

公告本

298563

申請日期	84.10.6
案 號	84110517
類 別	A61B 5/14

A4
C4

298563

Int. Cl⁶

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明 名稱	中 文	以數值、物理、電子方式檢測、評量及評估人體與感測器間之熱交互作用之方法以及以非侵入方式對人體與感測器間之熱交互作用進行數值、物理、電子測量用之感測器
	英 文	Process for numerical, physical, electronical detection, assessment and evaluation of thermal interaction between the human body and the invented device and device "sensor" for noninvasive numerical, physical, electronic determination of thermal interaction between the human body and the invented device
二、發明 創作人	姓 名	(1) 奧克洋·周 (Ok-Kyung CHO) (2) 伯吉特·霍爾茲格雷夫 (Birgit HOLZGREVE)
	國 籍	德 國
住、居所		(1) 德國多特蒙德市費爾德布盧門路3號 (Feldblumenweg 3, 44267 Dortmund, Germany) (2) 德國多特蒙德市切米尼采街60號 (CHEMNITZER STRAßE 60, 4139 DORTMUND, Germany)
	三、申請人	梅德科學有限公司 (Med Science GmbH)
國 籍		德 國
住、居所 (事務所)		德國多特蒙德市費爾德布盧門路3號 (Feldblumenweg 3 D-44267 Dortmund Germany)
代 表 人 姓 名		(1) 伯吉特·霍爾茲格雷夫 (Birgit HOLZGREVE) (2) 拉爾夫·H·普里斯 (Ralph H. PRIES.)

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

裝 訂 線

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
IPC分類：

A6
B6

本案已向：

德國(地區) 申請專利，申請日期 1994-7-6 案號：P44236638, 有 無主張優先權

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

經濟部中火標準局員工消費合作社印製

五、發明說明(1)

技術領域

本發明係關於可供檢測人體與本發明裝置間之交互作用，而可於人體部分，特別人體血液作葡萄糖濃度之非侵入性測定的電子裝置。

技術現況

1.1 物理背景

1.1.1 熱及溫度

熱或熱能為材料各成份個別動能總和。此種平均能量對各顆粒皆相同，但與質量無關：

$$\langle W \rangle = 1/2 m \langle V^2 \rangle$$

溫度只是分子平均動能之另一種測量值。若僅考慮移動能，則均值可以下式表示

$$\langle W_{trans} \rangle = 1/2 m \langle V^2 \rangle = 3/2 kT.$$

此溫度概略定義中， m 表示質量， $\langle V^2 \rangle$ 表示分子平均速度平方。波茲曼(Boltzmann)常數 k 具有值

$$k = 1.381 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$$

1.1.2 溫度測量

基本上，溫度測量程序係基於材料性質與溫度間之每一種已知的可再現關係。實際上，例如由溫度測量值可推算出流體膨脹，電阻器變化，實心本體之音波速度變化等。

1.1.2.1 熱敏電阻器及熱元件

某些熱敏電阻器及熱元件由於機械尺寸小，故特別適合用於本發明範圍之溫度測量。

本部分半導體中，電阻之溫度係數為負值(高溫導體或

(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)

"NTC-電阻器"或簡稱為"NTC"<負溫度係數>。

熱元件為最常用於 1°K 至 3000°K 溫度範圍之電子溫度計。雖然測量值的不確定性比電阻器更高，但熱元件的生產較容易，空間尺寸較小，回應時間短，故特別適合測量溫差。電壓補償器或高歐姆伏特計用於測量熱電電壓。

1.1.3 熱傳送機轉

熱能基本上係藉輻射，傳導或對流傳送。

1.1.3.1 熱輻射

熱輻射係一種電磁性質例如光。可將熱量釋放入真空。此種釋放唯有與輻射體的溫度有關。熱輻射也稱為溫度輻射或熱量輻射。

1.1.3.2 熱對流

熱對流係基於流體或氣體內的巨觀移動，而其熱含量藉此方式運送到其它位置。

1.1.3.3 熱傳導

熱傳導僅發生於物質，無法關聯到巨觀移動，反而與各分子間因衝擊導致能量轉移有關。熱傳導係依靠分子能量的局部差異，亦即溫降。經常，抵消溫降的熱傳送通常導致溫度分布的時間變化。

1.1.3.3.1 絕緣體的熱傳導

金屬中，熱如同電流，主要係經由傳導電子傳送，但於絕緣體中係經由光子傳送。光子為產生波場的彈性間隔振動量子(最小量能量)。恰如同固體本體的熱含量可考慮其光子氣體能，其中出現如同光子氣體傳送現象的熱傳導。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(3)

熱能於氣體可以兩種方式傳送：

a) 例如於熱交換器中，比周圍環境更熱的流動氣體之補充能量。

b) 於靜止氣體呈能量擴散，同時維持溫度梯度，氣體於每個位置係與其周圍環境呈熱平衡。

唯有第二程度(b)為熱傳導，而熱傳導係數為熱對流與溫度梯度間之比例常數。

1.2 生理背景

1.2.1 血中葡萄糖的生物節奏

密切監測正常人及病人之血中葡萄糖晝夜情形，顯示兩者類似，雖然外在因素極為不同，例如年齡、營養、病情等，但早晨升高，夜晚降低，清晨再次升高。此等類似性似乎反映出內在的營養周期性。此種周期性起伏稱為生理晝夜節律，表示約24小時期間的生物節奏。即使兩大環境周期性例如光線及周圍溫度維持恆定，仍可持續此種生物節奏。

多細胞有機體中，整個生物體功能以及個別器官及細胞功能有節奏，其彼此間有特定關係，且與環境的周期性有關，稱為“晝夜有機體”。糖原，糖原合成酶及糖原磷酸酶及對應血中葡萄糖濃度皆可檢測出獨特，平行的節律。

人體中，營養功能如脈搏、血壓、呼吸、體溫等也出現生理晝夜周期性。活動相例如在8-12點及16-19點有個別的起伏。在此期間，代謝作用為異化代謝。例如體溫，血壓及血中葡萄糖濃度升高。人們可工作。相反地，迷走神

(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)

經控制的回復期介於13-15點及22-6點。先前所述參數低，人們容易入睡。二期可有時間變化，因此可分成清晨早起型或夜貓族型。

1.2.2體溫之生理與調節

主要的化學熱產生過程及物理熱損失過程於一控制的循環系統中有交互關係。

熱損失過程(物理熱調節)分成熱傳導，熱輻射，熱對流，蒸發，呼吸及分泌。至於產熱過程則分成1)由於a)自發性產能，及b)專性產熱而產生之最少量熱量，及2)營養誘使之產熱，及3)調節性產熱，伴隨a)增加肌肉活動及b)無肌肉活動。

由於身體希望經常維持恆定的核心溫度，而周圍溫度改變，故熱產量與熱吸收量必須與熱損失間達成平衡。

欲測定皮膚表面溫度，首先要緊地必須確定通過皮膚表面的熱量。最大部分熱經皮膚移送至周圍。四大型熱轉移將再度簡單說明。

熱傳導表示毗鄰位置固定顆粒間的熱交換。

熱對流描述移動顆粒(血液、空氣)的熱傳送。熱輻射表示每一種電磁輻射特徵，此種情況下，熱輻射無需仰賴任何物質作為熱載體。他方面，蒸發為熱由流體相改變成氣相之熱轉移測量值。

於室溫及靜止狀態，最大部分熱量係由輻射釋放。餐後熱產量增高係由營養誘發產熱引起。可解釋為由於攝取的營養份轉成身體擁有的物質，導致ATP損失。濕度對熱調

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明(5)

節的影響也需考慮。

熱由內部對流至外部，係由兩部分組成。第一部分為核心皮膚間的傳送，第二部分為皮膚-環境間的傳送。

熱傳送介質之厚度及導熱係數以及熱傳遞條件會影響熱傳送。因此皮膚溫度為體內及體外熱傳送及傳遞條件之函數。

傳導式熱傳送僅出現於表皮面層。藉血液作熱對流傳送。在表皮以外之整個有機體中居主導地位。四肢占有特殊地位。介於核心與表面間的熱阻可設定為最大值或最小值。因此其作用係根據反流熱交換器原理。

皮膚溫度與皮膚血液循環

於代謝中性區，核心溫度係藉控制熱損失量調節。皮膚溫度的改變比其它區域更明顯。

低於 20°C 時，血液循環達到最小值，因此，皮膚溫降餘地及熱損失為0。若室溫升高，則血液循環增加，導致皮膚溫度升高。

於恆定條件下，核心溫度與表面溫度受到每日節奏起伏的影響。四肢溫度由早晨6點至中午12點約降低 $4-5^{\circ}$ 。然後維持此種溫度。夜晚，四肢溫度再度升高。另一方面，核心溫度再度升高直至到達18點，然後再度下降。頭部及喉嚨的表面溫度係遵循核心溫度變化。溫度起伏變化係基於皮膚血液循環變化。例如腳的血循環於下午比夜間少。前額的血循環與核心溫度平行。

本發明之說明

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明(6)

本發明係基於出乎意外地發現，人體血中葡萄糖濃度的晝夜起伏變化與於特定適當點測量的體溫晝夜周期性間有極大交互關係。此暗示從體溫可測量血中葡萄糖。

如此，本發明之目的係為測量人體體溫(例如表面溫度)，設計一種感測器，其測量正確性及精確度超過習知溫度測量用感測器。此外，本發明之目的係可進行具有高度時空解析度的體溫測量。

因此，本發明說明一種感測器及方法，其利用高度精確的體溫測量，特別可以非侵入方式(亦即對身體無害方式，在某些條件下，甚至無接觸身體)正確測量人體血中葡萄糖濃度。如此，可習知血糖測定方法所需之由指尖或耳垂取微血管血液可以免除。

此外，本發明係基於人體內發生多種化學或物理化學性質的產熱過程。根據其"來源"及其"來源部位"可考慮為不同的"熱源"。各個熱源發出一種"熱譜"，亦即具有其特定頻率範圍作為其特徵的熱輻射。

因此，本發明之構想及目的也係供應一種方法，藉該方法可辨別前述熱譜，並分別定位而設計出可對身體輻射熱作頻率選擇之感測器。

人體內葡萄糖以某種方式轉形過程，伴隨著某種熱產生/消耗過程。適當的數學評估演繹程式可將被選擇及測得之熱/溫度資料轉成葡萄糖濃度。

本發明感測器之設計方式為其可利用熱輻射或利用熱傳導，或由兩種傳熱機轉組合測量待測個體輻射出的熱能。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明(7)

熱源且為熱傳遞者，例如手指，為人體適當測量部位。本發明感測器係作為接收器。若欲測量經由熱傳導之熱傳遞，則指尖置於感測器表面上，而與感測器表面接觸。若欲測量指尖輻射熱，則手指放置於感測器表面上方一段固定距離，而未接觸。由熱傳導能力最低之材料(例如 Styropor)製成的隔膜放置於感測器表面與手指間，若有所需，確保輻射源與輻射接收器間之規定距離可被再現。放置於感測器表面上的適當隔膜也可設計成用後拋棄方式，亦即，設計成“拋棄式隔膜”。

欲記錄熱傳導及熱輻射，則感測器設計成一方面部分表面與手指接觸，而他方面，例如表面的某個陷凹允許熱輻射經特定的距離通過自由空間，俾隨後輻射在感測器上之對應特殊設計部位。

附圖之簡略說明

圖1顯示供接觸測量之感測器組件。

圖2顯示測量系統之固定單元之橫剖面圖(左側圖)及固定單元之俯視圖(右側圖)。

感測器，一般具體例

感測器之一般具體例外觀如下：完整感測器構造可有極大差異。感測器本體包括感測器殼，亦名感測器頭，可容納下述個別組件，並以特殊方式彼此連接，且保護各組件不受污染破壞。

所謂的感測器區含有(個別成形有)至少一個所謂的感測器來測量熱傳導。此種感測器例如為具有特定長度及特定橫剖面的圓柱形桿，係由具有已知物理性質之電絕緣材料，但特別具有適合此種目的之熱傳導係數性質材料組成。通常，具有相同橫剖面及相同材料，但不同長度的多根感覺器，以及具有相同橫剖面及相同長度，但不同材料及不

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

五、發明說明(8)

同熱傳導係數之多根感覺器，以適當方式組合。

感測器例如可含有一個或多個NTC電阻器，熱-電元件，交熱電檢測器或前述元件以任何所需數目之組合。

在各個感覺器下方(亦即遠離手指的圓柱形桿之圓形表面)有至少一個感溫器，亦即前述NTC電阻器。

若有所需，於感測器上方(亦即位在面對手指該側)可放置一個由特高熱傳係數，例如黃金材料製之圓盤(小板)，以減少手指與感測器間熱傳導之偶合。

於感覺器區域，利用適當裝置產生一個可照射，但不會妨礙來自手指輻射之空間。介於輻射源與登錄此種輻射的輻射檢測器(例如NTC間，通常安置由適當材料例如Ge或Si製成的濾鏡及鏡頭，以及快門或其它光學組件以任何適當數目及組合。

輻射源與窗、濾鏡、快門等間之距離，以及介於輻射源與輻射檢測器間之距離經界定。適當隔膜可確保再現此種距離。前述感覺器本身具備隔膜的功能。同理，可鬆鬆地撕下的隔膜也可設計為拋棄式單向隔膜。

較佳具體例之說明：

供接觸測量之感測器組件(參見第1圖)係由具有高電阻之圓柱形桿1(材料聚氯乙烯)，及具有高熱傳導係數，且不被氧化的接觸區2組成。感測器3可將熱信號轉成電信號，接在接觸區2下方。一方面，圓柱形桿1作為接觸區2的機械固定單元，他方面，此乃重要熱分析元件。需注意，感測器3之連接索係由圓柱形桿1傳導。個別組件利用新式黏著劑結合。

介於接觸區2與圓柱形桿1間之黏著劑連接方式可使流體或其它材料無法由上方進入感測器組件。圓柱形桿1之底部開口可用黏著劑選擇性封閉。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明(9)

第2圖中，係顯示測量系統之固定單元之橫剖面，以及固定單元之俯視圖。於箱壁上方，為感測器本體，其具有接觸式測量的感測器組件4。如第1圖所示，感測器組件頂部組成如下。於圓柱形桿1之圓形區下方為溫度感測器3，亦即NTC電阻器。接在圓形區上方者為塑膠製圓盤2可改良熱傳遞。於感測器本體底部，於圓柱形桿1上設有另一個NTC電阻器或感測器(未圖示)，其可登錄微弱熱能。欲進行熱色層分析，例如一或多個感測器，設置於圓柱形桿1上構成接觸測量的一部分。

利用凹口6，形成空間，熱射線可毫無障礙地由手指輻射。用來登錄的感測器(NTC電阻器)藉鍍或砂製造的濾鏡5和透鏡，以及藉快門過篩輻射來源光線。第二感測器用來登錄空氣(參考值)。支持區域7可防止手指觸碰到濾鏡5，亦可確保手指與感測器組件間之複製距離。測量系統之橫剖面(圖2中之左側)顯示出在支持區域中設有通氣孔10以供空氣流通。

盛裝單元構造(圖2)可不同。NTC盛裝於此空腔，而可以無接觸方式測量來自物件的熱輻射。於適當位置，由物件輻射出的熱量可藉導熱係數測量。

該固定單元可被裝入一外殼(未圖示)之中，其中該外殼9之洞孔所用的覆蓋物以及接附至該外殼之殼壁用的材料可為不同形式。

此外，外殼用來保護NTC不會玷污及破壞。

特殊電子電路將具有解析度24位元的類比測量值轉成數位資料。如此，可使溫度測量具有解析度 $< 10^{-4}$ 。含有評估演繹程式的微電腦(一片晶片)比較資料測量值，及儲存的校準功能，並將濃度值轉換成特定溫度值。

微電腦以數位形式將處理後的資料，傳送到適當顯示器

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明 (10)

(液晶顯示器、監視器等)，以數值顯示葡萄糖濃度測量值 (選擇性以 mg/dl 或 md/l 表示)。

算術評估演繹程式之原理說明：

首先，校準感測器裝置。欲進行校準，必須呈校準相對於分析函數形式，確定測量值與葡萄糖濃度間之關係。首先，借助於該函數自動檢測有待評估測量範圍相對於評估相關信號部分。此信號部分由不同值組成。測定最低值及最高值，並利用減法確定評估的統計值。藉此方式，確定減弱的熱能及導熱係數及熱輻射，藉此方式求出的資料利用數學函數連結起來，求出與葡萄糖的相關關係。過程中，考慮參考值(空氣)及室溫。

摘要言之，其過程如下(大為簡化)根據測量原理，測量過程(依序或同時；參見上文)傳遞至少一個，較佳兩個或三個測量值 T_{1i} ， T_{2i} 及 T_{3i} 。此外，採用各種測量程序，必須以習知方式(侵入性方式)測定血中葡萄糖濃度。因此，測量程序獲得測量值 T_{ni} 及 n 種葡萄糖濃度 C_n 。濃度 C_n 對 T_{1i} ， T_{2i} 及 T_{3i} 作圖。藉此方式，決定三種校準函數。

此外，決定一個(或多個)輔助函數，例如三個測量值 T_1 ， T_2 及 T_3 彼此間之關係。輔助函數證實特別有用，俾開發不含基體影響的分析程序，因此與個別情況無關。

熱分析方法

- 熱記錄法 -

熱分析法屬於礦物質檢查最重要的技術之一。測定值係基於結構改變時出現放熱及吸熱過程。若探棒利用熱內部

(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)

標準品加熱，則可畫出特定溫度過程。借助於一對熱元件，可記錄正峰及負峰。圖中峰位置乃該礦物質之特徵。同理，例如因脫水造成重量損失也可利用熱重分析測定，也基於類似的原理。熱分析方法也可與X光繞射檢查，或IR-光譜組合。

熱圖診斷程序可見於熱分析法。係基於人類的熱力學為其個人特徵，且與環境有關。如第1.2.2節所述，熱損失吸收可於相同條件下再現。有關熱圖分析應用在治療控制上的報告數目仍然有限。熱圖分析法之干擾因素例如為室溫。

以下為測定個體的熱輻射。由體表輻射出的IR脈衝利用特定檢測器登錄，以電子方式放大，隨後一方面直接讀出，他方面，記錄作為熱影象。動脈血循環減少區，輻射減少。目前曾經使用接觸式液晶顯示溫度計。

類似紅外光熱分析，微波熱分析也屬於輻射熱分析。與IR-熱分析相反(僅記錄皮膚溫度)微波熱分析可測定距離外側更深層的組織輻射。

IR熱分析表示測量空間溫度分布，使用IR熱分析通常可提供二度空間溫度分布。具有最小幾何尺寸的單一量子檢測器用作測量感測器。利用主要用於IR熱分析的檢測器材料銻化銮和碲化鎘汞，幾何可在小的波長間隔，且使用液態氮冷卻，達到規定的限制靈敏度(受量子外推最大值固定)。必須了解其與測量平面上每個位置之溫度 T_i 的物理關係，特定輻射流密度於相同位置有獨特分布，如此溫度

(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)

之熱力學與輻射值有獨特關聯。

瞭解此種關係乃使用輻射檢測器測量物件溫度之必要先決要件。

本裝置之光學組件通常係由IR輻射可透材料，例如緒或矽製造。表面提供抗反射塗層。塗層可將檢測器的IR-通透性提高至將近100%。此外，統計測量裝置之特徵也要緊。適用於IR-熱分析的測量裝置必須確保可完全檢測由測量物件每個部位發出的輻射。板形熱分析及IR熱分析之優點為不會暴露於輻射線，且該種手段非侵入性。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

四、中文發明摘要(發明之名稱：以數值、物理、電子方式檢測、評)量及評估人體與感測器間之熱交互作用之方法以及以非侵入方式對人體與感測器間之熱交互作用進行數值、物理、電子測量用之感測器

本發明揭示一種可供檢測人體與本發明裝置(感測器)間之熱交互作用之方法及裝置。其測量資料以物理、電子等適當方式轉換，可明確指示人體血液內各成分，例如膽固醇、三酸甘油脂等，特別是葡萄糖之特定濃度。

該裝置於各例中包括至少一個量熱單元，電子控制、調節、評估及讀出單元。此外，本發明裝置可做具有高度時空解析度的溫度測量。

該方法為非侵入性：極為適合作為人體部分，特別人體血液葡萄糖濃度之非接觸性測定。

英文發明摘要(發明之名稱：)

Process for numerical, physical, electronical detection, assessment and evaluation of thermal interaction between the human body and the invented device and device "sensor" for noninvasive numerical, physical, electronic determination of thermal interaction between the human body and the invented device

Disclosed is a process and a respective device for detecting the thermal interaction occurring between the human body and the invented device, the measurement data of which physically, electronically converted in a suited manner can be allocated unequivocally to specific concentrations of components in human blood, such as, e.g., cholesterol, triglycerides, etc., in particular however glucose.

The device comprises in each case of at least one heat measuring unit, electronic control, regulation, evaluation and readout unit. Moreover, the invented device permits temperature measurements having high spatial and temporal resolution.

298563

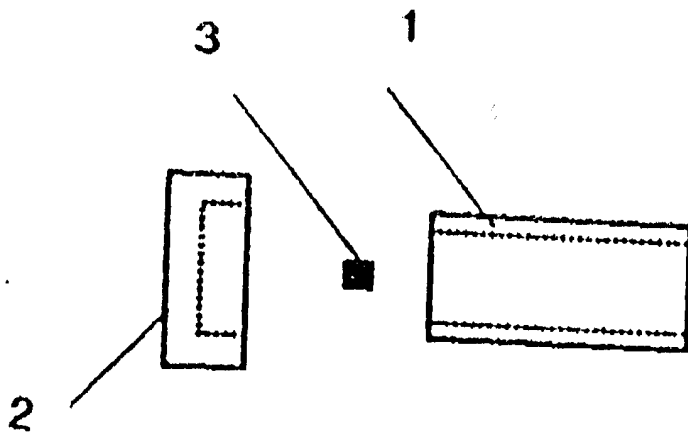


圖 1

298563

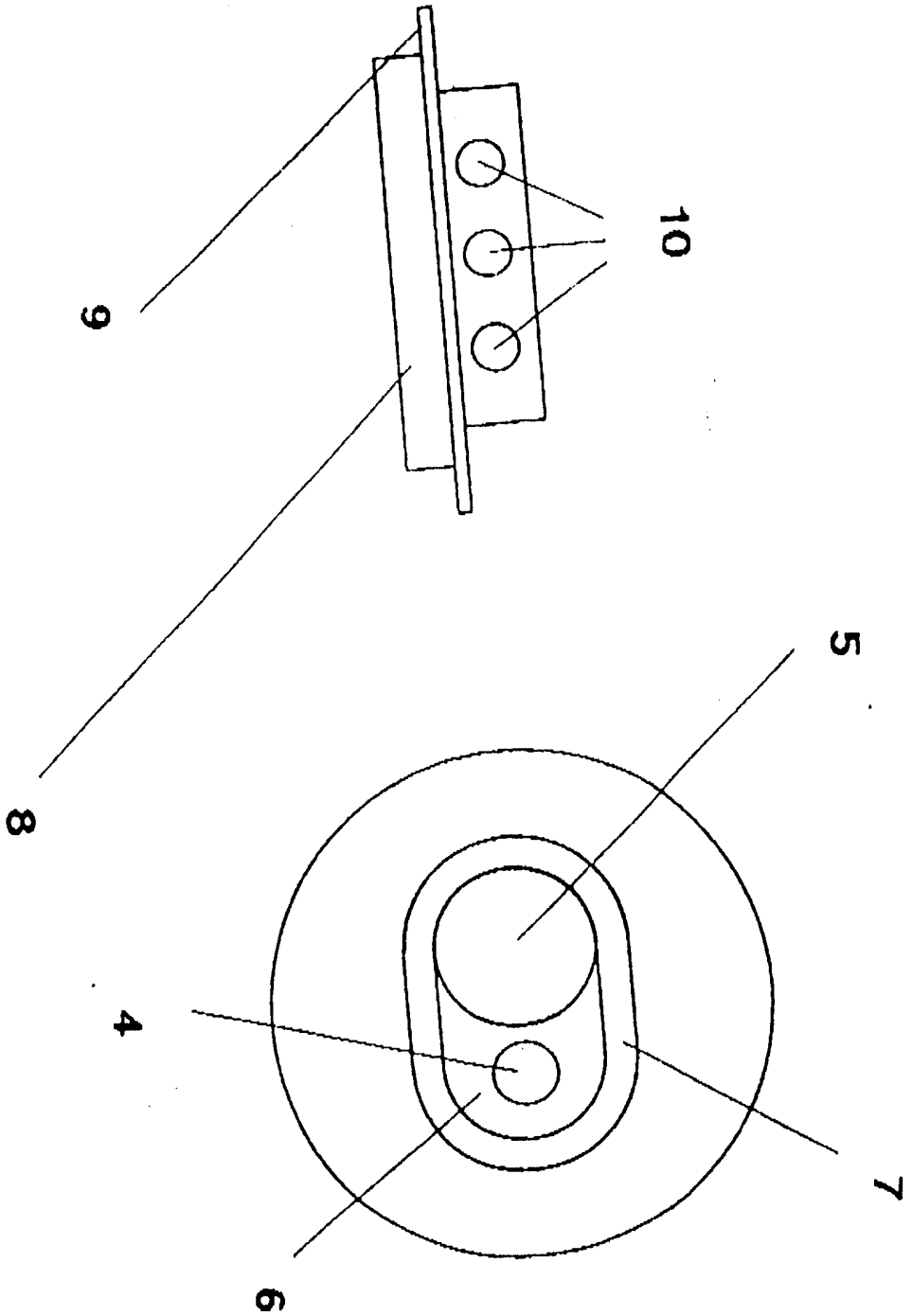


Fig. 2

10

9

5

8

4

7

6

六、申請專利範圍

1. 一種以數值、物理、電子方式檢測、評量及評估人體與本發明裝置("感測器")間之熱交互作用之方法，該方法可利用數學演算，將如此獲得的資料測量值明白指示人體特定葡萄糖濃度。

2. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為以更深度之解析方式檢測由體表，接近體表之層及體腔所輻射出之熱，亦即自體內位在體表下方輻射出之特定熱波傳遞至裝置，並求出測量數據與葡萄糖濃度間之明確關係。

3. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為可使用至少一個參考值計算出人體與感測器間之以數據表示之熱交互作用。

4. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為熱交互作用也可自溫差及溫度商，以及利用數學轉換、推導及積分處理所得數據而被計算出，並利用數學演算程式找出與人體特定葡萄糖濃度之明確關係。

5. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為溫差及溫度商係經由儘可能準確之接觸式及/或無接觸式溫度測量法獲得。

6. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為利用測量前或測量後的測量值作為空白值，甚至直接作為校準資料，並分析溫差及/或溫度商之生成。

7. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為表示葡萄糖濃度之溫差及溫度商與作為參考溫度之感測器箱溫度相較，不超過 $\pm 33^{\circ} \text{K}$ 。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

六、申請專利範圍

8. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為於感溫器箱之內或之上，於一個或數個隨機位置測得之溫度被用作生成溫差及/或溫度商之參考溫度。

9. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為可使用於感測器外殼之內或上測得之空氣、氣體或真空溫度作為背景溫度，其可作為參考溫度。

10. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為背景溫度係利用全部感測器頭於測量前或後之測量值獲得。

11. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為室溫之干擾影響可藉溫度整合入數學評估演繹程式而獲得補償。

12. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為該補償可自動、半自動或人工進行。

13. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為在該評估及評量過程中接受檢查個體的瞬間溫度被積分成固定值。

14. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為分析演算程式可被選擇控制成與個體有關或無關。

15. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為分析結果係以不含矩陣影響方式測定，借助於至少一種主要函數，以及至少一種或多種輔助函數，而與個別個體無關。

16. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為數學演繹程式較佳以具有一次或更高次獨立變數之線性迴歸程式為其基礎。

17. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為數學演繹程式，較佳以具有二個或以上一次或更高次獨立變數之線性

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

六、申請專利範圍

迴歸程式為其基礎。

18. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為由個體及其健康狀況引起的溫差溫度商係利用輔助函數，自同時或相隔一段時間，不同空間及/或時間之二次獨立溫度測量而決定，且作為個別代償因子。

19. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為單獨評估由熱傳導或微弱熱傳導，或熱輻射，或前述傳熱過程之組合引起的溫差及/或溫度商

20. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為測量峰值係借助於函數自動檢測。

21. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為僅測量信號之相關部分被用於評估。

22. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為僅檢測測量信號相關部分之最小值及最大值，二值之溫度差及/或溫度商係對熱輻射及熱傳導及微弱熱傳導測定。

23. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為其中該溫差及/或溫度商之生成，係自人體輻射並經由感測器接觸表面傳遞的熱被分別對感測器箱之內或之上之熱輻射、熱傳導及弱熱傳導作完整、特定或選擇性測定並加以登錄而得。

24. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為由人體發出的輻射熱根據其熱分析性質、波長或頻率之不同而分開。

25. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為傅利葉(Fourier)變換被用於數學評估。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

號

六、申請專利範圍

26. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為如申請專利範圍第10項之熱輻射，一或多個特定頻率間隔積分，頻率間隔以彼此無關之方式對以適當數學方式進行前處理的估值，例如相對於時間進行微分或積分而找出其關聯。

27. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為測量於3-30 μ m 波長範圍之熱輻射。

28. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為靈敏度係藉鎖定過程改良。

29. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為信號幅度係於1 μ V至10 mV之範圍。

30. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為信號對雜訊比提高1000倍。

31. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為半導體材料如鎘或矽用作熱輻射或熱傳導檢測器。

32. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為熱電檢檢測器用作熱輻射及熱傳導檢測器。

33. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為所有導熱係數值比0大之固態氣體及液體皆可被用作熱輻射及熱傳導接收器。

34. 如申請專利範圍第1項之方法，其特徵為探勘人體與微波輻射間之交互作用。

35. 一種感測器，其以非侵入方式對人體與感測器間之熱交互作用進行數值、物理、電子測量，其特徵為設有至少一個溫度測量元件，及電子控制、測量、評估及讀出單

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

六、申請專利範圍

元。

36. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為設有至少一個檢測器，供測量人體特定部分相對於整體之熱輻射。

37. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為其中設有至少一個或多個溫度測量元件，其放置位置為由身體藉熱輻射發出的熱量係以無接觸方式測定，而身體藉熱傳導及對流發出的熱量，則藉接觸式測量測定。

38. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為利用至少一種溫度測量元件可選擇性測量熱輻射，熱傳導或弱化熱傳導，或三種測量值中之任二值，而登錄的熱量用於進行熱分析。

39. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為具有特定長度及特定橫剖面，且由具有已知物理性質，特別適當導熱係數製成的圓柱形桿，用於檢測該弱化熱傳導。

40. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為由適當不等導熱係數材料製成的任意不規則形狀之一或多個部件，用來檢測微弱熱傳導。

41. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為對接觸點提供至少一個接觸面，以便求出人體輻射熱及感測器之傳遞倒數。

42. 如申請專利範圍第 35 項之感測器，其特徵為至少兩檢測器位在盛裝裝置之兩相對開口方向，而來自同一個體之兩個部件輻射熱，例如同一隻手之二指，以依序或同時之方式同步檢測。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

43. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為提供多於兩個溫度測量元件，第一者可供檢測熱輻射，第二者檢測熱傳導，第三者測量在空間上極為靠近第一者之接觸熱，但熱輻射無法到達。

44. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為恰在溫度測量元件旁設有熱輻射測量元件，而其設置方式係不會暴露於直接熱輻射。

45. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為該熱輻射測量用之溫度測量元件具有任意不規則形之整合一體的單元。

46. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為一個或多個接觸式測量之溫度測量元件，連接到不規則形裝置，例如具有高熱阻材料製造的圓柱形桿，及感測器頭為具有高導熱係數之材料製成。

47. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為感測器頭有個圓形、矩形或任意不規則形開口，因此可再現地以可容許的公差安置於特定體表部分。

48. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為該感測器頭設計成熱輻射整合一體的中空本體，例如烏布里(Ulbricht)球。

49. 如申請專利範圍第48項之感測器，其特徵為該熱輻射整合一體的中空本體接到固持單元，而且形狀為任意不規則。

50. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為至少一個

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

溫度測量元件，或檢測器安置於整合一體的單元內部/上/外部。

51. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為介於人體與溫度測量元件間，提供至少一個具特定大小的濾鏡。

52. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為該吸收，反射或穿透特定波長範圍。

53. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為具有由一或多個光學透鏡組成的成像系統可供熱電檢測熱輻射。

54. 如申請專利範圍第53項之感測器，其特徵為該成像系統係由具有特定頻率窗及抗反射塗層之透鏡組成。

55. 如申請專利範圍第53項之感測器，其特徵為該成像系統位在由具有不同熱性質，如導熱係數及熱容之適當材料交替製成之部件之組合所製造的固持單元內部。

56. 如申請專利範圍第53項之感測器，其特徵為成像系統固持單元之各部件的尺寸及構造為藉對流由人體傳到成像系統組件，及傳到檢測器本身的熱量減至最少，且在成像系統內形成均勻溫度分布。

57. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為設有電及/或電磁透鏡系統。

58. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為抗反射裝置設有光學組件，如砂盤或鍍盤。

59. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為熱電檢測器，例如熱偶用於測定人體與感測器間之熱交互作用。

60. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為感測器設

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

計供檢測微波輻射，及微波與紅外光之組合。

61. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為磁性系統選擇性整合於感測器。

62. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為感測器箱為真空，沒有空氣或惰性氣體流過感測器箱。

63. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為系統設有個體之脈搏或心搏率之測量裝置。

64. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為應用的鎖定過程可藉個體之天然脈搏作同步控制。

65. 如申請專利範圍第35項之感測器，其特徵為該裝置用於醫療用途，及該裝置可相對於醫療儀器作調整。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線