

(21) 申請案號：098106219

(22) 申請日：中華民國 98 (2009) 年 02 月 26 日

(51) Int. Cl. : G01N35/00 (2006.01)

G01N21/77 (2006.01)

(30) 優先權：2008/04/24 日本 2008-113584

(71) 申請人：牛尾電機股份有限公司 (日本) USHIO DENKI KABUSHIKI KAISHA (JP)
日本

(72) 發明人：富田守 TOMITA, MAMORU (JP)

(74) 代理人：林志剛

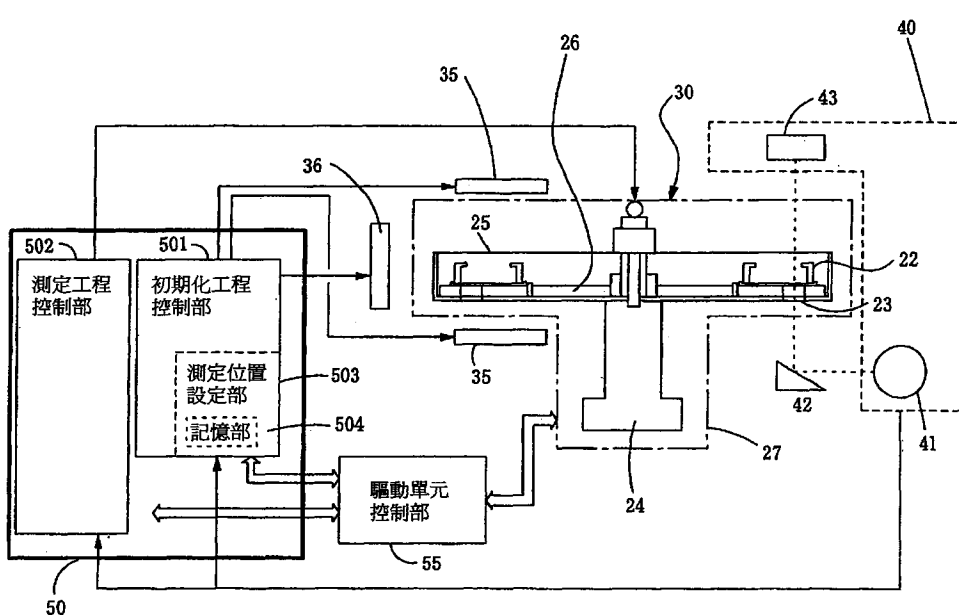
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：7 項 圖式數：18 共 58 頁

(54) 名稱

血液分析裝置及血液分析裝置的測定位置的設定方法

(57) 摘要

(課題) 藉由環境溫度的變化等即使旋轉體等變形，也作成可得到測定上所必需的光量，而可作高精度的測定。(解決手段) 設定保持檢體(血液)的 μ TAS 晶片之前，作為預置處理，藉由加熱手段(35) 加熱至所定溫度。又，一面旋轉旋轉體(25) 微小量，一面通過孔徑部(23)，找出在受光部(42) 所受光的光量值成為規定值以上的旋轉位置，並將該旋轉位置記憶作為測定位置。之後，將 μ TAS 晶片設定在晶片保持部(22)，進行 μ TAS 晶片內的檢體的秤量，與試藥的混合，對測定區的液送等的測定事先處理之後，將旋轉體(25) 旋轉至上述測定位置為止，將來自光源(41) 的光經由孔徑部(23) 射入至 μ TAS 晶片的測定區，以受光部(43) 受光從測定區所射出的光而測定測定液的光吸收量。



- 22：晶片保持部
- 23：孔徑部
- 24：旋轉驅動機構
- 25：旋轉體
- 26：方向切換用齒輪
- 27：驅動單元
- 30：晶片方向切換機構
- 35：加熱手段
- 36：溫度測定手段
- 40：測定單元
- 41：光源
- 42：反射鏡
- 43：受光部
- 50：控制部
- 55：驅動單元控制部

501：初期化工程控制部

502：測定工程控制部

503：測定位置設定部

504：記憶部

六、發明說明

【發明所屬之技術領域】

本發明是關於離心旋轉保持血液等的檢體的 μ TAS (Micro-Total Analysis Systems) 晶片，而藉由吸光度分析法進行測定被保持在 μ TAS 晶片的測定液的血液分析裝置及該血液分析裝置的測定位置的設定方法，尤其是，關於可正確地設定進行被保持在 μ TAS 晶片的測定液的吸光度測定之際的測定位置的血液分析裝置及血液分析裝置的測定位置的設定方法者。

【先前技術】

近年來，應用微級機技術，可將化學分析等與習知裝置相比較而微細化地進行的利用被稱為「 μ TAS」或「Lab on a chip」的 μ TAS 晶片的分析法受注目。

使用此種 μ TAS 晶片的分析系統（以下，稱為「 μ TAS 晶片分析系統」），是在藉由微級機製作技術形成於小基盤上的微細的流路內，進行包含試藥的混合，反應，分離，抽出及檢測的分析的所有工程作為目標者，被使用例如醫療領域的血液的分析，超微量的蛋白質或核酸等的生體分子的分析等。

尤其是，使用 μ TAS 晶片分析系統而進行例如人的血液分析時，由於可得到以下的優點，而在近年來積極地進行著開發。

(1) 分析檢查所必須的血液（檢體）的量為微量

就可之故，因而可減輕對於患者的負擔。

(2) 與血液混合所使用的試藥之量也較少之故，因而可減低分析成本。

(3) 可將裝置本體構成作為小型者之故，因而可容易地進行分析。

一般，在此種 μ TAS 晶片分析系統，作為用以將測定液（檢體液）中的檢測對象成分的濃度予以測定的方法，例如使用著吸光光度分析法。作為使用吸光光度分析法的血液分析裝置，眾知有例如專利文獻 1 所述者。

在第 18 圖表示血液分析裝置的測定部的構成例。同圖是概略地表示血液分析裝置的測定部的內部構造的斷面圖。

血液分析裝置是具備殼體（未圖示），而在殼體的內部，設有表示於第 18 圖的測定部 20，及具有光源 41 的光源部，及受光部 43，未圖示的控制部，電源部等。

如第 18 圖所示地，測定部 20 是具有中空圓柱狀的測定室 21，而在該測定室 21 內配置有例如有底圓筒狀的旋轉體 25。貫穿旋轉體 25 的下面中央位置而朝上下方向延伸般地配置有驅動軸 24b，而該驅動軸 24b 是被連結於離心用馬達 24a。藉由離心用馬達 24a 被驅動，旋轉體 25 被旋轉驅動。以上述離心用馬達 24a、驅動軸 24b，下述的編碼器 24c 來構成旋轉驅動機構 24。

在旋轉體 25 的底部，設有外徑比旋轉體 25 的半徑還要小的方向切換用齒輪 26，方向切換用齒輪 26 是在旋轉

體 25 上，而可旋轉地被軸支於與該旋轉軸中心 C 平行的軸 D 的周圍，在該齒輪 26 上設有用以保持 μ TAS 晶片 60 的晶片保持部 22。晶片保持部 22 是配置成位於旋轉體 25 的外周緣側。

又，測定部 20 是可作成具有複數晶片保持部 22 的構成，在第 18 圖中，爲了將旋轉體 25 的旋轉平衡維持在適當狀態，同一構成的晶片保持部 22 設於隔著旋轉中心 C 的相反側的位置。

測定室 21 的下部，在旋轉體 25 及設有晶片保持部 22 的方向切換用齒輪 26 的各個， μ TAS 晶片 60 被保持於晶片保持部 22 的狀態下，形成有將從光源 41 經由反射鏡 42 所射入的光導入至 μ TAS 晶片 60 的測定區（配置有測定液的區）所用的光導入用開口部 22a 及孔徑部 23，而在測定室 21 的上部設有受光通過 μ TAS 晶片 60 的測定區的光的受光部 43，及裝設有將該光予以導光的例如光纖 44 的開口部 22b。

進行 μ TAS 晶片 60 的測定區內的吸光度測定之際，爲在旋轉體 25 的旋轉被停止的狀態下進行，而必須將來自上述光源 41 的光導入至 μ TAS 晶片 60 的測定區內。因此，這時候的旋轉體 25 的停止位置，是必須以高位置精度來進行控制。

所以，在用以旋轉驅動旋轉體 25 的離心用馬達 24a 連結有編碼器 24c，而依據來自編碼器 24c 的訊號來控制旋轉體 25 的停止位置。

又，在測定室 21 的上面及下面的一部分領域，設有在分析檢查時將測定室 21 內的溫度維持在例如 37℃ 的一定溫度所用的面狀加熱手段（加熱器）35，依據依例如熱阻器等的溫度測定手段 36 的檢測溫度，控制成測定室內的溫度成爲一定。

又，測定部 20 是具備用以調整被保持在晶片保持部 22 的 μ TAS 晶片 60 的方向的具有與旋轉驅動旋轉體 25 的驅動機構 24 的其他驅動機構的晶片方向切換機構 30。

該晶片方向切換機構 30 是具有：經由例如滾珠軸承 32 等而與對於離心用馬達 24a 的驅動軸 24b 旋轉自如地設置的方向切換用齒輪 26 啮合的原動側齒輪 33，及用以旋轉驅動該原動側齒輪 33 的驅動源的晶片方向切換用馬達 31。

又，藉由驅動上述晶片方向切換用馬達 31，來旋轉原動側齒輪 33，並旋轉與該齒輪啮合的方向切換用齒輪 26 而旋轉晶片保持部 22。藉此，可變更 μ TAS 晶片 60 的方向（對於旋轉體 25 的旋轉中心 C 的方向）。

針對於上述晶片方向切換機構 30 的具體性構造，動作等，請參照例如專利文獻 2。

依上述的血液分析裝置的測定液的分析處理，是例如如下地進行。

旋轉將保持著檢體（血液）的 μ TAS 晶片予以裝載的旋轉體，利用離心力，進行離心分離檢體的分離處理，秤量藉由該分離處理所得到的檢體液。

之後，混合該測定對象物與試藥，進行包含擬反應的混合反應處理，及將依該混合反應處理所得到的測定液液送至測定區的處理的事先處理動作。

然後，在旋轉體 25 的旋轉被停止的狀態下，將來自光源部 41 的光導入至 μ TAS 晶片 60 的測定區，而藉由受光部受光透射測定區的光。藉此，被測定依測定區內的測定液所致的光吸收量。

專利文獻 1：日本特開 2007-322208 號公報

專利文獻 2：日本特開 2006-110491 號公報

【發明內容】

在使用 μ TAS 晶片的血液分析裝置中，即使微量的血液也可分析之處，為其特徵。所以，藉由將血液予以離心分離，與試藥之混合・反應所生成的測定液也成為微量。對於該測定液進行吸光度分析時，配置有 μ TAS 晶片中的測定液的測定區，是例如 $1.2\text{mm}\times 1.2\text{mm}$ 的微小領域。

為了擬測定透射測定液的光量，對於測定區，為了射入經縮小的光，例如孔徑部 23 的直徑是大約 $\Phi 0.6\text{mm}$ 。

一方面，包圍血液分析裝置的環境溫度是在冬季與夏季不相同。藉由依該環境溫度的變化，旋轉體 25 是有產生所謂例如「膨脹・收縮」或「彎曲」的變形的情形。當藉由環境溫度的變化而使旋轉體變形，則孔徑部 23 對於從光源一直到受光部 43 為止的光軸的位置會偏離。

孔徑部 23 是例如直徑 $\Phi 0.6\text{mm}$ 的微小貫通孔之故，

因而稍微變形直徑 $\Phi 170\text{mm}$ 的旋轉體 25，則所射入的孔徑部 23 的光量是極端地降低。

又，爲了防止被射入至孔徑部 23 的光量極端地降低，也可考量加大孔徑部 23 的直徑，惟若將孔徑部 23 作成比 μTAS 晶片的測定區（測定液所位置的區）還要大，則來自光源的光也會射入到測定區以外，而無法僅測定透射測定液的光量。

如以上地，藉由旋轉體 25 的變形而測定結果有很大不相同的問題，是使用以微量的血液所分析的 μTAS 晶片的血液分析裝置的特有問題。

尤其是，在 μTAS 晶片保持試藥，爲了在 μTAS 晶片內反應試藥與檢體液，在加熱 μTAS 晶片時，則保持 μTAS 晶片的旋轉體也被加熱之故，因而尤其是也有旋轉體 25 的變形變大的問題。

本發明是爲了解決上述習知的問題點而創作者，本發明的目的，是即使藉由環境溫度的變化等而作成旋轉體變形，也作成在測定可得到所需要的光量而可作成高精度的測定。

爲了解決上述課題，在本發明中，將測定液予以測定之前，將設置晶片保持部的旋轉體，從事先所設定的原點位置（設計位置）旋轉微小量，而通過形成於旋轉體的孔徑部，以受光部所受光的光量值，成爲事先所設定的規定值以上，或是求出成爲最大光量的旋轉體的位置，將此作爲測定位置。

又，將依測定液的光吸收量予以測定之際，將旋轉體移動至上述測定位置，並將來自光源部的光導入至 μ TAS 晶片的測定區，藉由受光部來受光透射的光，來測定光吸收量。

亦即，在本發明中，如下地解決上述課題。

(1) 一種血液分析裝置，是具有：具備：具通過光的孔徑部，將保持測定液的 μ TAS 晶片予以保持的晶片保持部，及載置該晶片保持部而進行旋轉的旋轉體，及旋轉該旋轉體的旋轉驅動機構，及變更該 μ TAS 晶片對於該旋轉體的方向的晶片方向切換機構所成的驅動單元；及具備：將光射入於上述孔徑部的光源，及受光來自該光源的光的受光部的測定單元；及控制上述旋轉驅動機構與該光源及受光部的控制部的血液分析裝置，其特徵為：在控制部設置將來自上述光源的光射入於上述 μ TAS 晶片而將測定液予以測定時的旋轉體的旋轉位置的測定位置予以決定所用的測定位置設定部。

上述測定位置設定部是求出將測定液予以測定之前旋轉上述旋轉體，通過上述孔徑部而上述受光部所受光的來自上述光源的光的光量值，成為事先所設定的規定值以上的上述旋轉體的測定位置。

(2) 在上述(1)中，上述測定位置設定部是具備記憶上述受光部所受光的光量與該光量所得到的旋轉體位置的記憶部，求出將旋轉體的各旋轉位置的上述光量記憶於上述記憶部而成為最大光量的旋轉位置，該旋轉位置的光

量值為規定值以上時，則將該旋轉體的旋轉位置作為旋轉體的測定位置。

(3) 在上述(1)(2)中，將上述晶片保持部與上述旋轉體配設於內部的方式設置室，在該室設置加熱手段與溫度測定手段，上述控制部是藉由該溫度測定手段所測定的溫度成為所定溫度的方式控制該加熱手段。

(4) 在上述(1)(2)(3)中，上述測定位置設定手段是上述光量值不會成為上述規定值以上時，則判斷為不良。

(5) 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，具備載置將保持測定液的 μ TAS晶片的晶片予以保持保持部的旋轉體，將上述 μ TAS晶片被保持在晶片保持部，旋轉該旋轉體而對於上述測定液進行所定處理之後，將上述旋轉體旋轉至測定位置，將光從設於上述晶片保持部的孔徑部射入至上述 μ TAS晶片，以受光部受光透射 μ TAS晶片的光，進行測定上述測定液的特性的血液分析裝置的上述測定位置的設定方法，其特徵為：將測定液予以測定之前藉由以下的(a)(b)工程，求出測定位置。

(a) 一面旋轉上述旋轉體，一面通過上述孔徑部，求出在受光部所受光的光的光量值，

(b) 求出受光之光的光量值，成為事先所設定的規定值以上的上述旋轉體的旋轉位置，作為上述測定位置。

(6) 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，其特徵為：進行上述(5)的(b)工程之際，求出成為最大

光量的旋轉位置，該旋轉位置的光量值為規定值以上時，將該旋轉體的旋轉位置作為旋轉體的測定位置。

(7) 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，其特徵為：晶片保持部的氣氛溫度加熱成為所定溫度為止之後，進行上述(5)或(6)的(a)(b)工程。

在本發明中，可得到以下的效果。

(1) 將測定液予以測定之前，旋轉載置晶片保持部的旋轉體，通過形成旋轉體的孔徑部，在受光部所受光的光量值，求出成為事先所設定的規定值以上的旋轉體的位置，將此作為測定位置之故，因而藉由環境溫度等，即使把旋轉體予以變形，可知道得到測定所必需的所期望光量的旋轉體的位置，減少從光源射入於孔徑部的光量會減少，可解決測定結果會參差不齊的問題。

尤其是，以受光部所受光的光量值，藉由求出成為最大光量的測定位置，又可提昇測定精度。

(2) 具有加熱手段的血液分析裝置是考量依溫度所致的旋轉體的彎曲較大，惟晶片保持部的氣氛溫度成為所定溫度之後，利用求出測定位置，可求出考慮依加熱手段的加熱所致變形的測定位置。

(3) 光量值不會成為上述規定值以上時，則判斷為不良，藉此，旋轉體的變形變過大而無法得到測定所必需的所期望光量時，可防止控制部無限地繼續求出成為規定值以上的旋轉體位置。

【實施方式】

以下，針對於本發明的實施形態加以說明。

（第 1 實施例）

第 1 圖至第 4 圖是表示本發明的第 1 實施例的裝置構成的圖式。

第 1 圖是表示將血液分析裝置配置於內部的筐體的外觀圖，第 1 (a) 圖是表示加蓋的狀態，第 1 (b) 圖是表示打開蓋，觀看血液分析裝置的晶片插入口的狀態。

如第 1 (a) 圖所示地，血液分析裝置是被收納在筐體 1 中，將 μ TAS 晶片插入於血液分析裝置內時，如第 1 (b) 圖所示地打開筐體 1 的蓋 1a，從測定室的晶片插入口 1b 插入至測定室內的晶片保持部。

第 2 圖及第 3 圖是表示配置於第 1 圖的筐體 1 的內部的測定部 20 的構成的圖式。第 2 圖是表示測定部 20 的立體圖，第 3 圖是表示第 2 圖的 A-A 斷面圖。又，在第 2 圖中，圖示於第 3 圖的光纖、受光部、反射鏡、光源是被省略。

如第 2 圖所示地，血液分析裝置的測定部 20，是由：在內部具有上述旋轉體的測定值 21，及旋轉驅動上述旋轉體的旋轉驅動機構 24 所構成，而在測定室 21 設有用以插入 μ TAS 晶片的晶片插入口 21a。

第 3 圖是表示本實施例的測定部 20 的構成例的圖式，基本上構成是與在上述第 18 圖所說明者相同。又，在

本實施例中，求出測定位置的工程，是在插入用以血液分析裝置的 μ TAS 晶片之前所進行，而在第 3 圖中， μ TAS 晶片是被刪除。

第 3 圖的構成是與表示於上述第 18 圖者相同之故，因而省略詳細說明，惟如上述地，測定部 20 是具有中空圓柱狀的測定室 21，而在該測定室 21 內配置有旋轉體 25。旋轉體 25 是經由驅動軸 24b 連接有旋轉驅動機構 24 的離心用馬達 24a，而旋轉體 25 是以離心用馬達 24a 被旋轉驅動。又，在離心用馬達 24a，設有用以檢測出該旋轉位置的編碼器 24c。

在旋轉體 25 的底部，如上述地可旋轉地軸支而設有方向切換用齒輪 26，而用以保持 μ TAS 晶片的晶片保持部 22 設於該齒輪 26 上。

測定室 21 的下部，在旋轉體 25 及設有晶片保持部 22 的方向切換用齒輪 26 的各個，形成有通過從光源 41 經由反射鏡 42 所射入的光的光導入用開口部 22a 及孔徑部 23，而在測定室 21 的上部設有：將光予以受光的受光部 43，及裝設有將光予以導光之例如光纖 44 的開口部 22b。

又，在測定室 21 的上面及下面的一部分領域，設有用以將測定室 21 內的溫度維持在如 37°C 的一定溫度的面狀加熱手段 35。依據以例如熱阻器等的溫度測定手段 36 所致的檢測溫度，而被控制成測定室內的溫度成爲一定。

又，測定部 20 是如上述地，具備用以調整晶片保持部 22 的 μ TAS 晶片的的方向的晶片方向切換機構 30。

又，藉由驅動晶片方向切換用馬達 31，則原動側齒輪 33 會旋轉，且與該齒輪嚙合的方向切換用齒輪 26 旋轉而把晶片保持部 22 進行旋轉。由此，可改變 μ TAS 晶片 60 的方向。

第 4 (a) 圖是表示從晶片保持部側觀看上述旋轉體 25 的概念圖，而第 4 (b) 圖是表示第 4 (a) 圖中以一點鍊線的圓圈所圍繞的局部擴大圖。

如第 4 (a) 圖所示地，在旋轉體 25 上，設有用以調整被保持在晶片保持部 22 的 μ TAS 晶片的的方向的方向切換用齒輪 26，而在方向切換用齒輪 26 上，配置有用以保持 μ TAS 晶片的晶片保持部 22。

又，如上述地，設有與經由滾珠軸承 32 等而對於驅動軸 24b 旋轉自如地所設置的方向切換用齒輪 26 相嚙合的原動側齒輪 33，而藉由將未圖示的晶片方向切換用馬達予以驅動來旋轉原動側齒輪 33，而與該齒輪嚙合的方向切換用齒輪 26，以旋轉軸 D 作為中心而旋轉，把晶片保持部 22 進行旋轉。又，晶片方向切換機構是記載著依齒輪（行星齒輪）的切換，惟構成例如以磁鐵來旋轉晶片保持部而予以切換也可以。

如第 4 (b) 圖所示地，在晶片保持部 22 是設有孔徑部 23， μ TAS 晶片被裝設於晶片保持部 22 時，則來自上述光源 41 的光，是經該孔徑部 23，而射入至 μ TAS 晶片的測定區。

又，本實施例的測定位置設定工程，是進行在 μ TAS

晶片被裝設於晶片保持部 22 之前，一面將來自上述光源 41 的光導入至上述孔徑部 23，一面將旋轉體 25 旋轉微小量，檢測出各旋轉位置的受光部 43 所受光的光量值。接著，如下述地光的光量值求出成爲事先所設定的規定值以上，或是成爲最大光量的旋轉體的位置，並將此作爲最大光量的測定位置。

又，在第 4 (b) 圖，例示將旋轉體 25 旋轉微小時的編碼器 24c 所檢測出的編碼值。

第 5 圖是表示本實施例的血液分析裝置的系統構成的方塊圖。

在第 5 圖中，是由：旋轉體 25，旋轉驅動該旋轉體 25 的旋轉驅動機構 24，用以保持 μ TAS 晶片的晶片保持部 22，用以變更 μ TAS 晶片的的方向的方向切換用齒輪 26，晶片方向切換機構 30 等來構成驅動單元 27。

在上述晶片保持部 22，設有孔徑部 23，而來自測定單元 40 的光源 41 的光是以反射鏡 42 被反射，經孔徑部 23 (在裝設有 μ TAS 晶片時，則通過其測定區)，而在受光部 43 被受光。

又，如上述地設有用以控制 μ TAS 晶片或旋轉體 25 的氣氛溫度的加熱手段 35，用以檢測出驅動單元等的溫度的溫度測定手段 36。

上述旋轉驅動機構 24 是利用驅動單元控制部 55 被控制，而驅動單元控制部 55 是因應於從控制部 50 所給予的驅動指令訊號，來控制旋轉驅動機構 24，俾旋轉驅動旋轉

體 25，或是定位於所定的旋轉位置。

控制部 50 是具備：初始工程控制部 501，測定工程控制部 502，在上述驅動單元控制部 55 給予驅動指令訊號來控制旋轉驅動機構 24，而且控制上述加熱手段 35、測定單元 40、晶片方向切換機構 30 等，而控制用以血液分析處理的各種工程。

在本實施例中，將旋轉體 25 予以旋轉，求出通過孔徑部 23 的光量值成爲規定值以上（或是最大光量）的旋轉體 25 的測定位置的測定位置設定處理，是實現作爲控制部 50 的初始工程控制部 501 的一工程。又，上述測定位置設定處理，是在測定測定液之前，任一時候實施也可以。

以下，針對於依上述控制部 50，驅動單元控制部 55 的吸光度測定處理加以說明。

首先，針對於依驅動單元控制部 55 的旋轉驅動機構 24 的控制加以說明。

第 6 圖是表示驅動單元控制部 55 的概略構成的方塊圖，第 7 圖是表示驅動單元控制部 55 的控制處理的流程圖。

如第 6 圖所示地在驅動單元控制部 55 設有 CPU551，及驅動離心用馬達 24a 所用的驅動器 552，驅動器 552 是具有藉由編碼器 24c 所檢測出的旋轉位置被設定的計數器 553。又，這時候的離心用馬達 24a 是例如 DC 馬達，而旋轉位置檢測用的編碼器 24c 設於該旋轉軸。

針對於離心用馬達 24a 的驅動控制說明於第 7 圖的流程圖。

對於控制部 50 對於 CPU551 給予馬達 24a 的驅動指令，則 CPU551 是將馬達驅動資訊設定於驅動器 552。亦即，CPU551 是將馬達 24a 的速度，加速度，減速度設定在驅動器 552（步驟 S1），又演算馬達 24a 停止的目標位置（相對位置，亦即，自現在位置的移動量）而加以設定（步驟 S2）。在此，目標位置是如下地被給予。

目標位置：（速度（rpm）×旋轉時間（秒）/60）×脈衝數

在此，編碼器的一周的脈衝數為例如 1000。

又，在下述的馬達 24a 的離心分離驅動，原點移動及測定位置移動的控制，僅上述「速度・加速度・減速度」、「目標位置」等不同，而在為了將馬達 24a 予以離心分離進行旋轉驅動時，驅動指令是供應作為目標位置，而馬達 24a 是達到目標位置為止，也旋轉所定次數而停止在目標位置。

驅動器 52 是依據從 CPU551 所給予的「速度・加速度・減速度」「目標位置」來驅動馬達。

亦即，驅動器 552 是在上述得到資料，則生成馬達 24a 的加速、定速、減速模式，依據該加減速模式來進行馬達 24a 加速驅動、定速驅動、減速驅動而在目標位置停止馬達 24a（第 7 圖的步驟 S3~S6）。因應於馬達的旋轉，馬達的旋轉藉由編碼器 24c 被檢測，而把旋轉位置設定

在計數器 553 之故，因而驅動器 552 是在上述加減速模式，定速模式把馬達 24a 的旋轉位置成爲一致的方式，來驅動馬達 24a。

在第 6 圖、第 7 圖，針對於作爲馬達使用具編碼器的馬達時加以說明，作爲驅動上述旋轉體 25 的馬達，代替具編碼器的馬達也可使用脈衝馬達（步進馬達）。

以下，針對於作爲離心用馬達 24a 使用脈衝馬達的情形加以說明。

第 8 圖是表示使用脈衝馬達時的驅動單元控制部 55 的概略構成的方塊圖，第 9 圖是表示驅動單元控制部 55 的控制處理的流程圖。

如第 8 圖所示地，在驅動單元控制部 55 設有 CPU551，及被設定有驅動量的計數器 553，及輸出用以驅動離心用馬達（脈衝馬達）24a 的脈衝訊號的驅動器 552。

又，脈衝馬達是每當一脈衝被傳送，僅旋轉一定角度的馬達，旋轉角稱爲步進角，愈減小步進角愈提高分解能。例如使用以 1000 脈衝進行一旋轉的脈衝馬達，可得到與上述的具編碼器的馬達（使用以 1 旋轉輸出 1000 脈衝的編碼器的情形）相同程度的分解能。

針對於使用脈衝馬達時的離心用馬達 24a 的驅動控制以第 9 圖的流程圖加以說明。

從控制部 50 對於 CPU551，給予馬達 24a 的驅動指令，則 CPU551 是進行對於因應於速度、加速度、減速度的脈衝馬達 24a 所供應的驅動脈衝的脈衝比率（脈衝頻率）

設定等的初期化設定（步驟 S1），而將目標位置（相對位置）設定於計數器 553（步驟 S2）。

在此，目標位置是與使用具編碼器的馬達時同樣地設定成如下。

$$\text{目標位置} = (\text{速度 (rpm)} \times \text{旋轉時間 (秒)} / 60) \times \text{脈衝數}$$

又，脈衝馬達的步進角是例如 0.72° （5 相脈衝馬達），而脈衝發生頻率是 10kHz。

之後，驅動脈衝馬達 24a。

亦即，將 1 脈衝以上述所設定的脈衝比率輸出至脈衝馬達 24a（步驟 S3），而馬達 24a 被驅動之後，將被保持在計數器 553 的數值減去 1（步驟 S4-S5）。之後，調查被保持在計數器 553 的數值是否成爲 0，若爲 0 則停止馬達的驅動，若不是 0，則回到步驟 S3，重複上述處理。

以下，針對於本實施例的吸光度測定的處理加以說明。

第 10 圖是表示被保持於 μ TAS 晶片（以下稱爲晶片）的測定液的吸光度測定的全工程的概略流程圖。

首先，進行血液分析裝置的初期化處理（步驟 S1）。在該工程中，進行培養處理（加熱測定室 21 而作成設定溫度的處理）之後，進行下述的本發明的測定位置設定處理。

之後，移行至步驟 S2~S6 的工程，將晶片設定在測定室 21 的晶片保持部 22（步驟 S2），進行測定事先處理（

步驟 S3)。

在測定事先處理中，進行包含檢體液的秤量、檢體液與試藥之混合，將測定液液送至測定區的處理的處理。

然後，進行將測定區內的測定液的光吸收量的測定工程處理（步驟 S4），進行測定工程終了處理（步驟 S5）。又，確認沒有供應於其他的血液測定的晶片（步驟 S6），完成上述處理。又，有供應於血液測定的晶片時，則回到步驟 S2，重複上述處理。

以下，針對於上述各工程具體性說明。

（1）初期化工程

第 11 圖是表示包含本發明的測定位置設定工程的初期化工程的處理的流程圖。

第 11 圖是表示將晶片設定在晶片保持部（晶片設定）之前的初期化工程的詳細流程圖，表示將所測定的光量值成爲規定值以上的旋轉體位置設定爲測定位置時的處理。

在第 11 圖中，在電源導通時開始裝置初期化。

首先，藉由電源導通指令使未圖示的電源被導通，而在表示於第 5 圖的控制部 50，驅動單元控制部 55 等開始饋電（步驟 T1）。

藉此，控制部 50 的初期化工程控制部 501，是初期化構成控制部 50，驅動單元控制部 55 等的 CPU，又，在編碼器馬達初期化處理中初期化具編碼器的馬達 24a（步驟 T2-T3）。

又，在此，作為驅動旋轉體 25 的馬達，針對於使用在上述第 6 圖所說明的具編碼器的馬達 24a（以下，稱為編碼器馬達或僅稱為馬達）的情形加以說明。

之後，在步驟 T4 開始培養，而進入將測定室 21 的溫度作成一定的工程。

亦即，表示於第 5 圖的控制部 50 的初期化工程控制部 501，是開始加熱手段 35 的昇溫使得測定室 21 的內部成為設定溫度。

然後，藉由例如熱阻器等所成的溫度測定手段 36，來判定測定室 21 的內部是否成為設定溫度（步驟 T5）。

若成為設定溫度，則控制部 50 的初期化工程控制部 501 的測定位置設定部 503，是進行以下所說明的測定位置設定工程處理。

首先，將編碼器馬達 24a 移動至初次位置（步驟 T6）。亦即，測定位置設定部 503 是對於驅動單元控制部 55，輸出能使編碼器馬達 24a 成為移動至上述初次位置的驅動指令，驅動單元控制部 55 是如上述地，驅動編碼器馬達 24a 而移動至上述初次位置。

又，初次位置是事先所設定的探索開始位置，惟撓曲的旋轉體 25 的孔徑部 23 的位置是近接於設計位置，比將任意位置作為始點而探尋得到得到規定值以上的光量的場所還要多，所以高速地看到可得到規定值以上的光量的場所的觀點，從撓曲前的旋轉體的驅動軸一直延伸至孔徑部的線分在 $\pm 15^\circ$ 的範圍〔參照第 4（a）圖〕，移動馬達

24a 的旋轉位置較佳。

在此，將該位置作為編碼器馬達光量取得設計位置，該「設計位置」是指旋轉體 25 未撓曲時，光源射入於晶片保持部 22 的孔徑部 23 的馬達 24a 的旋轉位置（設計值）。

亦即，事先移動至編碼器馬達光量取得設計位置，可縮短求出光量成為規定值以上的位置為止的時間。又，在下述的第 13 圖的流程圖中，移動至編碼器馬達光量取得設計位置。

以下，一面每次稍旋轉馬達 24a，一面探索通過孔徑部 23 的光量成為規定值以上的旋轉位置。第 12 圖是表示編碼器脈衝值，及通過孔徑部的光量的關係的圖式，而在該例中，當編碼器脈衝值為 12 時，成為最大光量。

在此，在第 12 圖中，編碼器脈衝值為例如「9」的旋轉位置，是繼續說明作為上述的光量取得設計位置。

在移動至編碼器馬達光量取得設計位置而停止之後，測定在該位置的受光部所受光的光量（步驟 T7）。又，將所測定的光量值記憶在測定位置設定部 503 的記憶部 504（步驟 T8）。

又，將編碼器馬達 24a 移動 1 脈衝分量，測定受光部被受光的光量（步驟 T9~T10），而與上次被記憶在記憶部 504 的光量值相比較（步驟 T11）。

又，在該例子中，增加光量值的編碼器馬達 24a 的旋轉方向是作為已知，而朝該方向移動編碼器馬達 24a。例

如在第 12 圖中，朝增加編碼器馬達脈衝值增加的方向，亦即朝右邊移動。

因此，會成爲「取得光量值 $>$ 上次記憶光量值」，而成爲「取得光量值 $<$ 上次記憶光量值」時，則取得光量未達到規定值而開始減少、或是該馬達的移動錯誤。因此，此時是錯誤終了。

若「取得光量值 \geq 上次記憶光量值」時，則判定該取得光量值是否在規定值以上（步驟 T12）。該光量值爲規定值以下，則回到步驟 T8。

重複上述步驟 T8~T12 的順序而使光量值成爲規定值以上，停止編碼器馬達的移動，將此時的編碼器馬達 24a 的旋轉位置記憶作爲設定位置（步驟 T13）。

之後，進行編碼器馬達 24a 的初期初始化（步驟 T14），而終了該裝置初期化。

在表示於第 11 圖的本實施例中，朝事先所知的光量增加方向，一面將旋轉體 25 予以旋轉，一面求出光量值成爲規定值以上的旋轉位置之故，因而可快速地獲知得到規定值以上的光量的旋轉體的位置。

在第 11 圖中，針對於求出所測定的光量值成爲規定值以上的旋轉位置的情形加以說明，惟求出所測定的光量值成爲最大值，且規定值以上的旋轉體位置也可以。

在第 13 圖是表示將所測定的光量值最大值成爲旋轉體位置設定爲測定位置的情形的流程圖。

在第 13 圖中，一直到步驟 T5 爲止的處理是與上述第

11 圖相同，在此由步驟 T6 進行說明。

在該實施例中，增加在受光部所取得到的光量值增加的編碼器馬達的旋轉方向作為不知道，首先調查增加光量的編碼器馬達的旋轉方向。

亦即，將編碼器馬達 24a 移動至上述的編碼器馬達光量取得設計位置（步驟 T6）。

之後，取得受光部所受光的光量，將取得的光量記憶於記憶部 504，並移動編碼器馬達 24a 1 脈衝分量（步驟 T7~T9）。

又，取得受光部所受光的光量，與上述記憶的光量值相比較（步驟 T10~T11）。又，由上述比較結果判別編碼器馬達是否朝光量增加方向旋轉。

上述比較結果，若「取得光量值 > 記憶部光量值」，則編碼器馬達 24a 是成為朝光量值增加的方向移動。例如以上述第 12 圖加以說明，則朝旋轉體的一方向移動編碼器馬達，編碼器脈衝值由「9」移動至「10」，會成為「取得光量值 > 記憶部光量值」。

之後，移行至步驟 T12，將編碼器馬達 24a 朝光量增加的方向移動，亦即朝相同方向移動 1 脈衝分量。

一方面，步驟 T11，「取得光量值 < 記憶部光量值」的情形，編碼器馬達 24a 是朝光量值減少的方向移動之故，因而將編碼器馬達 24a 朝反方向亦即朝光量值增加的方向移動 2 步驟分量（步驟 T13）。

亦即，「取得光量值 < 記憶部光量值」時，在第 12 圖

的例子進行說明，則由編碼器脈衝值「9」移動至「8」，成爲取得在「8」的光量。

此時，知道光增加方向由編碼器脈衝值「9」朝「10」的方向之故，因而將編碼器馬達對於光增加方向，亦即對於編碼器馬達旋轉的方向，朝相反方向移動2脈衝，則可將編碼器脈衝值從「8」移動至「10」。

之後，求出所取得的光量值成爲最大量的編碼器馬達的旋轉位置。

首先，在步驟 T14，將在步驟 T10 所取得的光量值記憶在記憶部 504，取得受光部所受光的光量，而與上述被記憶的光量值比較（步驟 T14~T16），又，若爲「取得光量值 > 記憶部光量值」，則光量值尚未到達至最大值之故，因而回到步驟 T12 而重複上述步驟 T12~T15。

重複上述處理而成爲「取得光量值 < 記憶部光量值」，則取得光量值到達最大值而超過最大值成爲開始減少之故，因而將被記憶於上述記憶部的光量值作爲最大光量值。

例如以上述第 12 圖來說明，則將編碼器馬達朝一方向移動，當編碼器脈衝值移動「10」→「11」→「12」→「13」，則成爲「12」→「13」時，由「取得光量值 > 記憶部光量值」變成「取得光量值 < 記憶部光量值」。此時，成爲取得光量值到達至最大值而超過最大值開始減少之故，因而將上述編碼器值「12」作爲可得到最大光量值的旋轉位置。

之後，將被記憶於上述記憶部的光量值（最大值）與規定值相比較（步驟 T17）。

在此，成爲「取得光量值 < 規定值」時，有取得光量的最大量未達到規定值的情形，該情形是錯誤終了。例如在第 12 圖的例子中，編碼器脈衝值「12」的位置的光量值爲規定值以下時，例如藉由旋轉體的撓曲過大等的理由，光量值不會超過規定值之故，因而判斷爲不良。

又，若被記憶在記憶部的光量值爲規定值以上，則將取得超過該規定值的光量值時的編碼器馬達 24a 的旋轉位置記憶作爲設定位置（步驟 T18）。

之後，進行編碼器馬達 24a 的初期化（步驟 T19），結束裝置初期化。

（2）晶片設定、測定事先處理工程

結束裝置初期化之後，如第 1（b）圖所示地，打開血液分析裝置的筐體 1 的蓋子 1a， μ TAS 晶片插入於測定室的晶片插入口 1b，而在晶片保持部 22 配置有 μ TAS 晶片。

設定晶片之後，作爲測定事先處理，進行表示於第 14 圖的工程。

亦即，爲了進行檢體液的秤量，檢體液與試藥之混合，將測定液液送至測定區的處理等，藉由晶片方向切換機構 30，視需要來切換晶片的的方向，又必須將離心力施加於晶片時，則將旋轉體 25 予以旋轉（步驟 S1~S3）。

接著，若切換晶片的方向而必須再進行處理時，則從步驟 S4 回到步驟 S1 而重複上述工程。

(3) 測定處理工程

在上述測定事先處理，若得到可進行吸光度測定的測定液，則以表示於第 15 圖的測定工程處理來進行該測定液的吸光度測定。

亦即，首先，將編碼器馬達予以旋轉移動至在上述初期化工程所求得的編碼器馬達測定設定位置（步驟 S1）。

之後，進行吸光度測定處理（步驟 S1）。亦即，如上述地，來自光源 41 的光被射入於 μ TAS 晶片的測定區，而從測定區所射出的光在受光部 43 被受光，進行測定吸光度。

被保持於 μ TAS 晶片的測定液，是在可得到規定值以上的光量值的測定設定位置被測定之故，因而即使例如藉由溫度變化等把旋轉體予以撓曲，也可得到具信賴性的測定結果。

結束測定之後，進行測定室內的旋轉體 25 的原點移動處理，旋轉體 25 回到原點位置，而從晶片保持部 22 反出經測定的 μ TAS 晶片。

若沒有其他供作為血液測定的 μ TAS，則切斷電源、結束處理。

如上所述地，第 1 實施例的血液分析裝置，是在測定

被保持於 μ TAS 晶片的測定液之前，求出可得到所期望光量的位置，並記憶該位置，為其特徵者。

尤其是，以促進被保持在 μ TAS 晶片的內部的血液與試藥之反應作為目的，設置將 μ TAS 晶片予以加熱的加熱手段的血液分析裝置中，當旋轉體以該加熱手段來加熱旋轉體，則藉由熱脹也有被撓曲的情形。（如此，在第 1 實施例的血液分析裝置，是配置有 μ TAS 晶片的測定室的內部成為設定溫度，才求出可得到所期望的光量，而在得到所期望的光量位置之後，可防止旋轉體被撓曲的情形。

又，求出得到最大光量值的位置，記憶該位置，並將得到該最大光量值的旋轉體的旋轉位置作為測定設定位置，藉此可得到更高精度的測定結果。

以下，針對於本發明的第 2 實施例，藉由第 16 圖及第 17 圖加以說明。

第 16 圖是與上述第 3 圖同樣，表示血液分析裝置的斷面圖，而第 17 圖是與第 4 (a) 圖同樣，從晶片保持部側觀看旋轉體 25 的概念圖，惟在本實施例中，光源與受光部的位置與表示於第 3 圖，第 4 圖者不相同，而隨著此設有孔徑部的位置不相同。

亦即，如第 17 圖所示地，在本實施例中，孔徑部 23 是設於晶片保持部 22 的側壁部分，而在保持晶片的晶片保持部 22 上設有反射鏡 42。又，來自光源 41 的光是從旋轉體 25 的橫方向經孔徑部 23 而射入於上述反射鏡 42，在此被反射，而能射入於設在旋轉體 25 的橫方向的受光部

43 的方式所構成（第 16 圖是斷面圖，並未表示該構成）。

其他的構成是與表示於上述第 3 圖等者同樣，如上述地測定部 20 是具有中空圓柱狀的測定室 21，在該測定室 21 內，配置有旋轉體 25。旋轉體 25 是經由驅動軸 24b 連結有旋轉驅動機構 24 的離心用馬達 24a，而旋轉體 25 是以離心用馬達 24a 被旋轉驅動。又，在離心用馬達 24a，設有用以檢測出該旋轉位置的編碼器 24c。

在旋轉體 25 的底部，如上述地，可旋轉地軸支而設有方向切換用齒輪 26，而在該齒輪 26 上設有用以保持 μ TAS 晶片的晶片保持部 22。

又，在測定室 21 的上面及下面的一部分領域，設有將測定室 21 內的溫度維持在一定溫度例如 37℃ 所用的面狀加熱手段 35，依據例如依熱阻器等的溫度測定手段 36 的檢測溫度，溫度室內的溫度控制成一定。

又，測定部 20 是如上述地具備用以將被保持在晶片保持部 22 的 μ TAS 晶片的的方向予以調整的晶片方向切換機構 30。

又，藉由驅動晶片方向切換用馬達 31。使原動側齒輪 33 進行旋轉，與它嚙合的方向切換用齒輪 26 會旋轉而使晶片保持部 22 旋轉。藉此，可變更 μ TAS 晶片 60 的方向。

第 2 實施例的血液分析裝置的控制裝置的構成、動作等，是如在第 1 實施例所說明，可得到與第 1 實施例的血

液分析裝置同樣的效果。

又，在本實施例中，在晶片保持部設置反射鏡之故，因而與旋轉體的撓曲一起地反射鏡的位置也變化。所以，比在晶片保持部未設置反射鏡的血液分析裝置還容易受到旋轉體的撓曲影響。

但是，如本實施例地藉由事先求出可得到測定值以上的光量值的測定設定位置，即使反射鏡的位置也與旋轉體的變形一起地變化，也不會產生從光源射入至孔徑部的光量會減少而測定結果參差不齊的問題。

【圖式簡單說明】

第 1 (a) 圖及第 1 (b) 圖是表示具備本發明的血液分析裝置的筐體的外觀圖。

第 2 圖是表示本發明的血液分析裝置的測定部的立體圖。

第 3 圖是表示本發明的第 1 實施例的血液分析裝置的測定部的斷面構成的圖式。

第 4 (a) 圖及第 4 (b) 圖是表示從晶片保持部側觀看旋轉體的概念圖。

第 5 圖是表示本發明的第 1 實施例的血液分析裝置的系統構成的方塊圖。

第 6 圖是表示使用編碼器馬達時的驅動單元控制部的概略構成的方塊圖。

第 7 圖是表示使用編碼器馬達時的驅動單元控制部的

控制處理的流程圖。

第 8 圖是表示使用脈衝馬達時的驅動單元控制部的概略構成的方塊圖。

第 9 圖是表示使用脈衝馬達時的驅動單元控制部的控制處理的流程圖。

第 10 圖是表示被保持在 μ TAS 晶片的測定液的吸光度測定的全工程的概略方塊圖。

第 11 圖是表示包含本發明的測定位置設定工程的初期化工程的處理的流程圖（1）。

第 12 圖是表示編碼器脈衝值與通過孔徑部的光量的關係的圖式。

第 13 圖是表示包含本發明的測定位置設定工程的初期化工程的處理的流程圖（2）。

第 14 圖是表示測定事先處理工程的概略流程圖。

第 15 圖是表示測定處理工程的概略流程圖。

第 16 圖是表示本發明的第 2 實施例的血液分析裝置的斷面圖。

第 17 圖是表示從晶片保持部側觀看本發明的第 2 實施例的血液分析裝置的旋轉體的圖式。

第 18 圖是表示習知的血液分析裝置的測定部的斷面構成的圖式。

【主要元件符號說明】

1：筐體

- 1 a : 蓋
- 1 b : 晶片插入口
- 1 0 : 血液分析裝置
- 2 0 : 測定部
- 2 1 : 測定室
- 2 2 : 晶片保持部
- 2 3 : 孔徑部
- 2 4 : 旋轉驅動機構
- 2 4 a : 離心用馬達
- 2 4 b : 驅動軸
- 2 4 c : 編碼器
- 2 5 : 旋轉體
- 2 6 : 方向切換用齒輪
- 3 0 : 晶片方向切換機構
- 3 2 : 滾珠軸承
- 3 3 : 原動側齒輪
- 3 5 : 加熱手段
- 3 6 : 溫度測定手段
- 4 0 : 測定單元
- 4 1 : 光源
- 4 2 : 反射鏡
- 4 3 : 受光部
- 4 4 : 光纖
- 5 5 : 驅動單元控制部

50 : 控制部

501 : 初期化工程控制部

502 : 測定工程控制部

503 : 測定位置設定部

504 : 記憶部

551 : CPU

552 : 驅動部

553 : 計數器

60 : μ TAS 晶片

發明專利說明書

(本申請書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：98106219

※申請日：98年02月26日

※IPC分類： $G_{01}N^{35/00}$ (2006.01)
 $G_{01}N^{21/11}$ (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

血液分析裝置及血液分析裝置的測定位置的設定方法

二、中文發明摘要：

(課題)

藉由環境溫度的變化等即使旋轉體等變形，也作成可得到測定上所必需的光量，而可作高精度的測定。

(解決手段)

設定保持檢體(血液)的 μ TAS晶片之前，作為預置處理，藉由加熱手段(35)加熱至所定溫度。又，一面旋轉旋轉體(25)微小量，一面通過孔徑部(23)，找出在受光部(42)所受光的光量值成為規定值以上的旋轉位置，並將該旋轉位置記憶作為測定位置。之後，將 μ TAS晶片設定在晶片保持部(22)，進行 μ TAS晶片內的檢體的秤量，與試藥的混合，對測定區的液送等的測定事先處理之後，將旋轉體(25)旋轉至上述測定位置為止，將來自光源(41)的光經由孔徑部(23)射入至 μ TAS晶片的測定區，以受光部(43)受光從測定區所射出的光而測定測定液的光吸收量。

三、英文發明摘要：

七、申請專利範圍

1. 一種血液分析裝置，是具有：

具備：具通過光的孔徑部，將保持測定液的 μ TAS 晶片予以保持的晶片保持部，及載置該晶片保持部而進行旋轉的旋轉體，及旋轉該旋轉體的旋轉驅動機構，及變更該 μ TAS 晶片對於該旋轉體的方向的晶片方向切換機構所成的驅動單元；及

具備：將光射入於上述孔徑部的光源，及受光來自該光源的光的受光部的測定單元；及

控制上述旋轉驅動機構與該光源及受光部的控制部的血液分析裝置，其特徵為：

上述控制部是具備：將來自上述光源的光射入於上述 μ TAS 晶片而將測定液予以測定時的旋轉體的旋轉位置的測定位置予以決定所用的測定位置設定部，

上述測定位置設定部是求出將測定液予以測定之前旋轉上述旋轉體，通過上述孔徑部而上述受光部所受光的來自上述光源的光的光量值，成為事先所設定的規定值以上的上述旋轉體的測定位置。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述的血液分析裝置，其中，

上述測定位置設定部是具備記憶上述受光部所受光的光量與該光量所得到的旋轉體位置的記憶部，

求出將旋轉體的各旋轉位置的上述光量記憶於上述記憶部而成為最大光量的旋轉位置，該旋轉位置的光量值為

規定值以上時，則將該旋轉體的旋轉位置作為旋轉體的測定位置。

3. 如申請專利範圍第 1 項或第 2 項所述的血液分析裝置，其中，

將上述晶片保持部與上述旋轉體配設於內部的方式設置室，在該室設置加熱手段與溫度測定手段，

上述控制部是藉由該溫度測定手段所測定的溫度成為所定溫度的方式控制該加熱手段。

4. 如申請專利範圍第 1 項至第 3 項中任一項所述的血液分析裝置，其中，上述測定位置設定部是上述光量值不會成為上述規定值以上時，則判斷為不良。

5. 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，

具備載置將保持測定液的 μ TAS 晶片予以保持的晶片保持部的旋轉體，

將上述 μ TAS 晶片被保持在晶片保持部，旋轉該旋轉體而對於上述測定液進行所定處理之後，

將上述旋轉體旋轉至測定位置，將光從設於上述晶片保持部的孔徑部射入至上述 μ TAS 晶片，以受光部受光透射 μ TAS 晶片的光，進行測定上述測定液的特性的血液分析裝置的上述測定位置的設定方法，其特徵為：

將測定液予以測定之前藉由以下的 (a) (b) 工程，求出測定位置，

(a) 一面旋轉上述旋轉體，一面通過上述孔徑部，求出在受光部所受光的光的光量值，

(b) 求出受光之光的光量值，成爲事先所設定的規定值以上的上述旋轉體的旋轉位置，作爲上述測定位置。

6. 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，其特徵爲：

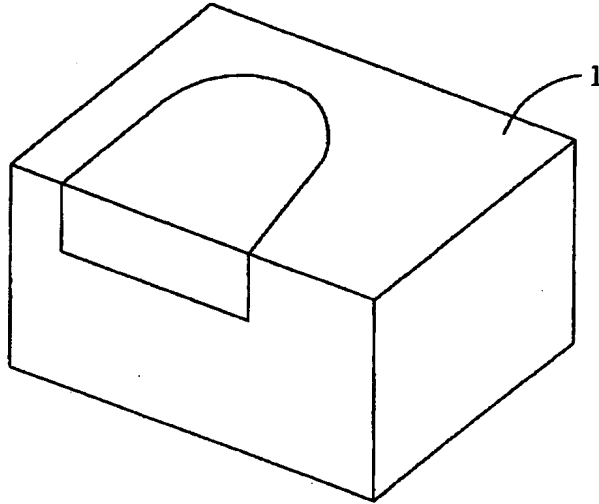
進行申請專利範圍第 5 項的 (b) 工程之際，求出成爲最大光量的旋轉位置，該旋轉位置的光量值爲規定值以上時，將該旋轉體的旋轉位置作爲旋轉體的測定位置。

7. 一種血液分析裝置的測定位置的設定方法，其特徵爲：

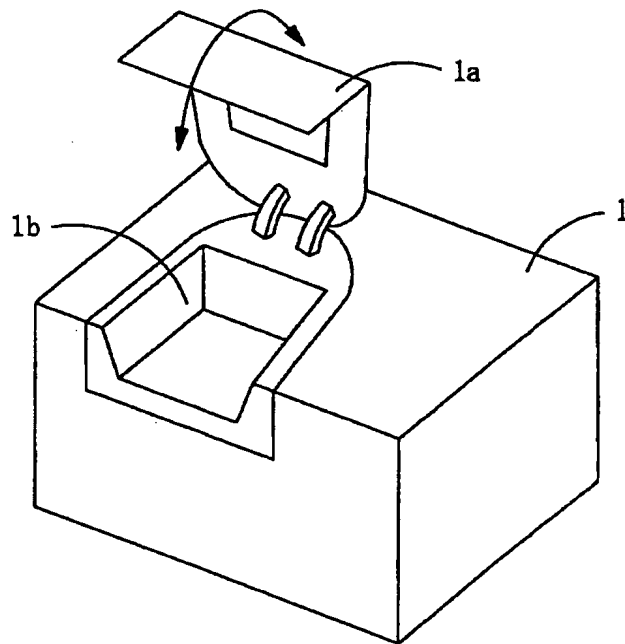
晶片保持部的氣氛溫度加熱成爲所定溫度爲止之後，進行申請專利範圍第 5 項或第 6 項所述的 (a) (b) 工程。

第1圖

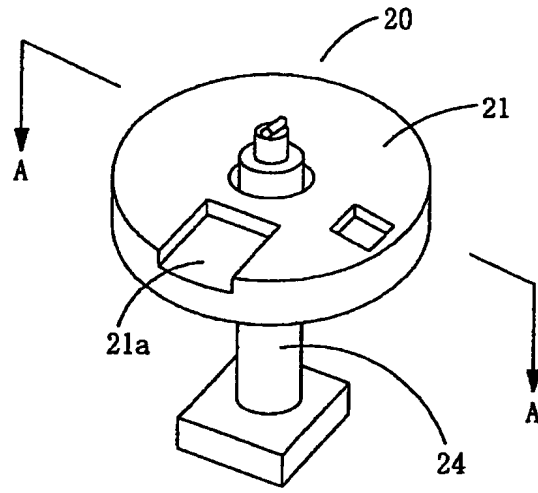
(a)



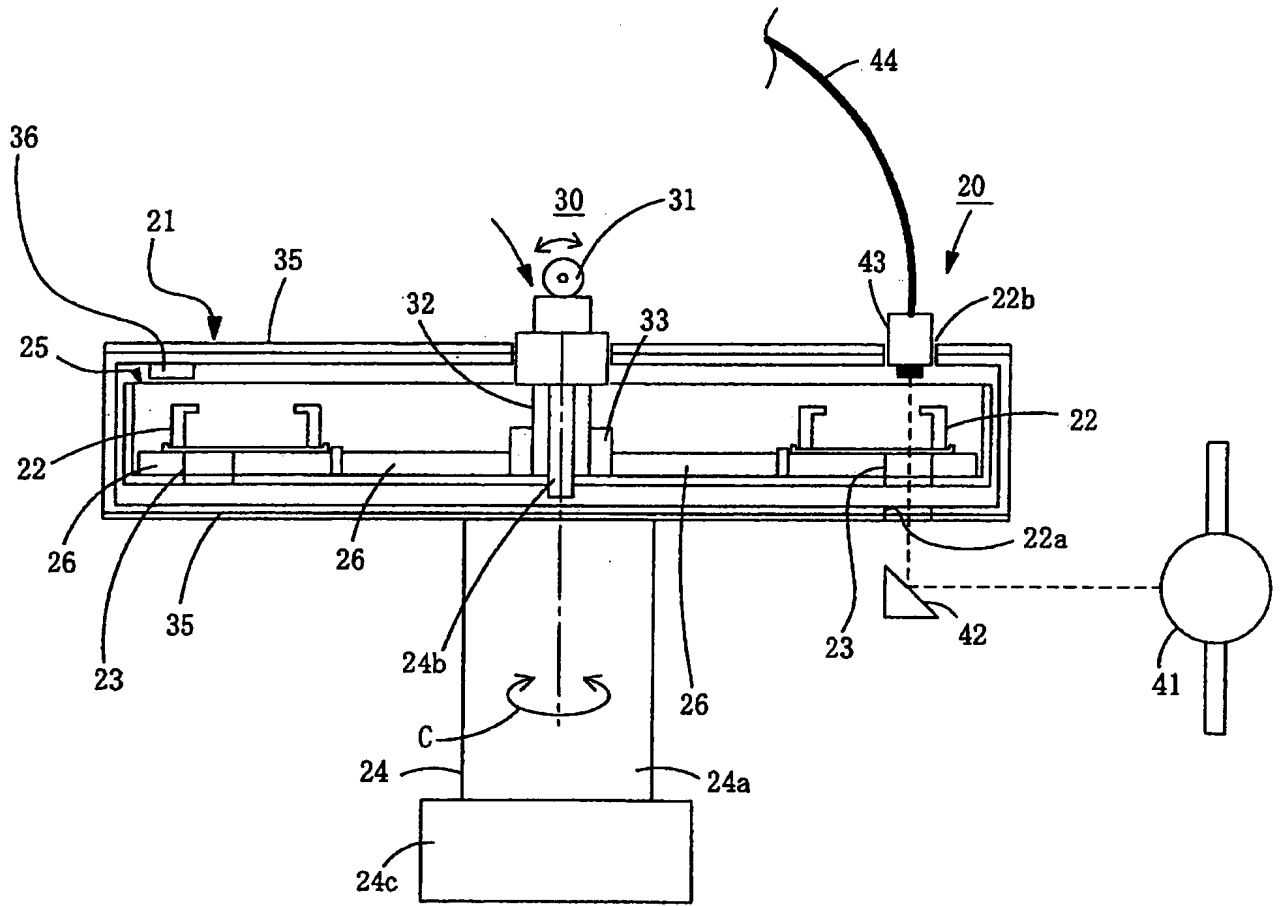
(b)



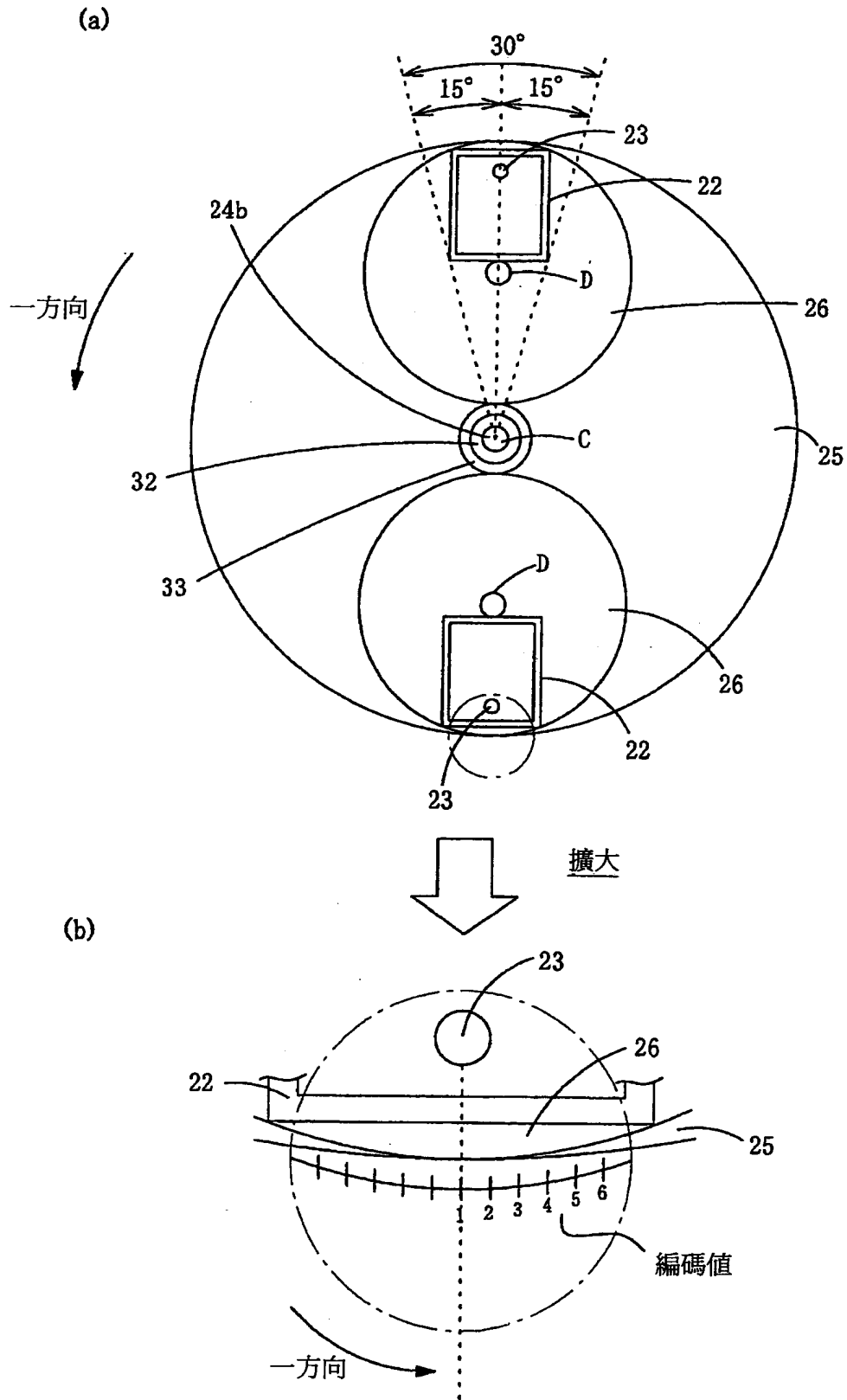
第2圖



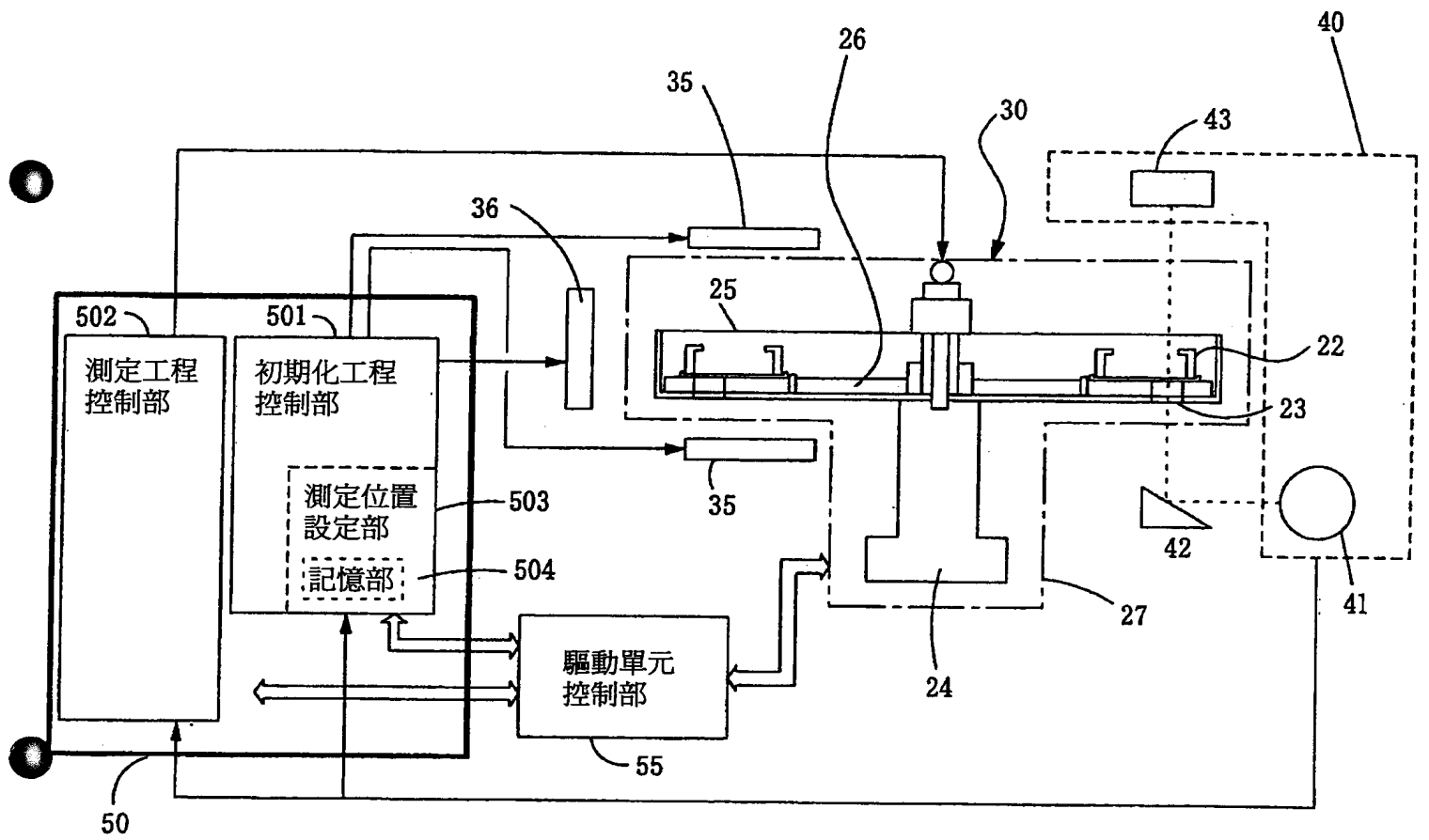
第3圖



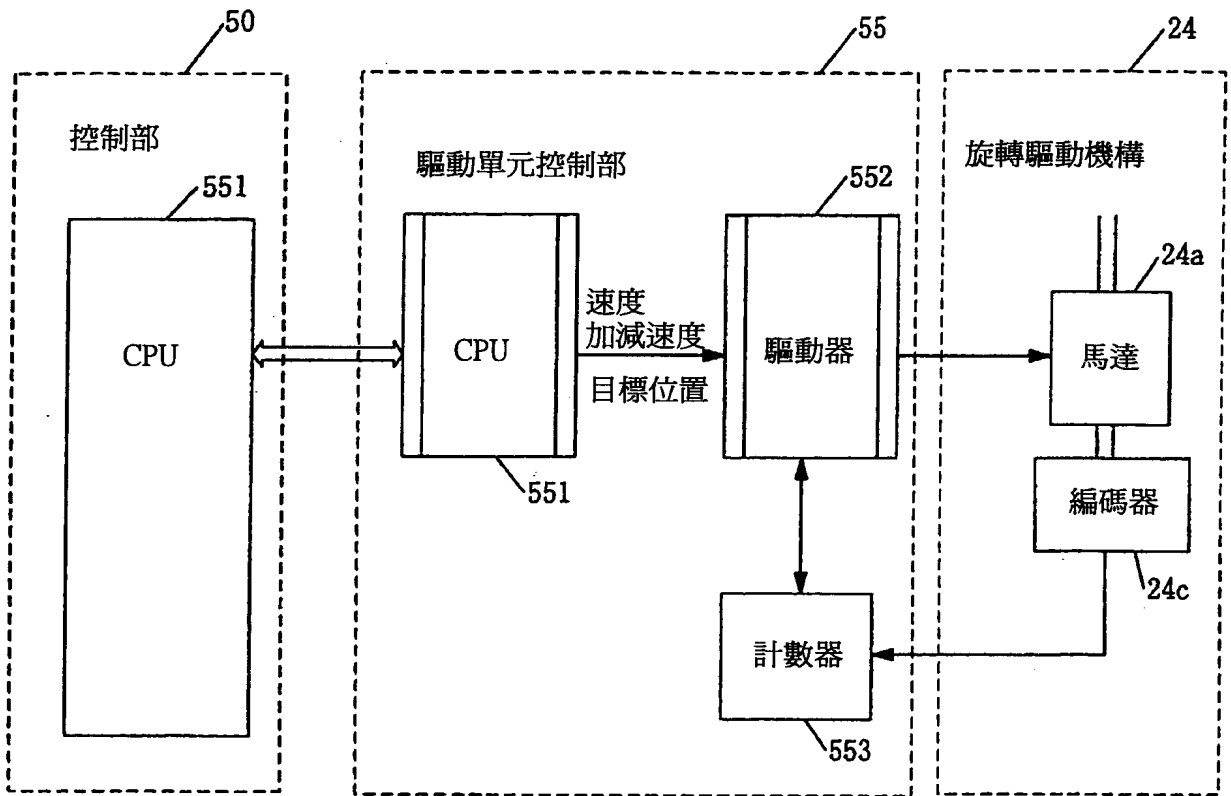
第4圖



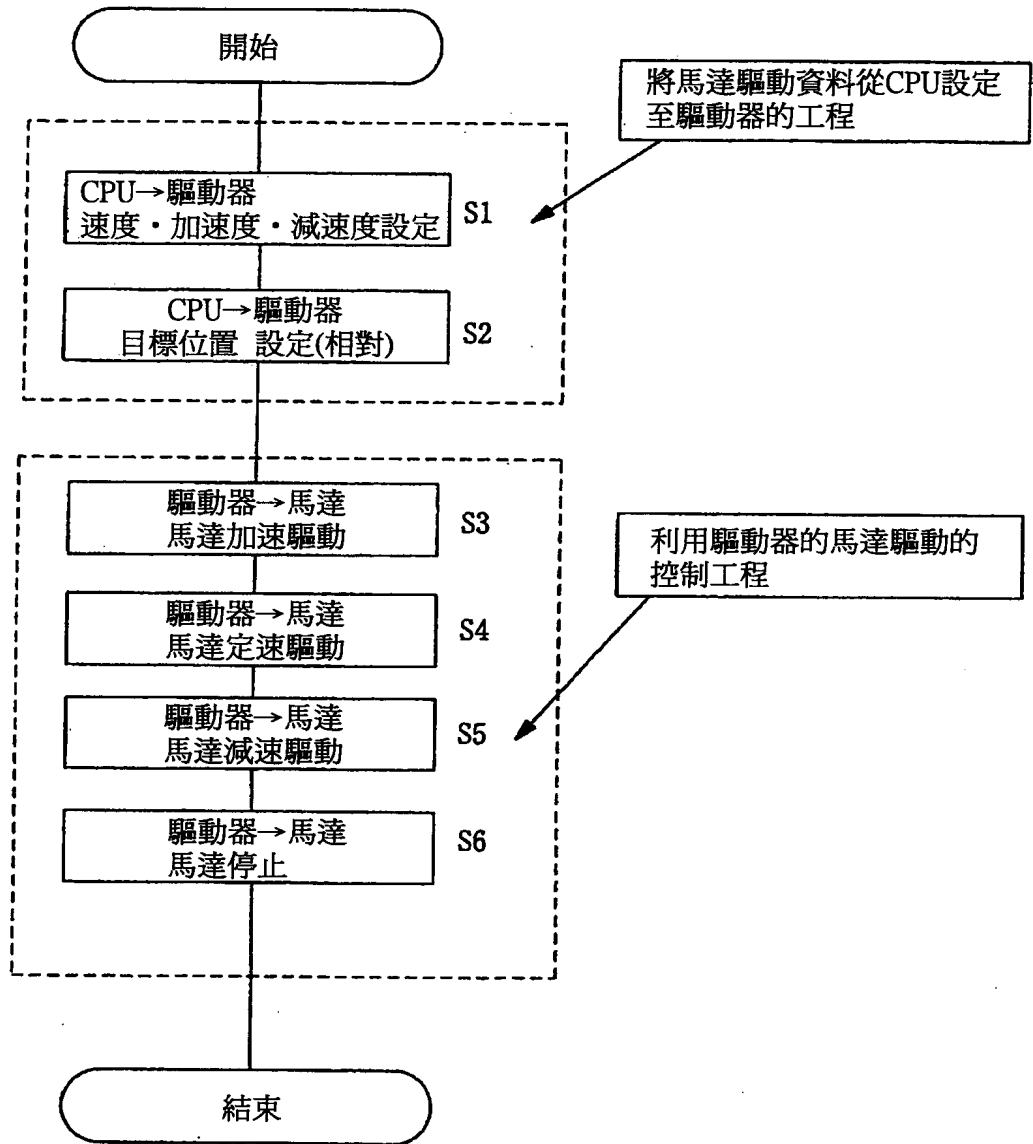
第5圖



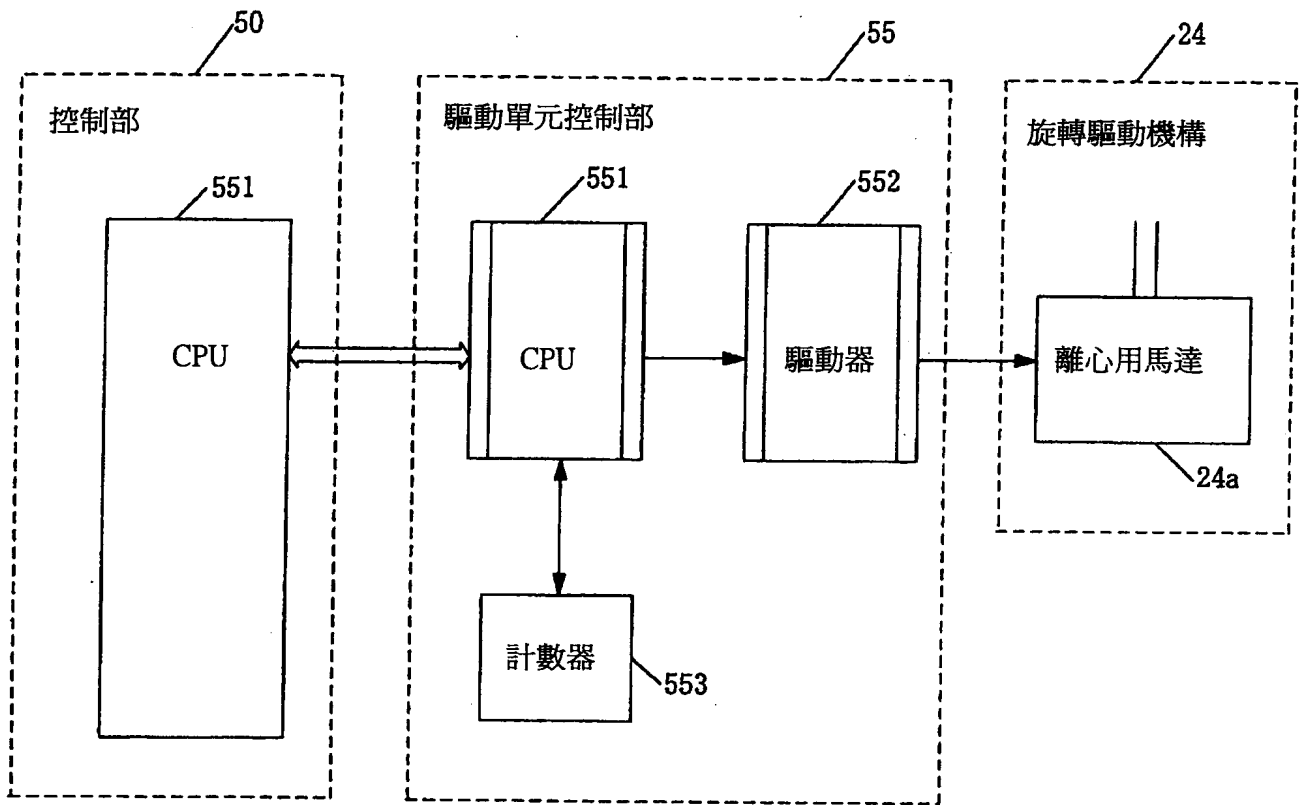
第6圖



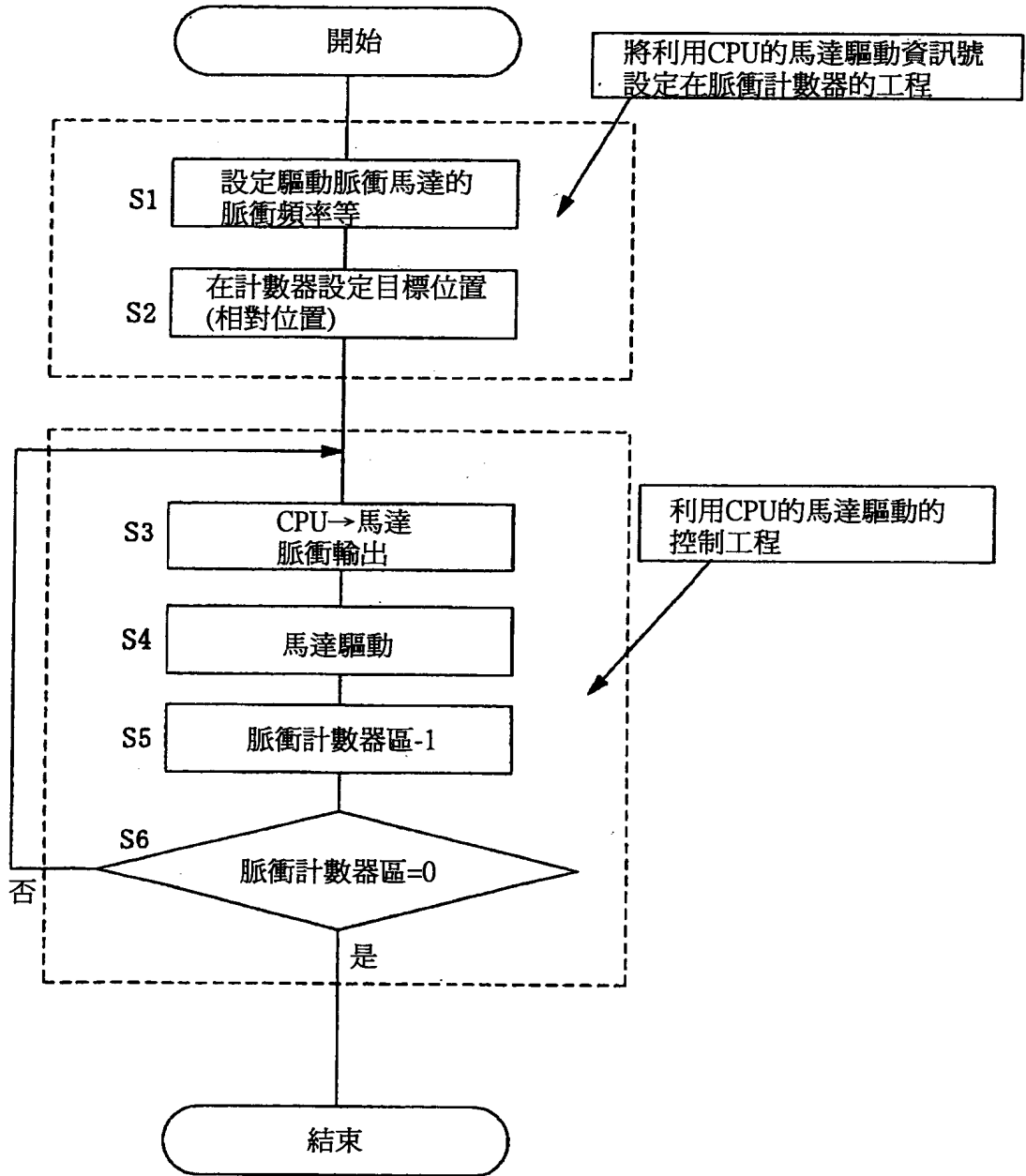
第7圖



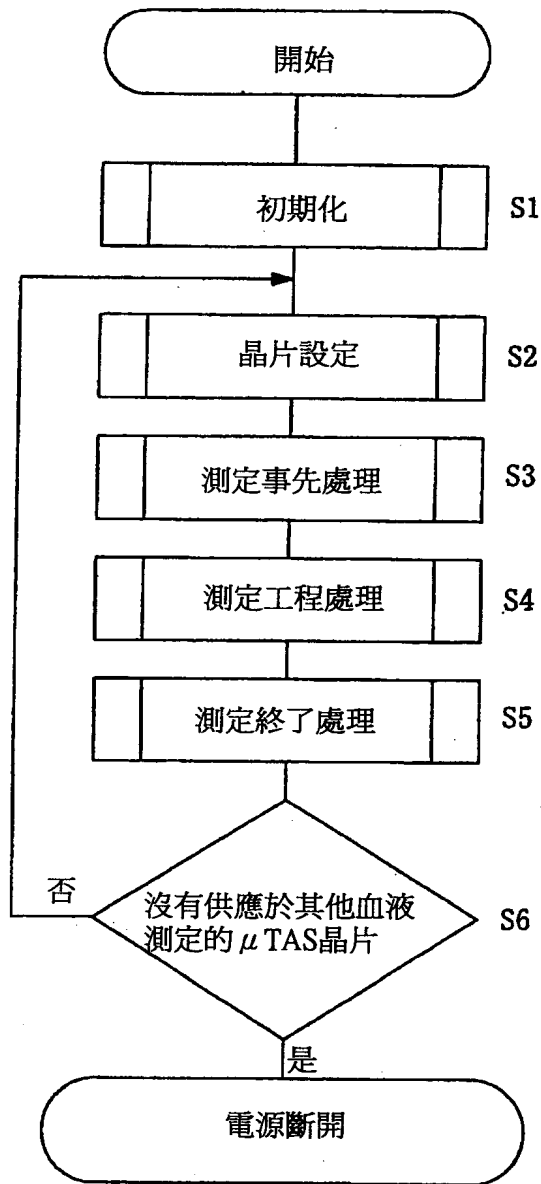
第8圖



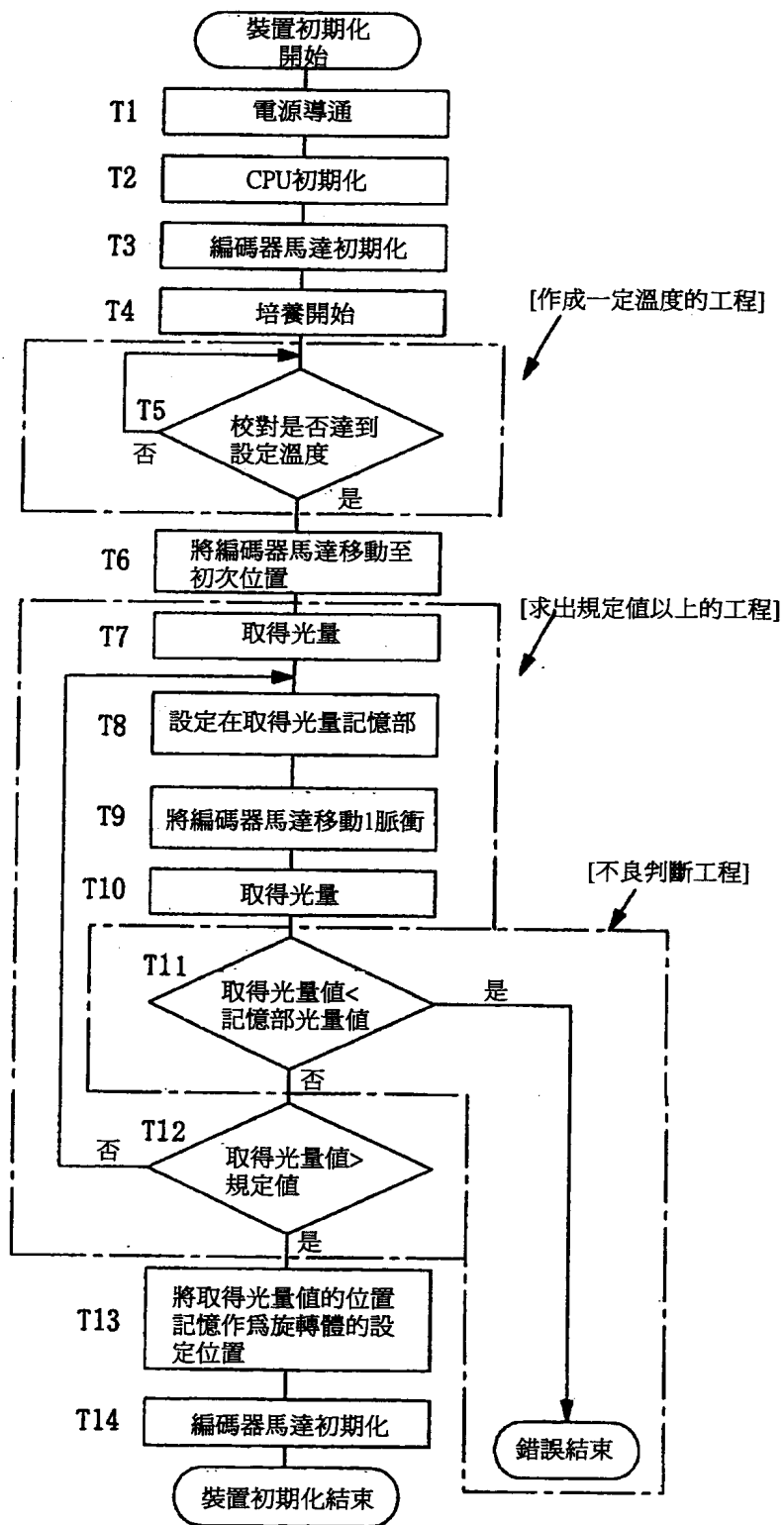
第9圖



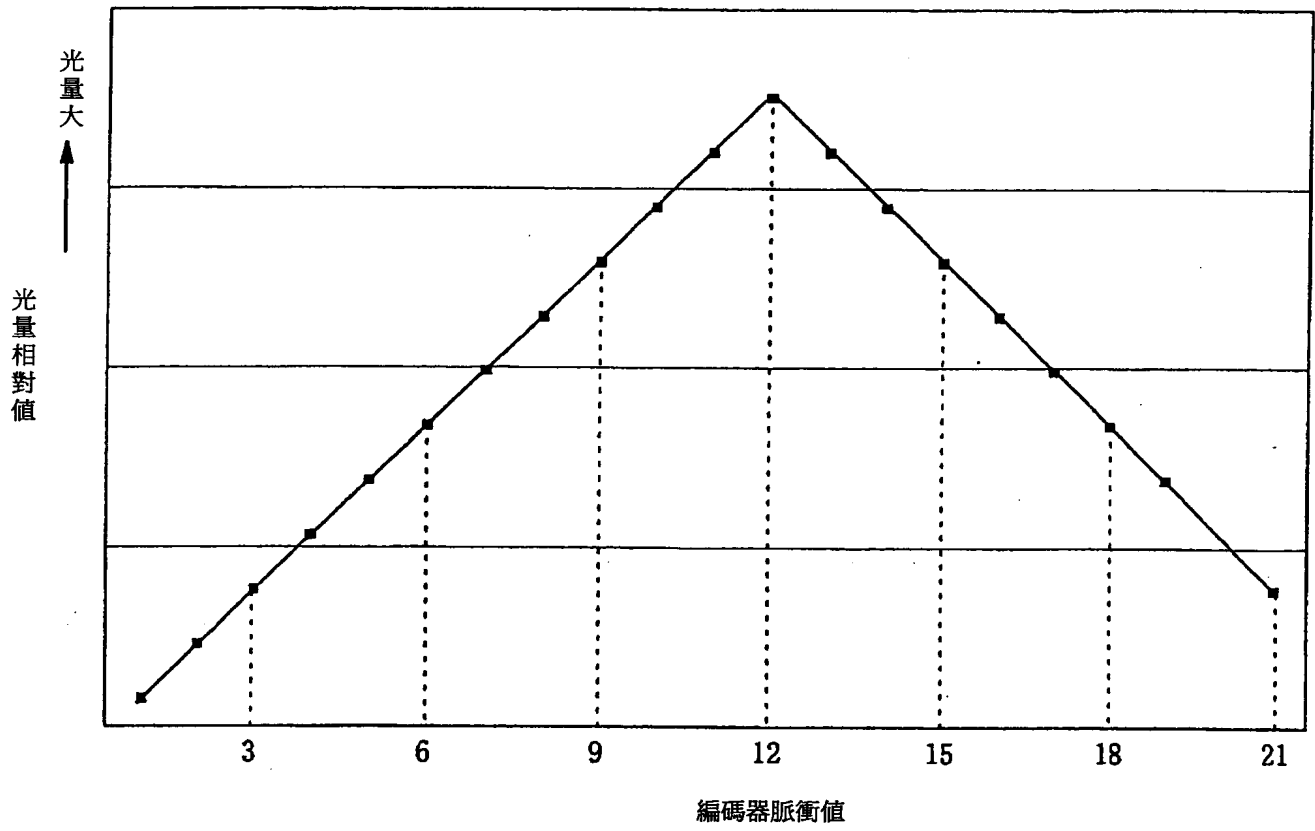
第10圖



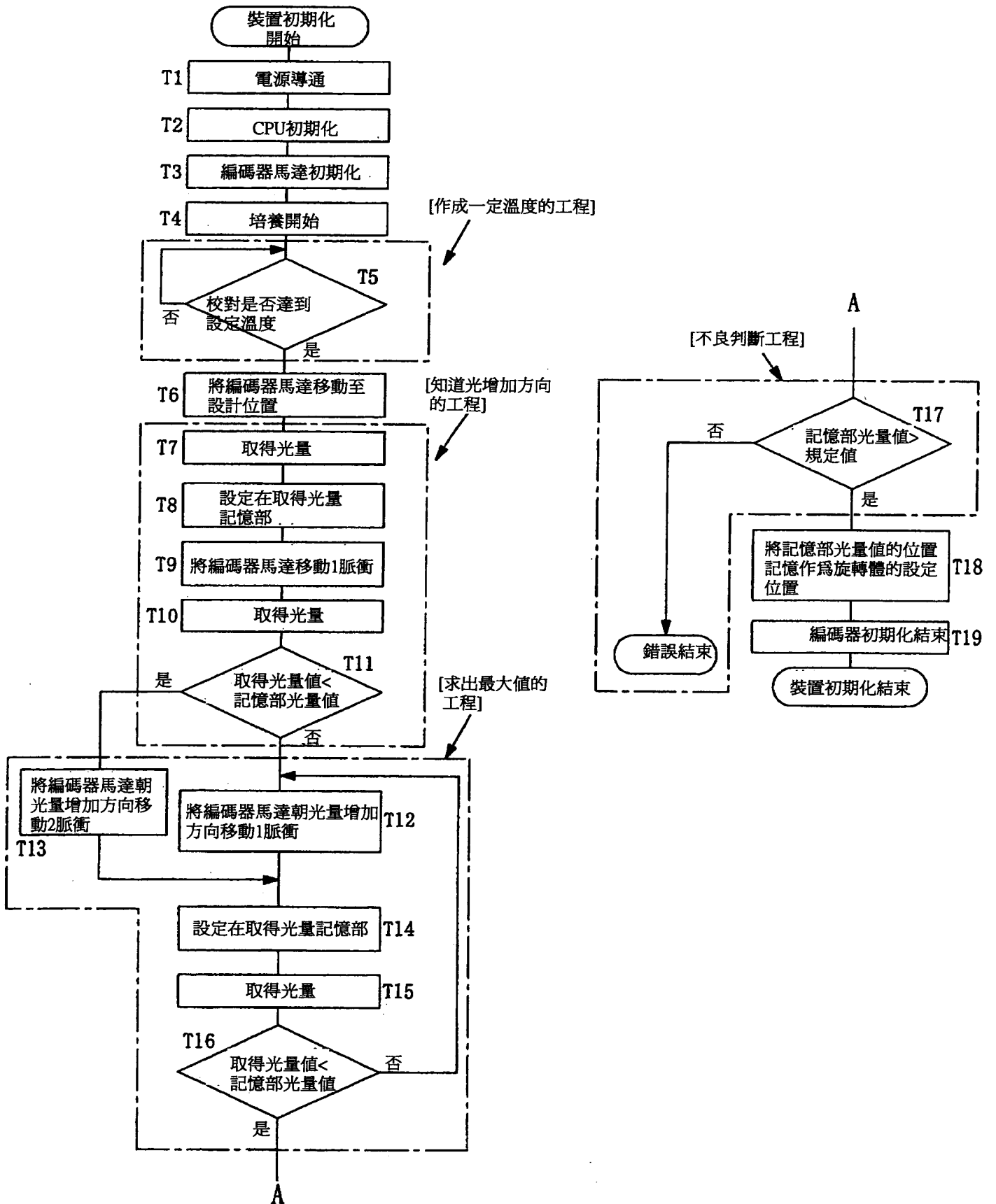
第11圖



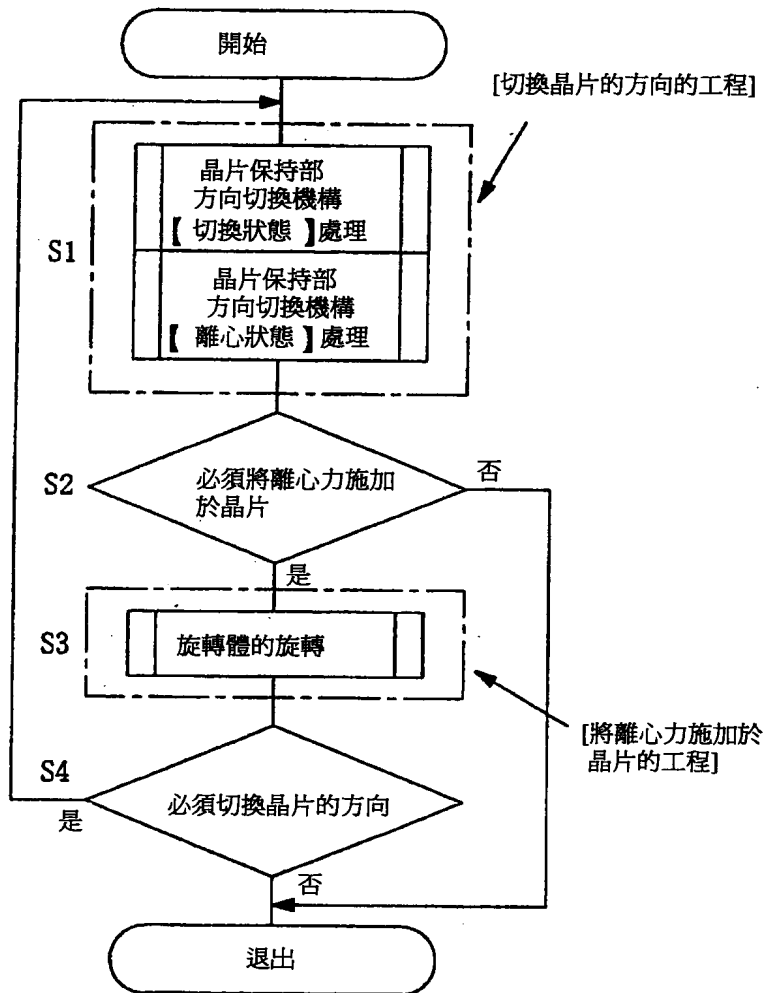
第12圖



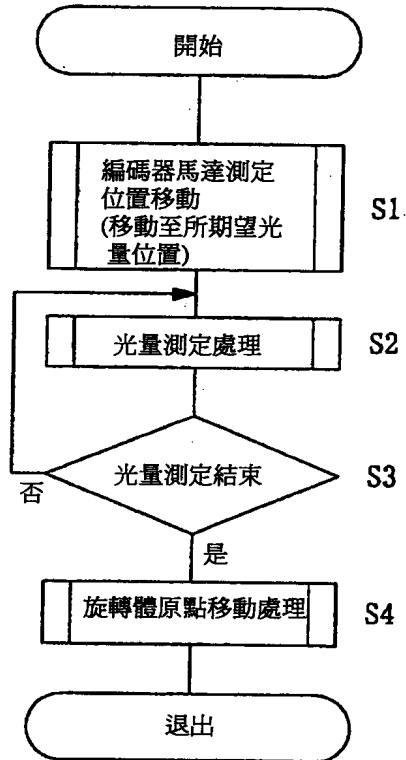
第13圖



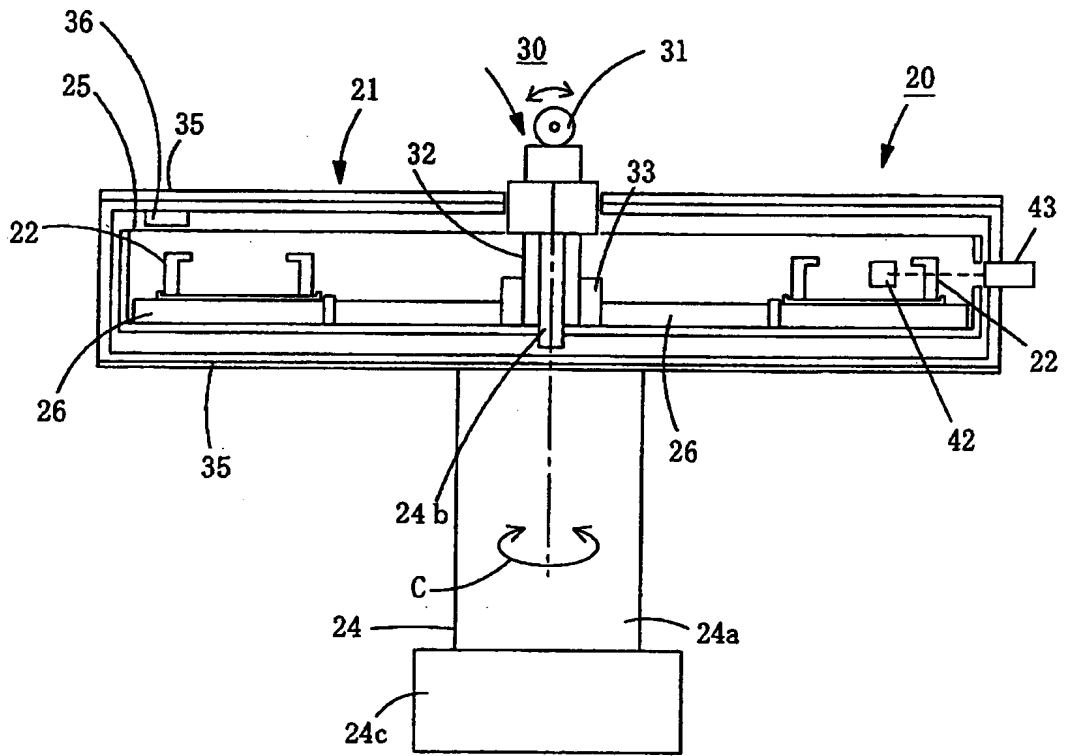
第14圖



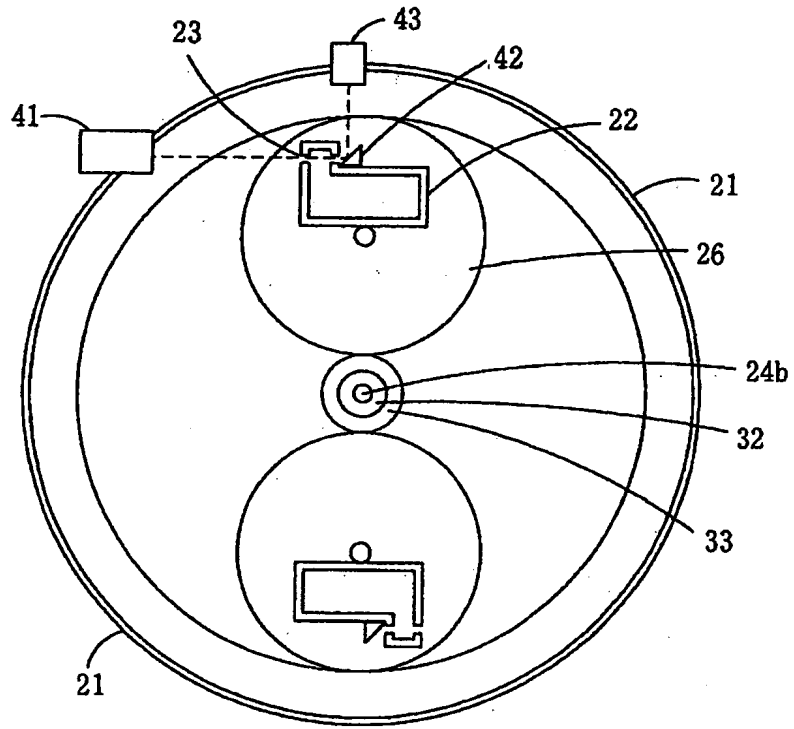
第15圖



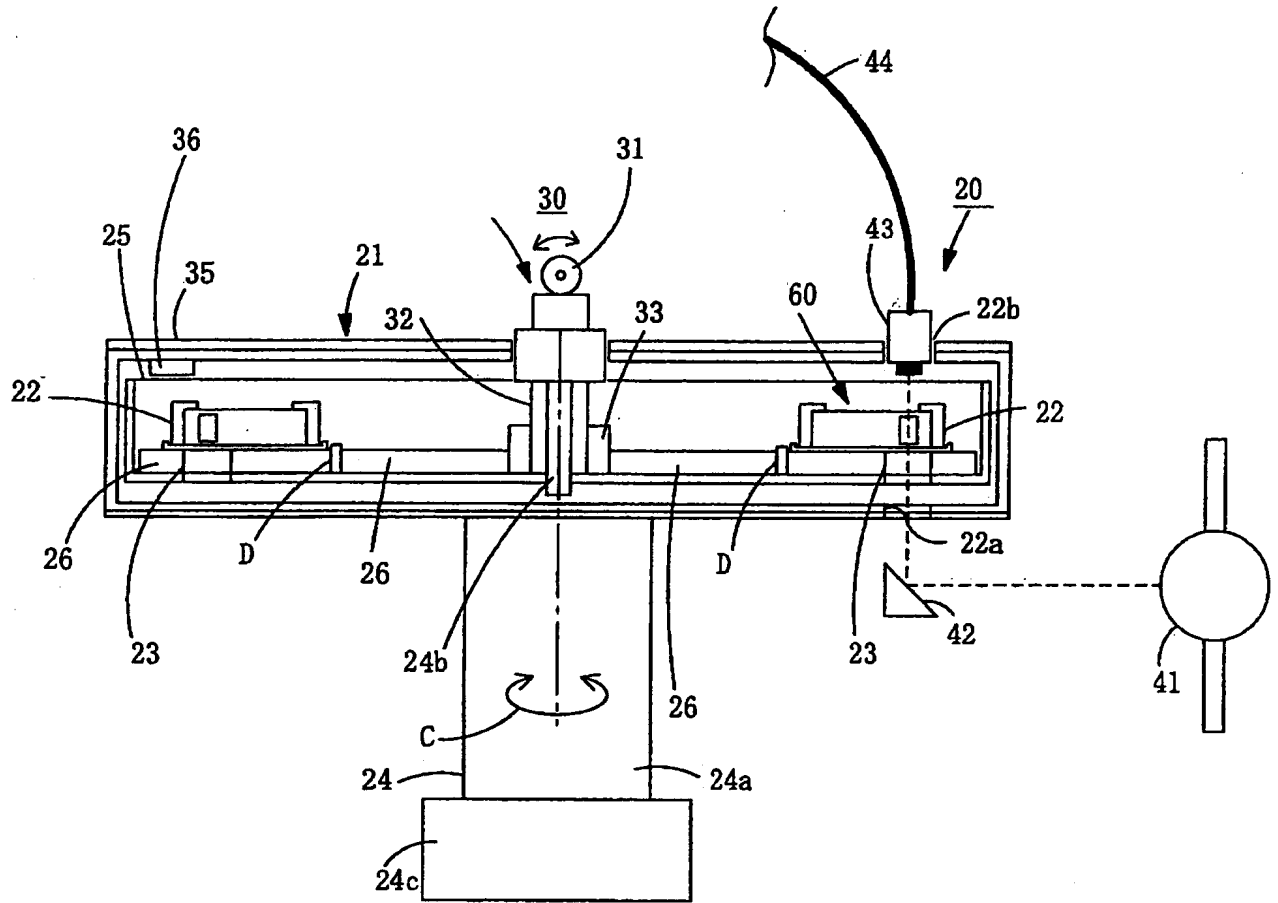
第16圖



第17圖



第18圖



四、指定代表圖：

(一) 本案指定代表圖為：第(5)圖。

(二) 本代表圖之元件符號簡單說明：

22：晶片保持部	23：孔徑部
24：旋轉驅動機構	25：旋轉體
26：方向切換用齒輪	27：驅動單元
30：晶片方向切換機構	35：加熱手段
36：溫度測定手段	40：測定單元
41：光源	42：反射鏡
43：受光部	50：控制部
55：驅動單元控制部	501：初期化工程控制部
502：測定工程控制部	503：測定位置設定部
504：記憶部	

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：無