

(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 ☐無主張優先權日本 2000 年 1 月 5 日 2000-000383 ☒有主張優先權

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

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

## 五、發明說明( 1 )

### 發明背景

### 發明領域

本發明是關於一種判定人體疲勞程度的設備。

### 習知技藝說明

一般而言，膨脹多見於腿部，尤其是一個人的小腿，當例如：一個人工作時站了很長一段時間後，腿變得很累時。這樣的膨脹是因為身體的水分或淋巴液在重力影響下，沒有順暢地流回一個人的主體，同樣的膨脹也會在一個人坐著或盤腿坐著工作一段時間後出現，在後者中，彎曲腳一段時間會降低血液與淋巴液在身體關節部位的流動，因而血液與淋巴液無法順暢地流回主體部位。如此一來，當一個人工作時保持同樣的姿勢一段時間，膨脹就會隨著疲勞產生，在任何情形中，重力是使身體水分擁塞的基本因素，因此，一般而言，在一個人下床後的一天時間中，膨脹或多或少會發生在每個人，且膨脹會逐漸累積。

雖然膨脹會發生在每個人身上，但是一般它會在隔天儲存，這是因為當一個人睡覺或躺在在床上時，身體的水分会遍佈整個身體

這樣的膨脹最初產生於一個人每天早上起床的時候，並逐漸累積在某個時間瞬時達到最大，然而，這樣的膨脹在一個上床後儲存，並完全儲存至當他前一天早上起床時的相同程度，膨脹的程度會依據一個人一天中的活動而變化，它不是固定、制式的，但對每個人而言是不一樣的，

## 五、發明說明(2)

此外，不同的人也會有不同的膨脹敏感度。

因此，也有可能雖然膨脹並未儲存且疲勞隔天累積，一個人並不會感到腫脹以致他勉強地繼續工作，結果他的健康就受損了。或者是，有一種情況是一個人感覺到腳上的腫脹，他卻樂觀地以為休息一天就可以了，結果卻是他忽略了重要疾病的警告訊號。

為了除去這樣的可能性，希望有一種設備可以客觀地判定人的疲勞程度，很可惜地是在習知技藝中並未有這樣的設備。

### 發明概述

有鑒於以上的考量，本發明的目的之一是要提供一種簡單判定每個人疲勞程度的設備。

為了達到這個目的，本發明提供一種判定人體疲勞程度的設備，包括：二對電極；電源；電壓測量單位；計算單位；儲存單位；以及顯示單元；

其中二對電極是和受試者的身體連接；

電源經由選定的一對電極輸送測量電流；

電壓測量單位在另一對選定的電極間測量電壓；

儲存單位儲存由計算單位所計算得出的生物電阻抗與參考值；

計算單位會根據來自電壓測量單位的測量值計算生物電阻抗，並比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，以計算受試者的疲勞程度；

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

### 五、發明說明( 3 )

顯示單元會顯示受試者的疲勞程度。

根據本發明的一個實施例，顯示單元會圖示疲勞程度的變化。

根據本發明的一個實施例，顯示於顯示單元上的圖表代表疲勞程度變化的移轉，其乃根據早上所測量的生物電阻抗。

根據本發明的一個實施例，顯示於顯示單元上的圖表代表疲勞程度變化的移轉，其乃根據晚上或半夜所測量的生物電阻抗。

根據本發明的一個實施例，生物電阻抗的參考值在受試者採取某個動作前就已設定，且顯示單元會藉由比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，顯示動作前後的疲勞程度。

根據本發明另一個背景，提供一種根據人體膨脹程度判定疲勞程度的設備，其包括：二對電極；電源；電壓測量單位；計算單位；儲存單位；以及顯示單元。

其中二對電極是和受試者的身體連接；

電源經由選定的一對電極輸送測量電流；

電壓測量單位在另一對選定的電極間測量電壓；

儲存單位儲存由計算單位所計算得出的生物電阻抗與參考值；

計算單位會根據來自電壓測量單位的測量值計算生物電阻抗，並比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，以計算受試者的疲勞程度；

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明(4)

顯示單元會顯示受試者的疲勞程度。

根據本發明的一個實施例，顯示單元會圖示膨脹程度的變化。

根據本發明的一個實施例，顯示於顯示單元上的圖表代表膨脹程度變化的移轉，其乃根據早上所測量的生物電阻抗。

根據本發明的一個實施例，顯示於顯示單元上的圖表代表膨脹程度變化的移轉，其乃根據晚上或半夜所測量的生物電阻抗。

根據本發明的一個實施例，生物電阻抗的參考值在受試者採取某個動作前就已設定，且顯示單元會藉由比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，顯示動作前後的膨脹程度。

根據本發明的一個實施例，生物電阻抗的參考值代表間質流體量的平均變化，其是每天早上與每天晚上數個測量間之平均值的差異。

根據本發明的一個實施例，每次當生物電阻抗背測量時，間質流體量的變化會立即更新。

根據本發明的一個實施例，電源提供測量電流，其具有數個頻率。

根據本發明的一個實施例，二對電極連接至受試者的二端。

根據本發明的一個實施例，二對電極連接至受試者的小腿。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明( 5 )

### 圖示簡單說明

本發明參照附圖詳述如下：

圖 1 是人體組織中細胞的等值電路的圖示。

圖 2 是人體之生物電向量軌跡的圖表，其用以解釋用於本發明中的生物電阻抗測量。

圖 3 是表示特性頻率的一點與零和無限頻率點之間關係的圖表。

圖 4 ( a ) 與 4 ( b ) 是說明人體膨脹變化的模型。

圖 5 是說明依據本發明之一個實施例判定人體疲勞程度之設備的外部超視圖。

圖 6 是說明圖 5 中判定疲勞程度設備之主要組成的塊狀圖表。

圖 7 是說明圖 5 中判定疲勞程度設備之測量儀器顯示單元的放大圖。

圖 8 是說明圖 5 中判定疲勞程度設備之控制器盒的立視圖。

圖 9 是說明圖 5 中判定疲勞程度設備之 L C D 顯示單元主要原件的放大圖。

圖 1 0 是說明圖 5 中判定疲勞程度設備之測量步驟的流程圖。

圖 1 1 ( a ) 、 1 1 ( b ) 以及 1 1 ( c ) 是說明 L C D 顯示單元的圖示，其上經由實例顯示不同類型的資料；

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明( 6 )

圖 1 2 是本發明之實施例的跨視圖。

圖 1 3 是依據本發明之實施例的流程圖。

### 元 件 對 照 表

- |     |          |
|-----|----------|
| 1   | 控制盒      |
| 2   | 測量儀器     |
| 3   | 微控制器     |
| 4   | 液晶顯示單元   |
| 5   | 非揮發記憶體   |
| 6   | 按鍵開關     |
| 7   | 輸入／輸出介面  |
| 8   | 蜂鳴器迴路    |
| 1 0 | 微控制器     |
| 1 1 | 指示單位     |
| 1 2 | 非揮發記憶體   |
| 1 3 | 濾波器      |
| 1 4 | 電流輸出迴路   |
| 1 5 | 參考電阻器    |
| 1 6 | 測量電流供給電極 |
| 1 7 | 測量電流供給電極 |
| 1 8 | 差分放大器    |
| 1 9 | 電壓測量電極   |
| 2 0 | 電壓測量電極   |
| 2 1 | 差分放大器    |

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明( 8 )

L 長度

S 1 跨截面區域 1

S 2 跨截面區域 2

C P U 中央處理器

R A M 隨機存取記憶體

R O M 唯讀記憶體

### 較佳實施例的詳細說明

首先要描述本發明的主旨。依據本發明，測量生物電阻抗是爲了偵測膨脹程度，其源於人體水分相應於他每天活動之分布的變化，接著試驗當時膨脹的程度與經過較長時期的膨脹傾向，以便因而判定人體疲勞的程度。因爲每個人本來的膨脹程度就不一樣，所以，不可能僅由比較固定參考直就判定膨脹程度，因此，寧願事先測量人體膨脹用的標準水平並儲存作爲參考。然後，根據該標準水平，便可判定當時的膨脹程度與經過較長時期的膨脹傾向。

因爲人的活動與工作，也就是人起床後的活動是膨脹的原因之一，所以，源於該活動的疲勞和膨脹程度有關，因此，先前源起的膨脹程度可以用來判定疲勞程度，其稍後顯示。

依據本發明，定期發生於一個人日常生活中的膨脹程度受到偵測，且它會與人用之參考值相比較，因爲人本來膨脹程度的起伏，參考值起源自經由某時間間距的測量資料，然後，便可以客觀地判定人的膨脹程度。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明(9)

除了根據某段間距的測量，在那段間距中之身體的條件與疲勞的累積可以客觀地評估到某個程度，現在，考量到一實施例，其中膨脹的測量在一個人早上起床的時候與上床的時候或夜晚某固定時間間距的某瞬時執行，之後，便測量了膨脹程度的變化。如先前所述，膨脹一般會儲存到那個人隔天早上起床的時候，然而，也有可能膨脹未完全儲存，但是當測量在人起床時或上床時或夜晚某瞬時的時後，其程度會每次逐漸累積，這樣一來，膨脹並未在一天的週期中儲存，而是逐漸累積的，換句話說，未在一天週期中儲存的疲勞已經累積。

緊接著要敘述的是用於本發明之生物電阻抗的測量方法。首先，要看的是使用數個頻率的多頻率生物電阻抗測量方法，依據該測量方法，不僅是生物電阻抗，還包括身體水量以及如水量的全身之內細胞質與外細胞質水量，身體受測部位中的內細胞質與外細胞質水可以源自不同的活體參數、內細胞質與外細胞質水阻力以及細胞膜電容量。

活體的電阻抗典型地由集中常數等值電路表示，其包含外細胞水電阻  $R_e$ 、內細胞水電阻  $R_i$  以及細胞膜電容  $C_m$ ，如圖 1 所示。特別的是，數個組成活體的細胞因為他們不同的形狀與特性，分別由個別的具有不同限制的迴路代表。所以，在作為該細胞們之聚合的活體中，當測量集中常數等值迴路時，它的向量阻抗在方差(variance)上不會呈現半圓，而是會以 Cole-Cole (環-環) 模組呈圓弧。

因此，活體的電阻抗逐漸以圖 2 所示的圓弧狀向量表

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 10 )

示，在圖 2 中， $x$  軸代表阻抗的電阻分量， $y$  軸則代表阻抗的電抗分量，由於生物電阻抗的電抗分量因為其電容特性而呈負值，所以，生物電阻抗的向量軌跡點繪在實軸的底下，如圖 2 所示。

參看圖 3， $R_o$ 、 $R_{inf}$  與  $Z_c$  分別是零頻率時的電阻、無限頻率時的電阻以及  $F_c$  頻率時的生物電阻抗值，至於  $R_o$  與  $R_{inf}$ ，他們只有電阻分量因為他們的電抗值是 0。在  $F_c$  頻率時，電抗分量的絕對值達到最大，且  $Z_c$  是此頻率時的生物電阻抗值。正如此處所使用，當電抗分量的絕對值達到最大時的頻率被視作特性頻率。每一身體組成，例如：身體水分、內細胞水、外細胞水、無脂塊以及內細胞至外細胞水的比率，起源自上述值或其大約值。

被視為條件的膨脹，其中太多間質流體（或血通道外之細胞組之間的身體水分）會集中於一特別的區域。或者可以說是有鑒於間質流體是外細胞水組成之一的事實，太多外細胞水被收集，在此同時，也可以說有鑒於外細胞水是身體組成之一的事實，身體水分會增加，然而，如前所述，定期發生在日常生活中的膨脹主要是由重力效果造成，且因此，膨脹主要是發生在相鄰於遠離心臟之四肢末端部位的區域中，所以，間質流體量或是外細胞水量或是身體水量的增加只會產生於身體中發生膨脹的部位。

接著要看的是使用具有單頻之交流電測量電流的單頻生物電阻抗測量方法。依據該單頻生物電阻抗測量方法，

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 12 )

因為圓筒固定長度 L 的緣故，間質流體的量與圓筒的截面積成比例，因此，使用“R 1”與“R 2”的“W 1”與“W 2”可以下列方式表示：

$$W_1 = k / R_1 \quad (1)$$

$$W_2 = k / R_2 \quad (2)$$

其中“k”是常數，然後間質流體量的變化  $\Delta W$  可以下列公式表示：

$$\begin{aligned} \Delta W &= k / R_2 - k / R_1 \\ &= k \cdot (R_1 - R_2) / (R_2 \cdot R_1) \end{aligned}$$

結果，間質流體量的變化可以從間質流體電阻的測量推導獲得，此外，因為間質流體量的變化與外細胞水量的變化以及身體受測部位的水量有關，如前所述，間質流體量的變化可從間質流體電阻與生物電阻抗的測量導得。

在此方法中可得出間質流體量的變化，然而，這樣僅僅能指出間質流體量的變化，而無法指出藉此而造成之膨脹的程度。間質流體量與膨脹程度因人而異，無法因不同的身體特色、不同的體質、日常生活中不同的活動或之類的東西統一決定。

因此，依據本發明，一個人的個人資料由一個人事先在一般生活環境於某個時間間隔的測量中得出，且根據該

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 13 )

個人資料，可得出那個人的參考值，然後，受測間質流體量的變化或是從中得出的結果資料會和該人的參考值比較，以判定膨脹的程度，在這個方法中，該人的平均資料可用作參考以正確判定膨脹的程度、疲勞的程度以及該人的身體條件。

圖 5 是示意圖，用來說明依據本發明之實施例的判定人體疲勞程度的一種裝置。圖 6 是方塊圖，用來說明圖 5 裝置中的所有基本組成。依據本實施例之判定人體疲勞程度的一種裝置，包含：控制器盒 1 與圖 5 所示的測量儀器 2，控制器盒 1 中的基本功能與測量儀器 2 參看圖 6 的方塊圖描述如下。

控制器盒 1 包含：微處理器 3，其包括中央處理器、唯讀記憶體、隨機存取記憶體；計時器；輸入／輸出埠以及其他功能。控制器盒 1 還包含：顯示個人參數用的 L C D 顯示單元 4，其由受測者設定；測量結果資料；測量步驟的過程以及儲存測量控制參數與個人參數用的非揮發記憶體 5；此外，控制器盒 1 還包含：按鍵開關，其用以輸入個人參數與從儲存於非揮發記憶體 5 中選取個人參數，以及與外部溝通用的外部輸入／輸出介面；再者，在微控制器 3 之控制下的蜂鳴器迴路 8 也在控制器盒 1 中。

測量儀器包含：微控制器 10，其包括：中央處理器、唯讀記憶體、隨機存取記憶體；計時器；輸入／輸出埠與其他功能；以及指示測量步驟過程用的指示單位 11 與之類的東西。測量儀器 2 也包含：非揮發記憶體 12，其

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 15)

器盒 1 與測量儀器 2 間電力的電力線 3 0 組成。

訊號線 2 9 用來將控制訊號從微控制器 3 供給至微控制器 1 0 與電力供應迴路 2 7，以便控制運作與測量儀器 2 的電力供應。此外，訊號線 2 9 亦將測量儀器 2 所產生的測量結果傳送至微控制器 3。

現在要詳細描述測量儀器 2。圖 7 是視圖，用來仔細說明圖 5 測量儀器的顯示單元 1 1，如圖 7 所示，測量儀器 7 的顯示單元 1 1 包含：第一 L E D 3 1；第二 L E D 3 2，以及第三 L E D 3 3，其分別轉到 "O N" 以指示測量過程的進度。

在完成起始的設定之後，第一 L E D 3 1 轉至 "O N" 以指示測量可以開始，在測量開始後，第一 L E D 3 1 就轉至 "O F F"；當測量一開始時，第二 L E D 3 2 就轉至 "O N" 且在測量結束時刻的期間，維持在 "O N" 的狀態，並傳送測量結果用的算術運作，而在計算結果顯示於控制器盒 1 上之前，第二 L E D 3 2 立刻轉至 "O F F"，在第二 L E D 3 2 立刻轉至 "O F F" 後，第三 L E D 3 3 轉至 "O N" 以指示測量與算術運作已經完成，然後在一段固定的時間後，第三 L E D 3 3 轉至 "O F F"。

接著要詳細描述控制器盒 1。圖 8 與 9 顯示控制器盒 1 的運作與顯示部分。如圖 8 所示，控制器盒 1 包含：L C D 顯示單元 4，其用以顯示測量結果、先前測量資料以及記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4，後者用來設定個人資料以及恢復與更正資料。控制器盒 1 還包含：重量測量

## 五、發明說明 ( 16 )

鍵 4 5，其用以傳送重量測量，而不是膨脹程度的測量；以及圖示鍵 4 6，其用以將先前個人資料的顯示轉至“O N”與“O F F”。此外，控制器盒中還有：圖示選擇鍵 4 7，其用以在本裝置所產生的三種圖表類型間轉換，以及資料選擇鍵 4 8，其用以選擇表示用所顯示之圖表中的數值資料。圖 9 是放大圖，其用以呈示 L C D 顯示單元 4 的主要元件。

現在接著要描述的是測量操作的過程、圖示功能的恢復、個人資料的設定作為參考，以及膨脹程度的計算。首先，參考圖 10 的流程圖，要描述一般測量過程中的測量運作程序，此處假設所有算術運作用之代表個人參考的個人資料已經設定，雖然稍後才會作詳盡的描述，但是，此處足以說個人資料是以生物電阻抗用之每天早上於某個固定時間間距所測量的平均值“Z p m”，與已作測量之測量時間瞬時用的平均時間“T a m”所設定，正如生物電阻抗用之每天晚上或夜晚於同樣間距測量的平均值“Z p m”，與已作測量之測量時間瞬時用平均時間“T a m”。

一開始當按下記憶鍵 4 1、4 2、4 3、4 4 中的任一個與重量測量鍵 4 5 時，程序從等待模式進入運作模式。首先，要檢查按下的鍵是不是重量測量鍵 4 5（步驟 1），如果是，裝置如重量計量器運作，且在內部初始設定完成之後，測量儀器上顯示單元 1 1 的第一 L E D 3 1 會轉至“O N”，以指示開始測量（步驟 2）。當受測者安置在測量儀器上時，第一 L E D 3 1 會轉至“O F F”，但是第二

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 19 )

), 計算所得之早上的膨脹程度連同上一次並儲存於非揮發記憶體 5 中的早上的膨脹程度, 都會顯示於 L C D 顯示單元 4 的數字顯示區域 (步驟 19), 然後, 使用當時資料作立即更新的圖表會顯示於 L C D 顯示單元 4 的圖表區域 (步驟 20), 且當時的測量結果與相符的測量時間會儲存於非揮發記憶體 5 中 (步驟 21), 如果需要, 測量結果會經由外部輸入/輸出介面 7 而輸出 (步驟 22), 且在等待一段時間之後, 第三 L C D 33 會轉至 O F F 且 L C D 顯示單元 4 上的資料會刪除 (步驟 23), 然後整個過程進入等待模式 (步驟 24)。

### 2. 晚上或半夜的測量運作

如果在步驟 7 中按下記憶鍵 41、42、43 與 44 中任一個, 與被按下之記憶鍵號碼相符的資料會從非揮發記憶體 5 中讀取 (步驟 9), 此外, 當鍵被按下時, 會從微控制器 3 中的計時器讀取時間資料 (步驟 10), 來自計時器的時間資料會與測量參考時間相比, 以決定測量是否要在早上、晚上或半夜進行; 在步驟 11 中, 要檢查測量是不是在晚上或半夜進行, 然後要顯示上次晚上或半夜測量所得的重量值與相符的記憶鍵號碼, 此外, 要圖表顯示從先前早上、晚上或夜晚的資料計算而得並儲存於非揮發記憶體 5 中之一天的膨脹程度 (步驟 25), 之後就啟動了測量裝置 (步驟 13), 在啟動完成且測量運作準備就緒之後, 第一 L E D 31 轉至 O N 以指示測量可以開始

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 24 )

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega\pi)\beta)$$

其中， $Z(\omega)$  是在  $\omega$  時的阻抗向量， $\pi$  與  $\beta$  是常數；

當  $\pi = 1 / \omega c$  時，

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega / \omega c)\beta)$$

其中， $\omega c = 2\pi F c$

$F c$  與  $\beta$  也可以根據這些關係與圖上的資料而計算（步驟 37）。

然後，根據計算得出的向量阻抗軌跡與伴隨的參數，例如： $R_o$ 、 $R_{inf}$ 、 $R_e$ 、 $Z_c$  以及  $F c$ ，可計算出外細胞水量（ECW）、內細胞水量（ICW）、內細胞水至外細胞水的比例以及身體的總水分（TBW）（步驟 38）。

現在參看圖 8、11（a）、11（b）與 11（c）要描述圖示顯示功能。圖 11（a）、11（b）與 11（c）以例子方式呈現顯示於 LCD 顯示單元 4 上的一切，圖示顯示功能在按下圖表顯示鍵 46 時開始，甚至當設備處於等待模式時，按下圖示顯示鍵 46 促使設備進入運作模式以啟動圖示顯示功能，然而，在那段時間中，設備處於測量過程的程序，無法執行圖示顯示功能；在圖示顯示功能啟動後的設備運作此後稱之為運作的“圖示模式”

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 25 )

。

在圖示模式中，當記憶號碼鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中任一鍵被按下時，與記憶號碼鍵相對應的資料會從非揮發記憶體 5 中讀取、進行與顯示，呈現出膨脹程度的圖示會顯示於 LCD 顯示單元 4 的下部，且所選取的數字資料會顯示於 LCD 顯示單元的上部。

圖 1 1 ( a )、1 1 ( b ) 與 1 1 ( c ) 呈示出 LCD 顯示單元 4，其上以例子方式顯示出儲存於一號記憶體的資料，特別地是，參看圖 1 1 ( a )，LCD 顯示單元圖示早上的資料，圖 1 1 ( b ) 中，LCD 顯示單元圖示一天的資料，圖 1 1 ( c ) 中，LCD 顯示單元圖示兩項資料的總和。

圖 1 1 ( a ) 圖示出使用個人資料作為參考而計算之早上膨脹程度的變化，更特別地是，與昨天早上參考值相對之 + 0 . 2 % 的膨脹程度，在今天早上已經變成 0 . 0 %。

圖 1 1 ( b ) 圖示出從早上到晚上全天膨脹程度的變化，特別地是，早上 0 . 0 % 的膨脹程度已經在那一天一天的活動之後變成 + 1 . 2 %。

圖 1 1 ( c ) 圖示出膨脹程度的總變化，其產生於早上膨脹程度與全天膨脹程度的總和，特別地是，相對於前一天參考值之 + 1 . 2 % 的膨脹程度在那天還是 + 1 . 2 %。

連續壓圖示選擇鍵 4 7 會輪流轉換資料顯示格式 ( a

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 26 )

)、(b)與(c)，以便它們其中一個出現在顯示面上。此外，按下資料選取鍵48會移動圖表下三角標誌的位置，且在此同時，相對應於該三角標誌位置的數字資料顯示於LCD顯示面的上部，再壓一次圖示顯示鍵46會終止運作的圖示模式。

現在要描述用作參考的個人資料。如此處所揭示的實施例中，有二種設定模式用來設定作為參考的個人資料（此後稱之為“參考資料”），其中一種是“固定設定模式”，其中參考資料，一旦根據經過一段時間間距的資料而設定，會持續被使用直到時間重新設定；另一種是“自動設定模式”，其中參考資料會根據先前某段時間間距的資料自動作更新。

介於這二種設定模式間的轉換藉由按下記憶鍵41、42、43與44鍵中其中一個超過某段時間而執行，然後，轉換與被按下之記憶鍵相對應的設定模式是可能的，那麼不單單是固定模式與自動模式間的轉換，連個人資料的刪除都可以操作。伴隨而來的，LCD顯示單元4會在其左上位置顯示三角標誌，指示“固定”或“自動”的電流設定模式，在此同時，記憶號碼與圖示顯示於LCD顯示單元4上，然後，按下圖示顯示鍵46，其亦作為固定／自動模式轉換鍵，以便在固定模式與自動模式間作轉換。採相似方式，按下資料選取鍵48，其亦作為資料刪除鍵，可以刪除先前的測量資料，最後，再壓一次記憶鍵41、42、43或44便可終止模式轉換的運作。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 27 )

在此處所揭示的實施例中，時間間距，其間參考資料已被設定，預設為五天，且每一設定模式將詳細描述。

### 1 . 固定設定模式

在此模式中，所得之五天時間間距的測量資料是用來計算參考資料，其之後會保持不變直到時間重新設定。五天的時間間距意味著非揮發記憶體 5 儲存測量資料五天，特別地是，當本發明裝置第一次操作時，它會進入固定設定模式，因為非揮發記憶體 5 中沒有儲存任何資料，所以，為獲得所需之參考資料計算用的測量資料，時間間距是預設的五天間距。因此，在第一天的測量操作中，因為沒有儲存的資料，所以，圖示顯示不會作用，但是，每一次獲得的測量資料會被平均並儲存於非揮發記憶體 5 中，作為參考資料。

如果上述的模式轉換操作被用於轉換成固定設定模式，則設備的操作會根據非揮發記憶體 5 儲存多少測量資料而不同，如果非揮發記憶體儲存的資料超過五天的資料，參考資料會依據五天用測量資料而計算，然而，如果非揮發記憶體儲存少於例如：四天的資料，則會根據該測量資料得生暫時的參考資料，在五天用測量資料都獲得之後，參考資料才會根據該測量資料計算。

### 1 . 自動設定模式

在此模式中，參考資料會依據最新的五天用測量資料

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 28 )

自動計算與更新。如果只有少於例如：四天的資料，則會得生暫時的參考資料，在五天用測量資料都獲得之後，參考資料才會根據該測量資料計算。

現在要詳細描述膨脹程度的計算。膨脹程度的計算是根據如上所述之個人資料或參考資料而執行，用來計算膨脹程度的參考資料是依據每天早上測量的生物電阻抗與其測量瞬時而設定，就如同每天晚上或半夜所測量的生物電阻抗與其測量瞬時。

在本實施例中，時間間距，其間參考資料已被設定，預設為五天，且將作參考資料設定的描述。

一開始計算每天早上測量之生物電阻抗資料用的平均值“ $Z_{am}$ ”，與執行測量阻抗之測量瞬時用的平均時間“ $T_{am}$ ”，採相似方式，可計算每天晚上或半夜所測量之生物電阻抗資料用的平均值“ $Z_{pm}$ ”，與執行測量阻抗之測量瞬時用的平均時間“ $T_{pm}$ ”。

$$Z_{am} = \Sigma Z_{ai} / 5 \quad (i = 1, 2 \dots 5)$$

$$Z_{pm} = \Sigma Z_{pi} / 5 \quad (i = 1, 2 \dots 5)$$

$$T_{am} = \Sigma T_{ai} / 5 \quad (i = 1, 2 \dots 5)$$

$$T_{pm} = \Sigma T_{pi} / 5 \quad (i = 1, 2 \dots 5)$$

其中“ $Z_{ai}$ ”是第“ $i$ ”天早上測量而得的生物電阻抗值，“

$T_{ai}$ ”是當進行阻抗測量的測量瞬時，同樣地，“ $Z_{pi}$ ”

是第“ $i$ ”天晚上或半夜測量而得的生物電阻抗值，“ $T_{pi}$ ”

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 29 )

是當進行阻抗測量的測量瞬時。

然後就可以計算早上、晚上或半夜的生物電阻抗值用之“Z a m”與“Z p m”間平均值的差異“Z a p”：

$$Z a p = Z a m - Z p m$$

差異“Z a p”代表受試者全天候間質流體量變化的平均，因此，將此“Z a p”值與每天的實際測量值比較，可以決定是否間質流體量的變化相對於受試者用之一般身體條件是比較大或小，換句話說，可以決定那個人的膨脹程度。

根據本實施例，參考資料是由早上、晚上或半夜的生物電阻抗值用之“Z a m”與“Z p m”間平均值的差異“Z a p”，以及進行測量阻抗之測量瞬時用的平均時間“T a m”與“T p m”而設定。

依據該參考資料，膨脹程度係從每天早上與晚上或半夜採下列的方式測得之生物電阻抗值加以計算的：

假設在早上測得的生物電阻抗值為“Z1”，則在早上的[膨脹程度“M1”則是以下面的公式來表示：

$$M 1 = ( Z 1 - Z a m ) / Z a p$$

這決定每天早上測量的膨脹程度與參考比較是比較高或低，如果“M 1”是正值，則膨脹程度會比參考高，然而，如果“M 1”是負值，則膨脹程度會比參考低。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 30 )

假設每天晚上或半夜所測量的生物電阻抗值是“Z 2”，那麼，可以計算介於它與早上的生物電阻抗值“Z 1”之間的差異  $\Delta Z$ ：

$$\Delta Z = Z_1 - Z_2$$

此  $\Delta Z$  代表介於那些在早上與晚上或半夜間之間質流體量的變化，也就是全天的膨脹，因此，全天的膨脹程度可以下列公式表示：

$$M_2 = (\Delta Z - Z_{ap}) / Z_{ap}$$

如果“M 2”是正值，則膨脹程度會高於參考，然而，如果是負值，則膨脹程度會低於參考。

在這樣的方式中，根據實施例之膨脹程度的計算會依據日常生活中參考用膨脹的平均值而執行。

“T a m”與“T p m”的資料是用來判定測量是否在早上或晚上或半夜進行，其乃藉由將該資料與受試者進行測量的時間瞬時相比較而得。

現在要看到本發明的另一個實施例，其中測量了發生於受試者之一種暫時的膨脹。它可應用於一種情況，即當一個人覺得疲勞時，那個人按摩他自己的四肢下部，或是洗個澡以解除疲勞。藉由在這樣的按摩或洗澡前後進行測量，可以藉著比較該動作前後的膨脹程度判定疲勞是否已

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( 31 )

消除。

第二實施例的描述將對照圖 1 3 的流程圖。第二實施例的外視圖與內組成分別與圖 5 和圖 6 中的組成相同。

在等待狀態之後，要檢查是否記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中的任一鍵被按下（步驟 5 1），如果沒有，整個過程不會進入操作模式，而會保持在等待狀態（步驟 5 2）。

然而，如果記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中的任一鍵在步驟 5 1 時被按下，則會進行生物電阻抗的測量（步驟 5 3），然後要檢查與被按下之記憶鍵號碼相符的資料是否儲存於非揮發記憶體 5 中（步驟 5 4），如果該資料未儲存於非揮發記憶體 5 中，則生物電阻抗的測量值會被當作參考（步驟 5 5），且整個過程進入等待模式（步驟 5 6）。一般而言，參考值會在動作，例如：按摩或洗澡執行前設定，測量生物電阻抗的次路線與圖 1 0 所示的路線相同。

如果資料已經在步驟 5 4 儲存於非揮發記憶體 5 中，那麼它會與生物電阻抗的測量值比較，以決定動作前後之膨脹程度的變化（步驟 5 7），在這樣的決定中，假設阻抗在動作前的參考值是“Z<sub>p</sub>”，在動作後的參考值是“Z<sub>n</sub>”，則當時的膨脹程度“M<sub>n</sub>”可以下列公式表示：

$$M_n = (Z_n - Z_p) / Z_p$$

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 32 )

這決定動作後的膨脹程度是否高或低於動作前的膨脹程度；如果“ $M_n$ ”是正值，表示動作後的膨脹程度高於動作前的膨脹程度，但如果它是負值，則表示膨脹程度在動作後已經降低。

然後會顯示計算而得的膨脹程度（步驟 58），在動作前設定用來判定用的參考值會刪除（步驟 59），且過程會進入等待模式（步驟 60）。

根據如上的第二實施例，動作，例如：按摩或洗澡前後膨脹程度的變化是可以捕捉的，受試者便可以看到按摩或洗澡的效果。

在先前所描述的第一實施例中，已經提到用間質流體量的平均變化作為參考資料，但是，可能有一種更簡單的情形，就是受試者在日常生活中每天早上與半夜可以重複好幾次生物電阻抗的測量，且其平均值會儲存作為參考，然後，僅需將生物電阻抗的測量值與參考相比就可以判定膨脹，或者是，參考資料可以由前一天測量的生物電阻抗設定，而不是由那些好幾天前測量的生物電阻抗設定，這樣一來，只要與前一天的資料比較就可以判定膨脹程度。

經由生物電阻抗的測量來計算人體膨脹程度的方法，已經在之前第一實施例中描述，誠如先前所描述，如果可以得到間質流體量、外細胞水量以及受試者一部份身體水量的變化，則生物電阻抗測量方法可以使用單頻率或多頻率，此外，計算用的數字參數可以是生物電阻抗、內細胞水／外細胞水比率以及其他源自生物電阻抗的參數中的任

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

線

## 五、發明說明 ( 33 )

一個。

電極的型態，其中與受試者二端相接觸之裝置的二對電極，已經在之前的第一實施例中描述過。然而，本發明並不僅侷限於這樣的電極的型態，舉凡其他可以在四肢下部測量生物電阻抗的電極型態亦屬於本發明的範圍。圖

1 2 是另一電極型態的圖示，其中二對電極 3 1、3 2 與 3 3、3 4 直接與腳的小腿部位接觸，根據這樣的電極型態，生物電阻抗可以在最有可能出現膨脹的小腿上被測量，與其他型態相比，這可以降低錯誤的發生，而增加膨脹判定的正確性。此外，如果包括腳用阻抗是習知的，那麼可以看出膨脹程度，因此，本發明可應用於測量出四肢或手與腳之間的生物電阻抗的情況下。

從前面的敘述可以看出判定人體疲勞程度的設備經由生物電阻抗測量方法，可以偵測並儲存膨脹程度作為身體疲勞的測量，然後，設備會計算參考資料，其用於根據儲存的膨脹資料，判定受試者膨脹程度，並將膨脹程度的電流資料與該參考比較以判定疲勞程度，因此，可以更正確與客觀地根據每一受試者個人特性判定身體的疲勞程度。

此外，也可以依據膨脹程度用的先前資料，評估身體條件的變化與疲勞程度的累積。

當膨脹程度的測量電流是使用多頻率交流電時，膨脹程度可以依據內細胞／外細胞水的比率而判定，因此，可以因身體溫度的變化而單獨測量生物電阻抗的變化。

或者是，當測量電流是使用單頻率交流電時，設備會

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

### 五、發明說明 ( 34 )

用更簡單的迴路，並縮短測量的時間。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 四、中文發明摘要(發明之名稱:判定人體疲勞程度的設備)

所揭示的是一種判定人體疲勞程度的設備，其包括：二對電極；電源；電壓測量單位；計算單位；儲存單位；以及顯示單元。二對電極是和受試者的身體連接；電源經由選定的一對電極輸送測量電流；電壓測量單位在另一對選定的電極間測量電壓；儲存單位儲存由計算單位所計算得出的生物電阻抗與參考值；計算單位會根據來自電壓測量單位的測量值計算生物電阻抗，並比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，以計算受試者的膨脹程度；顯示單元會顯示受試者的膨脹程度。

## 英文發明摘要(發明之名稱:Apparatus for determining degree of fatigue of human body)

Disclosed is an apparatus for determining a degree of fatigue of a human body, comprising: two pairs of electrodes; an electric current source; a voltage measuring unit; an arithmetic unit; a storage unit; and a display unit. The two pairs of electrodes are configured to contact with a body of a person under test. The electric current source feeds a measurement current via selected ones of said electrodes. The voltage measuring unit measures a voltage between another selected ones of said electrodes. The storage unit stores a bioelectrical impedance calculated by said arithmetic unit and a reference value. The arithmetic unit calculates the bioelectrical impedance based on the measurement value from said voltage measuring unit and a degree of fatigue of the person under test by comparing the currently measured value of the bioelectrical impedance with the reference value of the bioelectrical impedance stored in the storage unit. The display unit indicates the degree of fatigue of the person under test.

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

訂

線

## 六、申請專利範圍 1

1. 一種判定人體疲勞程度的設備，包含：

二對電極；

一電流源；

一電壓測量單元；

一運算單元；

一儲存單元；以及

一顯示單元

其中該二對電極被建構成與受測者的身體接觸；

該電流源經由該二對電極中的一選定的一對電極輸送的電流；

該電壓測量單元測量在另一對選定的電極間的電壓；

該儲存單位儲存由運算單元所計算得出的生物電阻抗與參考值；

該運算單元會根據來自電壓測量單元的測量值計算生物電阻抗，並比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單元的生物電阻抗參考值，以計算受試者的疲勞程度；及顯示單元會顯示受試者的疲勞程度。

2. 如申請專利範圍第1項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示單元會圖示疲勞程度變化的轉變。

3. 如申請專利範圍第2項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示於顯示單元上的圖表代表疲勞程度變化的轉變，其乃根據早上所測量的生物電阻抗。

4. 如申請專利範圍第2項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示於顯示單元上的圖表代表疲勞程度變化的轉變

(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 2

變，其乃根據晚上或半夜所測量的生物電阻抗。

5．如申請專利範圍第1項之一種判定疲勞程度的設備，其中生物電阻抗的參考值在受試者採取某個動作前就已設定，且顯示單元會藉由比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單元的生物電阻抗參考值，顯示動作前後的疲勞程度。

6．一種依據人體膨脹判定疲勞程度的設備，包含：

二對電極；

一電源；

一電壓測量單元；

一運算單元；

一儲存單元；以及

一顯示單元

其中該二對電極被建構成與受試者的身體接觸；

該電流源經由該二對電極中的一選定的一對電極輸送測量電流；

該電壓測量單元測量在另一對選定的電極間的電壓；

該儲存單元儲存由運算單元所計算得出的生物電阻抗與參考值；

該運計算單位會根據來自電壓測量單元的測量值計算生物電阻抗，並比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單元中的生物電阻抗參考值，以計算受試者的膨脹程度；及

顯示單元會顯示受試者的膨脹程度。

(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 3

7. 如申請專利範圍第6項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示單元會圖示膨脹程度變化的轉變。

8. 如申請專利範圍第7項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示於顯示單元上的圖表代表膨脹程度變化的轉變，其乃根據早上所測量的生物電阻抗。

9. 如申請專利範圍第7項之一種判定疲勞程度的設備，其中顯示於顯示單元上的圖表代表膨脹程度變化的轉變，其乃根據晚上或半夜所測量的生物電阻抗。

10. 如申請專利範圍第6項之一種判定疲勞程度的設備，其中生物電阻抗的參考值在受試者採取某個動作前就已設定，且顯示單元會藉由比較生物電阻抗的最新測量值與儲存於儲存單位的生物電阻抗參考值，顯示動作前後的膨脹程度。

11. 如申請專利範圍第1或第6項之一種判定疲勞程度的設備，其中生物電阻抗的參考值代表間質流體量的平均變化，其為每天早上與每天晚上數個測量之平均值間的差異。

12. 如申請專利範圍第11項之一種判定疲勞程度的設備，其中每次當生物電阻抗被測量時，間質流體的平均變化就會立即更新。

13. 如申請專利範圍第1或第6項之一種判定疲勞程度的設備，其中電流源選擇性地輸送測量電流，其具有數個頻率。

14. 如申請專利範圍第1或第6項之一種判定疲勞

(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 4

程度的設備，其中該電流源輸送具有單一頻率的測量電流

。

1 5 . 如申請專利範圍第 1 或第 6 項之一種判定疲勞程度的設備，其中二對電極連接至受試者的二端。

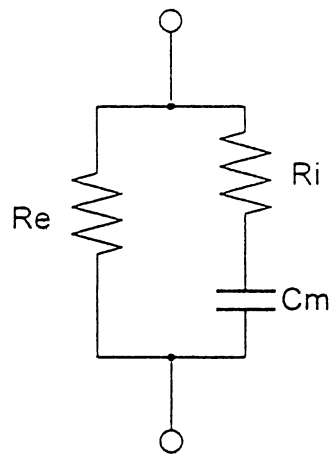
1 6 . 如申請專利範圍第 1 或第 6 項之一種判定疲勞程度的設備，其中二對電極連接至受試者的小腿。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

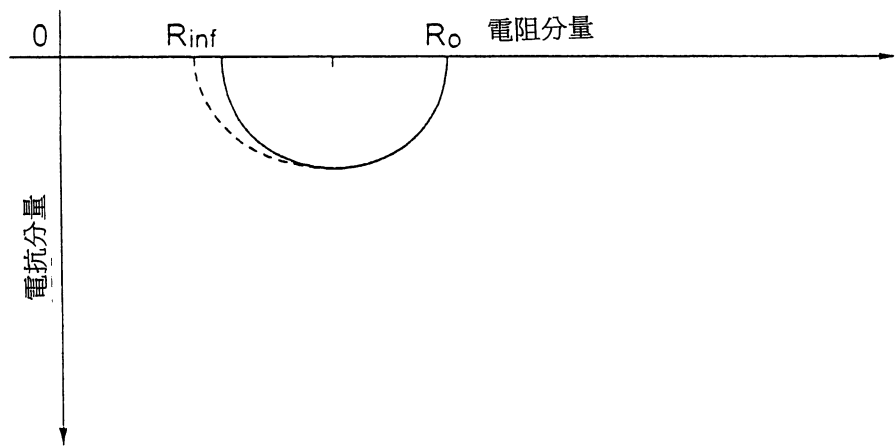
訂

線

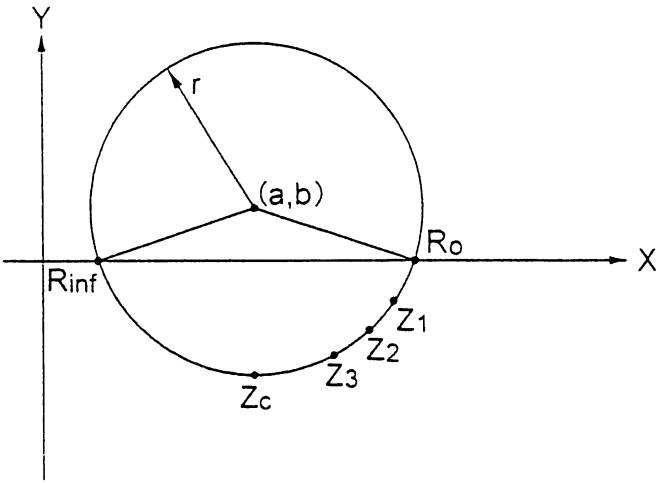
第 1 圖



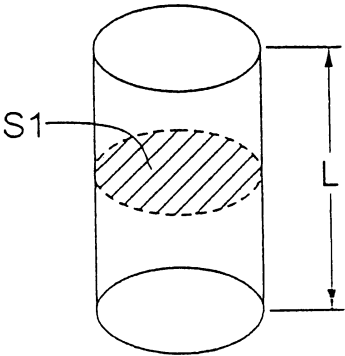
第 2 圖



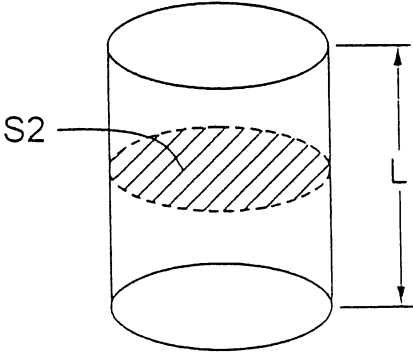
第 3 圖



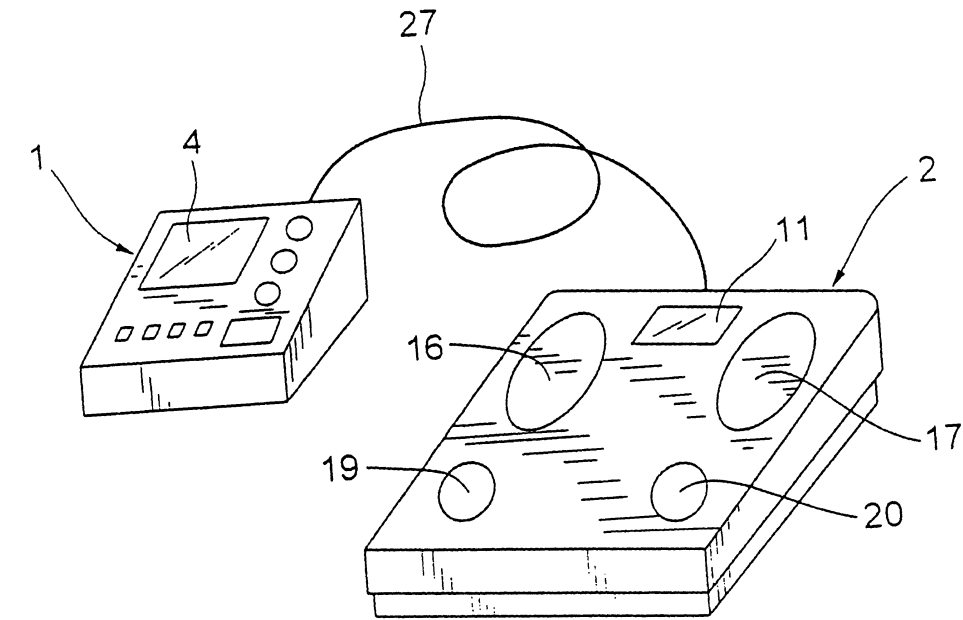
第 4(a)圖



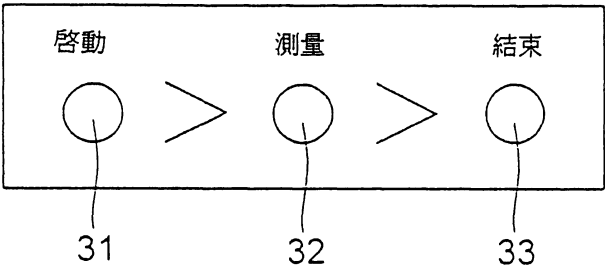
第 4(b)圖



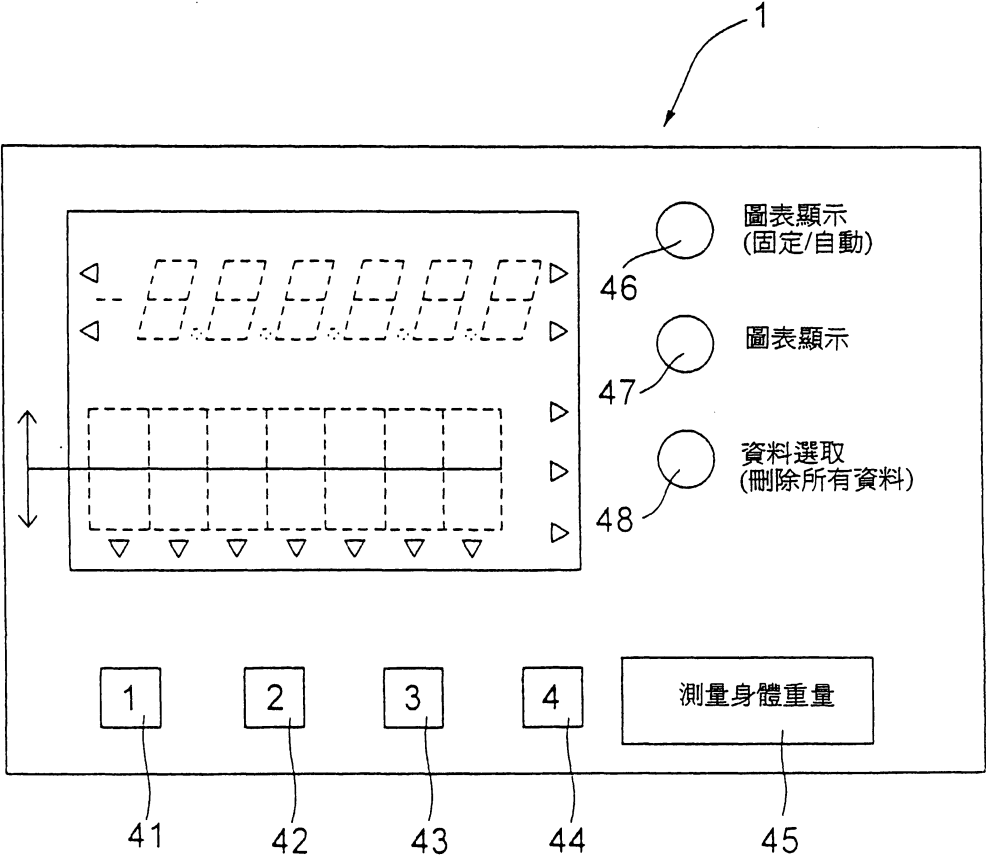
第 5 圖



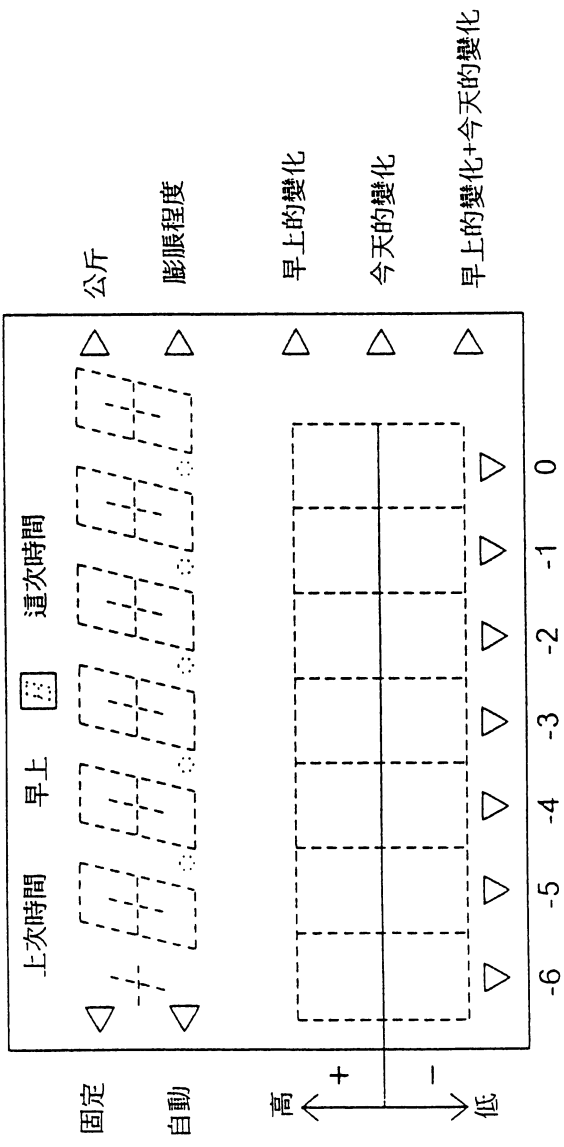
第 7 圖



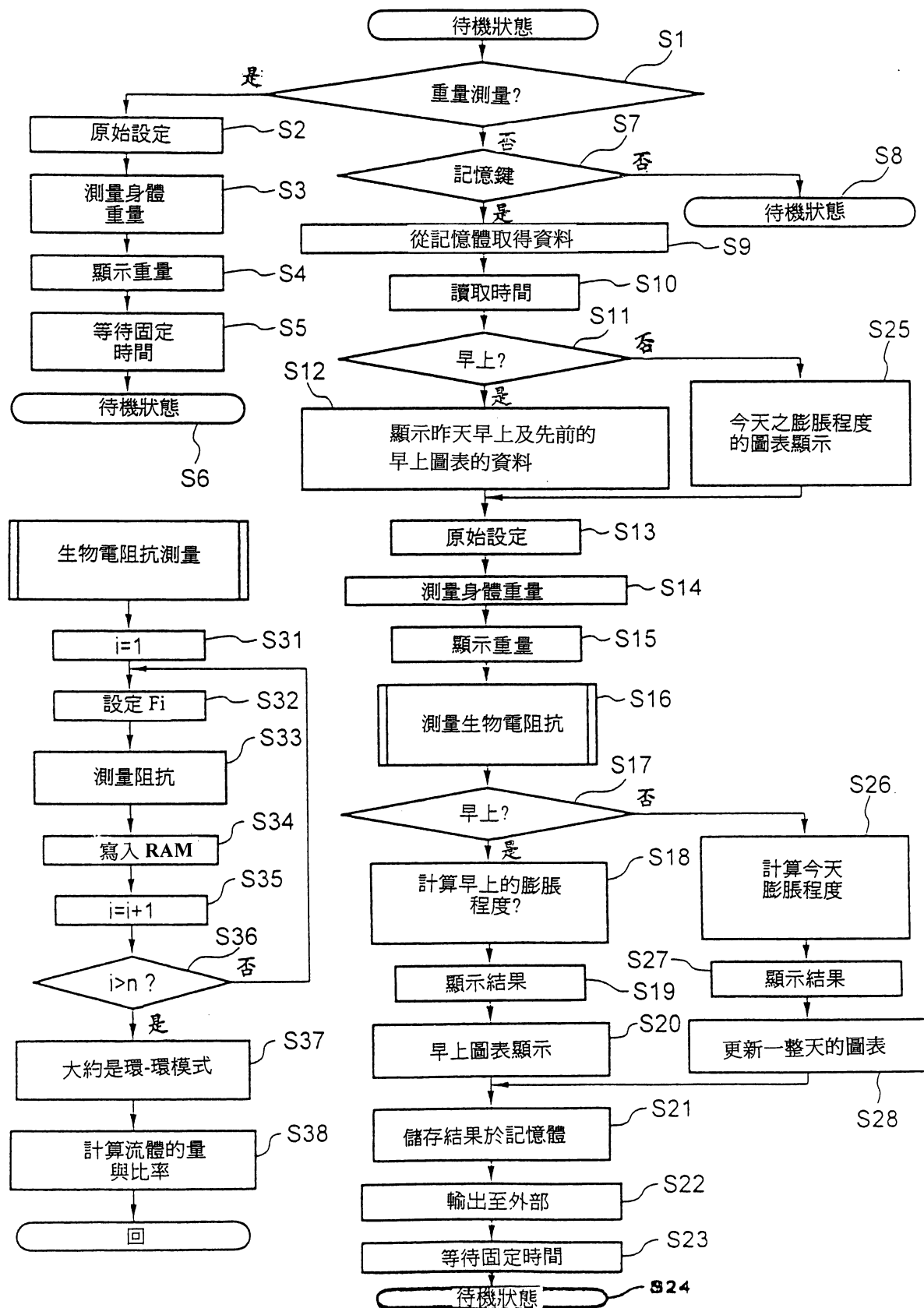
第 8 圖



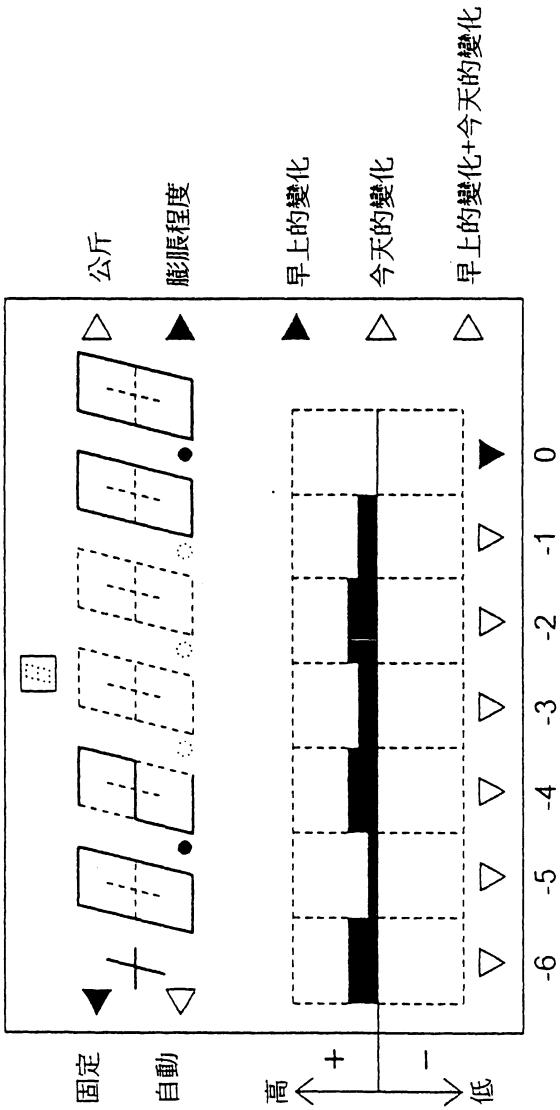
第 9 圖



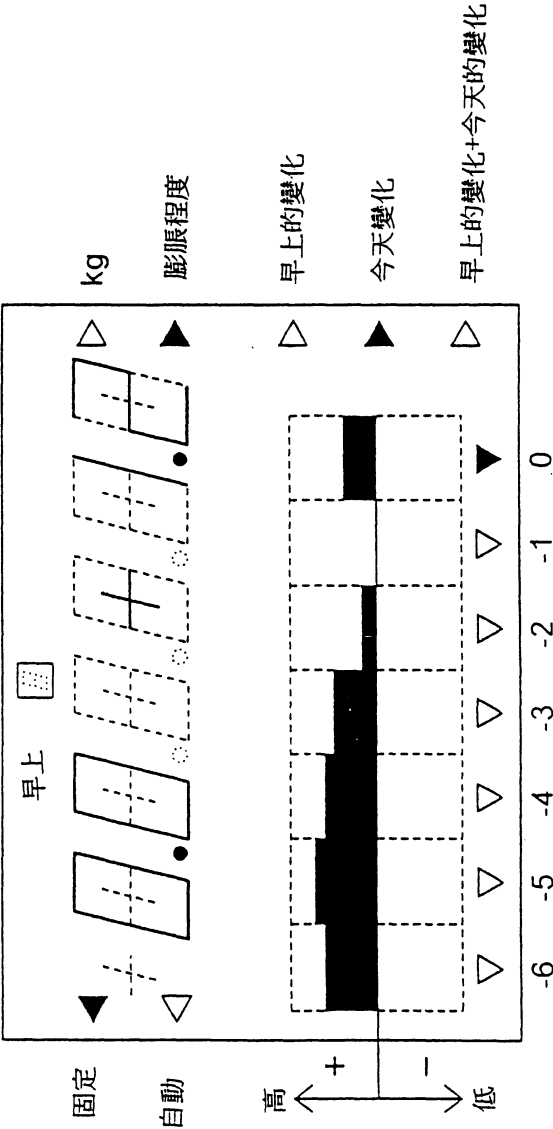
第 10 圖



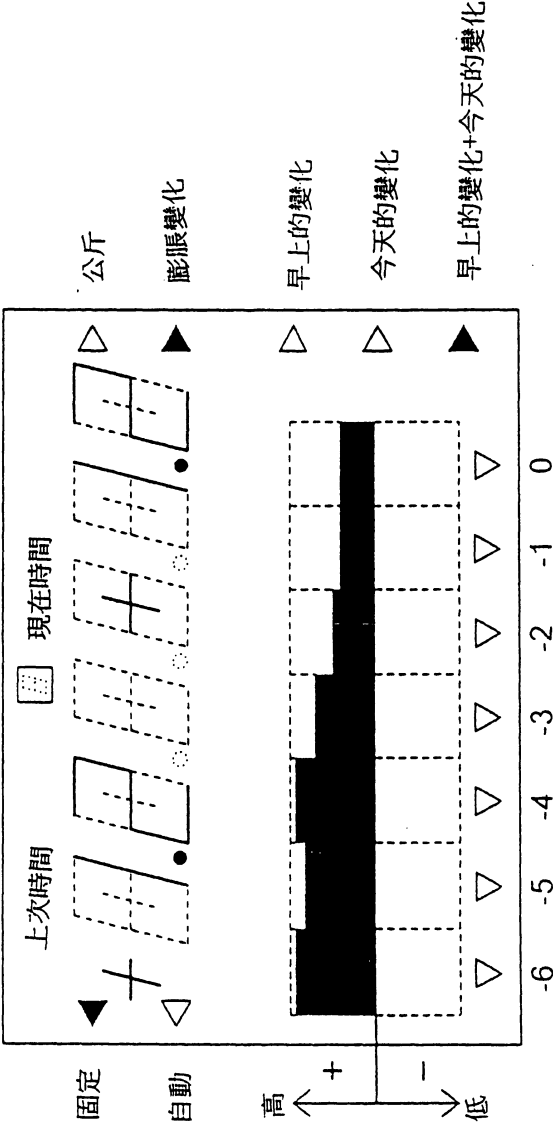
第 11(a)圖



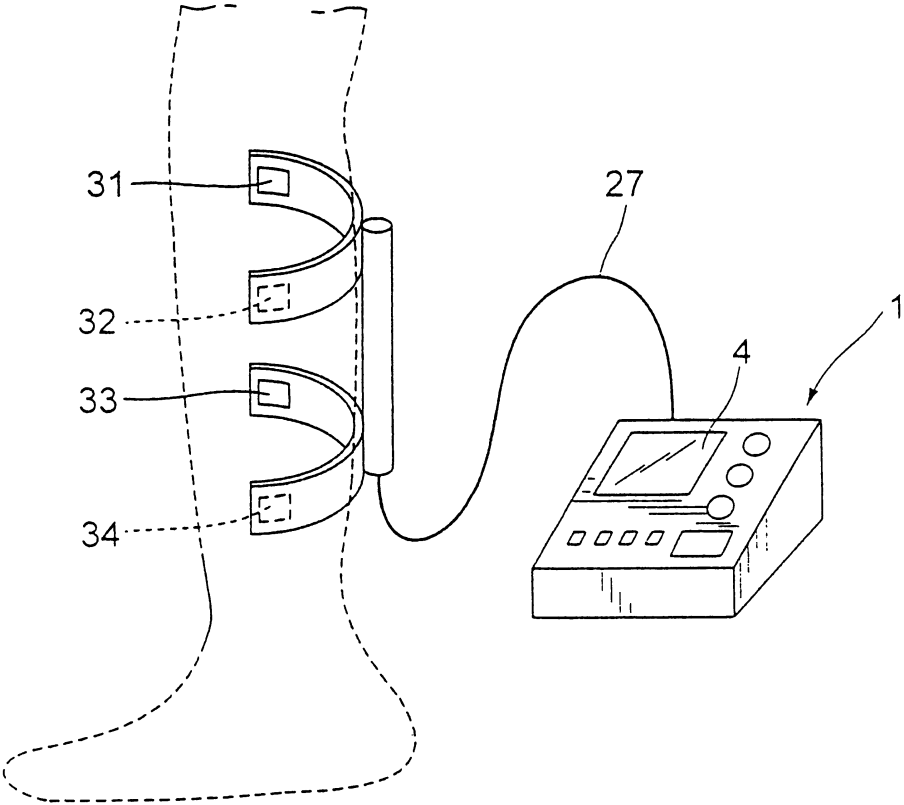
第 11(b)圖



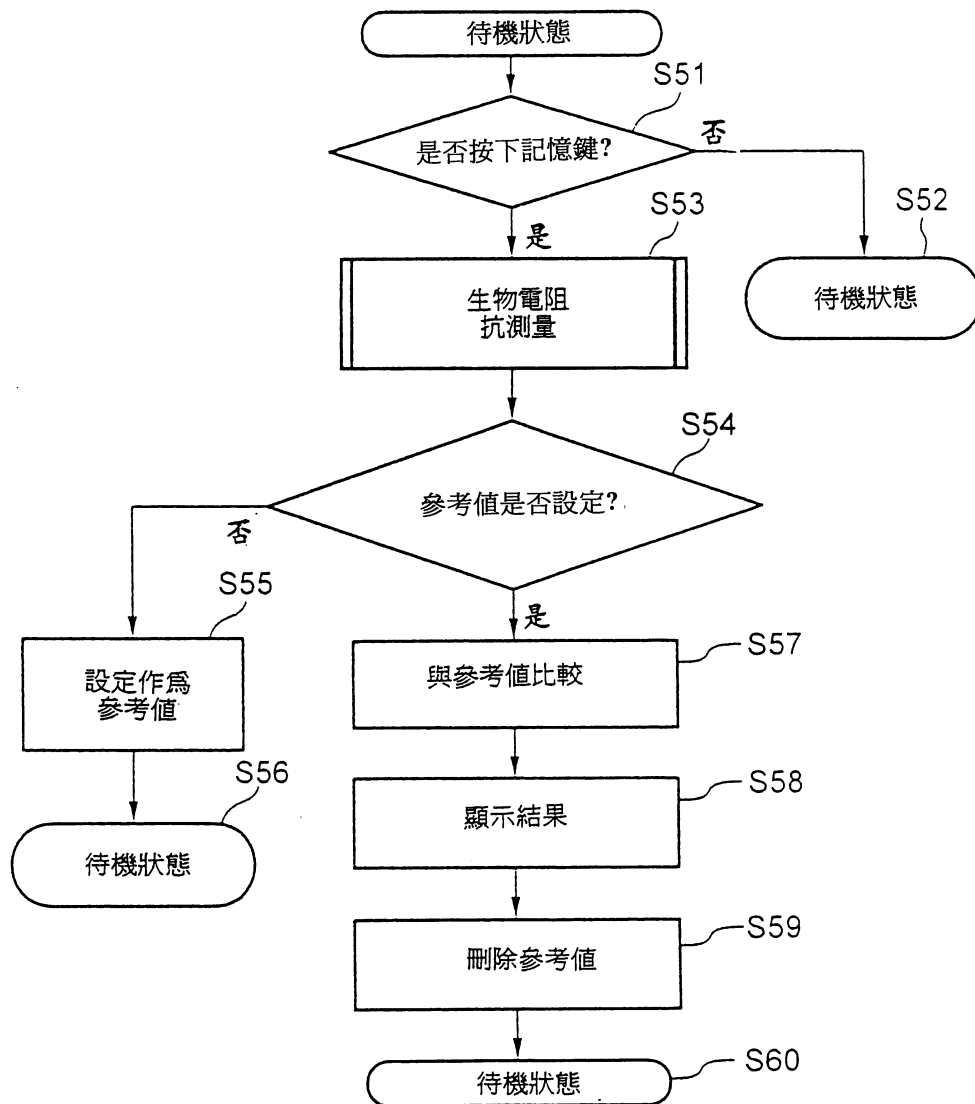
第 11(c)圖



第 12 圖



第 13 圖



91年5月3日 修正  
補充

|      |                |
|------|----------------|
| 申請日期 | 89 年 12 月 22 日 |
| 案 號  | 89127763       |
| 類 別  | A61B 5/00      |

A4  
C4

529929

(以上各欄由本局填註)

# 發明專利說明書 (修正本)

|             |               |                                                           |
|-------------|---------------|-----------------------------------------------------------|
| 一、發明<br>名稱  | 中 文           | 判定人體疲勞程度的設備                                               |
|             | 英 文           | Apparatus for determining degree of fatigue of human body |
| 二、發明人<br>創作 | 姓 名           | (1) 福田好典                                                  |
|             | 國 籍           | (1) 日本<br>(1) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號<br>百利達股份有限公司內          |
|             | 住、居所          |                                                           |
| 三、申請人       | 姓 名<br>(名稱)   | (1) 百利達股份有限公司<br>株式会社タニタ                                  |
|             | 國 籍           | (1) 日本<br>(1) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號                        |
|             | 住、居所<br>(事務所) |                                                           |
|             | 代 表 人<br>姓 名  | (1) 谷田大輔                                                  |

裝

訂

線

91.10.29

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

## 五、發明說明 ( 7 )

- 2 2 重量感應器
- 2 3 放大器
- 2 4 切換單元
- 2 5 類比/數位轉換器
- 2 6 電池
- 2 7 電力供應迴路
- 2 8 連接電纜
- 2 9 訊號線
- 3 0 電力線
- 3 1 第一 L E D
- 3 2 第二 L E D
- 3 3 第三 L E D
- 4 1 記憶鍵
- 4 2 記憶鍵
- 4 3 記憶鍵
- 4 4 記憶鍵
- 4 5 重量測量鍵
- 4 6 圖表顯示鍵
- 4 7 圖表顯示鍵
- 4 8 資料選取鍵
- 3 1 電極
- 3 2 電極
- 3 3 電極
- 3 4 電極

訂

## 五、發明說明 ( 11 )

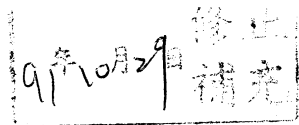
生物電阻抗的測量值可以如上之相同方法使用，以評估介於身體受測量部位間的身體水量，身體水量的變化實際上是依據外細胞水量的變化，因此，捕捉身體水量的變化相當於捕捉外細胞水量的變化。誠如已述，間質流體的變化出現如外細胞水的變化，然後便可以追蹤膨脹程度的變化，甚至是用單頻生物電阻抗測量方法，習知技藝中已經知道使用單頻交流電評估身體水量的方法，因此，此處省略該方法的進一步說明。

現在，爲了圖示說明，在膨脹發生前之活體某部位中的間質流體量以“W 1”表示，在膨脹發生前間質流體則以一長度 L、跨截面區域 S 1 的圓筒表示，如圖 4 ( a ) 所示，再者，間質流體的電阻係數以“ $\rho$ ”表示，那麼，介於間質流體二端間的電阻 R 1 可以下列公式表示：

$$R_1 = \rho \cdot L / S_1$$

然後，可以假設間質流體的量因爲膨脹的發生而變化至“W 2”，此時，間質流體之圓筒輪廓改變了以便只有跨截面區域從“S 1”變換到“S 2”，但是長度仍是 L，如圖 4 ( b ) 所示，那麼，介於間質流體二端間的電阻 R 2 可以下列公式表示：

$$R_2 = \rho \cdot L / S_2$$



## 五、發明說明 ( 14 )

用以儲存與用於測量之測量儀器相關的參數，與濾波器迴路 1 3，其用以將微控制器 1 0 輸出訊號變成應用於活體的訊號。測量儀器還包含：交流電輸出迴路 1 4，其將輸出訊號從濾波器迴路 1 3 供至受測者。參考電阻器 1 5 連接到交流電輸出迴路 1 4 的一個輸出端，用以偵測傳至受測者的電流。一測量電流供給電極 1 6 經由參考電阻器 1 5 而連接，且另一測量電流供給電極 1 7 則連接至交流電輸出迴路 1 4 的另一輸出端。一差分放大器 1 8 也用於偵測參考電阻器 1 5 二端間的電壓差異。電壓測量極 1 9 與 2 0 被用來偵測受測者二點間的電位。一差分放大器 2 1 連接至電壓測量極 1 9 與 2 0，其用以偵測其間的電位。一重量感應器 2 2 則用以偵測受測者的身體重量，且重量感應器 2 2 連接至放大器 2 3 以放大來自該處的訊號。一切換單元 2 4 在微控制器 1 0 的控制下運作，其用以選擇性地連接來自差分放大器 1 8、2 1 與放大器 2 3 輸出端的任一端。切換單元 2 4 的輸出端連接至類比/數位轉換器 2 5，其用以將來自切換單元 2 4 的類比訊號轉換成數位訊號，該數位訊號接著會供應至微控制器 1 0。一電池 2 6 位在測量儀器 2 中，並連接至電力供應迴路 2 7，電力供應迴路 2 7 在控制器盒 1 中之微處理器 3 與測量儀器 2 之微控制器 1 0 的控制下運作，其用以供應電力予上述控制器盒 1 與測量儀器 2 中的所有組成。

控制器盒 1 與測量儀器 2 藉由連接電纜 2 8 相互連接，連接電纜 2 8 由數條溝通用的訊號線 2 9 與數條供應控制

## 五、發明說明 ( 17 )

L E D 3 2 會轉至“O N”，以指示測量現在執行。當重量感應器 2 2 偵測到體重時，訊號會供至放大器 2 3 並由其放大，然後它的輸出訊號會供至切換單元 2 4，接著，該訊號會供至類比/數位轉換器 2 5 並由其將之轉換成數位訊號，該數位訊號接著會供至微控制器 1 0，然後，微控制器 1 0 會執行算術運作以得出重量值（步驟 3），在測量完成之後，第二 L E D 3 2 會轉至“O F F”，但是，第三 L E D 3 3 會轉至“O N”以指示測量完成，在此同時，測量結果會顯示在 L C D 顯示單元 4 上（步驟 4），且在等一段固定時間後（步驟 5），第三 L E D 3 3 會轉至“O F F”，然後，L C D 顯示單元 4 上的測量資料會刪除，整個過程進入等待模式。

如果步驟 1 中按下的鍵不是重量測量鍵 4 5，那麼要檢查按下的鍵是不是記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中的其中一個（步驟 7），如果沒有一個記憶鍵被按下，那麼整個過程不會進入運作模式，而會進入等待模式（步驟 8）。

如果記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中的其中一個被按下，那麼裝置的連續運作是依據當它被下時的瞬時。裝置的運作將分成二種情況說明：

### 1. 早上的測量運作

如果記憶鍵 4 1、4 2、4 3 與 4 4 中的其中一個在步驟 7 被按下，與被按下之記憶鍵號碼相符的資料，會從

## 五、發明說明 ( 18 )

非揮發記憶體 5 中讀取 ( 步驟 9 ) ; 此外, 當鍵被按下時, 會從微控制器 3 中的計時器讀取時間資料 ( 步驟 10 ) , 來自計時器的時間資料會與測量參考時間相比, 以決定測量是否要在早上、晚上或半夜進行; 在步驟 11 中, 要檢查測量是不是在早上進行, 然後要顯示上次早上測量所得的重量值與記憶鍵號碼, 並以圖表顯示如先前儲存於非揮發記憶體 5 中之先前早上資料計算所得之先前早上膨脹程度的資料 ( 步驟 12 ) ; 之後就啟動了測量裝置 ( 步驟 13 ) , 在啟動完成且測量運作準備就緒之後, 第一 L E D 31 轉至 O N 以指示測量可以開始, 當受試者安置在測量儀器 2 上時, 第一 L E D 轉至 O F F , 但是, 第二 L E D 轉至 O N 以指示現在進行測量, 當重量感應器 22 偵測到人的身體重量時, 訊號會傳至放大器 23 並由其放大, 然後它的輸出訊號會供至切換單元 24 , 接著, 訊號再供至類比/數位轉換器 25 , 其會將它轉換成數位訊號, 該數位訊號會供至微控制器 10 , 然後, 微控制器 10 會執行算術運作以產生重量值 ( 步驟 14 ) , 此重量值隨後會顯示於 L C D 顯示單元 4 ( 步驟 15 ) ; 再來是進行生物電阻抗的測量 ( 步驟 16 ) , 計算的運作是使用個人資料而完成以作為參考, 生物電阻抗的測量稍後會描述, 在一連串測量步驟完成之後, 第二 L E D 32 會轉至 O F F , 但是, 第三 L E D 33 會轉至 O N 以指示測量完成, 此時, 要檢查測量是不是在早上進行 ( 步驟 17 ) , 如果是, 算術運作完成以計算早上的膨脹程度 ( 步驟 18

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

## 五、發明說明 ( 20 )

，當受試者安置在測量儀器 2 上時，第一 L E D 轉至 O F F，但是，第二 L E D 轉至 O N 以指示現在進行測量，當重量感應器 2 2 偵測到人的身體重量時，訊號會供至放大器 2 3 並由其放大，然後它的輸出訊號會供至切換單元 2 4，接著，訊號再供至類比/數位轉換器 2 5，其會將它轉換成數位訊號，該數位訊號會供至微控制器 1 0，然後，微控制器 1 0 會執行算術運作以產生重量值（步驟 1 4），此重量值隨後會顯示於 L C D 顯示單元 4（步驟 1 5）；再來是進行生物電阻抗的測量（步驟 1 6），計算的運作是使用個人資料而完成以作為參考，在一連串測量步驟完成之後，第二 L E D 3 2 會轉至 O F F，但是，第三 L E D 3 3 會轉至 O N 以指示測量完成，此時，要檢查測量是不是在早上進行（步驟 1 7），因為此時的測量是在晚上或半夜進行，所以，執行算術運作以計算一天的膨脹程度（步驟 2 6），然後，計算所得之一天的膨脹程度與先前測量之早上的膨脹程度都會顯示於 L C D 顯示單元 4 的數字顯示區域（步驟 1 9）作為測量結果（步驟 2 7），此外，使用當時資料作立即更新的圖表會顯示於 L C D 顯示單元 4 的圖表區域（步驟 2 8），且最新獲得的測量結果與相符的測量時間會儲存於非揮發記憶體 5 中（步驟 2 1），如果需要，測量結果會經由外部輸入／輸出介面 7 而輸出（步驟 2 2），且在等待一段時間之後，第三 L C D 3 3 會轉至 O F F 且 L C D 顯示單元 4 上的資料會刪除（步驟 2 3），然後整個過程進入等待模式（步

## 五、發明說明 ( 21 )

驟 2 4 ) 。

現在要敘述的是多頻率生物電阻抗測量方法，其使用具有數個頻率的交流電。

多頻率生物電阻抗測量以這樣的方式執行，以致測量在頻率  $F_i$  時重複  $n$  次，其中  $n$  可以任意設定且頻率  $F_i$  在 " $i$ " = 1 時開始，爲了測量在第一頻率的初始設定，" $i$ " 值設定爲 1 (步驟 3 1)，然後依據  $i$  值設定頻率  $F_i$  (步驟 3 2)，根據儲存於微控制器 3 唯讀記憶體中的預備測量控制參數或那些經由外部輸入／輸出介面 7 儲存於隨機存取記憶體中的資料，微控制器 1 0 設定輸出訊號的頻率，其隨後會供至電流輸出迴路 1 4，電流輸出迴路 1 4 由定電流輸出迴路，其可設定電流值，組成，因此，輸出電流依測量控制參數而設定，且經由測量電流電極 1 6 與 1 7 運用於受試者。

然後，運用於受試者的電流經由參考電阻器 1 5 而偵測，且採類比形式的偵測訊號會供至類比／數位轉換器 2 5，其會將訊號轉換成數位訊號，且該數位訊號會儲存於微控制器 1 0 的隨機存取記憶體中，在此同時，會偵測附結於受試者且介於電位測量電極 1 9 與 2 0 之間的電位，並會將其供至差分放大器迴路 2 1，差分放大器迴路 2 1 會將電位差異訊號，其是供至該處之電位訊號間的差異，輸出到類比／數位轉換器 2 5，類比／數位轉換器 2 5 將該採類比形式的輸入訊號轉換成數字形式的訊號，那意味著生物電阻抗已經被測量 (步驟 3 3)，然後，測

911029

A7

B7

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

## 五、發明說明 ( 22 )

量結果會儲存於隨機存取記憶體 ( 步驟 3 4 ) 。

在第一頻率之阻抗測量完成之後，“i”值設定為“i + 1” ( 步驟 3 5 )，並檢查是否達到測量用的預定數量 ( 步驟 3 6 )，如果“i”值超過次數“i”的預定數量，阻抗測量會到結束，但如果沒有的話，整個過程會回到步驟 3 2 以便在下一個頻率重複阻抗的測量。

之後，根據生物電阻抗的測量值計算阻抗向量與相對應的參數，由於早先描述的原因，活體之生物電阻抗是如此，以致它的向量阻抗軌跡不是呈半圓狀，而是呈環－環模組式的圓弧狀，因此，活體的生物電阻抗一般是以圓弧狀表示，如圖 2 所示。根據所推導之向量阻抗軌跡是圓弧狀的假設，生物電阻抗值  $Z_1$ 、 $Z_2$  ……  $Z_n$ ，其分別在頻率“ $F_n$ ” (  $i = 1$  到  $n$  ) 測量而得，會在如圖 3 所示之某個圓週的圓弧上，此處，向量軌跡平面圖的實軸 ( 橫軸 ) 與虛數軸 ( 縱軸 ) 分別是 X 軸與 Y 軸，因此，從座標上的點“ $Z_i$ ” (  $i = 1$  到  $n$  ) 可得出下列座標函數：

$$(X - a)^2 + (Y - b)^2 = r^2$$

其中“a”是圓中心的 X 座標，“b”是圓中心的 Y 座標，“r”是圓的半徑；換句話說，這個函數是“n”點間的大約座標函數，因而，得出下列公式：

$$X = a \pm \sqrt{(r^2 - b^2)}$$

## 五、發明說明 ( 23 )

其中，因為  $R_o > R_{inf}$

$$R_o = a + \sqrt{r^2 - b^2}$$

$$R_{inf} = a - \sqrt{r^2 - b^2}$$

所以，圖 1 之當量迴路的  $R_e$  與  $R_i$  可以下列表示：

$$R_e = R_o$$

$$R_i = R_o \cdot R_{inf} / (R_o - R_{inf})$$

在特性頻率  $F_c$  的阻抗向量  $Z_c$  定義為電抗或虛數軸分量的一點，也就是 Y 軸分量的絕對值達到最大值，因此，阻抗向量  $Z_c$  之實軸分量的 X 座標與虛數軸分量的 Y 座標如下：

$$X = a, Y = b - r$$

因而，阻抗向量可以表示成：

$$Z_c = a + j(b - r)$$

根據先前描述的環－環模組，頻率  $\omega$  時的阻抗向量可以表示如下：

91年10月29日 修正 補正

第 6 圖

