

295543

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
I P C 分類：

A6

B6

本案已向：

國(地區) 申請專利，申請日期： 案號： ，☐有 ☐無主張優先權
美 1993.05.07 08/059,164

有關微生物已寄存於： ，寄存日期： ，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明(1)

發明背景

本申請案係為共待審申請案序號07/987,766 (1992年12月9日提出申請)之部份連續案。

本發明係關於以非侵入性方式檢測活動物體中分析物濃度之技術，且特別是使用紅外線與近紅外線光譜技術，以進行人類血液中葡萄糖濃度之非侵入性檢測。

於各種病情之診斷與治療上，度量血液中各種成份之濃度，是很重要的。例如，在糖尿病之治療上，必須以周期為基礎，度量血液中葡萄糖之濃度。對於經歷胰島素依賴性或第I型糖尿病之人們而言，經常必須或期望每天度量血液葡萄糖濃度數次。在冠狀動脈疾病之預防上，獲得膽固醇濃度之正確讀數是很重要的。其他血液分析物（例如膽紅素與酒精）濃度之度量，對於各種診斷目的而言，亦是很重要的。

此種血液成份濃度之正確度量，正如目前實施之情況，係需要獲得一份血液試樣，例如刺傷手指。藉由此種侵入技術獲得血液試樣，係為痛苦且麻煩的。於糖尿病患者之情況中，一天中需要刺割手指數次，以追蹤葡萄糖程度，此會造成大量疤痕組織之蓄積。事實上，由於此侵入方法之疼痛與麻煩，故許多糖尿病患者均認為不要如所建議一樣頻繁地追蹤其葡萄糖程度。此種未能追蹤葡萄糖程度之結果，係為經歷糖尿病之長期健康影響之較大冒險。此等健康影響係包括對眼睛之傷害，而造成視力之部份及經常是全部之損失，及對於肢端之傷害，其可能造成必須截肢

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(2)

。在美國有數以百萬計之個人，獨自遭受糖尿病之苦。結果，患有糖尿病之個人，未能可信賴地追蹤其葡萄糖程度，係為一項重要的公共衛生問題。

為提供現存之侵入性血液葡萄糖追蹤技術之一項替代方式，已提出各種非侵入性血液葡萄糖檢測技術。此等技術之最有希望者之一，係為非侵入性紅外線光譜技術。於此項技術中，係使用紅外線或近紅外線輻射，照射病患皮膚之一部份。然後度量所形成之輻射，此輻射係向後散射或傳送經過身體部份，例如手指。已希望能夠藉由適當光譜分析技術，測定血液中之葡萄糖濃度。

正確測定哺乳動物中分析物（例如在糖尿病患者血液中之葡萄糖）濃度之能力，係直接與入射輻射與病患身體之交互作用所造成之輻射中之信號對噪音比例（信噪比）有關。增加所形成輻射之信噪比，及藉以改良葡萄糖濃度之測定正確之一項方式，係增加入射輻射之強度（意即亮度）。但是，增加入射輻射之強度，亦會使得在入射輻射之身體中，被水吸收所造成之加熱作用增加。此加熱作用會造成對病患之不舒服性，且甚至會涉及燒傷該病患之危險。

因此，本發明之一項目的，係為克服先前技藝之缺點與弱點，及提供對於哺乳動物中分析物濃度之精確有效之非侵入性測定，且特別是測定人類病患血液中葡萄糖之濃度。

本發明之一項特殊目的，係為提供一種正確測定分析物濃度而不會燒傷病患身體之方法。

五、發明說明(3)

本發明之其他目的與優點，可從下文較佳具體實施例之詳述而明瞭。

發明摘述

本發明係為一種供非侵入性測定哺乳動物體中至少一種分析物濃度之方法與裝置。根據本發明，係使用入射輻射，照射哺乳動物身體之一部份，其中該入射輻射係包括連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶。檢測所形成的從該身體部份所放射出之輻射，並自所檢測之所形成之輻射，導出該分析物濃度之數值。

附圖簡述

為更瞭解本發明，關於其組織及關於其操作方法，以及其附加目的與優點，可伴隨著附圖，參考下文說明，於附圖中：

圖1 為一方塊圖，說明本發明之一項具體實施例，以其實施本發明之方法；

圖2 為圖1 具體實施例之一種較佳輻射源之方塊圖；

圖3 描繪水在近紅外線波長範圍內之吸收光譜；

圖4 描繪藉由圖2 輻射源之連續輻射發生器所發射出之連續波長輻射；及

圖5 描繪藉由圖2 輻射源之濾波器系統所傳送之入射輻射。

較佳具體實施例之詳述

圖1 顯示供非侵入性測定哺乳動物體中至少一種分析物濃度之裝置11。此裝置包括近紅外線輻射源[✓]13，第一個透

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(4)

鏡系統15，雙導體纖維光學探針17，第二個透鏡系統19，光譜分析器／檢測器21，數據處理器與控制器23，輸出顯示裝置25、及輸出記錄器27。

將來自輻射源13之入射輻射，藉第一個透鏡系統15，聚焦在纖維光學探針17上，其係將入射輻射傳送至哺乳動物身體之一部份31上。探針17亦會接收所形成的來自部份31之輻射，並傳送至第二個透鏡系統19，其會將所形成之輻射聚焦在光譜分析器／檢測器21上。光譜分析器／檢測器21會分析所形成之輻射，且數據處理器與控制器23係測定分析物濃度，其可顯示在輸出顯示裝置25及／或記錄在輸出記錄器27上。

現在參考圖2，其係顯示根據本發明圖1之輻射源13之方塊圖。光源13係產生輻射，此輻射係在近紅外線範圍內（意即，在約1300毫微米與約2400毫微米之間），包括連續波長輻射之兩個或多個不同光帶。輻射源13係包括連續波長輻射發生器202與濾波器系統204。

連續波長輻射發生器202，可為一種鎢絲燈泡。為在歷經時間下，使輻射強度保持恆定，可將連續波長輻射發生器202與其四周環境熱隔離，並可將經過該燈絲之電流保持恆定。連續波長輻射發生器202，係發射電磁輻射越過連續波長範圍。此連續波長輻射係從連續波長輻射發生器202，傳送至濾波器系統204。

濾波器系統204，係過濾所接收之連續波長輻射，並傳送入射輻射。此入射輻射係照射哺乳動物身體之一部份。

五、發明說明(5)

此入射輻射係包括連續波長輻射之兩個或多個不同光帶。意即，此入射輻射係包括呈兩個或多個不同光帶之電磁輻射，各光帶具有連續波長範圍。

若其個別連續波長範圍不重疊，則電磁輻射之兩個光帶不同。例如，具有連續輻射在1650毫微米與1750毫微米光帶範圍間之第一個光帶，係與具有連續輻射在1850毫微米與1950毫微米光帶範圍間之第二個光帶不同，但第一個光帶，與具有連續輻射在1700毫微米與1800毫微米光帶範圍間之第三個光帶，並非不同。再者，例如，在1790毫微米波長下之輻射，可稱為係“落在”連續波長輻射之第一個與第二個光帶之間，因為1790毫微米係大於第一個光帶之波長，且低於第二個光帶之波長。

對本專利說明書之目的而言，咸認下述情況之輻射光帶是連續的，(1)若此光帶含有位在此光帶範圍間之所有波長，或(2)若在此光帶範圍之間，有足夠數目之不連續波長，其係被足夠小之增量所分隔，以允許按本專利說明書中後文更詳述之方式預處理。因此，一個連續輻射之光帶，可藉單一光源(例如單一鎢絲燈)或藉多個光源(例如一組適當的紅外線發射二極體)所產生。

在一項較佳具體實施例中，連續波長輻射發生器202係為一種35瓦特鎢絲燈泡，當在9.7瓦特下操作時，其會產生從約300毫微米至約3000毫微米範圍之輻射。濾波器系統204，較佳係過濾所接收之連續波長輻射中之所有輻射，其具有低於約1300毫微米且大於約2400毫微米之波長。

五、發明說明(6)

熟諳此藝者亦會明瞭，在本專利說明書中所使用之“濾波器”術語，係指會阻斷或衰減在指定波長範圍內之電磁輻射之任何適當裝置。

除了過濾低於約1300毫微米及高於約2400毫微米之波長以外，濾波器系統204會過濾位在1300毫微米至2400毫微米範圍內之一或多個選定之波長範圍中之輻射，於是界定連續波長輻射之兩個或多個不同光帶。較佳情況是，經選定之波長範圍，係相應於被水吸收之輻射光譜中之波峰。

被身體中之水所吸收之輻射，咸認係為非侵入性測定哺乳動物體中分析物濃度之習用方法期間，使身體加熱之主要來源。因此，根據本發明，藉由過濾相應於水吸收之輻射，故燒傷此哺乳動物之危險性會降低。

藉由過濾水吸收峰附近之輻射，故可降低此加熱作用，但減少最少之數據點。例如，藉由從1300毫微米至2400毫微米之範圍中過濾出約20%，則可使此加熱作用降低約70%。

此外，由於水吸收波長被過濾，故入射輻射在所傳送波長下之強度，相對於習用非侵入性葡萄糖測定方法中所採用之強度而言，可被增加。結果，其信噪比及因而是分析物濃度測定之準確性，均會改良，而不會增加燒傷哺乳動物之危險性。

例如，如圖3中所示，在近紅外線吸收光譜中關於水之兩個吸收峰，係發生在約1440毫微米與1935毫微米下。於本發明之一項較佳具體實施例中，濾波器系統204係過濾

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(7)

具有波長為 (a) 低於 1300 毫微米，(b) 在 1880 毫微米與 2100 毫微米之間，及 (c) 大於 2400 毫微米之輻射。於此較佳具體實施例中，濾波器系統 204 係傳送具有連續波長輻射之兩個不同光帶之入射輻射 (i) 從 1300 毫微米至 1880 毫微米，與 (ii) 從 2100 毫微米至 2400 毫微米。圖 4 描繪藉由連續輻射發生器 202 所發射出之連續波長輻射，且圖 5 描繪藉由濾波器系統 204 所傳送之入射輻射。

熟諳此藝者將明瞭，濾波器系統 204 可包括適當寬帶干涉濾波器與有色玻璃或染色塑膠之組合，以過濾藉由連續波長輻射發生器 202 所產生之連續波長輻射。此寬度干涉濾波器，可為塗敷至玻璃或塑膠組件上之塗層。

熟諳此藝者亦明瞭的是，輻射源 13 可使用兩個或多個不同輻射源補充，該輻射源具有適當過濾作用，以產生根據本發明之入射輻射。例如，可使用兩組或多組紅外線發射二極體，以產生具有連續波長輻射之兩個或多個不同光帶之入射輻射。

再一次，參考圖 1，透鏡系統 15 與 19 係由單一透鏡符號作代表。於實際作業中，其係為透鏡之適當組合，包括聚焦透鏡及在出口側上之準直儀。透鏡系統 19 可包括一種呈 Czerny-Turner 形態之分光計。纖維光學探針 17，係包括一個用以傳送輻射至病患身體之一部份 31（例如耳垂或手腕）之輸入輻射導體 29，及用以接收所形成的來自該部份 31 之輻射之拾波或檢測輻射導體 33。輸入導體 29 之輸出端，與拾波導體 33 之輸入端或檢測端，較佳係與患者身體之

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(8)

部份 31 之外表面呈牢固接觸。雖然各導體 29 與 33 係以一個符號代表一個單獨導體，但在本發明之實際作業上，各輻射導體係包括成束之光纖。

將來自光源 13 之輻射，藉透鏡系統 15 導引進入導體 29 中，並在其出口處，投射進入部份 31 中。此入射輻射會在身體部份 31 內引起散射輻射，其中一部份會通過導體 33 之末端，並經過此導體，及藉透鏡系統 19 導引進入光譜分析器 / 檢測器 21 中。光譜分析器 / 檢測器 21 可為得自 Pacific 科學公司之 Pacific 科學儀器部門 (2431 Linden Lane, Silver Spring, MD 20910) 之 6500 型系統近紅外線分光計。

雖然圖 1 揭示之裝置係分析散射輻射，但是所傳送輻射之分析，意即較少向後散射及吸收輻射，再加上任何向前散射輻射之輸入輻射，係在本發明相當事物之範圍內。於此情況中，導體 29 與 33，並非以並排方式與身體部份 31 之相鄰表面接觸，而係與身體部份 31 之相反兩側上之外表面接觸，例如，與耳垂之相反表面接觸。於此情況中通過導體 33 之輻射，主要為來自光源 13 之輻射，被血液、葡萄糖及其他血液成份中之水分子所散射及吸收之輻射較少。皮膚亦對散射與吸收作用有貢獻。

使用如圖 1 中所示之裝置，將所形成的藉由身體部份 31 所發射之向後散射輻射，藉拾波導體 33 與透鏡系統 19，通至光譜分析器 / 檢測器 21，於此處將此輻射擴展成光譜。將此光譜聚焦在光檢測器之陣列上。例如，可將 15 毫微

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(9)

米之範圍聚焦在各檢測器上。此等檢測器可為硫化鉛檢測器，其為穀物與其他農業產物之紅外線光譜領域上所習知者。各檢測器會使得相應經選定波長範圍中之輻射，轉換成電信號，將此電信號傳送至數據處理器23。在一項較佳具體實施例中，於各檢測器與數據處理器之間，有一個前置放大器、一個放大器及一個模擬-數字轉換器。應注意的是，為降低噪音影響，較佳係在檢測器之前，提供一個斬波器，以調製此紅外線光束。此放大器為一種鎖定放大器，以致僅有含數據之信號部份，被傳送至模擬-數字轉換器。

然後，此數據處理器係對輻射強度量對波長之函數，施加一個預處理步驟。此預處理步驟具有使得檢測器偏移與漂移之影響降至最低或消除之作用。在一項較佳具體實施例中，此預處理步驟係包括取得其強度對波長函數之第 n 次導數，且特別是第二導數。或者，此預處理步驟可包括之步驟是，從光譜中之各數據點，減去整個光譜之平均，然後將各數據點除以整個光譜之標準偏差。

然後使得該預處理過之數據，接受多變異分析。此多變異分析步驟之結果，係為葡萄糖濃度。多變異分析之各種技術，係為化學技藝上所已知者。一種較佳多變異分析技術，為部份最小平方(PLS)。此部份最小平方技術，係陳述於例如 Geladi & Kowalski，部份最小平方回歸法：A Tutorial, Analytica Chimica Acta, 185 (1986) 1-17。各種市售軟體包裝，均可用以實施此部份最小平方技術

五、發明說明 (10)

。此種軟體包裝係由例如 NIR 系統 (Silver Spring, Maryland) , 以 NSAS 名稱銷售 (伴隨著某些設備) , 及以 Galactic 工業 (Salem, New Hampshire) 之光譜計算、實驗室計算及 GRAMS 軟體包裝銷售。亦可使用其他技術, 例如主成份回歸、主成份分析及多重回歸分析 (亦稱為多重線性回歸分析或尋常最小平方分析)。對於使用此等技術建立模式之技藝很熟悉者, 將能夠使用適當市售軟體包裝, 進行此等作業。若數據點之數目相對較小, 則通常係採用多重回歸分析之技術。

於使用多變異技術時之第一個步驟, 係為發展一種模式。此模式係使得關於波長之預處理透射比與反射比之各種數值, 與分析物濃度產生關係。於發展此模式時, 係採用本發明之裝置, 以取得在一被實驗者上經反射或經傳送光強度之度量值。同時, 使用侵入性、高正確性方法, 以測定分析物濃度。此程序係於一段分析物濃度範圍下, 完成兩組數據。此兩組數據之一, 為校準組, 而另一組為預測組。

此校準組之強度值係經預處理, 且作為多變異模式發展軟體, 以及以侵入性方式度量之分析物濃度之輸入值使用。於 PLS 技術中, 此軟體係計算最初一組因素, 此等因素係構成一個最初模式。然後採用此最初模式, 以便從預測組紅外線強度值, 獲得分析物濃度。然後將此預測值, 與同時使用預測組紅外線強度值獲得之以侵入方式測定之分析物濃度作比較。然後, 熟諳建立 PLS 模式技藝之適當人

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(11)

目，係再審核及分析此最初模式之因素，並作適當調整，以發展一種經改良之模式。被熟諳建立多變異統計學模式技藝之人員所採用之技術，係列示於例如 Mark 所著之光譜校準之原理與實務(1992)中。在已反覆發展一種可接受模式後，將此模式用在分析真實數據上，以獲得分析物濃度。

本發明之一項可能的應用，係測定哺乳動物血液中葡萄糖之濃度。葡萄糖係以不可忽視之濃度，發生在哺乳動物組織(意即，活細胞)中，以及在哺乳動物血液中。於活細胞中，葡萄糖係被代謝成葡萄糖磷酸，其具有極類似葡萄糖之吸收光譜。因此，藉由使用本技術之儀器，會將葡萄糖磷酸檢測成葡萄糖。

再者，於血流中及於細胞中之葡萄糖濃度，可能互相不同，且可能隨著時間而改變。特別是，在患有糖尿病之人們中，其為最可能採用非侵入性葡萄糖檢測技術者，已發現於血液中之葡萄糖濃度與組織中之葡萄糖濃度間，幾乎無可預測之關係。結果，習用非侵入性葡萄糖檢測器。難以正確地校準。

根據本發明之一項較佳具體實施例，係進行一種採用血液體積調製技術之校準程序，以提供在哺乳動物體中血液葡萄糖濃度之正確測定。此校準程序較佳係採用下列步驟：

- (1) 採用本發明，以非侵入性方式測定哺乳動物之富含血液之身體部份中之葡萄糖濃度，其方式是照射該

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (12)

哺乳動物之富含血液之身體部份，並檢測所形成之輻射；

(2) 採用本發明，以非侵入性方式測定哺乳動物之血液貧乏之身體部份中之葡萄糖濃度，其方式是照射該哺乳動物之血液貧乏之身體部份，並檢測所形成之輻射；

(3) 採用一種習用技術，以侵入性方式測定血液中之葡萄糖濃度；及

(4) 進行本發明之多變異分析，以處理得自富含血液與血液貧乏之身體部份之吸收光譜，及以侵入性方式測得之血液葡萄糖濃度，而產生一組因素，當乘以特定之光譜時，提供其血液葡萄糖濃度。

於校準後，較佳係接著採用一種血液體積調製技術，藉此技術自富含血液與血液貧乏之身體部份，取得輻射度量值，以非侵入性方式測定哺乳動物中之血液葡萄糖濃度。

應明瞭的是，在未偏離本發明範圍下，可在本發明之方法與裝置中達成相當大之變化。結果，雖然本發明方法與裝置之一種較佳具體實施例已於上文描述，但應強調的是，本發明並不限於一種較佳具體實施例，且存在其他替代性具體實施例，其係完全涵蓋在本發明範圍內，其係欲予僅受限於隨文所附之申請專利範圍。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

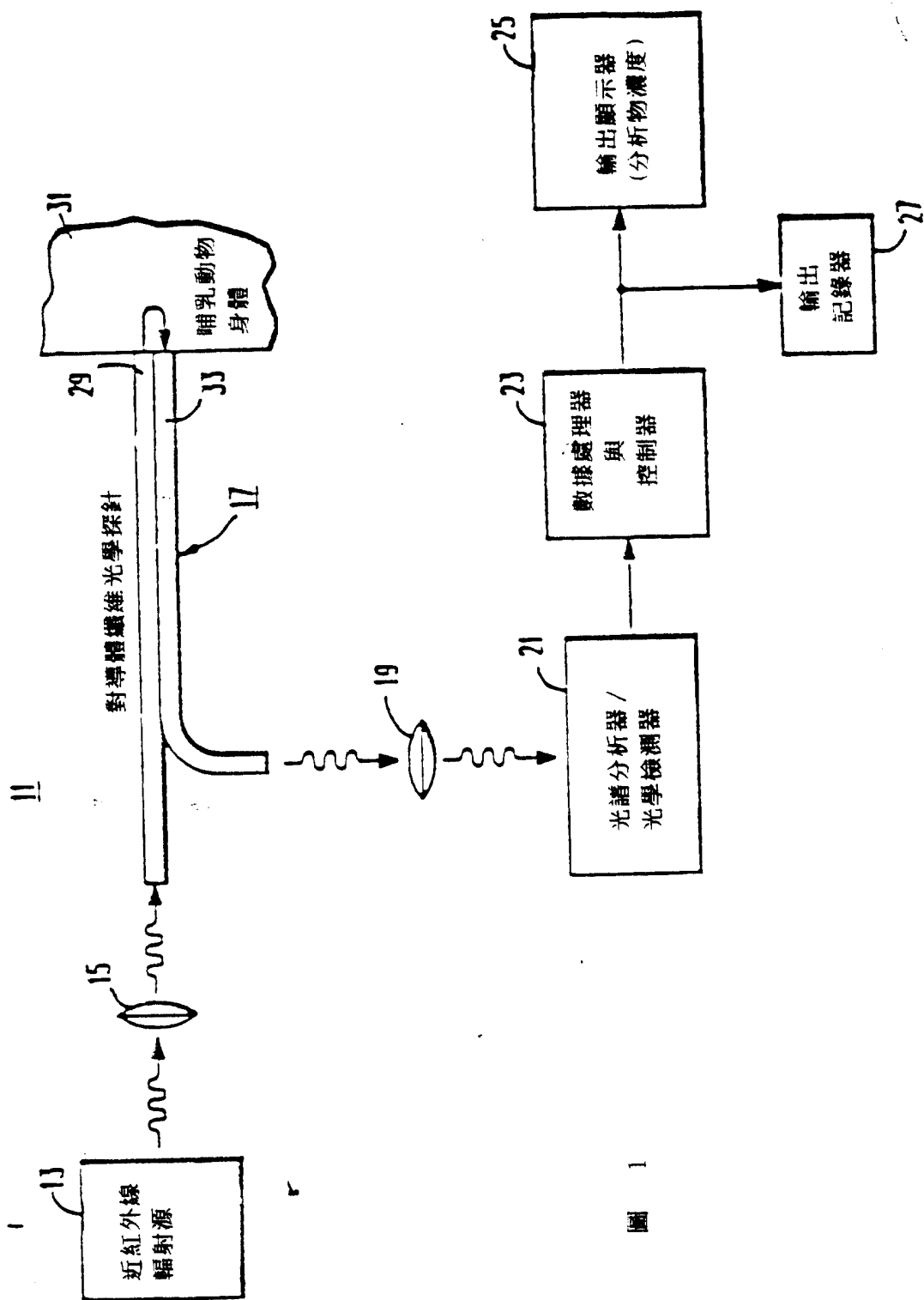


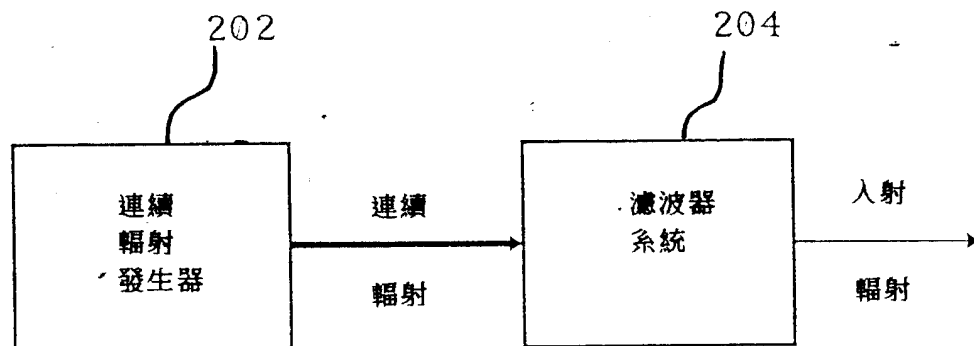
圖 1

84年7月20日修正
補充

第83110022號專利申請案
中文圖式修正頁(84年7月)

圖 2

13



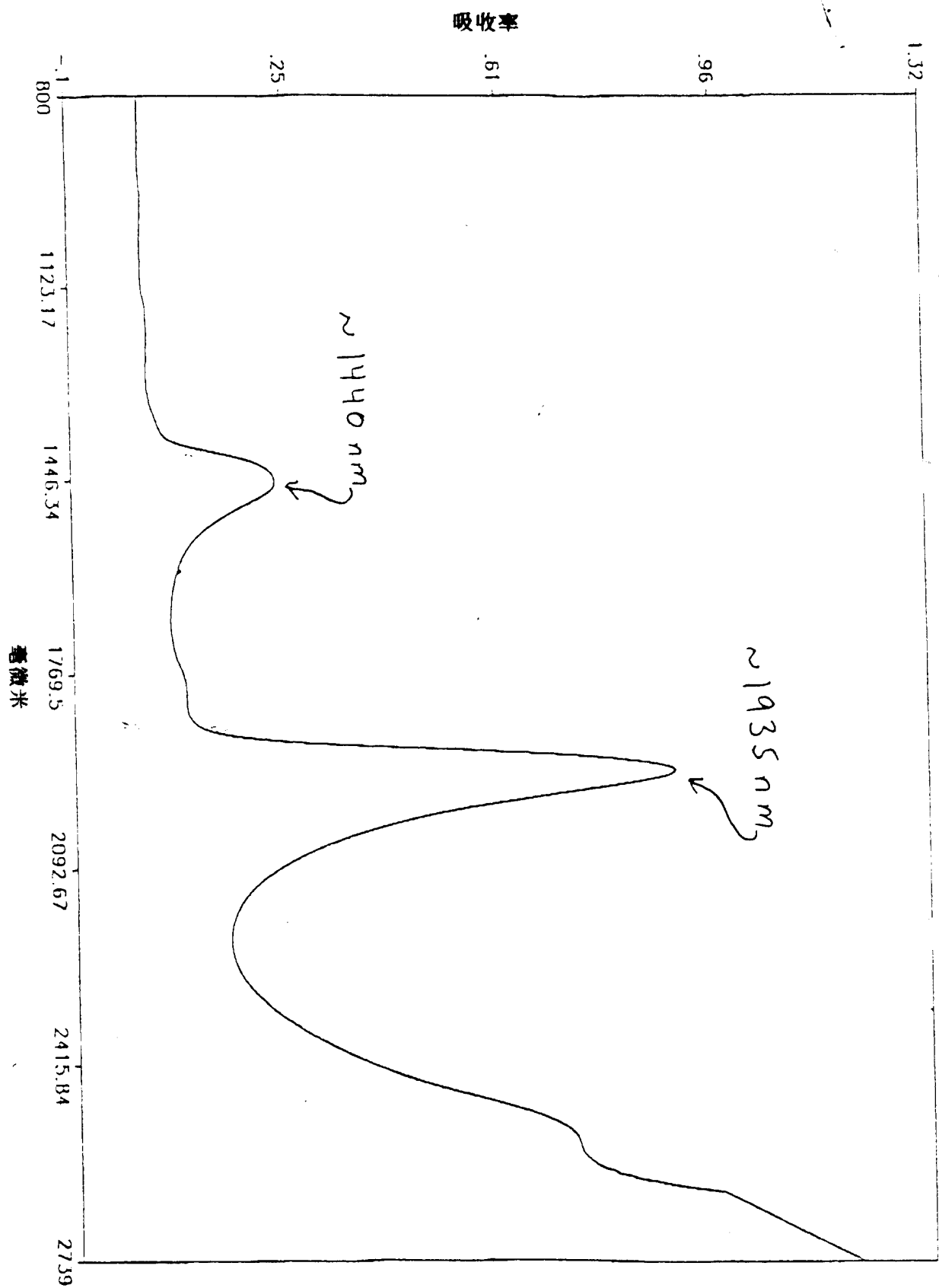
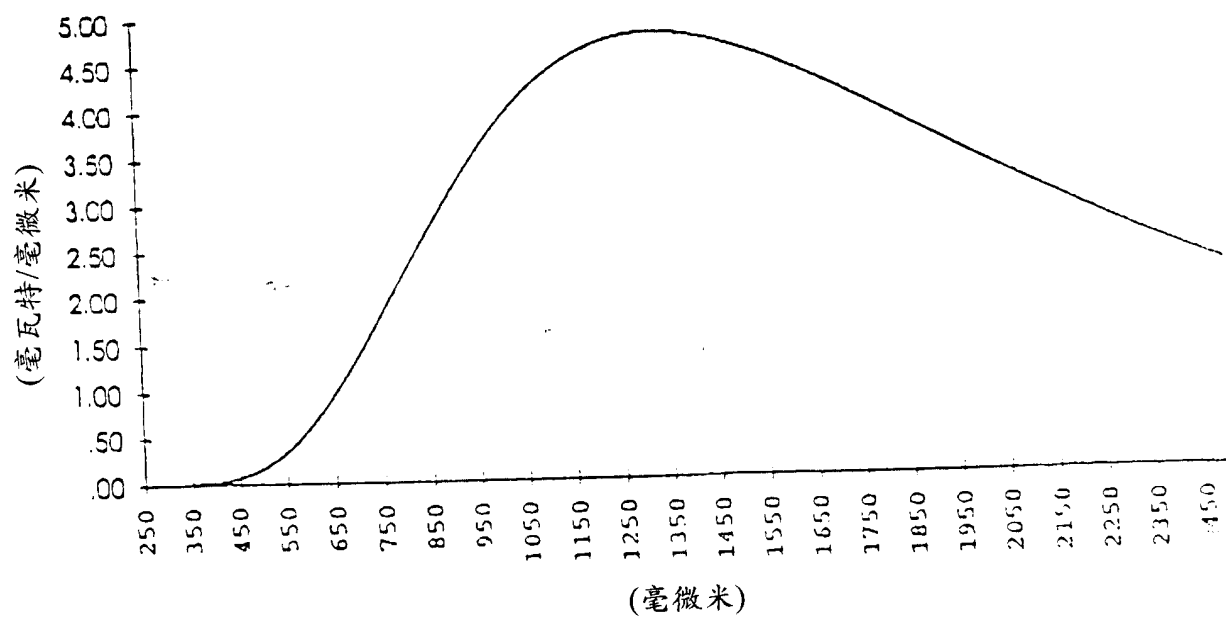
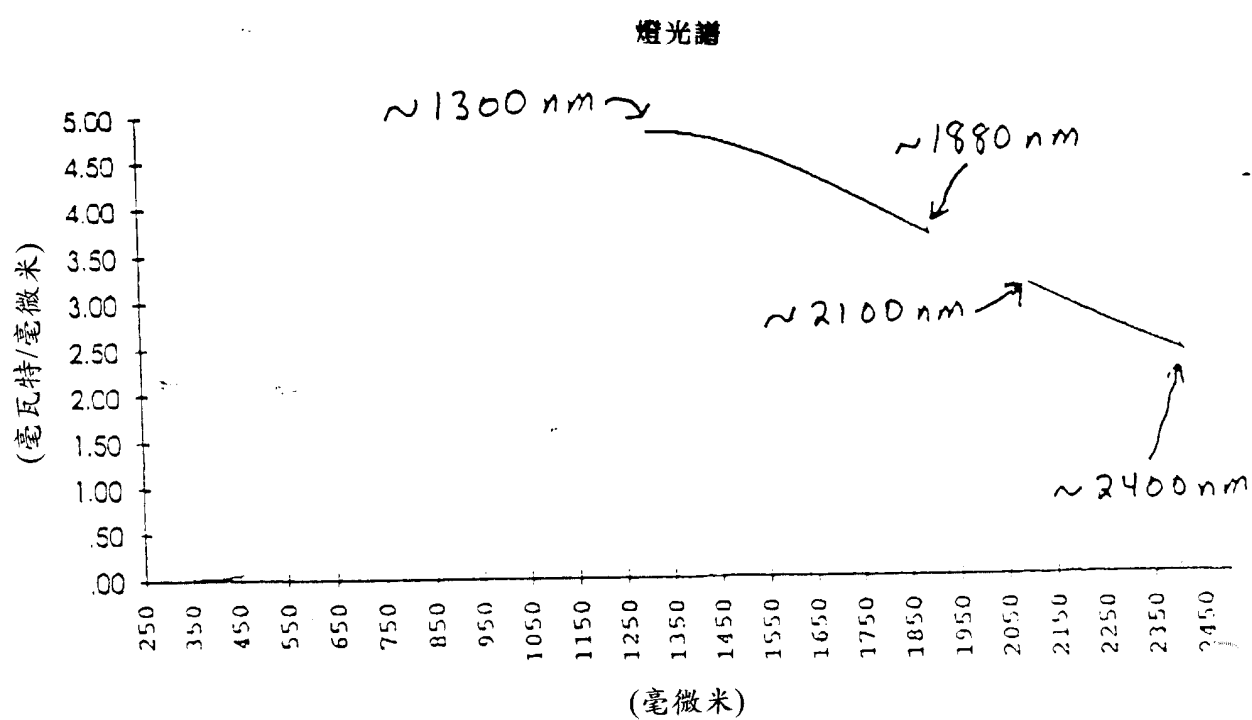


圖 3

燈光譜



295543



公告本 295543

82年11月7日修正補充

申請日期	83.10.29
案 號	83110022
類 別	A61B 5/14, G01N 21/50, G06F 17/00

A4
C4

(84年 11月 修正 頁)

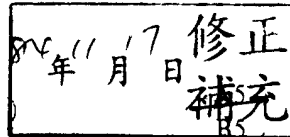
295543

Int. Cl.

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明 名稱	中 文	使用非連續輻射行分析物濃度之非侵入性測量之方法及裝置
	英 文	"METHOD AND APPARATUS FOR NON-INVASIVE DETERMINATION OF ANALYTE CONCENTRATION USING NON-CONTINUOUS RADIATION"
二、發明 人	姓 名	1. 大維 · L · 布迪 2. 理查 · L · 威京斯 3. 保羅 · 卡斯楚
	國 籍	均 美 國
	住、居所	1. 美國賓州馬里昂中心市121A郵政信箱2號 2. 美國賓州印地安那市尼林大道400號 3. 美國賓州印地安那市堤伯春天路176號
三、申請人	姓 名 (名稱)	美商戴森斯公司
	國 籍	美 國
	住、居所 (事務所)	美國賓州匹茲堡市燕山路2275號布爾斯大廈2樓
	代 表 人 姓 名	佛列德 · E · 庫波



四、中文發明摘要 (發明之名稱：

使用非連續輻射行分析物濃度
之非侵入性測量之方法及裝置

一種非侵入性測定哺乳動物中至少一種分析物濃度之方法與裝置。使用入射輻射照射哺乳動物身體之一部份，其中該入射輻射包括兩個或多個不同光帶之連續波長入射輻射。檢測自該身體部份放射產生之輻射，並自其導出該分析物濃度之數值。

英文發明摘要 (發明之名稱：

"METHOD AND APPARATUS FOR
NON-INVASIVE DETERMINATION OF
ANALYTE CONCENTRATION USING
NON-CONTINUOUS RADIATION"

A method and apparatus for non-invasive determination of the concentration of at least one analyte in a mammal. A portion of the body of the mammal is irradiated with incident radiation, where the incident radiation includes two or more distinct bands of continuous-wavelength incident radiation. The resulting radiation emitted from the portion of the body is sensed and a value for the concentration of the analyte is derived therefrom.

84年11月7日修正補充

六、申請專利範圍

1. 一種非侵入性測定哺乳動物中至少一種分析物濃度之方法，包括以下步驟：
 - (a) 使用入射輻射同時照射該哺乳動物身體之一部份，該入射輻射係包括兩個或多個不同光帶之連續波長入射輻射；
 - (b) 感應由該身體部份發射產生之輻射；及
 - (c) 自所產生經感應之輻射導出該分析物濃度之數值。
2. 根據申請專利範圍第1項之方法，其中步驟(a)包括以下步驟：
 - (1) 產生連續波長來源輻射；及
 - (2) 過濾該連續波長來源輻射，以產生該連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶。
3. 根據申請專利範圍第2項之方法，其中該過濾步驟，係在該第一個與第二個不同光帶中間之波長，及相應於被水吸收之輻射光譜中之吸收峰之波長之經選定範圍中，相對於該來源輻射之強度而言，係降低該入射輻射之強度。
4. 根據申請專利範圍第1項之方法，其中該入射輻射係包括近紅外線輻射。
5. 根據申請專利範圍第1項之方法，其中相應於水之輻射吸收光譜中之吸收峰之輻射，係落在該連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶之外側。
6. 根據申請專利範圍第1項之方法，其中步驟(c)包括以下步驟：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

煩請委員明示84年11月7日所提之修正本有無變更實質內容是否准予修正。

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

- (1) 從該經感應形成之輻射，導出關於該感應輻射之量作為該感應輻射波長之函數之第一個表示式；
 - (2) 預處理該第一個表示式，以使儀器偏移與漂移之影響降至最低，以獲得關於該感應輻射之量作為波長之函數之第二個表示式；及
 - (3) 進行該第二個表示式之多變異分析，以獲得關於該分析物濃度之數值。
7. 根據申請專利範圍第6項之方法，其中預處理該第一個表示式之步驟，係包括獲得該第一個表示式之第n次導數之步驟。
 8. 根據申請專利範圍第6項之方法，其中該步驟(c)(3)係包括使用部份最小平方技術之步驟。
 9. 根據申請專利範圍第6項之方法，其中該步驟(c)(3)係包括使用主要成份分析技術之步驟。
 10. 根據申請專利範圍第1項之方法，其中步驟(b)包含利用多數個偵檢器同時感應由該身體部份發射產生之輻射，其中所產生之輻射包含眾多波長。
 11. 一種非侵入性測定哺乳動物中至少一種分析物濃度之裝置，包括：
 - (a) 使用入射輻射同時照射該哺乳動物身體之一部份之設施，該入射輻射係包括連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶；
 - (b) 感應由該身體部份所發射產生之輻射之設施；及
 - (c) 由所產生經感應之輻射導出該分析物濃度值之設施。

六、申請專利範圍

12. 根據申請專利範圍第11項之裝置，其中該照射設施係包括：

(1) 用以產生連續波長來源輻射之設施；及

(2) 用以過濾該連續波長來源輻射，以產生該連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶之設施。

13. 根據申請專利範圍第12項之裝置，其中該過濾設施，係在該第一個與第二個不同光帶中間之波長，及相應於被水吸收之輻射光譜中之吸收峰之波長之經選定範圍中，相對於該來源輻射之強度而言，係降低該入射輻射之強度。

14. 根據申請專利範圍第11項之裝置，其中該入射輻射係包括近紅外線輻射。

15. 根據申請專利範圍第11項之裝置，其中相應於水之輻射吸收光譜中之吸收峰之輻射，係落在該連續波長入射輻射之兩個或多個不同光帶之外側。

16. 根據申請專利範圍第11項之裝置，其中該推導設施係包括：

(1) 從該感應形成之輻射，導出關於該感應輻射之量作為該感應輻射波長函數之第一個表示式之設施；及

(2) 數據處理設施，其係適合(i)預處理該第一個表示式，以使儀器偏移與漂移之影響降至最低，以獲得關於該感應輻射之量作為波長函數之第二個表示式，及(ii)進行該第二個表示式之多變異分析，以獲得關於該分析物濃度之數值。

17. 根據申請專利範圍第16項之裝置，其中該數據處理設施

六、申請專利範圍

係適合預處理該第一個表示式，其方式是獲得該第一個表示式之第 n 次導數。

18. 根據申請專利範圍第16項之裝置，其中該數據處理設施，係適合使用部份最小平方技術，進行該第二個表示式之多變異分析。
19. 根據申請專利範圍第16項之裝置，其中該數據處理設施，係適合使用主要成份分析技術，進行該第二個表示式之多變異分析。
20. 根據申請專利範圍第11項之裝置，其中該感應自該身體部份發射產生之輻射之設施包含多數個于眾多波長下同時感應輻射之偵檢器。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線