



(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 I536968 B

(45)公告日：中華民國 105 (2016) 年 06 月 11 日

(21)申請案號：103108901

(22)申請日：中華民國 103 (2014) 年 03 月 13 日

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

A61B5/1455 (2006.01)

(30)優先權：2013/09/30 中國大陸

201310464640.3

(71)申請人：深圳市倍輕鬆科技股份有限公司(中國大陸) SHENZHEN BREO TECHNOLOGY CO., LTD. (CN)

中國大陸

(72)發明人：馬學軍 MA, XUEJUN (CN)；吳明輝 WU, MINGHUI (CN)

(74)代理人：李保祿

(56)參考文獻：

TW M340038

US 2009/0163784A1

審查人員：施孝欣

申請專利範圍項數：4 項 圖式數：2 共 17 頁

(54)名稱

血液中血氧飽和度的測量方法及系統

METHOD AND SYSTEM FOR DETERMINING BLOOD OXYGEN SATURATION

(57)摘要

本發明適用於檢測技術領域，提供了一種血液中血氧飽和度的測量方法及系統，該方法包括：控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。本發明提供的技術方案具有無創檢測，即時檢測的優點。

指定代表圖：

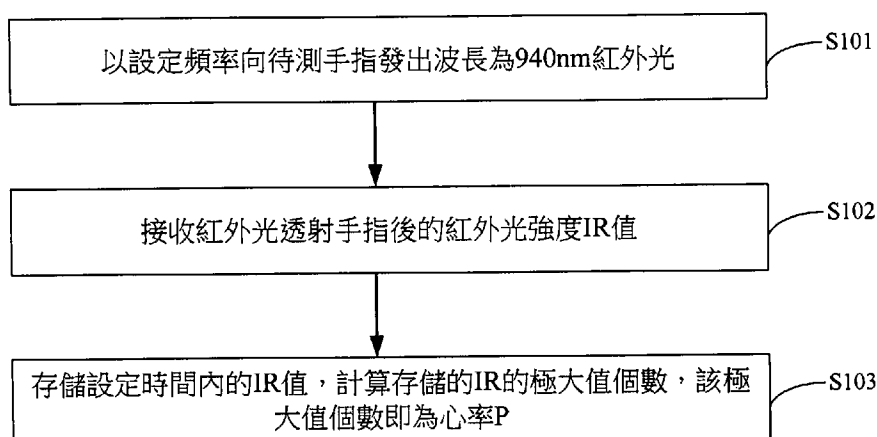
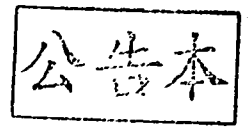


圖 1



發明摘要

※ 申請案號：103108901

A61B 5/145 (2006.01)

※ 申請日：103. 3. 13

※IPC 分類：A61B 5/1455 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

血液中血氧飽和度的測量方法及系統 / METHOD AND SYSTEM FOR DETERMINING BLOOD OXYGEN SATURATION

【中文】

● 本發明適用於檢測技術領域，提供了一種血液中血氧飽和度的測量方法及系統，該方法包括：控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。本發明提供的技術方案具有無創檢測，即時檢測的優點。

● 【英文】

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

無

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

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)

血液中血氧飽和度的測量方法及系統 METHOD AND SYSTEM FOR DETERMINING BLOOD OXYGEN SATURATION

【技術領域】

【0001】 本發明屬於檢測技術領域，尤其是關於一種血液中血氧飽和度的測量方法及系統。

【先前技術】

【0002】 氧含量：為 100ml 血液中血紅蛋白實際的帶氧量。主要是血紅蛋白實際結合的氧，極少量溶解於血漿的氧（僅有 0.3ml%）。與氧結合的血紅蛋白成為氧合血紅蛋白（HbO₂），與氧離解的血紅蛋白成為還原血紅蛋白。血氧飽和度（SaO₂）是指血液中（血紅蛋白）實際結合的氧氣（氧含量）占血液中（血紅蛋白）所能結合氧氣的最大量（氧容量）的百分比。因此，血氧飽和度的定義可表示為

$$\text{【0003】 } SaO_2 = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb}) \times 100\%$$

【0004】 血氧飽和度：在 100 mL 血中，血紅蛋白結合氧的最大量即可認為是血液的氧容量。血紅蛋白實際結合的氧稱為含氧量，含氧量所占氧容量的百分比稱之為血氧飽和度。

【0005】 在實現現有技術時，發現現有技術存在如下問題：

【0006】 現有技術提供的方法中的血氧飽和度是通過有創方式來測量的，此種方式不僅效率低，並且對用戶有損害。

【發明內容】

【0007】 本發明實施例的目的在於提供一種血液中血氧飽和度的測量方法，旨在解決現有技術檢測效率低，對用戶有損壞的問題。

【0008】 本發明實施例是這樣實現的，一種血液中血氧飽和度的測量方法，該方法包括：

【0009】 控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

【0010】 檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

【0011】 將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

【0012】 依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；

【0013】 將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。

【0014】 可選的，上述依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度具體包括：

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3;}$$

【0015】 其中， SaO_2 為血液中血氧飽和度， K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量， ΔN 為環境光所產生的干擾值。

【0016】 可選的，該方法將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示之前還可以包括：

【0017】 依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4；}$$

【0018】 其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

【0019】 k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

【0020】 C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

【0021】 C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

【0022】 另一方面，提供一種血液中血氧飽和度的測量系統，該系統包括：

【0023】 控制單元，用於控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

【0024】 檢測單元，用於檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

【0025】 分離單元，用於將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分

離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

【0026】 計算單元，用於依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；

【0027】 轉換發送單元，用於將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。

【0028】 可選的，該計算單元具體用於

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3;}$$

【0029】 其中， SaO_2 為血液中血氧飽和度， K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量， ΔN 為環境光所產生的干擾值。

【0030】 可選的，該計算單元還用於依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P ；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4;}$$

【0031】 其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

【0032】 k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

【0033】 C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

【0034】 C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

【0035】 本發明實施例與現有技術相比，有益效果在於：本發明提供的技術方案能夠即時無創的檢測血液的氧含量，所以其具有無創，即時檢測的優點。

【圖式簡單說明】

【0036】

圖 1 是本發明實施例提供的血液中血氧飽和度的測量方法的流程圖；

圖 2 是本發明提供的一種血液中血氧飽和度的測量系統的結構圖。

【實施方式】

【0037】 為了使本發明的目的、技術方案及優點更加清楚明白，以下結合附圖及實施例，對本發明進行進一步詳細說明。應當理解，此處所描述的具體實施例僅僅用以解釋本發明，並不用於限定本發明。

【0038】 本發明實現所基於的原理是這樣的，本發明提供的方法是針對氧合血紅蛋白(HbO_2)和還原血紅蛋白(Hb)的吸收光譜特性提出的類似分光光度技術的測量方法。當一束光打在某物質的溶液上時，透射光強 (I) 與發射光強 (I_0) 之間有以下關係：

$$\text{【0039】 } I = I_0 e^{-K C d} \quad \text{公式 1}$$

【0040】 其中， I 和 I_0 的比值的對數稱為光密度 D ，因此公式 1 也可表示成：

$$D=\ln(I/I_0)=kCd; \text{公式 2}$$

【0041】 其中，C 是溶液(例如血液)的濃度，d 為光穿過血液的路徑，k 是血液的光吸收係數。若保持路徑 d 不變，血液的濃度便與光密度 D 成正比。血液中的 HbO₂ 和 Hb 對不同波長的光的吸收係數不一樣，通過實驗證明，在波長為 600—700nm 的紅光(RED)區，Hb 的吸收係數遠比 HbO₂ 的大；但在波長為 800—1000nm 的紅外光(IR)區，Hb 的吸收係數要比 HbO₂ 的小；在 805nm 附近是等吸收點。

【0042】 人體的血液通過心臟的收縮和舒張脈動流過肺部，一定含量的還原血紅蛋白 (Hb) 與從肺泡攝取的氧氣結合變成了氧合血紅蛋白 (HbO₂)，約 98% 的氧合與血紅蛋白結合成氧合血紅蛋白後進入組織。這些氧通過動脈系統一直到達毛細血管，然後將氧釋放，維持組織的新陳代謝。在一個心動週期內，心室的收縮和舒張造成動脈內壓力的週期性波動，這種週期性的壓力波使動脈擴張和回縮，從而使動脈血管發生有規律的搏動。

【0043】 本發明提供的脈搏血氧儀所用的探頭使用時是套在手指上的。上壁固定了兩個並列放置的發光二極體(LED)，發出波長為 660nm 的紅光和 940nm 的紅外光，下壁有一個光電檢測器，將透射過手指動脈血管的紅光和紅外光轉換成電信號，它所檢測到的光電信號越弱，表示光信號穿透探頭部位元時，被那裡的組織、骨頭和血液等吸收掉的越多。皮膚、肌肉、脂肪、靜脈血、色素和骨頭等對這兩種光的吸收係數是恒定的，因此它們只對光電信號中的直流分量大小發生影響，但是血液中的 HbO₂ 和 Hb 濃度隨著血液的脈動作週期性的改變，因此它們對光的吸收也在脈動地

變化，由此引起光電檢測器輸出的信號強度隨血液中的 HbO_2 和 Hb 濃度比脈動地改變。如果用光吸收來表示，紅光和紅外光作用時，信號的變化規律大致一樣，但脈動分量的幅度可能不同，用一個定時電路來控制兩個 LED 的發光次序，即：(1)紅光 LED 點燃；(2)紅光 LED 熄滅，紅外光 LED 點燃；(3)兩個 LED 均熄滅；這個發光時序以 400 次/秒(50Hz 交流電)的頻率重複出現，可以增強對環境光的抑制能力。讓上述兩種波長的紅光和紅外光輪流通過檢測部位，並將這兩個信號中的脈動成分分離出來，經過放大和濾波後，分別由模/數轉換器轉換成數位量。接收到的光強隨著脈搏發生變化，將紅光波長下探測器接收到的透射光強中的最大值記為 IR_{max} ，最小值記為 IR_{min} 。 IR_{max} 發生在心臟和搜索期，對應著動脈血容量最大的時刻， IR_{min} 發生在心臟舒張期，對應著動脈血容量最小的時刻。

【0044】 本發明具體實施方式提供一種血液中血氧飽和度的測量方法，該方法由脈搏血氧儀完成，該脈搏血氧儀包括：二個發光二極體和一個光電檢測器，其中，發光二極體分別發出波長為 660nm 的紅光和 940nm 的紅外光；該方法如圖 1 所示，包括如下步驟：

【0045】 101、控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

【0046】 102、檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

【0047】 103、將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

【0048】 104、依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧

飽和度；

【0049】 105、將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。

【0050】 可選的，上述週期具體可以為：0.02 秒；即頻率為 50Hz 的交流的頻率。當然也可以採用其他頻率來計算。

【0051】 上述 104 的實現方法具體可以為：

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3;}$$

【0052】 其中，K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量， ΔN 為環境光所產生的干擾值。

【0053】 可選的，上述方法在 105 之後還可以包括：

【0054】 依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4;}$$

【0055】 其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

【0056】 k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

【0057】 C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

【0058】 C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

【0059】 本發明提供的具體方式具有無創，即時檢測血氧飽和度和脈搏的優點。

【0060】 本發明具體實施方式提供一種血液中血氧飽和度的測量系統，該系統如圖 2 所示，包括：

● 【0061】 控制單元 21，用於控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

【0062】 檢測單元 22，用於檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

【0063】 分離單元 23，用於將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

● 【0064】 計算單元 24，用於依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；

【0065】 轉換發送單元 25，用於將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示。

【0066】 可選的，計算單元 24 具體用於

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3;}$$

【0067】 其中， SaO_2 為血液中血氧飽和度， K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量，

ΔN 為環境光所產生的干擾值。

【0068】 可選的，上述計算單元 24 還用於依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4；}$$

【0069】 其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

【0070】 k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

【0071】 C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

【0072】 C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

【0073】 值得注意的是，上述實施例中，所包括的各個單元只是按照功能邏輯進行劃分的，但並不局限於上述的劃分，只要能夠實現相應的功能即可；另外，各功能單元的具體名稱也只是為了便於相互區分，並不用於限制本發明的保護範圍。

【0074】 另外，本領域普通技術人員可以理解實現上述各實施例方法中的全部或部分步驟是可以通過程式來指令相關的硬體來完成，相應的程式可以存儲於一電腦可讀取存儲介質中，該的存儲介質，如 ROM/RAM、

磁片或光碟等。

【0075】 以上所述僅為本發明的較佳實施例而已，並不用以限制本發明，凡在本發明的精神和原則之內所作的任何修改、等同替換和改進等，均應包含在本發明的保護範圍之內。

【符號說明】

【0076】

- 21 控制單元
- 22 檢測單元
- 23 分離單元
- 24 計算單元
- 25 轉換發送單元

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依寄存機構、日期、號碼順序註記】

● 國外寄存資訊【請依寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

【序列表】 (請換頁單獨記載)

申請專利範圍

1. 一種血液中血氧飽和度的測量方法，其特徵在於，該方法包括：

控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；

將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示；

其中，依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度具體包括：

$$SaO_2 = \frac{1}{K} \ln \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3；}$$

其中， SaO_2 為血液中血氧飽和度， K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量， ΔN 為環境光所產生的干擾值。

2. 如請求項 1 中所述的血液中血氧飽和度的測量方法，其中，該方法將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示之前還包括：

依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P ；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4；}$$

其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

3. 一種血液中血氧飽和度的測量系統，其特徵在於，該系統包括：

控制單元，用於控制兩個並列的發光二極體向待測手指週期性的發出紅光和紅外光；

檢測單元，用於檢測投射過該手指後的紅光和紅外光，並將該投射過該手指後的紅光和紅外光轉換成紅光電信號和紅外光電信號；

分離單元，用於將兩個電信號中的脈動成分分離出來得到分離後的一個週期的紅光變化量和一個週期的紅外光變化量；

計算單元，用於依據該紅光變化量和紅外光變化量計算出血液中血氧飽和度；

轉換發送單元，用於將該血氧飽和度經過放大和濾波後，由模數轉換器轉換成數位信號顯示；

其中，該計算單元具體用於

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\Delta RED - \Delta N}{(\Delta IR - \Delta N) + \Delta RED - \Delta N} * 100\% \quad \text{公式 3 ;}$$

其中， SaO_2 為血液中血氧飽和度， K 為血液的光吸收係數， ΔRED 為一個週期內紅光變化量， ΔIR 為一個週期內紅外光變化量， ΔN 為環境光所產生的干擾值。

4. 如請求項 3 中所述的血液中血氧飽和度的測量系統，其中，該計算單元還用於依據紅光電信號和紅外光電信號計算出脈搏 P ；具體為：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^R * C_{\max}^R}{k_{\min}^R * C_{\min}^R} \quad \text{公式 4 ;}$$

其中， k_{\max}^{IR} 為紅外光吸收係數的最大值， k_{\min}^{IR} 為紅外光吸收係數的最小值；

k_{\max}^R 為紅光吸收係數的最大值， k_{\min}^R 為紅光吸收係數的最小值；

C_{\max}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^{IR} 為紅外光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值；

C_{\max}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最大值， C_{\min}^R 為紅光時 C_{HbO_2} 濃度的最小值。

圖式

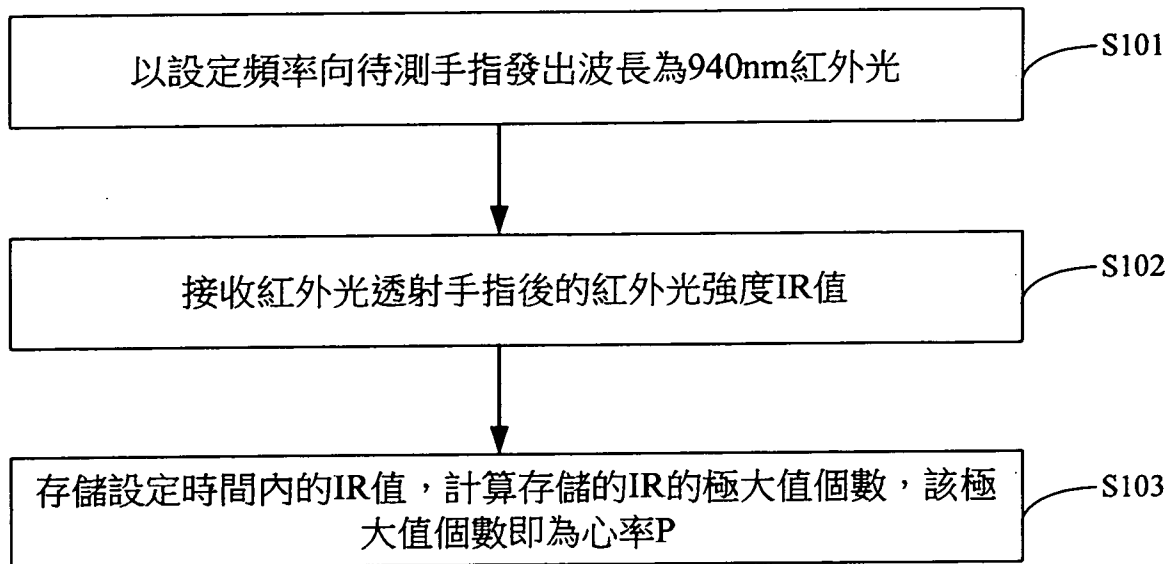


圖 1

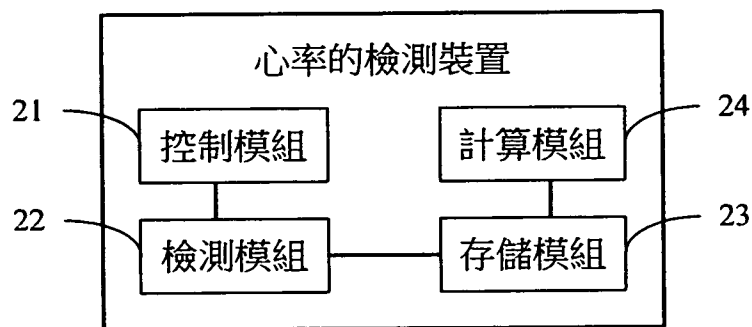


圖 2