

(21)申請案號：102104662

(22)申請日：中華民國 102 (2013) 年 02 月 06 日

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

G01N21/31 (2006.01)

(30)優先權：2012/02/20 日本

2012-034032

(71)申請人：濱松赫德尼古斯股份有限公司(日本) HAMAMATSU PHOTONICS K.K. (JP)  
日本

(72)發明人：尾崎健夫 OZAKI, TAKEO (JP)；鈴木進 SUZUKI, SUSUMU (JP)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

JP 2008-167818A

JP 2009-125402A

WO 2006/006143A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：5 項 圖式數：15 共 42 頁

(54)名稱

濃度測定裝置及濃度測定方法

(57)摘要

本發明之濃度測定裝置具備：探測器 20，其具有對頭部入射測定光之光入射部及檢測傳播於頭部內部之測定光之光檢測部；及 CPU14，其求取氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，求取該等相對變化量之相關係數及回歸直線之斜率之極性。藉此，實現一種可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而評估運算之正確性或自大靜脈對頭部反方向供血之可能性之濃度測定裝置及濃度測定方法。

指定代表圖：

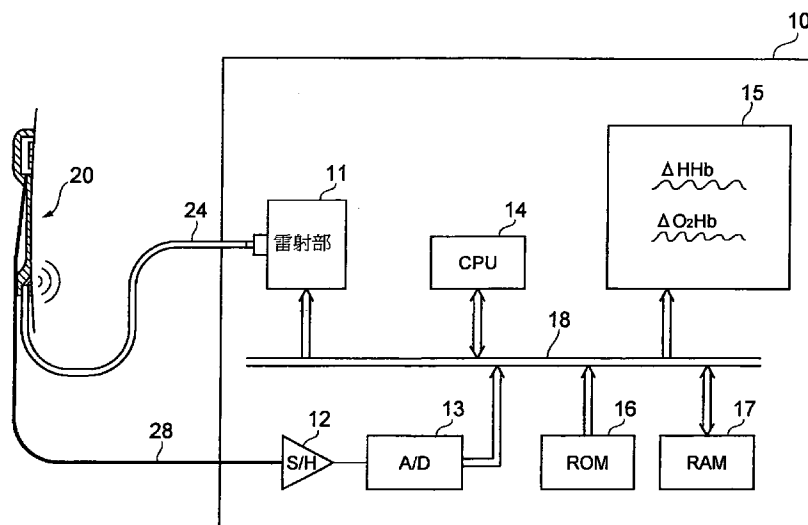


圖 3

符號簡單說明：

10 . . . 主體部

11 . . . 發光部

12 . . . 取樣保持電  
路

13 . . . 轉換電路

14 . . . 運算部

15 . . . 顯示部

16 . . . ROM

17 . . . RAM

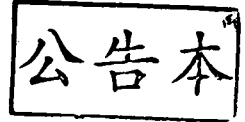
18 . . . 資料匯流排

20 . . . 探測器

24 . . . 光纖

28 . . . 電纜

## 發明摘要



※ 申請案號：102104662

※ 申請日：102.2.6

※IPC 分類： A61B 5/145 (2006.1)  
G01N 21/31 (2006.1)

## 【發明名稱】

濃度測定裝置及濃度測定方法

## 【中文】

本發明之濃度測定裝置具備：探測器20，其具有對頭部入射測定光之光入射部及檢測傳播於頭部內部之測定光之光檢測部；及CPU14，其求取氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，求取該等相對變化量之相關係數及回歸直線之斜率之極性。藉此，實現一種可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而評估運算之正確性或自大靜脈對頭部反方向供血之可能性之濃度測定裝置及濃度測定方法。

## 【英文】

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】**：第(3)圖。

**【本代表圖之符號簡單說明】**：

- 10 主體部
- 11 發光部
- 12 取樣保持電路
- 13 轉換電路
- 14 運算部
- 15 顯示部
- 16 ROM
- 17 RAM
- 18 資料匯流排
- 20 探測器
- 24 光纖
- 28 電纜

**【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】

濃度測定裝置及濃度測定方法

## 【技術領域】

本發明係關於濃度測定裝置及濃度測定方法。

## 【先前技術】

作為非侵襲性地測定生物體內之血紅蛋白之濃度資訊之裝置，例如有專利文獻1所揭示者。該裝置中，於使光入射至生物體內後，利用複數個光電二極體各者檢測散射於生物體內之光。然後，基於該等檢測光之強度，運算沿著光入射點之相對於距離方向之檢測光量之變化率。基於該檢測光量之變化率與光吸收係數之特定關係，運算血紅蛋白氧飽和度。且，基於檢測光量之變化率之時間變化與光吸收係數之時間變化之特定關係，運算氧化血紅蛋白( $O_2Hb$ )、脫氧血紅蛋白(HHb)及總血紅蛋白(cHb)各自之濃度變化。

先前技術文獻

專利文獻

專利文獻1：日本專利特開平7-255709號公報

非專利文獻

非專利文獻1：鈴木進等、「Tissue oxygenation monitor using NIR spatially resolved spectroscopy」、Proceedings of SPIE 3597、pp. 582-592

## 【發明內容】

發明所欲解決之問題

近年來急救領域之主要患者對象為院前之心肺停止者。院前之

心肺停止者每年已超度10萬人次，挽救該等患者之生命已成為迫切之社會呼聲。對院前之心肺停止者採取之必要措施係與人工呼吸並用之胸骨按壓。所謂胸骨按壓係指藉由以他人之手週期性地按壓胸骨之下半部分而對已停止跳動之心臟給予人工性跳動之行爲。胸骨按壓之主要目的為對心肺停止者之大腦供給血氧。因此，胸骨按壓之恰當與否將極大地左右心肺停止者之性命。因此，期望能有一種用於客觀地判斷胸骨按壓恰當與否之有效方法或裝置。

例如，若利用近紅外光之濃度測定裝置，以較心跳頻率而足夠快之頻率測定頭部之氧化血紅蛋白濃度之相對變化量，則胸骨按壓中每週期性地按壓胸骨時，頭部內(即大腦)之氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度會產生一定變化。認為該現象源於胸骨按壓致使腦內之血流增加，從而成爲用於判斷是否正恰當地進行胸骨按壓之客觀材料。

然而，爲提高近紅外線之利用氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度之運算(例如氧飽和度之運算)之可靠性，重要的是該等血紅蛋白濃度與胸骨按壓之時點同步且彼此同相位地變動。但，據本發明者所知，雖於自主心跳中同相位地變動，但對心跳停止患者進行之胸骨按壓中則未必同相位地變動。自主心跳中，因左右心房與心室之系統性收縮及擴張致使房室瓣功能性地活動，自大靜脈至大動脈定向輸送血液，但因胸骨按壓係以按壓已停止之心臟整體之方式迫使血液產生，故易產生來自大靜脈之反方向之供血，其成爲頭部之氧化血紅蛋白濃度之相位與脫氧血紅蛋白濃度之相位之偏差之原因之一。

如此之狀況中，應用氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度而進行之運算之正確性下降，即使關於總血紅蛋白濃度之振幅或氧飽和度，亦無法獲得正確之數值。且，自大靜脈對大腦進行之反方向之供血本身便成爲問題。但，先前之濃度測定裝置並不存在評估該等狀況

者。

本發明係鑒於如此之問題點而完成者，其目的在於提供一種基於氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度之位相偏差而評估運算之正確性或自大靜脈對頭部進行反方向供血之可能性之濃度測定裝置及濃度測定方法。

解決問題之技術手段

為解決上述問題，本發明之濃度測定裝置之特徵在於其係測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量之濃度測定裝置，其包含：光入射部，其對頭部入射測定光；光檢測部，其檢測傳播於頭部內部之測定光而生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及運算部，其基於檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，及第1相對變化量與第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。

又，本發明之濃度測定方法之特徵在於其測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，其包含：光入射步驟，其對頭部入射測定光；光檢測步驟，其檢測傳播於頭部內部之測定光而生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及運算步驟，其基於檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，及第1相對變化量與第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。

上述濃度測定裝置及濃度測定方法中，運算部或運算步驟中，求取氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量之同時亦求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量(第1相對變化量)與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量(第2相對變化量)之相

關係數，及該等相對變化量之回歸直線之斜率之極性。該等相關係數及回歸直線之斜率之極性如實地反應氧化血紅蛋白濃度之相位與脫氧血紅蛋白濃度之相位之偏差。即，該等之相位偏差在 $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 之間之情形時，回歸直線之斜率之極性為正，且相位偏差越大則相關係數之值越小。且，該等之相位偏差在 $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ 之間之情形時，回歸直線之斜率之極性為負，且相位偏差越大則相關係數之值越大。

因此，藉由同時參考回歸直線之斜率之極性與相關係數之大小，可正確地得知氧化血紅蛋白濃度之相位與脫氧血紅蛋白濃度之相位之偏差。即，根據上述濃度測定裝置及濃度測定方法，基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差，可容易地評估總血紅蛋白濃度之幅度及氧飽和度運算之正確性，及自大靜脈對頭部反方向供血之可能性。

發明之效果

根據本發明之濃度測定裝置及濃度測定方法，可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而評估運算之正確性或自大靜脈對頭部反方向供血之可能性。

#### 【圖式簡單說明】

圖1係一實施形態之濃度測定裝置的概念圖。

圖2(a)係表示探測器之構成的平面圖；(b)係沿著圖(a)之II-II線的側剖面圖。

圖3係表示濃度測定裝置之構成例的方塊圖。

圖4係表示一實施形態之濃度測定方法的流程圖。

圖5(a)係表示波長為 $\lambda_1\sim\lambda_3$ 之雷射光之入射時序的圖；(b)係表示來自A/D轉換電路之數位信號之輸出時序的圖。

圖6係表示數位濾波器之濾波器特性的圖表。

圖7係表示利用具有圖6所示之特性之數位濾波器除去氧化血紅

蛋白之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )中所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，抽出反覆進行胸骨按壓時因模擬之自主心跳產生之時間變動程度之結果的圖表。

圖8係表示利用平滑化之濾波處理除去總血紅蛋白之隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，抽出反覆進行胸骨按壓時因模擬之自主心跳而產生之時間變動程度之結果的圖表。

圖9(a)係表示隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之時間序列資料之實測值的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

圖10(a)係表示隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之時間序列資料之實測值的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

圖11(a)係表示隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之時間序列資料之實測值的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

圖12(a)係表示隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之時間序列資料之實測值的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

圖13(a)係表示隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之時間序列資料之實測值的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

圖14係表示相位偏差(相位差)自 $0^\circ$ 至 $180^\circ$ 以每 $30^\circ$ 變化時之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之利薩如圖形的圖表。

圖15(a)係表示對圖9所示之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )混入雜訊後之時序資料的圖表；(b)係與圖(a)對應之隨時間的相對變

化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )的分佈圖。

### 【實施方式】

以下，一面參照添加圖式，一面詳細說明本發明之濃度測定裝置及濃度測定方法之實施形態。再者，圖式之說明中，對相同要素附加相同之符號，省略重複之說明。

圖1係本發明之一實施形態之濃度測定裝置1的概念圖。該濃度測定裝置1為提供有關是否正恰當地對心肺停止者50進行胸骨按壓(圖中之箭頭A)之客觀之判斷資料，測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部51之總血紅蛋白(cHb)濃度、氧化血紅蛋白( $O_2Hb$ )濃度及脫氧血紅蛋白(HHb)濃度各自之自初始量開始之隨時間的變動(相對變化量)，並將該測定結果顯示於顯示部15而提示給正進行胸骨按壓者。

濃度測定裝置1自固定於頭部51之探測器20對特定之光入射位置入射特定波長( $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ )之光，藉由檢測自頭部51之特定之光檢測位置出射之光之強度，而分析氧化血紅蛋白( $O_2Hb$ )及脫氧血紅蛋白(HHb)對光的影響，據此，不斷計算氧化血紅蛋白( $O_2Hb$ )及脫氧血紅蛋白(HHb)之隨時間的相對變化量。且，對該計算結果即時間序列資料施以濾波處理，除去低頻成分。藉此，抽出因反覆進行胸骨按壓而產生之短週期之時間變動程度，並進行其後之必要處理。且，可更直白地顯示該時間變動程度。再者，作為特定波長之光，例如使用近紅外光。

圖2(a)係表示探測器20之構成的平面圖。且，圖2(b)係沿著圖2(a)之II-II線的側剖面圖。探測器20具有光入射部21與光檢測部22。光入射部21與光檢測部22彼此空開例如5 cm之間隔而配置，藉由柔軟之黑色矽橡膠製之固持器23而實際一體化。再者，該間隔大致為3~4 cm以上即可。

光入射部21包含光纖24與角柱25，係對頭部皮層大致垂直地入

射自濃度測定裝置1之主體部10發送之測定光之結構。測定光例如為脈衝狀之雷射光，自主體部10發送。

光檢測部22檢測傳播於頭部內部之測定光，生成與測定光之強度相應之檢測信號。光檢測部22例如為一維之光感測器，具有沿光入射部21之距離方向排列之N個矩陣狀之光檢測元件26。且，光檢測部22進而具有積分放大自光檢測元件26輸出之光電流之前置放大器部27。藉此，可以較佳之感光度檢測微弱之信號而生成檢測信號，並可將該信號經由電纜28而傳送至主體部10。再者，光檢測部22亦可為二維之光感測器，且，亦可由電荷耦合元件(CCD, Charge Coupled Device)構成。探測器20由黏著膠帶或具伸縮性之綁帶等固定於例如未被頭髮遮擋之前額部。

圖3係表示濃度測定裝置1之構成例的方塊圖。圖3所示之濃度測定裝置1除上述探測器20外尚具備主體部10。主體部10具備發光部11、取樣保持電路12、A/D轉換電路13、CPU14、顯示部15、ROM16、RAM17、及資料匯流排18。

發光部11由雷射二極體及驅動該雷射二極體之電路而構成。發光部11電性連接於資料匯流排18，且自電性連接於同一資料匯流排18之CPU14接收用於指示雷射二極體之驅動之指示信號。指示信號包含自雷射二極體輸出之雷射光之光強度或波長(例如波長為 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ 中之任一種波長)等資訊。發光部11基於自CPU14接收之指示信號，驅動雷射二極體，經由光纖24對探測器20輸出雷射光。再者，發光部11之發光元件亦可並非為雷射二極體，其只要為可依序輸出近紅外區之複數種波長之光者即可。且，作為光入射部21，亦可使用內設於探測器20中之LED等發光二極體。

取樣保持電路12及A/D轉換電路13輸入自探測器20經由電纜28而傳送之檢測信號並保存其，進行數位信號化後輸出至CPU14。取樣保

持電路12同時保存(保持)N個檢測信號之值。取樣保持電路12電性連接於資料匯流排18，自CPU14經由資料匯流排18而接收表示保持檢測信號之時序之樣本信號。取樣保持電路12若接收樣本信號，則同時保存自探測器20輸入之N個檢測信號。取樣保持電路12電性連接於A/D轉換電路13，並將所保存之N個檢測信號各者輸出至A/D轉換電路13。

A/D轉換電路13係用於將檢測信號自類比訊號轉換為數位信號之機構。A/D轉換電路13將自取樣保持電路12接收之N個檢測信號依序轉換為數位信號。A/D轉換電路13電性連接於資料匯流排18，將轉換後之檢測信號經由資料匯流排18而輸出至CPU14。

CPU14係本實施形態之運算部，其基於自A/D轉換電路13接收之檢測信號，運算頭部內部所包含之氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、第1相對變化量)及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ 、第2相對變化量)，甚至，根據需要而運算該等之和即總血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )。進而，CPU14對該等隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )施以濾波處理，除去該等所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，藉此抽出因反覆進行胸骨按壓而產生之時間變動程度。CPU14將表示計算出之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )之時序資料經由資料匯流排18而發送至顯示部15。再者，對基於檢測信號運算隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )之方法或濾波處理之方法將於後敘述。顯示部15電性連接於資料匯流排18，顯示經由資料匯流排18自CPU14發送之結果。

又，CPU14進而求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之相關係數。且，CPU14進而求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量

( $\Delta O_2Hb$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之分佈圖之回歸直線之斜率之極性。再者，對運算該等相關係數或回歸直線之斜率之極性之方法將於後述。顯示部15一併顯示表示隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )之時序資料與該等相關係數之值及回歸直線之斜率之極性。或者，顯示部15亦可取代相關係數之值及回歸直線之斜率之極性而顯示相當於該等之其他顯示要素(例如圖表或圖像等)。特別地，關於相關係數，較佳為以數字及圖表中之至少一者進行顯示。

接著，說明濃度測定裝置1之動作。同時，對本實施形態之濃度測定方法進行說明。圖4係表示本實施形態之濃度測定方法的流程圖。

首先，發光部11基於來自CPU4之指示信號，依序輸出波長為 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ 之雷射光。該等雷射光傳送於光纖24而到達額部之光入射位置，自光入射位置入射至頭部內(光入射步驟：S11)。入射至頭部內之雷射光散射於頭部內，並且一面被被測定成分吸收一面進行傳送，一部分之光到達額部之光檢測位置。到達光檢測位置之雷射光由N個光檢測元件26檢測(光檢測步驟：S12)。各光檢測元件26生成與檢測出之雷射光之強度相應之光電流。該等光電流由前置放大器部27轉換為電壓信號(檢測信號)，該等電壓信號於被發送並保存於主體部10之取樣保持電路12後，由A/D轉換電路13轉換為數位信號。

此處，圖5(a)係表示波長為 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ 之雷射光之入射時序的圖；圖5(b)係表示來自A/D轉換電路13之數位信號之輸出時序的圖。如圖5所示，若入射波長為 $\lambda_1$ 之雷射光，則依序獲得與N個光檢測元件26對應之N個數位信號 $D_1(1) \sim D_1(N)$ 。接著，若入射波長為 $\lambda_2$ 之雷射光，則依序獲得與N個光檢測元件26對應之N個數位信號 $D_2(1) \sim D_2(N)$ 。如此，自A/D轉換電路13輸出( $3 \times N$ )個數位信號 $D_1(1) \sim D_3(N)$ 。

接著，CPU14基於數位信號D(1) ~ D(N)，計算出血紅蛋白氧飽和度(TOI)。且，CPU14利用數位信號D(1) ~ D(N)中之至少1個數位信號，運算氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )、脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )、及該等之和即總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )(運算步驟：步驟S13)。然後，藉由濾波處理而除去該等相對變化量( $\Delta cHb$ 、 $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )中所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分(運算步驟：S14)。

再者，本實施形態中，所謂「除去小於特定頻率之頻率成分之濾波處理」係指使小於特定頻率之頻率成分之比例降至可足以識別因進行胸骨壓迫而產生之頻率成分之程度之處理，而並非限定於如完全除去小於特定頻率之頻率成分般之處理。

此處，對運算步驟S13及S14中之藉由CPU14而進行之上述運算進行詳細說明。

若設某一光檢測位置之與時刻 $T_0$ 之雷射光波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ 各者相應之檢測信號之值為 $D_{\lambda_1}(T_0) \sim D_{\lambda_3}(T_0)$ 、同樣地時刻 $T_1$ 之值為 $D_{\lambda_1}(T_1) \sim D_{\lambda_3}(T_1)$ ，則時刻 $T_0 \sim T_1$ 之檢測光強度之變化量可如以下算式(1)至(3)般表示。

[數1]

$$\Delta OD_1(T_1) = \log \left( \frac{D_{\lambda_1}(T_1)}{D_{\lambda_1}(T_0)} \right) \dots (1)$$

[數2]

$$\Delta OD_2(T_1) = \log \left( \frac{D_{\lambda_2}(T_1)}{D_{\lambda_2}(T_0)} \right) \dots (2)$$

[數3]

$$\Delta OD_3(T_1) = \log \left( \frac{D_{\lambda_3}(T_1)}{D_{\lambda_3}(T_0)} \right) \dots (3)$$

其中，算式(1)至(3)中， $\Delta OD_1(T_1)$ 係波長為 $\lambda_1$ 之檢測光強度之隨時間之變化量、 $\Delta OD_2(T_1)$ 為波長為 $\lambda_2$ 之檢測光強度之變化量、 $\Delta OD_3(T_1)$ 為波長為 $\lambda_3$ 之檢測光強度之隨時間之變化量。

又，若設自時刻 $T_0$ 至時刻 $T_1$ 之間之氧化血紅蛋白及脫氧血紅蛋白之濃度隨時間之相對變化量分別為 $\Delta O_2Hb(T_1)$ 及 $\Delta HHb(T_1)$ ，則該等可由以下算式(4)求得。

[數4]

$$\begin{pmatrix} \Delta O_2Hb(T_1) \\ \Delta HHb(T_1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta OD_1(T_1) \\ \Delta OD_2(T_1) \\ \Delta OD_3(T_1) \end{pmatrix} \dots (4)$$

其中，算式(4)中，係數 $a_{11} \sim a_{23}$ 係根據相對於波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 及 $\lambda_3$ 之光之 $O_2Hb$ 及 $HHb$ 之吸光係數而求得之常數。且，頭部內之總血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量 $\Delta cHb(T_1)$ 可由以下算式(5)求得。

[數5]

$$\Delta cHb(T_1) = \Delta O_2Hb(T_1) + \Delta HHb(T_1) \dots (5)$$

CPU14對N個光檢測位置中之1個檢測信號進行上述運算，計算出氧化血紅蛋白濃度、脫氧血紅蛋白濃度及總血紅蛋白濃度各自隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )。進而，CPU14亦可對如此計算出之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )進行例如以下所示之任一種濾波處理。

#### (1)數位濾波器之濾波處理

設與特定週期所得之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )有關之資料行為 $X(n)$ 。其中， $n$ 為整數。對該資料行 $X(n)$ ，設 $n=0$ 為時間中心，藉由對各資料乘以例如以下之濾波係數 $A(n)$ ，而實現非巡迴型之線性相位數位濾波。

$$A(0) = 3/4$$

$$A(3) = A(-3) = -1/6$$

$$A(6) = A(-6) = -1/8$$

$$A(9) = A(-9) = -1/12$$

若進行更詳細之說明，則資料行X(n)之延遲運算符由以下算式(6)表示。再者，f為時間頻率(單位為1/sec)。且， $\omega$ 為角頻率； $\omega=2\pi f$ 。再者，T為資料行X(n)所得之週期，為測定每分鐘150次(2.5 Hz)左右之變動波形，例如，設週期為1/20秒。

[數6]

$$\begin{aligned} e^{j\omega nT} &= \text{COS}(\omega nT) + j\text{SIN}(\omega nT) \\ e^{-j\omega nT} &= \text{COS}(\omega nT) - j\text{SIN}(\omega nT) \end{aligned} \quad \dots (6)$$

此時，應用上述濾波係數A(n)之情形時之數位過濾器特性由以下算式(7)表示。

[數7]

$$\begin{aligned} R(\omega) &= \frac{3}{4} - \frac{1}{6}(e^{-3j\omega T} + e^{+3j\omega T}) - \frac{1}{8}(e^{-6j\omega T} + e^{+6j\omega T}) - \frac{1}{12}(e^{-9j\omega T} + e^{+9j\omega T}) \\ &= \frac{3}{4} - \frac{1}{3}\text{COS}(3\omega T) - \frac{1}{4}\text{COS}(6\omega T) - \frac{1}{6}\text{COS}(9\omega T) \end{aligned} \quad \dots (7)$$

如此，數位濾波器係由與資料行X(n)對應之各係數之積和運算而表現。又，若將該算式(7)之時間頻率f轉換為每分鐘之時間頻率F(單位為1/min)，則求取以下算式(8)。

[數8]

$$R(F) = \frac{3}{4} - \frac{1}{3}\text{COS}\left(\frac{3\pi}{600}F\right) - \frac{1}{4}\text{COS}\left(\frac{6\pi}{600}F\right) - \frac{1}{6}\text{COS}\left(\frac{9\pi}{600}F\right) \quad \dots (8)$$

圖6係圖表表示該R(F)者，其表示數位濾波器之濾波特性。圖6中，橫軸係每分鐘之心跳數、縱軸為R(F)之值。且，圖7係表示利用圖6所示之數位濾波器除去(減少)氧化血紅蛋白隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )中所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，抽出反覆

進行胸骨按壓時因模擬之自主心跳而產生之時間變動程度之結果的圖表。再者，圖7中，圖表G31表示濾波處理前之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )；圖表G32表示濾波處理前之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )所包含之長週期成分(小於特定頻率之頻率成分)；圖表G33表示濾波處理後之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )。如圖7所示，藉由上述數位濾波器，可恰當地抽出因自主心跳或反覆進行胸骨按壓而產生之時間變動程度。

## (2)平滑運算(最小二乘誤差曲線擬合)之濾波處理

設上述資料行 $X(n)$ 之 $n=0$ 為時間中心，對其前後之特定時間(例如3秒鐘、5次)之間所得之資料行 $X(n)$ 進行應用高次函數(例如四次函數)之最小二乘誤差曲線擬合。然後，將所得之高次函數之常數項作為 $n=0$ 之平滑成分(小於特定頻率之頻率成分)。即，藉由自原先之資料 $X(0)$ 減去該平滑化後之頻率成分，而除去相對變化量所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，從而可分離並抽出因反覆進行胸骨按壓而產生之時間變動程度。

圖8係表示利用如此之濾波處理除去(減少)總血紅蛋白隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分，抽出反覆進行胸骨按壓時因模擬之自主心跳而產生之時間變動程度之結果的圖表。再者，圖8中，圖表G41表示濾波處理前之相對變化量( $\Delta cHb$ )；圖表G42表示濾波處理前之相對變化量( $\Delta cHb$ )所包含之長週期成分(小於特定頻率之頻率成分)；圖表G43表示濾波處理後之相對變化量( $\Delta cHb$ )；圖表G44表示濾波處理後之相對變化量( $\Delta cHb$ )之5秒期間之平均振幅。如圖8所示，藉由上述平滑運算之濾波處理，可適當地抽出自主心跳或反覆進行胸骨按壓而產生之時間變動程度。

若再次參考圖4，則本實施形態之濃度測定裝置1進行以下動作。即，由CPU14計算出以上述方法計算出之氧化血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )與脫氧血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量

( $\Delta\text{HHb}$ )之相關係數。進而，由CPU14計算出氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{HHb}$ )之分佈圖之回歸直線之斜率之極性(正或負)(運算步驟：S15)。其後，於顯示部15一併顯示表示隨時間之相對變化量( $\Delta\text{cHb}$ 、 $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ 、 $\Delta\text{HHb}$ )之時序資料與相關係數及回歸直線之斜率之極性(顯示步驟：S16)。本實施形態之濃度測定裝置1及濃度測定方法中重複進行上述步驟S11至S16。

此處，對氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{HHb}$ )之相關係數及該等之分佈圖之回歸直線之斜率之極性之計算目的以及計算方法進行詳細說明。

圖9(a)至圖13(a)係表示隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ 、 $\Delta\text{HHb}$ )之時序資料之實測值的圖表。圖9(a)至圖13(a)中，圖表G61表示氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ )之時序資料；圖表G62表示脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{HHb}$ )之時序資料。且，圖9(a)至圖13(a)中，橫軸表示時間(單位：秒)、縱軸表示隨時間之相對變化量之振幅(為任意單位)。圖9(a)至圖13(a)之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ 、 $\Delta\text{HHb}$ )之相位偏差(相位差)分別為 $0^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $135^\circ$ 及 $180^\circ$ 。

又，圖9(b)至圖13(b)各者表示與圖9(a)至圖13(a)各者對應之氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ )及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{HHb}$ )之分佈圖。圖9(b)至圖13(b)中，縱軸表示氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{O}_2\text{Hb}$ 、為任意單位)、橫軸表示脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta\text{HHb}$ 、為任意單位)。而且，圖9(b)至圖13(b)中所描繪之直線B表示該等之分佈圖之回歸直線。再者，圖9(b)至圖13(b)之分佈圖係設隨時間之相對變化量

( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之取樣率為20次/秒之情形時之5秒間所測定者，具有100個圖表。再者，求取後述之相關係數 $R^2$ 及回歸直線B之斜率之極性時，若至少具有1週期左右之時序資料即可。

若參照圖9，則相位偏差(相位差)為 $0^\circ$ 之情形時，相關係數 $R^2$ 顯示約0.89般之較大之數值，且，回歸直線B之斜率(約1.56)之極性為正。且，若參照圖10，則相位偏差(相位差)為 $45^\circ$ 之情形時，相關係數 $R^2$ 顯示約0.33般較小之數值，且，回歸直線B之斜率(約0.96)之極性為正。又，若參照圖11，則相位偏差(相位差)為 $90^\circ$ 之情形時，相關係數 $R^2$ 大致為0，且，回歸直線B之斜率之值亦大致為0。如此，相位偏差(相位差)為 $0^\circ\sim 90^\circ$ 之間之情形時，回歸直線之斜率之極性為正，而相位偏差越大則相關係數之值越小。

然後，若參照圖12，則相位偏差(相位差)為 $135^\circ$ 之情形時，相關係數 $R^2$ 顯示約0.29般較小之數值，且，回歸直線B之斜率(約-0.89)之極性為負。且，若參照圖13，則相位偏差(相位差)為 $180^\circ$ 之情形時，相關係數 $R^2$ 顯示約0.89般較大之數值，且，回歸直線B之斜率(約-1.56)之極性為負。

如此，相關係數及回歸直線之斜率之極性會如實地反應氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之相位偏差。再者，圖14係表示相位偏差(相位差)自 $0^\circ$ 至 $180^\circ$ 以每 $30^\circ$ 變化時之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之利薩如圖形的圖表。圖14中，圖表G71至G77表示相位偏差分別為 $0^\circ$ 、 $30^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $120^\circ$ 、 $150^\circ$ 、及 $180^\circ$ 之情形。隨著相位偏差自 $0^\circ$ 開始變大，橢圓變大而相關係數 $R^2$ 變小，若相位偏差超過 $90^\circ$ 則相關係數 $R^2$ 將再次增大，而在 $180^\circ$ (逆相)時則成為與 $0^\circ$ 相同之態樣。另一方面，回歸直線(橢圓之長軸)之斜率之極性於相位偏差小於 $90^\circ$ 時則變為正，於超過 $90^\circ$ 時則變為負。

自以上情形可知，因藉由同時參考回歸直線B之斜率之極性與相關係數 $R^2$ 之大小，可正確地獲知上述相位偏差，故可正確地評估血紅蛋白濃度或氧飽和度之運算之正確性或自大靜脈至頭部之反方向供血之可能性。

此處，在以 $x$ 、 $y$ 為變量之分佈圖中，回歸直線之斜率 $k$ 及相關係數 $R^2$ 分別可由以下算式(9)及(10)求取。

[數9]

$$k = \frac{S_{xy}}{S_x} \quad \cdots (9)$$

[數10]

$$R^2 = \frac{S_{xy}^2}{S_x \cdot S_y} \quad \cdots (10)$$

其中， $S_x$ 為 $x$ 之方差、 $S_y$ 為 $y$ 之方差、 $S_{xy}$ 為 $x$ 與 $y$ 之協方差。再者，方差 $S_x$ 及 $S_y$ ，以及協分佈 $S_{xy}$ 分別由以下算式(11)至(13)求取。其中， $x_0$ 及 $y_0$ 分別為 $x$ 及 $y$ 之平均值。且， $n$ 為樣本數。

[數11]

$$S_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 \quad \cdots (11)$$

[數12]

$$S_y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - y_0)^2 \quad \cdots (12)$$

[數13]

$$S_{xy} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - x_0)(y_i - y_0) \quad \cdots (13)$$

再者，濃度測定裝置1中，因進行高速化之運算處理，故亦可藉由以下所示之方法求取方差 $S_x$ 、 $S_y$ 以及協方差 $S_{xy}$ 。即，方差 $S_x$ 、 $S_y$ 以及協方差 $S_{xy}$ 較佳為分別由以下算式(14)至(16)求取。

[數14]

$$Sx = \sum_{i=1}^n (x_i^2 - nx_0^2) \quad \cdots (14)$$

[數15]

$$Sy = \sum_{i=1}^n (y_i^2 - ny_0^2) \quad \cdots (15)$$

[數16]

$$Sxy = \sum_{i=1}^n (x_i y_i - nx_0 y_0) \quad \cdots (16)$$

因此，例如，亦可設一定時間(例如5秒期間)所得之氧化血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )之時序資料為 $x_1 \sim x_n$ 、脫氧血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之時序資料為 $y_1 \sim y_n$ 、求取方差 $Sx$ 、 $Sy$ 以及協方差 $Sxy$ 與平均值 $x_0$ 及 $y_0$ 。又，藉由將該等代入上述算式(9)及(10)，可求得回歸直線之斜率 $k$ 及相關係數 $R^2$ 。

再者，求取氧飽和度之情形時，亦可設總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )之時序資料為 $x_1 \sim x_n$ 、氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )之時序資料為 $y_1 \sim y_n$ ，藉由上述算式(9)求得斜率 $k$ 。氧化飽和度 $SO_2$ 以 $SO_2 = k \times 100$  (%)之方式計算。

以下，對具備以上構成之本實施形態之濃度測定裝置1及濃度測定方法之效果進行說明。

如上述，為提高關於利用近紅外光進行之氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度之測定運算之可靠性，使該等血紅蛋白濃度與胸骨按壓之時序同步且彼此同相位地進行變動尤為重要。但，對心跳停止患者進行胸骨按壓時則未必同相位地進行變動。因胸骨按壓係以按壓已停止之心臟整體之方式迫使血液產生，故易產生來自大靜脈之反方向之供血，該等成為頭部之氧化血紅蛋白濃度之相位與脫氧血紅蛋白濃度之相位之偏差之原因之一。

因此，關於利用近紅外光進行之氧化血紅蛋白濃度或脫氧血紅蛋白濃度之測定運算之正確性下降，即使關於基於其而計算出之總血紅蛋白濃度之幅度或氧飽和度，亦難以獲得正確之數值。且，自大靜脈對大腦之反方向供血原本就成爲問題。

本實施形態之濃度測定裝置1及濃度測定方法中，在求取氧化血紅蛋白及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之同時，亦求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之相關係數 $R^2$ ，以及該等之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之分佈圖之回歸直線B之斜率k之極性(正或負)。如上述，該等之相關係數 $R^2$ 或回歸直線B之斜率k之極性會如實地反映氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差。

因此，藉由同時參考回歸直線B之斜率k之極性與相關係數 $R^2$ 之大小，可正確地獲知氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差。即，根據本實施形態之濃度測定裝置1及濃度測定方法，藉由CPU14求得回歸直線B之斜率k之極性與相關係數 $R^2$ 之大小，基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差，可易於評估總血紅蛋白濃度之範圍或氧飽和度之運算之正確性，及自大靜脈對頭部之反方向供血之可能性。

此處，圖15(a)係表示對圖9(a)所示之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )混入雜訊後之時序資料的圖表。圖表G81表示氧化血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ )之時序資料；圖表G82表示脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta HHb$ )之時序資料。且，圖15(b)表示有與圖15(a)對應之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )之分佈圖。再者，圖15(b)中所描繪之直線B表示回歸直線。若參照圖15，則即使相位偏差(相位差)爲 $0^\circ$ ，因混入雜訊，相關係數 $R^2$ 仍顯示約0.22般之較低之數值。如此，根據本實施形態之濃度測定裝

置1及濃度測定方法，亦可評估對氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )混入雜訊後之情形時之運算可靠性。

又，CPU14亦可基於隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )進而求得總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )，而顯示部15亦可一併顯示該隨時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )、相關係數 $R^2$ 及回歸直線B之斜率k之極性。藉此，胸骨按壓之實施者等可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而容易地確認總血紅蛋白濃度隨著時間之相對變化量( $\Delta cHb$ )之運算之正確性。又，該情形時，顯示部15亦可以例如數字或圖表顯示相關係數 $R^2$ 。

又，CPU14亦可基於隨時間之相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )進而求得氧飽和度 $SO_2$ ，而顯示部15亦可一併顯示氧飽和度 $SO_2$ 、相關係數 $R^2$ 及回歸直線B之斜率k之極性。藉此，胸骨按壓之實施者等可基於氧化血紅蛋白或脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而容易地確認氧飽和度 $SO_2$ 之運算之正確性。又，即使該情形中，顯示部15仍可以例如數字或圖表顯示相關係數 $R^2$ 。

本發明之濃度測定裝置及濃度測定方法並非限定於上述實施形態，而係可另外進行各種變更。例如，上述實施形態之濃度測定裝置1及濃度測定方法中，雖求得總血紅蛋白濃度、氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之各相對變化量( $\Delta cHb$ 、 $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )，但，本發明之濃度測定裝置及濃度測定方法藉由求得總血紅蛋白濃度及氧化血紅蛋白濃度之各自之相對變化量( $\Delta cHb$ 、 $\Delta O_2Hb$ )中之至少一者，可提供有關是否正恰當地進行胸骨按壓之客觀性之判斷材料。

又，本發明之濃度測定裝置及濃度測定方法之濾波處理並非限定於上述實施形態所例示者，若為可自相對變化量( $\Delta cHb$ 、 $\Delta O_2Hb$ )除去小於特定頻率之頻率成分之濾波處理，則可適於應用於本發明中。

又，本發明中，即使對與總血紅蛋白濃度、氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之各相對變化量( $\Delta cHb$ 、 $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ )同樣地藉由近紅外光而求得之血紅蛋白氧飽和度(TOI)，仍可以圖表或數值之形式，與該等一同顯示於顯示部。藉此，可確認胸骨按壓對腦氧狀態之改善，可維持實施者之動作。再者，該TOI亦可為特定時間(例如5秒鐘)之平均值。

再者，以上所說明之濃度測定裝置及濃度測定方法中，藉由相關係數及回歸直線之斜率之極性而評估氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位差之運算之正確性。但，即使僅計算出氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差本身，仍可評估運算之正確性等。氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差較佳為由以下第1及第2方法中之任一種計算。

(第1方法)

首先，求得氧化血紅蛋白濃度、脫氧血紅蛋白濃度及總血紅蛋白濃度之各相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )之振幅 $A_{\Delta O_2Hb}$ 、 $A_{\Delta HHb}$ 及 $A_{\Delta cHb}$ 。此處，若設氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位差為 $\theta$ ，則因

$$A_{\Delta cHb}^2 = A_{\Delta O_2Hb}^2 + A_{\Delta HHb}^2 + 2 A_{\Delta O_2Hb} A_{\Delta HHb} \cos \theta$$

相位差藉由以下運算式

$$\theta = \cos^{-1} \{ (A_{\Delta cHb} - A_{\Delta O_2Hb} - A_{\Delta HHb}) / 2 A_{\Delta O_2Hb} A_{\Delta HHb} \}$$

計算。因此，例如，亦可根據過去5秒鐘之各相對變化量( $\Delta O_2Hb$ 、 $\Delta HHb$ 、 $\Delta cHb$ )之平均振幅而求得相位差 $\theta$ ，例如每秒更新該相位差 $\theta$ 而顯示於顯示部。且，作為表示相位差 $\theta$ 之大致標準之參數，亦可顯示 $A_{\Delta cHb}$ 與 $(A_{\Delta O_2Hb} + A_{\Delta HHb})$ 之比即 $A_{\Delta cHb} / (A_{\Delta O_2Hb} + A_{\Delta HHb})$ 。 $\Delta O_2Hb$ 與 $\Delta HHb$ 彼此為同相位時該值為1，且其隨著相位差之增大而變小。

(第2方法)

首先，在所關注之1次之資料解析範圍T(例如5秒期間)( $t=0\sim T$ )中運算算式(17)所示之氧化血紅蛋白濃度 $O_2Hb(t)$ 與脫氧血紅蛋白濃度 $HHb(t)$ 之相互相關函數 $z(\tau)$ 。此時，使 $\tau$ 自0以每測定週期(例如1/20秒)地變化，至少在整個變動週期( $t_0$ )計算 $z(\tau)$ 。

[數17]

$$Z(\tau) = \int_0^T O_2Hb(t) \cdot HHb(t-\tau) dt \quad (\tau = 0 \sim T) \quad \cdots (17)$$

接著，求取相互相關函數成爲峰值之時間( $\tau=T_0$ )。然後，應用關係式 $\theta=360 \times (T_0/t_0)$ ，計算出相位差 $\theta$ 。例如，亦可利用過去5秒鐘之氧化血紅蛋白濃度與 $O_2Hb(t)$ 與脫氧血紅蛋白濃度 $HHb(t)$ ，求取時間 $T_0$ 及相位差 $\theta$ ，例如每秒更新其而顯示於顯示部。

再者，顯示部顯示相位差 $\theta$ 時，例如，有顯示氧化血紅蛋白濃度 $O_2Hb(t)$ 與脫氧血紅蛋白濃度 $HHb(t)$ 之實際波形之方法，或以數字( $0^\circ$ 、 $20^\circ$ 等)顯示相位差 $\theta$ 之方法等。且，相位差 $\theta$ 超過特定值之情形時，亦可綜合總血紅蛋白濃度之振幅值或氧飽和度值之顯示進行強調顯示。例如，相位差 $\theta$ 偏移 $30^\circ$ 以上( $\cos\theta < 0.86$ )時，使數字發出黃色光，偏移 $60^\circ$ 以上( $\cos\theta < 0.50$ )時，使數字發出紅光。

又，測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量之濃度測定裝置及濃度測定方法中，運算部較佳爲具備濾波處理機構(濾波處理步驟)，其除去氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之該相對變化量所包含之頻率成分中小於特定頻率之頻率成分。藉此，可恰當地抽出有關因胸骨按壓而產生之濃度變化之資訊。

上述實施形態之濃度測定裝置測定因反覆進行胸骨按壓而變動

之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，其構成爲具備光入射部，其對頭部入射測定光；光檢測部，其檢測傳播於頭部內部之測定光而生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及運算部，其基於檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，及第1相對變化量與第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。

又，上述實施形態之濃度測定方法測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，其構成爲具備光入射步驟，其對頭部入射測定光；光檢測步驟，其檢測傳播於頭部內部之測定光而生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及運算步驟，其基於檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，及第1相對變化量與第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。

又，上述濃度測定裝置及濃度測定方法亦可構成爲進而具備顯示部，運算部基於第1及第2相對變化量進而求得總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量，一併顯示總血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量、相關係數及回歸直線之斜率之極性。藉此，胸骨按壓之實施者可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而容易地確認總血紅蛋白濃度隨時間之相對變化量之正確性。該情形時，顯示部亦可以數字及圖表中之至少一者顯示相關係數。

又，上述濃度測定裝置及濃度測定方法亦可構成爲進而具備顯示部，運算部基於第1及第2相對變化量進而求得氧飽和度，一併顯示氧飽和度、相關係數及回歸直線之斜率之極性。藉此，胸骨按壓之實施者可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差而容易地確認氧飽和度之正確性。該情形時，顯示部亦可以數字及圖表中之

至少一者顯示相關係數。

產業上之可利用性

本發明可用作可基於氧化血紅蛋白濃度與脫氧血紅蛋白濃度之相位偏差評估運算之正確性或自大靜脈對頭部反方向供血之可能性之濃度測定裝置及濃度測定方法。

**【符號說明】**

1	濃度測定裝置
10	主體部
11	發光部
12	取樣保持電路
13	轉換電路
14	運算部
15	顯示部
16	ROM
17	RAM
18	資料匯流排
20	探測器
21	光入射部
22	光檢測部
23	固持器
24	光纖
25	角柱
26	光檢測元件
27	前置放大器部
28	電纜
51	頭部
B	回歸直線

## 申請專利範圍

1. 一種濃度測定裝置，其特徵在於，其係測定因反覆進行胸骨按壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量者，其包含：
  - 光入射部，其對上述頭部入射測定光；
  - 光檢測部，其檢測傳播於上述頭部內部之上述測定光，生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及
  - 運算部，其基於上述檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，以及上述第1相對變化量與上述第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。
2. 如請求項1之濃度測定裝置，其中
  - 上述運算部基於上述第1及第2相對變化量進而求取總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量；且
  - 其進而具備顯示部，其一併顯示上述總血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量與上述相關係數以及上述回歸直線之斜率之極性。
3. 如請求項1之濃度測定裝置，其中
  - 上述運算部基於上述第1及第2相對變化量進而求取氧飽和度；且
  - 其進而具備顯示部，其一併顯示上述氧飽和度與上述相關係數以及上述回歸直線之斜率之極性。
4. 如請求項2或3之濃度測定裝置，其中上述顯示部係以數字及圖表中之至少一者顯示上述相關係數。
5. 一種濃度測定方法，其特徵在於，其係測定因反覆進行胸骨按

壓而變動之頭部之氧化血紅蛋白濃度及脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之相對變化量者，其包含：

光入射步驟，其對上述頭部入射測定光；

光檢測步驟，其檢測傳播於上述頭部內部之上述測定光，生成與該測定光之強度相應之檢測信號；及

運算步驟，其基於上述檢測信號，求取氧化血紅蛋白濃度之隨時間之第1相對變化量與脫氧血紅蛋白濃度之隨時間之第2相對變化量之相關係數，以及上述第1相對變化量與上述第2相對變化量之回歸直線之斜率之極性。

圖式

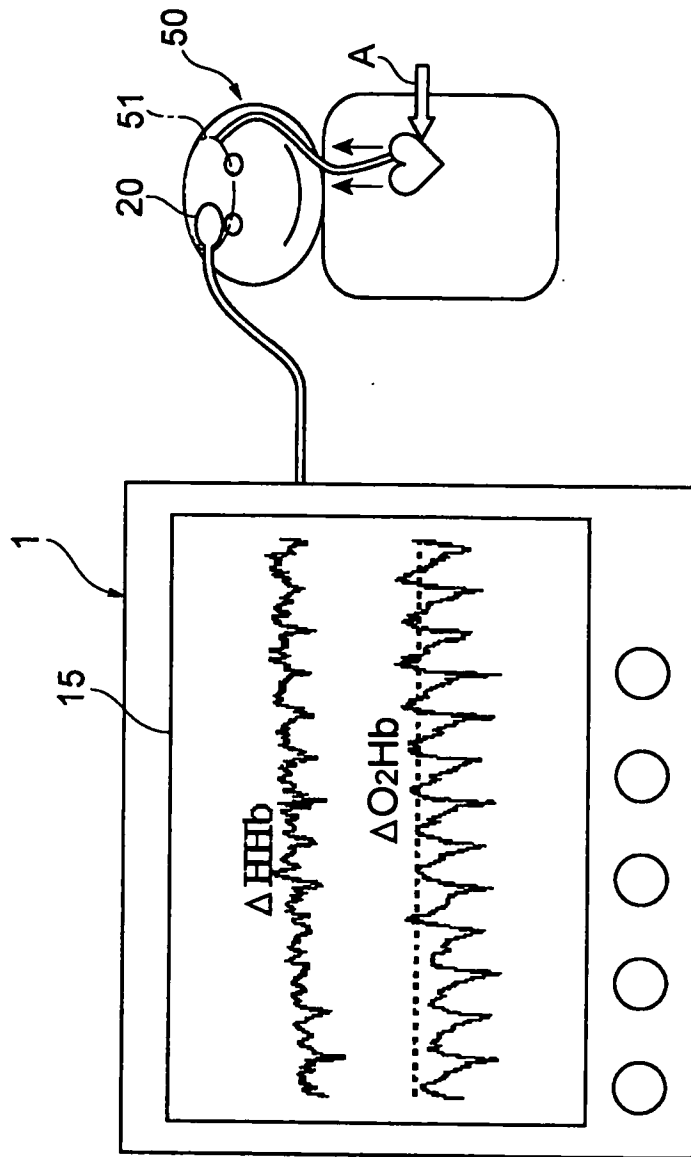


圖 1

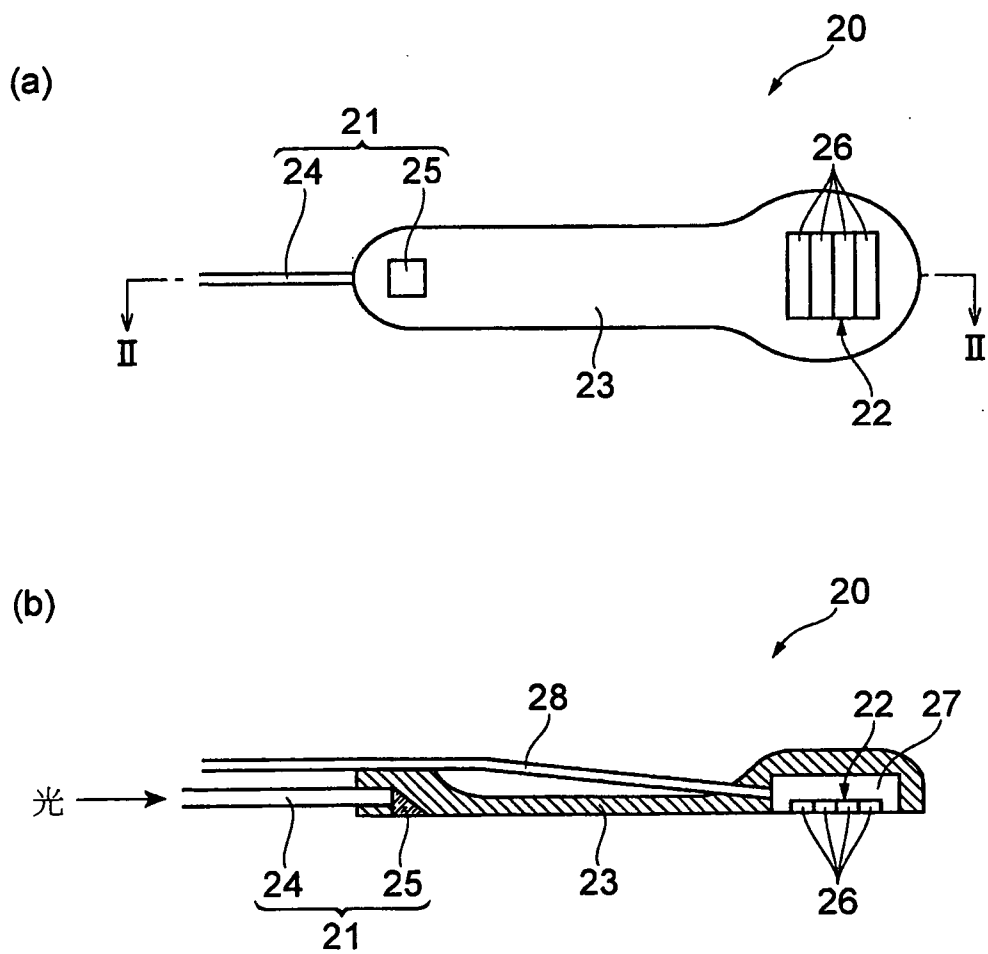


圖 2

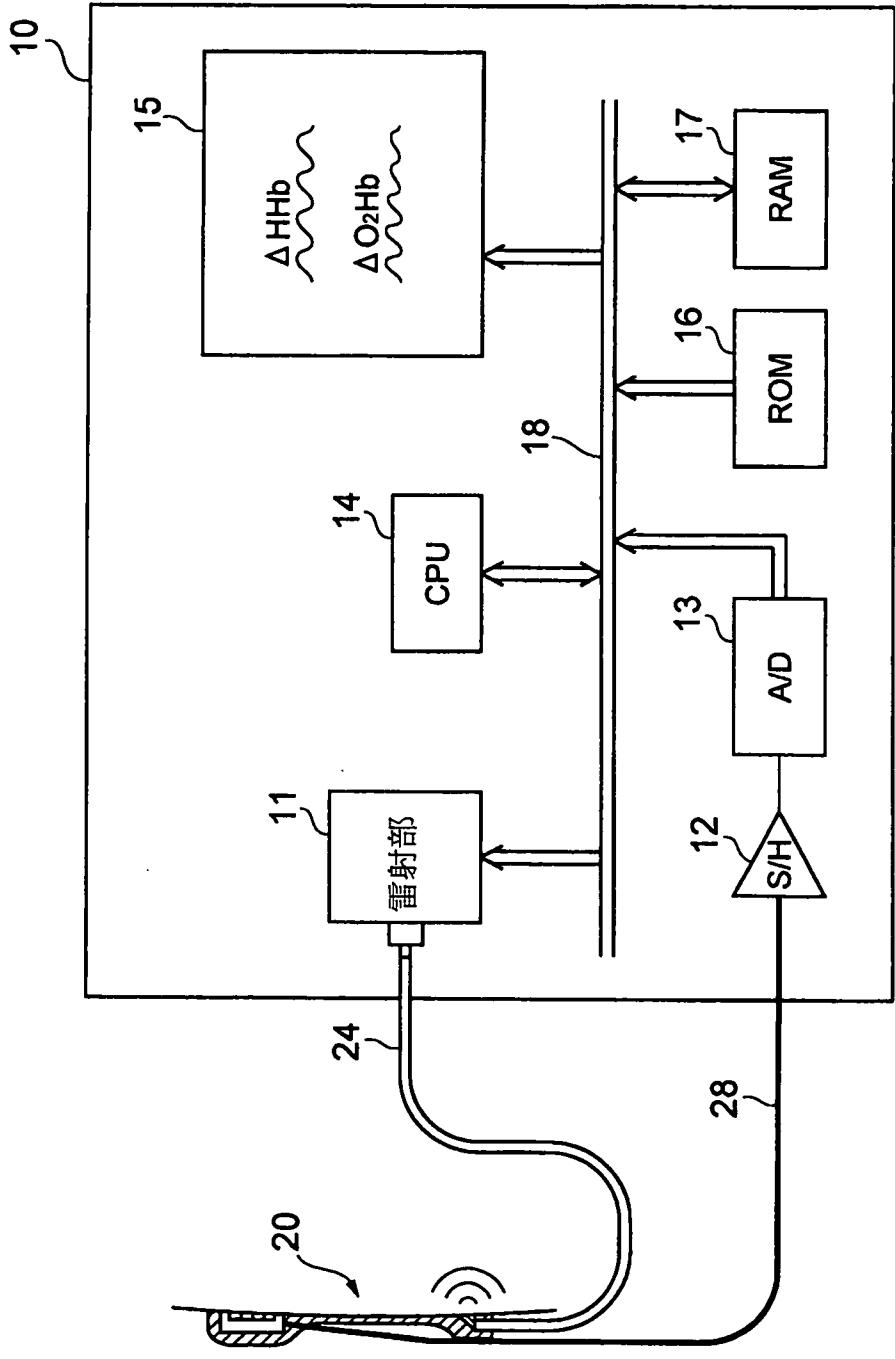


圖 3

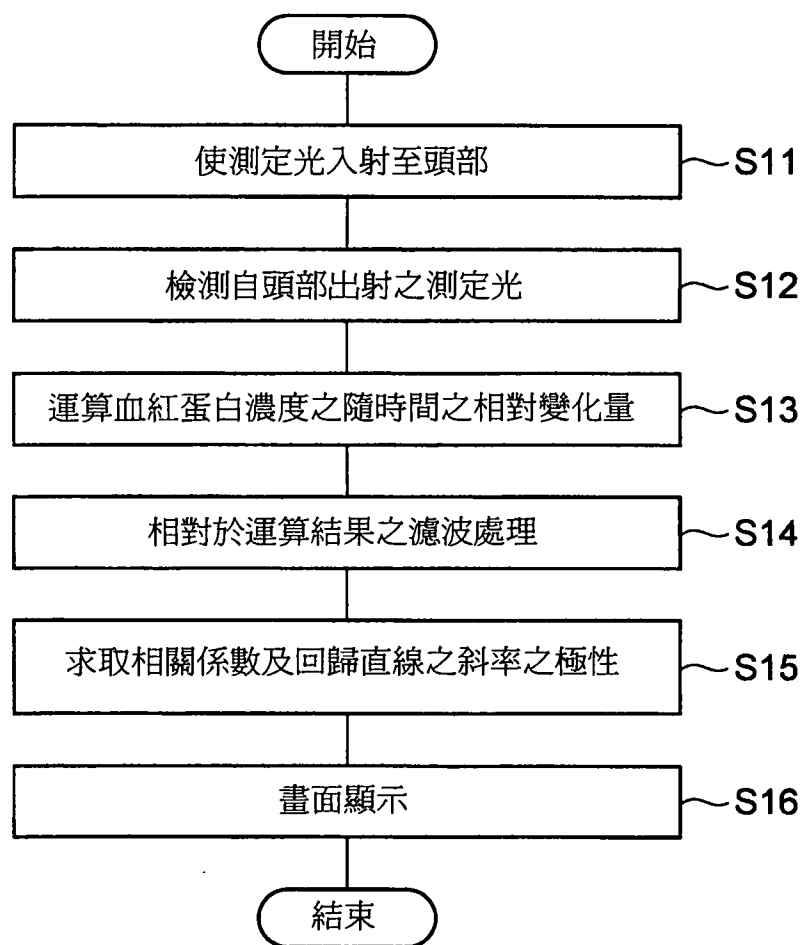


圖 4

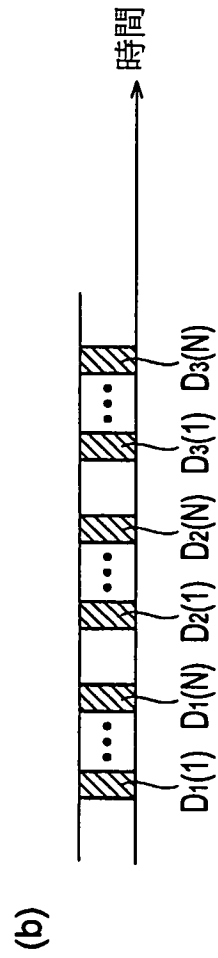
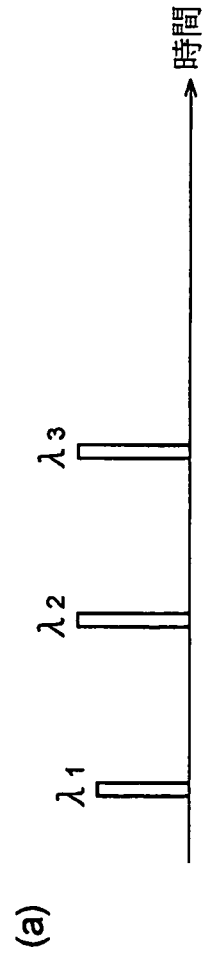


圖 5

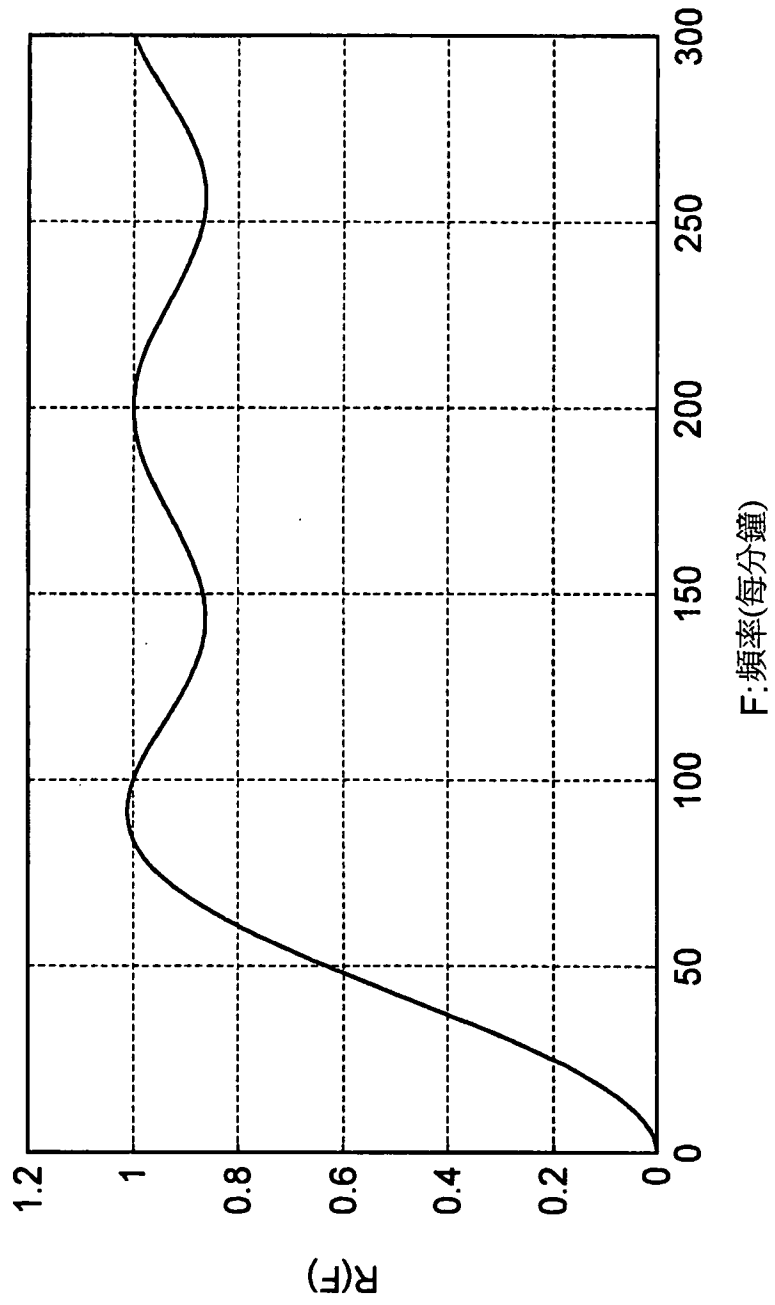


圖 6

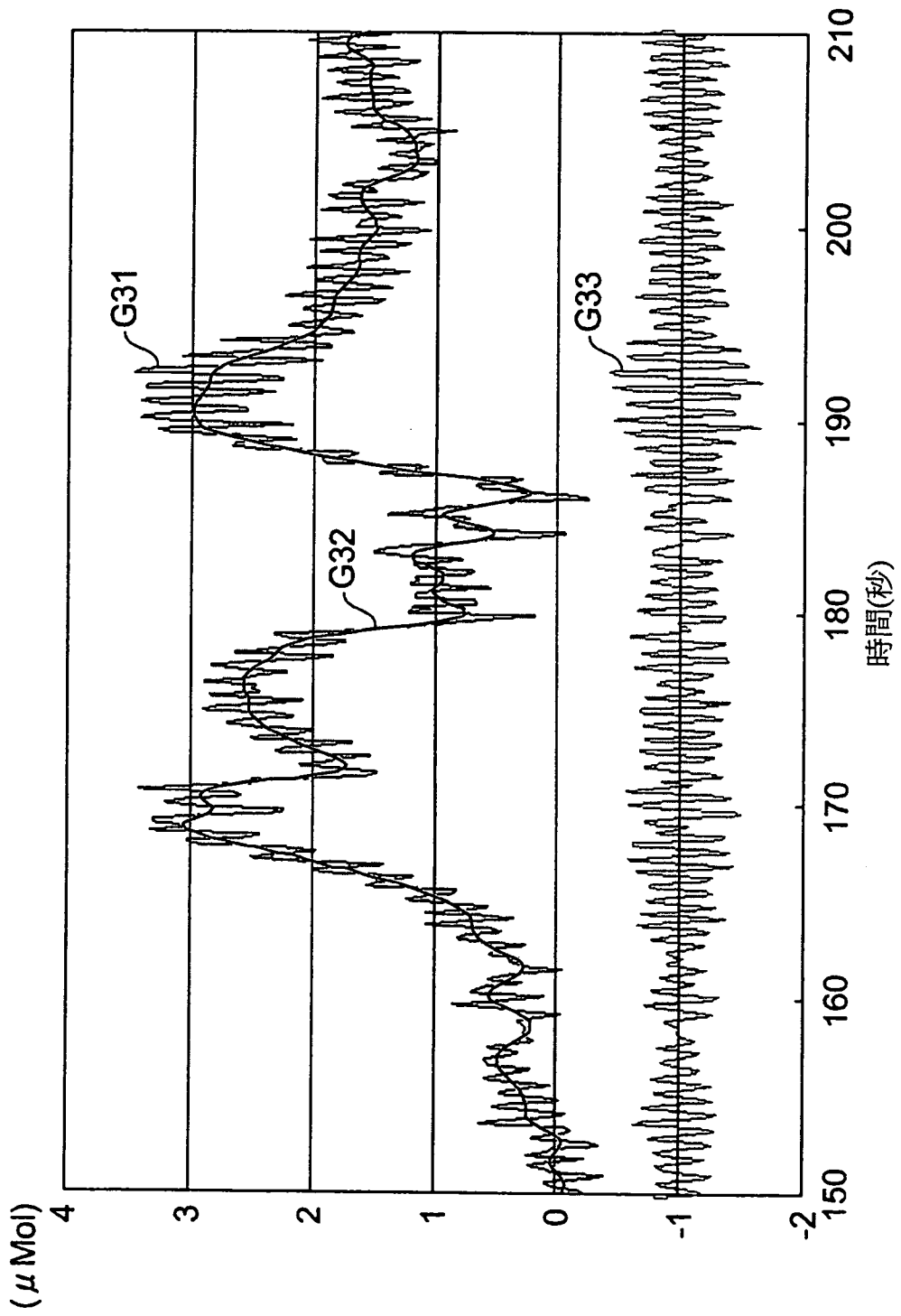


圖 7

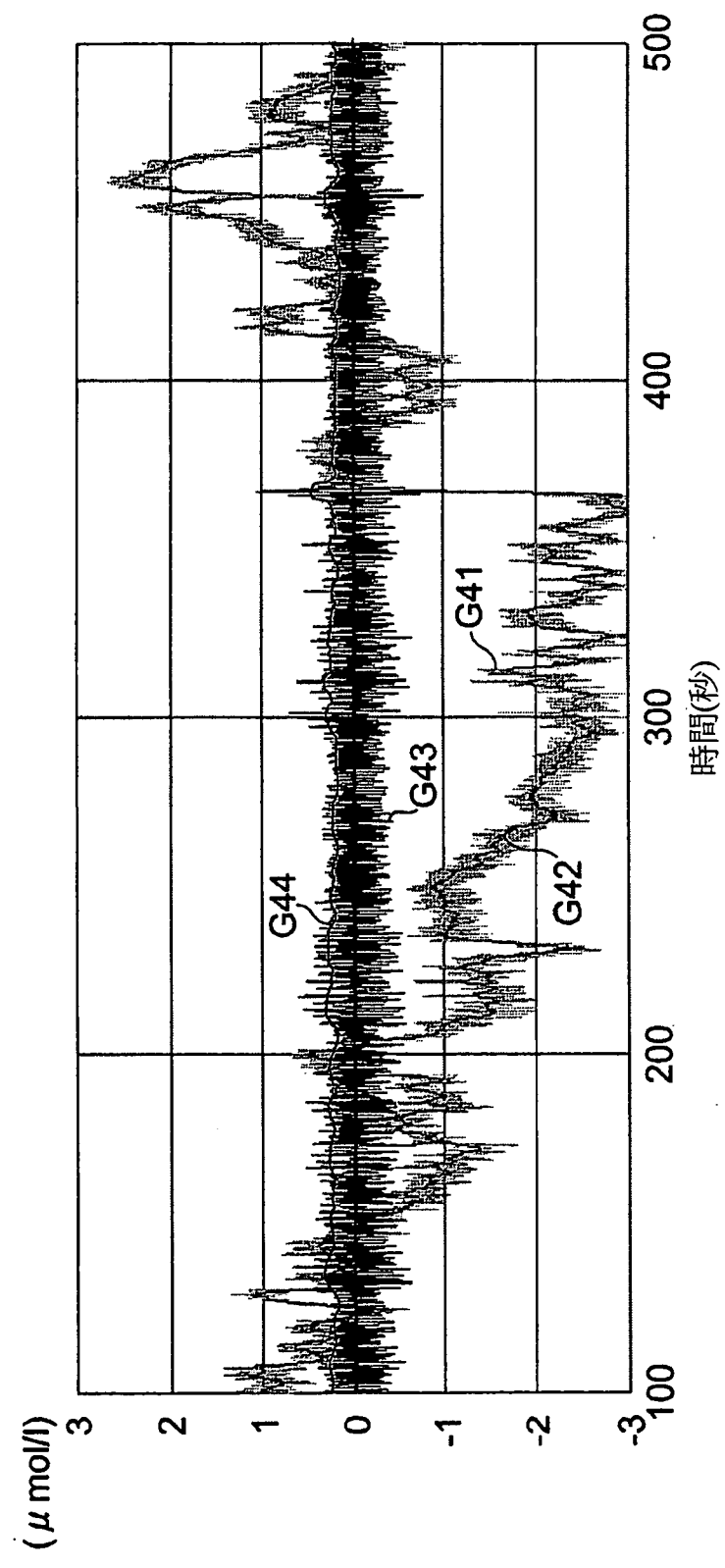
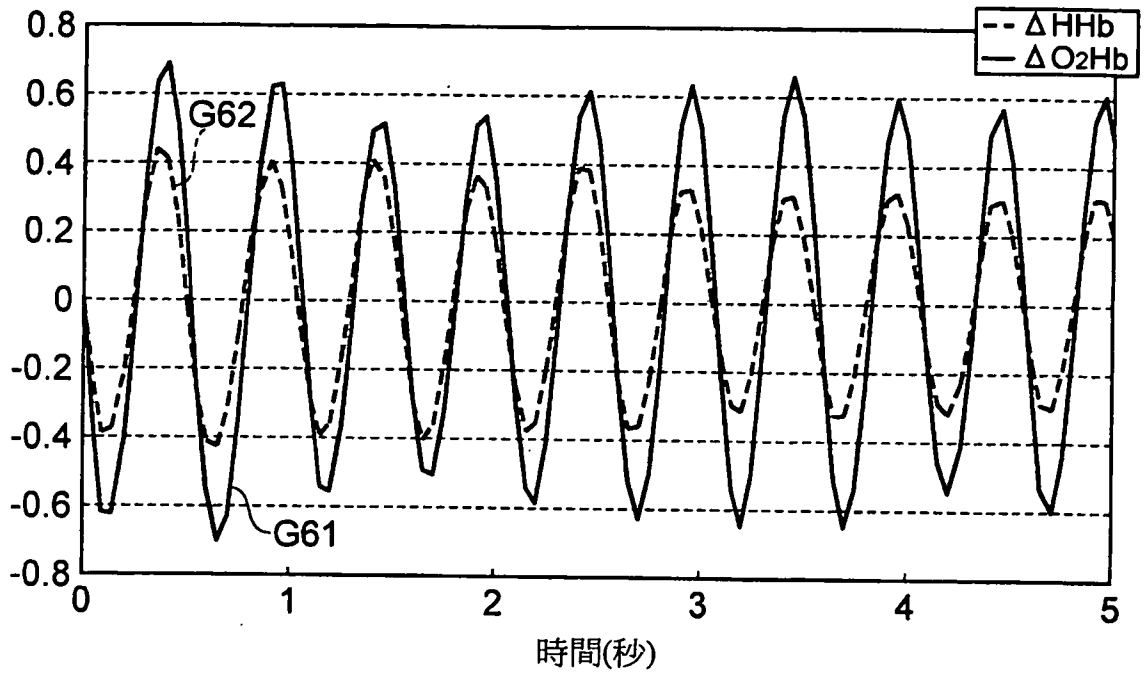


圖 8

(a)



(b)

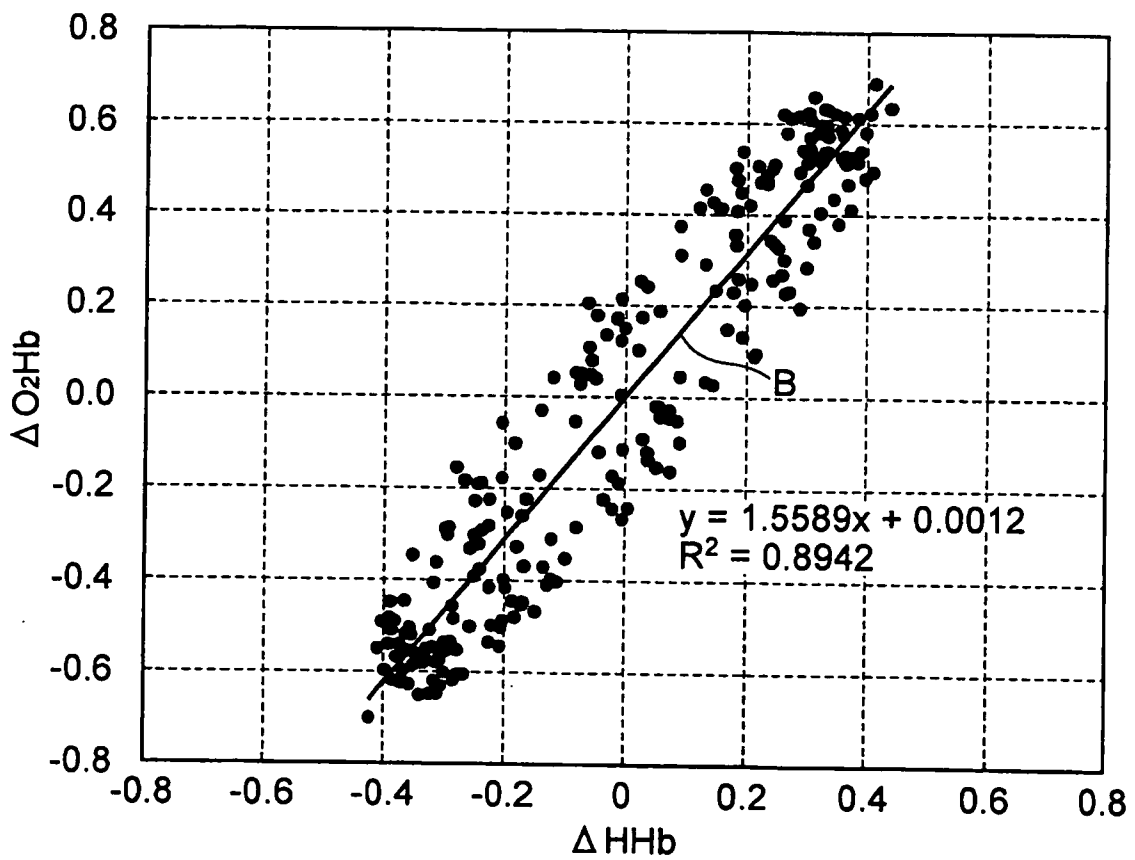
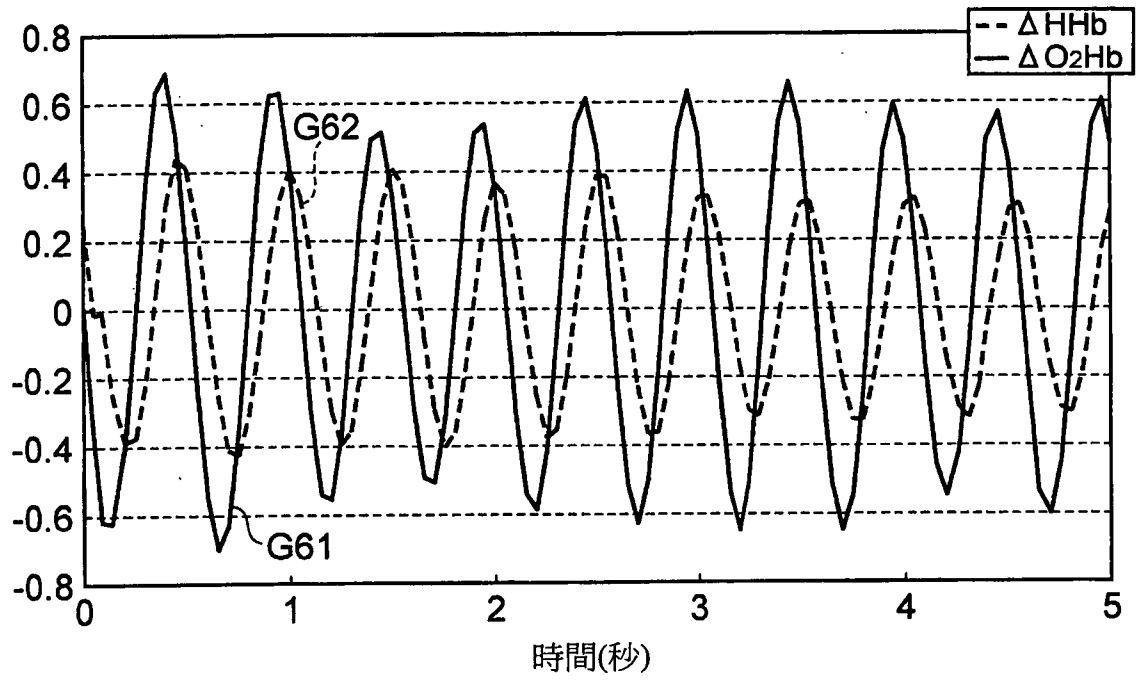


圖 9

(a)



(b)

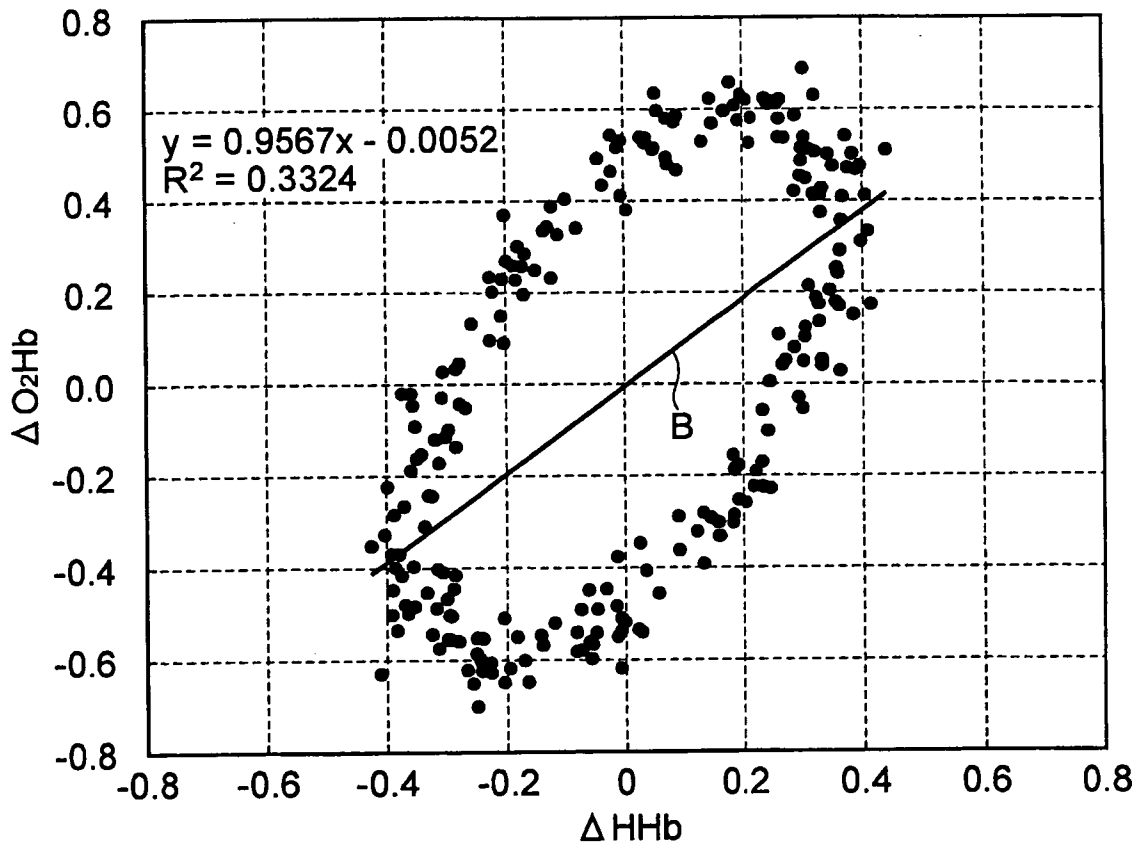
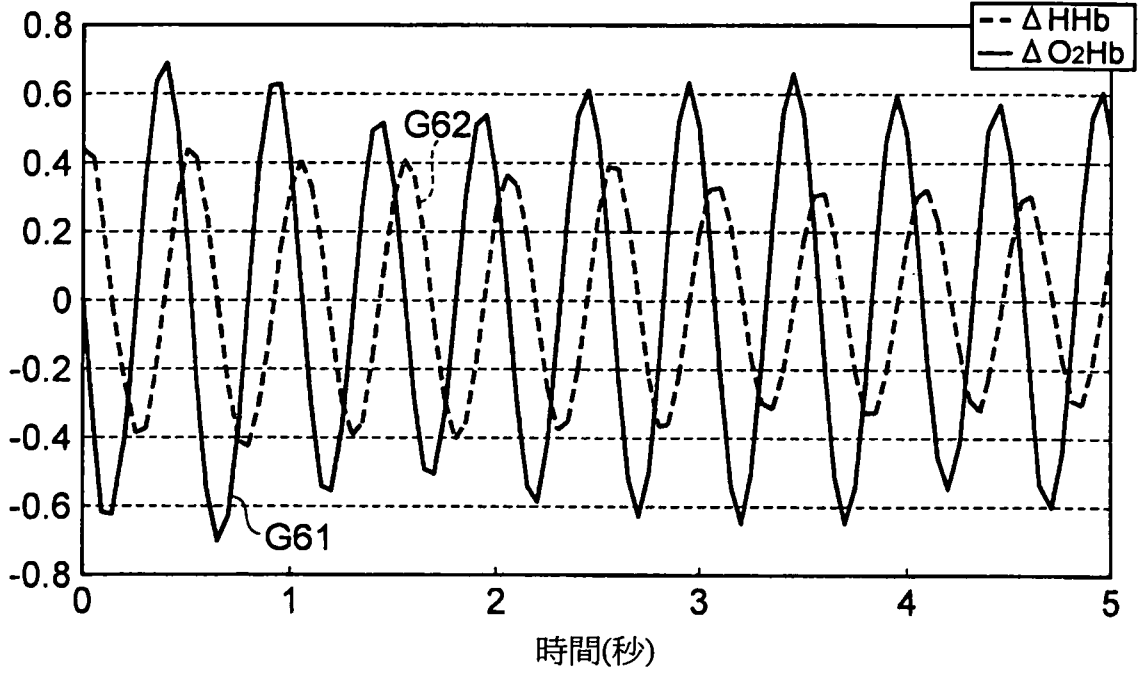


圖 10

(a)



(b)

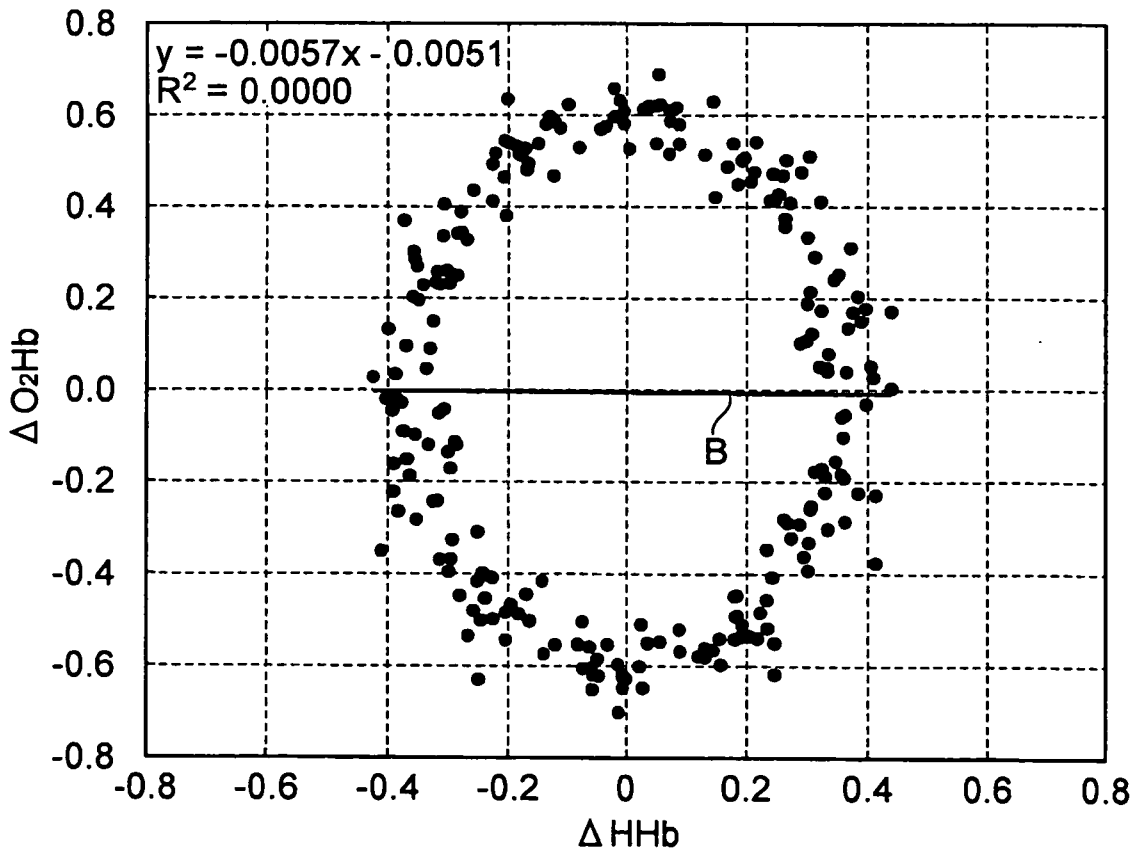
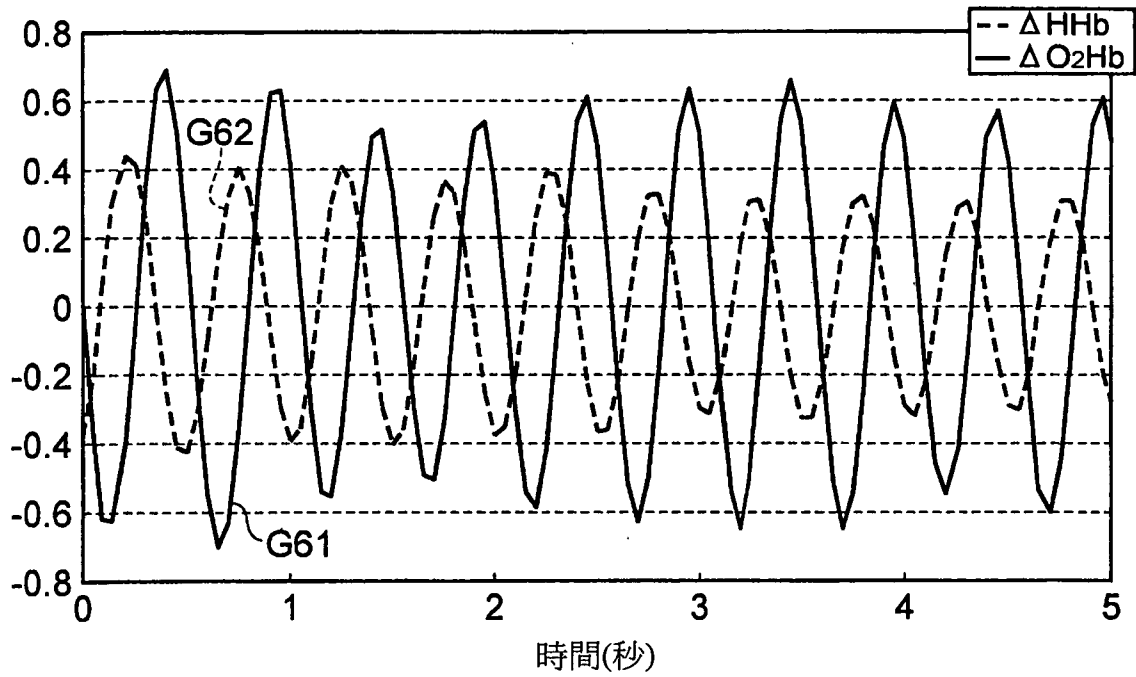


圖 11

(a)



(b)

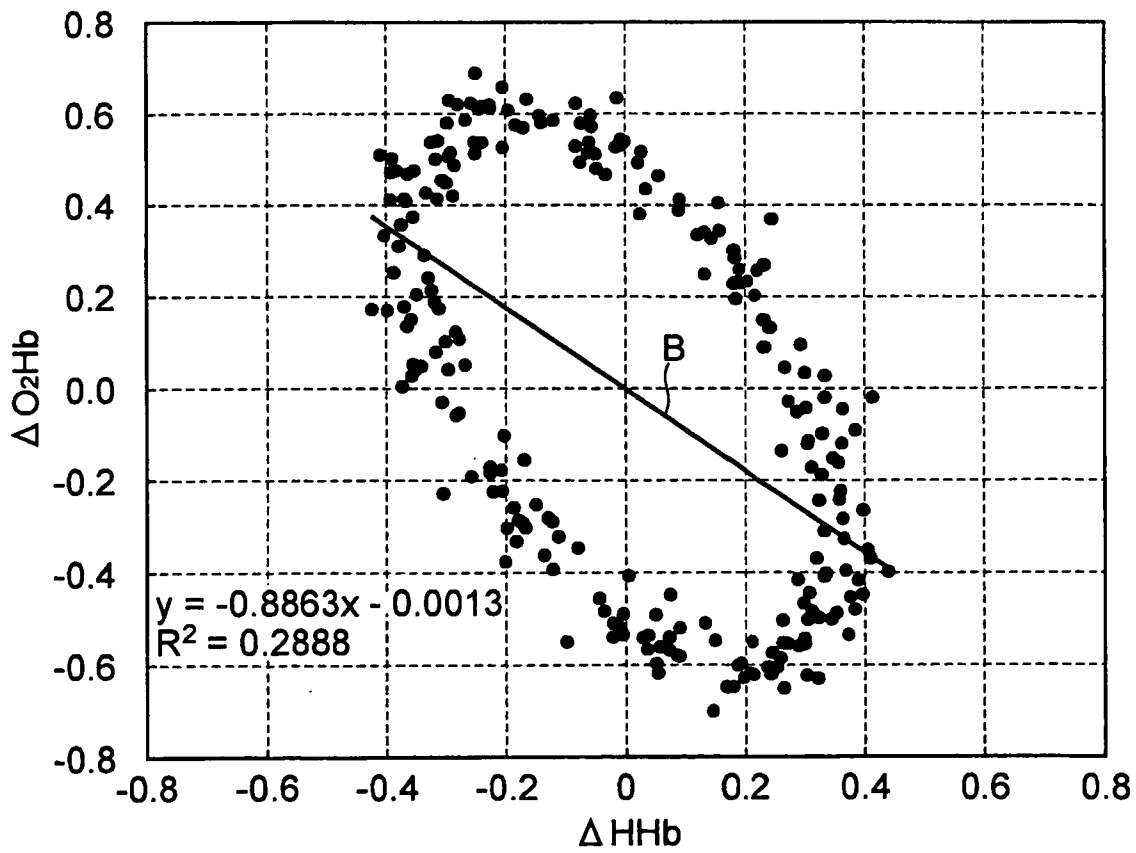
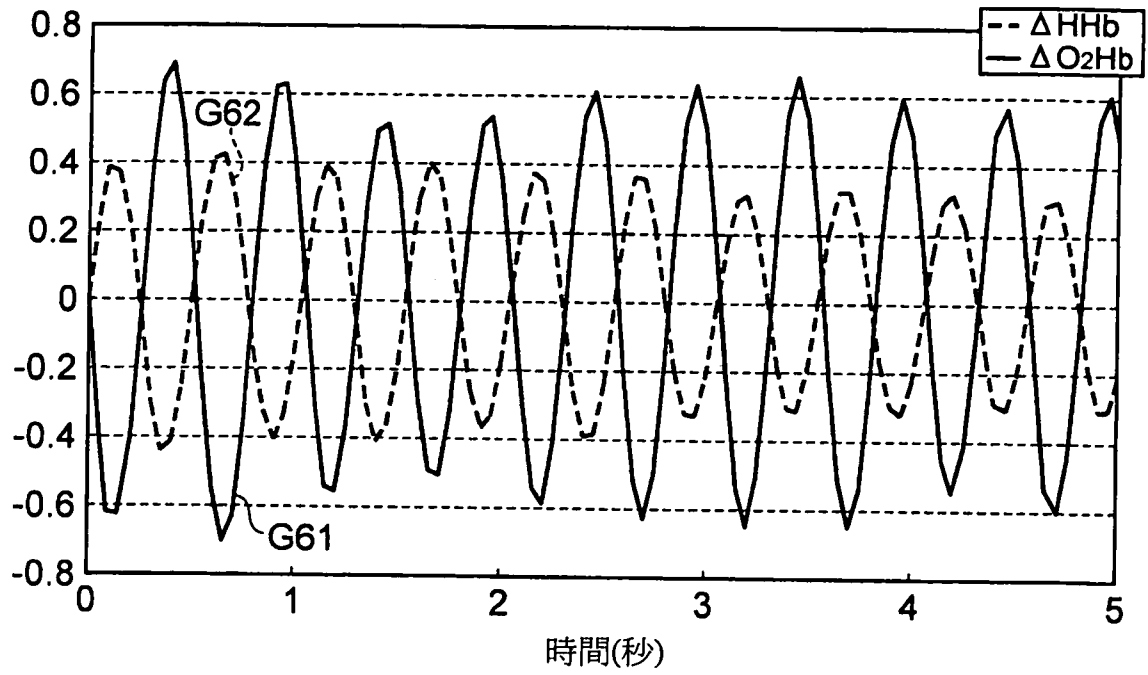


圖 12

(a)



(b)

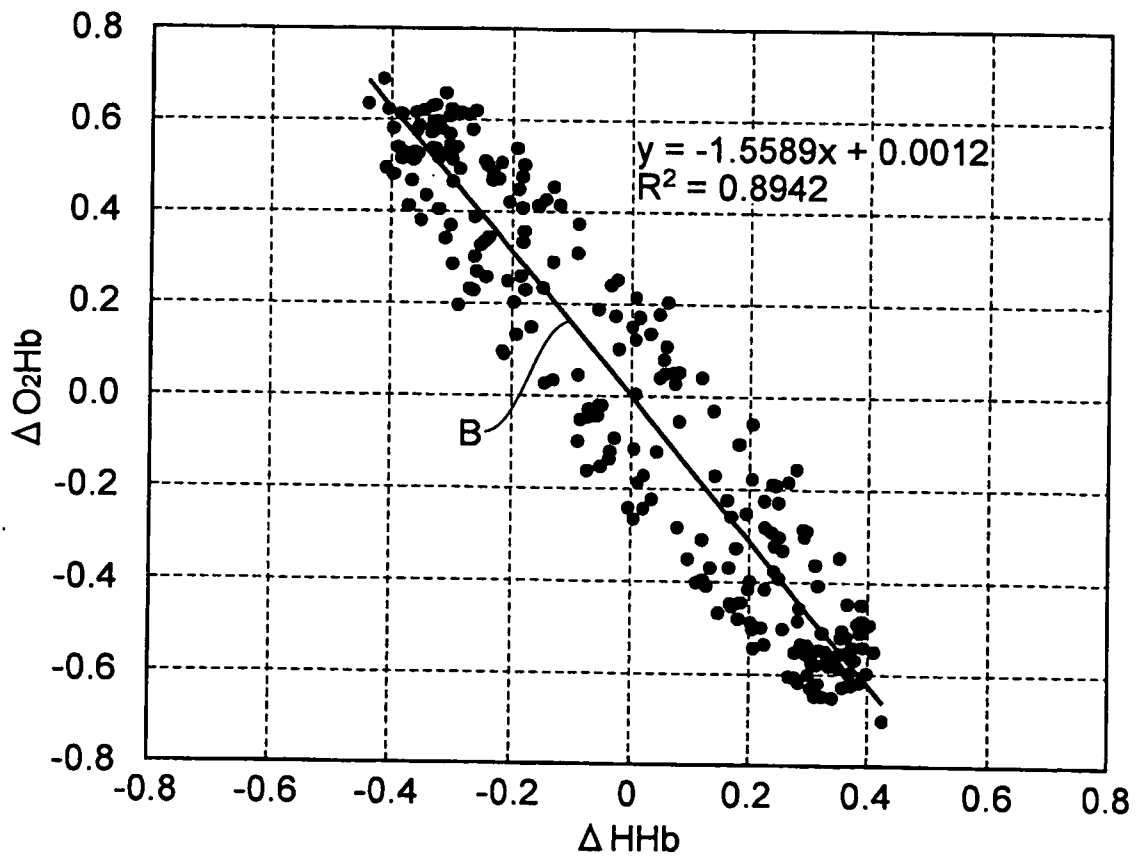


圖 13

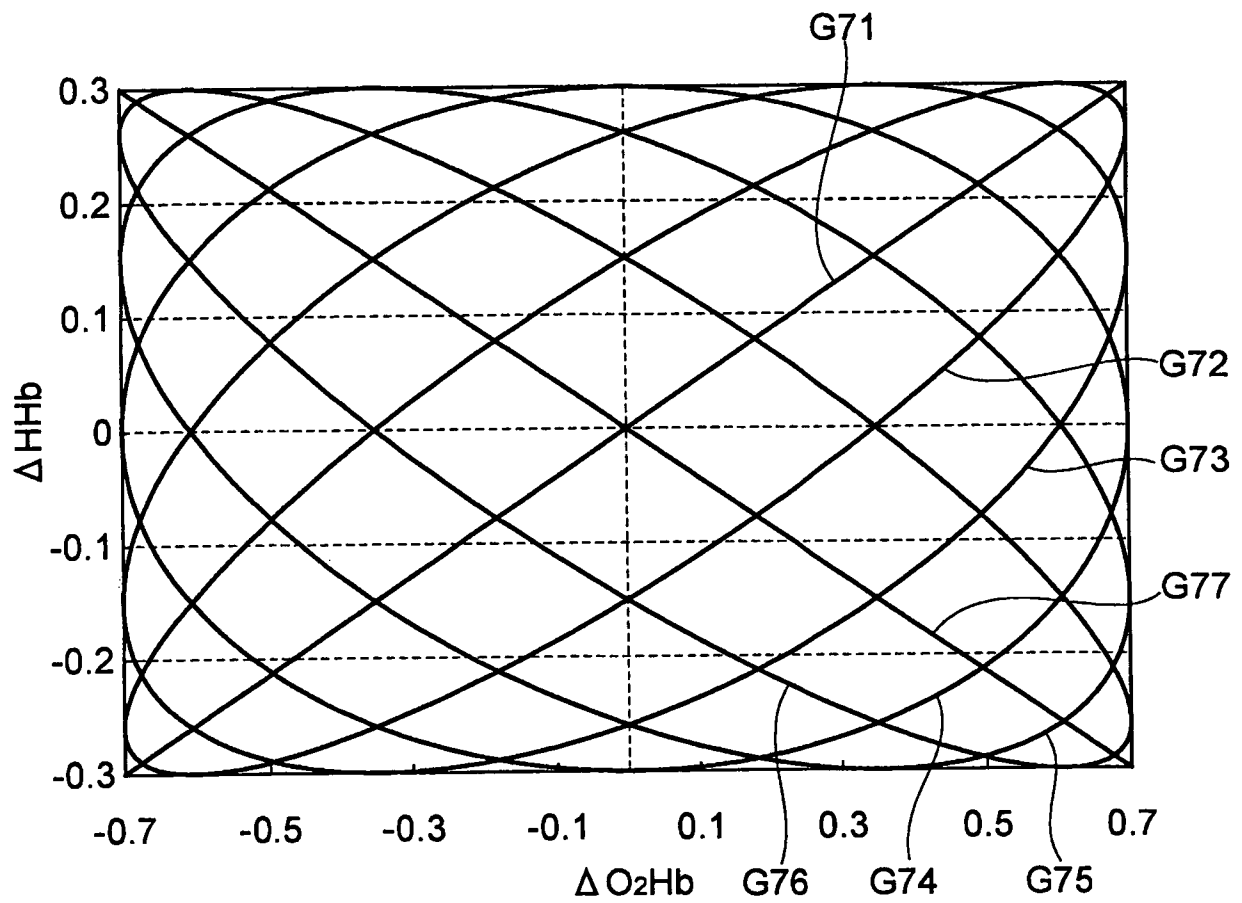
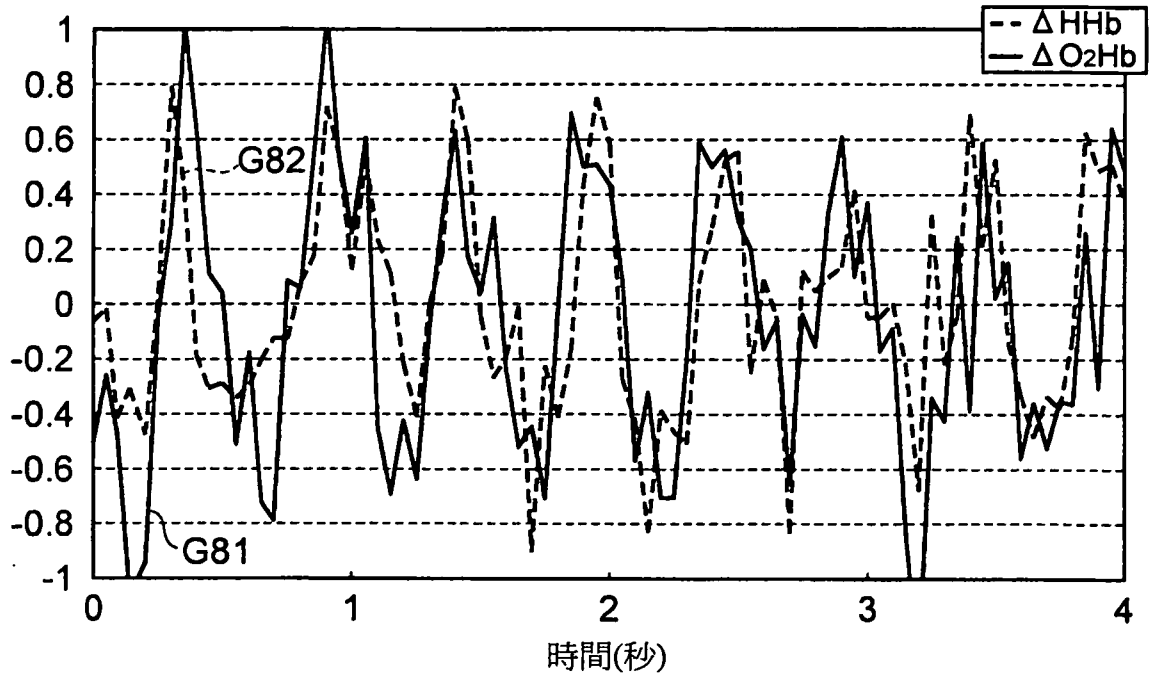


圖 14

(a)



(b)

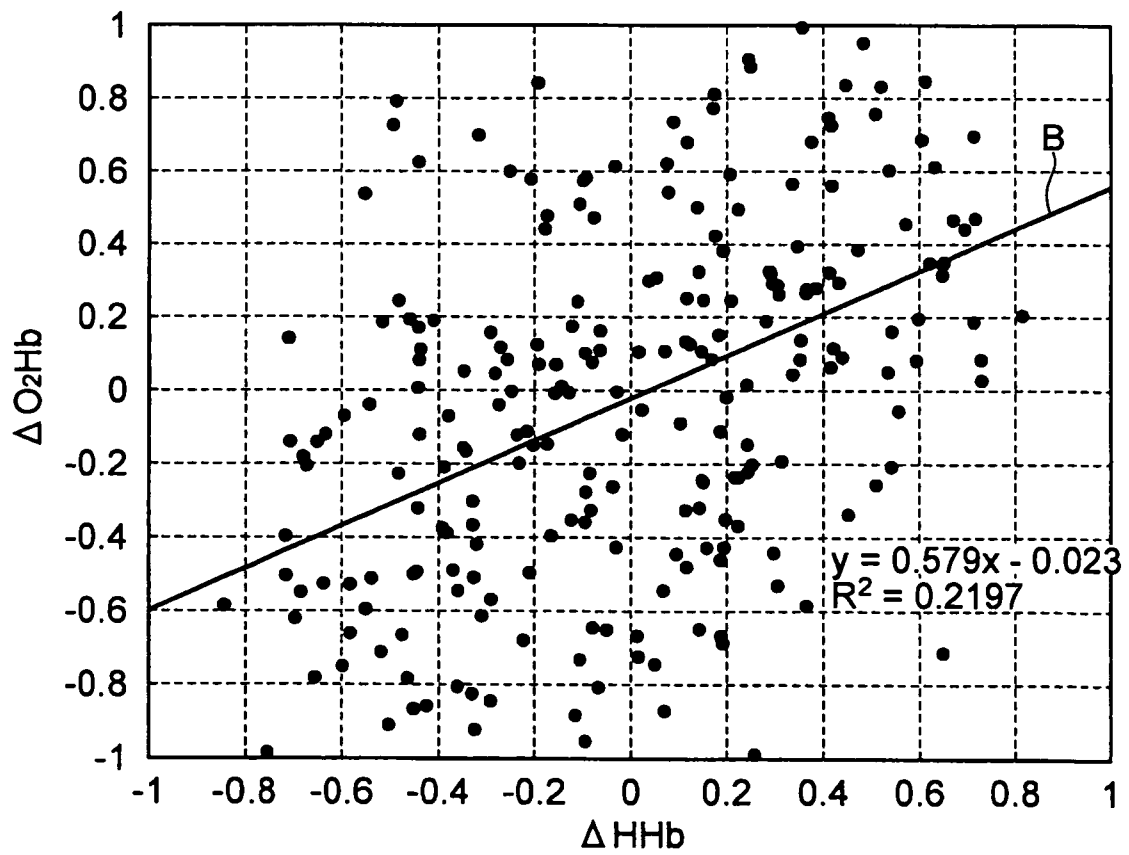


圖 15