ 的質心（亦即質心計算）使用點的高度作為權重（步驟 565）。質心的位置是組織的反射度資料點之吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 的內插結果。

[0109] 上面相對於圖 5A 和 5B 所述而決定組織的反射度資料點之吸收係數 μ_a 和散射係數 μ_s 的方法可以針對每個光源 120 所產生的每個波長（譬如 3 或 4 個波長）而重複。

<氧飽和度決定>

[0110] 根據第一實施例，處理器 116 利用針對每個光源 120 所產生的 3 或 4 個波長所決定（如上所述）的吸收係數 μ_a （譬如 3 或 4 個吸收係數 μ_a ），而決定由組織血氧測定裝置 100 所探測之組織的氧飽和度。根據第一實施例，產生了氧飽和度值的查詢表以找出吸收係數 μ_a 對氧飽和度的最佳配適。查詢表可以藉由假設可能全部之血紅素、黑色素、氧飽和度值的範圍並且計算這些情境的每一者之 μ_a 而產生。然後，吸收係數 μ_a 點藉由除以單元向

量的範數而轉換成單元向量以減少系統性誤差，並且僅取決於曲線的相對形狀。然後單元向量與查詢表做比較以找出最佳配適，其給出氧飽和度。

[0111] 根據第二實施例，處理器 116 藉由計算去氧血紅素和含氧血紅素的淨分析物訊號（NAS）而決定組織的氧飽和度。NAS 定義成光譜正交於系統中之其他光譜成分的部分。舉例而言，去氧血紅素的 NAS 是光譜正交於含氧血紅素光譜和黑色素光譜的部分。然後可以藉由向量乘上個別的 NAS 並且除以 NAS 平方的範數而計算出去氧和含氧血紅素的濃度。氧飽和度遂輕易的計算為含氧血紅素的濃度除以含氧血紅素和去氧血紅素的總和。Lorber 的分析化學第 58 期第 1167~1172 頁（1986 年）為了參考而併於此，其提供進一步詳細理解第二實施例的架構來決定組織的氧飽和度。

[0112] 根據組織血氧測定裝置 100 的一具體態樣，反射度資料是由在 30 赫茲的偵測器 125 所產生，並且氧飽和度值是在近似 3 赫茲來計算。決定之氧飽和度數值的移動平均（譬如至少三個氧飽和度值）可以顯示在顯示器 112 上，其可能具有 1 赫茲的更新速率。

<光學性質>

[0113] 如上所簡述，儲存在記憶體 117 中的每條模擬反射度曲線 315 代表組織的獨特光學性質。更特定而言，模擬反射度曲線的獨特形狀（針對給定的波長而言）

代表組織之光學性質的獨特數值，亦即散射係數（ μ_s ）、吸收係數（ μ_a ）、組織的異向性（ g ）、組織的折射率，而可以從此來決定組織性質。

[0114] 相對為小的來源到偵測器距離之偵測器 125 所偵測的反射度主要取決於縮減散射係數 μ_s' 。縮減散射係數是「集總」（lumped）性質，其合併了散射係數 μ_s 和組織的異向性 g ，其中 $\mu_s' = \mu_s (1-g)$ ，並且用於描述光子在尺寸為 $1/\mu_s$ 之許多步的隨機行走發散，其中每一步涉及均向散射。此種敘述等同於使用許多小步 $1/\mu_s$ 來描述光子移動，其中如果吸收事件之前有許多散射事件（亦即 $\mu_a \ll \mu_s'$ ），則每一步僅涉及部分的偏折角度。

[0115] 相對而言，相對為大的來源到偵測器距離之偵測器 125 所偵測的反射度主要取決於有效吸收係數 $\mu_{\text{有效}}$ ，其定義為 $\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}$ ，其是 μ_a 和 μ_s' 二者的函數。

[0116] 因此，藉由測量反射度在相對為小的來源到偵測器距離（譬如光源 120a 和偵測器 125e 之間的 D1、光源 120c 和偵測器 125a 之間的 D9）以及相對為大的來源到偵測器距離（譬如光源 120a 和偵測器 125a 之間的 D5、光源 120c 和偵測器 125e 之間的 D10），則 μ_a 和 μ_s' 都可以彼此獨立的決定。組織的光學性質轉而可以提供足夠計算含氧血紅素和去氧血紅素濃度的資訊，因此足以計算組織的氧飽和度。

<反覆配適以使資料收集最佳化>

[0117] 圖 12 是以組織血氧測定裝置 100 來決定組織光學性質的另一高階方法流程圖。高階流程圖代表一範例性具體態樣。步驟可以加到高階流程圖、從高階流程圖移除或做組合，而不偏離實施例的範圍。

[0118] 在 600，組織血氧測定裝置 100 從某一光源（例如光源 120a）發射光（譬如近紅外光）到組織中。在發射光從組織反射之後，偵測器 125 偵測光（步驟 605），並且產生組織的反射度資料（步驟 610）。可以針對多重波長的光以及針對一或更多個其他光源（例如光源 120c）而重複步驟 600、605、610。在 615，組織血氧測定裝置 100 將反射度資料配適於模擬反射度曲線 315，並且決定與反射度資料具有最佳配適的模擬反射度曲線。之後，組織血氧測定裝置 100 基於最佳配適於反射度資料之模擬反射度曲線的光學性質而決定組織的光學性質（譬如 μ_a 和 μ_s ）（步驟 620）。

[0119] 在 625，組織血氧測定裝置 100 從步驟 620 所決定的光學性質來決定光在組織中的平均自由路徑（mfp），譬如 $mfp = 1/(\mu_a + \mu_s')$ 。特定而言，平均自由路徑可以從累積反射度曲線所獲得的光學性質而決定，該曲線包括所有來源-偵測器對（譬如對 1：光源 120a-偵測器 125e、對 2：光源 120a-偵測器 125f、對 3：光源 120a-偵測器 125g、對 4：光源 120a-偵測器 125h、對 5：光源 120a-偵測器 125a、對 6：光源 120a-偵測器 125b、對 7：光源 120a-偵測器 125c、對 8：光源 120a-偵測器

125d、對 9：光源 120c-偵測器 125e、對 10：光源 120b-偵測器 125f.....和其他) 的反射度資料。

[0120] 在 630，組織血氧測定裝置 100 決定針對給定組織區域所計算的平均自由路徑是否長於最短之來源到偵測器距離（譬如光源 120a 和偵測器 125e 之間的 D1，光源 120c 和偵測器 125a 之間的 D9）的二倍。如果平均自由路徑長於最短的來源到偵測器距離之二倍，則收集的反射度資料再配適於模擬反射度曲線（亦即重分析），而不利用具有最短的來源到偵測器距離之來源到偵測器對（譬如對 1：光源 120a-偵測器 125e、對 9：光源 120c-偵測器 125a）之偵測器所收集的反射度資料。舉例而言，重複步驟 615~630 而不使用來自光源 120a 作為偵測器 125e 的來源之偵測器 125e 的反射度資料，並且不使用來自光源 120c 作為偵測器 125a 的來源之偵測器 125a 的反射度資料。針對一或更多個來源-偵測器對而計算平均自由路徑和拋棄反射度資料的過程可以重複，直到貢獻反射度資料給配適的來源-偵測器對所具有的來源到偵測器距離都不短於計算之平均自由路徑的一半為止。之後，氧飽和度是由最佳配適的模擬反射度曲線來決定，並且由組織血氧測定裝置 110 例如報告在顯示器 112 上（步驟 635）。

[0121] 從某一光源 120 發射到組織中並且行經小於平均自由路徑之一半的光大致上是非發散的反射。這光的再發射距離乃強烈取決於組織相位函數和局部的組織組成。因此，相較於已經經歷多重散射事件之光的反射度資

料而言，使用這光的反射度資料則傾向於導致較不正確的決定光學性質和組織性質。

<資料加權>

[0122] 定位在與光源 120 有漸增距離的偵測器 125 從組織接收漸減量的反射度。因此，相較於具有相對為長的來源到偵測器距離（譬如 D5 和 D10）之偵測器所產生的反射度資料，具有相對為短的來源到偵測器距離（譬如 D1）之偵測器 125 所產生的反射度資料傾向於展現本質上較低的雜訊。相較於具有相對為長的來源到偵測器距離（譬如來源到偵測器距離大於平均距離）之偵測器所產生的反射度資料，配適演算法因此可以優選的將模擬反射度曲線更密切的配適於具有相對為短的來源到偵測器距離（譬如來源到偵測器距離小於或等於光源和偵測器之間的平均距離）之偵測器 125 所產生的反射度資料。為了從反射度資料而相對正確的決定光學性質，這與距離成比例的歪斜可以是不想要的，並且可以加權反射度資料而修正，如下面立即所述。

[0123] 圖 13 是加權由選擇偵測器 125 所產生之反射度資料的高階方法流程圖。高階流程圖代表一範例性具體態樣。步驟可以加到高階流程圖、從高階流程圖移除或做組合，而不偏離實施例的範圍。

[0124] 在 700，組織血氧測定裝置 100 從某一光源（例如光源 120a）發射光到組織中。在發射光從組織反

射之後，偵測器 125 偵測光（步驟 705），並且產生組織的反射度資料（步驟 710）。可以針對多重波長的光和針對一或更多個其他光源（例如光源 120c）而重複步驟 700、705、710。在 715，組織血氧測定裝置 100 將反射度資料的第一部分配適於模擬反射度曲線。反射度資料的第一部分是由與光源距離小於閾距離之偵測器的第一部分所產生。閾距離可以是光源和偵測器之間的平均距離（譬如近似中間範圍距離）。在 720，將反射度資料的第二部分配適於模擬反射度曲線。反射度資料的第二部分是由偵測器的第一部分以及相較於閾距離而具有其次最大之來源到偵測器距離的另一偵測器所產生。舉例而言，如果偵測器的第一部分包括偵測器 125c、125d、125e、125f，則具有其次最大之來源到偵測器距離的偵測器是偵測器 125g（譬如比偵測器 125c 更靠近光源 120a，見圖 2A 和 2B）。

[0125] 在 725，在步驟 715 所產生的配適與在步驟 720 所產生的配適做比較，以決定在步驟 720 所產生的配適是否優於在 715 所產生的配適。如熟於此技術者所將了解，資料對曲線之配適的「靠近度」可基於各式各樣的參數而定量，並且配適的靠近度可直接做比較以決定對曲線具有較靠近之配適（較接近之配適）的資料。如將進一步了解，較靠近的配適有時也稱為較佳的配適或較密切的配適。如果在步驟 720 所產生的配適優於在步驟 715 所產生的配適，則以包括定位在次一增加來源到偵測器距離的額

外偵測器（根據所考慮的範例則是偵測器 125c）之偵測器所產生的反射度資料來重複步驟 720 和 725。替代選擇而言，如果在步驟 720 所產生的配適不優於在步驟 715 所產生的配適，則來源到偵測器距離大於閾距離之偵測器 125 的反射度資料不用於配適。之後，組織血氧測定裝置 100 使用在步驟 715 或 720 所產生的配適（如果後者優於在步驟 715 所決定的配適）來決定組織的光學性質和氧飽和度（步驟 730）。之後，氧飽和度是由組織血氧測定裝置 110 例如報告在顯示器 112 上（步驟 735）。

[0126] 根據替代選擇性具體態樣，如果在步驟 720 所產生的配適不優於在步驟 715 所產生的配適，則針對來源到偵測器距離大於閾距離的偵測器而以加權因數來加權反射度資料，如此則這加權的反射度資料對配適的影響有所減少。未用於配適的反射度資料可以視為具有零權重，並且可以關聯於來自有興趣的組織層底下之組織的反射度。來自有興趣的組織層底下之組織的反射度則說是展現反射度曲線的特徵扭結，其指出這特殊的反射度。

[0127] 注意將反射度資料配適於模擬反射度曲線的曲線配適演算法可以考慮反射度資料的不確定量以及反射度資料的絕對位置。反射度資料的不確定性對應於某一偵測器結構產生反射度資料時的雜訊量，並且雜訊量可以評量成反射度資料大小的平方根。

[0128] 根據進一步具體態樣，組織血氧測定裝置 100 依據關聯於反射度資料測量的雜訊量而反覆加權反射度資

料。特定而言，相較於具有相對為短的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的反射度資料來看，具有相對為大的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的反射度資料一般而言具有較大的訊噪比。具有相對為大的來源到偵測器距離之偵測器結構所產生的加權反射度資料則允許這資料對於配適的貢獻大致相等於其他反射度資料。

[0129] 已經為了示範和描述而提出本發明的敘述。它不打算窮盡的或將本發明限制於所述的精確形式，並且鑒於以上教導而可能有許多修改和變化。選擇和描述的具體態樣是為了最好解釋本發明的原理及其實際應用。這敘述將能夠讓熟於此技術者最好利用和實施本發明於多樣的具體態樣和具有適合特殊用途的多樣修改。所述之多樣實施例的元件可以做任何的組合。本發明的範圍是由以下申請專利範圍所界定。

【符號說明】

[0130]

101：手持血氧計探針

105：探針單元

110：探針尖端

115：顯示器

116：處理器

117：記憶體

117a：揮發性記憶體

117b：非揮發性記憶體

118：揚聲器

119：使用者選擇的裝置

120：來源結構

120a：第一來源結構

120b：第二來源結構

125：偵測器結構

125a~125h：第一到第八偵測器結構

127：電源

128：匯流排

145：透射光

150：反射光

315：模擬反射度曲線

500~565：以組織血氧測定裝置來決定組織之光學性質的方法步驟

600~635：以組織血氧測定裝置來決定組織之光學性質的方法步驟

700~735：加權由選擇偵測器所產生之反射度資料的方法步驟

701：組織血氧計

705：基座單元

710：探針尖端

712：纜線

1400~1435：加權由選擇偵測器結構所產生之反射度資料

的方法步驟

D1~D8：偵測器

R1~R4：偵測器與來源的距離

S、S1、S2：來源

申請專利範圍

1. 一種利用血氧計裝置進行測量之方法，其包括：
 - 提供手持血氧計外殼；
 - 提供處理器，其被容納於該手持血氧計外殼中；
 - 提供記憶體，其被容納於該手持血氧計外殼中，而電子耦合於該處理器；
 - 提供顯示器，其可從該手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於該處理器；
 - 提供電池，其被容納於該手持血氧計外殼中；
 - 允許該電池供應電力給該處理器、該記憶體、及該顯示器；
 - 提供探針尖端，其至少部分被容納於該手持血氧計外殼中；
 - 在該探針尖端的表面上提供第一來源結構；
 - 在該探針尖端的該表面上設置複數個偵測器結構；
 - 允許該第一來源結構發射具有第一波長的第一光和具有第二波長的第二光到要測量的組織中，其中該第一波長短於該第二波長；
 - 允許藉由比閾距離更靠近該來源結構的該偵測器結構來偵測該第一光；
 - 基於該偵測第一光，該處理器將比該閾距離更靠近該來源結構的該偵測器結構所產生的第一偵測器回應配適於儲存在該記憶體中的多條模擬反射度曲線；
 - 基於針對該第一偵測器回應之一或更多條最佳配適的

該模擬反射度曲線，而由該處理器決定要測量之該組織的第一組織的第一測量資訊；

允許藉由比閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結構來偵測該第二光；

基於該偵測第二光，該處理器將比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結構所產生的第二偵測器回應配適於儲存在該記憶體中的該多條模擬反射度曲線；

基於針對該第二偵測器回應之一或更多條最佳配適的該模擬反射度曲線，該處理器決定第二測量資訊；

基於比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結構所偵測的該第二光，而由該處理器決定要測量之該組織的第二組織的該第二測量資訊；

基於該第一測量資訊，計算並在該顯示器上顯示該第一組織的第一氧飽和度測量值；

基於該第二測量資訊，計算並在該顯示器上顯示該第二組織的第二氧飽和度測量值；其中該第一組織是要測量之該組織的表面下的第一深度，該第二組織是要測量之該組織的該表面下的第二深度，並且該第一深度小於該第二深度；以及

基於該第一測量資訊和該第二測量資訊，計算並在該顯示器上顯示該組織的第三組織的第三氧飽和度測量值，其中該第三組織位於該組織的該表面下該第一深度和該第二深度之組合處。

2. 如申請專利範圍第 1 項的方法，其中該第一測量

資訊是第一血氧測定資訊，並且該第二測量資訊是第二血氧測定資訊。

3. 如申請專利範圍第 1 項的方法，其包括：

提供多工器，其被容納於該手持血氧計外殼中，而耦合於該處理器；以及

允許該多工器將訊號從比該閾距離更靠近該來源結構的該偵測器結構傳到該處理器。

4. 如申請專利範圍第 3 項的方法，其包括允許該多工器不將訊號從比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結構傳到該處理器。

5. 如申請專利範圍第 3 項的方法，其中該偵測器結構與該第一來源結構具有平均距離，並且該閾距離是該平均距離。

6. 一種血氧計裝置，其包括：

手持血氧計外殼；

處理器，其被容納於該手持血氧計外殼中；

記憶體，其被容納於該手持血氧計外殼中，而電子耦合於該處理器並且儲存多條模擬反射度曲線；

顯示器，其可從該手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於該處理器；

電池，其被容納於該手持血氧計外殼中，其中該電池耦合於並且供應電力給該處理器、該記憶體、及該顯示器；

探針尖端，其至少部分被容納於該手持血氧計外殼

中；

第一來源結構，其在該探針尖端的表面上；以及
複數個偵測器結構，其在該探針尖端的該表面上；
其中該處理器調適成：

允許藉由比閾距離更靠近該來源結構的該偵測器
結構來偵測第一光；

基於該偵測的第一光，而由該處理器將比該閾距
離更靠近該來源結構的該偵測器結構所產生的第一偵測器
回應配適於儲存在該記憶體中的該多條模擬反射度曲線；

基於針對該第一偵測器回應之一或更多條最佳配
適的該模擬反射度曲線，而由該處理器決定第一測量資
訊；

基於比該閾距離更接近該來源結構的該偵測器結
構所偵測的該第一光，而由該處理器決定要測量之該組織
的第一組織的該第一測量資訊；

允許藉由比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測
器結構來偵測第二光；

基於該偵測的第二光，而由該處理器將比該閾距
離更遠離該來源結構的該偵測器結構所產生的第二偵測器
回應配適於儲存在該記憶體中的該多條模擬反射度曲線；

基於針對該第二偵測器回應之一或更多條最佳配
適的該模擬反射度曲線，而由該處理器決定第二測量資
訊；

基於比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結

構所偵測的該第二光，而由該處理器決定要測量之該組織的第二組織的第二測量資訊；以及

基於該第一測量資訊和該第二測量資訊，計算並在該顯示器上顯示該組織的第三組織的氧飽和度測量值，其中該第一組織是要測量之該組織的表面下的第一深度，該第二組織是要測量之該組織的該表面下的第二深度，該第三組織位於該組織的該表面下該第一深度和該第二深度之組合處，並且該第一深度小於該第二深度。

7. 如申請專利範圍第 6 項的裝置，其中該第一測量資訊是第一血氧測定資訊，並且該第二測量資訊是第二血氧測定資訊。

8. 如申請專利範圍第 6 項的裝置，其包括多工器，該多工器被容納於該手持血氧計外殼中而耦合於該處理器，其中該處理器調適成允許該多工器將訊號從比該閾距離更靠近該來源結構的該偵測器結構傳到該處理器。

9. 如申請專利範圍第 8 項的裝置，其中該處理器調適成允許該多工器不將訊號從比該閾距離更遠離該來源結構的該偵測器結構傳到該處理器。

10. 如申請專利範圍第 8 項的裝置，其中該偵測器結構與該第一來源結構具有平均距離，並且該閾距離是該平均距離。

11. 一種利用血氧計裝置進行測量之方法，其包括：

提供手持血氧計外殼；

提供處理器，其被容納於該手持血氧計外殼中；

提供記憶體，其被容納於該手持血氧計外殼中，而電子耦合於該處理器，其中該記憶體儲存模擬反射度曲線；

提供顯示器，其可從該手持血氧計外殼的外部來使用，而電子耦合於該處理器；

提供電池，其被容納於該手持血氧計外殼中；

允許該電池供應電力給該處理器、該記憶體、及該顯示器；

提供探針尖端，其至少部分被容納於該手持血氧計外殼中；

在該探針尖端的表面上提供來源結構；

在該探針尖端的該表面上設置複數個偵測器結構；

允許該來源結構發射光到要測量的組織中；

允許該偵測器結構偵測從要測量之該組織所反射後的該光；

允許該偵測器結構從該偵測器結構所偵測的該光來產生反射度測量；

提供該處理器，以基於反射度資料的訊噪比，而對該反射度測量施加加權因數至一或更多反射度資料，使得被該加權因數加權的該反射度資料對加權反射度資料與模擬反射度曲線之配適的影響減少；

允許該處理器將該反射度測量的第一分配適於該模擬反射度曲線，其中該反射度資料的該第一部分是由比閾距離更靠近該來源結構之偵測器結構的第一部分所產生；

允許該處理器將該反射度測量的第二分配適於該模

擬反射度曲線，其中該反射度資料的該第二部分是由該偵測器結構的該第一部分和該偵測器結構的第一額外部分所產生，該偵測器結構的該第一額外部分要比該閾距離更遠離該來源結構；

允許該處理器決定該反射度測量之該第一部分的該配適是否是比該反射度測量之該第二部分的該配適還更靠近的配適；

如果該反射度資料之該第一部分的該配適是比該反射度測量之該第二部分更靠近的配適，則允許該處理器使用該反射度資料的該第一部分來決定該組織的第一光學性質，並且顯示該第一光學性質在該顯示器上；

允許該處理器將該反射度測量的第三部分配適於該模擬反射度曲線，其中該反射度資料的該第三部分是由該偵測器結構的該第一部分、該偵測器結構的該第一額外部分、該偵測器結構的第二額外部分所產生，其中該偵測器結構的該第二額外部分要比超過該閾距離之該偵測器結構的該第一額外部分還更遠離該來源結構；

允許該處理器決定該反射度測量之第二部分的該配適是否是比該反射度測量之該第三部分的該配適還更靠近的配適；

如果該反射度資料之該第二部分的該配適是比該反射度測量之該第三部分更靠近的配適，則允許該處理器使用該反射度資料的該第二部分來決定該組織的第二光學性質，並且顯示該第二光學性質在該顯示器上；以及

如果該反射度資料之該第三部分的該配適是比該反射度測量之該第二部分更靠近的配適，則允許該處理器使用該反射度資料的該第三部分來決定該組織的第三光學性質，並且顯示該第三光學性質在該顯示器上。

12. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其中該閾距離是該偵測器結構與該來源結構的平均距離。

13. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其包括：在將該反射度資料的該第二分配適於該模擬反射度曲線之前，允許該處理器應用加權因數到該偵測器結構之該第一額外部分所產生的該反射度資料，使得該加權因數所加權的該反射度資料對於該反射度資料的該第二部分針對該模擬反射度曲線之該配適的影響有所減少。

14. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其包括：在將該反射度資料的該第三分配適於該模擬反射度曲線之前，允許該處理器應用加權因數到該偵測器結構之該第二額外部分所產生的該反射度資料，使得該加權因數所加權的該反射度資料對於該反射度資料的該第二部分針對該模擬反射度曲線之該配適的影響有所減少。

15. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其包括：在將該反射度資料的該第二分配適於該模擬反射度曲線之前，如果該偵測器結構之該第一額外部分所產生的該反射度資料之訊噪比小於閾訊噪比，則允許該處理器應用加權因數到該偵測器結構之該第一額外部分所產生的該反射度資料，使得該偵測器結構之該第一額外部分所產生的該反

射度資料對於該配適的貢獻大致相等於該偵測器結構之該第一部分所產生的該反射度資料。

16. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其包括：在將該反射度資料的該第三分配適於該模擬反射度曲線之前，如果該偵測器結構之該第二額外部分所產生的該反射度資料之訊噪比小於閾訊噪比，則允許該處理器應用加權因數到該偵測器結構之該第二額外部分所產生的該反射度資料，使得該偵測器結構之該第二額外部分所產生的該反射度資料對於該配適的貢獻大致相等於該偵測器結構之該第一部分所產生的該反射度資料。

17. 如申請專利範圍第 11 項的方法，其中該閾距離是該偵測器結構與該來源結構的平均距離。

圖 式

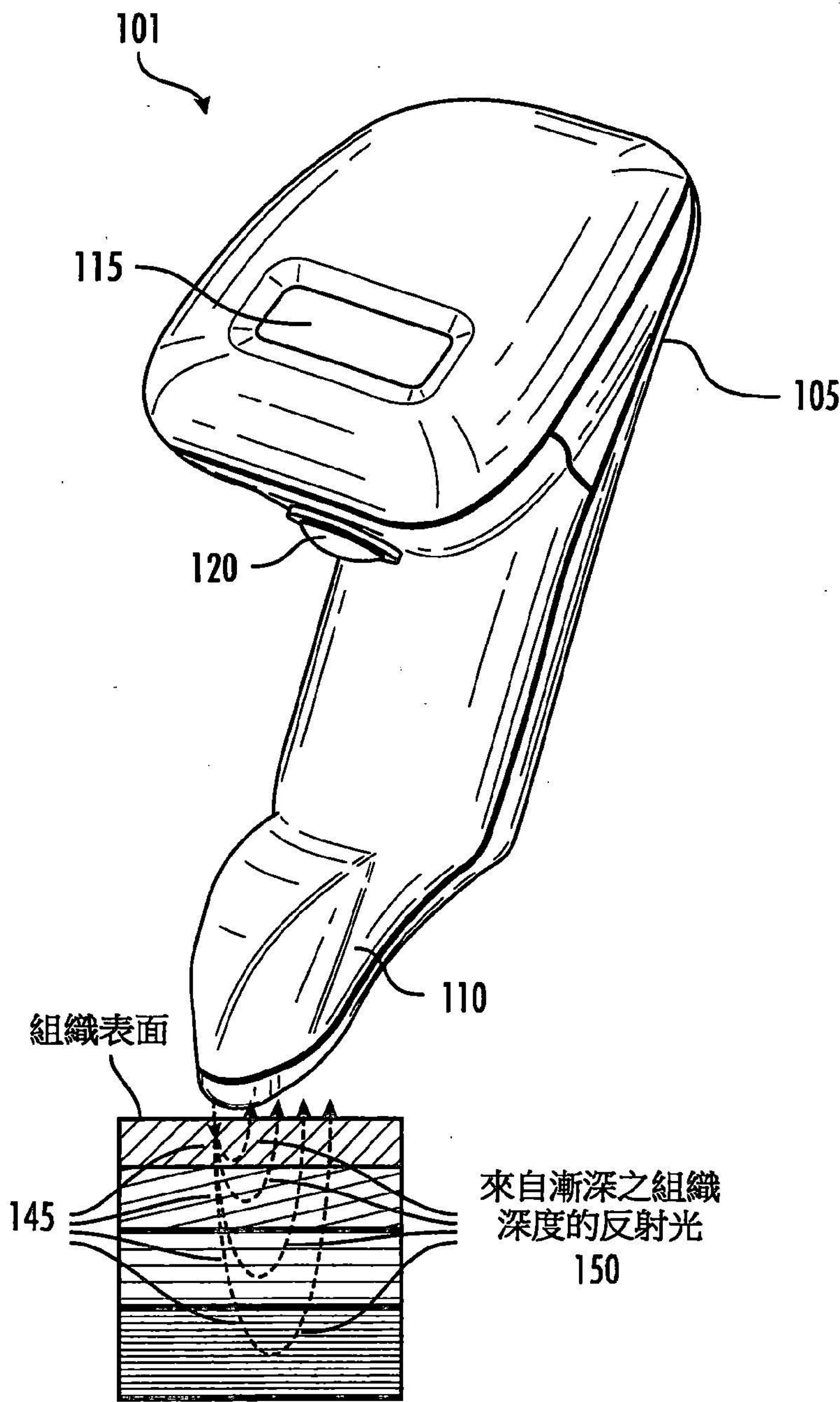


圖 1A

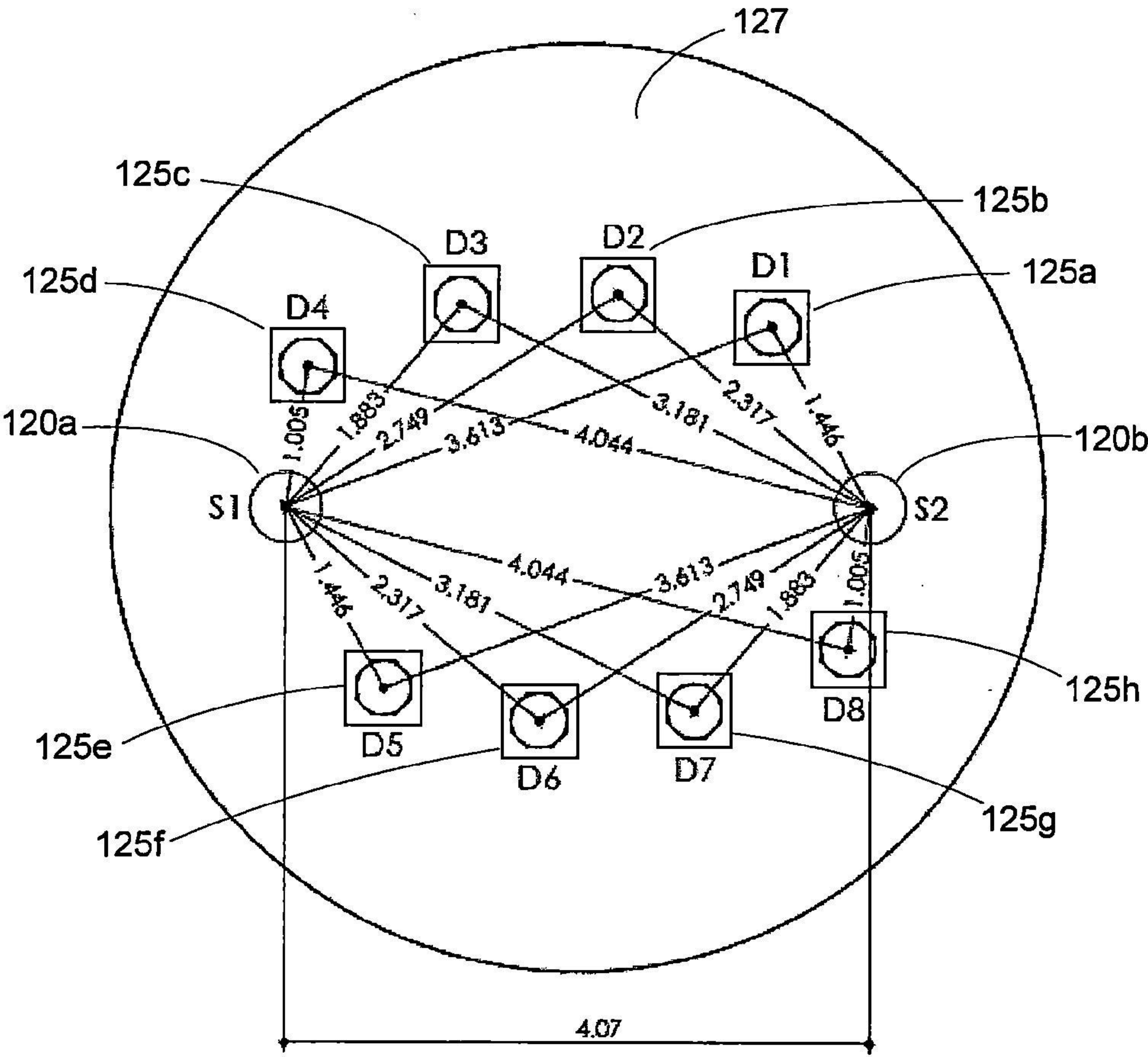


圖 1B

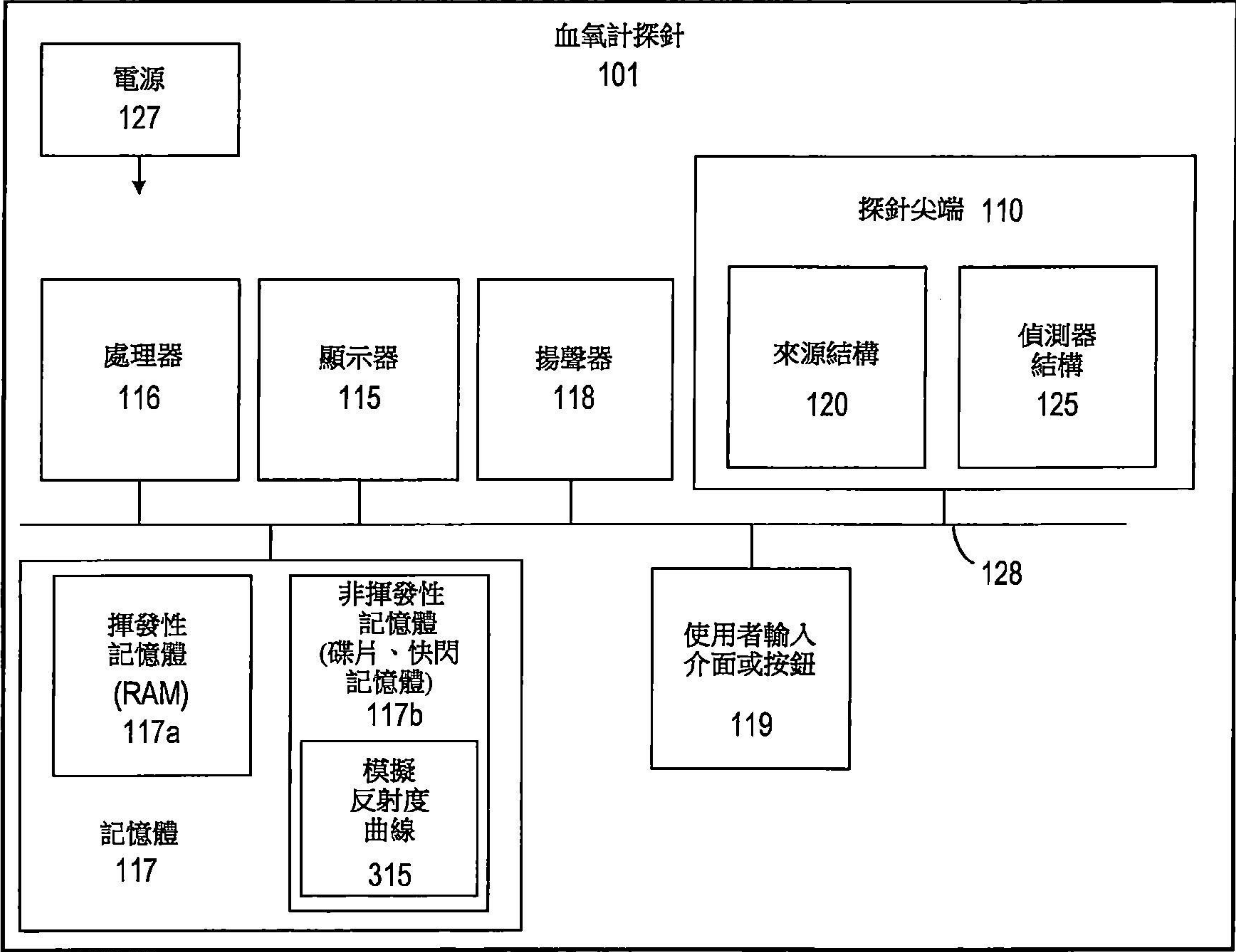


圖 1C

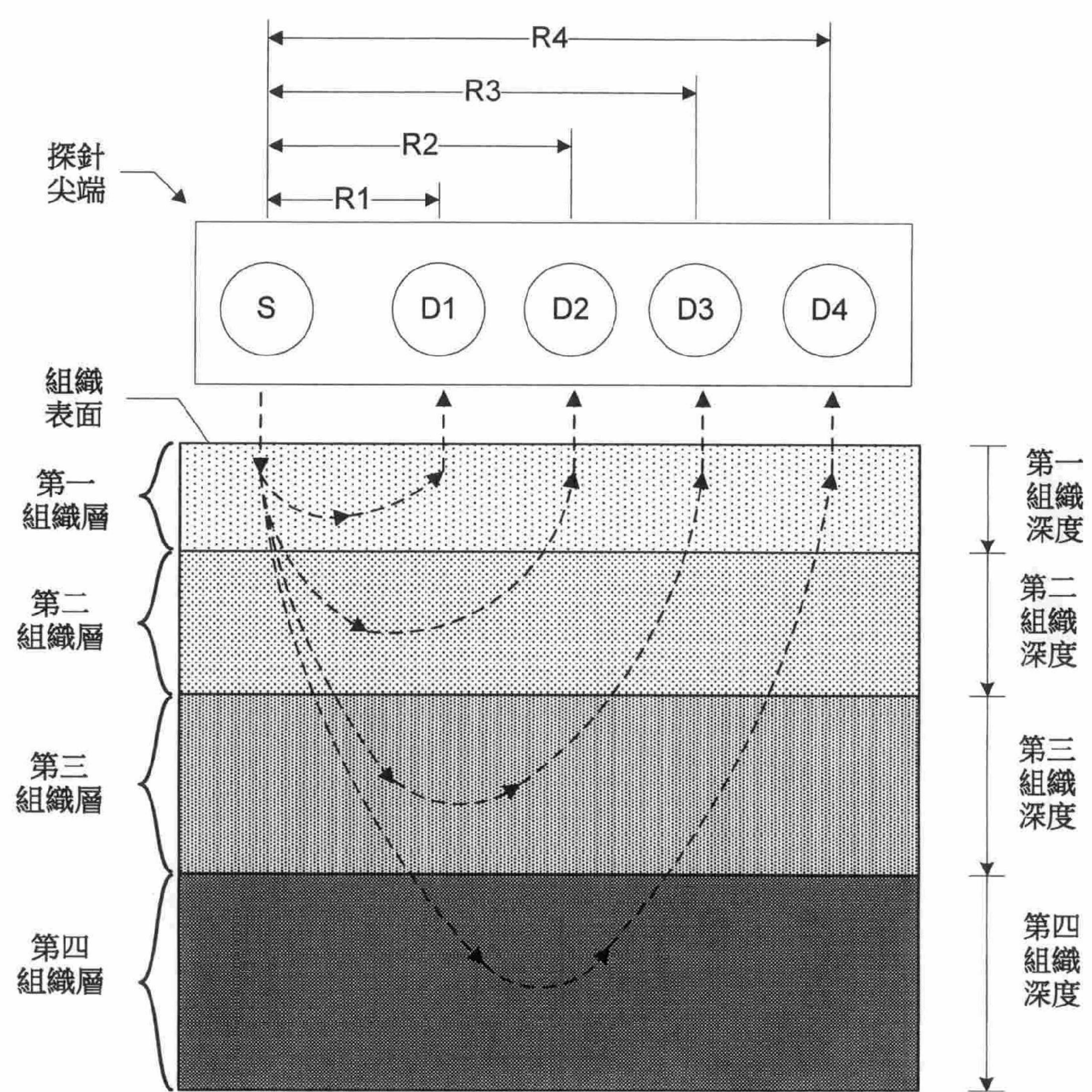


圖 2

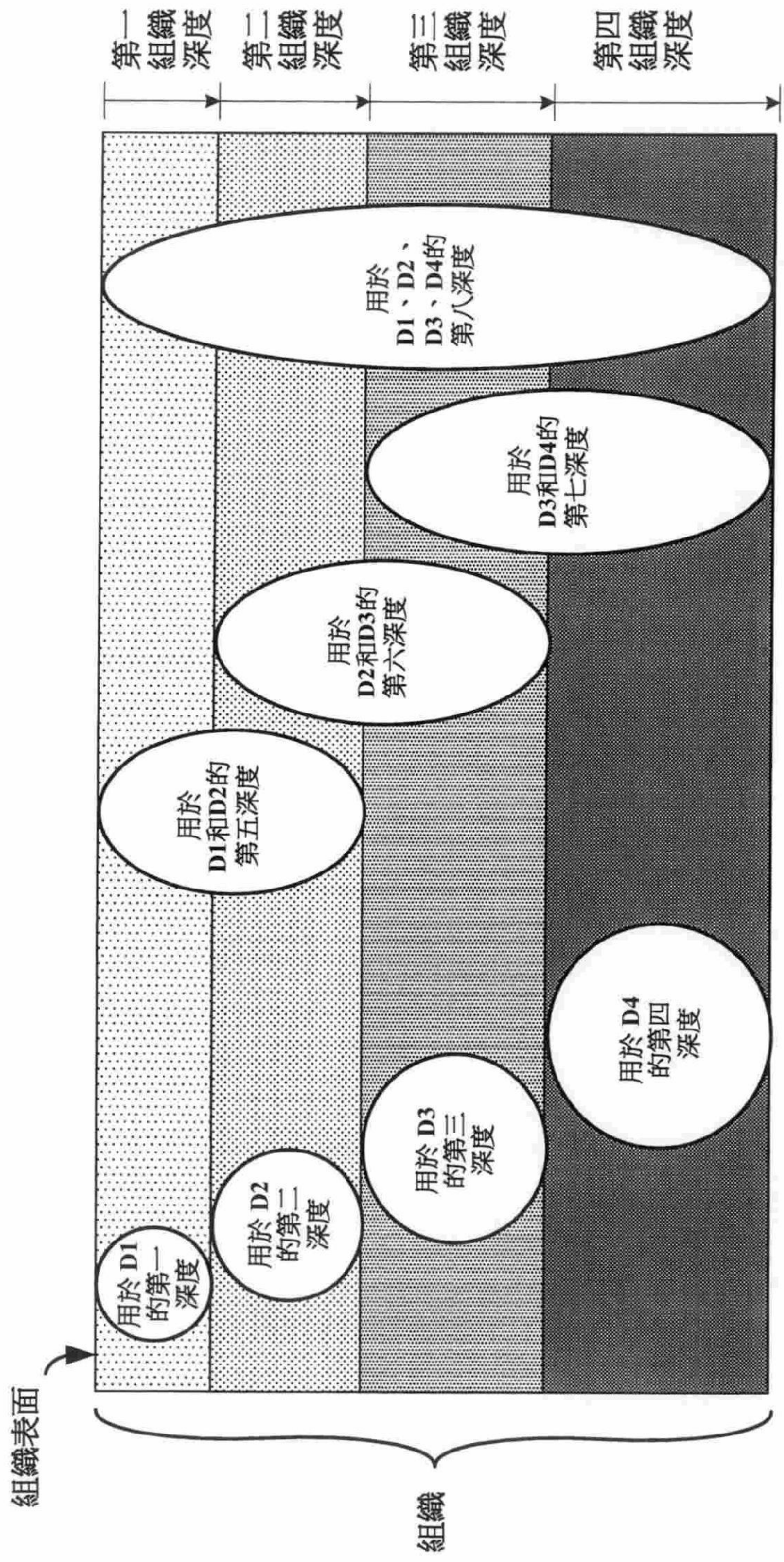


圖 3

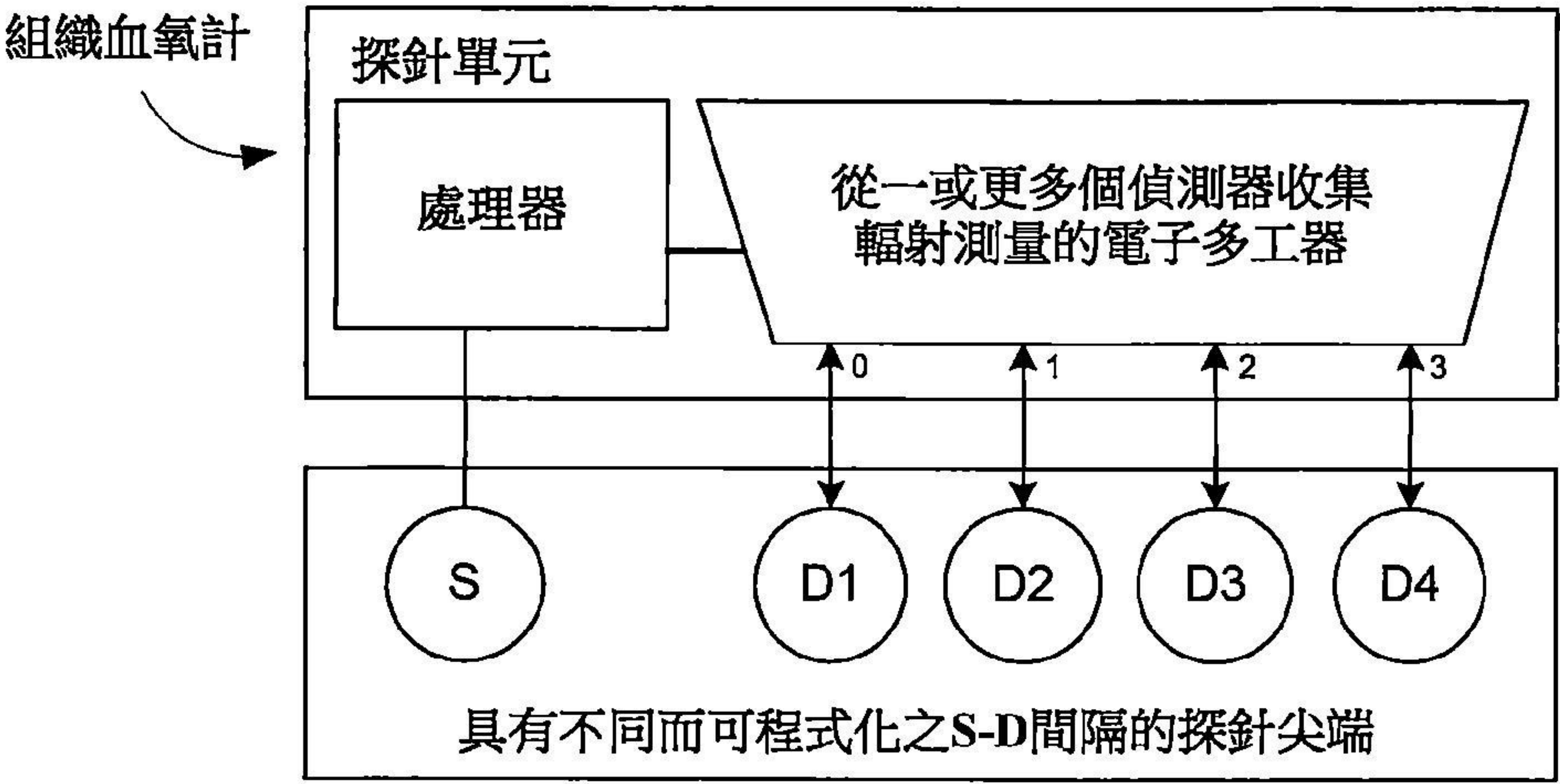


圖 4

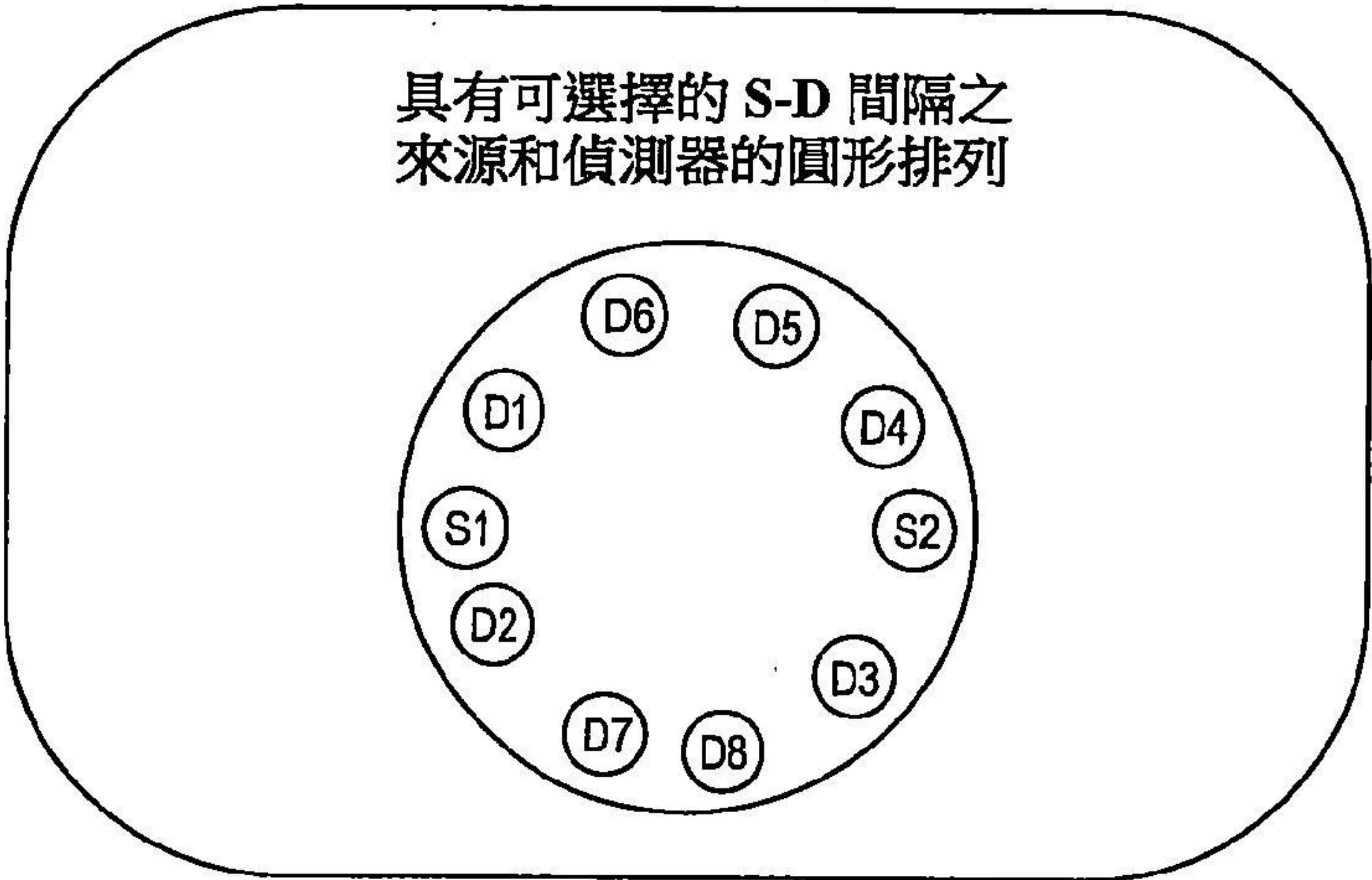


圖 5

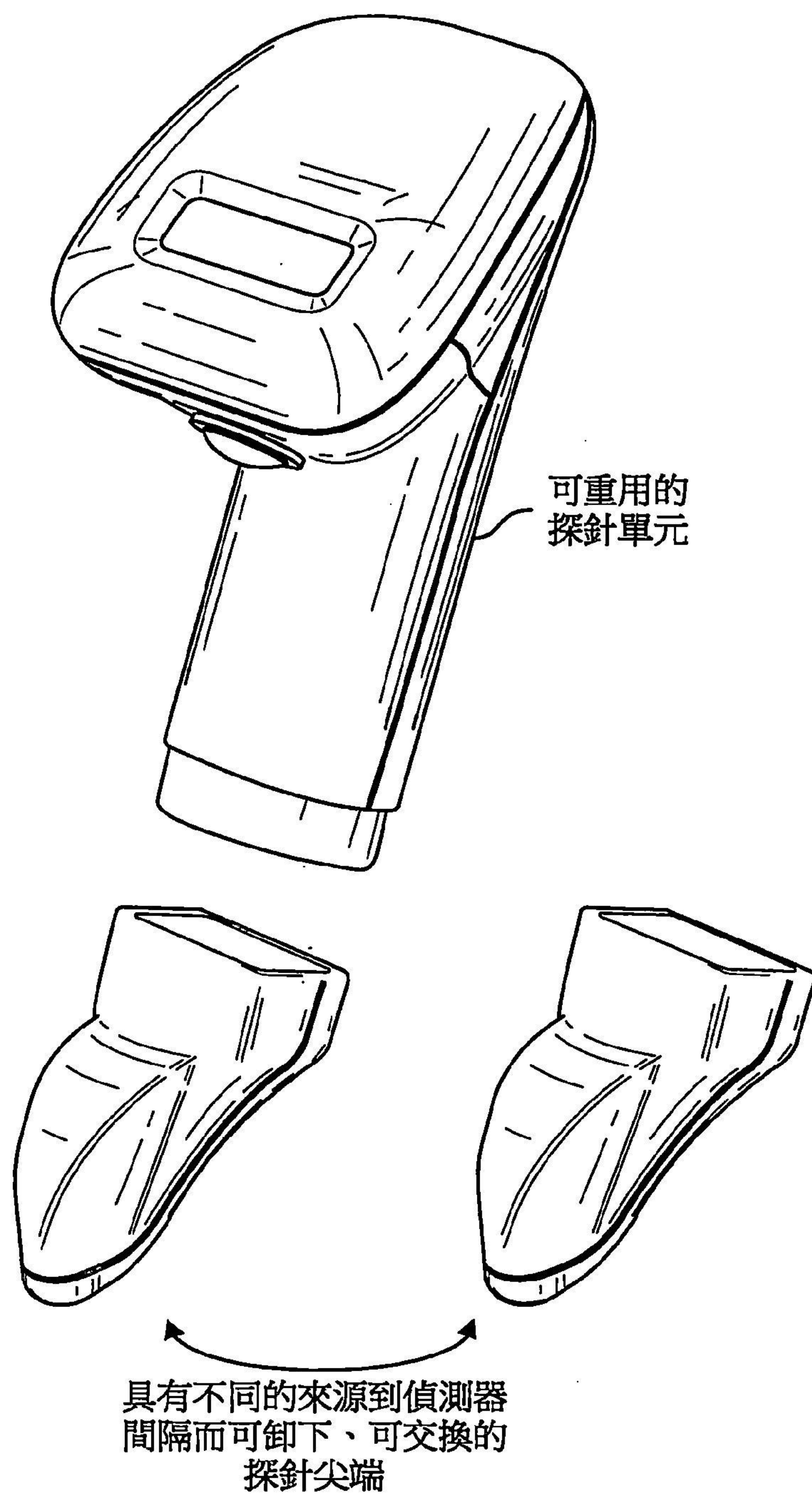


圖 6

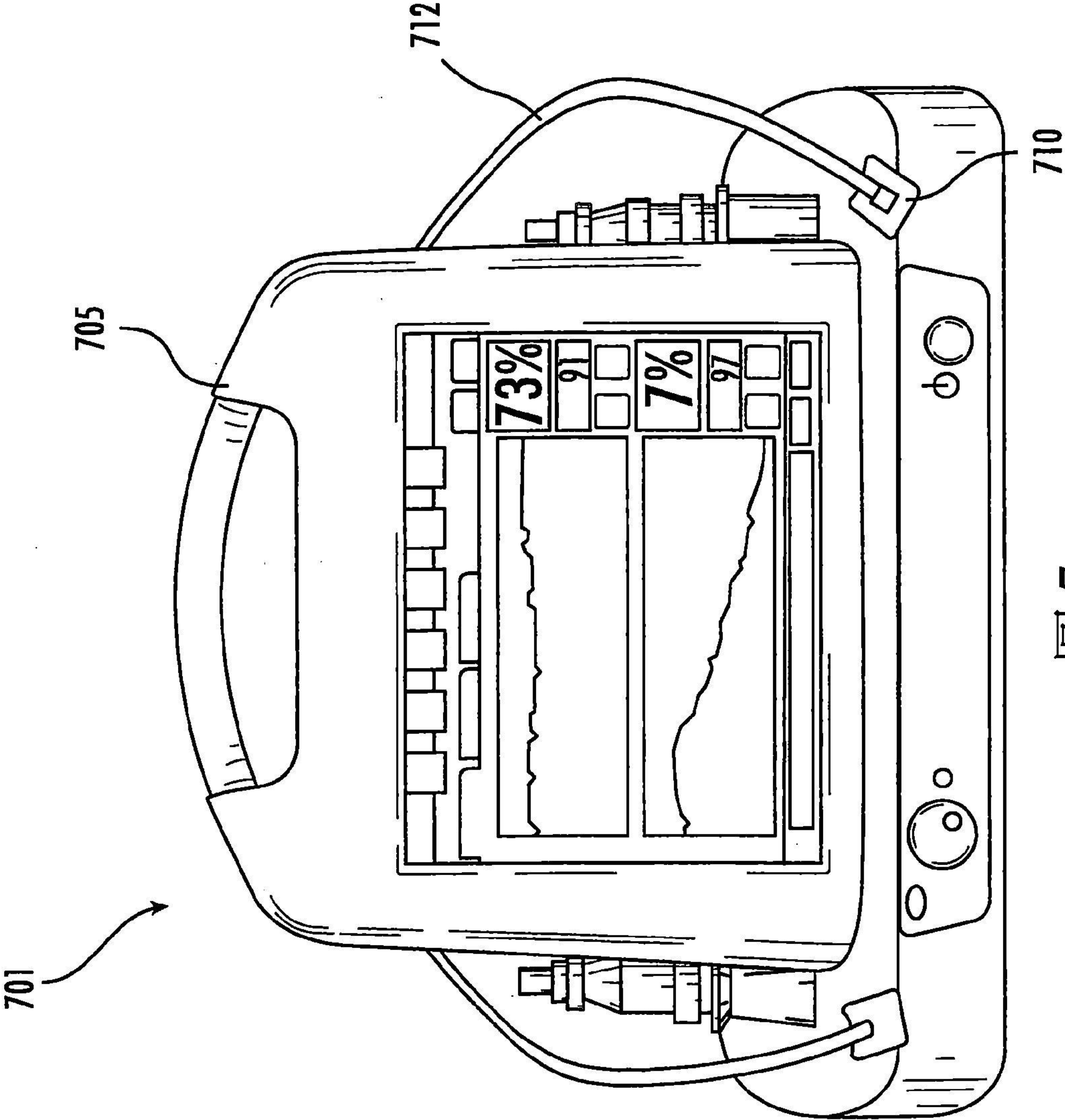


圖 7

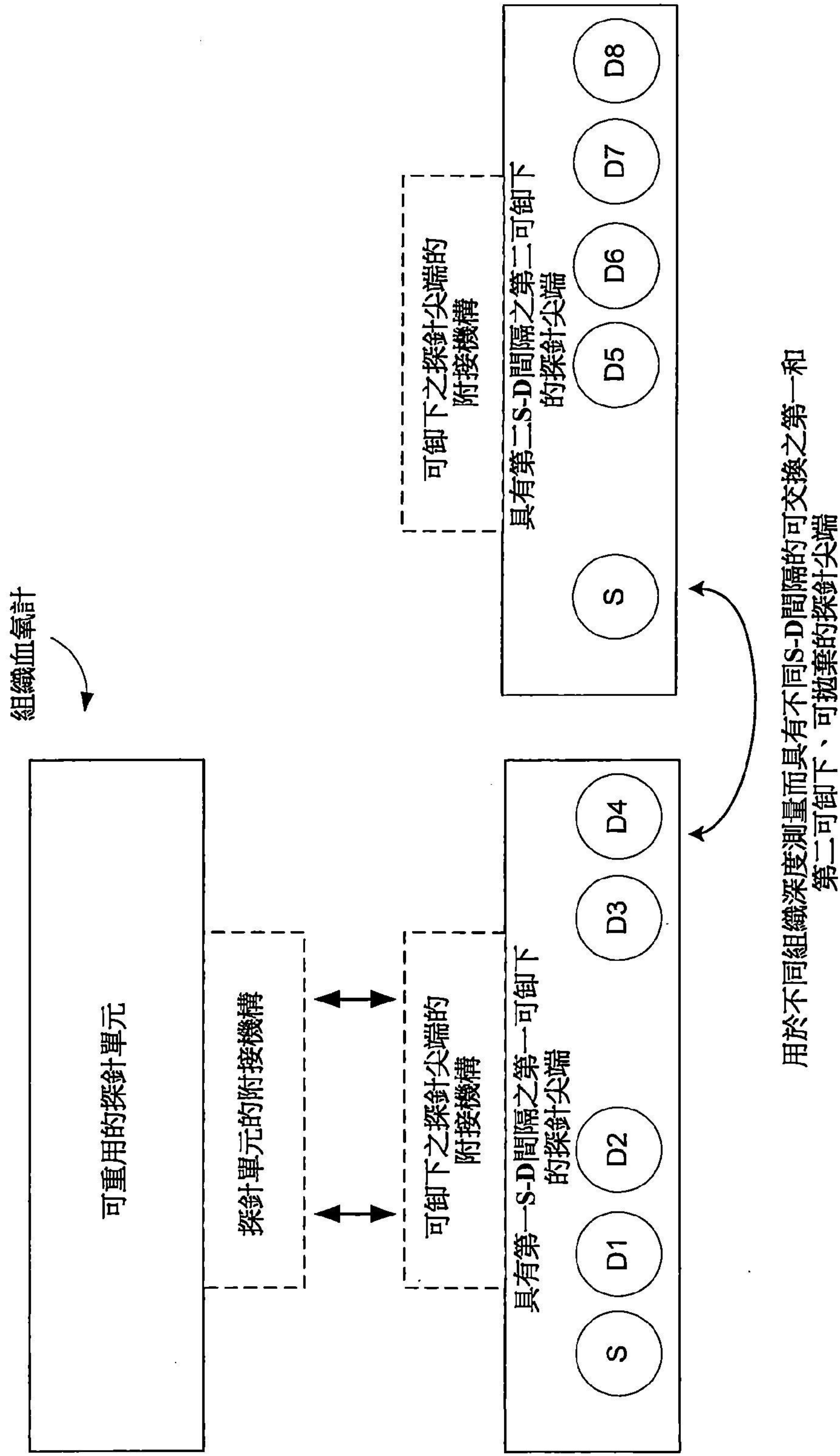


圖 8

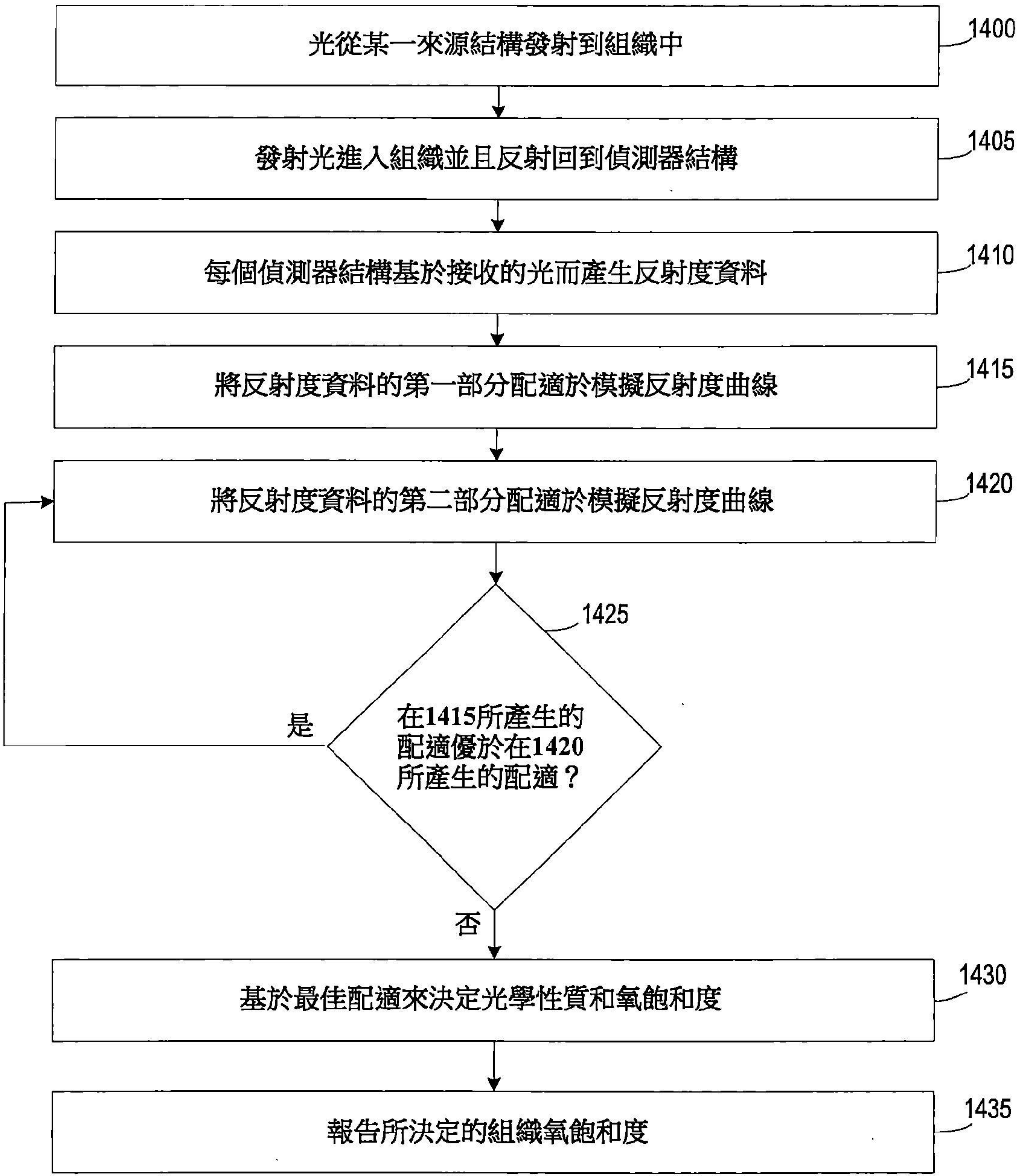


圖 9

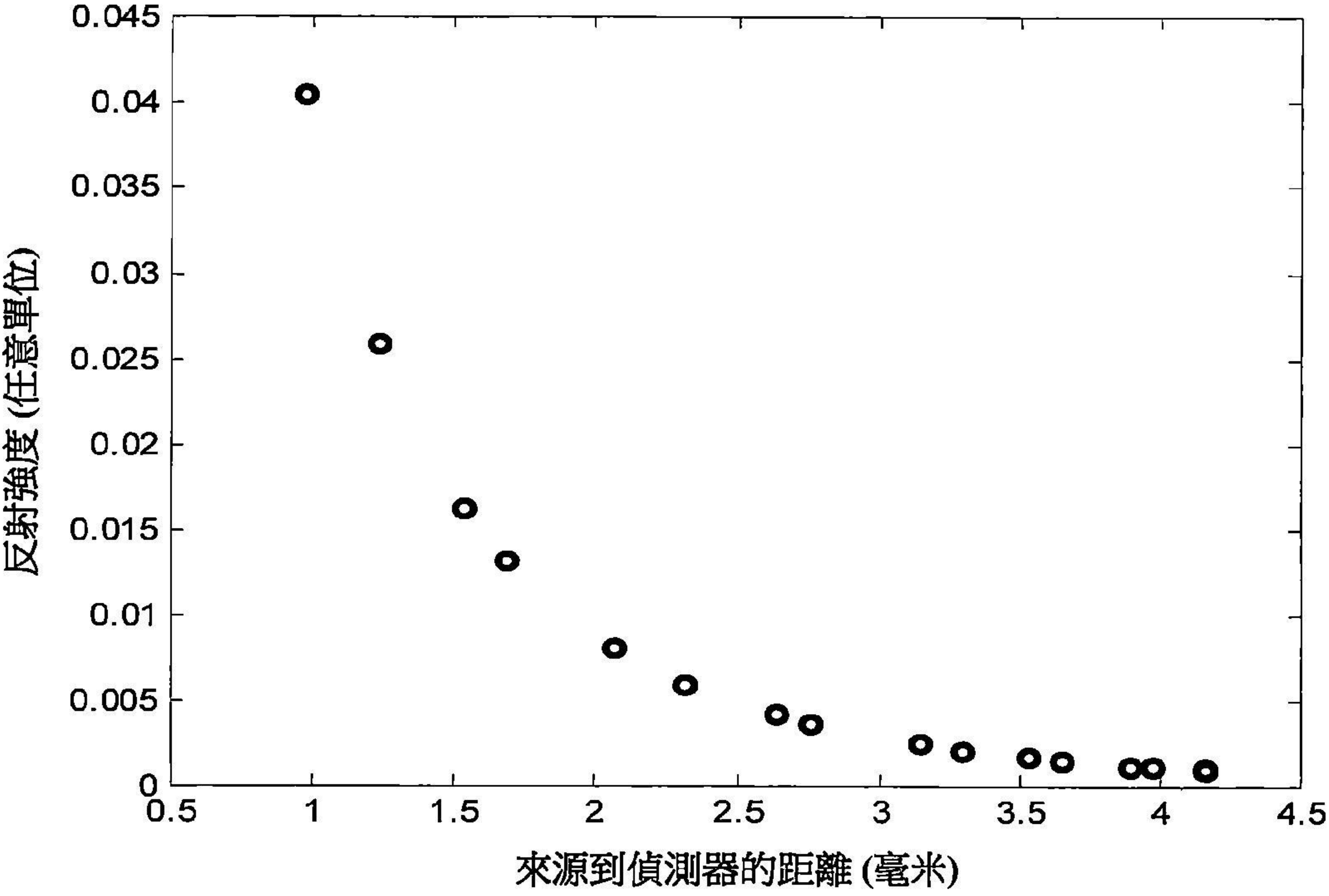


圖 10

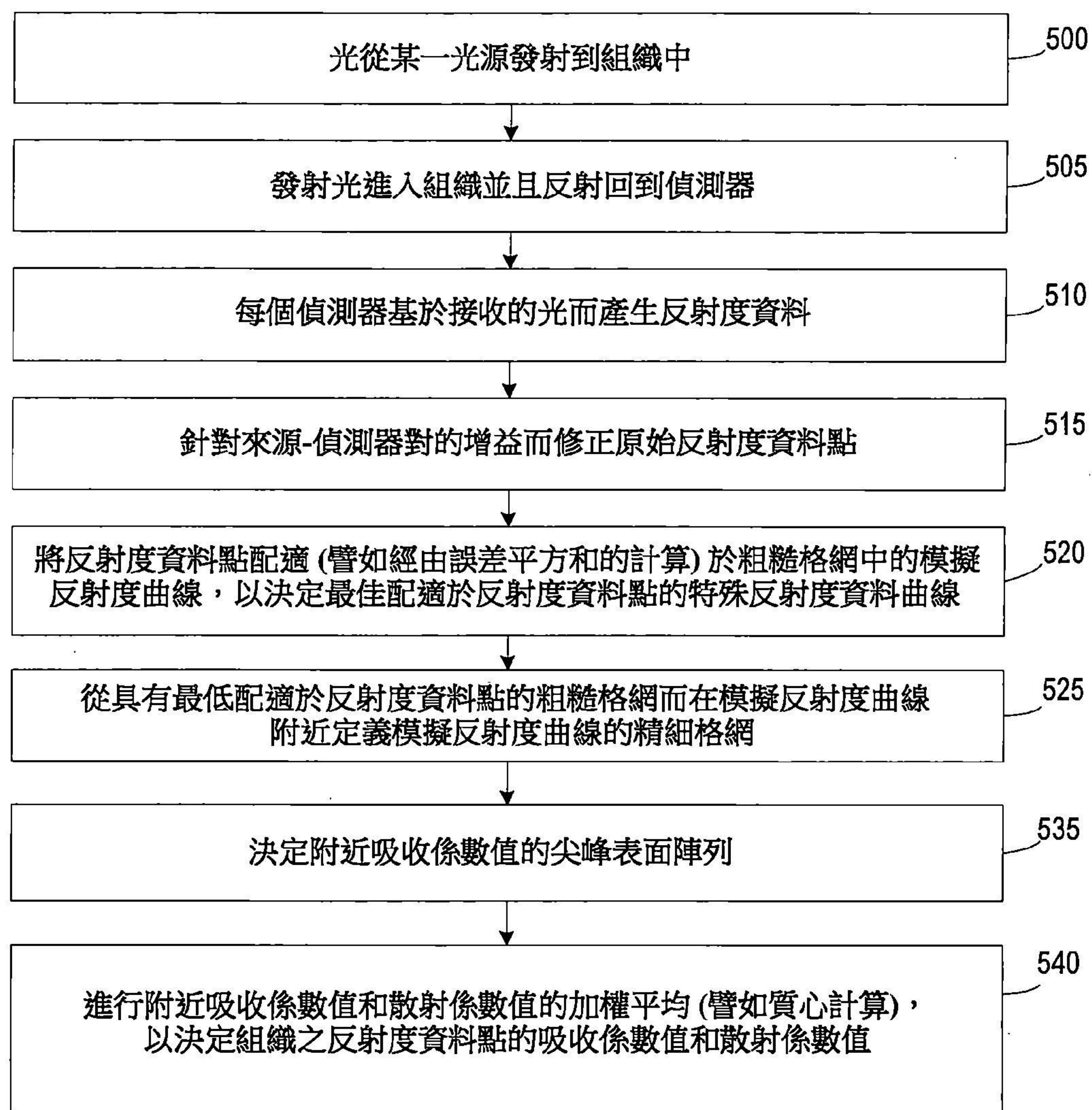


圖 11A

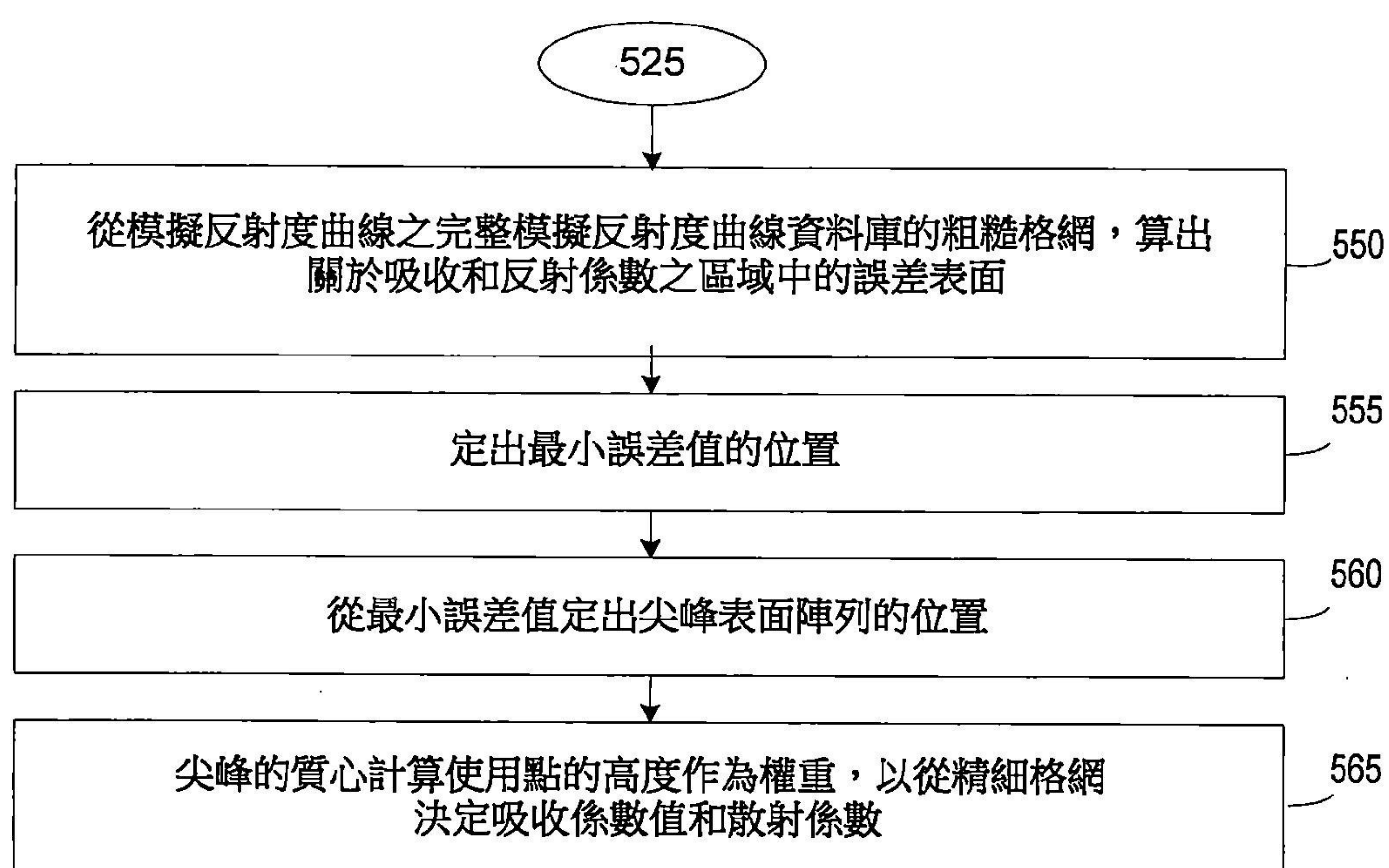


圖 11B

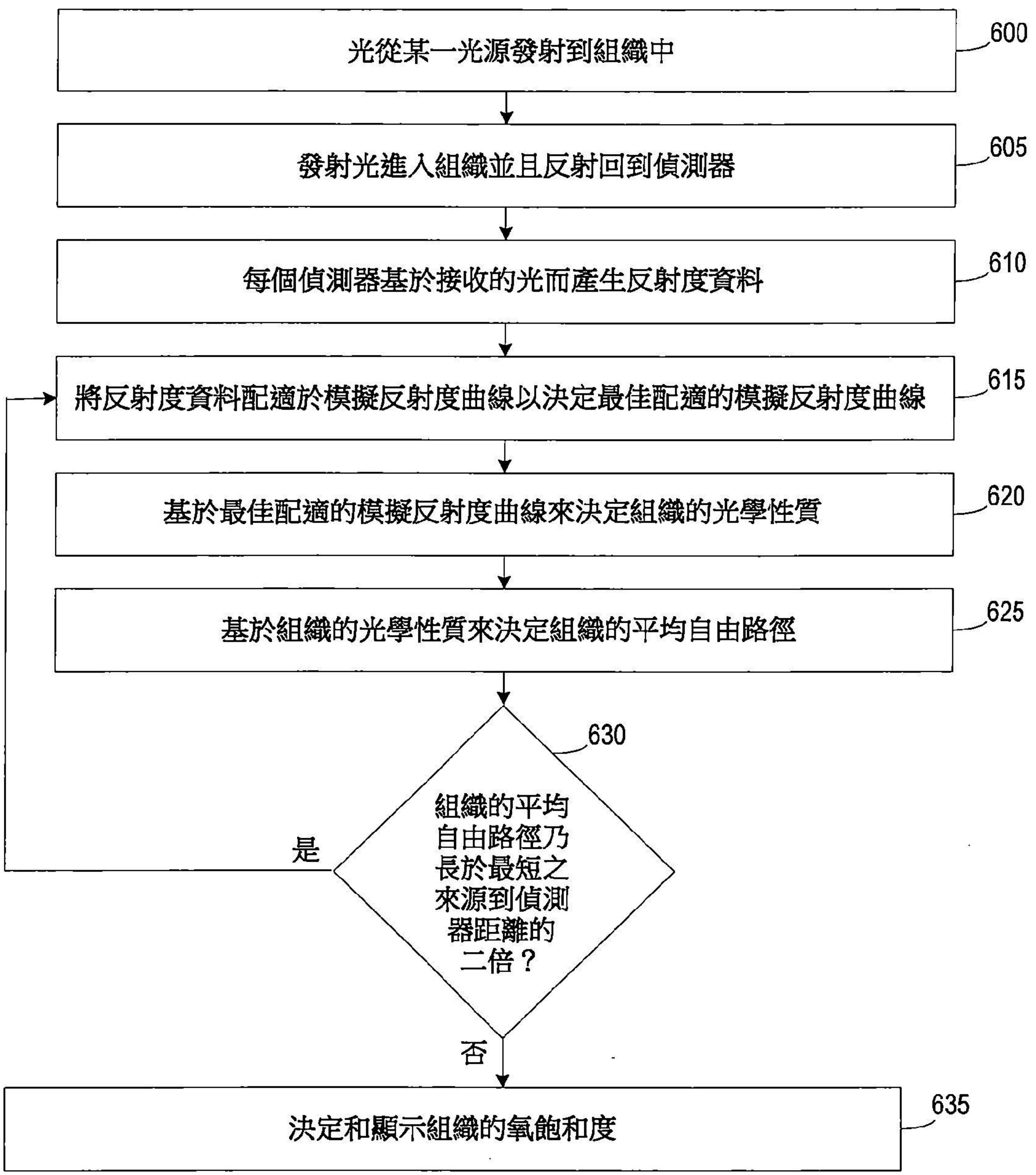


圖 12

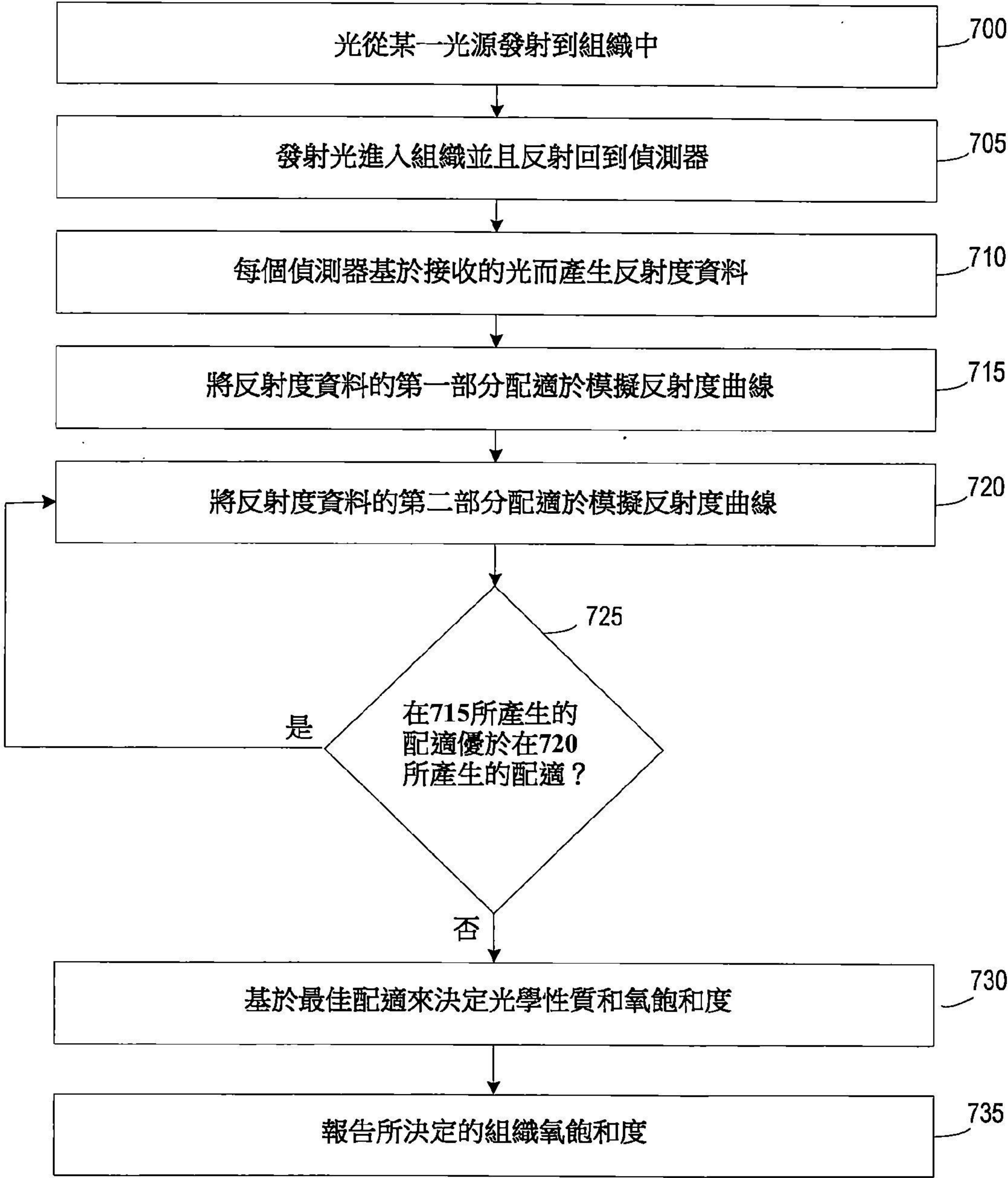


圖 13