

738039

申請日期	89 年 9 月 1 日
案 號	89117928
類 別	A61B 5/05

A4
C4

531405

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明 名稱	中 文	生物電阻抗測量方法及人體組成測量裝置
	英 文	Bioelectrical impedance measuring method and body composition measuring apparatus
二、發明 創作人	姓 名	(1) 福田好典
	國 籍	(1) 日本 (1) 日本國秋田縣大曲市若竹町五一七 四F 百利達(股)秋田R&D中心內
	住、居所	
三、申請人	姓 名 (名稱)	(1) 百利達股份有限公司 株式会社タニタ
	國 籍	(1) 日本 (1) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號
	住、居所 (事務所)	
	代 表 人 姓 名	(1) 谷田大輔

裝

訂

線

(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 1999 年 9 月 3 日 11-250101 ☒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)

發明之背景

發明之領域

本發明係關於一種生物電阻抗測量方法及人體組成測量裝置。

先前技藝之說明

典型地代表一生物性電阻抗係為一種集總常數當量電路其包含一外細胞流體電阻 R_e ，一內細胞流體電阻 R_i 和一細胞膜電容 C_m ，如圖 1 所示。實際上，組成生物的複數個細胞分別為具有不同常數的個別電路所代表由於不同的形狀和特性。因此，在如這般細胞凝聚的生物裡，它的向量阻抗軌跡不顯示一半圓其不合於測量那集總常數當量電路的情況，但顯示一 $Cole - Cole$ 模型裡指定的圓弧。

因此，生物電阻抗常被圖 2 所示的圓弧狀軌跡所代表。在圖 2 裡，x 軸代表一阻抗的電阻部分，而 y 軸代表一阻抗的電抗部分。因電阻的電抗部分顯示一負數值由於它的電容的性質，電阻抗的向量軌跡被繪在如圖 2 所示真實的軸線下側。

參照圖 3， R_0 ， R_{inf} 和 Z_c 分別顯示一電阻於 0 頻率，一電阻於無限的頻率和一生物電阻抗值於頻率 F_c 。至於 R_0 至 R_{inf} 它們僅有一電阻部分因它們的電抗值為零。在頻率 F_c ，電抗部分的絕對值達到它的上限，而 Z_c 係為此頻率裡的電阻抗值。如這裡所用的，電抗部分的絕

五、發明說明（2）

對值達到它的上限之所在的頻率被指為一特性頻率。每個體成分，如總體水、內細胞水、外細胞水和脫脂質量，都從上述值或其近似質所取得。

在一種習用的方法給用來測定生物電向量阻抗軌跡根據於複數個頻率上所測的生物電阻抗中，那生物電阻抗首先被測在一自低至高的頻率範圍內（亦即數個 kHz 至大約 1 MHz）。然後，上述該圓弧狀向量軌跡從測量的數據所取得以計算上述的參數。

一般來說，靠習用方法測量的阻抗向量不被提供於一圓弧的形體下如圖 2 的實線所示，但被代表在一曲線狀軌跡如圖 2 的點線所示。這大概被造成由於一時間落後來自於一信號傳達系統的其被測量電纜的生物電阻抗的之長度和一測量物體所影響。實際上，那最小平方近似法將被應用來矯正這般錯誤並使那向量電阻抗軌跡近似於那圓弧。做一近似計算需要複接操作的多重性及由此要求一種高速算術單位和其周邊裝置。

因此，習用的生物電阻抗測量裝置須使用高速算術單位和關聯的周邊裝置。加上，因測量需要時間，並且被強迫長時間地保持一指定的姿勢。這已施加某種負擔到病人上。

本發明的目的是提供一種改進的生物電阻抗測量方法及人體組成測量裝置，其能夠解決上述的先前技藝之問題。

五、發明說明(3)

發明概要

依照本發明的一方面，提供了一種測量病人的生物電阻抗之生物電阻抗測量方法以藉由應用一交流電於病人身體根據生物電阻抗測量方法，該電阻抗測量方法包含的步驟是：

藉使用具有第一頻率的交流電來進行測量以測定一種第一生物電阻抗值；

藉使用具有第二頻率的交流電來進行測量以測定一種第二生物電阻抗值；

藉使用具有第三頻率的交流電來進行測量以測定一種第三生物電阻抗值；以及

僅自第一，第二和第三生物電阻抗值取得一種向量阻抗軌跡以測定於0頻率和於一無限頻率的生物電阻抗值。

依照本發明的具體實施例，所有第一，第二和第三頻率可位於1 kHz至100 kHz範圍內。

依照本發明的另一方面，提供了一種測量病人的生物電阻抗之生物電阻抗測量方法藉由應用一交流電於病人身體根據生物電阻抗測量方法，該人體組成測量裝置包含：

一種交流電產生裝置其能藉不同的頻率以產生至少三種交流電；

一種測量裝置其測定一種第一生物電阻抗值，第二生物電阻抗值和第三生物電阻抗值根據測量其分別使用具有第一頻率的交流電，具有第二頻率的交流電和有第三頻率的交流電，介於由那交流電產生裝置而產生的交流電之間

五、發明說明（ 4 ）

；

一種算術裝置其取得一向量阻抗軌跡僅來自所測定的第一，第二和第三生物電阻抗值以測定於 0 頻率和於一無限頻率的生物電阻抗值；以及

一種判斷裝置其判斷病人的人體組成根據由算術裝置所測定的生物電阻抗值。

依照本發明的另一具體實施例，該人體組成測量裝置進而包含：

一種輸入裝置其設定個人參數包括病人的體重；以及

一種顯示裝置其顯示與該判斷裝置所判的人體組成有關的資訊，其中該判斷裝置在判斷病人人體組成的時候將輸入裝置所輸入的個人參數列入考慮。

依照本發明的另一具體實施例，那人體組成測量裝置可進而包含：

一種測重裝置其測量病人的體重；

一種輸入裝置其設定除了病人體重外的個人參數；以及

一種顯示裝置其顯示與該判斷裝置所判的病人人體組成有關的資訊，其中該判斷裝置在判斷病人人體組成的時候將測重裝置所測的體重和輸入裝置所輸入的個人參數列入考慮。

依照本發明的另一具體實施例，在人體組成測量裝置裡，所有第一，第二和第三頻率可位於 1 k H z 至 1 0 0 k H z 範圍內。

（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)

依照本發明的另一具體實施例，在人體組成測量裝置裡，人體組成可為至少一種外細胞水、內細胞水、總體水、脫脂質量和人體脂肪質量。

本發明現將可被進一步詳細地被描述於附帶圖示所解說的較好的具體實施例。

圖示之簡要說明

圖 1 顯示一種組織裡細胞的電等同電路，

圖 2 為一人體的生物電向量阻抗軌跡的圖示，

圖 3 為一圖示其解說特性頻率的一點與 0 的點和無限頻率之間的關係，

圖 4 為一示意方塊圖其解說一種一般組態其屬於執行生物電阻抗測量方法的人體組成測量裝置依照本發明的具體實施例，

圖 5 為一種流程圖其解說圖 4 之裝置的測量程序，

圖 6 為一圖 4 之裝置的輸入螢幕的例子，

圖 7 為一圖 4 之裝置的結果螢幕的例子，

圖 8 為一示意透視圖其屬於實行生物電阻抗測量方法的人體組成測量裝置依照本發明的另一具體實施例，

圖 9 為一示意方塊圖其解說圖 8 之裝置的一般組態，以及

圖 10 為一流程圖其解說圖 8 之裝置的測量程序。

主要元件對照表

五、發明說明 (6)

- 1 人體組成測量裝置
- 2 算術和控制單元
- 3 唯讀記憶體
- 4 隨機存取記憶體
- 5 輔助儲存器
- 6 指示器
- 7 , 1 0 5 外部的輸入／輸出介面
- 8 介面終端機
- 9 鍵輸入裝置
- 1 0 時鐘裝置
- 1 1 電源裝置
- 1 2 電源終端機
- 2 0 交流信號產生裝置
- 2 1 交流電輸出裝置
- 2 2 參考電流探查器
- 2 3 , 2 4 , 1 1 8 A / D 變流器
- 2 5 電位差探查器
- 3 0 , 3 1 交流電輸出終端機
- 3 2 , 3 3 電位測量終端機
- 4 0 , 4 1 , 4 2 , 4 3 測量電纜
- 5 0 , 5 1 電極
- 5 2 , 5 3 電位測量電極
- 1 0 0 裝置
- 1 0 2 微型電腦

五、發明說明 (7)

- | | |
|---------------|----------|
| 1 0 3 | 指示器部分 |
| 1 0 4 | 鍵開關 |
| 1 0 6 | 不揮發記憶體 |
| 1 1 0 | 過濾電路 |
| 1 1 1 | 交流電輸出電路 |
| 1 1 2 | 參考電阻器 |
| 1 1 3 , 1 1 4 | 差動增幅器 |
| 1 1 5 | 重量測感器 |
| 1 1 6 | 增幅器 |
| 1 1 7 | 開關單元 |
| 1 2 0 , 1 2 1 | 測量電流供應電極 |
| 1 2 2 , 1 2 3 | 電位測量電極 |

較好的具體實施例之說明

參照附帶的圖示，特別是圖 4 至 10，本發明的外觀和具體實施例將被詳細地描述。

圖 4 顯示一種一般組態其屬於實行生物電阻抗測量方法的人體組成測量裝置依照本發明的具體實施例。如圖 4 所示，本發明的人體組成測量裝置 1 通常被分割成兩個方塊，亦即方塊 1 和方塊 2。

方塊 1 被組態化以主要來實行測量之控制、算術操作和數據的輸出／輸入。方塊 1 包含：算術和控制單元 2；R O M 3 用來為一裝置控制和算術操作而儲存常數；R A M 4 用來暫時儲存測量的數據、算術結果、以及從一

五、發明說明（ 8 ）

外部裝置所讀出的數據和程式；不揮發的輔助儲存器 5 其允許測量的數據、算術結果和關於測量的參數被儲存、讀出或更新；指示器 6 以指示操作之資訊、測量間的情況、測量數據和算術結果；外部的輸入／輸出介面 7 用來讀一參數關於外部裝置的測量和一控制資訊或控制程式的測量以致將它們輸出到本裝置；外部的介面終端機以連接外部輸出／輸入介面 7 到外部裝置；鍵輸入裝置 9 以輸入那裝置的控制指令的控制指令和一位病人或測量者的個人參數；時鐘裝置 10 以產生控制測量的日期和時間之時間資訊；電源裝置 11 以供應電到本裝置各部分；以及電源終端機 12 以從外面供應電到電源裝置 11。

方塊 2 被組態化以主要來測量生物電阻抗以轉換其類比信號至數位信號。方塊 2 包含交流信號產生裝置 20 以產生交流電與一頻率明示於存在 ROM 3 或 RAM 4 的控制程式；交流電輸出裝置 21 以應用於測量物藉由從交流信號產生裝置 20 輸出的交流信號以一有效質明示於存在 ROM 3 或 RAM 4 裡的控制程式；參考電流探查器 22 以檢測應用於所測物體的電流並將它如一參考電流探查信號般輸出；交流電輸出終端機 30 和 31 係為輸出終端機應用於測量物藉由從交流電輸出裝置 21 經參考電流探查器 22 所供應的交流電；A／D 變流器 23 以轉換類比信號，其為參考電流探查器 22 之輸出量，至一數位信號；電位測量終端機 32 和 33 其為輸入終端機用來輸入電位信號來自由各兩點上所測量的物體；以及 A／D 變流器

五、發明說明（ 9 ）

2 4 以轉換類比信號，其為電位差探查器 2 5 之輸出量，至一數位信號。

圖 4 顯示一種情況在該處生物電阻抗被測量於測量物或病人的手腳間藉由具有上述組態的裝置之使用。至於一種測量的電極所附上的位置，一種著名的習用方法則被使用。至於手，用來應用一測量電流藉一測量電纜 4 0 而連接交流電輸出終端機 3 0 之電極 5 0 被繫到靠近手指關節部位的手背上。加上，藉一測量電纜 4 2 而連接電位測量終端機 3 2 之電位測量電極 5 2 被繫到靠近手腕關節部位上。至於腳，用來應用一測量電流藉一測量電纜 4 1 而連接交流電輸出終端機 3 1 之電極 5 1 被繫到靠近腳指關節部位的足背上。加上，藉一測量電纜 4 3 而連接電位測量終端機 3 3 之電位測量電極 5 3 被繫到靠近腳踝關節部位上。

然後一種本發明的的測量程序和操作將被一般地描述相關於圖 5 所示的流程圖。

當那裝置的電源開關於步驟 S 1 上被打開時，那裝置被初始化〈步驟 S 2〉而同時一種最初螢幕於指示器 6 上指示數秒鐘〈步驟 S 3〉。然後，於步驟 S 4 中，如圖 6 所示輸入個人參數的螢幕被指示在指示器 6 上以進入一等待狀態。於步驟 S 5 中，測量者的識別號和其個人參數包括性別、身高、體重和年齡由鍵輸入裝置 9 所輸入。然而本具體實施例被組態以致能實行測量即使這些參數未被設定。然而當其個人參數未設時，計算人體組成之算術操作

五、發明說明 (10)

不被執行如稍後所述〈步驟 S 8〉。

於步驟 S 6 中，生物電阻抗的測量操作在測量起動鑑被壓下時起動無論個人參數是否已設定。必然的是測量的電極該繫到測量者上並在起動測量前該連接那裝置。

生物電阻抗由如下程序〈步驟 S 7〉所測量。

一種輸出信號頻率為交流信號產生裝置 20 所設定根據事前儲存於 ROM 3 裡的測量控制參數或設於 RAM 4 裡的測量控制參數藉由輔助儲存器 5 或外部的輸入／輸出介面 7。來自於交流信號產生裝置 20 的輸出信號被輸入到交流電輸出裝置 21。

構成交流電輸出裝置 21 係為一種電流輸出電路其電流質可隨意設定。當那輸出電流質依測量控制參數所設時，來自該處的交流電流輸出量被應用在測量者藉由參考電流探查器 22、交流電輸出終端機 30 和 31、連接到各終端機的測量電纜 40 和 41、應用測量電流的以及電極 50 和 51。

那時，應用於測量者的電流由參考電流探查器 22 所檢測。那採用類比信號型式的檢測輸出量被 A／D 變流器 23 所轉換，而結果信號被存在 RAM 4。在同時，電位信號被輸入藉由繫在測量者上的電位測量電極 52 和 53、測量電纜 42 和 43、以及連接各測量電纜的電位測量終端機 32 和 33，至電位差探查器 25。電位差探查器 25 依序輸出電位差信號，其相等於輸入到電位差探查器的電位之間的相差，進入 A／D 變流器 24。A／D 變流

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明 (11)

器 2 4 轉換輸入類比信號成數位信號而結果信號被存在 R A M 4 。

此過程被應用根據每個交流電流與各別第一、第二和第三頻率的測量控制參數。爲了達到高準確度，那第一、第二和第三頻率較好爲一種在其中電阻部分略達到該上限、一種在其中電阻部分略達到該下限和一種在其中電抗部分的絕對值達到該上限。爲了遏止雜散電容量和外來響聲的不利影響以簡化類比電路，至於第一、第二和第三頻率，較好它們儘可能被選爲低的，例如位於 1 k H z 至 1 0 0 k H z 範圍內。譬如，第一頻率爲 4 k H z 、第二頻率爲 1 6 k H z 和第三頻率爲 6 4 k H z 。

然後向量阻抗軌跡和至彼的關聯參數被計算根據與各頻率的交流電質測量質。

依照所取得的向量阻抗軌跡爲圓弧之假設，分別在第一、第二和第三頻率〈在此之後被指爲 F 1 、F 2 和 F 3 〉測量的生物電阻抗值 Z 1 、Z 2 和 Z 3 係位在如圖 3 所示的某圓圈的圓弧上。在此，向量阻抗平面的實軸〈橫座標軸〉和虛軸〈縱座標軸〉被各描述爲 X 軸和 Y 軸。因此，具有這三點於圓圈上的公式被描述爲：

$$(X - a)^2 + (Y - b)^2 = r^2 \quad (1)$$

在該處，" a " 爲圓心的 X 軸，" b " 爲圓心的 Y 軸而 " r " 爲圓半徑。" a " 、" b " 和 " r " 可由代入公

五、發明說明 (12)

式 (1) 裡的 F_1 、 F_2 和 F_3 頻率於 Z_1 、 Z_2 和 Z_3 生物電阻抗向量之測量質所計算。

圓圈和 X 軸或實軸的相交被公式 (1) 決定為：

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

其中，因為 $R_0 > R_{inf}$

$$R_0 = a + \sqrt{r^2 - b^2}$$

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

由此，圖 1 的當量電路 R_e 和 R_i 被描述為：

$$R_e = R_0$$

$$R_i = R_0 - R_{inf} / (R_0 - R_{inf})$$

由於位在特性頻率 F_c 的阻抗向量 Z_c 被明示於一點在該處那電抗或虛軸部分，亦即 Y 軸部分的絕對值採用一上限質，阻抗向量 Z_c 之如實軸部分的 X 座標和如虛軸部分的 Y 座標被決定為：

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

從而阻抗向量 Z_c 被代表為：

五、發明說明 (13)

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

其 R_c 為 Z_c 的電阻部分，而 X_c 為 Z_c 的電抗部分。

依照於先前技藝之說明裡所描述的 C o l e - C o l e 模型，位於頻率 ω 的阻抗向量被代表為：

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_0 - R_{inf}) / (1 + (j \omega \tau)^\beta)$$

在該處， $Z(\omega)$ 為 ω 裡的阻抗向量，而 ω 、 τ 和 β 係為常數。

$$\text{當 } \tau = 1 / \omega_c,$$

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_0 - R_{inf}) / (1 + (j \omega / \omega_c)^\beta)$$

$$\text{當 } \omega_c = 2 \pi F_c.$$

F_c 和 β 可被計算亦根據這些關係和圓圈上的數據。

然後包括外細胞水 (E C W)、內細胞水 (I C W)、外細胞水至內細胞水之比率、總體水 (T B W)、脫脂質量 (F F M)、脂肪質量 (F M) 和脂肪比率的人體組成質被計算根據阻抗向量軌跡和關聯參數，例如 R_0 、

R_{inf} 、 R_i 、 Z_c 、 F_c 或等等，其被事先計算〈步驟 S 9〉。當個人參數未設時，此過程如上述被省略。

然後測量結果和根據其他所算的結果被指示於指示器

五、發明說明（14）

6 上〈步驟 S 1 0〉。該指示的一例如圖 7 所示。此外，根據測量控制參數，測量結果、算術結果、關於測量或等等參數由外部的輸入／輸出介面 7〈步驟 S 1 1〉而傳到外部裝置或被存在輔助儲存器 5 裡〈步驟 S 1 2〉。

在上述步驟完成之後，此過程進入一等待狀態〈步驟 S 1 3〉。當一種再測量鑑被壓下時〈步驟 S 1 4〉，又實行了測量，而當一種新測量鑑被壓下時〈步驟 S 1 5〉，此過程回到個人參數輸出之步驟並進入一等待狀態。

圖 8 係為依照本發明另一具體實施例的生物電阻抗測量方法之人體組成測量裝置的示意透視圖，而圖 9 為解說該裝置的一般組態之方塊圖。本發明的裝置，如圖 8 所示，係為一種結合一秤重於內的裝置。

本裝置 1 0 0 的主要功能部分將被描述特別相關於圖 9。

裝置 1 0 0 包含一種具有 C P U、R O M、R A M、定時器、I／O 口或等等作用的微型電腦 1 0 2；指示器部分 1 0 3 以指示測試者的個人參數設定、測試結果、測試間情況或等等；鍵開關 1 0 4 以輸入個人參數，並以選擇儲存在不揮發記憶體 1 0 6 或等等的個人參數；外部的輸入／輸出介面 1 0 5 藉一外部裝置以實行輸入／輸出操作；不揮發記憶體 1 0 6 以儲存測量控制參數、個人參數或等等；過濾電路 1 1 0 以令來自微型電腦 1 0 2 的輸出信號形成一種應用於人體的信號；交流電輸出電路 1 1 1 以從過濾電路 1 1 0 應用一輸出信號於測量者，與一常數

五、發明說明 (15)

有效質；參考電阻器 1 1 2 連接至交流電輸出電路 1 1 1 的一輸出量的尾端，以檢測應用於探測者的電流；測量電流供應電極 1 2 0 和 1 2 1 由參考電阻器 1 1 2 所連接；差動增幅器 1 1 3 以檢測參考電阻器 1 1 2 尾端間的電位差；電位測量電極 1 2 2 和 1 2 3 以檢測測量者於其兩點的電位；差動增幅器 1 1 4 連接到電位測量電極 1 2 2 和 1 2 3 以檢測其中間的電位差；重量測感器 1 1 5 以檢測負載；開關單元 1 1 7 以選擇地輸出來自差動增幅器

1 1 3、1 1 4 的其一輸出量及來自增幅器 1 1 6 的根據微型電腦 1 0 2 的控制；以及 A / D 變流器 1 1 8 以轉換來自開關單元 1 1 7 類比信號的輸出量至數位信號以將其輸出到微型電腦 1 0 2。

然後本具體實施例的操作和操作程序將被描述相關於圖 1 0，其為描述本具體實施例的操作和操作程序之流程圖。

本裝置的操作從鍵開關被壓下〈步驟 S 1〉時開始。本具體實施例裡所用的鍵開關包括八個由三個鍵開關組成的鍵開關，亦即 S E T 鍵、U P 鍵和 D O W N 鍵用來設定個人參數；四個鍵開關自 N o . 1 至 N o . 4 記憶號鍵開關；以及一鍵開關以實行僅一體重測量。本裝置的操作被分支到三個方法端視壓給起動操作的鍵開關之種類而定。

1 . 當體重鑑被壓下以起動操作時〈步驟 S 2〉：

僅體重測量被實行〈步驟 S 3〉，其結果被指示在指

五、發明說明（16）

示器部分 1 0 3 〈步驟 S 4〉，在某其間指示被關掉，然後此過程進入一等待狀態〈步驟 S 5〉以等待下一鍵開關輸入。

當體重鑑於步驟 S 2 裡不被壓下時，它被判定為是否任一設定鍵〈S E T 鍵、U P 鍵、D O W N 鍵〉被壓下〈步驟 S 6〉。

當毫無體重鑑被壓下時，它被判定為是否任一 N o . 1 至 N o . 4 記憶號鍵被壓下〈步驟 S 7〉。當毫無 N o . 1 至 N o . 4 記憶號鍵被壓下時，然後此過程進入那等待狀態〈步驟 S 8〉以等待下一鍵開關輸入。

2 . 當記憶號鍵被壓下以起動操作時〈步驟 S 9〉：

此操作看是否已設了那參數而定。

2 - 1 . 當相等於壓下的記憶號之個人參數未被儲存時：

此相同操作與所描述於下列項目 3 . 「當任一設定鑑被壓下以起動此操作」被實行。設於那時的個人參數被儲存成給壓下的記憶號之數據。

2 - 2 . 當相等於壓下的記憶號之個人參數已被儲存時：

相等於儲存在不揮發記憶體 1 0 6 裡的壓下的記憶號之個人參數被指示在指示器部分 1 0 3 上某段期間然後體重才被測量。那時，為了測量體重，當阻抗將被測量時自微型電腦 1 0 2 供應至過濾電路 1 1 0 的信號被停止而開

五、發明說明 (17)

關單元 1 1 7 由微型電腦 1 0 2 控制以致來自增幅器可被選擇成輸入量至 A / D 變流器 1 1 8 。

在體重被測量之後，生物電阻抗則被測量。那時，依照事前於微型電腦 1 0 2 裡 R O M 所述的測量控制參數，那信號由微型電腦 1 0 2 供應到過濾電路 1 1 0 而彼處之輸出量被輸入至交流電輸出電路 1 1 1。來自交流電輸出電路 1 1 1 的輸出量藉由連接交流電輸出電路 1 1 1 一尾端的參考電阻器 1 1 2 以應用到測量者。由於參考電阻器 1 1 2 的電位差信號和生物兩點間的電位差信號被分別從差動增幅器 1 1 3 和 1 1 4 輸出，它們被轉換成微型電腦 1 0 2 之信號並給輸出到微型電腦 1 0 2。上述生物電阻抗測量被實行根據每三個頻率其包括第一、第二和第三頻率〈步驟 S 1 0〉之測量控制參數。

算術處理由測量的生物電阻抗數據實行以測定 R_o 、 $R_{i\ n\ f}$ 和 Z_c 並且以計算 R_e 和 R_i 於同樣方式如關於上述的具體實施例。外細胞水、內細胞水、總體水、脫脂質量和人體脂肪質量被測定根據這些計算結果〈步驟 S 1 1〉。

算術處理的結果被指示在指示器部分 1 0 3 上〈步驟 S 1 2〉，該指示於某其間後被關掉〈步驟 S 1 3〉，而此過程進入那等待狀態〈步驟 S 1 4〉以等待下個鍵開關輸入。

3. 當任一設定鍵在步驟 S 6 裡被壓下以起動操作時：

五、發明說明（ 18）

設定個人參數的指示被指示在指示部分 1 0 3 上〈步驟 S 1 5〉。在本具體實施例裡，給設定的個人參數項目為兩個項目，亦即性別和身高。每項個人參數將依照指示部分 1 0 3 上的指示給設定。當此設定值被輸入時，U P 鍵和 D O W N 鍵被用來選擇一選擇項目和給設定的一質。性別和身高質當個別被輸入時由壓下 S E T 鍵確認和設定。

那時，如果此過程從以上項目 2 . 1 「當相等於壓下的記憶號之個人參數未被儲存時」分支到個人參數的本設定步驟，在此所設的個人參數則自動地被儲存在不揮發記憶體 1 0 6 裡如同已被壓下的記憶號之數據〈步驟 S 1 8〉，於某期間後該指示被關掉，而此過程進入那等待狀態〈步驟 S 1 9〉以等待下個鍵開關輸入。

在其他情形下，此過程進入那等待狀態為鍵開關輸入等待了某段期間〈步驟 S 1 6〉。

當記憶號鍵開關於某期間內被壓下時〈步驟 S 1 7〉，在此設定的個人參數被儲存在不揮發記憶體 1 0 6 裡如同壓下的記憶號之數據〈步驟 S 1 8〉，該指示於期間後被關掉，而此過程進入那等待狀態〈步驟 S 1 9〉以等待下個鍵開關輸入。

此外，當 S E T 鍵於某期間內被壓下時〈步驟 S 2 0〉或當那某期間已過了以結束等待下個鍵輸入的等待狀態之時，以上項目 2 「當的記憶號鍵開關被壓下以起動操作時」〈步驟 S 1 0 和其下述〉裡的操作則被實行。

五、發明說明（ 19）

雖然外部的輸入／輸出介面 1 0 5 不在那主操作和操作程序之說明裡提到，在本具體實施例裡，此裝置在當有需要且具有功用以輸出生物電阻抗的測量結果和由算術過程該處取得的結果並以輸入測量控制指令或參數自外部裝置至本裝置內之時被附上。

由於測量所用的頻率數被限於三個，測量阻抗的類比電路部分可令其較習用式的為簡單。

由於本裝置不需要這樣多的複接操作已構成如習用式的向量阻抗軌跡，一種高速算術單位和其周邊裝置是不必要的。加上，使測量時間為短讓使用著〈病人〉舒服地使用它。

由於本裝置在總體上較習用式的為簡單，該裝置可被製成精密且其成本可被降低。

由於本裝置的精密性允許它靠電池發動，僅小面積為必要以安裝它而這使其易於攜帶。

此外，由於本裝置可被製成精密且可於低成本下製造，如以上另一具體實施例所示，它可由單一頻率測量系統如習用人體脂肪計裡的同樣方式被散佈正當允許較習用的還準確之測量藉由單一頻率測量系統之時。

亦即，當本裝置將被組態化結合一體重測量部分於其內時，得做的僅是加上一小變更至習用體重秤的電路部分與人體脂肪計。

四、中文發明摘要(發明之名稱：生物電阻抗測量方法及人體組成測量裝置)

在本發明的生物電阻抗測量方法裡，藉一種使用分別具有第一、第二和第三頻率的交流電之測量以測定第一、第二和第三生物電阻抗值。然後，僅自所取得的第一、第二和第三生物電阻抗值取得一種向量阻抗軌跡以測定於0頻率及無限頻率的生物電阻抗值。人體組成亦根據測量結果而被判定。

限制測量所用的頻率於三種類使該裝置能被簡化並於低成本下製造同時達到縮短測量時間和增加測量準確度。

英文發明摘要(發明之名稱：Bioelectrical impedance measuring method and body composition measuring apparatus)

In a bioelectrical impedance measuring method of the present invention, a first, second and third bioelectrical impedance values are determined by a measurement using the alternating currents having a first, second and third frequencies respectively. Then, an vector impedance locus is derived from only the derived first, second and third bioelectrical impedance values to determine the bioelectrical impedance values at 0 frequency and at an infinite frequency. The body composition is also judged based on the measured results.

Limiting frequencies used for the measurement to three kinds enables the apparatus to be simplified and to be manufactured at a low cost as well as achieving the shortened measuring time and the enhanced measuring accuracy.

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

圖 1

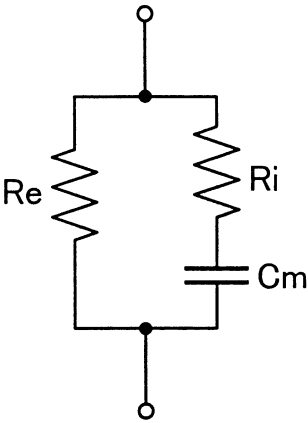


圖 2

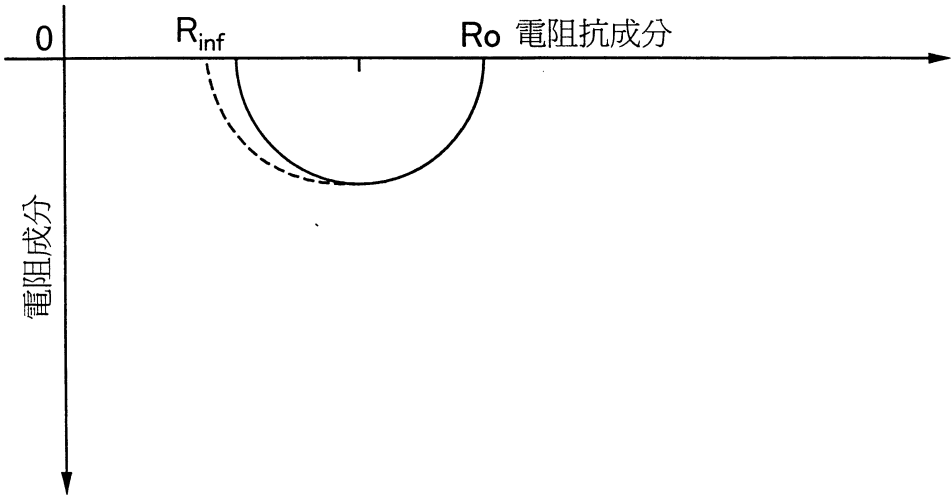


圖 3

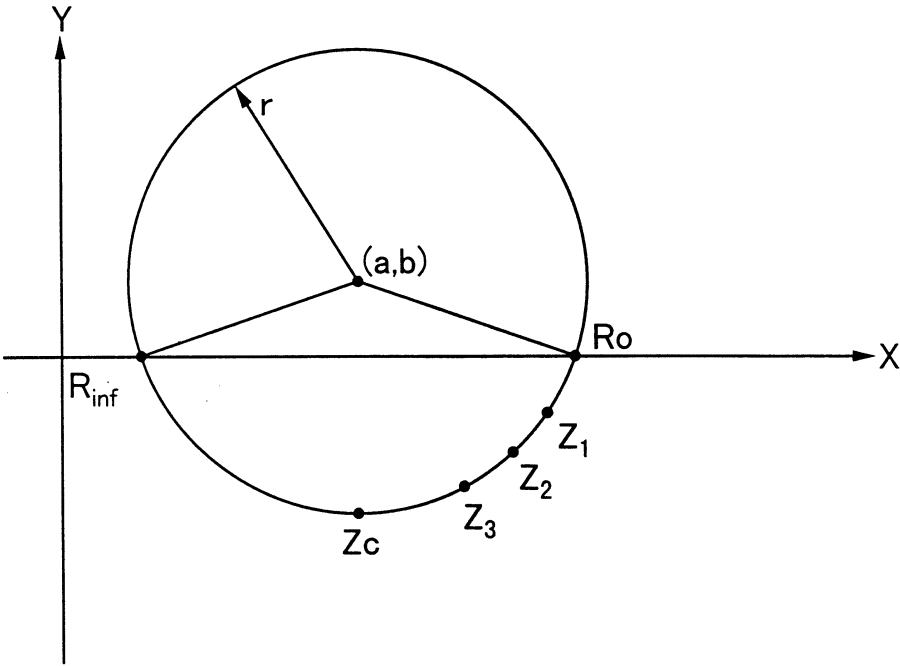


圖 4

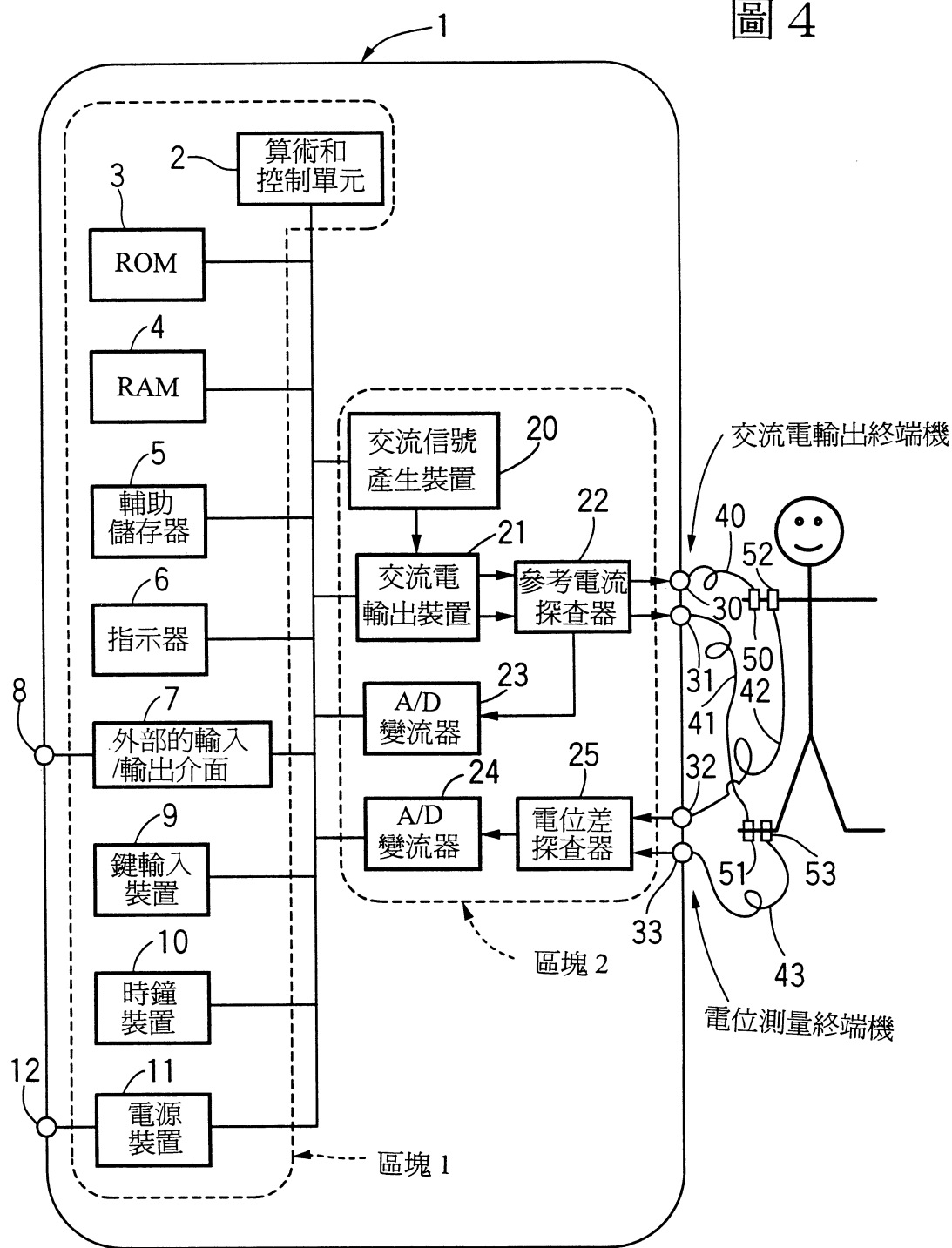


圖 5

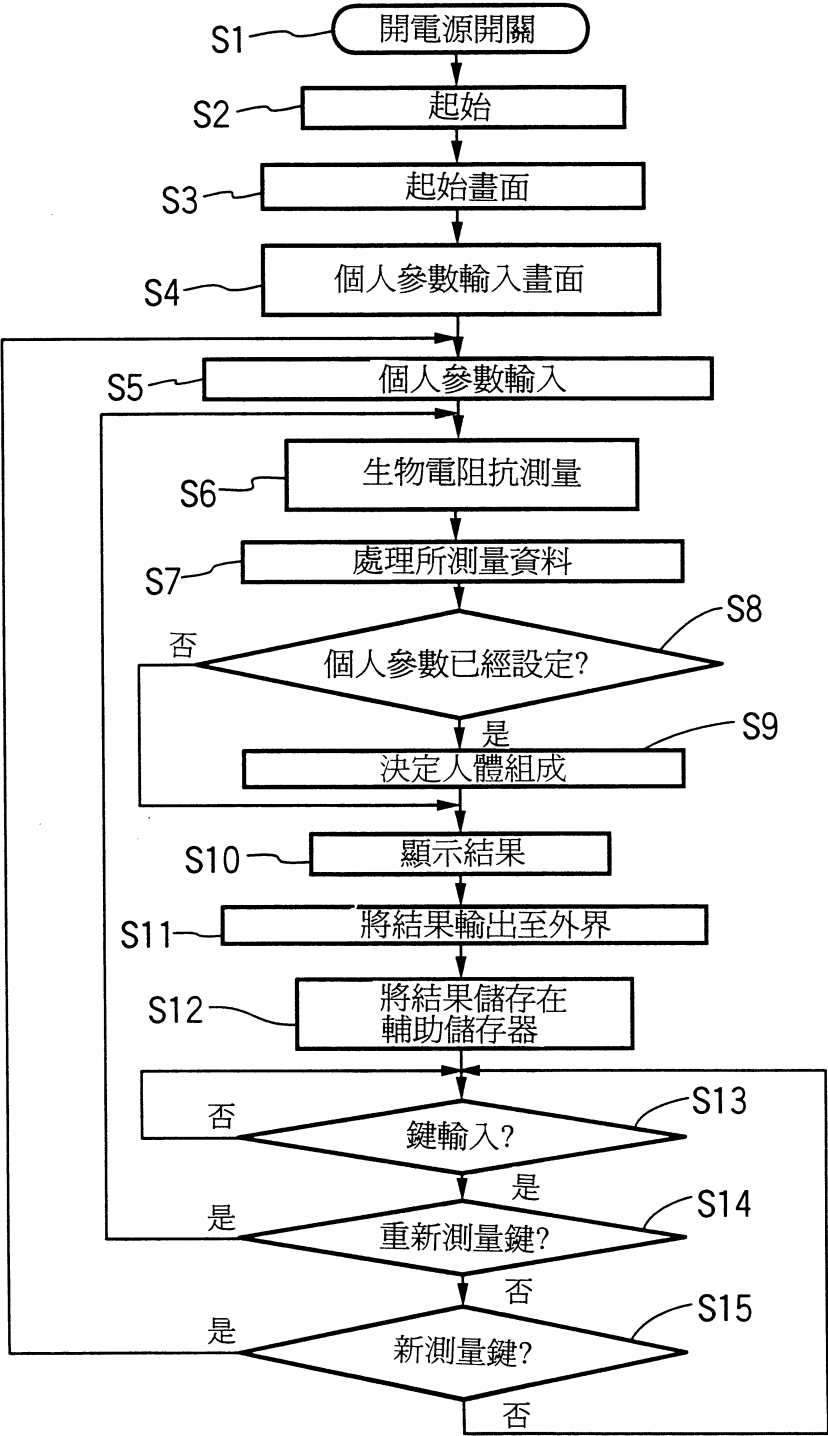


圖 6

參數輸入			
ID	:	009876	
性別	:	男性	
年紀	:		
高度	:		cm
體重	:		kg

圖 7

所測量的結果			
Ro/Re:	Ω	ECW:	ℓ
Rinf:	Ω	ICW:	ℓ
Ri:	Ω	TBW:	ℓ
Rc:	Ω	FFM:	kg
Xc:	Ω	FM:	kg

圖 8

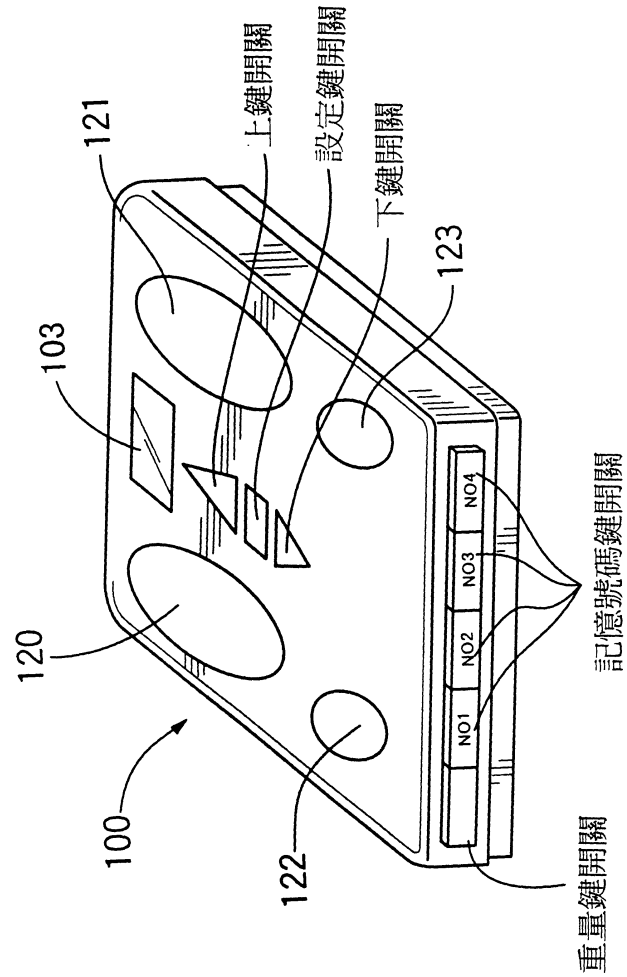


圖 9

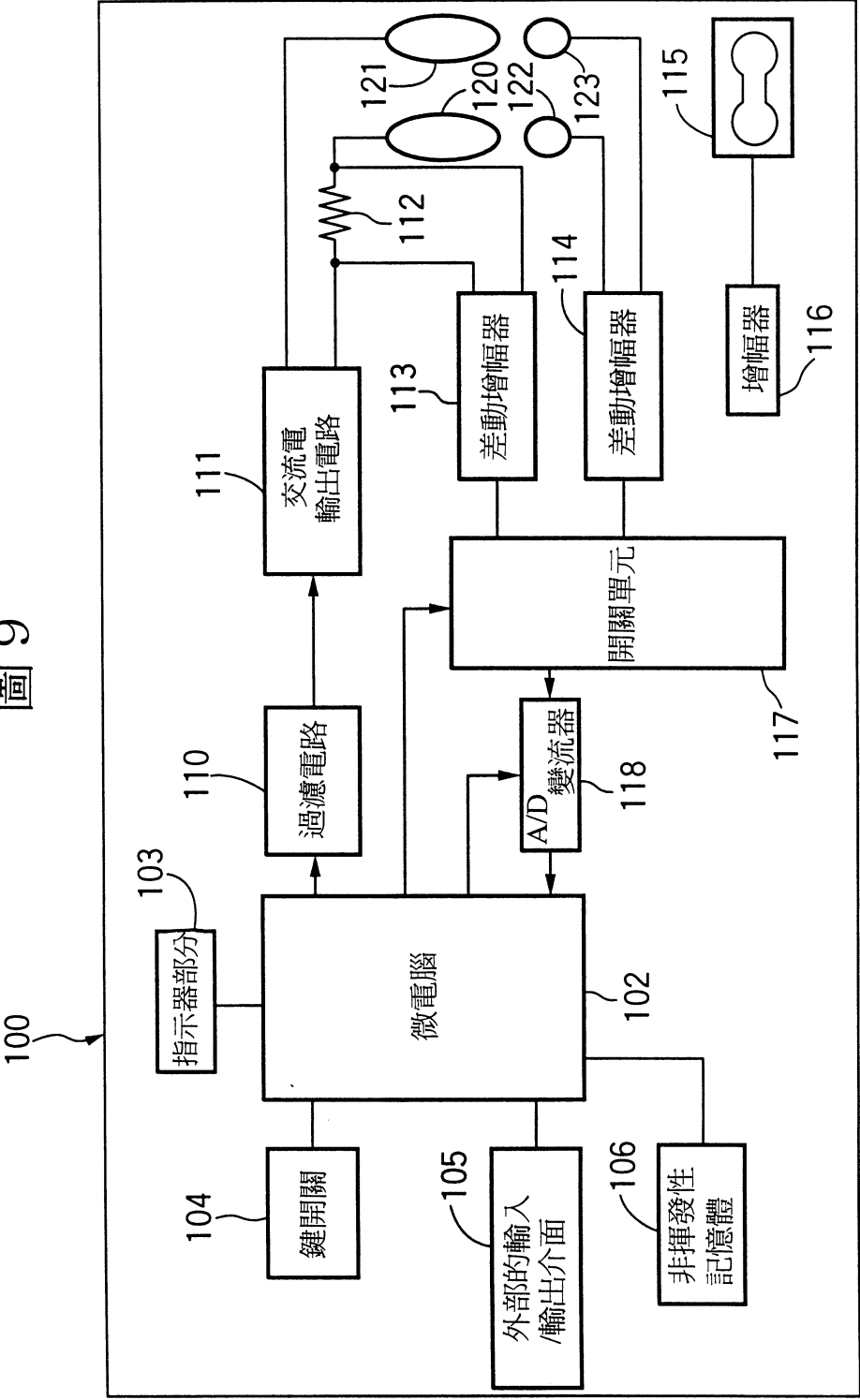
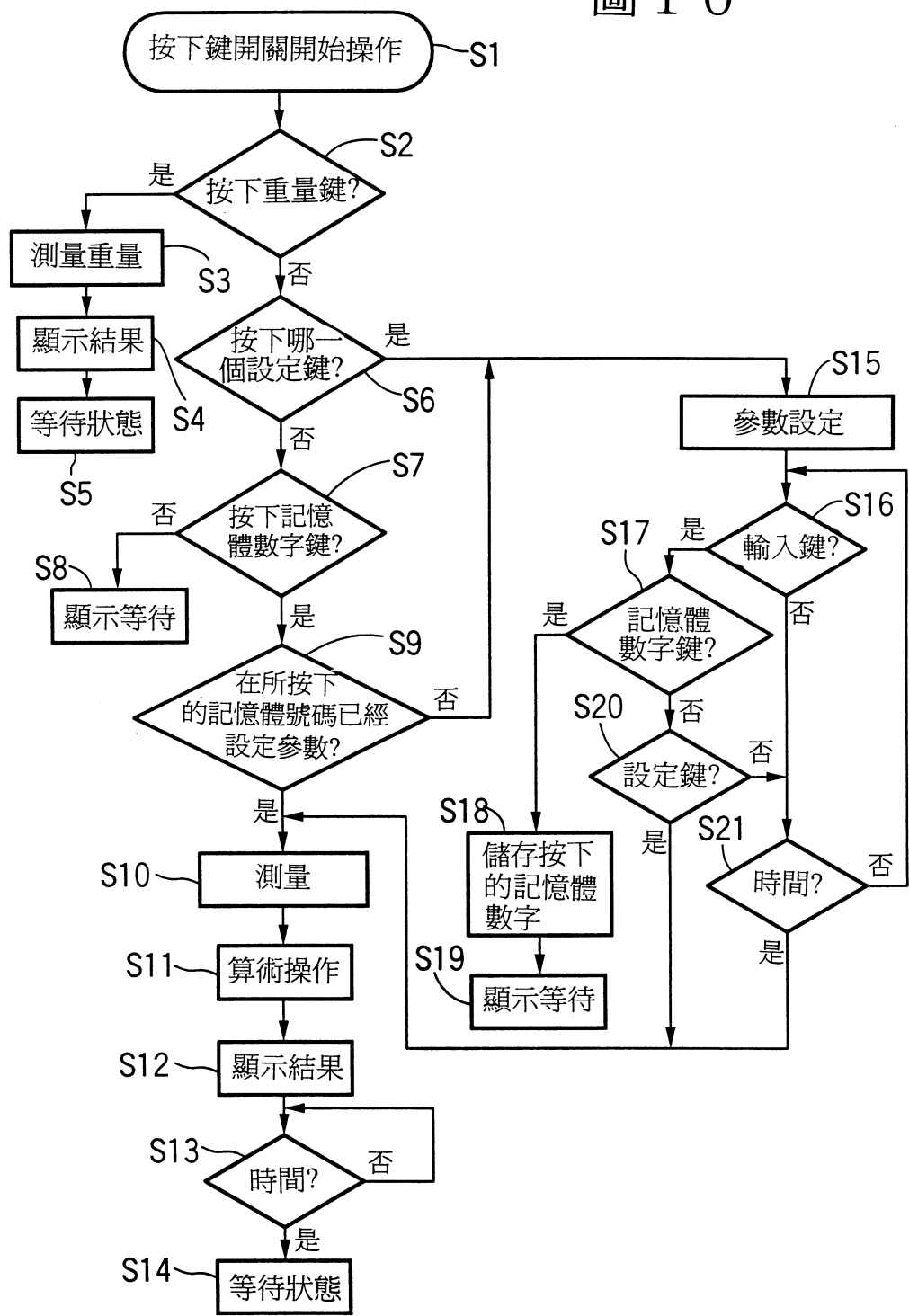


圖 1 0



六、申請專利範圍

附件 1: 第 89117928 號專利申請案
中文申請專利範圍修正本

民國 90 年 6 月 修正

1 . 一種藉由根據生物電阻抗測量方法應用交流電於病人人體以測量該病人的生物電阻抗之生物電阻抗測量方法，該方法包含下列步驟：

藉由使用具有第一頻率的交流電之測量測定一第一生物電阻抗值；

藉由使用具有第二頻率的交流電之測量測定一第二生物電阻抗值；

藉由使用具有第三頻率的交流電之測量測定一第三生物電阻抗值；及

藉由假設所推導出之向量阻抗軌跡為一圓弧，且將所測定之第一、第二及第三生物電阻抗值代入該圓的等式中，並解包含三等式之聯立等式，以推導出該圓之中心的 X 座標、該圓之中心的 Y 座標及該圓的半徑，來測定一向量阻抗軌跡，以測定在 0 頻率處及在無限遠頻率處的生物電阻抗值。

2 . 如申請專利範圍第 1 項的生物電阻抗測量方法，其中在 0 頻率處之生物電阻抗值 R_0 被描述為 $R_0 = a + \sqrt{(r^2 - b^2)}$ ，且在無限遠處之生物電阻抗值 R_{inf} 被描述為 $R_{inf} = a - \sqrt{(r^2 - b^2)}$ ，其中形成該圓弧之圓中心的 X 座標為 a ，圓之中心的 Y 座標為 b ，且圓的半徑為 r 。

(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 . 如申請專利範圍第 1 項的生物電阻抗測量方法，其中所有該第一、第二和第三頻率位於 1 k H z 至 1 0 0 k H z 範圍內。

4 . 如申請專利範圍第 1 項的生物電阻抗測量方法，其中第一、第二和第三頻率係為一在其電阻部分略達到其最大值、一在其電阻部分略達到其最小值和一在該生物電阻抗的電抗部分之絕對值略達到其最大值。

5 . 一種根據生物電阻抗測量方法藉由應用交流電於病人人體以測量該病人的生物電阻抗之人體組成測量裝置，該人體組成測量裝置包含：

一交流電產生裝置，能夠在不同頻率產生至少三種交流電；

一測量裝置，其在由該交流電產生裝置產生的該交流電之中根據分別使用具有第一頻率的交流電、具有第二頻率的交流電和具有第三頻率的交流電測定第一生物電阻抗值、第二生物電阻抗值和第三生物電阻抗值；

一算術裝置，假設所推導出之向量阻抗軌跡為一圓弧，其僅自該第一、第二和第三生物電阻抗值推導出一向量電阻抗軌跡，以測定在 0 頻率及於無限頻率處的生物電阻抗值；以及

一判斷裝置，其根據由該算術裝置測定的該生物電阻抗值判定該病人之人體組成。

6 . 如申請專利範圍第 5 項的人體組成測量裝置，其中在 0 頻率處之生物電阻抗值 R_0 被描述為 $R_0 = a +$

(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

$\sqrt{(r^2 - b^2)}$ ，且在無限遠處之生物電阻抗值 R_{in} 被描述為 $R_{in} = a - \sqrt{(r^2 - b^2)}$ ，其中形成該圓弧之圓中心的 X 座標為 a，圓之中心的 Y 座標為 b，且圓的半徑為 r。

7. 如申請專利範圍第 5 項的人體組成測量裝置，另包含：

一輸入裝置，其設定包括該病人的體重之個人參數；
及

一指示裝置，其指示關於由該判斷裝置判定的該人體組成之資訊，其中當判定該病人的該人體組成之時，該判斷裝置將由該輸入裝置輸入的該個人參數列入計算。

8. 如申請專利範圍第 5 項的人體組成測量裝置，另包含：

一體重測量裝置，其測量該病人體重；
一輸入裝置，其設定該病人之體重除外的個人參數，
和一指示裝置以指示關於由該判斷裝置判定的該病人的該人體組成之資訊，其中當判定該病人的該人體組成之時，該判斷裝置將由該體重測量裝置測量的該體重和由該輸入裝置輸入的該個人參數列入計算。

9. 如申請專利範圍第 5 項至第 8 項之任一項的人體組成測量裝置，其中所有該第一、第二和第三頻率位於 1 kHz 至 100 kHz 範圍內。

10. 如申請專利範圍第 5 項至第 8 項之任一項的人體組成測量裝置，其中第一、第二和第三頻率係為一在其電阻部分略達到其最大值、一在其電阻部分略達到其最小

六、申請專利範圍

值和一在該生物電阻抗的電抗部分之絕對值略達到其最大值。

1 1 . 如申請專利範圍第 5 項至第 8 項之任一項的人體組成測量裝置，其中該人體組成爲至少一種外細胞水、內細胞水、總體水、脫脂質量和人體脂肪質量。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線