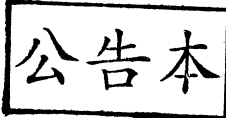


(此處由本局於收
文時黏貼條碼)



發明專利說明書

(本申請書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：93104618

※申請日期：93年02月24日

※IPC分類：A61B 5/05, G01N 27/04

壹、發明名稱：

(中) 身體組成推定法及身體組成測定裝置

(外) Body composition estimation method and body composition measuring apparatus

貳、申請人：(共 1 人)

1. 姓名：(中) 百利達股份有限公司

(英) TANITA CORPORATION

代表人：(中) 1. 谷田大輔

(英) _____

地址：(中) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號

(英) _____

國籍：(中英) 日本

JAPAN

參、發明人：(共 1 人)

1. 姓名：(中) 竹原克

(英) TAKEHARA, KATSUMI

地址：(中) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號百利達股份有限公司內

(英) 日本国東京都板橋区前野町1丁目14番2号株式会社タニタ内

肆、聲明事項：

◎本案申請前已向下列國家(地區)申請專利 主張國際優先權：

【格式請依：受理國家(地區)；申請日；申請案號數 順序註記】

1. 日本 _____ ; 2003/02/28 ; 2003-052257 有主張優先權

I270365

(此處由本局於收
文時黏貼條碼)

751860

公告本

發明專利說明書

(本申請書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：93104618

※申請日期：93年02月24日

※IPC分類：A61B 5/05, G01N 27/04

壹、發明名稱：

(中) 身體組成推定法及身體組成測定裝置

(外) Body composition estimation method and body composition measuring apparatus

貳、申請人：(共 1 人)

1. 姓名：(中) 百利達股份有限公司

(英) TANITA CORPORATION

代表人：(中) 1. 谷田大輔

(英)

地址：(中) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號

(英)

國籍：(中英) 日本

JAPAN

參、發明人：(共 1 人)

1. 姓名：(中) 竹原克

(英) TAKEHARA, KATSUMI

地址：(中) 日本國東京都板橋區前野町一丁目一四番二號百利達股份有限公司
內

(英) 日本国東京都板橋区前野町1丁目14番2号株式会社タニタ内

肆、聲明事項：

◎本案申請前已向下列國家(地區)申請專利 主張國際優先權：

【格式請依：受理國家(地區)；申請日；申請案號數 順序註記】

1. 日本 ; 2003/02/28 ; 2003-052257 有主張優先權

伍、中文發明摘要

發明名稱：身體組成推定法及身體組成測定裝置

本發明揭示身體組成推定法，其藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數，該流體比率包含於一與在給定頻率下測定之生物電阻抗有關之參數值中，或一與在其他頻率測定之生物電阻抗有關之參數值中，校正與該測定生物電阻抗有關之參數值，且基於與該生物電阻抗有關之已校正之參數值推定身體組成等。再者，與該生物電阻抗有關之待校正參數係該生物電阻抗之絕對值、生物電阻抗向量值、或該生物電阻抗向量之電阻分量值。

陸、英文發明摘要

發明名稱 :Body composition estimation method and
body composition measuring apparatus

By use of a parameter representing an intracellular/extracellular fluid ratio which is included in a parameter value associated with a bioelectric impedance measured at a given frequency or a parameter value associated with a bioelectric impedance measured at other frequency, the parameter value associated with the measured bioelectric impedance is corrected, and a body composition and the like are estimated based on the corrected parameter value associated with the bioelectric impedance. Further, the parameter to be corrected which is associated with the bioelectric impedance is the absolute value of the bioelectric impedance, a bioelectric impedance vector value or the resistance component value of the bioelectric impedance vector.

圖 1

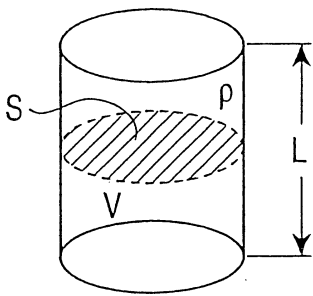


圖 2

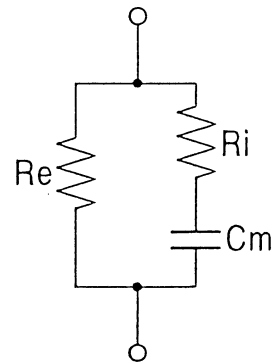


圖 3

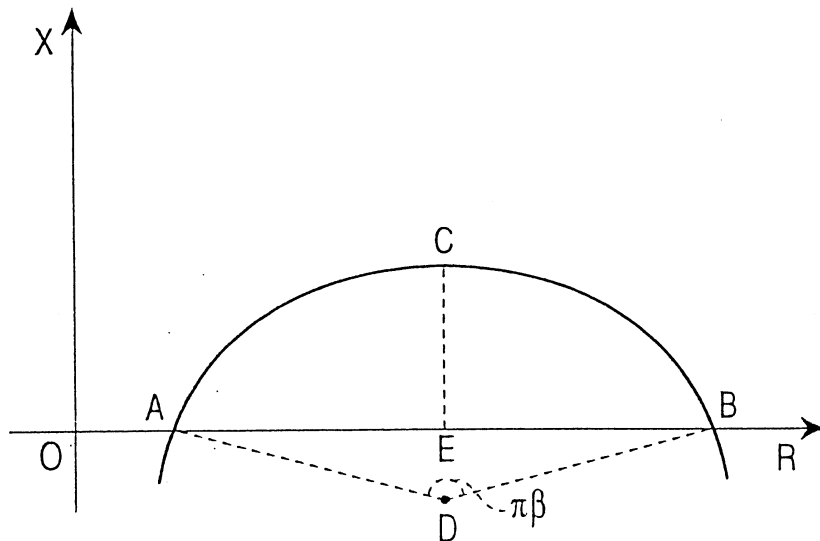


圖4

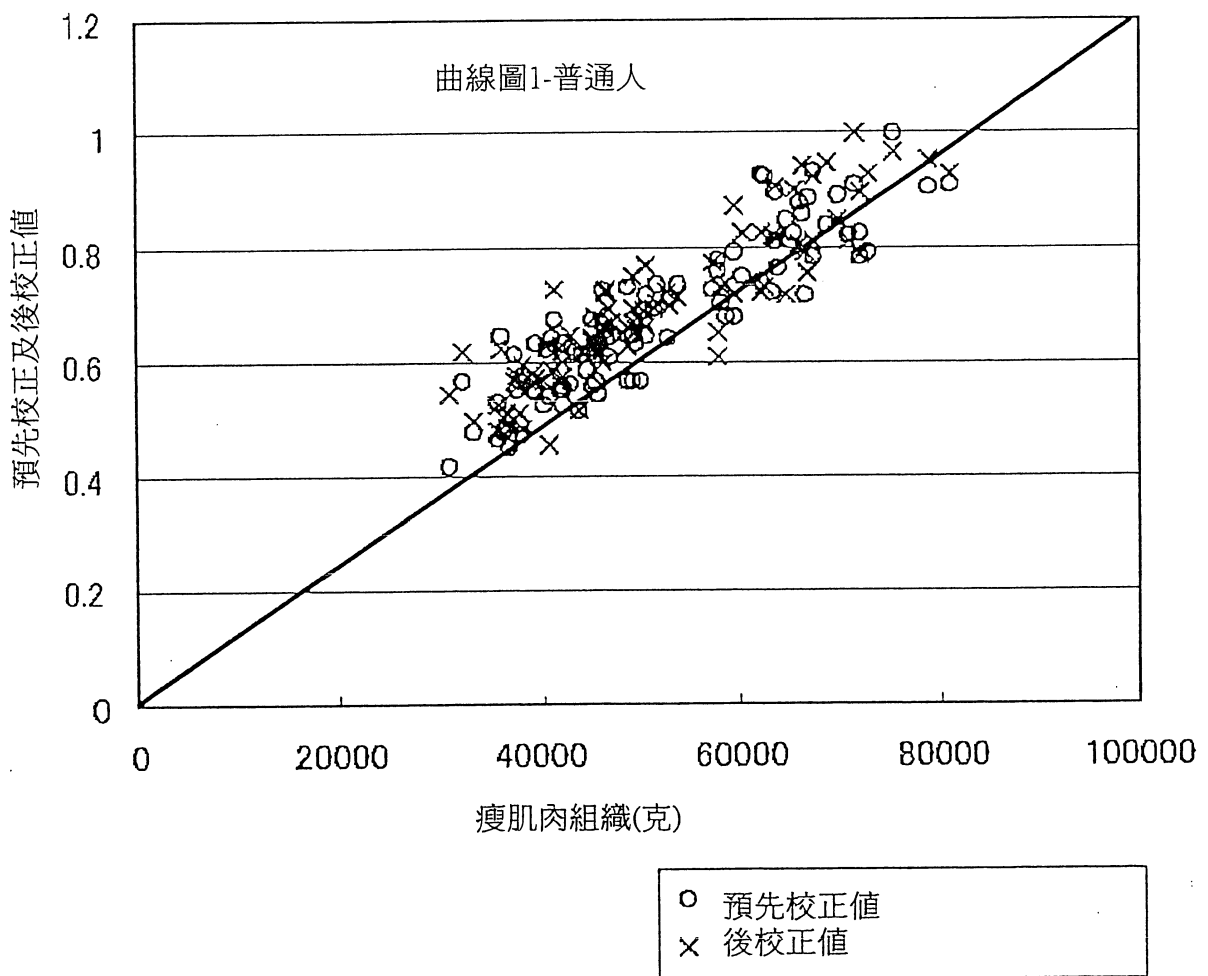


圖5

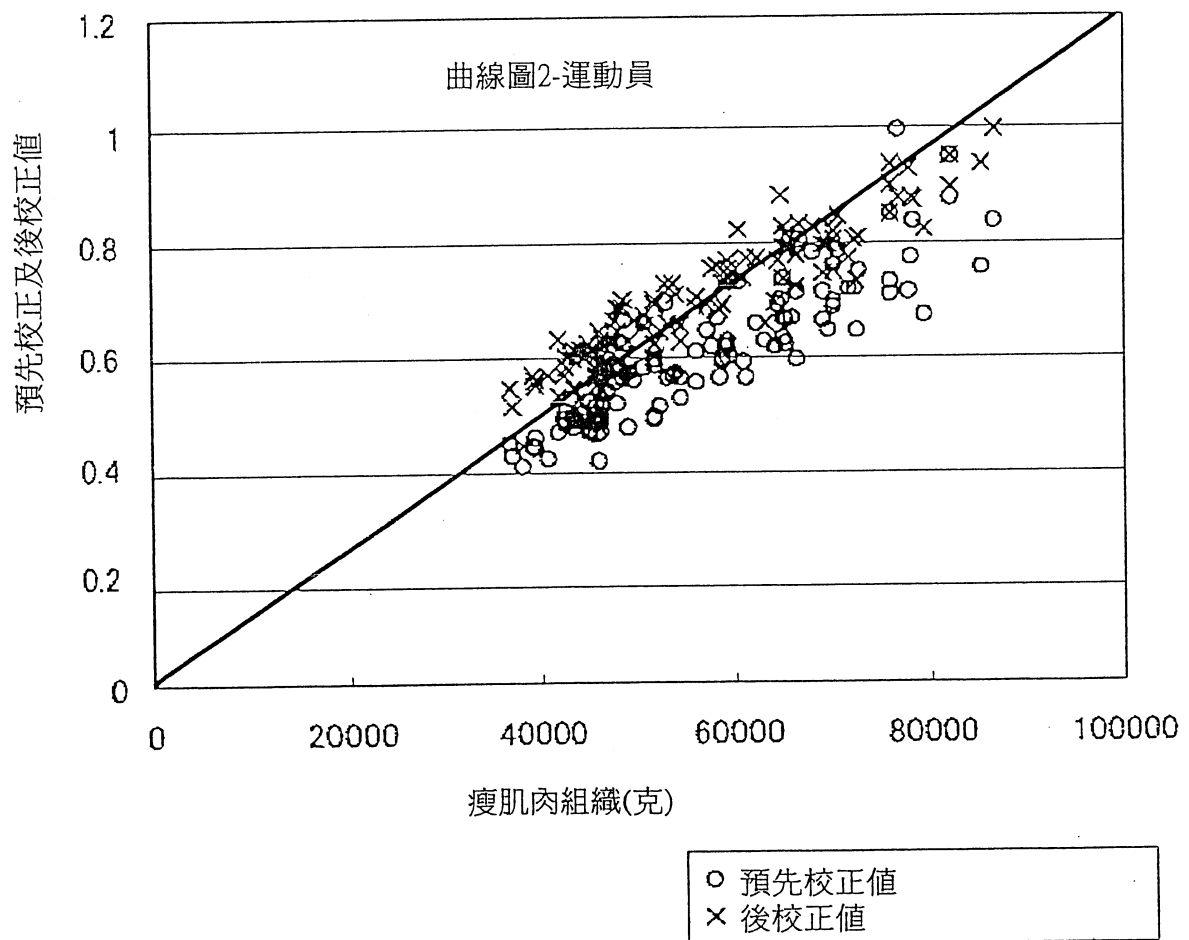


圖6

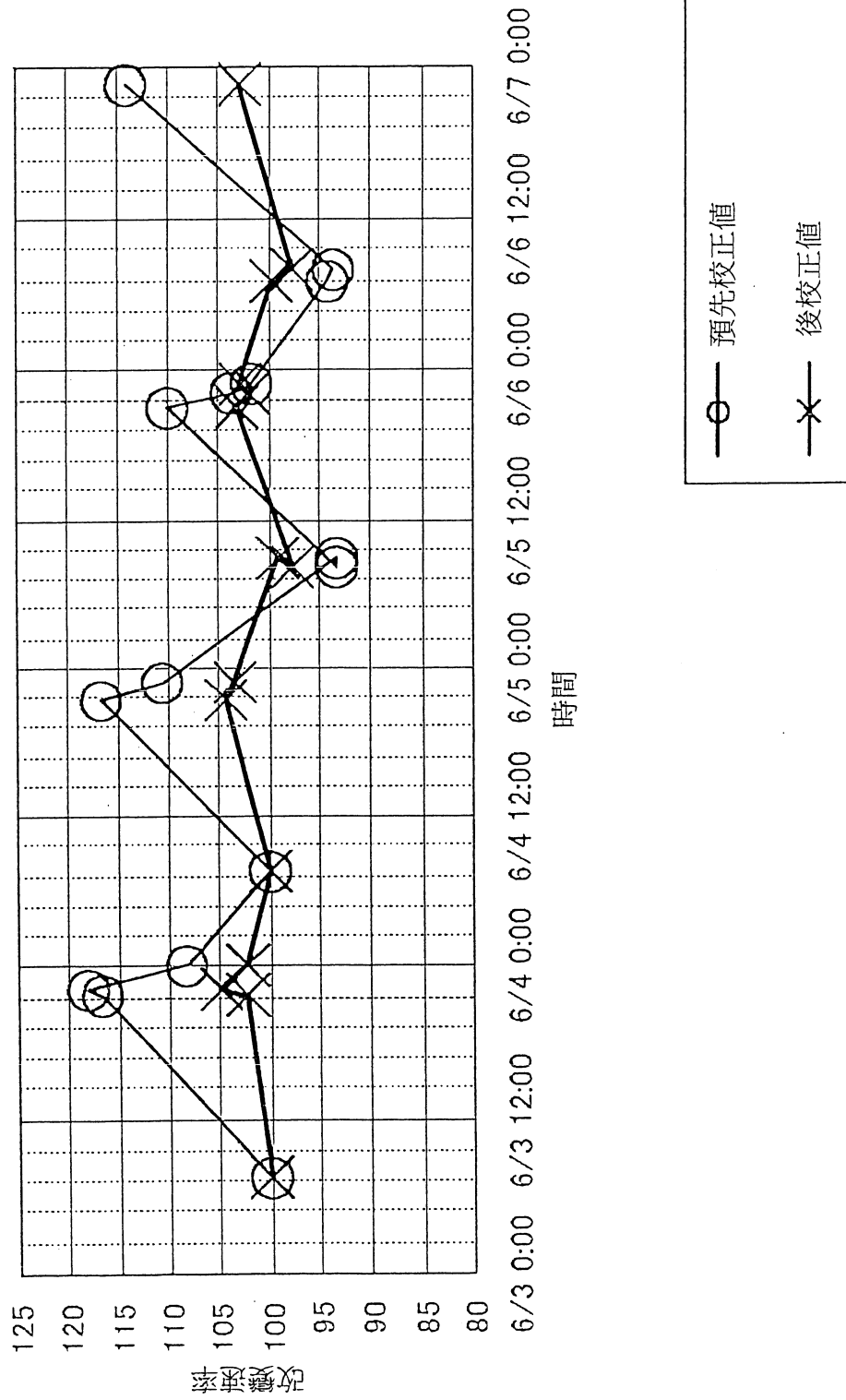


圖7

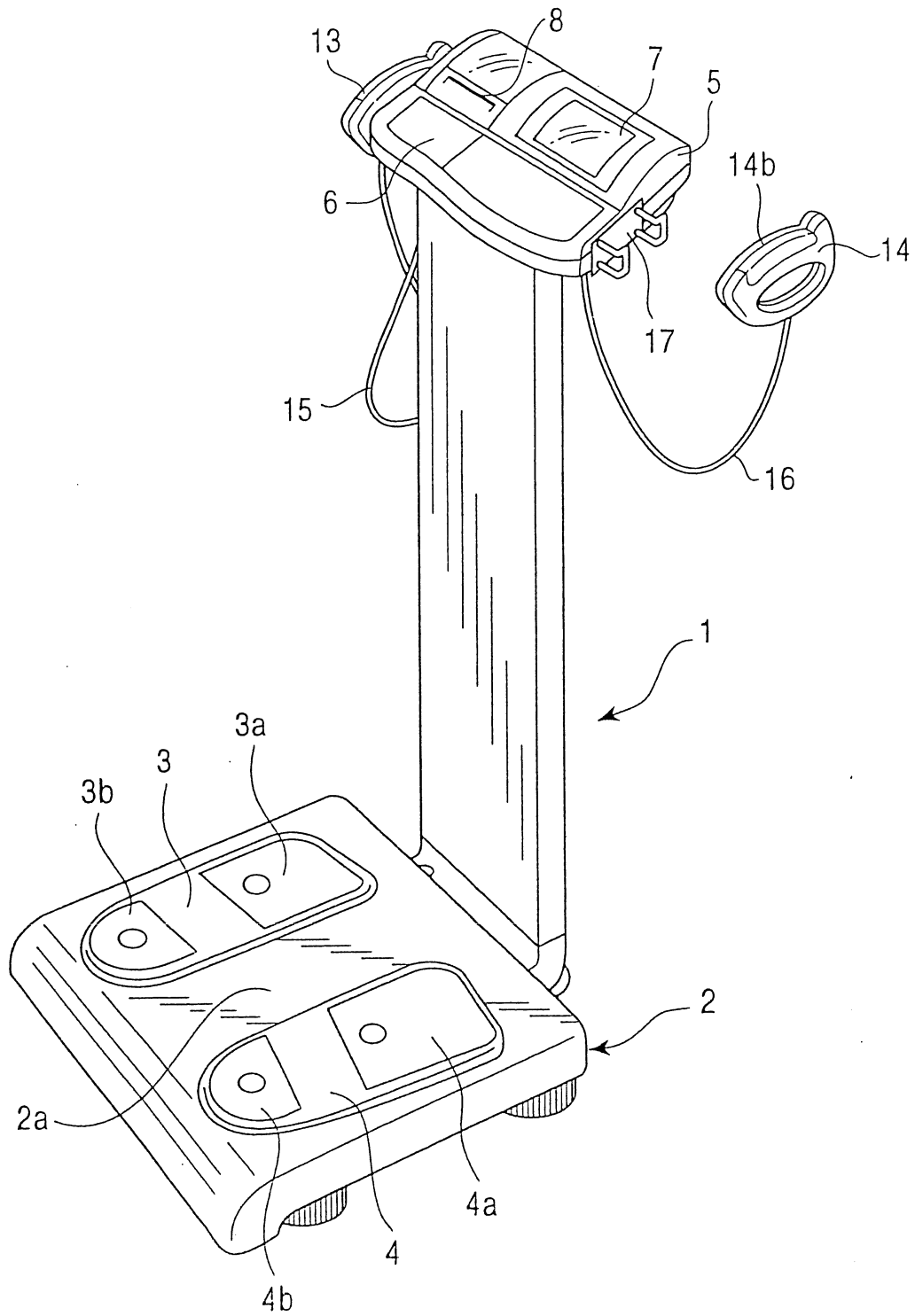


圖 8

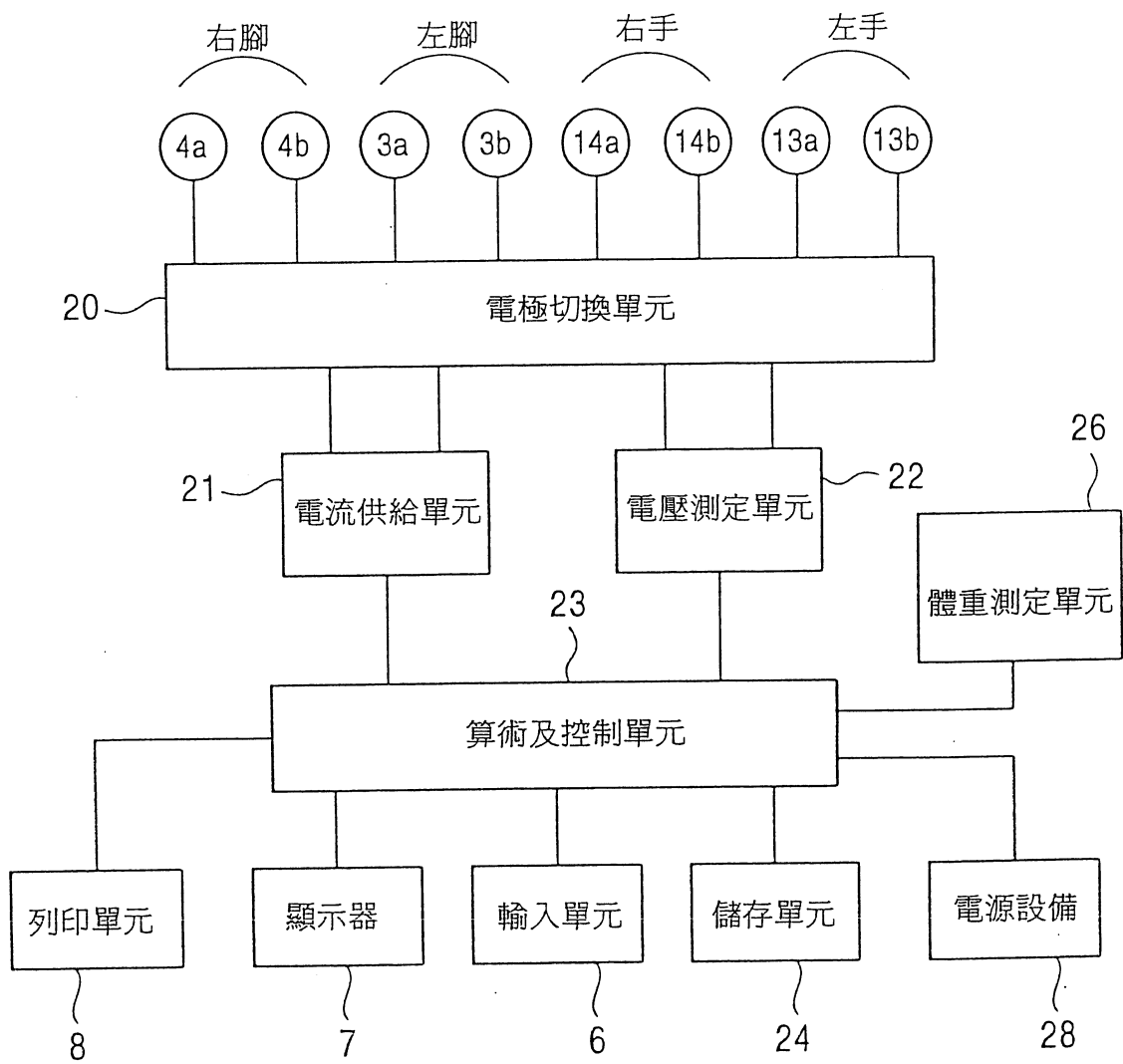
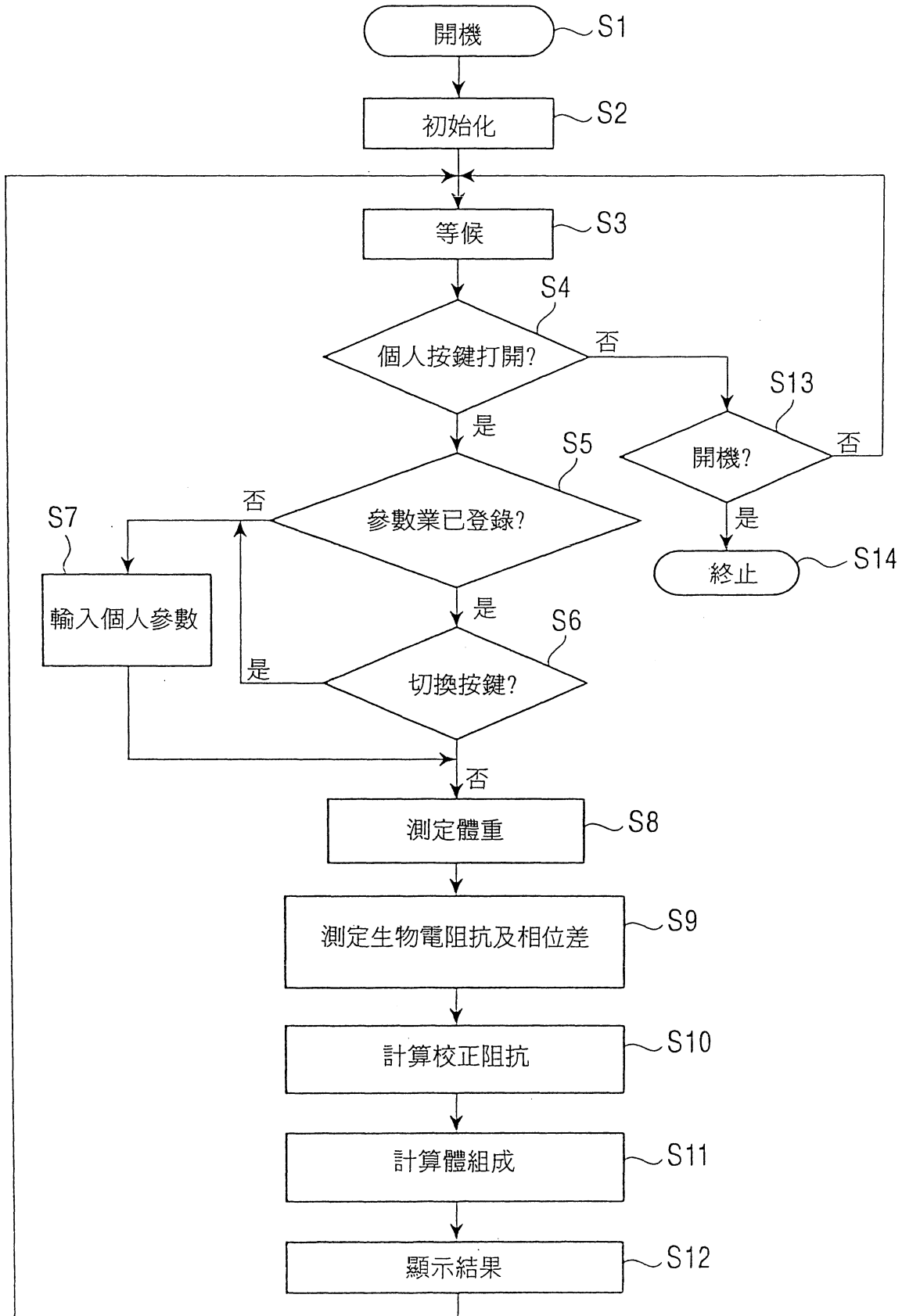


圖 9



- 柒、(一)、本案指定代表圖為：第 9 圖
(二)、本代表圖之元件代表符號簡單說明：
無

捌、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(1)

玖、發明說明

95年4月6日修(更)正本

【發明所屬之技術領域】

本發明有關生物電阻抗測定法之準確性中之改善，及有關基於該生物電阻抗測定法之身體組成測定裝置。

【先前技術】

該生物電阻抗測定法基於以下原理推定一身體組成。

其假設生命體中輕易地通過電流之一部份係藉著一圓柱形傳導物質所表示，如圖 1 所示。再者，當該傳導物質之長度、橫截面積、電阻係數及體積係分別以 L ， S ， ρ 及 V 所表示時，如圖 1 所示，該傳導物質上下端面間之電阻 R 及體積 V 係表示如下。

$$R = \rho L / S$$

$$V = SL$$

然而，既然該橫截面積 S 係表示為：

$$S = V / L,$$

該電阻 R 係表示如下。

$$R = \rho L^2 / V$$

如此，該體積 V 係表示為：

$$V = \rho L^2 / R。$$

再者，由這些方程式，應了解保有藉著： $V \propto L^2 / R$ 所代表之關係。

如上面所述，各種身體組成係藉著推定該生命體中之

(2)

傳導物質之體積所推定，亦即水之體積 V ，在此於該生命體中輕易地通過一電流。

於上面模型中，其假設該生命體係一圓柱體及水均勻地存在於該生命體中。然而，於一實際之生命體中，存在其中之水包括二分室型式，亦即，一分室具有一包含細胞間流體及血漿之細胞外流體，及一分室具有一由細胞膜所圍繞之細胞內流體。再者，圍繞該後一分室而具有一細胞內流體之細胞膜係視為一很薄之隔離物質。一具有該二分室型式之生命體模型係稱為一分室模型。其係假設基於此模型，藉著圖 2 所示之等效電路代表一生命體，其中 R_e 係一細胞外流體電阻， R_i 係一細胞內流體電阻，及 C_m 係一細胞膜體積。

然而，因為一實際生命體係各種細胞之集合體，且其難以僅只藉著圖 2 所示集總常數等效電路代表該生命體，該柯爾 - 柯爾 (Cole-Cole) 圓弧定律係導入，以便表示該生命體之電特性。

假如其假設該生命體之阻抗向量場順應於該柯爾 - 柯爾圓弧定律，在給定頻率之一生物電阻抗向量 Z 能表示如下：

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

其中 ω 指示一測定角頻率 ($=2\pi f$, f : 測定頻率)， τ 指示該柯爾 - 柯爾圓弧定律之一中心鬆弛常數， β 指示一代表鬆弛時間分佈之參數， R_0 指示在 0 赫茲頻率之一電阻值，及 R_{∞} 指示在 ∞ 赫茲頻率之一電阻值。

(3)

95年4月6日修(更)正本

至於圖 2 所示 R_0 及 R_∞ 與 R_e 及 R_i 間之關係，在 0 赫茲頻率之電阻值 R_0 僅只係藉著圖 2 等效電路所示之一電阻值。

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} Z(\omega) = R_0 = R_e$$

再者，指示在 ∞ 赫茲頻率之一電阻值 R_∞ 亦僅只係如於上面案例中之一電阻值。

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} Z(\omega) = R_\infty = R_e R_i / (R_e + R_i)$$

當該頻率係 0 赫茲時，一電流通過該細胞外流體分室，而不會通過該細胞內流體分室。因此，於 0 赫茲頻率測量之生物電阻抗向量值係一基於該細胞外流體之值。

同時，既然於 ∞ 赫茲頻率測量之生物電阻抗向量值通過該細胞外流體分室及該細胞內流體分室兩者，其可說是代表整個身體中之水量，亦即總體水量。

因此，一細胞外流體量 (ECW) 或一總體水量 (TBW) 係藉著使用 R_0 及 R_∞ 表示如下， R_0 係一當測定電流之頻率係 0 赫茲時之電阻值，且 R_∞ 係一當該頻率係 ∞ 赫茲時之電阻值。

$$ECW \propto L^2 / R_0$$

$$TBW \propto L^2 / R_\infty$$

同樣地，它們係亦藉著使用圖 2 之 R_e 及 R_i 表示如下

$$ECW \propto L^2 / R_e$$

$$TBW \propto L^2 / (R_e R_i / (R_e + R_i))$$

再者，藉著由身體水量減去該細胞外流體量獲得一細

95年4月6日修(更)正本 95

(4)

胞內流體 (ICW) 。因此，其能表示如下。

$$ICW = TBW - ECW$$

如上面所述，該細胞外流體量、該總體水量及該細胞內流體量能藉著使用該二分室模型及該柯爾－柯爾圓弧定律所推定。

再者，瘦肉肌組織、肌肉數量、體脂肪率、及體重中之細胞外流體量、總體水量及該細胞內流體量之比例，亦可由該細胞外流體量、該總體水量及該細胞內流體量及各種參數之比例項及倒數推定，該參數諸如體重、高度、年紀及性別。

在此已提出一種裝置，其基於在 0 赫茲頻率之 R_0 及在 ∞ 赫茲頻率之 R_∞ 之值計算體脂肪率及身體水量，該二值已藉著使用前面之原理測量一生物電阻抗及測量多頻率之電流所獲得（譬如專利公告 1）。

再者，已揭示一種方法，其於推定一人之體細胞量、瘦肉體重及總體水量中使用一包含電抗值之阻抗值（譬如專利公告 2）。

專利公告 1

日本專利特許公告第 9-51884 號

專利公告 2

日本專利第 3330951 號之說明書

在測量生物電阻抗時通過一生命體之電流主要通過一細胞外流體分室及一細胞內流體分室，該分室具有一電解液成份及具有低電阻係數。然而，該細胞內流體分室係由

(5)

一視爲很薄隔離薄膜之細胞膜所圍繞。此隔離薄膜係表示爲圖 2 等效電路中之一蓄電器 (C_m)。一直流電不能通過該隔離薄膜，且其阻抗與頻率成反比變化。因此，通過該細胞內流體分室之電流值依該通過之電流頻率而定。

同時，通過該細胞外流體分室之電流值不會依該通過之電流頻率而定，且顯示一不變之電阻值，如由圖 2 等效電路中之細胞外流體電阻 (R_e) 所表示。

藉著使用單一頻率測定體水份或身體組成之一當前流行方法使用一電流，其頻率係接近 50 千赫，該頻率係一藉著該柯爾 - 柯爾圓弧定律頻率接近該特徵頻率 ($1/2\pi\tau$)。在此頻率範圍內，一測定電流充分地通過該細胞外流體分室；然而，僅只在 ∞ 頻率通過之大約 $1/n$ (譬如 $n=2$ 至 9) 之電流由於該細胞膜之阻抗影響通過該細胞間流體分室。然而，其可能完全顧及一生命體之此電特性評估體水及身體組成。然而，因爲該細胞內流體分室在該生物電阻抗上之影響係比該細胞外流體分室之影響較小，各種問題發生。下文將敘述該問題之一範例。

一般言之，該細胞外流體係由血漿、淋巴流體、細胞間流體等所構成，且由於重力等之影響相對輕易地移動，而該細胞內流體花費一相當長時間移動，因爲其移動經過一細胞膜。這暗示有一可能性，即僅只在短時間內相當輕易地變化該細胞外流體之分佈，並依待測量之身體部位或在測量生物電阻抗時之對象位置而定。如上面所述，既然該細胞外流體分室在該生物電阻抗上之影響係大於在該細

(6)

胞內流體分室上之影響，此一於該細胞外流體分佈中之變化顯現為一於該生物電阻抗測量值中之大變化，且造成身體水份或身體組成之推定錯誤。

再者，甚至當一對象之細胞外流體及該細胞內流體之比例係顯著地不同於一正普通人時，其亦可造成身體水份或身體組成之推定錯誤。譬如，根據肌肉之發展程度，其假設肌肉量顯著地大於普通人之運動員具有比普通入較大之細胞內流體分室。如此，其假設該運動員於身體水份中具有一比普通入較大比例之細胞內流體。然而，由於上面原因，該細胞內流體分室係低估。因此，該細胞內流體係低估，且一總體水量係亦低估。

此一問題不只可發生於該特徵頻率附近中之測量，同時也發生於藉著在有限頻率測量生物電阻抗之身體水份或身體組成之推定中，其中該細胞外流體分室及該細胞內流體分室係未同樣地評估。

上面日本專利特許公告第 9-51884 號中所敘述之裝置藉著使用多頻之測定信號在 0 及 ∞ 頻率計算電阻值，且然後由這些值計算一特定之生物電阻抗。此計算過程需要時間，因為必須決定該阻抗之圓弧場。上面所計算之值係在 50 千赫測定頻率之一電阻值。該值係計算當作一對象之生物電阻抗值。本發明係意欲減少於測量該生物電阻抗中之送氣之影響，且不欲抑制細胞內及細胞外流體中之變化。

同時，上面日本專利第 3330951 號之說明書中所敘述

(7)

之方法於藉著生物電阻抗推定人身體組成中使用一電抗值。該方法使用一迴歸公式，用以計算一身體細胞質量（BCM）及一電抗值 X_{cp} 。亦即該方法直接將該電抗值取代成待計算之人身體組成之迴歸公式。再者，該方法處理能藉著該生物電阻抗測量者，當作一細胞外流體及身體細胞質量之平行電路，且不會評估一細胞外流體分室及一細胞內流體分室。

已由此問題之觀點構思本發明。本發明之一目的係使得其可能藉著校正一測定生物電阻抗更準確地推定身體水份、身體組成等，以便抑制細胞內及細胞外流體之移動所造成生物電阻抗中之變化，並使用該校正值，用以在該身體水份、身體組成等之推定時藉著測量生物電阻抗推定身體水份、身體組成等。

【發明內容】

本發明之身體組成推定法包含藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數校正已測定生物電阻抗之參數值，該流體比率係包含在一給定頻率所測定之生物電阻抗之參數值中，及基於與該生物電阻抗有關之已校正參數值推定一身體組成等。藉此，其減少在相當短時間中發生之細胞外流體分佈中之變化影響，及更準確地推定身體水份、身體組成等。

再者，在本發明之身體組成推定法中，該給定之頻率係施加至該生命體之電流頻率，用以推定身體組成。

(8)

再者，在本發明之身體組成推定法中，該給定之頻率係一不同於施加至該生命體以推定身體組成之電流頻率之頻率。

再者，在本發明之身體組成推定法中，該生物電阻抗之待校正參數係該生物電阻抗之絕對值、生物電阻抗向量值、或該生物電阻抗向量之電阻分量值之任何一種，至此為止已用於一身體組成之推定。

再者，在本發明之身體組成推定法中，已藉著與該生物電阻抗有關而代表該細胞內／細胞外流體比率之參數校正該生物電阻抗，而與該生物電阻抗有關之參數 P' 係計算如下：

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

其中 $f(P, \alpha)$ 係一藉著參數 P 及 α 所表示之校正函數， P' 係與該生物電阻抗有關之已校正參數， P 係與該生物電阻抗有關之測定參數， α 係與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數，及 A ， B ， C 及 K 係常數。

本發明之身體組成推定法可基於與該生物電阻抗有關之參數作更精確之身體水份、身體組成等之推定，該生物電阻抗已按照上面之方程式計算。

再者，與該生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該生物電阻抗用在本發明之身體組成推定法中及代表該細胞內／細胞外流體比率，該相位差位於施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時之

(9)

測定電壓波形之間。

$$\alpha = 1 / \phi$$

$$\alpha = 1 / \tan (\phi)$$

再者，在本發明之身體組成推定法中，與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一參數表示如下，該參數包含於與該生物電阻抗有關而待校正之參數中，或一與在其他頻率測量之生物電阻抗有關之參數。

$$\alpha = R / X$$

其中 R 係該生物電阻抗之電阻分量，及 X 係該阻抗生物電之電抗分量。

再者，在本發明之身體組成推定法中，與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗電阻分量值表示如下，其係一與在比一測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數。

$$\alpha = P_{\text{high}} / P_{\text{low}}$$

$$\alpha = P_{\text{low}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

$$\alpha = P_{\text{high}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，及 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

再者，在本發明之身體組成推定法中，與代表該細胞

(10)

內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 表示如下，該二值係由在若干頻率所測量之生物電阻抗值所決定。

$$\alpha = R_{inf} / R_0$$

另一選擇是，該參數 α 係藉著一細胞外流體電阻值 R_e 及一細胞內流體電阻值 R_i 表示如下。

$$\alpha = R_i / R_e$$

再者，本發明之身體組成測定裝置包含：

- 一電流施加單元；
- 一電壓測定單元；
- 一生物電阻抗計算單元；
- 一校正單元；及
- 一身體組成計算單元；

其中

該電流施加單元施加一電流至一生命體；

該電壓測定單元測定一電壓；

該生物電阻抗計算單元由該施加電流及該測定電壓計算一與測定身體部位之生物電阻抗有關之參數；

該校正單元藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數校正與該測定生物電阻抗有關之參數值，該流體比率係包含在給定之頻率下所測定之生物電阻抗之參數值中；及

該身體組成計算單元基於與該生物電阻抗有關之已校

(11)

正參數值計算一與身體組成有關之指數。藉此，其減少在相當短時間中發生之細胞外流體分佈中之變化影響，及更準確地推定身體水份、身體組成等。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，該給定之頻率係施加至該生命體之電流頻率，用以推定該身體組成。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，該給定之頻率係一不同於施加至該生命體以推定身體組成之電流頻率之頻率。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，藉著該校正單元所校正之生物電阻抗之參數係該生物電阻抗之絕對值、生物電阻抗向量值、或該生物電阻抗向量之電阻分量值之任何一種，其至此為止已用於一身體組成之推定。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，當已藉著與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數校正與該生物電阻抗有關之參數係 P' 時，按照以下之校正式作成與該校正單元中之生物電阻抗有關之參數之校正：

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^{B+C}$$

其中 $f(P, \alpha)$ 係一藉著參數 P 及 α 所表示之校正函數， P' 係與該生物電阻抗有關之已校正參數， P 係與該生物電阻抗有關之測定參數， α 係與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數，及 A ， B ， C 及 K 係常數。本發明之身體組成測定裝置可基於與該生物電阻抗有關之計算參數更準確地推定身體水份、身體組成等。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，與該生物電

(12)

阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該生物電阻抗用在本發明之身體組成測定裝置中及代表該細胞內／細胞外流體比率，該相位差位於施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時之測定電壓波形之間。

$$\alpha = 1 / \phi$$

$$\alpha = 1 / \tan(\phi)$$

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一參數表示如下，該參數包含於與該生物電阻抗有關而待校正之參數中，或一與在其他頻率測量之生物電阻抗有關之參數。

$$\alpha = R / X$$

其中 R 係該生物電阻抗之電阻分量，及 X 係該阻抗生物電之電抗分量。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數。

$$\alpha = P_{\text{high}} / P_{\text{low}}$$

$$\alpha = P_{\text{low}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

$$\alpha = P_{\text{high}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

(13)

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，及 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

再者，在本發明之身體組成測定裝置中，與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 表示如下，該二值係由在若干頻率所測量之生物電阻抗值所決定。

$$\alpha = R_{inf} / R_0$$

另一選擇是，該參數 α 係藉著一細胞外流體電阻值 R_e 及一細胞內流體電阻值 R_i 表示如下。

$$\alpha = R_i / R_e$$

【實施方式】

爲了藉著使用生物電阻抗 Z 推定身體組成，大致上藉著將一對象之身高、該生物電阻抗之絕對值 $|Z|$ 、及諸如體重、性別及年紀之參數代入一迴歸公式作成一計算。下文係該迴歸公式之一重要項。

$$L^2 / |Z| \dots \dots (1)$$

其中 L 指示一對象之身高或待測定身體部位之長度，且 $|Z|$ 指示一測定生物電阻抗之絕對值。再者，此項係稱爲一阻抗指數。

同時，一測定生物電阻抗向量 $Z(\omega)$ 係根據上面之柯爾－柯爾模型表示如下。

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

(14)

$$= R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / [1 + (\omega \tau)^{\beta} \times \{ \cos(\pi \beta / 2) + j \sin(\pi \beta / 2) \}]$$

其中 ω 指示一測定角頻率 ($= 2\pi f$, f : 測定頻率), τ 指示該圓弧定律之一中心鬆弛常數, β 指示一代表鬆弛時間分佈之參數, R_0 指示在 0 赫茲頻率之一電阻值, 及 R_{∞} 指示在 ∞ 赫茲頻率之一電阻值。

如由該柯爾 - 柯爾模型所表示, 當在搜尋一頻率時所測定之生物電阻抗向量係繪製在平面上時, 該平面之水平軸代表一為實數分量之電阻分量 R , 且垂直軸代表一為虛數分量之體積分量 X , 其向量軌跡如圖 3 所示形成一圓弧。雖然於此案例中該虛軸分量係一負值, 因為該分量係以體積為基礎, 該分量在下文為方便故將處理為一正數。

於圖 3 中, 0 代表該座標原點, A 及 B 代表該向量軌跡及該實軸之交點, C 代表該圓弧之頂點, D 代表該圓之中心, 及 E 代表該線 CD 及實軸間之交點。於此案例中, 該點 A 代表一在頻率 ∞ 之生物電阻抗值, 該點 B 代表一在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值, 且兩點 A 及 B 僅只具有一為實數分量而沒有虛數分量之電阻值。在該生物電阻抗值抵達該圓弧頂點 C 之頻率稱為一特徵頻率, 且在那時候之一角頻率係表示如下。

$$\omega = 1 / \tau$$

當該生物電阻抗值係分解成該實軸分量 (電阻分量) R 及該虛軸分量 (電抗分量) X 時, R 及 X 係表示如下:

$$R = R_{\infty} + [(R_0 - R_{\infty}) \times \{1 + (\omega \tau)^{\beta} \times \cos(\pi \beta / 2)\}] / g(\omega, \tau, \beta)$$

$$X = [(R_0 - R_{\infty}) \times \{(\omega \tau)^{\beta} \times \sin(\pi \beta / 2)\}] / g(\omega, \tau, \beta)$$

(15)

其中 $g(\omega, \tau, \beta) = 1 + 2(\omega\tau)^\beta \times \cos(\pi\beta/2) + \{(\omega\tau)^{2\beta}\}$

當考慮 $1/\tau$ 之一測定角頻率 ω ，亦即該特徵頻率時，上面之 R 及 X 係表示如下。

$$R = (R_0 + R_\infty) / 2$$

$$X = \{(R_0 - R_\infty) / 2\} \times [\sin(\pi\beta/2) / \{1 + \cos(\pi\beta/2)\}]$$

$$= \{(R_0 - R_\infty) / 2\} \times \tan(\pi\beta/4)$$

於此案例中， R 及 X 之值分別代表圖 3 所示該座標原點及該點 E 間之一距離及該點 E 及 C 間之一距離。

由上面之敘述應了解能由該生物電阻抗之絕對值 $|Z|$ 及其實軸分量之電阻分量 R 推定身體水份、身體組成等，雖然它們包含不同參數。

因此，除了上面之阻抗指數以外：

$$L^2 / |Z| \dots \dots (1)$$

身體水份、身體組成等能係藉著下式推定：

$$L^2 / R \dots \dots (1)'$$

下文，此項將稱為一阻抗指數。

這些阻抗指數及阻抗指數具有與一生命體中之身體水份、瘦肉肌組織、肌肉量等重要關係，且它們係用以推定這些資料之重要項。再者，這些指數同樣係用以推定體脂肪率、脂肪百分比等之重要項。

然而，於任一案例中，一生物電阻抗在接近該特徵頻率之一頻率之測量，發生該細胞內流體分室之上面低估及該細胞外流體分佈中之上面變化之影響。再者，其影響亦可發生在有限頻率於其他生物電阻抗測量中。

(16)

再者，當欲由該生命體之一特定部位之電阻分量推定全身之身體組成時，此錯誤產生一特別顯著之影響。

本發明提供一方法，其包含藉著使用各元件校正一測定生物電阻抗之絕對值 $|Z|$ 或一測定電阻分量 R ，該元件未反映在該生物電阻抗之絕對值 $|Z|$ 或藉著該生物電阻抗之測量所獲得之電阻分量 R 上，亦即一低估之細胞內流體分室之資料，及藉著使用阻抗指數或電阻指數推定身體水份、身體組成等，並使用該已校正生物電阻抗之絕對值 $|Z|'$ 或該已校正之電阻分量 R' ；及提供一裝置，該裝置藉著使用該已校正生物電阻抗之絕對值 $|Z|'$ 或該已校正之電阻分量 R' 推定身體水份、身體組成等。

此後，將藉著使用來自一電阻分量 R 之電阻指數敘述本發明，該電阻分量 R 係一生物電阻抗向量之實軸分量。

大致上，一阻抗向量 $z(\omega)$ 係藉著使用一電阻分量 r 及一電抗分量 x 表示如下。

$$z(\omega) = r + jx(\omega)$$

再者，在此存在以下使用該阻抗向量之絕對值 $|z(\omega)|$ 及一相位角 ϕ 之關係。

$$r = |z(\omega)| \cos \phi$$

$$x = |z(\omega)| \sin \phi$$

$$\tan(\phi) = x / r$$

再者，如上面所述，該電阻分量 R 及該電抗分量 X 係表示如下。

$$R = (R_0 + R_\infty) / 2$$

(17)

$$X = \{ (R_0 - R_\infty) / 2 \} \times \tan(\pi\beta / 4)$$

因此，保有以下之方程式。

$$X / R = \tan(\pi\beta / 4) \times (R_0 - R_\infty) / (R_0 + R_\infty)$$

既然保有以下之方程式：

$$R_0 = R_e$$

$$R_\infty = R_e R_i / (R_e + R_i), \quad X / R \text{ 亦可表示如下。}$$

$$\begin{aligned} X / R &= \tan(\pi\beta / 4) \times R_e / (R_e + 2R_i) \\ &= \tan(\pi\beta / 4) / (1 + 2R_i / R_e) \end{aligned}$$

如此，保有以下之方程式。

$$R / X = (1 + 2R_i / R_e) \cot(\pi\beta / 4)$$

於該方程式中， R_i / R_e 代表該細胞內及細胞外流體分室之有關資料。此後，該 R_i / R_e 將稱為一細胞內／細胞外流體分室比率。

在該細胞內／細胞外流體分室比率上，反映出一身體部位中之兩分室之尺寸，並在此測定生物電阻抗。於具有良好發展肌肉之運動員案例中，當該細胞內流體分室為大時，該細胞內／細胞外流體分室比率為小。在另一方面，該細胞內流體分室變得越小，則該細胞內／細胞外流體分室比率變得越大。同時，當該細胞外流體分室係大時，該細胞內／細胞外流體分室比率係大，而當該細胞外流體分室係小時，該細胞內／細胞外流體分室比率係小。

然而，其不可想像的是一生命體之細胞內流體分室於一般情況之下在短時間內改變。其係認為該細胞內流體分室藉著長時間訓練、老化等而逐漸變化。因此，其可假設該

(18)

細胞內流體分室在有限之時期內保持不變。然而，至於該細胞外流體分室，既然可如上面所述於極短時間在細胞外流體之均勻分佈中發生一變化，該細胞外流體分室可急劇地改變。

於本發明中，一生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量係藉著使用一與包含按照以下方程式之上面細胞內／細胞外流體分室比率之生物電阻抗有關之參數校正，該生物電阻抗係一與該測定生物電阻抗有關之參數。下文，該細胞內／細胞外流體分室比率及該細胞內及細胞外流體間之比率將互相同意義地使用及將無任何差別。

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^{B+C}$$

其中 $f(P, \alpha)$ 係一藉著參數 P 及 α 所表示之校正函數， P' 係與一已校正生物電阻抗有關之參數， P 係與一測定生物電阻抗有關之參數， α 係與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數，及 A ， B ， C 及 K 係常數。

再者，藉著使用與該已校正之生物電阻抗有關之參數值，計算上面之阻抗指數或電阻指數，且基於該計算之指數，推定身體水份及身體組成。

當該生物電阻抗之相位角係 ϕ 時，具有用以校正與生物電阻抗有關之參數之細胞內／細胞外流體分室比率之參數係表示如下。

$$R / X = \cot(\phi)$$

考慮該生物電阻抗之相位角大致上係小於 10 度，其

(19)

可想像保有以下之方程式。

$$\cot(\phi) \cong 1/\phi$$

如此， $\cot(\phi)$

及

$$1/\phi。$$

由在多數頻率之生物電阻抗測量結果所計算之一細胞外流體電阻值 R_e 及一細胞內流體電阻值 R_i 具有以下之關係。

$$R_i / R_e$$

由在多數頻率之生物電阻抗測量結果所計算之在 0 赫茲頻率之生物電阻抗 R_0 及在 ∞ 頻率之生物電阻抗 R_∞ 具有以下之關係。

$$R_{inf} / R_0$$

∴

$$\begin{aligned} R_{inf} / R_0 &= \{ R_e R_i / (R_e + R_i) \} / R_e \\ &= 1 / \{ 1 + (R_i / R_e) \} \end{aligned}$$

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

∴

$$R_0 / (R_0 - R_{inf}) = 1 + (R_i / R_e)$$

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

∴

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

當藉著使用該生物電阻抗向量之絕對值 $|Z|$ 或該生物電阻抗向量之電阻分量 R 近似上面 R_0 及 R_{inf} 之兩者或任

(20)

一個時，保有以下之方程式，而該生物電阻抗向量係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數。

$$P_{\text{high}} / P_{\text{low}}$$

$$P_{\text{low}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

$$P_{\text{high}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，及 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

範例

此後，將參考圖面敘述根據本發明之生物電阻抗測定法之有效性及根據本發明之生物電阻抗測定裝置之一範例。

爲了檢查根據本發明之生物電阻抗測定法之有效性，本發明家進行一項實驗，用以藉著使用生物電阻抗檢查於藉著本發明之生物電阻抗測定法校正前後之間之結果中之差別。當作一測定電流，使用接近該特徵頻率之 50 千赫之交流電信號。用以測量生物電阻抗之電流通過兩腳之間，且亦於兩腳之間偵測一電位差。

此檢查實驗顯示僅只將一測定阻抗值之絕對值代入電阻指數之方程式 (1) 之結果，及藉著使用以下方程式 (2) 校正該測定生物電阻抗之絕對值及將該校正值代入電阻指數之方程式 (1) 之結果，該電阻指數係身體組成推定中之最重要成分。於此案例中，前者係定義爲一預先校正

(21)

值，且後者係定義為一後校正值。

藉著使用 R/X 當作一代表細胞內／細胞外流體比率之參數，一測定生物電阻抗之絕對值 P 係藉著以下方程式校正。

$$P' = f(P, R, X) = K_1 (P)^{A_1} (R/X)^{B_1} + C_1 \dots \dots (2)$$

其中 R 係一生物電阻抗之實軸分量（電阻分量）， X 係一生物電阻抗之虛軸分量（電抗分量），且 A_1 ， B_1 ， C_1 及 K_1 係常數。

圖 4 及圖 5 在該水平軸顯示由雙能量 X 光吸收儀（DEXA）所獲得之瘦肌肉組織，在該垂直軸顯示由該阻抗指數所獲得及藉著其對應最大值所常態化之及預先校正值及後校正值。“o”代表該預先校正值，及“x”代表該後校正值。再者，圖 4 顯示普通人之預先校正值及後校正值，而圖 5 顯示運動員之預先校正值及後校正值。

參考圖 4 用於普通人之資料，該後校正值與該預先校正值之比較幾乎看不出有何差別。這是因為該校正方程式用之參數係按照普通人用之資料所準備。該預先校正及後校正資料間之沒有任何差別指示本發明可應用至一非特定數目而具有一般之細胞內／細胞外分室比率之對象。

至於圖 5 中之運動員用資料，當它們係與圖 4 中用於普通人之結果比較時，有明顯之差別，且當然在校正之前由該生物電阻抗之絕對值所計算之值係大體上為低，及瘦肌肉組織係低估。由 DEXA 所測量之瘦肌肉組織越大，則此趨勢變得更顯著。這可歸因於前述之事實，即該細胞外

流體分室及該細胞內流體分室貢獻不同程度之測定生物電阻抗值。當然藉著根據本發明作校正，低估運動員之瘦肉肌組織之趨勢已改善，及已計算接近適當瘦肉肌組織之值。因此，根據本發明之校正能使得推定值更接近至適當之值，甚至當該細胞內／細胞外分室比率係顯著不同於一普通人者時。

當對象係於正常狀態或於接近該正常狀態之狀態中時，上面係檢查本發明之應用之結果。

其次，在變化一對象之細胞外流體分室時作一檢查。這對應於極短時間中變化一細胞外流體分佈之前述案例。圖 6 係一曲線圖，其藉著超過四日每日數次測量一對象之生物電阻抗中之變化，按時間先後順序顯示在根據本發明作校正之前及之後由各值計算之資料。

當該第一值在該校正前後係 100 時，該水平軸代表時間，及該垂直軸代表變化速率。再者，“o”代表該預先校正值，及“x”代表該後校正值。

該預先校正值之曲線圖中之變化暗示該測定生物電阻抗值於一天期間之改變。其理由係如下。亦即緊接在該對象醒過來之後，水之分佈係均勻的該對象至那時為止已保持躺臥，且該腿部具有一低水含量，以致一測定生物電阻抗變高。然而，當該對象在醒過來之後開始一正常之生活時，由於重力之影響發生細胞外流體之遷移，藉此為身體部位之腿部中之細胞外流體增加，並於該檢查實驗中在此部位測量該生物電阻抗，以致獲得一低生物電阻抗值。如

於前面之檢查實驗中，將該生物電阻抗之預先校正絕對值代入該阻抗指數之結果對應於該預先校正之曲線圖中之變化。同時，當檢查該後校正之曲線圖時，幾乎看不見假設將由該細胞外流體之遷移所造成之改變。如此，藉著在該測定生物電阻抗之絕對值上施行本發明所敘述之校正及基於該校正推定身體組成，能減少細胞外流體之遷移之影響，且於一天、稱為“全天律動”中所計算之身體水份及身體組成中之改變能保持很低。

其次，將敘述一使用根據本發明之生物電阻抗測定法之身體組成測定裝置之範例。

圖 7 係身體組成測定裝置之一外部視圖，及圖 8 係一方塊圖，其用以說明該裝置之電連接。

圖 7 係本發明之一範例之身體組成測定裝置之一外部透視圖。該測定裝置 1 幾乎呈 L 形。其下方部份係藉著一秤盤 2 所構成。該秤盤 2 係一習知之裝置，且具有在平臺 2a 上之電極部份 3 及 4，一對象站在該平臺上以測量其重量。該電極部份 3 及 4 與該對象兩腳之底部接觸。該電極部份 3 及 4 包含用以供給電流之電流供給電極 3a 及 4a 及用以測定電壓之電壓測定電極 3b 及 4b。

再者，該測定裝置 1 在其頂部表面具有操作盒 5。該操作盒 5 包含一輸入單元 6，其為用以輸入各種物理資料之輸入機構及包含若干按鍵，該按鍵包含一電源開關及數字鍵；一顯示器 7，其為包含一用以顯示測定結果之 LCD 顯示機構；及一列印單元 8，其在紙張上列印測定結果及

排出該紙張。

再者，手用之電極握把 13 及 14 係經由電線 15 及 16 連接至該操作盒 5。該電極握把 13 及 14 包含用於供給電流之電流供給電極 13a 及 14a 及用於測定電壓之電壓測定電極 13b 及 14b。該電極握把 13 及 14 係鉤在設於該操作盒 5 兩側之鉤子 17 上，除了當它們係用於測定以外。

圖 8 係該測定裝置 1 之一內部電方塊圖。為電流施加機構及電壓測定機構之八個電極、亦即與兩手及兩腳接觸之電極 3a, 3b, 4a, 4b, 13a, 13b, 14a 及 14b 係連接至一電極切換單元 20。該電極切換單元 20 係經由一電流供給單元 21 及一電壓測定單元 22 連接至一為控制機構之算術及控制單元 23。該算術及控制單元 23 具有一微電腦 (CPU)，且不只係用以由施加電流及測定電壓計算生物電阻抗之生物電阻抗計算機構，同時也是用以校正所計算之生物電阻抗之校正機構。再者，其亦係用以計算一有關生命身體組成之指數之身體組成計算機構，及施行各種其他計算及控制。一儲存單元 24 及一測定對象體重之體重測定單元 26 係連接至該算術及控制單元 23，該儲存單元係用以儲存各種資料之儲存機構及包含一記憶體或一暫存器。再者，該輸入單元 6、該顯示器 7、及該列印單元 8 係連接至該算術及控制單元 23。一電源設備 28 供給電力至該算術及控制單元 23 及其他單元。

其次，將敘述該身體組成測定裝置之操作。

圖 9 係一流程圖，其顯示一身體組成測定裝置 1 之操

作。

在壓下該輸入單元 6 之電源開關（步驟 S1）處，該裝置係初始化（步驟 S2）。藉此，該裝置進入一等候模式，以接受來自一開關之下一輸入（步驟 S3）。然後，在按下該輸入單元 6 之數字鍵（步驟 S4）處，其基於該對應之數字檢查關於個人之參數資料是否儲存於該儲存單元 24 中之記憶體區（步驟 S5）。

當儲存個人之參數時，該個人之參數係由該儲存單元 24 讀出及顯示在該顯示器 7 上，且然後檢查是否已按下一切換鍵（步驟 S6）。

當於步驟 S4 中未儲存該個人之參數或於步驟 S5 中已按下該切換鍵時，該裝置進入一等候輸入該個人參數之模式。一使用者藉著使用該輸入單元 6 之數字鍵輸入個人參數，諸如身高、年紀及性別（步驟 S7）。

當輸入該個人之參數時，測定體重（步驟 S8）。當該使用者站立在該秤盤 2 上時，該體重測定單元 26 偵測一負載及測定該使用者之重量。

然後，測定一生物電阻抗（步驟 S9）。

測定雙手間之生物電阻抗。藉著來自該算術及控制單元 23 之一信號切換該電極切換單元 20，藉此一交流電係由該電流供給單元 21 供給至該電極 13a 及 14a 之間，且在該電極 13b 及 14b 上藉著該電壓測定單元 22 測定一電壓。在那時候，由一當該施加電流係通過一參考電阻時所產生之電壓波形及於該生命體之測定身體部位中之測定電

(26)

壓之交替波形決定一相位差，且藉著該相位差及該測定生物電阻抗之絕對值 P 校正該生物電阻抗值。如圖 2 所示，發生該相位差，因為一生命體中之細胞膜具有一體積分量，且其尺寸根據細胞內／細胞外流體比率變化，如能由一事實了解者，即一生命體模型之等效電路能表示為一細胞外流體電阻及一細胞內流體電阻之平行電路。至於一與待校正生物電阻抗有關之參數之計算，按照以下方程式藉著使用 $1/\phi$ 計算該生物電阻抗之校正值 P' 當作一用於該細胞內／細胞外流體比率之參數：

$$P' = f(P, \phi) = K_2 (P)^{A_2} (1/\phi)^{B_2} + C_2 \dots \dots (3)$$

其中 ϕ 係一相位差，且 A_2 ， B_2 ， C_1 及 K_2 係常數（步驟 S10）。

然後，測定兩腳間之一生物電阻抗。一電流係通過該電極 3a 及 4a 之間，及一電壓係於該電極 3b 及 4b 之間測定。

然後，測定一經過該軀體之生物電阻抗。一電流係通過該電極 14a 及 4a，及一電壓係於該電極 13b 及 3b 之間測定。

在達成每一身體部位中生物電阻抗之測定之後，計算該對象之身體組成。藉著使用該已校正之生物電阻抗值 P' 計算該身體組成。

藉著使用該已校正之生物電阻抗值、該設定及儲存之個人參數、及該測定體重值計算該身體組成（步驟 S11）。待計算之諸如體脂肪百分比、身體水份數量、及肌肉量

(27)

之身體組成可由生物電阻抗值及諸如身高及體重之物理參數推定，且既然其計算係傳統上習知之技術，省略其計算之敘述。

計算身體組成之結果係顯示在該顯示器 7 上（步驟 S12）。此後，該裝置返回至步驟 S3 之按鍵輸入等候模式。

當於步驟 S4 中未壓下一個人之按鍵時，其決定是否已壓下該電源開關（步驟 S13）。當其決定該電源開關已壓下時，關掉該電源，及完全終止該裝置之操作（步驟 S14）。

雖然包含雙手之上半身、包含雙腳之下半身及該軀體已敘述為在此裝置中測定生物電阻抗之身體部位，本發明之生物電阻抗測定法不限於在特定身體部位之測定，且可應用至在一生命體之任何身體部位之生物電阻抗之測定。

於上面之範例中，使用與相位差有關之參數。下文將敘述一與其他參數有關之範例。

構思二測定頻率，亦即， f_{high} 及充分低於 f_{high} 之 f_{low} 。當 f_{high} 係一通過細胞內／細胞外流體之充分高頻率時，其電阻分量 Rf_{high} 可為用於推定總體水份之參數。再者，充分低於 f_{high} 之 f_{low} 比 f_{high} 更大幅地推定該細胞外流體。因此，當由 Rf_{high} 觀看時， Rf_{low} 能視為一用於推定該細胞外流體之參數。

因此，該對應頻率之電阻分量 Rf_{high} / Rf_{low} 可為一生物學之參數，其代表該細胞外流體及總體水間之比率

。

為運動員及普通人構思該參數如何變化。

運動員：更多肌肉 → 較低細胞外流體量 / 體水量 → 較低 R_{f_high} / R_{f_low}

普通人：較少肌肉 → 較高細胞外流體量 / 體水量 → 較高 R_{f_high} / R_{f_low}

如此，藉著該參數乘以該電阻分量 R 對於那些在該總體水量中具有較小比例細胞外流體量者造成較小之電阻分量 R 。亦即其決定那些具有更多肌肉者具有更多體水份。

再者，當假定一細胞內流體不會改變而構思個人細胞外流體中之變化時，下文係可能的。

細胞外流體減少（電阻分量 R 增加） → 較低細胞外流體量 / 體水量 → R_{f_high} / R_{f_low} 減少

細胞外流體增加（電阻分量 R 減少） → 較高細胞外流體量 / 體水量 → R_{f_high} / R_{f_low} 增加

如此，該參數 R_{f_high} / R_{f_low} 係一藉著增減該細胞外流體在相反方向中作用至增減該電阻分量 R 之參數。雖然已藉著使用該生物電阻抗向量之電阻分量給與上面之敘述，當上面之電阻分量係藉著一與包含該生物電阻抗之絕對值 $|Z|$ 之生物電阻抗有關之參數 P 更換時，一與待校正生物電阻抗有關之參數 P' 能定義如下。

$$P' = K_3 (P)^{A_3} (P_{f_high} / P_{f_low})^{B_3} + C_3$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，及 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數，且

(29)

A_3 , B_3 , C_3 及 K_3 係常數。

其次，將敘述反映出個人之細胞內／細胞外流體比率之另一生物學參數。

按照基於一多頻方法之柯爾－柯爾模型，能決定有關一生命體水量之電阻值，諸如代表細胞外流體之 R_e 、代表身體水份之 R_{inf} 、及藉著 R_e 及 R_{inf} 表示之細胞外流體 R_i 。既然它們已敘述在上面之日本專利特許公告第 9-51884 號中，將省略藉著多頻測定信號之電阻值 R_0 及 R_{inf} 之計算敘述。

既然這些電阻值代表一細胞外流體量、總體水量、及細胞內流體量，與關於上面之範例相同之事物可為相同。

據此， R_{inf}/R_e 及 R_i/R_e 係在與上面範例相同之方式中工作之參數。因此，甚至按照以下方程式作校正：

$$P' = K_4 (P)^{A_4} (R_{inf}/R_e)^{B_4+C_4}$$

$$P' = K_5 (P)^{A_5} (R_i/R_e)^{B_5+C_5}$$

其中 A_n 、 B_n 、 C_n 及 K_n 係常數，

其係構思於上面之案例中亦可欲期生物電阻抗之測定準確性中之一改善。

如在本發明之上面範例中所敘述，本發明於測定生物電阻抗中校正一部份，該生物電阻抗根據細胞內／細胞外流體比率中之變化而藉著使用一與其有關之參數改變。該參數不限於那些上面所述者。譬如，許多上面之校正參數可結合使用，及該下列校正亦係可能的：

$$P' = f(P, \alpha, \beta \dots) = K_1 \cdot P^A \cdot \alpha^B \cdot \beta^C \dots + K_3$$

(30)

或

$$P' = f(P, \alpha, \beta \dots) = K1 \cdot P^A \cdot (K11 \alpha^B + K12 \beta^C + \dots + K2) + K3$$

其中 $f(P, \alpha, \beta \dots)$ 係一由參數 P 、 α 及 β 所表示之校正函數， P' 係與該已校正之生物電阻抗有關之參數， P 係與已校正之生物電阻抗有關之參數， α 、 $\beta \dots$ 係與代表細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數， A 、 B 及 C 係用於順應一生命體之參數（常數）， $K1$ 、 $K2$ 及 $K3$ 係常數，及 $K11$ 、 $K12$ 、 \dots 亦係常數。

再者，於本發明之身體組成推定法及身體組成測定裝置之上面敘述中，一生物電阻抗向量之絕對值 $|Z|$ 或該生物電阻抗向量之電阻分量 R 係用作一與待校正生物電阻抗有關之參數。然而，縱使與該生物電阻抗有關之參數係既非該絕對值 $|Z|$ 也非該電阻分量 R ，藉著使用一具有細胞內／細胞外流體分室比率之參數作成校正，本發明係仍然可適用。

再者，於本發明之身體組成推定法及身體組成測定裝置之上面敘述中，與雙手、雙腳及經過該軀體間之生物電阻抗有關之參數係藉著使用用於雙手之電極及用於雙腳之電極校正。本發明不限於此特別之構造。亦可構成本發明，以致測定諸如一手、一腳、該右半身、或該左半身之特定身體部位中之生物電阻抗，及校正一與該生物電阻抗有關之參數，且不限制待測定生物電阻抗之身體部位。

本發明之身體組成推定法及身體組成測定裝置藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數校正一與生物電

阻抗有關之參數。藉此，當某一身體水份分佈狀態係取作一標準時，能抑制一由該細胞外流體中之變化所造成阻抗中之變化。這暗示能控制稱為“全天律動”之生物電阻抗中之變化。一與待計算生物電阻抗有關之參數值變成一不受該細胞內／細胞外流體中之變化所影響之值，且基於該參數更準確地計算身體組成。

再者，當該相位差係用作一代表細胞內／細胞外流體比率之參數時，本發明之身體組成推定法及身體組成測定裝置可由待施加電流之波形及測定電壓之波形輕易地計算一相位差，及能輕易地校正一生物電阻抗。

【圖式簡單說明】

圖 1 係當假設人身為圓柱體時之一圖解。

圖 2 係一圖解，其顯示一組織間隙細胞之等效電路。

圖 3 係一圖解，其顯示人身之生物電阻抗之向量軌跡。

圖 4 係一曲線圖，其在當於本發明之一生物電阻抗校正公式中作成一項校正時及當未作成校正時之間顯示普通人之瘦肌肉組織之計算關係。

圖 5 係一曲線圖，其在當於本發明之生物電阻抗校正公式中作成一項校正時及當未作成校正時之間顯示運動員之瘦肌肉組織之計算關係。

圖 6 係一曲線圖，其當於本發明之生物電阻抗校正公式中作成一項校正時及當未作成校正時顯示於生物電阻抗

中隨著時間之改變。

圖 7 係本發明一範例之身體組成測定裝置之外部透視圖。

圖 8 係本發明一範例之身體組成測定裝置之一內部方塊圖。

圖 9 係本發明一範例之身體組成測定裝置之流程圖。

主要元件對照表

1	測定裝置
2	秤盤
2 a	平臺
3	電極部份
3 a	電流供給電極
3 b	電壓測定電極
4	電極部份
4 a	電流供給電極
4 b	電壓測定電極
5	操作盒
6	輸入單元
7	顯示器
8	列印單元
13	電極握把
13 a	電流供給電極
13 b	電壓測定電極

I270365

(33)

- 14 電極握把
- 14 a 電流供給電極
- 14 b 電壓測定電極
- 15 電線
- 16 電線
- 17 鉤子
- 20 電極切換單元
- 21 電流供給單元
- 22 電壓測定單元
- 23 控制單元
- 24 儲存單元
- 26 體重測定單元
- 28 電源設備

95年4月6日修(更)正本

拾、申請專利範圍

第93104618號專利申請案

中文申請專利範圍修正本

民國95年4月6日修正

1. 一種身體組成推定法，其包含於待測定之身體部位中由待施加至生命體之電流參數值及測定電壓參數值計算一生物電阻抗之參數，其中藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數，且該流體比率包含在一給定頻率下測定之生物電阻抗之參數值中，修正在一電流頻率下測定之生物電阻抗的參數值，該電流頻率是施加至一生命體用以推定身體組成，及基於該已校正之參數值推定身體組成。

2. 如申請專利範圍第1項之方法，其中該給定頻率係施加至該生命體用以推定身體組成之電流之頻率。

3. 如申請專利範圍第1項之方法，其中該給定頻率係不同於施加至該生命體用以推定身體組成之電流之頻率。

4. 如申請專利範圍第1項之方法，其中該生物電阻抗之待校正參數係該生物電阻抗之絕對值、生物電阻抗向量值、或該生物電阻抗向量之電阻分量值之任何一種。

5. 如申請專利範圍第1項之方法，其中當藉著與該生物電阻抗有關而代表該細胞內／細胞外流體比率之參數校正該生物電阻抗，而與該生物電阻抗有關之參數係 P' 時， P' 係按照以下之校正方程式計算：

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

其中 $f(P, \alpha)$ 係一藉著參數 P 及 α 所表示之校正函數， P' 係與該生物電阻抗有關之已校正參數， P 係與該生物電阻抗有關之測定參數， α 係與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數，及 A ， B ， C 及 K 係常數。

6. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該相位差位於施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時之測定電壓波形之間；

$$\alpha = 1 / \phi。$$

7. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該相位差位於施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時之測定電壓波形之間；

$$\alpha = 1 / \tan(\phi)。$$

8. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一參數表示如下，該參數包含於與該生物電阻抗有關而待校正之參數中，或一與在其他頻率測量之生物電阻抗有關之參數中；

$$\alpha = R / X$$

其中 R 係該生物電阻抗之電阻分量，及 X 係該阻抗生物電之電抗分量。

9. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{\text{high}} / P_{\text{low}}$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

10. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{\text{low}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

11. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著

使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{\text{high}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

12. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 表示如下，該二阻抗值係由在若干頻率所測定之生物電阻抗值所決定；

$$\alpha = R_{\text{inf}} / R_0。$$

13. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一細胞內流體電阻值 R_i 及一細胞外流體電阻值 R_e 表示如下，該二電阻值係基於在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 所計算得，該二阻抗值係由在若干頻率所測定之生物電阻抗值所決定；

$$\alpha = R_i / R_e。$$

14. 一種身體組成測定裝置，其包含：

- 一電流施加單元；
- 一電壓測定單元；

一生物電阻抗計算單元；

一校正單元；及

一身體組成計算單元；

其中

該電流施加單元施加電流至一生命體；

該電壓測定單元測定一電壓；

該生物電阻抗計算單元由該施加電流及該測定電壓計算一與測定身體部位之生物電阻抗有關之參數；

該校正單元藉著使用一代表細胞內／細胞外流體比率之參數校正與該測定生物電阻抗有關之參數值，該流體比率係包含在給定之頻率下所測定之生物電阻抗之參數值中；及

該身體組成計算單元基於與該生物電阻抗有關之已校正參數值計算一與身體組成有關之指數。

15. 如申請專利範圍第 14 項之裝置，其中該給定頻率係施加至該生命體用以推定身體組成之電流之頻率。

16. 如申請專利範圍第 14 項之裝置，其中該給定頻率係不同於施加至該生命體用以推定身體組成之電流之頻率。

17. 如申請專利範圍第 14 項之裝置，其中藉著該校正單元所校正之生物電阻抗之參數係該生物電阻抗之絕對值、生物電阻抗向量值、或該生物電阻抗向量之電阻分量值之任一種。

18. 如申請專利範圍第 14 項之裝置，其中當藉著與

代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數校正與該生物電阻抗有關之參數係 P' 時，按照以下之校正方程式作成與該校正單元中之生物電阻抗有關之參數之校正：

$$P' = f(P, \alpha) = K \cdot P^A \cdot \alpha^B + C$$

其中 $f(P, \alpha)$ 係一藉著參數 P 及 α 所表示之校正函數， P' 係與該生物電阻抗有關之已校正參數， P 係與該生物電阻抗有關之測定參數， α 係與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數，及 A ， B ， C 及 K 係常數。

19. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該相位差位於由該電流施加機構施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時藉著該電壓測定機構測定之電壓波形之間；

$$\alpha = 1 / \phi。$$

20. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一相位差 ϕ 表示如下，該相位差位於由該電流施加機構施加至該生命體之交流電波形及在測定該生物電阻抗時藉著該電壓測定機構測定之電壓波形之間；

$$\alpha = 1 / \tan(\phi)。$$

21. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉

著使用一參數表示如下，該參數包含於與該生物電阻抗有關而待校正之參數中，或一與在其他頻率測量之生物電阻抗有關之參數中；

$$\alpha = R / X$$

其中 R 係該生物電阻抗之電阻分量，及 X 係該阻抗生物電之電抗分量。

22. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{\text{high}} / P_{\text{low}}$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

23. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{\text{low}} / (P_{\text{low}} - P_{\text{high}})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

24. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用該生物電阻抗之絕對值或該生物電阻抗之電阻分量值表示如下，其係一與在比測定頻率較高及較低頻率之生物電阻抗有關之參數，該測定頻率用於與待校正生物電阻抗有關之參數，或其任一個係與待校正生物電阻抗有關之參數；

$$\alpha = P_{high} / (P_{low} - P_{high})$$

其中 P_{high} 係一在較高頻率與生物電阻抗有關之參數，且 P_{low} 係一在較低頻率與生物電阻抗有關之參數。

25. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 表示如下，該二阻抗值係由在若干頻率所測定之生物電阻抗值所決定；

$$\alpha = R_{inf} / R_0。$$

26. 如申請專利範圍第 18 項之裝置，其中與代表該細胞內／細胞外流體比率之生物電阻抗有關之參數 α 係藉著使用一細胞內流體電阻值 R_i 及一細胞外流體電阻值 R_e 表示如下，該二電阻值係基於在 0 赫茲頻率之生物電阻抗值 R_0 及在無限頻率之生物電阻抗值 R_{inf} 所計算得，該二阻抗值係由在若干頻率所測定之生物電阻抗值所決定；

I270365

$$\alpha = R_i / R_e \circ$$