



(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 I794181 B

(45) 公告日：中華民國 112 (2023) 年 03 月 01 日

(21) 申請案號：106123832 (22) 申請日：中華民國 106 (2017) 年 07 月 17 日

(51) Int. Cl. : A61B5/145 (2006.01) G01N21/25 (2006.01)

(30) 優先權：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)；哈里斯 陶德 HARRIS, TODD LOUIS (US)；所羅門 愛德華 SOLOMON, EDWARD GERALD (US)；孫偉元 SUN WINSTUN (US)；鮑德溫 艾倫 BALDWIN, ALAN (US)；柯爾瑞吉 史考特 COLERIDGE, SCOTT (US)；隆辛爵 馬克 LONSINGER, MARK (US)

(74) 代理人：林志剛

(56) 參考文獻：

US 6702752B2

US 2012/0289801A1

US 2013/0096378A1

US 2014/0046152A1

審查人員：林麗芬

申請專利範圍項數：22 項 圖式數：30 共 105 頁

(54) 名稱

具備腹腔鏡延伸件之血氧測定裝置

(57) 摘要

一種血氧計探針具有一手持件和一連接至該手持件的腹腔鏡元件。該手持件和該腹腔鏡元件可被可鬆脫地連接或不可鬆脫地連接。該手持件和該腹腔鏡元件的可鬆脫連接或不可鬆脫連接有助於該手持件的重復使用及該腹腔鏡元件的拋棄、或者該手持件(其內容納了多個相對昂貴的電子構件)的重復使用、以及該腹腔鏡元件在使用之後的拋棄。該血氧計探針包括數個電子構件，其包含一用來將該探針所產生之血氧計資訊傳送至顯示器的發送器。該顯示器然後將一或多則從該血氧計探針傳送過來的血氧計資訊顯示出來。該顯示器可以是一包括在一用於腹腔鏡手術的腹腔鏡塔(laparoscopic tower)內的顯示器。

An oximeter probe has a handpiece and a laparoscopic element connected to the handpiece. The handpiece and the laparoscopic can be releasably connected or non-releasably connected. The releasable connection and non-releasable connections of the handpiece and laparoscopic element facilitate reuse of the handpiece and disposal of the laparoscopic element or reuse of the handpiece, which houses a number of relatively costly electronic components, and disposal of the laparoscopic element after use. The oximeter probe includes a number of electronic components, including a transmitter that facilitates the transmission of oximeter information generated by the probe to a display. The display then displays one or more pieces of oximeter information transmitted from the oximeter probe. The display can be a display included in a laparoscopic tower used for laparoscopic surgery.

指定代表圖：

符號簡單說明：

101 . . . 血氧計探針

105 . . . 探針單元

108 . . . 腹腔鏡元件

110 . . . 探針尖端

115 . . . 顯示器

119 . . . 按鈕

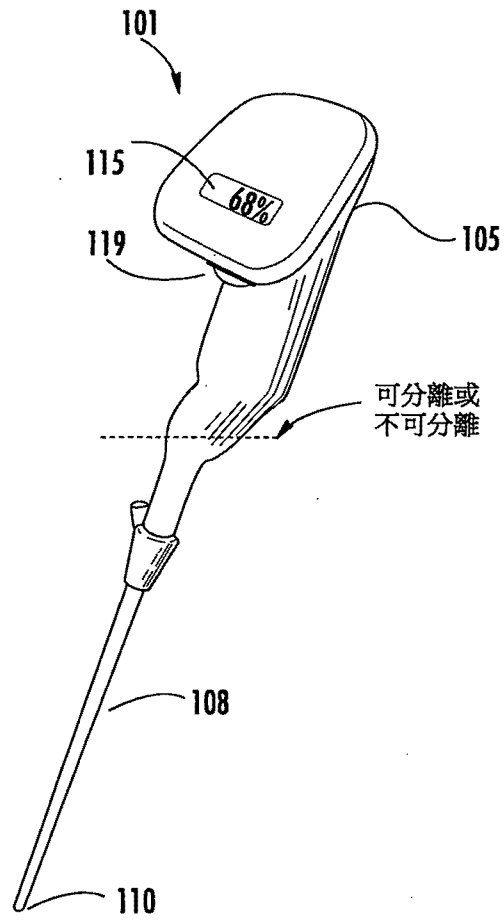


圖 1

公告本

【發明摘要】

【中文發明名稱】

具備腹腔鏡延伸件之血氧測定裝置

【英文發明名稱】

Oximetry device with laparoscopic extension

【中文】

一種血氧計探針具有一手持件和一連接至該手持件的腹腔鏡元件。該手持件和該腹腔鏡元件可被可鬆脫地連接或不可鬆脫地連接。該手持件和該腹腔鏡元件的可鬆脫連接或不可鬆脫連接有助於該手持件的重復使用及該腹腔鏡元件的拋棄、或者該手持件(其內容納了多個相對昂貴的電子構件)的重復使用、以及該腹腔鏡元件在使用之後的拋棄。該血氧計探針包括數個電子構件，其包含一用來將該探針所產生之血氧計資訊傳送至顯示器的發送器。該顯示器然後將一或多則從該血氧計探針傳送過來的血氧計資訊顯示出來。該顯示器可以是一包括在一用於腹腔鏡手術的腹腔鏡塔(laparoscopic tower)內的顯示器。

【 英文 】

An oximeter probe has a handpiece and a laparoscopic element connected to the handpiece. The handpiece and the laparoscopic can be releasably connected or non-releasably connected. The releasable connection and non-releasable connections of the handpiece and laparoscopic element facilitate reuse of the handpiece and disposal of the laparoscopic element or reuse of the handpiece, which houses a number of relatively costly electronic components, and disposal of the laparoscopic element after use. The oximeter probe includes a number of electronic components, including a transmitter that facilitates the transmission of oximeter information generated by the probe to a display. The display then displays one or more pieces of oximeter information transmitted from the oximeter probe. The display can be a display included in a laparoscopic tower used for laparoscopic surgery.

【指定代表圖】第(1)圖。

【代表圖之符號簡單說明】

101：血氧計探針

105：探針單元

108：腹腔鏡元件

110：探針尖端

115：顯示器

119：按鈕

【特徵化學式】無

【發明說明書】

【中文發明名稱】

具備腹腔鏡延伸件之血氧測定裝置

【英文發明名稱】

Oximetry device with laparoscopic extension

〔相關申請案〕

[0001] 本申請案和2016年7月18日提申之美國暫時申請案第62/363,562號有關，此申請案和本文中提到的其它專利申請案皆藉由參照而被併於本文中。

【技術領域】

[0002] 本發明大致上係關於監測組織中的氧氣水平的光學系統。更具體地，本發明係關於光學探針(譬如，血氧計)，其包括光源結構以及在一腹腔鏡探針的尖端上的偵測器結構。

【先前技術】

[0003] 血氧計是為了各式目的而被用來測量人體組織及活體內的氧氣飽和度的醫療裝置。例如，血氧計為了醫療及診斷的目的而被使用在醫院和其它醫療設施內(如，手術、病患監測、救護車或用於組織監測之其它移

動監測)；為了體育及運動目的而被使用在體育場中(如，專業的運動員監測)；用於個人或個人的居家監測(如，一般性的健康監測，或用於馬拉松的個人訓練)；及用於獸醫目的(如，動物監測)。

[0004] 脈搏式血氧計和組織式血氧計是兩種根據不同的原理操作的血氧計。脈搏式血氧計需要脈搏才能作用。脈搏式血氧計典型地測量導因於脈衝式的動脈血之光的吸收性。相反地，組織式血氧計並不需要脈搏才能作用，且可被用來為一已和血液供應或組織(譬如，連接至一血液供應的內臟器官)分離的組織瓣實施氧氣飽和度測量。

[0005] 例如，人類組織包括許多光吸收分子。這些發色團(chromophores)包括氧合的血紅蛋白(oxygenated hemoglobin)、去氧合的血紅蛋白、黑色素、水、油脂和細胞色素。對於大部分的可見光和紅外線光譜而言，氧合的血紅蛋白、去氧合的血紅蛋白、黑色素是組織內最主要的發色團。氧合的血紅蛋白、去氧合的血紅蛋白在光的某些波長的光吸收性顯著地不同。組織式血氧計可利用這些光吸收性的差異來測量人類組織內的氧氣水平。

[0006] 雖然現有血氧計的成功，但對於例如藉由改善形狀因子(form factor)；改善測量精度；減少測量時間；降低成本；減小尺寸、重量、或形狀因子；降低功率消耗；及為了其它目的、以及這些測量的任何組合來改善血氧計存在著持續不斷的需求。

[0007] 詳言之，在區域及局部水平這兩者評估一病患的氧合狀態是很重要的，因為這是該病患的局部組織健康狀態的一項指標。因此，血氧計通常被使用在病患組織的氧合狀態被懷疑是不穩定的臨床環境中，譬如在手術及恢復期間。例如，在手術期間，血氧計應能夠在各式非理想的情況下快速地提供正確的氧氣飽和度測量值。雖然現有的血氧計對於絕對精確並不是關鍵且只要趨勢資料就已足夠的術後組織監測已是足夠的，但在手術期間被用來決定組織是否仍然可用或者必須被切除之現場檢測 (spot-checking) 中精確性仍是被需要的。

[0008] 因此，對於更好的組織式血氧計探針以及使用此探針來實施測量的方法存在著需求。

【發明內容】

[0009] 一種血氧計探針使用一位在一被附裝的腹腔鏡元件的尖端上的感測器頭來實施一正在接受檢查的病患內部組織的血氧測量。該探針可使用在該腹腔鏡元件上的感測器頭位置和一數量相當龐大的模擬的反射率曲線來快速地決定該正在接受檢查的病患組織的光學特性。該組織的該等光學特性允許該組織的氧合的血紅蛋白和去氧合的血紅蛋白的飽和度以及該組織的氧氣飽和度的進一步測定。

[0010] 在一實施例中，一血氧計探針具有一手持件和一連接至該手持件的腹腔鏡元件。該手持件和該腹腔鏡

元件可被可鬆脫地連接或不可鬆脫地連接。該手持件和該腹腔鏡元件的可鬆脫連接或不可鬆脫連接有助於該手持件的重復使用及該腹腔鏡元件的拋棄、或者該手持件(其內容納了多個相對昂貴的電子構件)的重復使用、以及該腹腔鏡元件在使用之後的拋棄。該血氧計探針包括數個電子構件，其包含一用來將該探針所產生之血氧計資訊傳送至顯示器的發送器。該顯示器然後將一或多個從該血氧計探針傳送過來的血氧計資訊顯示出來。該顯示器可以是一包括在一用於腹腔鏡手術的腹腔鏡塔(laparoscopic tower)內的顯示器。

[0011] 在另一實施例中，一血氧計探針具有一第一部分和一第二部分，它們相對於彼被堅固地固定。該第一部分具有一細長的腹腔鏡元件。該腹腔鏡元件延伸於一第一方向上且包含一近端和一與該近端相反的遠端。該腹腔鏡元件具有一平滑的外表面和一內部的管形空間。該內部的管形空間具有一橫貫該第一方向的第一橫剖面且該第一橫剖面包含一第一長度。

[0012] 該探針包括一感測器頭，其被耦合至該腹腔鏡元件的該遠端。該腹腔鏡元件的該內部的管形空間從一位在該腹腔鏡元件的該近端的第一開口延伸至該感測器頭。該感測器頭具有一第一結構和一第二結構，該第一結構是一發送器，且該第二結構是一偵測器。

[0013] 該第二部分在該遠端被耦合至該第一部分。該第二部分具有一第一封圍體(enclosure)，其具有一橫貫

該第一方向的第二橫剖面，且該第二橫剖面包含一比該第一長度長的第二長度。

[0014] 該第一封圍體具有一類比轉數位轉換器電路，其耦合至該感測器頭的該第二結構。該第一封圍體亦具有一耦合至該類比轉數位轉換器電路的界面電路。該第一封圍體亦具有一電池，其被耦合至該類比轉數位轉換器電路和該界面電路。

[0015] 該血氧計探針可在無需脈搏或心跳下測量氧氣飽和度。本發明的血氧計探針可應用在醫療及手術(其包括腹部手術、整形手術、乳房重建手術及其它手術)的許多領域。該血氧計探針可以在沒有脈搏以及有脈搏的組織實施氧氣飽和度測量。本發明的態樣亦可被應用在脈搏式血氧計上。和該血氧計探針相反地，脈搏式血氧計需要脈搏才能作用。脈搏式血氧計典型地測量導因於脈衝式的動脈血的光的吸收性。

[0016] 本發明的其它目的、特徵及好處在考量了下文的詳細描述以及附圖之後將會變得很明顯，附圖中相同的元件標號代表所有圖中相同的元件。

【圖式簡單說明】

[0017] 圖1顯示在一實施例中一具有腹腔鏡元件的血氧計探針的圖像。

[0018] 圖2顯示一血氧計探針，該探針被設計來和一遠端顯示器通信。

[0019] 圖3顯示一血氧計探針，其具有不同於圖2及3所示的探針的形狀因子。

[0020] 圖4顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0021] 圖5顯示在一實施例中的血氧飽和度系統。

[0022] 圖6顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0023] 圖7顯示在一實施例中的血氧計探針。

[0024] 圖8及9顯示一設置在一腹腔鏡管子的一端部內的感測器頭的立體圖及端視圖。

[0025] 圖10、11及12顯示在一實施例中的血氧計探針的感測器頭的第一立體圖、第二立體圖和剖面圖。

[0026] 圖13顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0027] 圖14顯示在一實施例中的血氧計探針。

[0028] 圖15顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0029] 圖16顯示在一實施例中的血氧計探針。

[0030] 圖17顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0031] 圖18顯示在一實施例中的血氧計探針。

[0032] 圖19顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖。

[0033] 圖20顯示在一實施例中的血氧計探針。

[0034] 圖 21 顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖，其中該探針內的一發送器被電耦合至該探針的處理器。

[0035] 圖 22 顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖，其中該探針內的一發送器被電耦合至該探針的處理器且該處理器被設置在該顯示器內。

[0036] 圖 23 顯示一實施例中的一包括血氧計探針和顯示器的血氧飽和度系統的方塊圖，其中該探針內的一發送器被電耦合至該探針的該類比轉數位轉換器且該預處理器和該處理器係設置在該顯示器內。

[0037] 圖 24 顯示一包括探針單元和腹腔鏡元件的血氧計探針的方塊圖，其中該探針頭被該探針單元的一按鈕移動於該腹腔鏡元件內。

[0038] 圖 25 顯示一實施例中的一抓緊器(*grasper*)的腹腔鏡元件的一端的圖像。

[0039] 圖 26 顯示一實施例中的一牽開器(*retractor*)的腹腔鏡元件的一端的圖像。

[0040] 圖 27 顯示一腹腔鏡元件，其中該腹腔鏡元件的一端部被設計來在關節處鉸接(*articulated*)。

[0041] 圖 28 顯示一腹腔鏡元件的感測器頭的端視圖，其如一用於攝影機的白光光源以及如一用於血氧飽和度測量的光源和偵測器般地操作。

[0042] 圖 29 顯示一血氧計探針，其具有一位在該探

針的該腹腔鏡元件上的顯示器。

[0043] 圖30顯示一實施例中一用於醫療處理的示性狀態圖表(status chart)，其中一血氧計探針提供的血氧飽和度資訊被包括在該表中。

【實施方式】

[0044] 圖1顯示一實施例中的血氧計探針101的圖像。該血氧計探針101被建構來在手術進行中實施組織(譬如，內部組織)的組織血氧飽和度測量。血氧計探針101可以是一手持式裝置，其包括探針單元105和一從該探針單元延伸出的腹腔鏡元件108。一感測器頭被設置在該腹腔鏡元件的尖端110。該血氧計探針可包括一或多個使用者輸入裝置，譬如一或多個按鈕119。在一些實施例中，該顯示器是一使用者輸入裝置且包括一觸控板。

[0045] 該血氧計探針101被建構來藉由將一腹腔鏡元件放置在病患的體腔內及藉由從探針尖端110發出光線(譬如，近紅外線光)到內部組織上來在手術進行中測量該內部組織的氧氣飽和度。之後，被該內部組織反射的光被該探針尖端收集用來決定該組織的氧氣飽和度。該血氧計探針101包括一顯示器115或其它告知裝置，它將關於該血氧計探針所獲得的血氧計測量值的氧氣飽和度資訊告知使用者。

[0046] 該血氧計探針101是一手持式裝置，它可被醫療提供者的手握持使用。該探針單元被設計來在該腹腔鏡

元件被放置在病患體腔內時被握持。該病患可以是人類病患或是獸醫醫療環境中的動物病患。該探針單元和該腹腔鏡元件可以是可分離的或是不可分離的。在探針單元和該腹腔鏡元件是不可分離的實施例中，該血氧計探針可以是一拋棄式裝置。或者，在該探針單元和該腹腔鏡元件是可分離的實例中，該探針單元可以是可重複使用的且該腹腔鏡元件可以是可拋棄的或者該腹腔鏡元件可被設計成是可消毒的，以供後續使用。

[0047] 該腹腔鏡元件可被一或多個連接器裝置可拆卸地耦合至該探針單元。例如，該腹腔鏡元件可包括一扭轉鎖合裝置，它被設計來將該腹腔鏡元件扭轉鎖合至該探針單元。或者，該腹腔鏡元件可被按壓而與該探針單元接觸並透過一門件、一平頭螺釘、一可轉動的軸環(它將該腹腔鏡元件拉動而與該探針單元接觸)、或其它裝置而被門鎖至定位。該腹腔鏡元件和該探針單元可包括一或多個方便電子連接器的對位及連接以及導光件(有時被稱為波導件)(譬如，光纖)、或這兩者的對位元件(registration element)(如，槽道或溝槽)。

[0048] 圖2顯示一被設計來和一顯示器215通信的血氧計探針201。該血氧計探針201和上文所述的血氧計探針101類似，其中該腹腔鏡元件和該探針單元是可分離的或是不可分離的。該血氧計探針可以是可拋棄的，如果該探針單元和該腹腔鏡元件是不可分離的，或者該探針單元可被重複使用且該腹腔鏡元件是可拋棄的，如果該探針單元

和該腹腔鏡元件是可分離的。或者，該腹腔鏡元件可被設計成是可消毒的(如，藉由高壓殺菌)，用以重新和曾與該腹腔鏡元件分離的探針單元或和具有不同的探針單元一起使用。

[0049] 顯示器215被設計來顯示該血氧計探針所產生的且從該探針被傳送至該顯示器的氧氣飽和度測量值資訊。血氧計探針201和顯示器215可被設計成透過有線通信或無線通信來進行通信。該通信鏈係依據多種通信協定中的一種來操作，譬如，藍牙通信協定(藍牙、藍牙SMART、藍牙低能量、及其它)、IEEE 802.11通信協定中的一種、ANT、6LoWPAN、MyriaNed、EnOcean、Z-Wave、WiFi、IEEE 802.15.4通信協定中的一種、譬如ZigBee、或其它。這些或其它無線通信協定可被該裝置用來在0.5千赫茲至500千赫茲(譬如，約250千赫茲)將資料從該裝置傳送至該顯示器。資料從該顯示器傳送至該裝置可在類似的頻率被實施。

[0050] 在該血氧計探針被設計來和顯示氧氣飽和度測量值的資訊的該顯示器215通信的實施例中，該探針可不包括顯示器，譬如顯示器115。在此實施例中，顯示器215如同用於該探針的顯示器般地操作。或者，在這兩個顯示器可顯示相同、不同、或互補的血氧資訊的情形中，該血氧計探針可包括顯示器115且可被設計來和顯示器215通信。

[0051] 顯示器215可以是平板電腦或其它顯示器類

型，譬如一包括在一腹腔鏡塔內和腹腔鏡手術期間用到的其它腹腔鏡裝置一起使用的顯示器。在該顯示器是平板電腦的實施例中，該顯示器可被附裝至一可能包括其它顯示器和其它醫療裝置的腹腔鏡塔。該顯示器可用一安卓行動作業系統或其它被設計來用於行動裝置的作業系統操作。

[0052] 顯示器215可儲存或操作一或多個被設計來接收該血氧計探針所產生的血氧飽和度測量值的資訊的電腦應用程式。該顯示器透過該應用程式可處理該資訊並呈現該資訊或該資訊的導出物。例如，該血氧計探針可傳送血氧飽和度(StO_2)的資訊(如，數值)、氧合的血紅蛋白(HbO_2)的百分比、去氧合的血紅蛋白(Hb)的百分比、血液量、黑色素濃度、或其它血氧飽和度資訊。該顯示器可顯示一或多則關於這些數值的資訊，譬如數值本身或數值的導出物。

[0053] 或者，該血氧計探針可以數位或類比形式將實質原始的測量資料傳送至該顯示器。實質原始的測量資料包括尚未被處理器或其它預處理器處理過的資料。該實質原始的測量資料可以是偵測器所產生之被調整過的、被放大過的或兼而有之的、或者是尚未被調整過的、被放大過的或兩者皆無的類比偵測器回應。該實質原始的測量資料可以是被該血氧計探針數位化的數位化偵測器回應。該顯示器透過使用該應用程式可對該實質原始的測量資料進行處理以產生該組織的最終測量資訊，譬如血氧飽和度(StO_2)的資訊(如，數值)、氧合的血紅蛋白(HbO_2)的百分

比、去氧合的血紅蛋白(Hb)的百分比、血液量、黑色素濃度、或其它數值。該顯示器透過該應用程式可顯示一或多則血氧資訊。

[0054] 或者，該血氧計探針可將經過部分處理的測量資料傳送至該顯示器。經過部分處理的資料可包括已為了LED發出的光的強度差、光偵測器固有的靈敏度差異、或者兩者所作的校準修正。該顯示器透過該應用程式可對該經過部分處理的資料實施資料處理以產生該組織之最終測量資訊，譬如用於血氧飽合度(StO_2)的數值、用於氧合的血紅蛋白(HbO_2)百分比的數值、用於去氧合的血紅蛋白(Hb)的百分比的數值、血液量、黑色素濃度、或其它數值。該顯示器透過該應用程式可顯示一或多則血氧資訊。

[0055] 圖3顯示一具有探針單元305和腹腔鏡元件308的血氧計探針301。該血氧計探針具有不同於探針101和201的形狀因子。描述於本文中的血氧計探針可具有不同於圖1-3中所示的形狀因子的形狀因子。

[0056] 探針單元305(有時被稱為可重復使用的手持件或簡稱為手持件)被設置在該血氧計探針的頂部且可具有各種形狀，譬如棒形。該探針單元和該腹腔鏡元件可以是可分離的或是不可分離的，且該血氧計探針可被設計成與該顯示器215有線通信或無線通信。

[0057] 圖4顯示一實施例中的一包括血氧計探針401和顯示器415的血氧飽和度系統400的方塊圖。該血氧飽和度系統被設計來決定一或多項關於病患組織467的血氧飽

和度資訊，譬如用於絕對StO₂、相對StO₂、總血紅蛋白、血液量、黑色素濃度、或其它組織資訊的數值。該血氧計探針被設計來將光發射至該組織內並收集被該組織反射的光以決定血氧飽和度資訊。

[0058] 顯示器415包括一處理器420、一電耦合至該處理器的記憶體422、一電耦合至該處理器的顯示元件115、一電池430、及一電源供應單元435，其被設計來從該電池供應電力至該顯示器的電子構件。該血氧飽和度系統的電子電路實施訊號資料的處理、該系統的控制操作、實施計算、決定氧氣飽和度和其它血氧計測量、及其它處理操作。此電子電路可被稱為處理電路且可包括一或多個電子構件或電路，譬如處理器、微處理器、微控制器、特用積體電路(ASIC)、現場可程式閘極陣列(FPGA)、閘極陣列、多工器、標準單元(standard cell)、控制邏輯(如，可程式邏輯、可程式邏輯裝置(PLD)、CPLD、及其它)、記憶體、查找表、狀態機器、邏輯閘、數位訊號處理器(DSP)、及其它。在一實施例中，該處理電路以數位實施操作(如，布林邏輯)。但在其它實施例中，該處理電路可以是類比的。

[0059] 該顯示器的一些實施例包括一電耦合至該顯示器的收發器490(有線的、無線的、或兩者皆是)。在一些實施例中，該收發器是有線的或無線的發射器或者有線的或無線的接收器。該顯示器包括一光引擎440和一偵測器堆445。顯示器415的不同實施例可以任何組合或組態的

形式包括任何數量之上述構件，且亦可包括未示出的構件。該顯示器包括耦合器元件419及一光學埠449。

[0060] 處理器420可包括微處理器、微控制器、多核芯一或多處理器、或其它類型的處理器中的一者或多者。記憶體422可包括各式記憶體(譬如，揮發性記憶體(如，RAM)、非揮發性記憶體(如，磁碟機或FLASH)、或其它類型的記憶體中的一者或多者。

[0061] 電池430可包括各式電池類型(譬如，一或多個可拋棄式電池或者一或多個可充電式電池)中的一者或多者。可拋棄式電池在它們所儲存的電量被用完之後即被拋棄。一些可拋棄式電池化學技術包括鹼性、碳鋅、銀氧化物。該電池具有足夠的池儲存電量來讓該手持裝置使用數個小時。在一實施例中，該血氧計探針是可拋棄式的。

[0062] 在該電池是可充電式電池的實施例中，該電池在所儲存的電量被用完之後可被充電多次。一些可充電式電池技術包括鎳鎘(NiCd)、鎳氫(NiMH)、鋰離子(Li-ion)、及鋅空氣。該電池可例如透過一用電線連接至該手持單元的AC變壓器來充電。在該顯示器內的電路可包括一充電電路(未示出)。

[0063] 該光引擎被電耦合至該處理器且該處理器控制該光引擎的光的產生，用來將光發射至組織467內。該光引擎包括一或多個產生並傳送光的光源，譬如可見光、紅外光、或這兩者。每一光源可包括一或多個發光二極體(LED)，譬如一個、兩個、三個、四個、五個、六個、七

個、八個、九個、十個、或更多個LED。每一LED被設計來發出一或多個波長的光，譬如可見光、紅外光、或這兩者。該等LED可以是分開的LED、有機LED(OLED)、高亮度LED(HLED)、量子點LED、雷射LED、或其它類型的LED。

[0064] 該等LED被光學地耦合至一或多個被容納在該顯示器內的光源導光件447的第一端。該導光件可以是光纖或其它光導引元件。一個、兩個、三個、四個、五個或更多個LED可被光學地耦合至一個導光件447。該等導光件的第二端被光學地耦合至該顯示器的第一光學埠449。

[0065] 偵測器堆445包括光偵測器455(譬如，PIN光二極體)、光收發器、光阻器、或其它類型的偵測器的一者或多者。該偵測器堆亦包括一或多個轉換阻抗放大器(TIA)460。每一光偵測器被電耦合至一TIA。在一實施例中，多個光偵測器例如透過一多工器被耦合至單一個TIA。該等TIA被設計來接受該等光偵測器所產生的類比偵測器回應。該等TIA將該等類比偵測器回應的電流轉換成電壓並將該電壓放大。

[0066] 在一些實施例中，該顯示器包括一或多個實施這些功能的電子構件，譬如一或多個將電流轉換成電壓的轉換器及一或多個電壓放大器。將被瞭解的是，TIA是一可實施該轉換以及該放大的電子電路的例子。

[0067] 該等光偵測器可產生輸出電流(如，偵測器回應)，其隨著被偵測到的光的改變中的強度而相對線性地

改變，而該被產生的電壓則隨著被偵測到的光的改變中的強度而相對非線性地改變。該 TIA 或電流轉電壓轉換器可從該電流/電壓轉換輸出相對線性的電壓。之後，該被放大的電壓亦是相對線性的。

[0068] 該偵測器堆包括一或多個類比轉數位轉換器 (ADC) 465。每一 TIA 可被電耦合至一個 ADC。在一實施例中，多個 TIA 例如透過一多工器被耦合至一個 ADC。該等 ADC 亦被電耦合至該處理器。該等 ADC 將該接收自該等 TIA 的被放大的電壓訊號數位化並將被數位化的偵測器回應傳送至該處理器。

[0069] 該 ADC 是在一取樣率的類比訊號的樣本。例如，該取樣率可以是約 0.33 赫茲、約 1 赫茲、約 2 赫茲、約 3 赫茲、或約 1~3 赫茲 (其視狀況而定)。在其它實施例中，該取樣率可以是約 3 赫茲，譬如從約 4 赫茲到約 1 千赫茲。大致上，取樣率愈快，則被消耗的電力就愈多 (這是用電池操作的裝置的一項需要考量的因素)，而且被產生的資料亦隨著取樣率而增加。當使用從約 0.33 至約 3 赫茲的取樣率時，資料的數量可使用藍牙或 WiFi 技術 (及其它在此說明書中提到的技術) 來無線地傳送而不會有資料丟失。在其它實施例中，一專利的 (proprietary) 無線技術可被使用，譬如當想要有更高的取樣率時。

[0070] 該偵測器堆可包括一或多個偵測器導光件 480。該導光件可以是光纖或其它導光元件。在一實施例中，每一光偵測器都被光學地耦合至該等導光件的一者的

第一端並接受經由該導光件傳送的光。該等導光件的第二端被耦合至該顯示器的光學埠。

[0071] 該血氧計探針可被建構成一腹腔鏡元件，其包括一腹腔鏡管452、一耦合器417其可被設置在該腹腔鏡元件的第一端、及一被設置在該腹腔鏡元件的第二端的感測器頭457。

[0072] 該腹腔鏡元件包括導光件450(它有時被稱為光源導光件)且包括導光件464(它有時被稱為偵測器導光件)。該等導光件可以是光纖或是其它光導引元件。導光件450及464的第一端被光學地耦合至該腹腔鏡元件的光學埠478。導光件450及464的第二端延伸穿過該腹腔鏡元件到達感測器頭457。該光學埠係相對於該感測器頭被設置在該腹腔鏡元件的末端。

[0073] 關於耦合器元件417及419，該等耦合器元件被設計成可彼此鬆脫地耦合且因而將該血氧計探針可鬆脫地耦合至該顯示器。耦合器元件417及419可機械式地耦合該探針和該顯示器、可光學地耦合該探針和該顯示器、可將該探針電子地耦合至該顯示器、或可以任何組合的方式促進這些耦合的一者或多者。

[0074] 詳言之，耦合器元件417及419的耦合係促進該第一及第二光學埠449及478的光學耦合並藉此促進導光件447和450，及導光件464和480的光學耦合。

[0075] 在一實施例中，該血氧計探針或該顯示器包括一光學纜線，其將該顯示器415光學地鏈接至該血氧計

探針 401。詳言之，該光學纜線光學地鏈接導光件 447 和 450，及導光件 464 和 480。

[0076] 該光學纜線可以被可脫離地或不可脫離地耦合至該顯示器、可以被可脫離地或不可脫離地耦合至該血氧計探針、且可包括耦合器元件 417 及 419 或其它耦合器元件。

[0077] 該光學纜線可具有各種長度，譬如 0.5 米、1 米、1.5 米、2 米、或更長。該光學纜線可以是相對撓曲的，用以允許該血氧計探針在手術時可相對自由地被移動。

[0078] 當耦合器元件 417 及 419 被耦合時，從 LED 發出的光被傳送至導光件 447 內，之後經由導光件 447 被傳送至導光件 450。經由導光件 450 被傳送的光被傳送至感測器頭且之後可從該感測器頭被傳送出而進入組織 467。

[0079] 被感測器頭收集的光經由導光件 464 被傳送至導光件 480。導光件 480 將光傳送至光偵測器 455。光偵測器產生類比偵測器回應，其被 TIA 放大且從 TIA 被傳送至 ADC。該 ADC 將來自 TIA 的類比偵測器回應輸出數位化並將該被數位化之該被收集的光的偵測器回應傳送至處理器。該處理器可根據該偵測器回應來決定該被檢驗的組織的各式資訊，譬如絕對的 StO_2 、相對的 StO_2 、總血紅蛋白、血液總量、或其它資訊。該處理器產生的血氧飽和度資訊可被顯示在顯示器元件 115 上、被儲存在記憶體 422 內、或經由有線或無線收發器 490 被傳送至其它電子裝

置。

[0080] 在一實施例中，該腹腔鏡元件被設計來作為一病患的內部手術之用且可經由一套管針(trocar)485被導入到病患的腹腔內。該腹腔鏡元件的外表面可以是平滑的，使得該腹腔鏡元件可平順地滑過該套管針、平順地轉動於套管針內、且可平順地滑入並穿過病患的組織且不會研磨該組織。該血氧飽和度系統可被使用在各種內部組織上來決定該組織的各種血氧飽和度資訊。受測的該組織可包括腸組織(譬如，大腸、小腸)、支撐這些組織的組織(譬如，腸系膜組織)、肝、腎、或其它組織。

[0081] 圖5顯示一實施例中的血氧飽和度系統500。該血氧飽和度系統500包括一血氧計探針501及一顯示器515。該血氧飽和度系統500和血氧飽和度系統400類似，但不同處在於該血氧飽和度系統的顯示器515包括一訊號獲取處理器520(有時被稱為預處理器)，它被設計來接受來自ADC465之血氧飽和度測量值的被數位化的資訊並為了後續的傳送以及處理器420的處理將該數位化的資料預處理。

[0082] 該訊號獲取處理器可包括現場可程式閘極陣列(FPGA)或可程式邏輯裝置(PLD)，譬如一複雜的PLD(CPLD)。在顯示器包括FPGA或CPLD的實施例中，該FPGA或CPLD可被設計來在把被預處理的資訊傳送至該處理器作進一步的處理之前先對被收集到的資訊實施處理。該FPGA或CPLD可被電子地設置在ADC和處理器之間。

[0083] 預處理可包括對接收自ADC的該被數位化的偵測器回應施加一或多個校準計算，譬如對該資料實施一或多個校準步驟。校準可包括為了LED發出的光線的強度的固有的差異、為了該等光感測器的偵測靈敏度的固有的差異、或為了這兩者、或者為了其它相關聯的計算，而校準該被數位化的偵測器回應。用於LED和光感測器455的校準資訊可被預先決定且被儲存在記憶體內。

[0084] 在一實施例中，該顯示器包括光感測器525(譬如，PIN二極體)，其被設計來偵測光引擎440的LED所發出的光的一部分，用以決定該LED所發出的光的強度在該血氧飽和度系統的使用期間是否增加或者減小。該等光感測器可透過一或多個電流轉電壓轉換器460a及放大器460b(如TIA 460)而被電耦合至該訊號獲取處理器。用於LED驅動器訊號可被該訊號獲取處理器520、處理器420或者兩者調整，用以根據該訊號獲取處理器所提供的強度資訊將被輸出的光的強度保持相對的恆定。

[0085] 該光引擎可包括一或多個電路、光學元件、或這兩者。詳言之，該光引擎可包括一電壓轉電流轉換器440a、LED 440b、及光合成器440c。該轉換器440a可被耦合至一數位轉類比轉換器(DAC)441，它將控制訊號從該訊號獲取處理器520供應至該光引擎。該轉換器440a所輸出的控制訊號被供應至LED 440b以產生光。LED 440b可用一對一的方式被光學地耦合至一或多個光纖447，或者來自多個LED的光可被光源合成器440c合成在一單一的光

纖上。合成器 440c 可包括一或多個鏡片、反射元件、光合成器、或其它光學裝置。

[0086] 該顯示器可包括一或多個溫度測量裝置，如熱阻器(未示出)，其被設置成和該光引擎的 LED 相鄰。該熱阻器可透過一或多個放大器(未示出)而被耦合至該訊號獲取處理器。該熱阻器被設計來在該血氧飽和度系統的使用期間偵測 LED 的溫度並將用於該溫度的訊號傳送至放大器，該放大器將經過放大的輸出從該熱阻器傳送至該訊號獲取處理器。用於 LED 的驅動器訊號可被該獲取處理器、該處理器、或這兩者以根據被提供給該訊號獲取處理器的溫度資訊將被輸出的光的強度保持相對恆定。

[0087] 圖 6 顯示一實施例中的一包括一血氧計探針 601 及一顯示器 615 的血氧飽和度系統 600 的方塊圖。該血氧飽和度系統 600 和血氧飽和度系統 500 不同處在於被設計來用於決定用於該系統的血氧飽和度資訊的數個光學構件或電子構件係被容納在該血氧計探針內，而不是在顯示器內。

[0088] 該血氧計探針 601 被設計來決定一或多項關於病患組織 467 的血氧飽和度資訊，譬如用於絕對 StO₂、相對 StO₂、總血紅蛋白、血液量、黑色素濃度、或其它組織資訊的數值。該血氧計探針被設計來將該血氧飽和度資訊傳送至該顯示器 615 來予以顯示。

[0089] 該血氧計探針 601 可具有一比血氧計探針 101，201，301 小的形狀因子、或具有其它形狀因子。該

血氧計探針包括一探針單元605(有時被稱為可重複使用的手持件或簡稱為手持件)及一腹腔鏡元件608。該腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的。在該血氧計探針是一不可分離的整合式裝置的實施例中，該血氧計探針可以是一可拋棄式單元，其在使用於單一個病患上之後即被丟棄。當該血氧計探針和該腹腔鏡探針單元是可分離時，該血氧計探針可重複使用的且該腹腔鏡元件可以是一可拋棄式單元，其在使用於單一個病患上之後即被丟棄。或者，該腹腔鏡元件可被設計成是可被消毒且可和該探針單元或不同的探針單元一起被重複使用。

[0090] 該探針單元605包括處理器420、電耦合至該處理器的記憶體422、(有線地或無線地)電耦合至該處理器的收發器490、電池430、及電力供應單元435。描述於此專利中的每一發送器和接收器都可以是一收發器。該探針單元包括電耦合至該處理器的光引擎440、電耦合至該處理器的ADC 465、及類比電線束461。該探針單元的不同的實施例可以任何組合或組態包括任何數量的上列構件，且可包括其它未示出的構件。這些元件的操作已在上文中參考圖4被描述。

[0091] 該探針單元605包括耦合器419和埠449。耦合器419可促進和腹腔鏡元件的機械式耦合、光學耦合、及電耦合。埠449可以是一光學埠、電子埠、或光學和電子埠。

[0092] 該探針單元、該腹腔鏡元件的一部分或這兩

者可被一阻障物 619 覆蓋。該阻障物可以防止流體及碎屑接觸到該血氧計探針的一些被該阻障物覆蓋的部分並將該血氧計探針可重復使用且不能消毒的部分與消毒的手術區隔離開。該阻障物在該探針包括一顯示器(譬如，顯示器 115)的實施例中對於顯示在該血氧計探針的顯示器上的資訊是透明的。該阻障物可用可撓曲的且可繞曲在該血氧計探針的彎曲部分周圍的塑膠或塑膠類材料來形成。該阻障物可被設計來覆蓋在描述於此申請案中的血氧計探針的一或多個部分。

[0093] 該腹腔鏡元件 608 包括腹腔鏡管 452、被設置在該腹腔鏡元件的第一端的耦合器 417、和設置在該腹腔鏡元件的第二端的感測器頭 657。該腹腔鏡元件包括導光件 450。導光件 450 的第一端被光學地耦合至該腹腔鏡元件的光學埠 478。導光件 450 的第二端延伸通過該腹腔鏡元件到達該感測器頭 657。該光學埠被設置在該腹腔鏡元件相對於該感測器頭的遠端。

[0094] 除了感測器頭之外，該腹腔鏡元件還包括光二極體 455、TIA 460、及一類比電線束 462(如，可撓曲的纜線)。該感測器頭 657 可包括該光感測器、該 TIA、或這兩者。該 TIA 被電耦合在光二極體和類比電線束之間。該感測器頭、光二極體、TIA 及電線束每一者都被設置在該腹腔鏡管的中央開孔(如，內部管形開孔)內。該中央開孔可具有一從該腹腔鏡管的頂端到該腹腔鏡管的底端的固定的橫剖面尺寸(如，該橫剖面橫貫該腹腔鏡元件的縱向尺

寸)(如，對於圓形橫剖面而言是固定的直徑)。

[0095] 耦合器417及419的耦合促進第一和第二光學埠449和478的光學耦合並藉以促進導光件447和450的光學耦合。耦合器417及419的耦合亦促進類比電線束461及462的電耦合。在一實施例中，耦合器417及419的耦合亦促進該探針單元和腹腔鏡元件的機械式耦合(如，固定且牢靠的機械式耦合)。

[0096] 該感測器頭的尖端可以是例如根據使用該血氧計探針的特定的醫療處理之離該腹腔鏡元件的頂端各式距離中的一種距離(如，該腹腔鏡管的近接長度)。例如，該距離可以是10公釐、15公釐、20公釐、25公釐、30公釐、35公釐、40公釐、45公釐、50公釐、55公釐、或其它長度。

[0097] 當該等耦合器被耦合時，從LED發出的光被傳送到導光件477中，之後通過導光件447被傳送到導光件450。光經由導光件450被傳送到感測器頭且之後可從該感測器頭被傳送出去進入到阻織467中。在該探針單元和該腹腔鏡元件是不可分離的實施例中，導光件450及477被整合成實質連續的導光件且電線束461及462被整合成一實質連續的電線束。

[0098] 在感測器頭的光感測器455被設計來偵測從該組織被反射後的光並從該被偵測到的光產生偵測器回應(如，類比訊號)。該偵測器回應從該偵測器被傳送至TIA，其將用於該偵測器回應的訊號放大。該被放大的偵

測器回應然後透過該類比電線束被傳送至在該探針單元內的ADC。該類比電線束亦可被設計來提供電力及接地至該TIA和光二極體。在接收到來自ADC的數位化偵測器回應之後，處理器使用該偵測器回應來決定關於該組織的一或多項血氧飽和度資訊，譬如，絕對StO₂、相對StO₂、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。

[0099] 該處理器所產生的血氧飽和度資訊可被顯示在該血氧計探針的顯示器115上、可被該發送器傳送至用於顯示的顯示器615、可被儲存在記憶體422內、或可被傳送至其它電子裝置。顯示器615可包括一接收器(如，有線的或無線的接收器)616，其接收來自血氧計裝置的該被傳送的資訊。該顯示器615包括一電源，譬如一電池電源，它是一不同於該探針單元內的電源的電池電源。在該顯示器615內的該電源被電耦合至該顯示器內的電子單元並對該電子單元(譬如，該接收器、該顯示器、及其它)提供電力。

[0100] 圖7顯示一實施例中的血氧計探針701。該血氧計探針701包括一探針單元715和一腹腔鏡元件708。該探針單元715被設計來和一顯示器(譬如，上文所述的顯示器615)通信。該血氧計探針701和血氧計探針600類似，但不同處在於該血氧計探針的探針單元715包括訊號獲取處理器520，它被設計來接收來自ADC 465的用於血氧飽和度測量值的被數位化的偵測器回應並預處理這些被數位化的偵測器回應以用於後續傳送至處理器420作處理。

[0101] 在一實施例中，一或多個電流轉電壓轉換器460a被容納在該腹腔鏡元件內。該電流轉電壓轉換器被電耦合至光偵測器455且被電耦合至一或多個電壓放大器460b。該電壓放大器被容納在該探針單元715內，或者可被容納在腹腔鏡元件708內。該電流轉電壓轉換器以及電壓放大器可以是TIA或其它類型的電路。該該電流轉電壓轉換器以及電壓放大器可透過耦合器417及419被電耦合。

[0102] 該探針單元可包括一或多個熱阻器，譬如上文中參考圖5所描述的熱阻器。該等熱阻器可被設置成和光引擎的LED實體地相鄰以監測LED的溫度。該等熱阻器透過一或多個放大器被電耦合至該資訊獲取處理器。該等熱阻器被設計來在該血氧飽和度系統的使用期間追蹤LED的溫度並將用於溫度的訊號傳送至放大器，其將被放大的訊號傳送至資訊獲取處理器。藉由使用該被放大的訊號，該資訊獲取處理器、該處理器、或這兩者可改變被提供給LED的驅動器訊號，使得被產生的光具有實質恆定的強度。

[0103] 探針單元715可包括一顯示器115。該探針單元的一些實施例並不包括顯示器。該探針單元715的顯示器可顯示和可被附裝至腹腔鏡塔的顯示器615相類似或不同的血氧飽和度資訊。顯示器115可譬如透過被電氣地設置在該顯示器和該處理器或該預處理器之間的界電電路(其有時被稱為收發器)而被電耦合至該處理器或該預處理器。

[0104] 圖8和9顯示被設置在腹腔鏡管452的端部452a內的感測器頭657的立體圖和端視圖。該感測器頭包括一印刷電路板(PCB)658，其可以是實質圓的(如，圓形)以嵌入到該腹腔鏡元件的端部內。偵測器結構(如，光進入並到達波導或光偵測器的開孔、波導的尖端、或光偵測器)544(被標記為455a-455h)被設在該感測器頭上(在PCB的表面上)，其從該腹腔鏡管的一末端開孔朝外。在圖8及9所示的實施例中，該等偵測器結構是光偵測器。光從該處被發射的兩個光源結構(有時亦被稱為發射器)(如，切口，譬如孔口，458a及458b被形成在該PCB上)被形成在該感測器頭上。該光源結構可以是波導(如，光纖的端部)或光源(如，LED)。導光件450a及450b的端部被設置在該等孔口內且延伸穿過該等孔口。

[0105] 該等光偵測器和導光件的端部可被配置成各式組態。在一實施例中，至少一光源-偵測器距離是小於1.5公釐且可以是小於1公釐，且至少兩個光源偵測器距離是大於2.5公釐。

[0106] 在一實施例中，最短的光源-偵測器距離(介於偵測器和導光件的端部之間的距離)是大致相等的。例如，介於導光件450a和光偵測器455d之間的光源-偵測器距離(S1-D4)與介於導光件450b和光偵測器455a之間的光源-偵測器距離(S2-D8)是大致相等的。介於導光件450a和光偵測器455e之間的下一個更長的光源-偵測器距離(S1-D5)與介於導光件450b和光偵測器455a之間下一個更長的

光源 - 偵測器距離 (S2-D1)(如，比 S1-D4 及 S2-D8 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455c 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D3) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455g 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D7)(如，比 S1-D5 及 S2-D1 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455f 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D6) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455b 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D2)(如，比 S1-D3 及 S2-D7 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455c 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D2) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455f 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D6)(如，比 S1-D6 及 S2-D2 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455g 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D7) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455c 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D3)(如，比 S1-D2 及 S2-D6 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455a 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D1) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455e 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D5)(如，比 S1-D7 及 S2-D3 的每一者長)是大致相等的。介於導光件 450a 和光偵測器 455h 之間的下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S1-D8) 與介於導光件 450b 和光偵測器 455d 之間下一個更長的光源 - 偵測器距離 (S2-D4)(如，最長的光源 - 偵測器距離，它比 S1-D1 及 S2-D5 的每一者長)是大致相等的。在

其它實施例中，該等光源-偵測器距離可以全都是獨一無二的或者具有比大致相等的八個距離少。

[0107] 下面的表顯示依據一實施例的八個獨一無二的光源-偵測器距離。介於最近的光源-偵測器距離之間的增量是大約0.4公釐。

[0108]

表

| 光源-偵測器配對 | 光源-偵測器距離 公釐 |
|----------|----------------|
| (S1-D4) | 1.000 |
| (S2-D8) | 1.000 |
| (S1-D5) | 1.430 |
| (S2-D1) | 1.430 |
| (S1-D3) | 1.860 |
| (S2-D7) | 1.860 |
| (S1-D6) | 2.290 |
| (S2-D2) | 2.290 |
| (S1-S2) | 4.000 |
| (S1-S2) | 4.000 |
| (S1-D7) | 3.150 |
| (S2-D3) | 3.150 |
| (S1-D1) | 3.580 |
| (S2-D5) | 3.580 |
| (S1-D8) | 4.010 |
| (S2-D4) | 4.010 |

[0109] 在一實施例中，光偵測器455a及455e係相關於一連接導光件450a和450b的直線上的一點被對稱地設

置。光偵測器455b及455f係相關於該點被對稱地設置。光偵測器455c及455g係相關於該點被對稱地設置。光偵測器455d及455h係相關於該點被對稱地設置。該點可以是該連接線上介於導光件450a和450b之間的中間點。

[0110] 該光源-偵測器距離 vs. 光偵測器455偵測到的反射率的圖表可提供反射率曲線，其中資料點沿著X軸線被充分地間隔開。介於導光件450a及450b和光偵測器455之間的這些距離的間距減少了資料多餘量且可導致相對精確的反射率曲線的產生。

[0111] 在一實施例中，導光件和光偵測器可被配置在該探針表面上的不同的位置以給予所想要的距離(如上文所述者)。例如，兩個導光件形成一條線，且在這條線上方和下方將有數量相等的光偵測器。此外，一(在這條線上方的)光偵測器的位置和(在這條線下方的)另一光偵測器將相對於這兩個導光件所形成的這條線上的一被選取的點具有點對稱性。例如，該被選取的點可以是這兩個導光件之間的中間點，但並不必然如此。在其它實施例中，該位置可根據形狀(譬如，圓形、橢圓形、卵形、三角形、矩形、方形、或其它形狀)隨機地配置，譬如光偵測器455e，455f，455g，及455h被配置成第一圓弧且光偵測器455d，455c，455b，及455a被配置成第二圓弧。當該等圓弧的一者被垂直地或水平地翻轉時，該第一和第二圓弧可具有相同或近似的形狀。

[0112] 圖10、11及12顯示一實施例中感測器頭457的

第一立體圖、第二立體圖、及剖面圖。導光件 450a 及 450b 的端部被顯示成被放置在形成於 PCB 658 上的孔洞內。該等導光件的端部可從該孔洞延伸出、被放置在孔洞內、或被放置在孔洞後方。

[0113] TIA 460 被放置在 PCB 659 上的導光件之間，該 PCB 被電耦合在兩個類比電線束 462 之間。該等類比電線束中的第一個類比電線束被電耦合在 PCB 658 和 PCB 659 之間且該等類比電線束中的第二個類比電線束被電耦合在 PCB 659 和耦合器 417 之間或者可延伸到該可重復使用的手持件內。該等類比電線束中的第二個類比電線束將電力、接地、控制訊號、或它們的任何組合從該可重復使用的手持件經由該腹腔鏡元件提供至該 PCB 659 和 TIA，並將訊號從該 TIA 傳送回到該可重復使用的手持件。

[0114] 該等類比電線束中的第一個類比電線束將電力、接地、控制訊號從該 PCB 659 經由該腹腔鏡元件提供至光偵測器，並提供該等光偵測器產生的偵測器訊號提供至 TIA，用以經由該等類比電線束中的第二個類比電線束進一步傳送至該可重復使用的手持件內的 ADC。

[0115] PCB 659 具有一其上安裝有一或多個 TIA 第一表面，及具有一和該第一表面平行的第二表面。其它電子元件可被安裝在 PCB 659 的該第二表面上。該第一和第二表面和該腹腔鏡探針側方向延伸的方向平行。相較於該腹腔鏡元件的近端(該腹腔鏡元件係在該近端耦合至該探針單元)，該 PCB 659 較靠近該腹腔鏡元件的遠端(該感測器

頭係位在該腹腔鏡元件的該遠端)。

[0116] 此申請案描述一些具有特定尺寸、測量值、和數值的實施例。這並不是鉅細靡遺的或是要將本發明侷限在所描述的完全一樣的形式。

[0117] 例如，該等以公釐或公分為單位的測量值是大致的數值。該等數值可例如因為測量或製造公差或其它因子而變動(如，正或負5個百分比、正或負10個百分比、正或負15個百分比、或正或負20個百分比)。此外，該等測量值係用於該裝置的一特定的實施例，其它的實施例可具有不同的數值，譬如某些尺寸被作得更長一些以容納較大的手或接近人體內的一特殊的位置的組織。

[0118] 為了被描述的特定的實施例，一些特定的數值、數值範圍、及數目被提供。這些數值例如表面尺寸、角度、範圍、頻率、波長、數目、關係(如，相對數值)、及其它量值(如，感測器、光源、感測器、二極體、光纖纜線、等等)。某些測量值係用於該裝置的特定實施例，其它的實施例可具有不同的數值，譬如某些尺寸被作得較大以用於較大尺寸的產品、或作得較小以用於較小的尺寸的產品。該裝置可藉由按比例地調整相對的測量值(譬如，在不同的測量值之間保持相同或大致相同的比例)而被按比例地作較大或被按比例地作得較小。在不同的實施例中，數值(或數目或數量)可和被給予的數值相同、和被給予的數值大致相同、至少是被給予的數值和大於被給予的數值、或最多是被給予的數值或小於被給予的數值、或

它們的任何組合。數值(或數目或數量)亦可以是在任何兩個被給予的數量的範圍之內或一包括兩個被給予的數值的範圍之內。當一範圍被給予時，該範圍亦可包括該範圍內的任何數目到該範圍內的任何其它數目。

[0119] 在一實施例中，該感測器頭的直徑(如，PCB 658的直徑)是從約3公釐到約10公釐。在另一實施例中，該感測器頭的直徑(如，PCB 658的直徑)是從約2公釐到約10公釐。在一特定的實施例中，該感測器頭的直徑是約5公釐，但可以是其它直徑。一具有5公釐或更小的直徑的感測器頭可具有用於光源導光件和偵測器導光件的孔洞。在一實施例中，該直徑是5公釐或更大。在光偵測器被設置在PCB 568上且導光件150延伸穿過該PCB上的孔洞的實施例中，該感測器頭的直徑係約為7公釐，但亦可以是其它直徑。在其它實施例中，該直徑可以是7公釐或更小、或是7公釐或更小。

[0120] 該腹腔鏡元件的該中央開孔的橫剖面尺寸(如，一圓的或圓形剖面尺寸的直徑)可具有相類似的長度(譬如，約2公釐至約10公釐)以容納一具有約3公釐至約10公釐直徑的感測器頭。該腹腔鏡元件的壁的壁厚度的範圍係從約0.5公釐至約5公釐。

[0121] 該腹腔鏡元件的外側橫剖面尺寸的範圍可從約3公釐至約20公釐或更大(如，3，4，5，6，7，8，9，10，15或20公釐，或其它)。該腹腔鏡元件的長度其範圍可從約10公分至約60公分(如，15，20，21，22，23，

24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40或45公分(如, 用於減肥手術)、或其它)。

[0122] 該探針單元和該腹腔鏡元件之間的關係是, 該腹腔鏡元件的橫剖面的寬度(如, 3公釐、5公釐或10公釐)小於該探針單元的橫剖面(如, 18公釐、40公釐、75公釐或95公釐)。該探針單元和該腹腔鏡元件的橫剖面寬度(或截面積)之間的比例範圍可從約32:1至約1.8:1。例如, 該比例可以是2:1、3:1、4:1、5:1、6:1、10:1、16:1、20:1、24:1、或30:1, 或其它數值、或大於或小於這些數值的任何數值(如, 2:1或更大、3:1或更大、或4:1或更大、或30:1或更小、或24:1或更小、或5:1或更小)、或在一介於這些數值之間的範圍。

[0123] 而且, 該探針單元和該腹腔鏡元件的橫剖面形狀可不一樣。該腹腔鏡元件的橫剖面形狀例如可是圓形、橢圓形、卵形、或任何圓角化的多邊形(如, 圓角化的方形或矩形)。該探針單元的橫剖面形狀例如可是圓形、橢圓形、卵形、任何多邊形(如, 矩形、五邊形、六邊形、或八邊形)、或任何圓角化的多邊形。在一實施例中, 該腹腔鏡元件的橫剖面形狀是圓形, 而該探針單元的橫剖面形狀是圓角化的矩形。該腹腔鏡元件的橫剖面形狀是圓形, 而該探針單元的橫剖面形狀亦是圓形, 其直徑或截面積較大。在一實施例中, 該探針單元的體積將大於該腹腔鏡元件的體積。

[0124] 而且，該探針單元和該腹腔鏡元件的材料可不一樣。例如，該腹腔鏡元件的材料可以是金屬，而該探針單元的材料是塑膠(或其它非金屬或非導體)。該腹腔鏡元件的材料可以是金屬(如，不銹鋼)而該探針單元是聚合物或複合物。在一實施例中，該探針單元和該腹腔鏡元件兩者都可以是金屬(譬如，相同的金屬或不同的金屬：兩者皆是不銹鋼、探針單元是鋁或鈦而腹腔鏡元件則是不銹鋼。在其它實施例中，該腹腔鏡元件是鈦。該腹腔鏡元件亦可被塗覆，譬如具有一聚合物的塗覆物，用以讓表面變成非導體。

[0125] 該腹腔鏡元件的壁可用各種材料中的一者或多者形成，其包括金屬(如，不銹鋼、鈦、或其它)、塑膠、複合物、碳纖維、或其它。該腹腔鏡元件的壁的外表面是平滑的，用以在套管針及組織內平順地移動及用於消毒。

[0126] 該腹腔鏡元件的尖端可具有各種形狀，譬如鈍的或圓角化的形狀。在一實施例中，該腹腔鏡元件的尖端並沒有相對於該腹腔鏡元件的管子的側向寬度橫切(transverse)。亦即，該感測器頭的探針面並沒有橫切該腹腔鏡元件的該管子的側向寬度。在一實施例中，光源結構和偵測器結構係沿著該腹腔鏡元件的側邊被設置，使得當該尖端不能和目標組織接觸或者該接觸很難用該尖端來達到時該等結構可和目標組織接觸。在一些實施例中，該感測器頭和該腹腔鏡管的末端齊平、被下凹至該腹腔鏡管

內、或從腹腔鏡管延伸出。

[0127] 在一實施例中，探針單元105大致上具有一橫剖面寬度，它比該腹腔鏡元件寬。該寬度從近端朝向遠端變細，該探針單元在該遠端和該腹腔鏡元件的近端相匹配或與其套合在一起。在它位於該近端的最寬的橫剖面處，該探針單元具有一從75公釐到約95公釐的寬度，這將容納一大約此大小的印刷電路板。介於該近端和該遠端之間的一最寬的寬度約為40公釐，這將容納一大約此大小的印刷電路板。在該遠端處，最寬的寬度約為18公釐，這將容納一大約此大小的印刷電路板。

[0128] 該探針單元從該近端度遠端的長度約為165公釐(其最寬的寬度是從約75公釐到約95公釐)、從中間到該遠端的長度約為105公釐(其最寬的寬度約為40公釐)、且接近該末端的長度約為45公釐(其最寬的寬度約為18公釐)。在一些實施例中，該探針單元可具有一從於5公釐到約10公釐的長度。

[0129] 該腹腔鏡元件的外側的橫剖面尺寸係小於該探針單元在一實施例中的最寬的寬度。該腹腔鏡元件的外側的橫剖面尺寸亦小於該探針單元在一實施例中的最窄的寬度。

[0130] 該探針單元的外殼可用和該腹腔鏡元件相同的材料或不同的材料來形成。該探針單元的外殼可用包括金屬(如，不銹鋼、複合物、或其它金屬)、塑膠、複合物、或其它材料在內的各種材料中的一或多種材料來形

成。

[0131] 圖 13 顯示一實施例中一包括血氧計探針 1301 及顯示器 615 的血氧飽和度系統 1300 的方塊圖。該血氧飽和度系統 1300 不同於血氧飽和度系統 600 之處在於 TIA 460 被設置在該探針單元內，而不是設在腹腔鏡元件內。

[0132] 該血氧計探針 1301 可具有一和血氧計探針 101、201、301 相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。探針單元 1305 和腹腔鏡元件 1308 可以是可分離的或是不可分離的。在該血氧計探針是一不可分離的整體的裝置的實施例中，該血氧計探針可以是一可拋棄式單元，其在使用於單一病患上之後即被丟棄。當該血氧計探針和該腹腔鏡探針單元是可分離時，該血氧計探針可以是可重複使用的且該腹腔鏡元件可以是可拋棄式的，其在使用於單一病患上之後即被丟棄。

[0133] 該血氧飽和度系統 1300 的操作和上文所述的血氧飽和度系統 600 的操作類似。然而，該等光二極體所產生的偵測器訊號係經由類比電線束 462 及 461 被傳送至設置在該探針單元內的 TIA。在一實施例中，該探針單元包括顯示器 115 (未示出)，它可顯示該血氧計探針所產生的血氧飽和度資訊。

[0134] 圖 14 顯示在一實施例中的血氧計探針 1401。該血氧計探針 1401 包括探針單元 1405 和腹腔鏡元件 1408。該血氧計探針被設計來和一顯示器 (譬如，上文所述的顯示器 615) 通信。該血氧計探針 1401 和血氧計探針 1301 類

似，但不同處在於血氧計探針的腹腔鏡元件 1405 包括一訊號獲取處理器 520，它被設計來接受來自 ADC 465 之用於血氧飽和度測量值的被數位化的偵測器回應並預處理該被數位化的偵測器回應以用於後續傳送至處理器 420。

[0135] 探針單元 1405 可包括一顯示器 115。該探針單元的一些實施例不包括該顯示器。該探針單元 1405 的該顯示器可顯示和分離式顯示器 615 相同的或不同的血氧飽和度資訊。

[0136] 圖 15 顯示一實施例中一包括血氧計探針 1501 及顯示器 615 的血氧飽和度系統 1500 的方塊圖。該血氧計探針 1501 包括探針單元 1505 和腹腔鏡元件 1508。該血氧飽和度系統 1500 的操作和上文所述的血氧飽和度系統 1300 類似。但血氧飽和度系統 1500 不同於血氧飽和度系統 1300 之處在於光引擎 440 被設置在該探針單元 1505 內，而不是可和該探針單元分離。耦合器 417 及 419 促進該光引擎耦合至該探針單元內。耦合器 417 及 419 亦促進類比電線束 461 及 462 的電耦合。

[0137] 該血氧計探針 1501 可具有一和血氧計探針 101、201、301 相類似的形狀因子。探針單元可以是可重復使用的且該腹腔鏡元件可和該探針單元分離且在使用之後被丟棄。

[0138] 圖 16 顯示在一實施例中的血氧計探針 1601。該血氧計探針 1601 包括探針單元 1605 和腹腔鏡元件 1608。該探針單元被設計來和一顯示器(譬如，上文所述的顯示

器615)通信。該血氧計探針1601和血氧計探針1401類似，但不同處在於該探針元件1605包括一訊號獲取處理器520，它被設計來接受來自ADC 465之用於血氧飽和度測量值的被數位化的偵測器回應並預處理該被數位化的偵測器回應以用於後續傳送至處理器420。

[0139] 電壓放大器460b(其被電耦合在電流轉電壓轉換器460a和ADC 465之間)可被容納在該探針單元1605內或被容納在該腹腔鏡元件1608內。類似地，該電壓轉電流轉換器460a或該光引擎(如，轉換器440a及LED 440b)可被容納在該探針單元內或該腹腔鏡元件內。

[0140] 探針單元1605可包括一顯示器115。該探針單元的一些實施例不包括該顯示器。該探針單元1605的該顯示器可顯示和分離式顯示器615相同的或不同的血氧飽和度資訊。

[0141] 圖17顯示一實施例中一包括血氧計探針1701及顯示器615的血氧飽和度系統1700的方塊圖。該血氧計探針1701包括探針單元1705和腹腔鏡元件1708。該血氧飽和度系統1700的操作和上文所述的血氧飽和度系統1500類似。但血氧飽和度系統1700不同於血氧飽和度系統1500之處在於TIA 460和光偵測器455被容納在探針單元1705內。該等光偵測器被光學地耦合至光學埠449且可被一組導光件480被耦合至該埠。光引擎440亦被光學地耦合至光學埠449且可被導光件447耦合至該埠。

[0142] 腹腔鏡元件1708包括導光件450及464。當光

學埠 449 及 478 被耦合時，其依次地光學耦合導光件 480 及 464 且光學地耦合導光件 447 及 450。該等光學埠可藉由耦合器元件 417 及 419 的耦合而被光學地耦合。在一些實施例中，每一光學埠和其相關連的耦合器元件是整合式的元件。

[0143] 從光引擎內的 LED 發出的光被傳送至導光件 447 且之後經由導光件 477 被傳送至導光件 450。經由導光件 450 被傳送的光被傳送至感測器頭且可被進一步傳送該感測器頭而進入到待檢測的組織 467 內。

[0144] 該感測器頭收集的光經由導光件 464 被傳送至導光件 480。導光件 480 將該光傳送至光偵測器 455。光偵測器 455 產生偵測器回應，其被 TIA 放大且從 TIA 被傳送至 ADC。該 ADC 將來自 TIA 的類比偵測器回應輸出數位化並將用於該被收集的光的被數位化的偵測器回應傳送至處理器。該處理器可根據該偵測器回應來決定用於該受測的組織的各式資訊，譬如絕對 StO₂、相對 StO₂、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。該血氧飽和度資訊然後從該血氧計探針被傳送至該顯示器來顯示。該血氧飽和度系統 1700 和該血氧計探針 1701 所實施的其它功能已在上文中參照其它血氧計探針實施例被描述。

[0145] 圖 18 顯示在一實施例中的血氧計探針 1801。該血氧計探針 1801 包括探針單元 1805 和腹腔鏡元件 1808。該血氧計探針被設計來和一顯示器(譬如，上文所述的顯示器 615)通信。該血氧計探針 1801 和血氧計探針 1701 類

似，但不同處在於該探針元件1805包括一訊號獲取處理器520，它被設計來接受來自ADC 465之用於血氧飽和度測量值的被數位化的偵測器回應並預處理該被數位化的偵測器回應以用於後續傳送至處理器420。

[0146] 該探針單元1805可包括一顯示器115。該探針單元的一些實施例不包括該顯示器。該探針單元1805的該顯示器可顯示和分離式顯示器615相同的或不同的血氧飽和度資訊。

[0147] 圖19顯示一實施例中一包括血氧計探針1901及顯示器615的血氧飽和度系統1900的方塊圖。該血氧計探針1901包括探針單元1905和腹腔鏡元件1908。該血氧計探針1901可具有一和血氧計探針101、201、301相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。

[0148] 該血氧飽和度系統1900的操作和上文所述的血氧飽和度系統1700類似。但血氧飽和度系統1900不同於血氧飽和度系統1700之處在於探針單元1905是由可分離的探針單元部分1905a及1905b所形成。探針單元部分1905a容納光引擎440、光偵測器455、及TIA 460，且探針單元部分1905b容納ADC 465、處理器420、記憶體422、發送器490、電源供應器435、及電池430。該探針單元的該等部分可包括未示出的額外的或替代的電子構件。

[0149] 耦合器元件419及417可機械式地耦合探針單元部分1905a及1905b且可電耦合在該等探針單元部分內的電子構件。詳言之，耦合器構件可電耦合類比電線束461

及462。耦合類比電線束的耦合將探針單元部分1905a內的TIA電接觸到探針單元部分1905b內的ADC。被耦合的耦合類比電線束亦可將該探針單元的該兩個部分內的其它電子構件電耦合，譬如將該處理器電耦合至該光引擎以及將電源以及接地電耦合至TIA、光偵測器、及光引擎。

[0150] 在該實施例中，探針單元部分1905a被連接至腹腔鏡元件1908。探針單元部分1905a和腹腔鏡元件1908可以是該血氧計探針的可拋棄的元件且該探針單元可以是可重復使用的。

[0151] 該腹腔鏡元件包括導光件450及464，它們分別被光學地耦合至光引擎和光偵測器。從該光引擎內的LED發出的光被傳送進入導光件450且之後經由導光件450被傳送到感測器頭。該光可從該感測器頭被傳送出去並進入到待測的組織467中。

[0152] 該感測器頭收集的光經由導光件464被傳送至光偵測器455。光偵測器產生偵測器回應，其被TIA放大且從TIA被傳送至ADC。該ADC將來自TIA的類比偵測器回應輸出數位化並將用於該被收集的光的被數位化的偵測器回應傳送至處理器。該處理器可根據該偵測器回應來決定用於該受測的組織的各式資訊，譬如絕對StO₂、相對StO₂、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。該血氧飽和度資訊然後從該血氧計探針被傳送至該顯示器用於顯示。該血氧飽和度系統1900和該血氧計探針1901所實施的其它功能已在上文中參照其它血氧計探針實施例被描述。

[0153] 圖 20 顯示在一實施例中的血氧計探針 2001。該血氧計探針 2001 包括探針單元 2005 和腹腔鏡元件 2008。該探針單元被設計來和一顯示器(譬如，上文所述的顯示器 615)通信。該血氧計探針 2001 和血氧計探針 2001 類似，但不同處在於該探針元件 2005 包括一訊號獲取處理器 520，它被設計來接受來自 ADC 465 之用於血氧飽和度測量值的被數位化的偵測器回應並預處理該被數位化的偵測器回應以用於後續傳送至處理器 420。

[0154] 該探針單元 2005 可包括一顯示器 115。該探針單元的一些實施例不包括該顯示器。該探針單元 2005 的該顯示器可顯示和分離式顯示器 615 相同的或不同的血氧飽和度資訊。

[0155] 圖 21 顯示一實施例中一包括血氧計探針 2101 及顯示器 2115 的血氧飽和度系統 2100 的方塊圖。該血氧計探針 2101 包括探針單元 2105 和腹腔鏡元件 2108。該血氧計探針 2101 可具有一和血氧計探針 101、201、301 相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。該血氧計探針可具有上文中描述的用於血氧計探針 101，401，501，601，701，1301，1401，1501，1601，1701，1801，1901 的光學及電子構件的一或多種組合、或該等光學及電子構件的組態的其它組合。該血氧計探針的腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的，用以促進該探針單元、該腹腔鏡元件、或者兩者的可重復使用性。該血氧計探針可具有一整合式的顯示器、可被設計成使用一分離式

顯示器(譬如，顯示器2115)、或可使用者兩種顯示器來顯示血氧飽和度資訊。顯示器2115包括一電源(譬如，電池電源)，它是一不同於該探針單元內的電源的電池電源。該顯示器2115內的該電源被電耦合至該顯示器內的電子單元並提供電力給該等電子單元(譬如，該接收器)、該整合式顯示器、及其它(譬如，處理器、預處理器、或記憶體)。

[0156] 該血氧計探針的處理器420被電耦合在預處理器520和發送器490之間。該預處理器被設計來接收來自ADC之被數位化的偵測器回應，該ADC將該偵測器所產生的類比偵測器回應數位化以回應該等偵測器所收集的光。該預處理器被設計來在把被預處理的資料傳送至處理器以進行額外的處理(譬如，最終處理)之前先處理該數位資料。

[0157] 該預處理器被設計來將被預處理的資料傳送至該處理器以進行額外的處理，譬如決定絕對 StO_2 、相對 StO_2 、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。之後，該處理器將該經過處理的資料傳送發送器，用以發送至該顯示器。該處理器、該發送器、或其它電路可被設計來將該經過處理的資料封包化(packetize)以用於傳送。該接收器在接收到該經過處理的資料之後可顯示一或多項從該發送器接收到的血氧飽和度資訊。

[0158] 該發送器和接收器每一者都可被設計來用於有線通信、無線通信、或有線和無線通信兩者。該發送器

和接收器可被設計成依據各式通信協定(譬如，華盛頓周 Kirkland市的 Bluetooth SIG公司的 Bluetooth®通信協定、奧勒岡州波特蘭市 Lattice Semiconductor 公司的 WirelessHD™通信協定、Wi-Fi、乙太、或其它通信協定)中的一者或多者來操作。

[0159] 圖 22顯示一實施例中一包括血氧計探針 2201 及顯示器 2215 的血氧飽和度系統 2200 的方塊圖。該血氧計探針 2201 包括探針單元 2205 和腹腔鏡元件 2108。該血氧計探針 2201 可具有一和血氧計探針 101、201、301 相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。該血氧計探針可具有上文中描述的用於血氧計探針 101，401，501，601，701，1301，1401，1501，1601，1701，1801，1901 的光學及電子構件的一或多種組合、或該等光學及電子構件的組態的其它組合。該血氧計探針的腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的。該血氧計探針可具有一整合式的顯示器、可被設計成使用一分離式顯示器、或是這兩者。

[0160] 該血氧飽和度系統 2200 和上文所述的血氧飽和度系統 2100 類似，但不同處在於該發送器 490 被電耦合至該探針單元 2205 內的該預處理器 520，且處理器 420 和記憶體 422 被容納在該顯示器 2115 內。該預處理器、處理器、和記憶體被設計來實施上文中描述的用來決定血氧飽和度資訊的諸功能中的一者或多者。或者，該預處理器、該發送器、或其它電路被設計來把經過預處理的資料封包

化。之後，該預處理器可將該被封包化的資料送至該發送器，用以傳送至容納在該顯示器內的接收器616。

[0161] 該發送器和接收器每一者都可被設計來用於有線通信、無線通信、或有線和無線通信兩者。該發送器和接收器可被設計成依據各式通信協定中的一者或多者來通信。

[0162] 容納在該顯示器內的處理器420被設計來接收來自該接收器的該被預處理的資料並對該資料實施額外的處理，譬如決定絕對StO₂、相對StO₂、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。亦即，該顯示器被設計來實施該血氧飽和度系統的血氧飽和度資料處理的至少一部分以決定用於顯示的血氧飽和度資訊。在一些實施例中，該顯示器的該處理器是一相對“強而有力”的處理器，它可以比該血氧計探針更快地對偵測器回應實施最終處理。在最終處理之後，該顯示器可顯示用於該組織的一或多項血氧飽和度資訊。

[0163] 圖23顯示一實施例中一包括血氧計探針2301及顯示器2315的血氧飽和度系統2300的方塊圖。該血氧計探針2301包括探針單元2305和腹腔鏡元件2308。該血氧計探針2301可具有一和血氧計探針101、201、301相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。該血氧計探針可具有上文中描述的用於血氧計探針101，401，501，601，701，1301，1401，1501，1601，1701，1801，1901的光學及電子構件的一或多種組合、或該等光學及電子構件的

組態的其它組合。該血氧計探針的腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的。該血氧計探針可具有一整合式的顯示器、可被設計成使用一分離式顯示器、或者兩者。

[0164] 該血氧飽和度系統2300和上文所述的血氧飽和度系統2100及2200類似，但不同處在於該發送器490被電耦合至該探針單元2305內的該ADC 465，且預處理器520、處理器420和記憶體422被容納在該顯示器2315內。

[0165] 該ADC被設計來將光偵測器產生且被TIA放大的類比偵測器回應數位化。該ADC然後將被數位化的類比偵測器回應傳送至發送器，用以發送至位在該顯示器內的接收器。該ADC所提供之該被數位化的偵測器回應是實質上的原始資料，其除了數位化之外只接受了很少處理或甚至沒有處理。該被數位化的偵測器回應可從該發送器如一非封包化的串流(non-packetized stream)或一封包化的串流被傳送。該ADC、該發送器、或其它電路可將該被數位化的偵測器回應封包化以用於傳送。

[0166] 該容納在該顯示器內的接收器被設計來接收該發送器所發送的資料。該預處理器被電耦合至該接收器且被設計來從該接收器接收該被數位化的偵測器回應。之後，該預處理器、該處理器、及記憶體被設計來實施上文所述的功能，譬如處理該被數位化的偵測器回應以用於產生血氧飽和度資訊，譬如決定絕對StO₂、相對StO₂、總血紅蛋白、血液量、或其它資訊。該顯示器可顯示一或多項

者些資訊或用於這些資訊的表示物(如，條狀圖)。

[0167] 該發送器和接收器每一者都可被設計來用於有線通信、無線通信、或有線和無線通信兩者，且依據一或多種通信協定來操作。

[0168] 圖24顯示在一實施例中的血氧計探針2401，該血氧計探針2401包括探針單元2405和腹腔鏡元件2408的方塊圖。該血氧計探針2401可具有一和血氧計探針101、201、301相類似的形狀因子，或者具有其它形狀因子。該血氧計探針可具有上文中描述的用於血氧計探針101，401，501，601，701，1301，1401，1501，1601，1701，1801，1901，2101，2201，2301的光學及電子構件的一或多種組合、或該等光學及電子構件的組態的其它組合。該血氧計探針的腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的。該血氧計探針可具有一整合式的顯示器或可被設計成使用一分離式顯示器來顯示血氧飽和度資訊。

[0169] 該血氧計探針包括一使用者輸入裝置2406，譬如，按鈕、滑移鈕、或可從該探針單元或該腹腔鏡元件的外殼的外部表面接觸到的其它裝置。該使用者輸入裝置被機械式地耦合至該感測器頭2457且被設計來在該使用者輸入裝置被作動時將該感測器頭移動於該腹腔鏡管內以確保接觸該組織。該使用者輸入裝置可被一耦合器2407耦合至該感測器頭，該耦合器從該輸入裝置延伸出、穿過可重復使用的外殼、並穿過該腹腔鏡元件到達該感測器頭。如果該腹腔鏡元件設一可撓曲的腹腔鏡元件(如，非堅硬的

腹腔鏡元件)的話，則該耦合器可被設計成是可屈曲的。

[0170] 在一實施例中，當該使用者輸入裝置被使用者作動時，它被設計來將該耦合器移動於該腹腔鏡管內，用以將該感測器頭從該腹腔鏡內的一第一縮回位置移動至該腹腔鏡管內的一第二位置。在該第二位置時，該感測器頭可接觸該組織且可被該血氧計探針用來將光發射到該組織內並收集來自該組織的光以用於血氧飽和度測量。

[0171] 該血氧計探針可包括一將該感測器頭從該第二位置縮回至該第一位置的縮回裝置2409(譬如，彈簧)。該縮回裝置可在該輸入裝置不再被作動時(譬如，當該按鈕被使用者釋開時)將感測器頭縮回至該第一位置。該縮回裝置可被耦合至該輸入裝置、該耦合器、該感測器頭、或這些元件的任何組合。

[0172] 該輸入裝置可被設計來在該使用者輸入裝置被作動之後可鬆脫地將該感測器頭鎖定在該第二位置。該使用者輸入裝置可包括被設計來將該感測器頭鎖定在該第二位置的各式鎖定裝置。該鎖定裝置允許使用者把壓力從該按鈕釋放並在長時間使用該血氧計探針的同時(譬如，在腸切除術或其它長時間的手術期間)降低手的疲勞。

[0173] 在一實施例中，該血氧計探針包括一偵測該感測器頭壓抵該組織的接觸壓力的壓力感測器。該壓力感測器可設置在該感測器頭的一探針面上，使得該壓力感測器可偵測該感測器頭壓抵該組織的壓力。該壓力感測器可被電耦合至該處理器、該預處理器、或者兩者，且用於該

被偵測到的壓力的資訊可被該處理器顯示在該顯示器上。

[0174] 圖25顯示在一實施例中的腹腔鏡元件2508的圖式。該腹腔鏡元件被設計來可鬆脫地耦合或非可鬆脫地耦合至上述的探針單元中的一者。

[0175] 該腹腔鏡元件包括一被設置在該腹腔鏡元件的第一端2508a的感測器頭2557。該腹腔鏡元件包括一抓緊器2506及一攝影機2507。該腹腔鏡元件可包括其它手術裝置，譬如一牽開器(retractor)(未示出)。被設計來控制該抓緊器和攝影機的控制元件可被耦合至該腹腔鏡元件的第二端2508b，它被設置在相對於該第一端2508a的遠端。該等控制元件的一些部分延伸穿過該腹腔鏡元件到達該等手術元件。

[0176] 該抓緊器和攝影機可分別被耦合至控制手臂2509a及2509b的端部，該等控制手臂被耦合至該腹腔鏡元件。該控制手臂可被以關節連接(articulated)或以其它方式被設計來將該抓緊器和攝影機移動至手術位置。

[0177] 例如，控制手臂2509a可被設計來將該抓緊器移動至與該組織(如，腸組織)467接觸，使得該抓緊器可抓住該組織。當該抓緊器抓住該組織時，該控制臂可移動該抓緊器，使得該組織移動來和該感測器頭接觸。藉此，該感測器頭可實施該組織的血氧飽和度測量。

[0178] 相類似地，控制手臂2509b可被建構成以關節連接，使得該攝影機可被放置來觀看該感測器頭，譬如從該感測器頭的一側觀看。藉此，該攝影機可在該感測器頭

移動來和該組織接觸時觀看該感測器頭。該攝影機所產生的影像資訊可發送器490傳送至安裝在該塔上的顯示器415來以顯示。觀看該攝影機資訊的該血氧飽和度系統的使用者可決定該感測器頭和該組織之間的接觸是否適合實施血氧飽和度測量。

[0179] 該控制手臂2509a的兩個或更多個以關節連接的部分可被設計成彼此“摺疊”以存放在一形成在該腹腔鏡元件的工具存放溝道2570內。該控制手臂2509b亦可被設計成可摺疊至一工具存放溝道(未示出)內，該工具存放溝道可被設置在該腹腔鏡元件上和該工具存放溝道2570相對。該等以關節連接的手臂亦可被設計成可為了儲存而縮回至該腹腔鏡元件內，其中該等手臂是在摺疊的或非摺疊的形態。

[0180] 圖26顯示一實施例中的腹腔鏡元件2608的影像。該腹腔鏡元件被設計來可鬆脫地耦合或不可鬆脫地耦合至上文所述的探針單元的一者。

[0181] 該腹腔鏡元件包括一被設置在該腹腔鏡元件的第一端2608a的感測器頭2557。該腹腔鏡元件包括一牽開器2611及一攝影機2507。該腹腔鏡元件可包括其它手術裝置，譬如一抓緊器(未示出)。被設計來控制該牽開器和攝影機的控制元件可被耦合至該腹腔鏡元件的第二端2608b。該等控制元件的一些部分延伸穿過該腹腔鏡元件到達該等手術元件。

[0182] 該牽開器和攝影機可分別被耦合至控制手

臂 2509a 及 2509b 的端部，該等控制手臂被耦合至該腹腔鏡元件。該控制手臂可被以關節連接 (articulated) 或以其它方式被設計來將該牽開器和攝影機移動至手術位置。

[0183] 例如，控制手臂 2509a 可被設計來將該牽開器移動至與該組織 (如，腸組織) 467 接觸，使得該牽開器可“鉤住”該組織。當該牽開器鉤住該組織時，該控制臂可移動該牽開器，使得該組織可被牽開。在一實施例中，該牽開器可移動該組織來和該感測器頭接觸。藉此，該感測器頭可實施該組織的血氧飽和度測量。控制手臂 2509b 可被建構如上文中參考圖 25 所述地移動該攝影機。該等控制手臂可被設計成彼此“摺疊”以存放在一形成在該腹腔鏡元件的工具存放溝道內。

[0184] 圖 27 顯示一腹腔鏡元件 2708，其中該腹腔鏡元件的一端部被設計成繞著一鉸接關節 2711 轉動彎折。該端部可具有一如上文所述地建構的感測器頭 2757。該腹腔鏡元件可被設計成可鬆脫地耦合或不可鬆脫地耦合至被描述的探針單元中的任一者。該等控制元件可被耦合至腹腔鏡元件且可被設置在該腹腔鏡元件內用以控制該鉸接關節的轉動彎折。

[0185] 圖 28 顯示一實施例中的腹腔鏡元件 2808 的感測器頭 2857 的端視圖。該腹腔鏡元件包括一設置在該腹腔鏡元件的管子部分內的攝影機 2807。該腹腔鏡元件包括一或多個光源光纖 2855a 及一或多個延伸通過該腹腔鏡元件的光源-偵測器光纖 2855b。

[0186] 每一光源光纖可傳送來自兩個不同的光源的光。詳言之，每一光源光纖被光學地耦合至一光源，譬如白光光源。該白光光源可以是LED。每一光源光纖可將白光從該LED傳送至該組織，用來照明該組織以供該攝影機觀看。每一光源光纖亦被光學地耦合至光引擎440，用以如一用於該組織的血氧飽和度測量的光源般地操作。

[0187] 每一光源-偵測器光纖被設計來如一光源以及如一用來收集光的偵測器結構般地操作。詳言之，每一光源-偵測器光纖被光學地耦合至一白光光源。該白光光源可以是一白光LED或是其它光源。該光源-偵測器光纖可將該白光傳送至該組織，用來照明該組織以供該攝影機觀看。

[0188] 每一光源-偵測器光纖亦被光學地耦合至該等光偵測器455中的一者。亦即，每一光源-偵測器光纖被設計來如一收集從該組織(該光源光纖係將光從該光引擎傳送至該組織)反射的光的測器結構般地操作。亦即，該光源-偵測器光纖如用於血氧飽和度測量的光收集器般地操作。

[0189] 雖然圖28例示了該感測器頭包括兩個光源光纖和八個光源-偵測器光纖，但該感測器頭可包括更多或更少的光源光纖，及更多或更少的光源-偵測器光纖。例如，該感測器頭可包括1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10個或更多個光源光纖以及1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10個或更多個光源-偵測器光纖。該感測器頭可以任何組

合方式包括這些數目的光源光纖及光源-偵測器光纖的任何一數目。例如，該感測器頭可包括一個光源光纖和兩個光源-偵測器光纖、兩個光源光纖和一個光源-偵測器光纖、兩個光源光纖和兩個光源-偵測器光纖、三個光源光纖和一個光源-偵測器光纖、三個光源光纖和兩個光源-偵測器光纖、兩個光源光纖和三個光源-偵測器光纖、或該等光源光纖和該等光源-偵測器光纖的其它組合。該等光源光纖和該等光源-偵測器光纖的這些組合可具有示於該表中且描述於上文中的光源和偵測器的間距。

[0190] 被光學地耦合至白光光源和該光引擎的每一光源光纖2855a可經由該光纖的一端、經由一將光從兩個光源引導至該光纖的光纖耦合器、經由一被光學地耦合至該光纖的分束器、其它光學裝置來接受來自這些光源的光。

[0191] 被光學地耦合至該白光光源和該等光偵測器的一者的每一光源-偵測器光纖2855b可透過該光纖的一端、透過被光學地耦合至該光纖的分束器、或其它光學裝置來接受來自該白光光源的光。被該等光源光纖從該光引擎傳送至該組織中且被該等光源-偵測器光纖收集的光可從該等光纖的末端(來自該白光光源的白光經由該等光纖被收集)經由一被光學地耦合至該光纖以及該等光偵測器的分束器、或經由其它光學裝置而從該等光源-偵測器光纖被導引至該等光偵測器。

[0192] 圖29顯示一實施例中的血氧計探針2901。該

血氧計探針包括一探針單元2905和一腹腔鏡元件2908。該血氧計探針可具有上文中描述的用於血氧計探針101，401，501，601，701，1301，1401，1501，1601，1701，1801，1901，2101，2201，2301，2401的光學及電子構件的一或多種組合、或該等光學及電子構件的組態的其它組合。該血氧計探針的腹腔鏡元件和該探針單元可以是可分離的或是不可分離的。該血氧計探針可具有一整合式的顯示器或可被設計成使用一分離式顯示器來顯示血氧飽和度資訊。

[0193] 該腹腔鏡元件包括一容納在該腹腔鏡元件內的迷你顯示器2915，其中該迷你顯示器可從該腹腔鏡元件的外面看到。該迷你顯示器被電連接至處理器420(未示出)，其被容納在該探針單元內或被容納在一顯示器615(未示出)內。該處理器被設計來控制該迷你顯示器以顯示該血氧計探針所產生的一或多項血氧飽和度資訊。

[0194] 該迷你顯示器可被設置離該腹腔鏡元件的尖端多個長度的位置處，使得該迷你顯示器在該腹腔鏡元件在譬如經由一套管針被插入到病患的腹部內時可看到。

[0195] 該迷你顯示器在此位置時允許該迷你顯示器是在一分離的腹腔鏡工具上的一腹腔鏡攝影機的視野內。該攝影機所產生的影像資訊(如，視訊)可被顯示在該腹腔鏡塔顯示器上。該腹腔鏡塔顯示器可顯示一正在實施中的手術過程的主要景像。藉此，顯示在該迷你顯示器上的血氧飽和度資訊可被顯示在該腹腔鏡塔顯示器上且在當時正

被測量的組織部分的旁邊。在該腹腔鏡塔顯示器上顯示該血氧飽和度資訊可讓醫療專業人員在受期間將他們的眼睛保持在該腹腔鏡塔顯示器且無需將他們的眼睛轉移到該血氧計探針來察看血氧飽和度資訊。該迷你顯示器可被設置在離該腹腔鏡元件的尖端多個距離處，譬如5，6，7，8，9，10，11，12，13，14，15，16或更多公分處。

[0196] 該攝影機所產生之手術的影像資訊(如，視訊)可被儲存在記憶體內。藉由在該攝影機的視野內的該迷你顯示器，該血氧飽和度資訊會隨著該影像資訊被儲存在記憶體內。該被記錄的影像資訊允許一手術程序的任何時間點的血氧飽和度資訊都可被取得。

[0197] 圖30顯示一實施例中的一示範性狀態圖表(status chart)3001。該狀態圖表包括用於實施在一病患上的手術期間的數個程序的資訊且包括用於病患資料的資訊。該狀態圖表可被呈現在腹腔鏡塔顯示器415上、血氧計探針上的顯示器115上、或其它顯示器上。該示範性的狀態圖表是用於從一病患移除膽囊的腹腔鏡膽囊移除手術上。將被理解的是，該狀態圖表是示範性的且在其它腹腔鏡手術(譬如，大腸切除、盲腸切除手術、或其它手術)中會看起來不一樣。該狀態圖表在非手術性的(譬如，脊椎穿刺)其它醫療程序中亦會看起來不一樣。

[0198] 該狀態圖表包括數個程序圖(如，條狀圖)3005且包括一個病患資料圖3010。該狀態圖表可包括一或多個額外的病患圖。該等圖實質水平地從左到右延伸橫跨該圖

表。在該狀態圖表中，時間從左往右前進。以此示範性圖表而言，該水平軸以秒來劃分。其它的狀態圖表的水平軸可能以分鐘來劃分。

[0199] 每一程序圖3005係與該手術期間發生的一個程序相關聯且顯示該等程序中事件發生的時間。在一程序期間發生的事件被呈現為沿著該圖的二元級階(binary step)。例如，用於抓緊器的圖顯示該抓緊器在進入該程序的400秒時附著(該圖的第一個向上的級階)至該組織、在進入該程序的1400秒時被移開(該圖中第一個向下的級階)、在進入該處理的第1500秒再次地附著(該圖中的第二個向上的級階)至該組織、然後在進入該程序的1600秒時最後一次被放開(該圖中的第二個向下的級階)。其它的圖(譬如，用於套管針的插入和移除的圖)包括類似的向上級階(如，套管針插入)及向下級階(如，套管針移除)以指明在手術期間發生在該等程序中的事件。

[0200] 病患資料圖3010顯示用於受測的組織在手術進行期間的氧氣飽和度資訊(StO_2)。該氧氣飽和度可以是用於病患的腹部內正在進行手術的組織、或是用於其它組織，譬如皮膚或皮瓣。用於該氧氣飽和度的資訊可從一或多個可在手術期間被使用之被描述的血氧計探針被提供至該顯示器。用於該氧氣飽和度的圖可代表絕對氧氣飽和度或相對氧氣飽和度。該圖可用一或多個指標(如，百分比指標、數字化數值、或其它指標)來顯示，其指出相對氧氣飽和度改變或絕對的氧氣飽和度資訊。

[0201] 一狀態圖表可包括額外的病患資料圖或圖3010可包括其它病患資訊。該額外的或其它的病患資料圖可包括用於總血紅蛋白、血液量、氧合的血紅蛋白的百分比、去氧合的血紅蛋白的百分比、黑色素濃度的資訊、或其它資訊。

[0202] 在一實施例中，來自該狀態圖表中的一或多個圖的資訊被儲存在記憶體中。該資訊可被儲存在血氧計探針、該塔顯示器、或其它裝置(譬如，一伺服器，該資訊從該血氧計探針、該顯示器或一中間裝置被傳送至該伺服器)的記憶體內。在一實施例中，該被儲存的資訊被儲存在一和該病患相關聯的電子醫療圖表中。該電子醫療圖表可包括關於該病患的額外資訊，譬如醫療史。該電子醫療圖表可被儲存在資料庫內，其中該資料庫包括用於數個病患的電子醫療圖表。

[0203] 來自儲存在一血氧計探針或顯示器的記憶體內的狀態圖表的資料可手術期間或手術之後透過有線或無線通信來取得。之後，該資料可被儲存在用於該病患的電子醫療圖表中。

[0204] 在一實施例中，一血氧計探針被設計來追蹤該感測器頭在一醫療程序期間的移動。例如，該血氧計探針被設計來在一醫療程序正在進行的同時，追蹤該感測器頭在該病患的腹部內的三維度位置及移動。該血氧計探針可包括一或多個電子裝置來在該感測器頭被移動時追蹤該感測器頭的絕對位置或相對位置。該血氧計探針可包括

一陀螺裝置、一射頻定位裝置(如，類似一GPS接收器，其接收來自一遠端射頻源的資訊)、或其它收集位置資訊的裝置。

[0205] 該三維度位置資訊可被顯示成該狀態圖表3001上的一圖且可如上文所述地被儲存在記憶體中。該三維度位置資訊可被儲存在電子醫療圖表中用於該病患的的記憶體內。

[0206] 該等被描述的血氧計裝置被設計來使用被特殊地解析的光譜技術來決定血氧計資訊，譬如血氧飽和度。該記憶體可包括模擬的曲線，其代表該等光源所發出且被該偵測器偵測到之用於特定的光源結構/偵測器結構分離的各種波長的吸收係數。該等偵測器結構所產生之用於該等光源結構發射至該組織中的光的反射率資料被該處理器套入到該等反射率曲線以決定用於該組織的吸收係數以及散射係數。該氧氣飽和度(如，絕對氧氣飽和度)然後可被該處理器從該符合的曲線所決定的吸收係數計算出來。

[0207] 本發明的此一描述已為了舉例和描述的目地被呈現。此描述並不是鉅細靡遺的或是要將本發明侷限在所描述的完全一樣的形式，且在上文的教示下許多修改及變化都是可能的。該等實施例都是被選取並描述的，用以對本發明的原理以及實際應用作最佳的解釋。此描述將能夠讓此領域中具有通常知識者以各式實施方式且用適合一特定用途的各種修改來最佳地運用及體現本發明。本發明

的範圍是有下面的申請專利範圍來界定。

【符號說明】

[0208]

- 101：血氧計探針
- 105：探針單元
- 108：腹腔鏡元件
- 110：探針尖端
- 119：按鈕
- 115：顯示器
- 201：血氧計探針
- 215：顯示器
- 301：血氧計探針
- 305：探針單元
- 308：腹腔鏡元件
- 400：血氧飽和度系統
- 401：血氧計探針
- 415：顯示器
- 467：病患組織
- 420：處理器
- 422：記憶體
- 430：電池
- 435：電源供應單元
- 443：光引擎

- 445 : 偵測器堆
- 419 : 耦合器元件
- 449 : 第一光學埠
- 447 : 導光件
- 460 : 轉換阻抗放大器(TIA)
- 465 : 類比轉數位轉換器(ADC)
- 480 : 偵測器導光件
- 452 : 腹腔鏡管
- 417 : 耦合器
- 457 : 感測器頭
- 450 : 導光件
- 464 : 導光件
- 478 : 光學埠
- 419 : 耦合器
- 455 : 光偵測器
- 490 : 有線或無線收發器
- 485 : 套管針
- 500 : 血氧飽和度系統
- 501 : 血氧計探針
- 515 : 顯示器
- 520 : 處理器
- 525 : 光偵測器
- 460a : 電流轉電壓轉換器
- 460b : 電壓放大器

- 440a：電壓轉電流轉換器
- 440b：LED
- 440c：光源合成器
- 441：數位轉類比轉換器(DAC)
- 600：血氧飽和度系統
- 601：血氧計探針
- 615：顯示器
- 605：探針單元
- 608：腹腔鏡元件
- 619：電池
- 657：感測器頭
- 461：類比電線束
- 462：類比電線束
- 477：導光件
- 616：接收器
- 701：血氧計探針
- 715：探針單元
- 708：腹腔鏡元件
- 452a：端部
- 658：印刷電路板(PCB)
- 544：偵測器結構
- 458a：切口
- 458b：切口
- 450a：導光件

- 450b : 導光件
- 455a : 光偵測器
- 455b : 光偵測器
- 455c : 光偵測器
- 455d : 光偵測器
- 455e : 光偵測器
- 455f : 光偵測器
- 455g : 光偵測器
- 455h : 光偵測器
- 659 : PCB
- 1300 : 血氧飽和度系統
- 1301 : 血氧計探針
- 1401 : 血氧計探針
- 1405 : 探針單元
- 1408 : 腹腔鏡元件
- 1500 : 血氧飽和度系統
- 1501 : 血氧計探針
- 1601 : 血氧計探針
- 1605 : 探針單元
- 1608 : 腹腔鏡元件
- 1700 : 血氧飽和度系統
- 1701 : 血氧計探針
- 1801 : 血氧計探針
- 1805 : 探針單元

- 1808：腹腔鏡元件
- 520：訊號獲取處理器(預處理器)
- 1900：血氧飽和度系統
- 1905：探針單元
- 1905a：探針單元部分
- 1905b：探針單元部分
- 1908：腹腔鏡元件
- 2001：血氧計探針
- 2005：探針單元
- 2008：腹腔鏡元件
- 2100：血氧飽和度系統
- 2101：血氧計探針
- 2105：探針單元
- 2108：腹腔鏡元件
- 2115：顯示器
- 2200：血氧飽和度系統
- 2201：血氧計探針
- 2215：顯示器
- 2208：腹腔鏡元件
- 2205：探針單元
- 2300：血氧飽和度系統
- 2301：血氧計探針
- 2315：顯示器
- 2308：腹腔鏡元件

- 2305：探針單元
- 2400：血氧飽和度系統
- 2401：血氧計探針
- 2415：顯示器
- 2408：腹腔鏡元件
- 2405：探針單元
- 2407：耦合器
- 2406：使用者輸入裝置
- 2409：縮回裝置
- 2457：感測器頭
- 2508：腹腔鏡元件
- 2557：感測器頭
- 2508a：第一端
- 2506：抓緊器
- 2507：攝影機
- 2508b：第二端
- 2509a：控制手臂
- 2509b：控制手臂
- 2570：工具儲存溝槽
- 2608：腹腔鏡元件
- 2608a：第一端
- 2608b：第二端
- 2708：腹腔鏡元件
- 2711：鉸接關節

- 2757：感測器頭
- 2857：感測器頭
- 2808：腹腔鏡元件
- 2807：攝影機
- 2855a：光源光纖
- 2855b：光源-偵測器光纖
- 2900：血氧飽和度系統
- 2901：血氧計探針
- 2915：迷你顯示器
- 2408：腹腔鏡元件
- 2905：探針單元
- 3001：狀態圖表
- 3005：程序圖
- 3010：病患資料圖

【發明申請專利範圍】**【第 1 項】**

一種血氧測定裝置，包含：

一第一部分，其包含一細長的腹腔鏡元件，其中該腹腔鏡元件延伸於一第一方向上且包含一近端和一與該近端相反的遠端、一平滑的外表面、和一內部的管形空間，且

該內部的管形空間具有一橫貫該第一方向的第一橫剖面且該第一橫剖面包含一第一長度；

一感測器頭，其被耦合至該腹腔鏡元件的該遠端，其中該腹腔鏡元件的該內部的管形空間從一位在該腹腔鏡元件的該近端的第一開口延伸至該感測器頭，

該感測器頭包含一第一發射器和一第一偵測器、及一在該腹腔鏡元件的該內部的管形空間內的放大器電路，其中該放大器電路被耦合至該第一偵測器且該放大器電路離該感測器頭較近而離該細長的腹腔鏡元件的近端較遠；及

一第二部分，其在該遠端被耦合至該第一部分，其中該第二部分包含一第一封圍體，其具有一橫貫該第一方向的第二橫剖面，且該第二橫剖面包含一比該第一長度長的第二長度，

該第一封圍體包含：

一類比轉數位轉換器電路，其中該類比轉數位轉換器電路被耦合至該腹腔鏡元件的該內部的管形空間內的該放大器電路，

一界面電路，其耦合至該類比轉數位轉換器電路，及

一電池，其耦合至該類比轉數位轉換器電路和該界面電路。

【第2項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該第二部分被固定不動地耦合至該第一部分。

【第3項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該第一部分包含一第一連接器，該第二部分包含一第二連接器，且該第二部分係藉由將該第一連接器和該第二連接器匹配接合而被耦合至該第一部分，且當該第一和第二連接器被匹配接合時，該第一和第二部分係透過該等連接器而被保持在相對彼此固定不動的位置。

【第4項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該第一部分的該細長的腹腔鏡元件包含一不銹鋼外表面且該第二部分的該第一封圍體包含一塑膠材料。

【第5項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中介於該近端和一遠端之間的該內部的管形空間包含均一的橫剖面尺寸。

【第6項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該第一封圍體包含一光源，其被耦合至該第一發射器及該電池。

【第7項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該界面電路是一第一無線收發器電路，且該裝置包含一第三部分，其包含一與該第一封圍體分開的第二封圍體，其中該第二封圍體包含：

一第二無線收發器電路，其被無線地耦合至該第一無線收發器電路；

一處理電路，其經由該第二無線收發器電路耦合至該類比轉數位轉換器電路；及

一顯示器，其被耦合至該處理電路及一和該第一封圍體的該電池分開的電源。

【第8項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該界面電路是一第一有線收發器電路，且該裝置包含一第三部分，其包含一和該第一封圍體分開的第二封圍體，其中該第二封圍體包含：

一第二有線收發器電路，其透過一電纜線被耦合至該第一有線收發器電路；

一處理電路，其經由該第二有線收發器電路和電纜線耦合至該類比轉數位轉換器電路；及

一顯示器，其被耦合至該處理電路及一和該第一封圍體的該電池分開的電源。

【第9項】

如申請專利範圍第1項之血氧測定裝置，其中該第一封圍體包含一處理電路，其被耦合至該類比轉數位轉換器

及該電池，其中該界面電路是一第一無線收發器電路，且該裝置包含：

一第三部分，其包含一與該第一封圍體分開的第二封圍體，其中該第二封圍體包含：

一第二無線收發器電路，其被無線地耦合至該第一無線收發器電路；及

一顯示器，其經由該第二無線收發器電路被耦合至該處理電路及一和該第一封圍體的該電池分開的電源。

【第 10 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一封圍體包含

一處理電路，其被耦合至該類比轉數位轉換器及該電池，其中該界面電路是一第一有線收發器電路，且該裝置包含：

一第三部分，其包含一與該第一封圍體分開的第二封圍體，其中該第二封圍體包含

一第二有線收發器電路，其透過一電纜線耦合至該第一有線收發器電路；及

一顯示器，其經由該第二有線收發器電路被耦合至該處理電路及一和該第一封圍體的該電池分開的電源。

【第 11 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一封圍體包含

一處理電路，其被耦合至該類比轉數位轉換器及該電

池；及

一顯示器，其經由該發送器電路被耦合至該處理電路且被耦合至該電池。

【第 12 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一偵測器包含一光偵測器，

該放大器電路是一耦合至該光偵測器的電流轉電壓轉換器電路，及

該第一部分包含導電體，其由該電流轉電壓轉換器電路延伸穿過該腹腔鏡元件的該內部的管形空間以耦合至該類比轉數位轉換器電路。

【第 13 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一偵測器包含一光纖，且該第二部分包含

一光偵測器，其中該光纖延伸穿過該腹腔鏡元件的該內部的管形空間以耦合至該光偵測器，及

該放大器電路是一電流轉電壓轉換器電路，其耦合在該光偵測器和該類比轉數位轉換器電路之間。

【第 14 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一偵測器包含一光偵測器，

該放大器電路是一電流轉電壓轉換器，其耦合至該類比轉數位轉換器電路，其中該第一部分包含

導電體，其由該光偵測器延伸穿過該腹腔鏡元件的該

內部的管形空間以耦合至該第二部分的該電流轉電壓轉換器電路。

【第 15 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，其中該第一偵測器包含一光偵測器，且該第一部分包含

一印刷電路板，其中該放大器電路包含一被設置在該印刷電路板上且被耦合至該光偵測器的該電流轉電壓轉換器電路，其中該印刷電路板包含一第一表面和一第二表面，其上形成有該電流轉電壓轉換器電路的構件，且該第一及第二表面的一平面係大致平行於該第一方向，及

第一導電體，其耦合至該電流轉電壓轉換器電路，其中該第一導電體從該印刷電路板的一第一端延伸穿過該腹腔鏡元件的該內部的管形空間以耦合至該類比轉數位轉換器電路。

【第 16 項】

如申請專利範圍第 15 項之血氧測定裝置，其中該第一部分包含一耦合至該第一結構的光纖。

【第 17 項】

如申請專利範圍第 15 項之血氧測定裝置，其中該第一部分包含耦合至該電流轉電壓轉換器電路的第二導電體，其中該第二導電體從該印刷電路板的一第二端延伸穿過該腹腔鏡元件的該內部的管形空間以耦合至該光偵測器。

【第 18 項】

如申請專利範圍第 17 項之血氧測定裝置，其中來自該

第二部分的該電池的電力經由該第一導電體被提供至該電流轉電壓轉換器電路並經由該第二導電體被供應至該光偵測器。

【第 19 項】

如申請專利範圍第 18 項之血氧測定裝置，其包含一第二偵測器，

一第一距離介於該第一發射器和該第一偵測器之間，

一第二距離介於該第一發射器和該第二偵測器之間，

且

該第一距離不同於該第二距離。

【第 20 項】

如申請專利範圍第 15 項之血氧測定裝置，其中該印刷電路板被設置在該腹腔鏡元件的該內部的管形空間內之相比於該近端更靠近該遠端處。

【第 21 項】

如申請專利範圍第 1 項之血氧測定裝置，包含一第一光纖、一第二光纖、和一設置在該腹腔鏡元件的該近端的第一耦合器，

其中該第一光纖被耦合在該第一耦合器和第一光源結構之間，

該第二光纖被耦合在該第一耦合器和第二光源結構之間，

該感測器頭包含一第二發射器，

該放大器電路被設置在該第一光纖和該第二光纖之間

的該內部的管形空間內，

該第一圍體包含一光源及一被耦合至該光源的第二耦合器，且

當該第一耦合器和該第二耦合器被耦合時，該第一光纖和該第二光纖被光學地耦合至該光源。

【第22項】

如申請專利範圍第21項之血氧測定裝置，其中該光源被耦合至該電池。

【發明圖式】

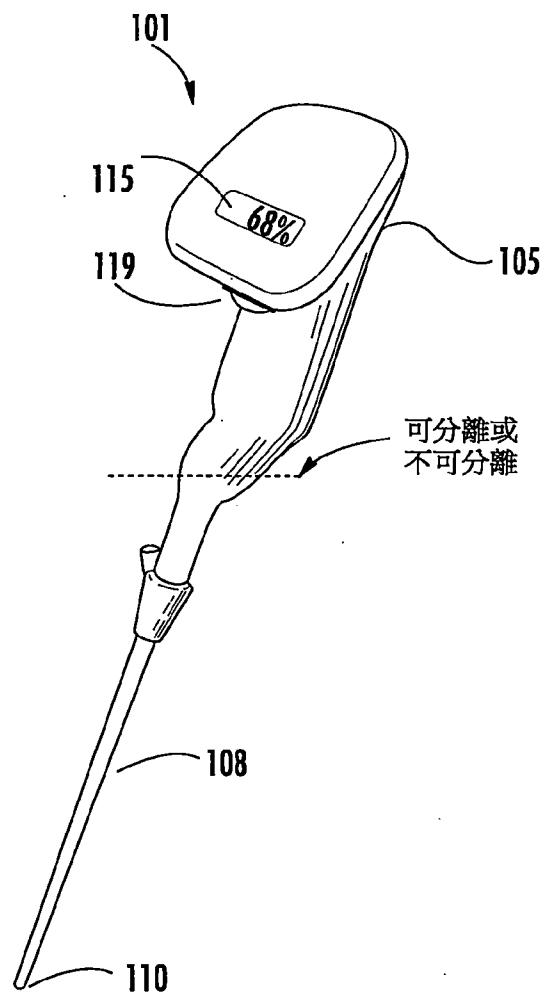


圖 1

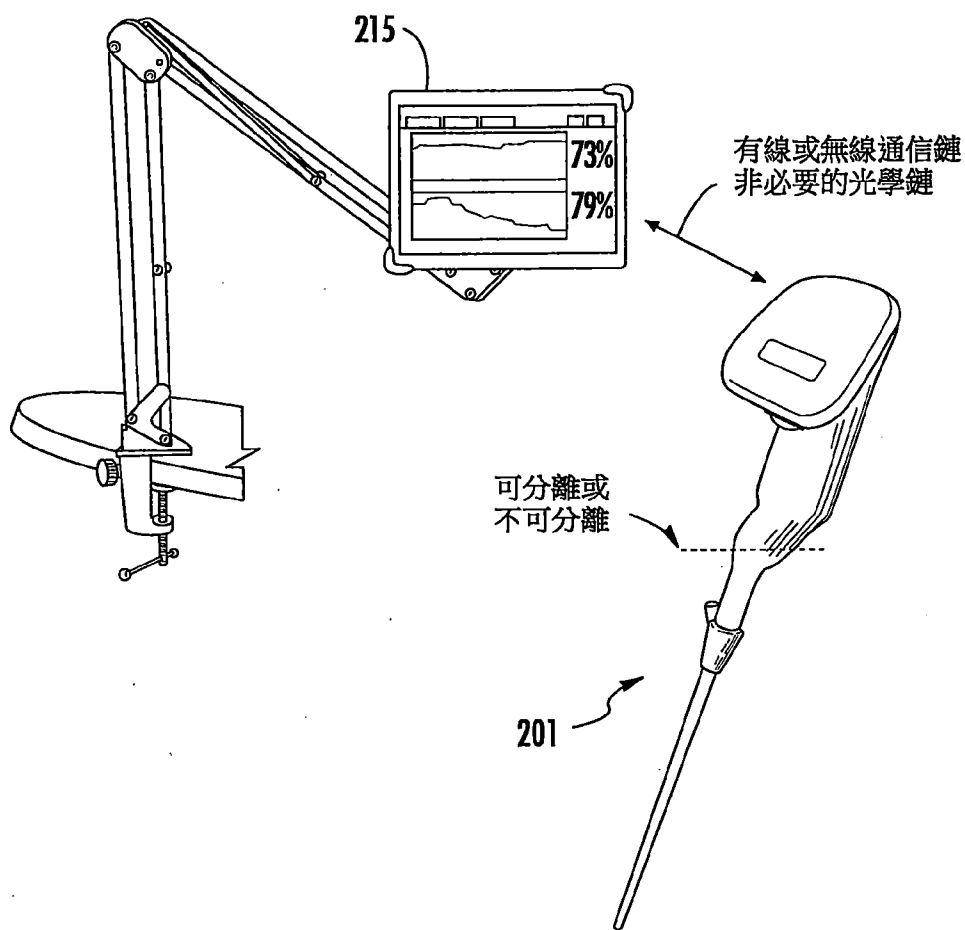


圖 2

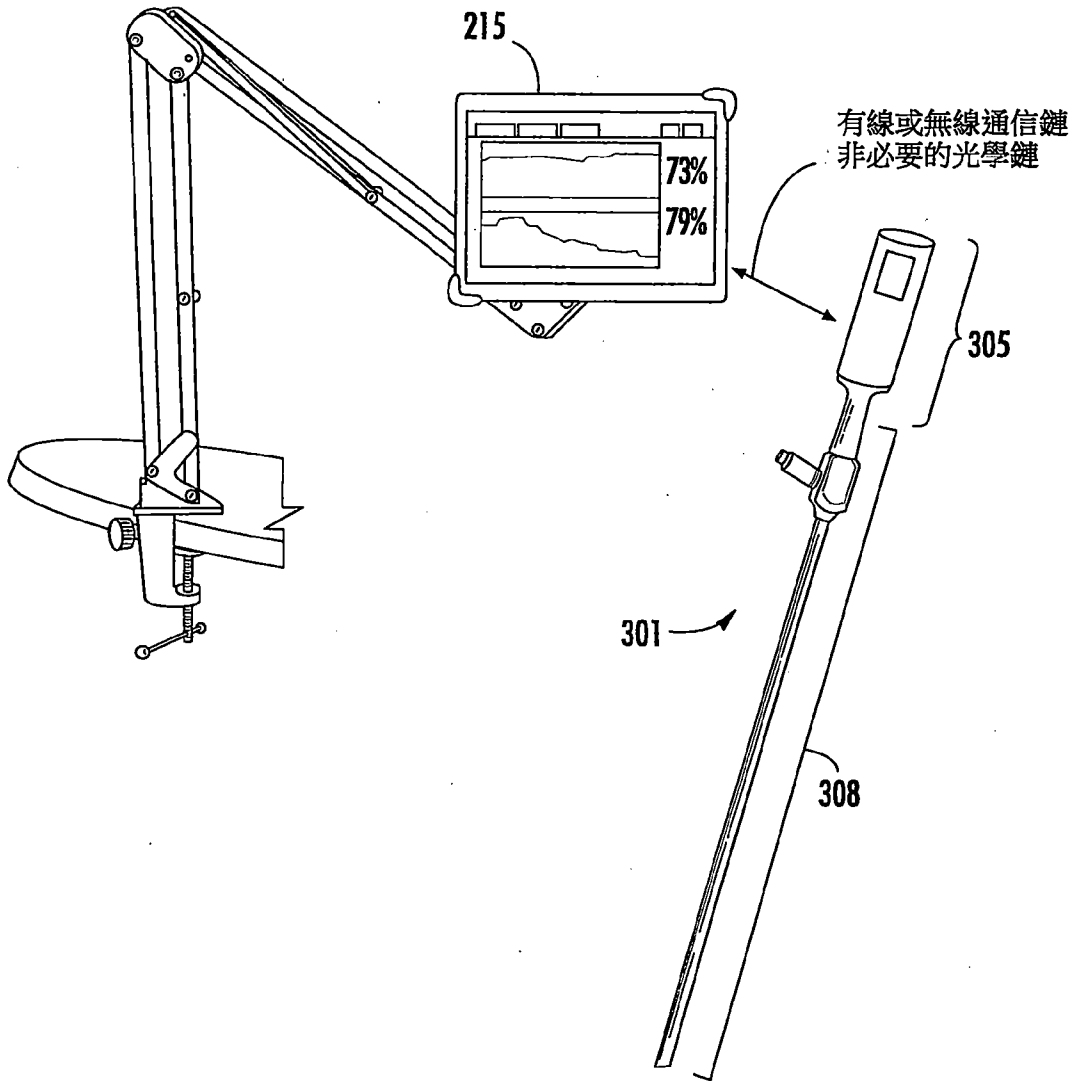
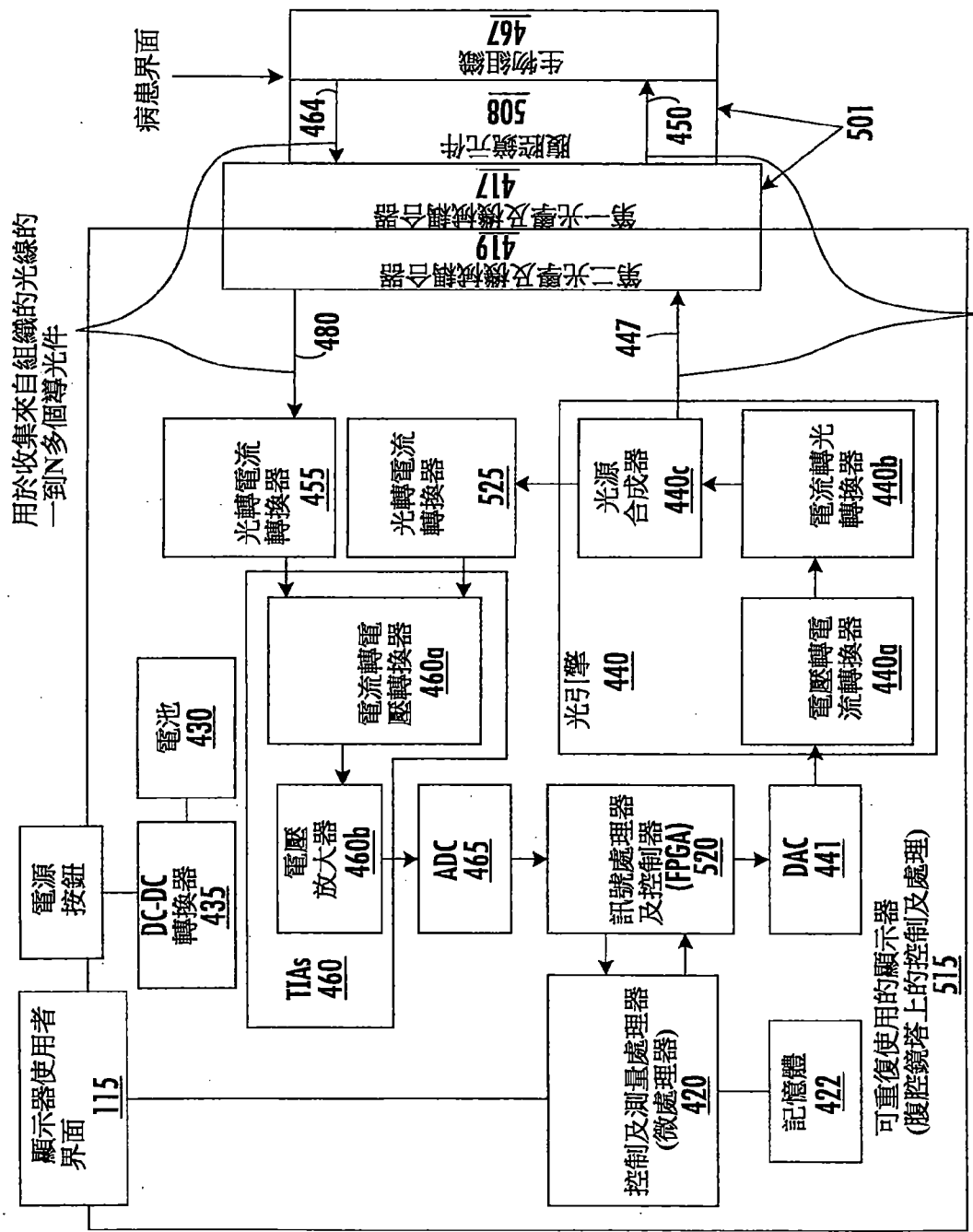


圖 3



用來將光輸送至組織的1到N多個導光件

500

圖 5

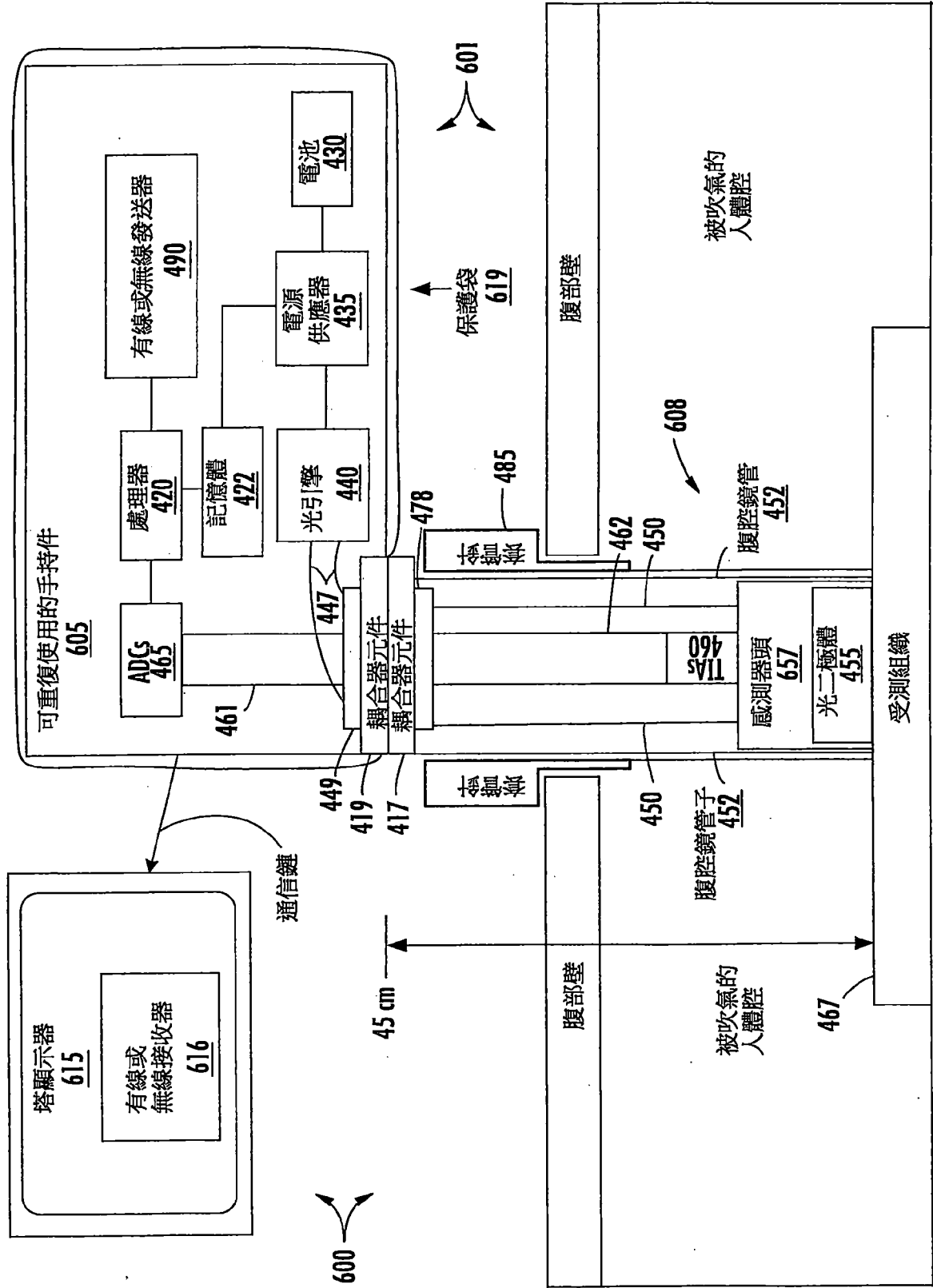
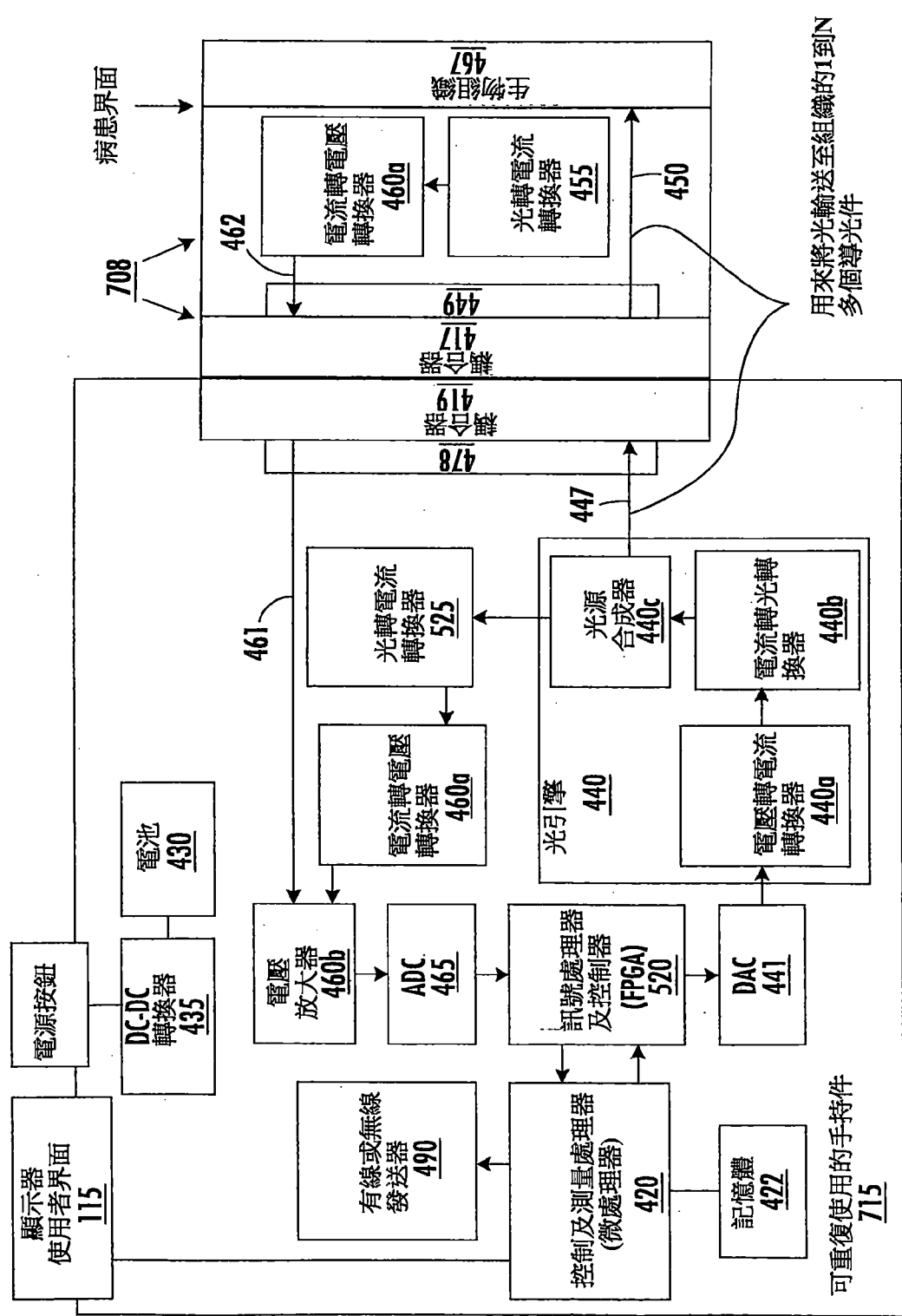


圖 6



用來將光輸送至組織的1到N多個導光件

圖 7

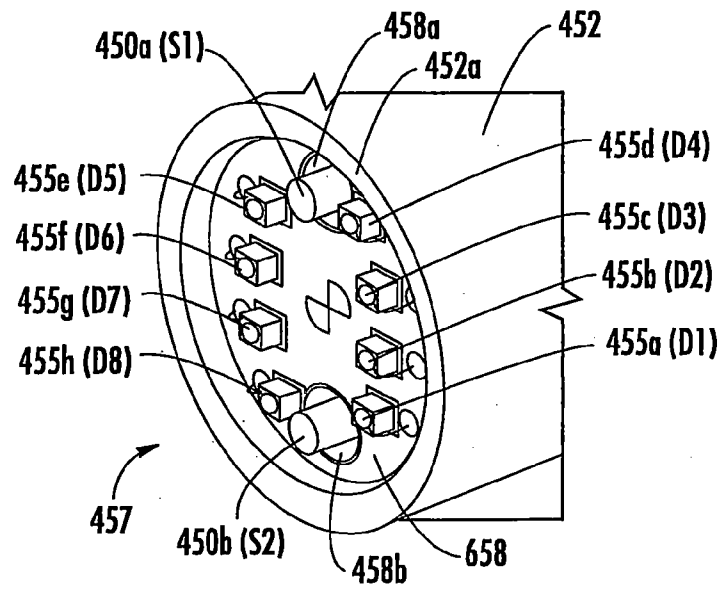


圖 8

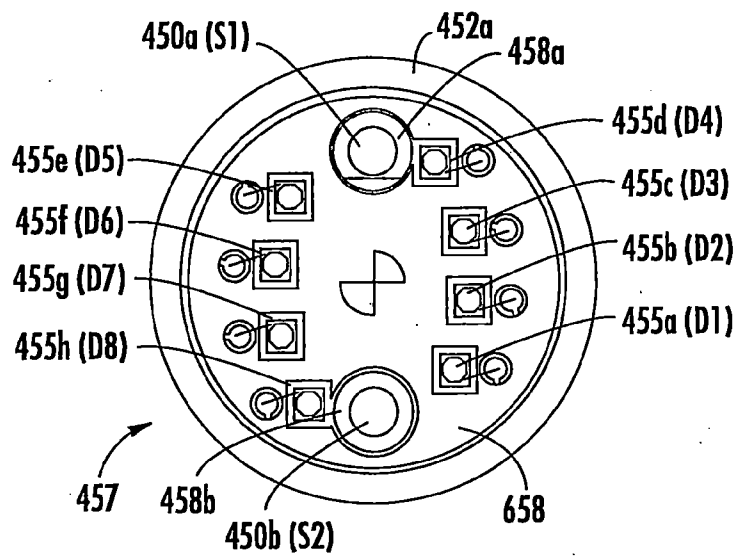


圖 9

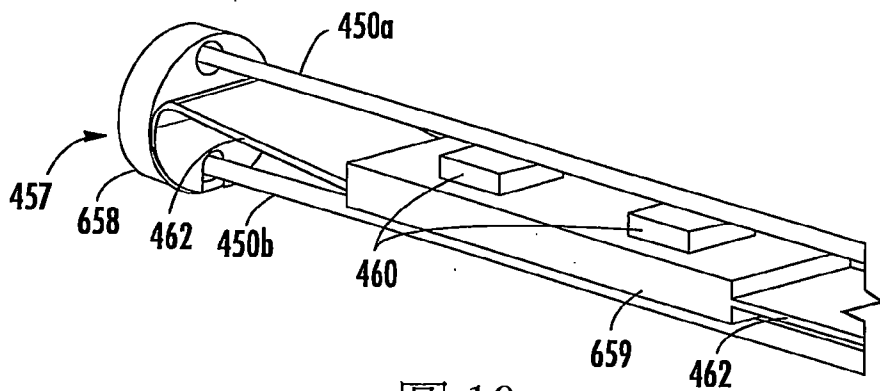


圖 10

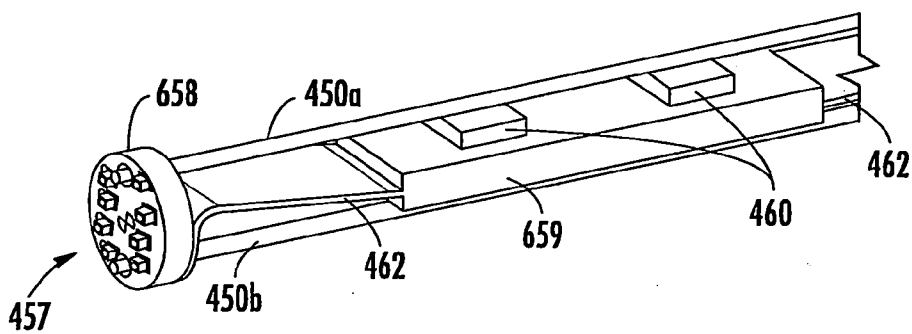


圖 11

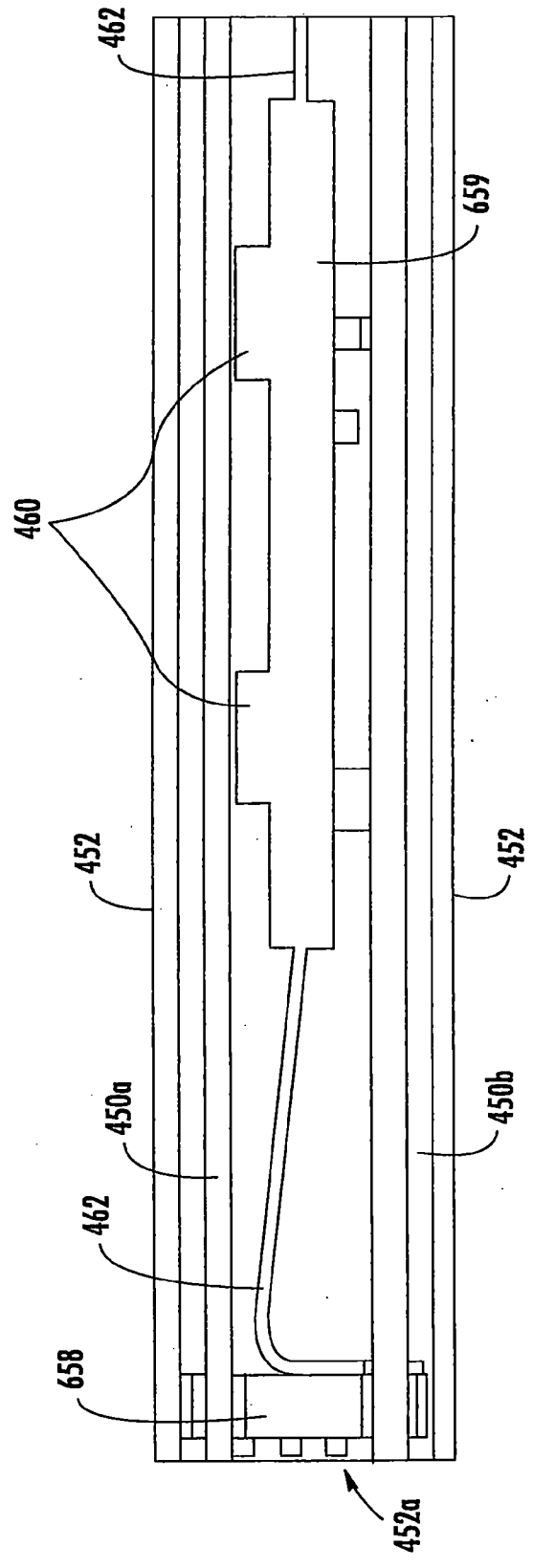


圖 12

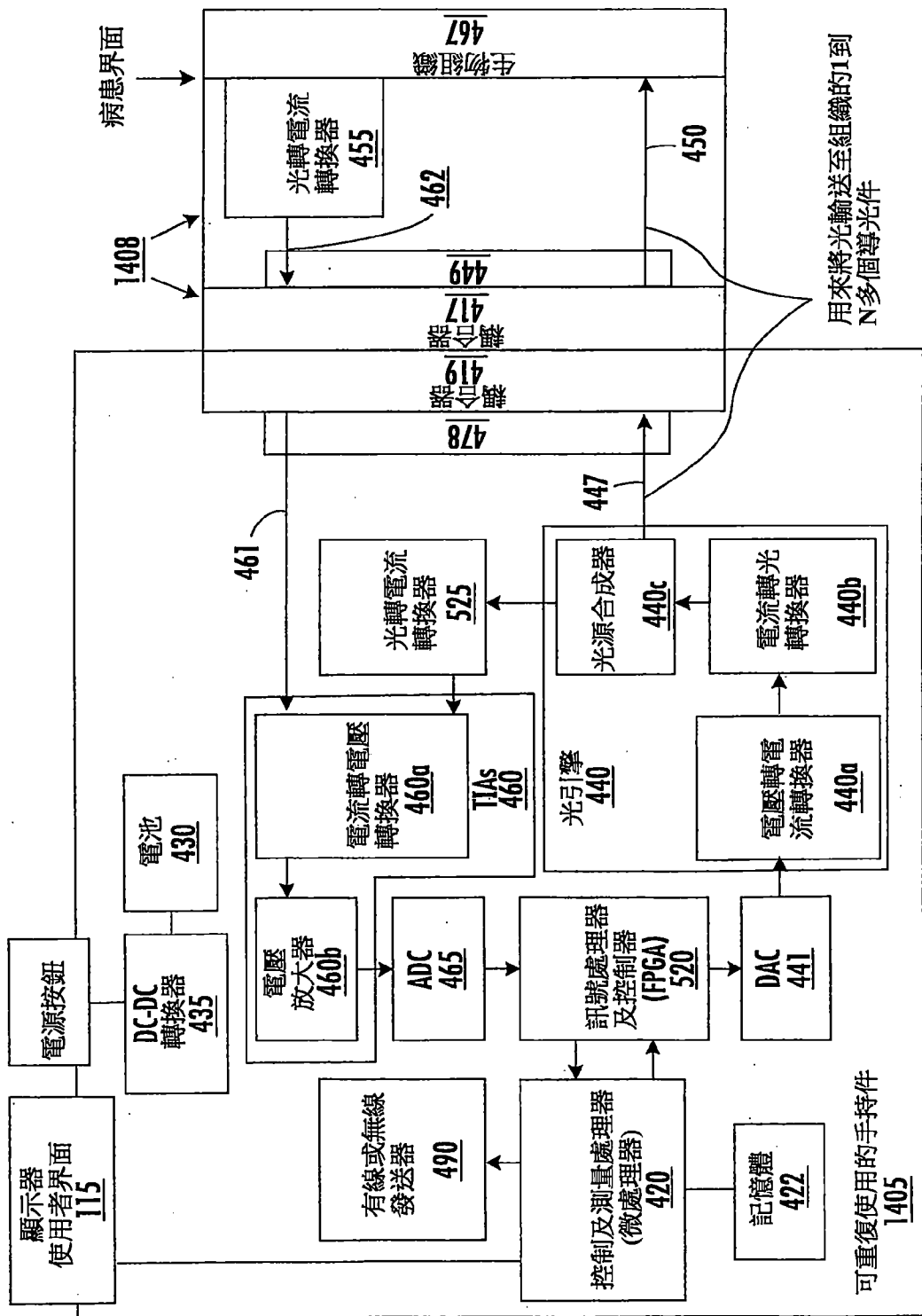


圖 14

1401

用來將光輸送至組織的1到N多個導光件

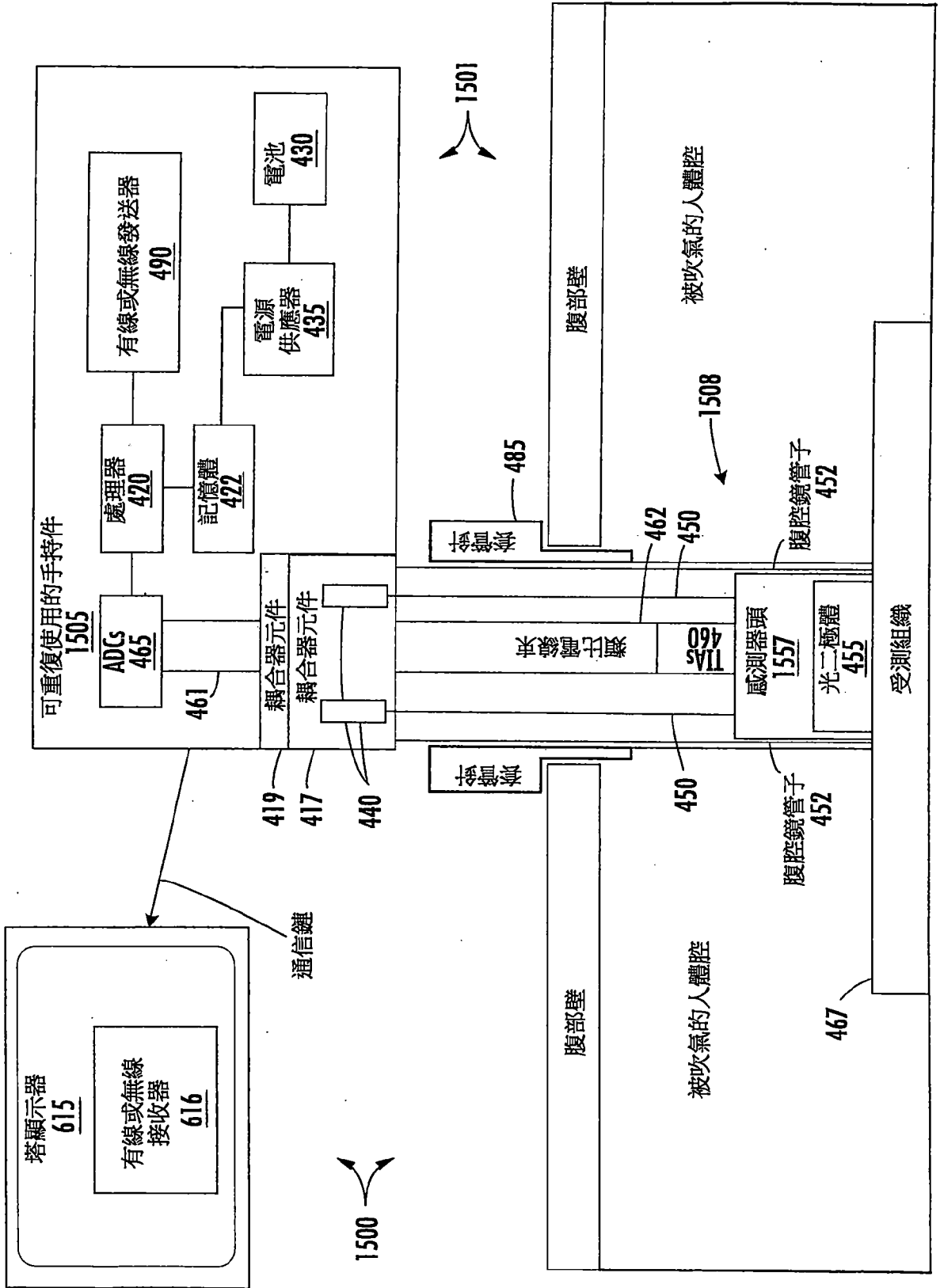


圖 15

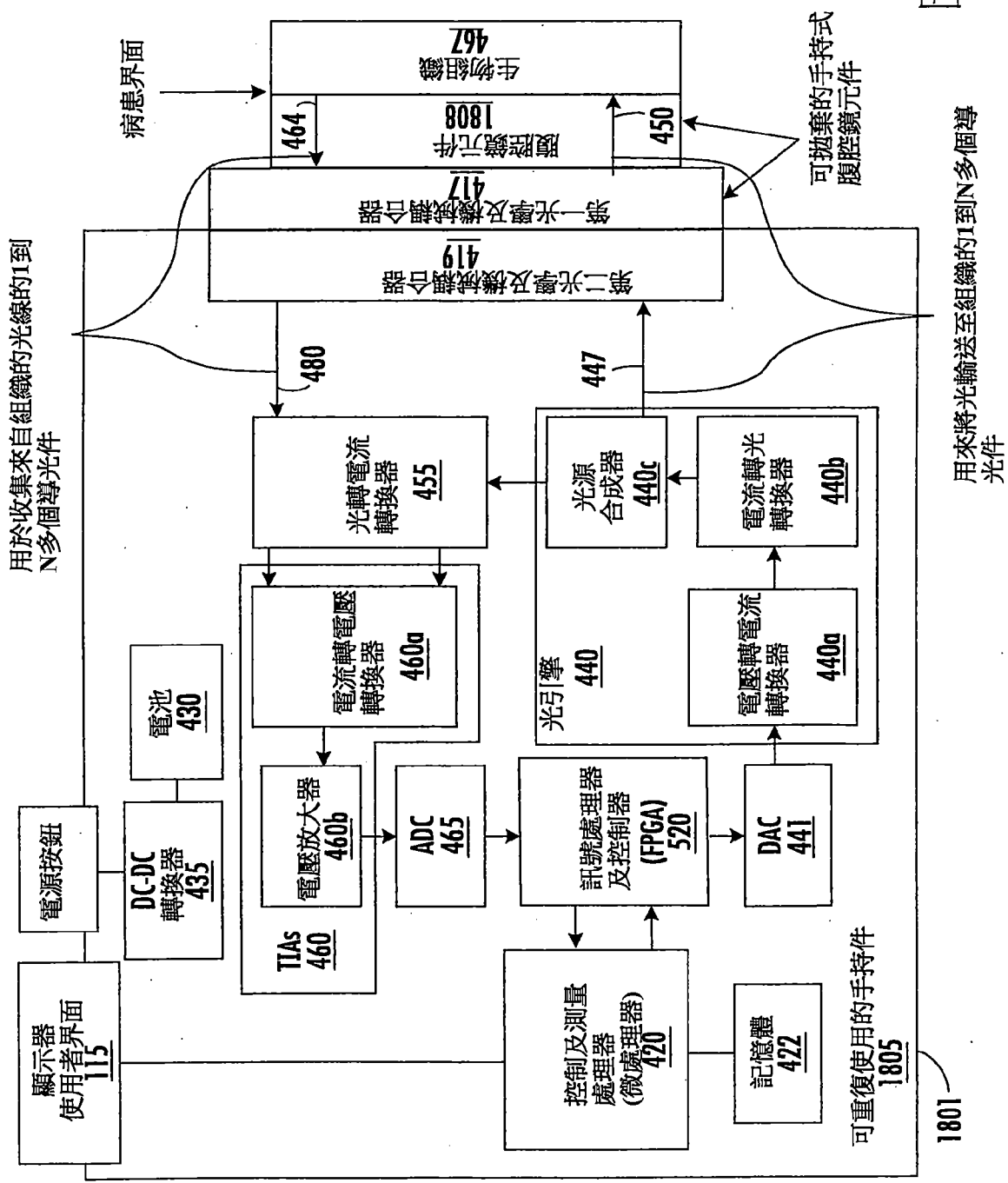


圖 18

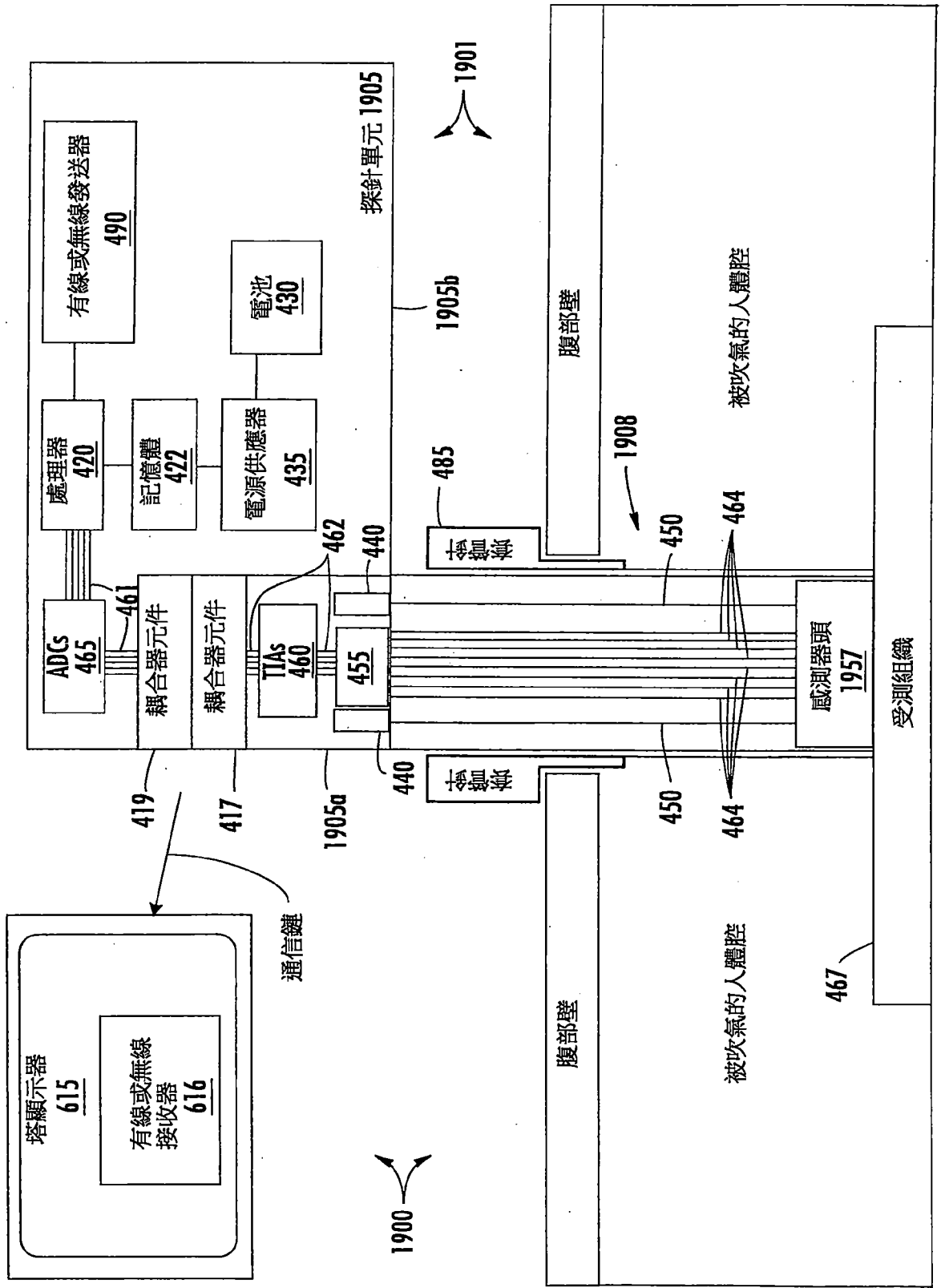


圖 19

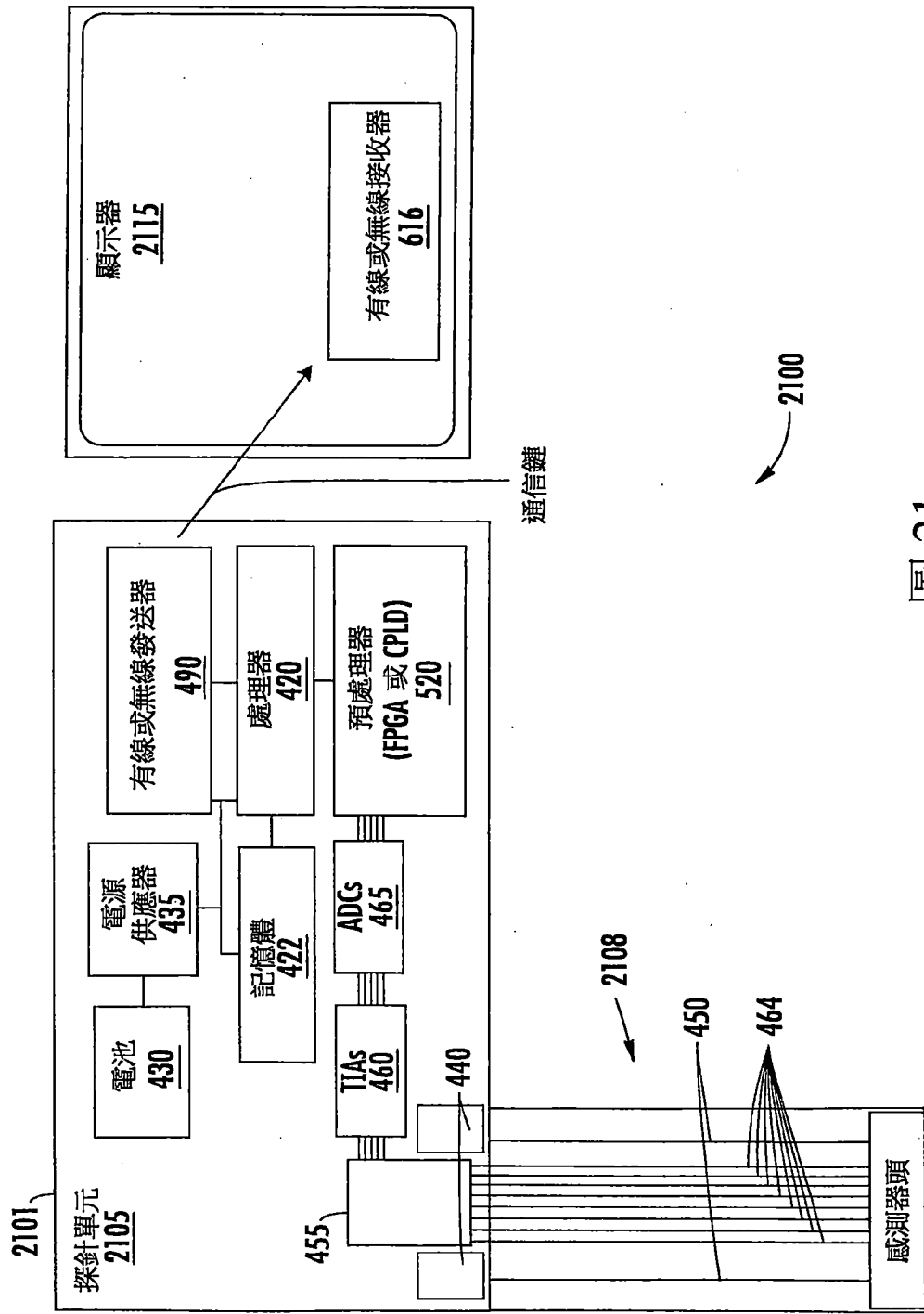


圖 21

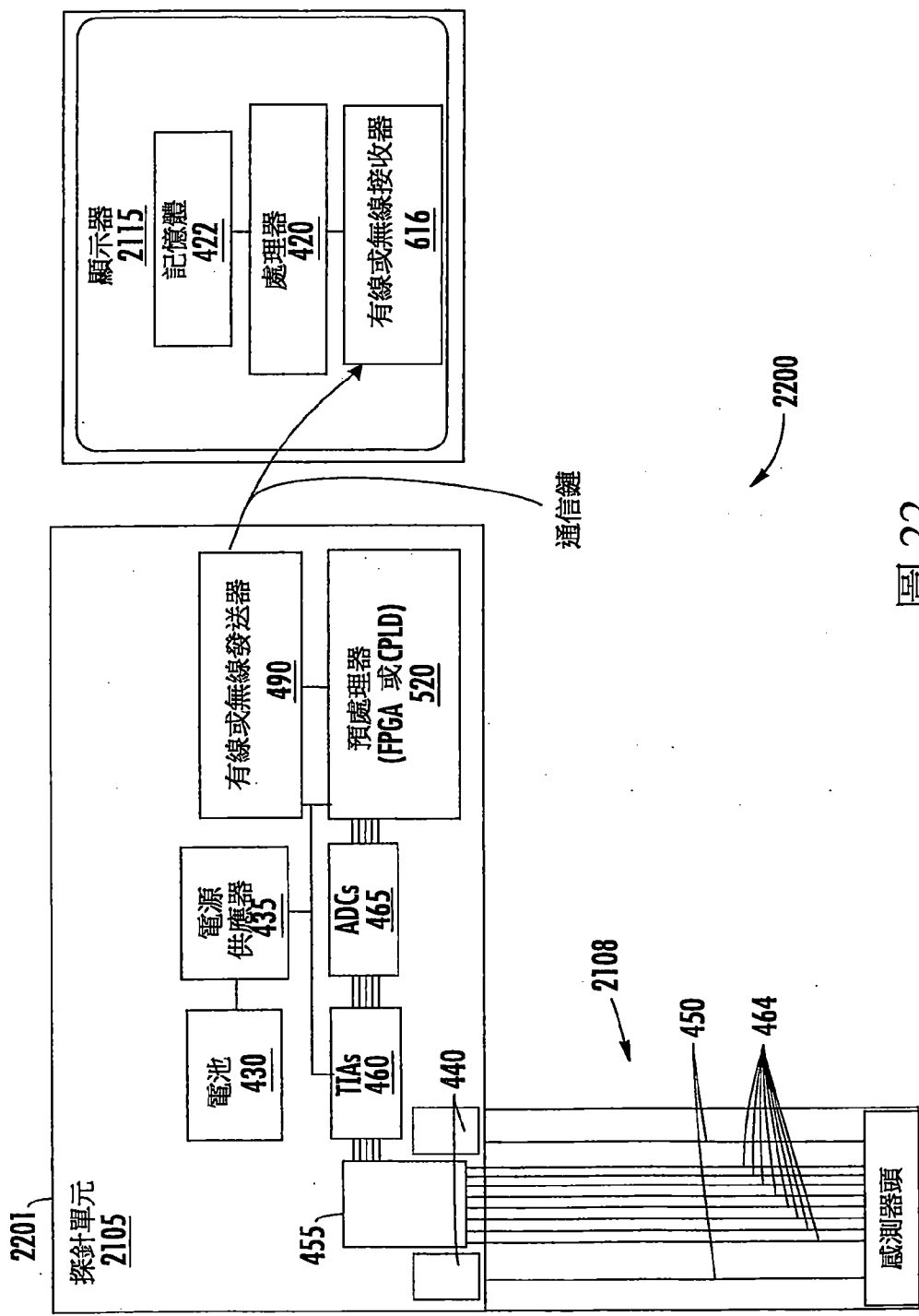


圖 22

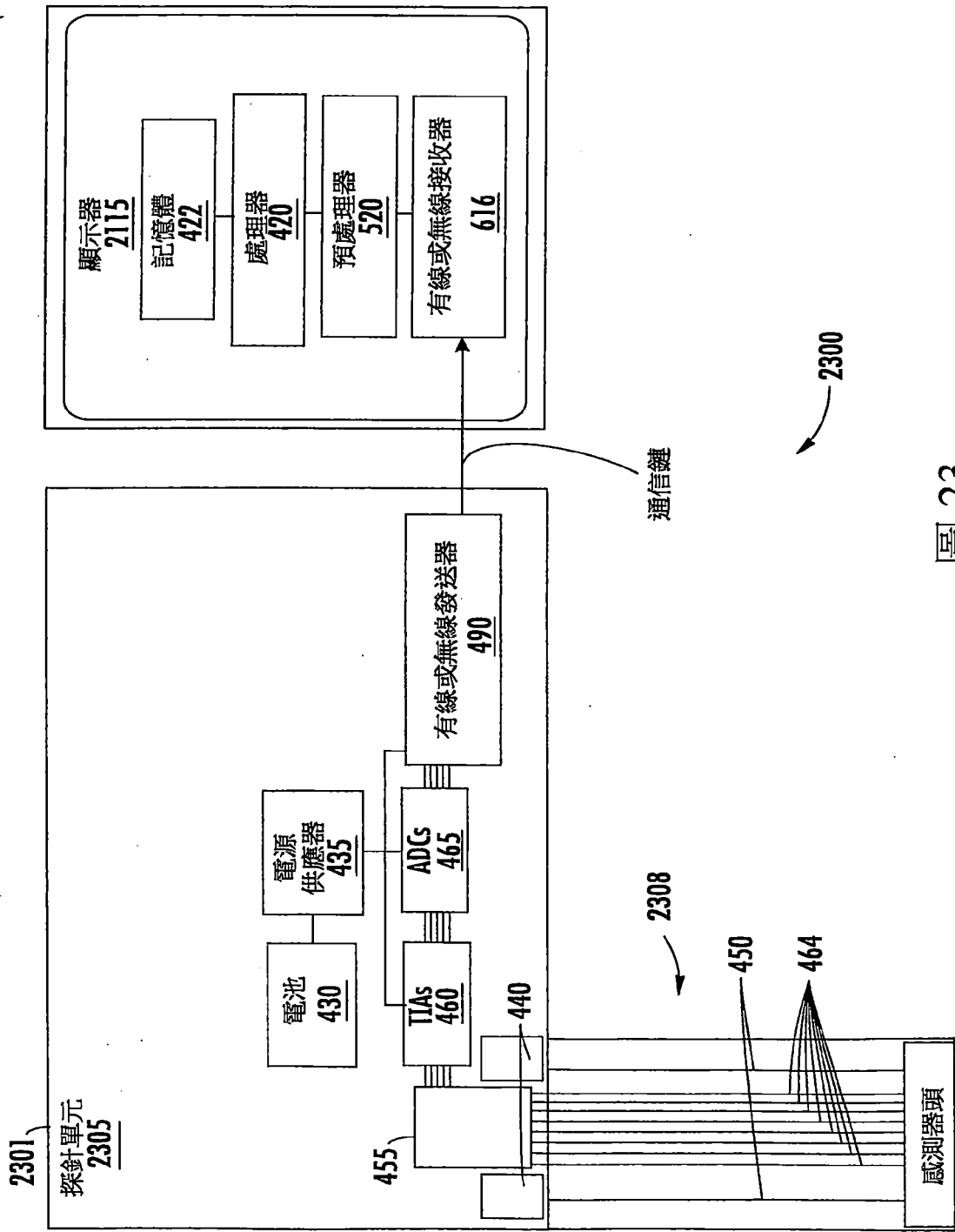


圖 23

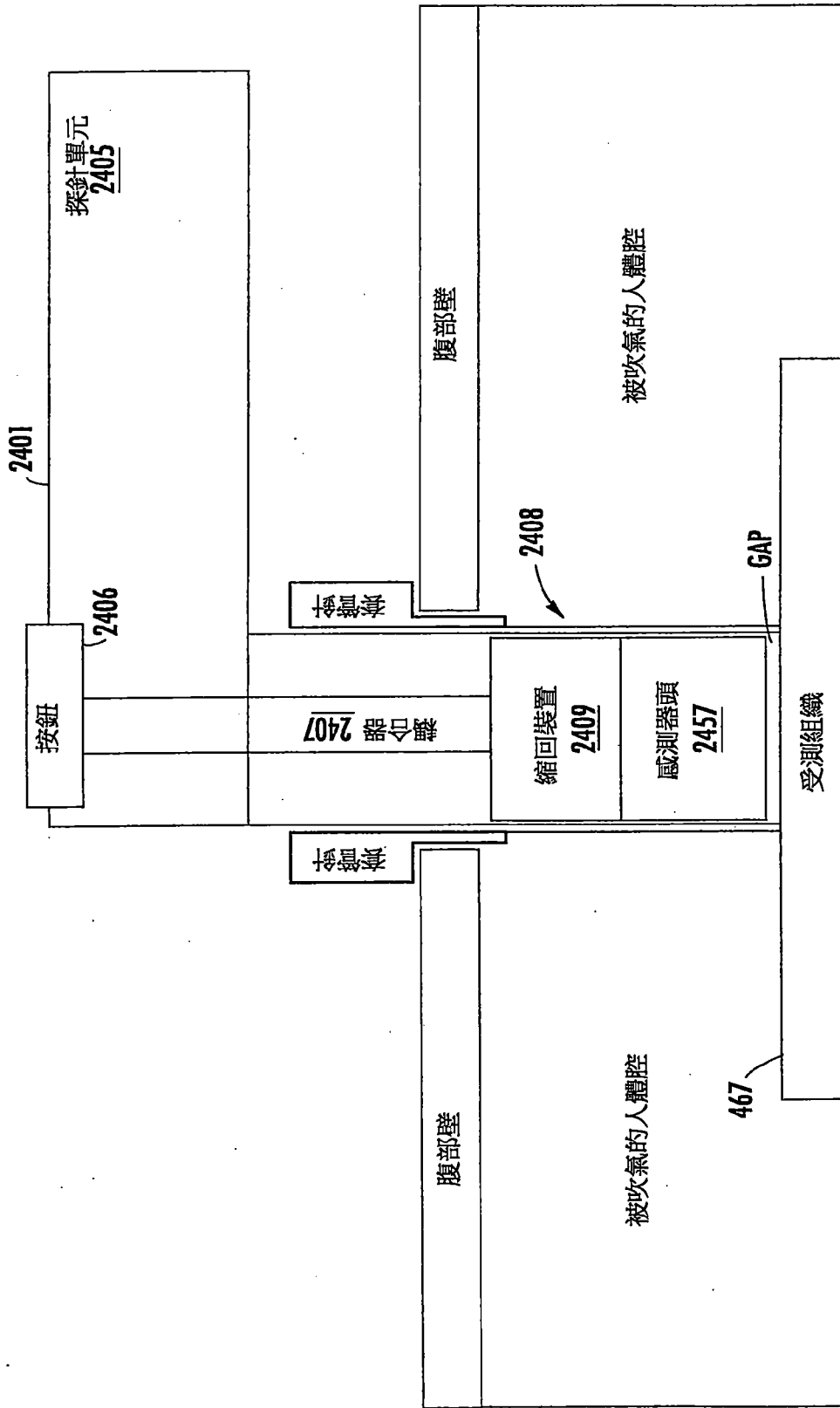


圖 24

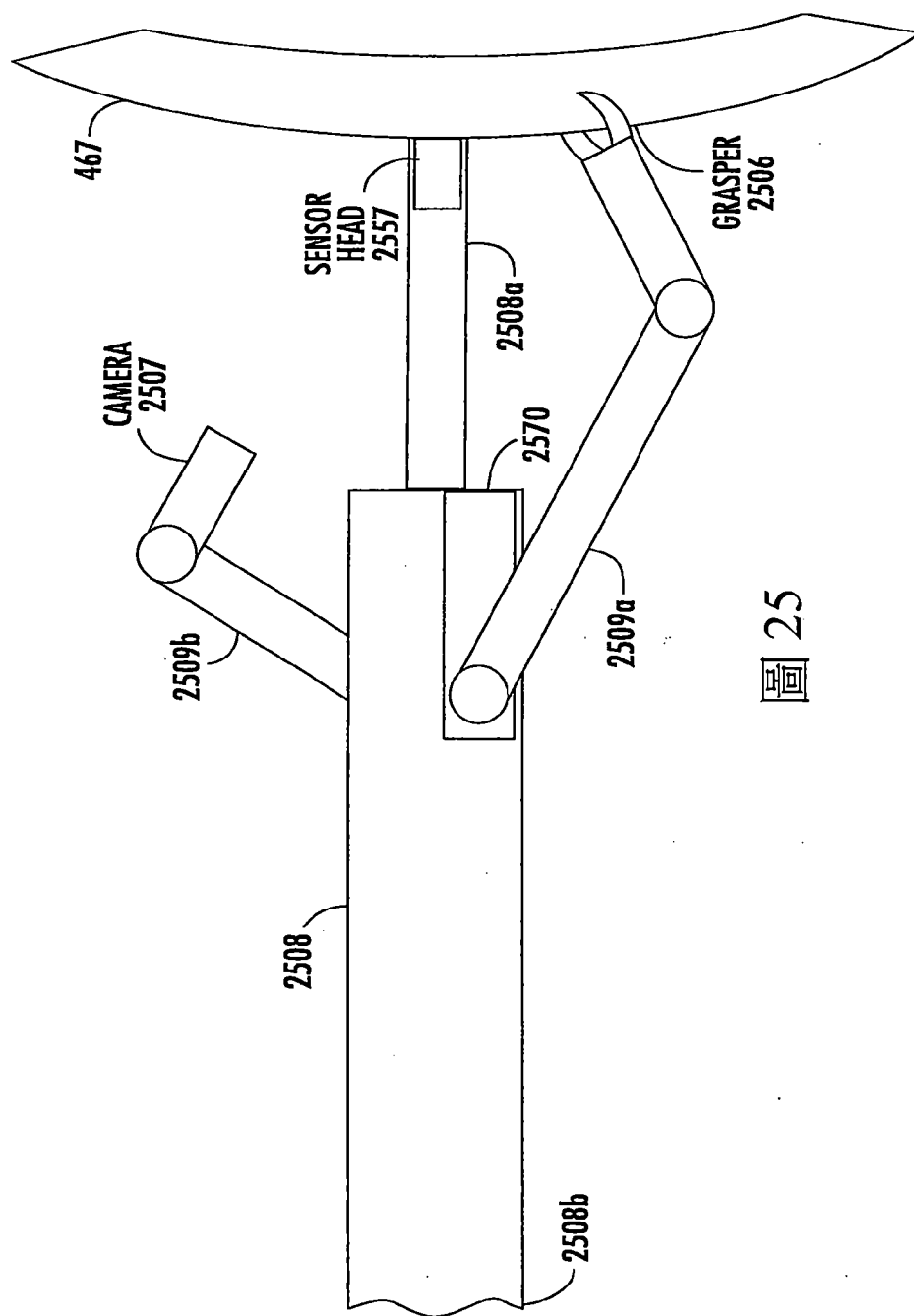


圖 25

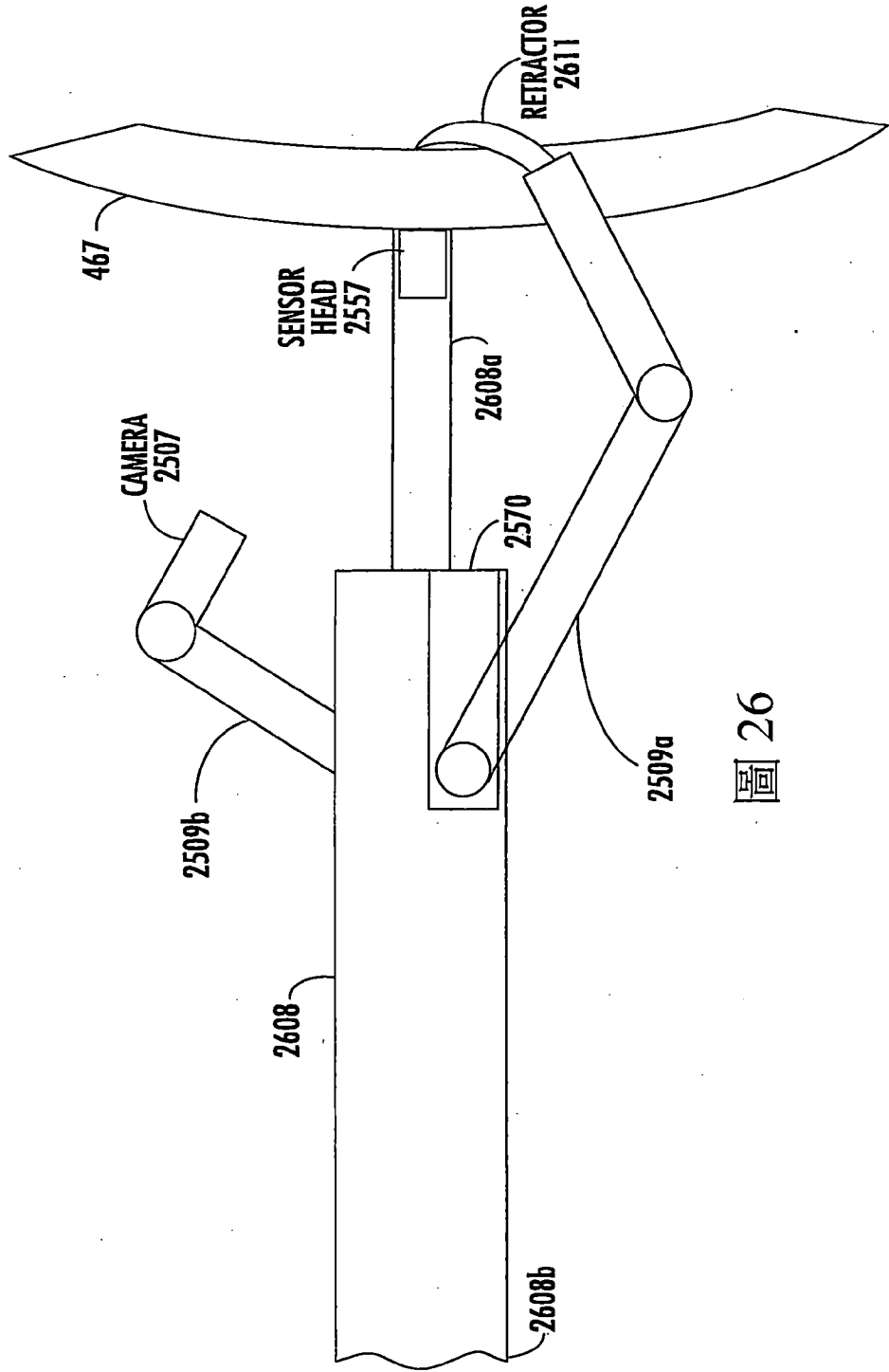


圖 26

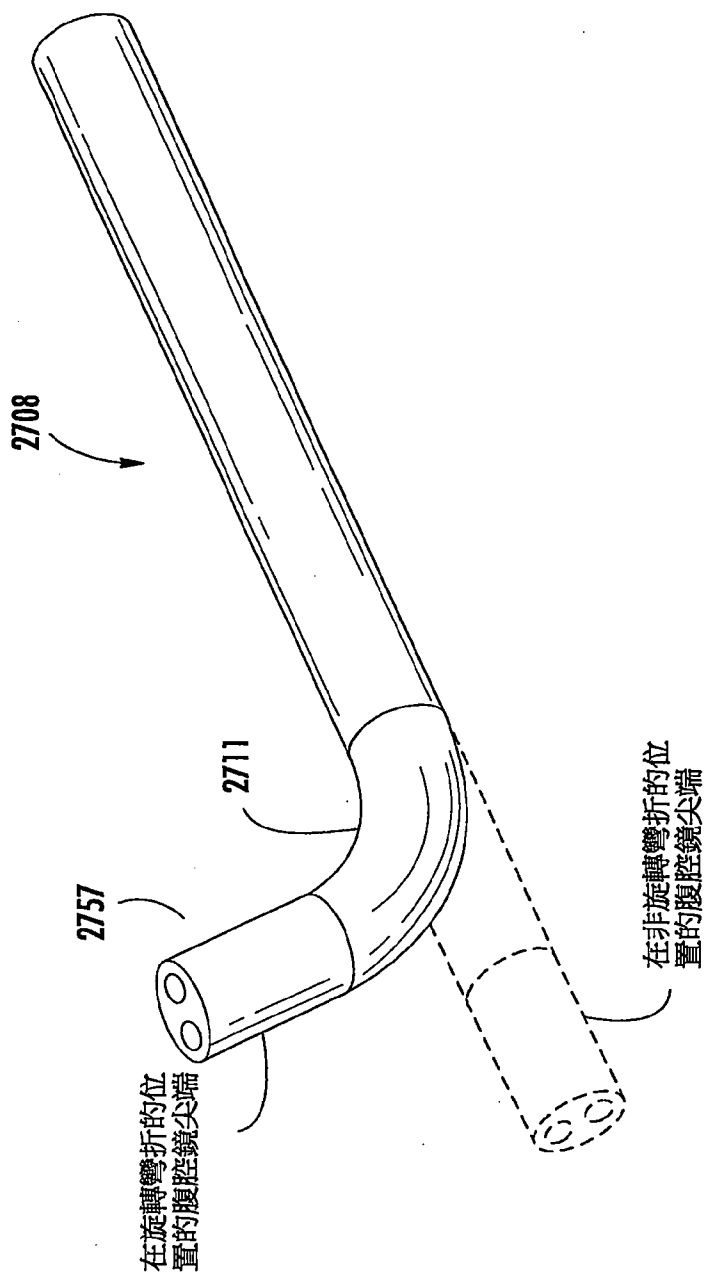


圖 27

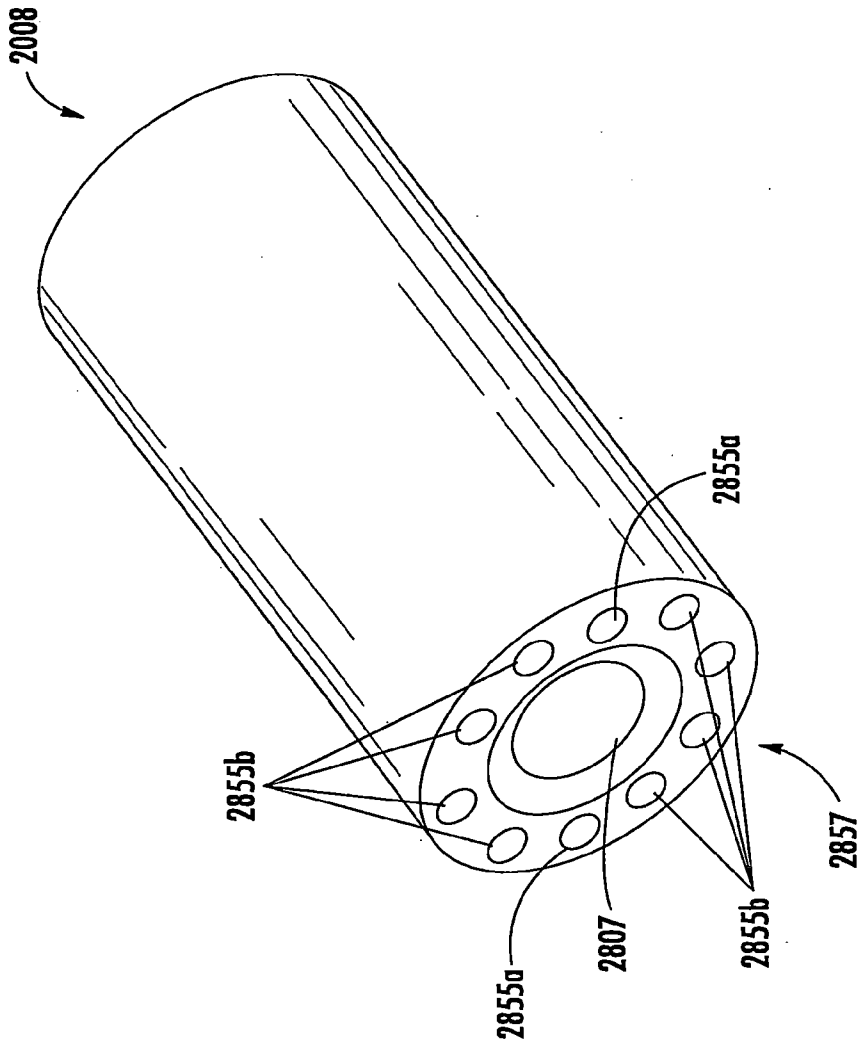


圖 28

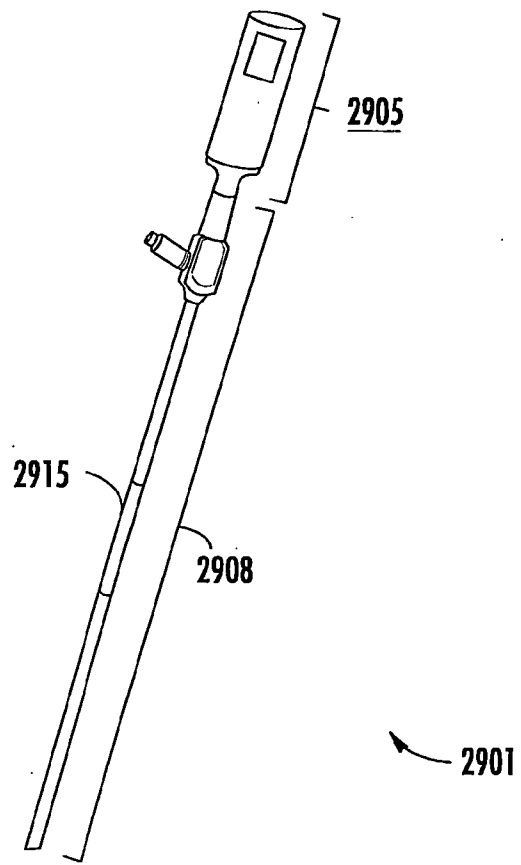


圖 29

- 3001 → 1.) CO2 吹脹
- 2.) 插入套管針
- 3. 切開階段1
- 4.) 剪除切割1
- 5.) 切開階段2
- 6.) 剪除切割2
- 7. 膽囊切除
- 8.) 床凝結1
- 9.) 膽囊的包裝
- 10.) 外膽囊牽開
- 11. 外部清潔
- 12.) 肝床凝結2
- 13.) 插管針移除
- 14.) 腹部縫合

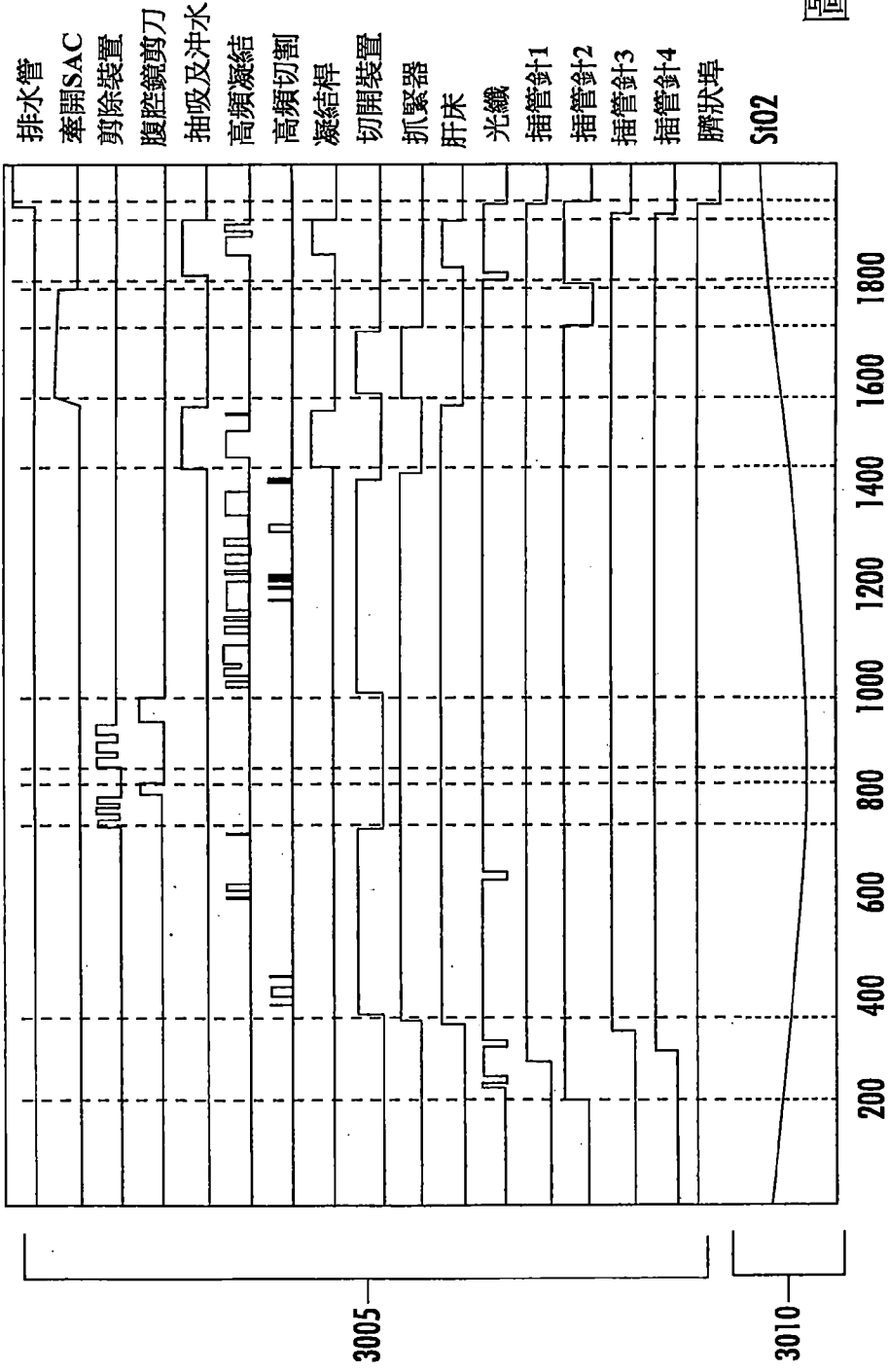


圖 30