

公告本

修正
補充
91年4月10日

申請日期	89 年 12 月 12 日
案 號	89126489
類 別	A61B 5/05

A4
C4

487563

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書(修正本)

一、發明 名稱	中 文	決定患部復原程度之設備
	英 文	Apparatus for determining Degree of restoration of diseased part
二、發明 創作人	姓 名	(1) 鎌田貢 (2) 福田好典
	國 籍	(1) 日本 (2) 日本 (1) 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
	住、居所	(2) 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
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 12 月 28 日 11-372231 ☒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

本發明是關於一種決定人體患部復原程度的設備。

習知技藝說明

在施行胸癌、子宮癌與其他癌症的外科手術之後，有一種常見的症狀稱為淋巴腺水腫，這是一種腫脹，主要只出現在手臂、腿或腋窩的一側或某一部位。那就是說，在這種情形下部位有一點腫脹。在淋巴腺水腫初期，如果沒有特別的注意，它並不會對人的生活造成明顯的障礙。另外，一外科醫生，可能不會積極的處理該腫脹部位，且常常是不施以任何治療。然而，隨著症狀的進展，腫脹的部位可能會變大或突然轉為發熱的紅色，為此人們會開始覺得不安。

過去已經發展出數種用於淋巴腺水腫之診斷與評估方法的類型。例如：藉由外科醫生的接觸或感覺已經由用手碰觸患部處理，或是已經測量間接長度或標的部位之量的變化，抑或是某種有回聲效果的裝置已經用來產生一種影像，其可以完成對患部的診斷。

換句話說，人體的肌肉由一群稱之為肌纖維的精密細胞組成，一個人身上這些肌纖維的數量在他出生時就自然決定，而且此後不會有所增減，但是可能會變得比較厚或比較薄，這種現象大致上可以稱之為“肌肉的增加或衰退”，如果一個人有某些事件，例如：骨頭破裂或是腱斷裂，那麼患部與其周圍區域在外科手術後會以石膏包覆，以便保

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

五、發明說明(2)

護該部位而不會有所移動，當然那個人也要克制自己作身體的運動，因為限制那個人日常生活中肌肉的運動，且特別是某部位的骨骼肌會退化，例如：手或腳，因此，在移除石膏之後，為了那個人可以快速恢復退化的肌纖維，某些復原是必須的。

在這種情況下，明瞭復原程度的習知技藝方法僅用於測量人體該部位的肌力。

用於淋巴腺水腫之習知技藝診斷與評估的方法主要是依據外科醫生主觀的決定，因此，不同的醫生很可能有不同的決定與評估，此外，外科醫生用手碰觸病人患病也可能會產生痛的感覺，即使是在外科手術後一段時間，而那會造成病人的不安，這麼一來，習知技藝方法並不適合用於對處於恢復中之患部的診斷。

用以測量肌力以便知道外科手術後外部傷處恢復程度的習知技藝很難具體化，因為需要各種不同種類的測量裝置，而且病人需要自己移動身體的一部位，其包括患部。

發明概述

有鑒於以上所述，本發明的目的之一是提供一種新的且改良決定人體患部復原程度的設備，其可以解決上述之習知技藝的問題。

為了達成此目的，本發明提供一種決定人體患部復原程度的設備，其包括：二對電極、一電流源、一電壓測量單元，以及一算術單元，其中二對電極在患部周圍區域和

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

錄

五、發明說明 (3)

皮膚接觸，且電流源經由一選定電極饋送一量測電流給測量單元，再者，電壓測量單元會在另選定的電極間測量電壓，且算術單元會根據來自電壓測量單元的測量資料，計算表示人體患部復原程度的參數。

依據本發明之一實施例，二對電極的電極位在一直線上，在這個間隔中，患部位在其間。

依據本發明之另一實施例，該設備進一步包括顯示單元，而且它會顯示算術單元所產生的參數。

依據本發明之另一實施例，該設備進一步包括儲存單元與比較單元。儲存單元會儲存算術單元所產生的參數，比較單元則會將表示電流測量資料的參數與代表儲存於儲存單元的前一測量資料的參數或預定參考值作比較，而且會將比較結果輸出，其稍後會顯示於顯示單元上。

依據本發明之另一實施例，該參數包括生物電阻抗。

依據本發明之另一實施例，該參數包括患部周圍區域中腫脹的資料。

依據本發明之另一實施例，該參數包括患部周圍區域中肌肉數量的資料。

依據本發明之另一實施例，該參數包括細胞內水與細胞外水的比率。

依據本發明之另一實施例，該電流源選擇性地饋給測量電流，其有多數個頻率中的任一個。

圖式簡單說明

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

五、發明說明 (4)

本發明參看附圖，詳細解說如下：

圖 1 是依據本發明的一個實施例，圖示一種決定患部復原程度之設備的方塊圖；

圖 2 是使用圖 1 之設備所進行之多數頻率的量測程序流程圖；

圖 3 是圖 1 之實施例中，個人參數螢幕輸入的示意圖

圖 4 是組織中一細胞之電氣等放電路圖；

圖 5 是人體之生物電向量阻抗軌跡圖；

圖 6 是特性頻率之一點與 0 赫茲及無限大頻率的點間的關係圖；

圖 7 是圖 1 所指之實施例所產生之測量結果的格式；

圖 8 是圖 1 之實施例所產生之阻抗變化的圖示；

圖 9 是一圖表，顯示細胞外水的變化量與圖 1 之實施例所產生之細胞內水與細胞外水之比率的變化；

圖 1 0 是本發明之另一實施例中，使用單頻之測量程序的流程圖；以及

圖 1 1 為一外部圖，例示出依據本發明決定患部復原程度之設備。

元件對照表

- 1 設備
- 2 算術與控制單元
- 3 唯讀記憶體

(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)

- 4 隨機存取記憶體
- 5 非揮發性的輔助儲存
- 6 顯示單元
- 7 外部輸入／輸出界面
- 8 外部界面端
- 9 鍵輸入裝置
- 1 0 時鐘裝置
- 1 1 電源裝置
- 1 2 電源端
- 2 0 交流訊號產生裝置
- 2 1 交流電流輸出裝置
- 2 2 參考電流檢測器
- 2 3 A／D轉換器
- 2 4 A／D轉換器
- 2 5 電位差檢測器
- 3 0 交流電輸出端
- 3 1 交流電輸出端
- 3 2 電位測量端
- 3 3 電位測量端
- 4 0 電纜
- 4 1 電纜
- 4 2 電纜
- 4 3 電纜
- 5 0 電極

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

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 (6)

- 5 1 電 極
- 5 2 電 極
- 5 3 電 極

較佳實施例的詳細說明

首先參看圖 1，依據本發明之決定一個人患部復原程度的設備係完全以方塊圖的形式加以表示。如圖 1 所示，依據本發明之決定患部復原程度的設備 1 通常被分成二個方塊，方塊 1 和方塊 2。方塊 1 主要是執行用於生物電阻抗測量、算術運算以及資料的輸入／輸出的控制。方塊 1 包含：算術與控制單元 2；唯讀記憶體 3，其用來儲存用於設備控制用與算術運算用的常數與程式；隨機存取記憶體 4，用以暫時儲存一測得的資料、算術結果以及從外部裝置所讀出的資料與程式；非揮發性輔助儲存 5，其允許測量得資料、算術結果以及關於測量的參數被儲存、讀取與更新；一顯示單元 6，用以指示操作用的資料、在測量時的條件、測量得之資料以及算術結果；一外部輸入／輸出界面 7，其用來輸出關於測量的參數與量測資料至一外部裝置及用以讀取有關於量測之參數及一控制資訊或一控制程式，用以從外部裝置進入本設備作量測；外部界面端 8，其用來將外部輸入／輸出界面 7 連接至外部裝置；一鍵輸入裝置 9，其用來輸入設備用的控制命令以及予以測量一個人的個人參數；時鐘裝置 10，其用來產生控制日期與測量時間用的時間資料；電源裝置 11，其用來提供

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

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 (7)

電力予本設備的每一單元；以及電源端 1 2，其用來從外部提供電力至電源裝置 1 1。

方塊 2 主要是用來測量生物電阻抗並將類比訊號轉換為數位訊號。方塊 2 包含：交流訊號產生裝置 2 0，其用以產生具有器儲存於唯讀記憶體 3 或隨機存取記憶體 4 中之控制程式所界定的頻率的交流訊號；一交流輸出裝置 2 1，其施加從交流訊號產生裝置 2 0 所輸出之交流信號輸出給予以量測之物體，該交流信號具有用儲存於唯讀記憶體 3 或隨機存取記憶體 4 中之控制程式所界定的 R M S 值；一參考電流檢測器 2 2，其用來偵測施加至受測物體的電流，並將其輸出以作為參考電流偵測訊號；交流電輸出端 3 0 和 3 1，其係為經由參考電流檢測器 2 2，以施加一由交流輸出裝置 2 1 所供給之交流電至待測物體；一 A / D 轉換器 2 3，其用來將參考電流檢測器 2 2 所輸出之類比訊號，轉換成數位訊號；電位測量端 3 2 和 3 3，其分別為從受測物體之二點上輸入之電位訊號用的輸入端；一電位差檢測器 2 5，其用來輸出於電位測量端 3 2 和 3 3 間之電位訊號的差訊號；及一 A / D 轉換器 2 4，其用來將它是電位差檢測器 2 5 所輸出之類比訊號轉換成數位訊號。圖 1 1 是整個設備 1 的外視圖，其包含如上所述的全部元件與裝置。

接著要說的是，當想要使用此設備 1 決定可能造成之淋巴腺水腫與之類的患部復原程度時，如何接上電極。電極 5 0、5 1、5 2、5 3 排列在一線上，以便要測量的

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

紉

五、發明說明 (8)

患部位於其間，如圖 1 所示。更明確地說，電極是從外側以 5 0、5 2、5 3、5 1 的順序排列，且患部位在電極 5 2 和 5 3 之間；電極 5 2 和 5 3 分別和患部分開預定距離。同樣地，電極 5 0 和 5 2，以及，5 3 和 5 1 彼此互相分開。設備 1 的交流電輸出端 3 0、3 1 分別經由電纜 4 0、4 1 分別連接至電極 5 0、5 1。同樣地，電位測量端 3 2、3 3 經由電纜 4 2、4 3 分別連接至電極 5 2、5 3。端與電極的對應是：3 0 - 5 0；3 1 - 5 1；3 2 - 5 2；以及 3 3 - 5 3。

再來，本實施例之測量與決定之過程以及操作，參看圖 2 的流程圖作一說明。

當設備的電源開關在步驟 S 1 處於開的狀態時，啟動了設備（步驟 S 2），且在此同時，顯示單元 6 會出現數秒鐘（步驟 S 3）的原始螢幕，然後，顯示單元 6 上會出現如圖 3 所示之輸入個人參數的螢幕以進入等待樣式，接著會測量一個人的身份號碼且其個人參數，包含：性別、高度、體重與年齡須經由鍵輸入裝置 9 輸入。有關於此，較佳地，此等個人參數是事先輸入的，且當個人的身份號碼輸入時，每次都可讀取與使用。然而，本實施例被架構為即使這些參數都沒有設定時，測量仍能執行，但是，當個人參數沒有設定時，用來計算身體組成的算術運算並未如後所述執行。

當身份號碼輸入時（步驟 S 4），儲存於隨機存取記憶體 4 的個人參數被讀取（步驟 S 5），且確認所儲存與

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

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 (9)

所讀取之個人參數是正確的，螢幕會顯現於顯示單元 6（步驟 S 6）上。如果它們是正確的，則程序會前進到測量生物電阻抗的程式；如果不是，則程序會退回至步驟 S 4，輸入身份號碼（步驟 S 7）。

當測量啟動鍵被按下時，不論個人參數是否已經設定，生物電阻抗的測量操作便開始。理所當然地，在測量開始前，測量用電極已經附接至受測者，而且也已經連接至設備。

接著，要描述的是依據患部復原決定程度之生物電阻抗的測量。

生物電阻抗的測量重複“n”次（“n”已經設定），以頻率 F_i 的頻率 F_1 開始。

在步驟 S 8 中，執行了第一頻率的初設定，所以“i”等於 1，且在步驟 S 9 中，“i”值被用來設定頻率 F_i 。

輸出訊號頻率由交流訊號產生裝置 20 設定，其依據事先儲存於唯讀記憶體 3 中的測量控制參數或是經由輔助儲存 5 或外部輸入／輸出界面 7 設定於隨機存取記憶體 4 中的測量控制參數。來自交流訊號產生裝置 20 的輸出訊號會輸入至交流輸出裝置 21，交流輸出裝置 21 由定電流輸出電路組成，其電流值可以自由設定。交流輸出裝置 21 的輸出電流值依據測量控制參數而設定。從裝置 21 輸出的交流電流經由參考電流檢測器 22、交流輸出端 30 和 31、連接至個別端的測量電纜 40 和 41，以及施加測量電流的電極 50 和 51，以施加至受測者。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

錄

五、發明說明 (10)

同時，施加至受測者的電流由參考電流檢測器 2 2 偵測。採類比訊號形式的偵測輸出係為 A / D 轉換器 2 3 所轉換成數位訊號，且所得訊號被儲存於隨機存取記憶體 4 中。在此同時，連結至受測者的電位測量電極 5 2 和 5 3 獲得電位訊號。然後，訊號經由連接至個別電極之測量電纜 4 2 和 4 3 與連接至個別的測量電纜之電位測量端 3 2 和 3 3，而饋送至電位差檢測器 2 5。電位差檢測器 2 5 依序輸出電位差訊號至 A / D 轉換器 2 4，該電位差信號相當於輸入該處的電位訊號之差。A / D 轉換器 2 4 會將類比形式之輸入的電位差訊號轉換成數位訊號，其意味著已經測量了生物電阻抗（步驟 S 1 0）。然後，所得訊號會儲存於隨機存取記憶體 4 中（步驟 S 1 1）。

當第一頻率的生物電阻抗測量被完成時（步驟 S 1 2），執行了 $i = i + 1$ 的設定，並決定了關於次數“n”的預定量是否結束（步驟 S 1 3）。如果“i”大於預定量“n”，則生物電阻抗的測量終止。但如果沒有的話，程序會回到步驟 S 9 且重複生物電阻抗的測量，但是會在第二頻率。

然後，向量阻抗軌跡與其相關的參數會依據每一頻率之測量值加以計算。

活體的生物電阻抗典型地都是由一群常數等效電路表示，其如圖 4 所示包含細胞外液電阻 R_e 、細胞內液電阻 R_i ，以及細胞膜電容量 C_m 。事實上，多數個構成活體的細胞分別由個別的電路所表示，由於它們不同的形狀與特性，而有不同的常數。因此，作為這些細胞的聚集之活

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

五、發明說明 (11)

體中，當測量成群的常數等效電路時，它的向量阻抗軌跡在方差並未呈現半圓，而是呈現圓弧，其為 Cole-Cole 的模型。

因此，活體的生物電阻抗通常是用示於圖 5 之圓弧狀軌跡表示，在圖 5 中，x 軸代表阻抗的電阻分量，而 y 軸則代表阻抗的電抗分量。由於生物電阻抗的電容性質使得它的電抗分量呈現負值，所以，生物電阻抗的向量軌跡是描繪在實軸的下方，如圖 6 所示假設所形成的向量阻抗軌跡為一圓弧，則分別在頻率 F_i ($i = 1 - n$) 測量所得的生物電阻抗值 $Z_1, Z_2 \dots Z_n$ 會在一固定圓的圓弧上，如圖 6 所示。於此，在向量阻抗平面上之實軸（橫座標軸）與虛軸（縱座標軸）分別以 X 軸與 Y 軸稱呼。

接著，如下所示的共相關函數係源自繪於座標上的阻抗 Z_i ($i = 1 - n$)：

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

其中，“a”是圓心的 X 座標，“b”是圓心的 Y 座標，“r”是圓心的半徑。

換句話說，這是對點“n”之間的一個大約的共相關表示，然後，產生下列公式：

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

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

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 (12)

其中，因為 $R_o > R_{inf}$

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

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

因此，圖 4 之等效電路的 R_e 與 R_i 可以表示為：

$$R_e = R_o$$

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

因為在特性頻率 F_c 上的阻抗向量 Z_c 由一個點所界定，其中電抗或虛軸分量，也就是 Y 軸分量的絕對值，有一最大值，作為阻抗向量 Z_c 之實軸分量的 X 座標與作為虛軸分量的 Y 座標被決定為：

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

且藉此阻抗向量 Z_c 可以表示為：

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

根據如上所述的 Cole - Cole 模型，在頻率 ω 的阻抗向量可以如下表示：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

五、發明說明 (13)

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

其中， $Z(\omega)$ 是在 ω 的阻抗向量， τ 與 β 是常數。

當 $\tau = 1 / \omega c$ 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 β 也可以根據這些關係與圖上的一資料而計算 (步驟 S 1 4)。

然後，值包含細胞外水量、細胞內水量、細胞內水對細胞外水的比率、總身體水、無脂質量、身體脂肪質量，以及身體脂肪比率的身體組成值是根據阻抗向量軌跡與其相關參數，例如：事先被計算之 R_o 、 R_{inf} 、 R_e 、 R_i 、 Z_c 、 $F c$ 或之類的參數加以計算 (步驟 S 1 5)。如果沒有設定個人參數，則上述程序會被省略。

所得資料連同日期與由時鐘單元 1 0 所提供的時間資料係被儲存於輔助儲存體 5 中 (步驟 S 1 6)。

已測量且計算出之生物電阻抗、細胞外水量，以及細胞內水對細胞外水 ($I C W / E C W$) 的比率係以圖 7 所示的格式顯示在顯示單元 6 上 (步驟 S 1 7)。然後，先前的測量資料與新儲存的測量資料會從隨機存取記憶體 4 取回。如果個人參數未在一開始時就設定，那麼只有阻抗的變化會顯示在顯示單元 8 上，如圖 8 所示。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (14)

另一方面，如果個人參數已經設定，則細胞內水對細胞外水（ ICW / ECW ）的比率也會相關於電流測量資料加以計算，細胞外水量的變化，以及，細胞內水對細胞外水（ ICW / ECW ）比率的變化會以圖表形式顯示在顯示單元 6，如圖 9 所示（步驟 S 18）。如果和先前儲存的測量資料相比較，從圖表看出細胞外水量的變化明顯增加的話，則顯示單元 6 上會出現“腫脹”表示；相反地，如果圖表上只看到細胞外水量的少許變化，則顯示單元 6 上會出現“滿意”（步驟 S 19）。

經常可見於胸癌與子宮癌之外科手術後的淋巴腺水腫指的是一種腫脹狀況，其造成是因為在患部附近的皮下組織中，儲存過多的蛋白質與水。淋巴腺水腫可以依患部附近之體內水量而決定。人體內水量的變化主要是取決於細胞外水量的變化。淋巴腺水腫的結果可以藉由測量經過人體患部的生物電阻抗而決定。接著參看圖 8 的圖表，該圖表呈示出生物電阻抗隨同時間過程的變化，其在對胸癌、子宮癌或之類的疾病進行外科手術之後，經由患部測量而得。該圖表呈現出外科手術後，立即測量出的生物電阻抗比較高，但是當每次測量完成時，它會大量降低，並且在一段時間後，生物電阻抗變得不再大量降低。這意味著淋巴腺水腫在外科手術一段時間後逐漸增加，但是此後淋巴腺水腫不再進一步成長，且有復原的傾向。

因此，患部復原的程度可以藉由觀察本裝置所測量之生物電阻抗、細胞外水量與細胞內水對細胞外水比率的變

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

五、發明說明 (15)

化而決定。此目的可藉由例如：將現行測量值與先前測量值或與預定參考值相比較而達成。

在步驟 S 2 0、S 2 1 或 S 2 3 中，“再測量”、“新測量”或測量終止會顯示在顯示單元 6 上。然後，會選擇適當的操作，且資料會經由鍵輸入裝置 9 輸入。

再測量指得是測量會再次執行。在這種情況下，測量會從電極附接的那一點啟動。程序回到步驟 S 5，其中，所儲存之個人參數被讀出。新測量表示程序回到步驟 S 4，其中輸入身份號碼。這主要是用於團體測驗。如果再測量沒有執行，那麼程序會終止，且整個裝置會關閉（步驟 S 2 3）。

上述實施例指的是使用好幾個頻率的情形。本發明也有另一實施例，其中產生單頻的交流電並使用以決定患部復原程度的設備中。第二實施例的方塊圖與圖 1 表示使用好幾個頻率的情況的一樣。因而在此省略。但是，代表第二實施例的操作，其中只使用單頻率的流程圖則於圖 1 0 中闡明。

接著，第二實施例的測量過程與操作將參考圖 1 0 中的流程圖作描述。且用於第二實施例的起始操作和第一實施例相同，其中使用好幾個頻率。第二實施例隨後的操作也和第一實施例相同，其中身份號碼與個人參數經由鍵輸入裝置 9 輸入。因此，步驟 S 3 1 到 S 3 7 省略不談（其與上述步驟 S 1 到 S 7 相符）。依據第二實施例的裝置藉由壓下測量啟動鍵開始測量。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明 (16)

然後，生物電阻抗便根據以下程序被測量。依據測量控制參數，一信號輸出信號頻率係由交流信號產生裝置 20 所設定，來自交流信號產生裝置 20 的輸出信號被輸出至交流輸出裝置 21。

交流輸出裝置 21 設定單一輸出電流值，並輸出相符的交流電。此交流電會如同使用好幾個頻率的情形時，經由參考電流檢測器 22 與交流電輸出端 30、31，施加至受測者。

在那時候，施加至受測者的電流會由參考電流檢測器 22 偵測。採類比格式所偵測到的輸出，會由 A / D 轉換器 23 轉換成數位信號，且該所得信號會儲存於隨機存取記憶體 4 中。來自電位測量電極 52 與 53 的電位信號會被送到電位差檢測器 25，然後到 A / D 轉換器 24。A / D 轉換器 24 再將它轉換成數位信號，其儲存於隨機存取記憶體 4 中。至目前為止是測量操作（步驟 S 38）。

生物電阻抗依據所得資料算術（步驟 S 39）。由於測量是在單頻時執行，所以，所計算的阻抗是絕對值，而不是在使用好幾個頻率時的向量軌跡。

接著，假設個人參數已經設定時，受測部位的身體水量會根據此絕對阻抗值而計算。

當使用好幾個頻率的情況時，所得資料連同日期與來自時鐘單元 10 的時間資料會儲存於輔助儲存 5 中（步驟 S 40）。

所得資料會顯示於顯示單元 6。到時候，先前的測量

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明 (17)

資料與現行測量資料會從隨機存取記憶體 4 取回。由於測量是在單頻時執行，所以，不會顯示細胞外水量與細胞內水對細胞外水的比率。但是，如同使用好幾個頻率時，生物電阻抗的變化會以圖表形式，如圖 8 所示，顯示在顯示單元 6 上，圖表中曲線的任何起伏會在顯示單元 6 指出，患部的腫脹是傾向“恢復”或是需要“治療”（步驟 S 4 2）。

截至目前是測量用的一系列操作步驟，及隨後的步驟是“再測量”、“新測量”、“終止”步驟其中任一個（步驟 S 4 3 至 S 4 5），這些步驟與使用好幾個頻率的情況相同。

依據如上所述之實施例的設備作用以針對胸癌或子宮癌的外科手術之後，例如：淋巴腺水腫或之類的腫脹的資料，而決定患部復原程度。然而，本發明並不侷限於這樣的設備，它也適用於在施於骨頭斷裂的外科手術之後，依據患部附近之肌肉的資料而決定患部復原程度。

如上所述，人體的肌肉由一群稱之為肌纖維的精密細胞組成。如果肌肉一段時間未用，則每一肌纖維會變得比較薄。肌肉中的血管直徑會減小，使得通過其間的血液流量也會減少。因為血中包括許多電解質，例如：鈉離子或鉀離子，它的特性是電流易於流通。如果血液量減低，那該部位的生物電阻抗當然會減少。因此，接續的生物電阻抗測量可以追蹤肌肉量的變化。更明確地說，當經由患部周圍區域測量之生物電阻抗比預定的參考值高時，會決定為肌肉量減少。換句話說，當現行測量的生物電阻抗比先

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明 (18)

前測量的低時，則決定為患部附近的肌肉量已經在復原下滿意地恢復。

因此，為了觀看肌肉於外科手術後在復原下的恢復程度，患部周圍區域的生物電阻抗在外科手術後，會由如圖 1 所示之設備測量。然後，生物電阻抗在復原期間，於固定的時間間距持續地被測量，以追蹤肌肉量的變化。根據測量資料，決定復原結果是滿意否。測量程序和顯示腫脹之情況的程序是相同的，所以，此處省略其說明。

最後會顯示諸如：“復原狀況滿意”或“是需要身體運動”的訊息，以使受測者知道復原的效果為何。

從前面的敘述清楚知道，任何腫脹情況的變化可以僅經由在癌症的外科手術後，持續性的測量患部的生物電阻抗、找出身體水量，以及在圖表上顯示生物電阻抗的變化而得知。另外，也免除接觸患部的必要性，也可以獲得較佳的衛生環境，且受測者不會覺得疼痛。這對於外科醫生針對病人的腫脹狀況作診斷而言是非常有用的。

許多人用的測量資料可由連接至外部輸入／輸出界面 7 的架構加以處理。

如果設備是在家中使用，則受測者可以看到腫脹的情況而不需要外科醫生的協助，使得人們自己便可以輕易地了解復原的程度。

此外，在骨頭斷裂的外科手術之後，肌肉在復原下的恢復，其經由使用石膏對抗肌肉的衰退，可以僅經由持續地測量患部的生物電阻抗、追溯身體水量的起因，以及在

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (19)

圖表上顯示生物電阻抗的變化輕易地決定。原本不易了解，復原之效果現在可以鼓舞病人，因為肌肉量的任何變化皆可以圖表顯示。

當生物電阻抗是使用 A C 電流測量時，其有數個頻率，且細胞內水對細胞外水的比率是根據阻抗向量軌跡加以導出，因此，有可能在復原之後，可以減低身體溫度變化的誤差因素，其無法在僅觀察到阻抗變化加以完成，此允許在外科手術後，腫脹狀況之程度與肌肉恢復的較正確的決定。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

四、中文發明摘要 (發明之名稱：)

決定患部復原程度之設備

所揭示的是一種決定患部復原程度的設備，包括：二對電極、一電流源、電壓測量單元與算術單元。依據本發明，該二對電極在患部周圍區域與皮膚接觸，且電流源經由選定的電極進給測量電流。再者，電壓測量單元在另選定的電極之間測量電壓，且算術單元依據來自電壓測量單元的測量資料，計算表示患部復原程度的參數。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

英文發明摘要 (發明之名稱： APPARATUS FOR DETERMINING DEGREE OF RESTORATION OF DISEASED PART)

Disclosed is an apparatus for determining a degree of restoration of a diseased part, comprising: two pairs of electrodes; an electric current source; a voltage measuring unit; and an arithmetic unit. According to the present invention said two pairs of electrodes are contacted with a skin in the surrounding area of the diseased part, and said electric current source feeds a measuring current via selected ones of said electrodes. Furthermore said voltage measuring unit measures a voltage between another selected ones of said electrodes, and said arithmetic unit calculates a parameter representing a degree of restoration of the diseased part based on the measurement data from said voltage measuring unit.

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍 1

1 . 一種用以決定患部復原程度的設備，其包括：

兩對電極；

一電流源；

電壓測量單元；以及

算術單元；用以使該兩對電極在患部周圍區域與皮膚接觸，且電流源經由選定的電極饋送測量電流，電壓測量單元量測在另外選定電極間之電壓，及算術單元根據來自電壓測量單元的測量資料，計算代表患部復原程度的參數。

2 . 如申請專利範圍第 1 項之用以決定患部復原程度的設備，其中該兩電極對的電極放置在一直線上，呈一間隔，患部位在其間。

3 . 如申請專利範圍第 1 或 2 項之用以決定患部復原程度的設備，其中它進一步包括顯示單元，且顯示單元會指出由算術單元所產生的參數。

4 . 如申請專利範圍第 3 項之用以決定患部復原程度的設備，其中它進一步包括儲存單元與比較單元，其中儲存單元儲存算術單元所產生的參數，比較單元則將表示現行測量資料的參數與儲存於儲存單元之前一測量資料或預定參考值作比較，並輸出比較的結果，其稍後會顯示於顯示單元。

5 . 如申請專利範圍第 1 項之用以決定患部復原程度的設備，其中參數包括生物電阻抗。

6 . 如申請專利範圍第 1 項之用以決定患部復原程度

(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 2

的設備，其中參數包括患部周圍區域中腫脹的資料。

7．如申請專利範圍第1項之用以決定患部復原程度的設備，其中參數包括患部周圍區域中肌肉量的資料。

8．如申請專利範圍第1項之用以決定患部復原程度的設備，其中參數包括細胞內水對細胞外水的比率。

9．如申請專利範圍第1項之用以決定患部復原程度的設備，其中該電流源選擇性地饋送測量電流，其有數個頻率中任一個。

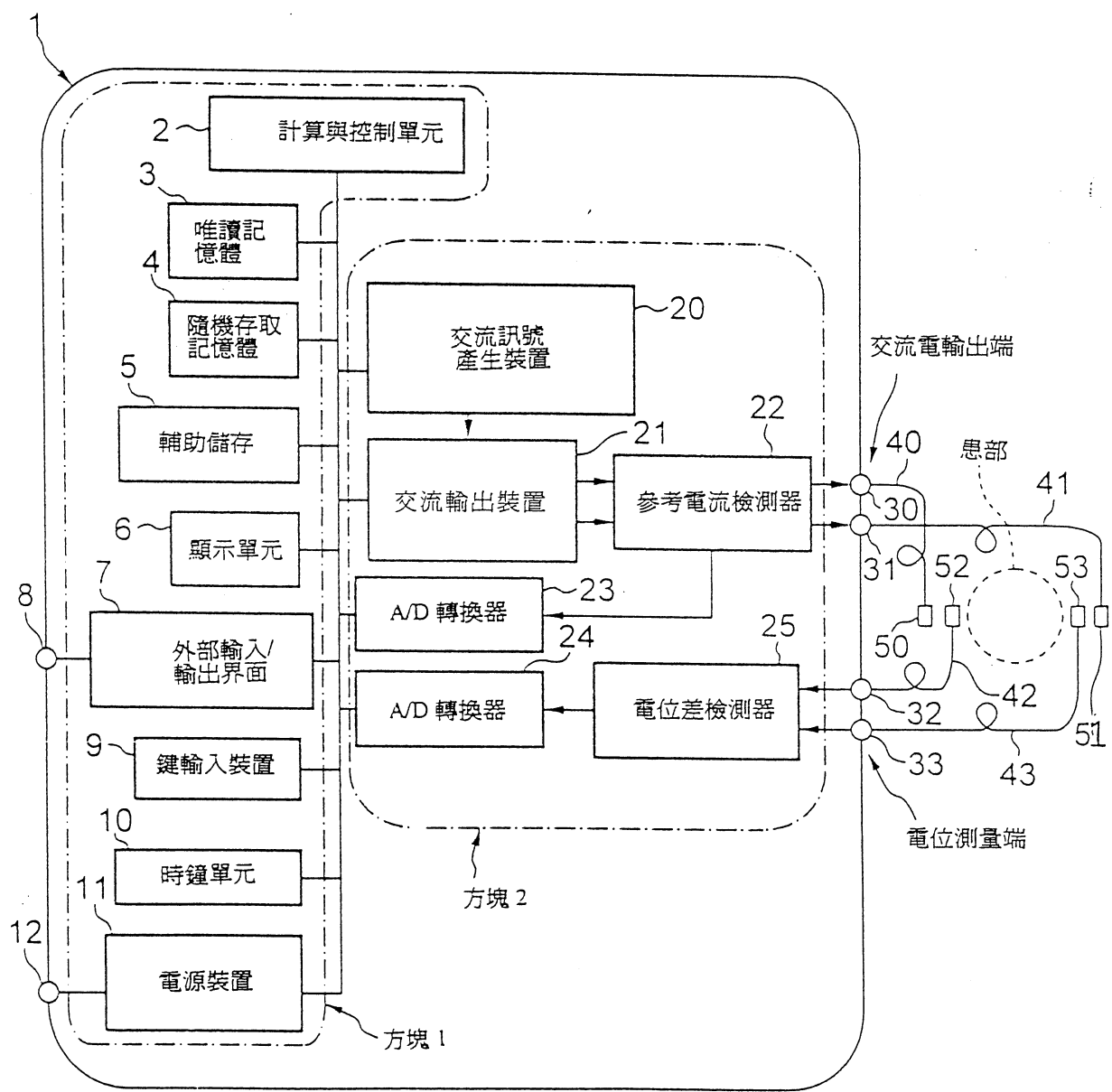
(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

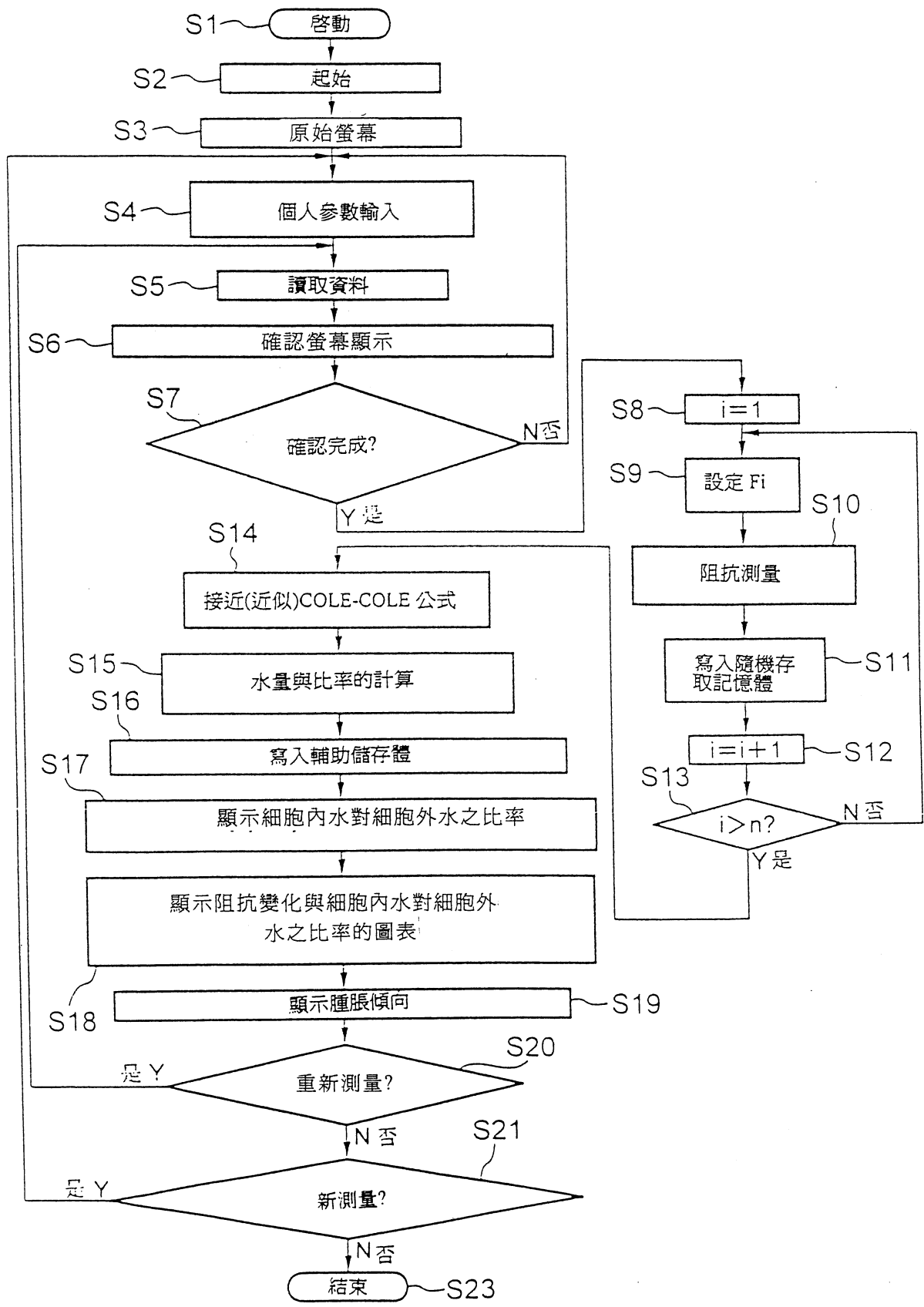
訂

線

第 1 圖



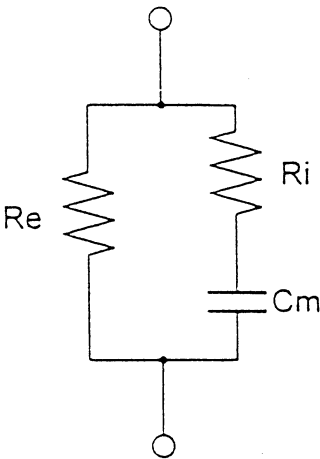
第 2 圖



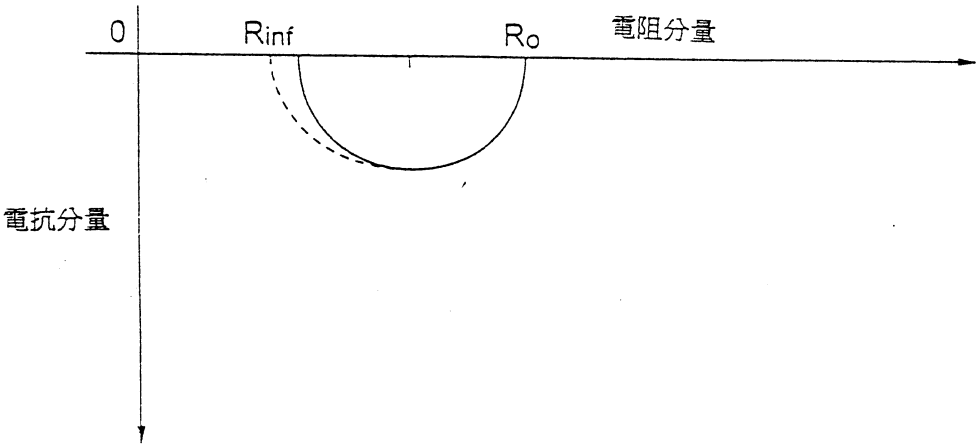
第 3 圖

參數輸入	
身分證號碼：	009876
性別：	男
年齡：	
身高：	公分
體重：	公斤

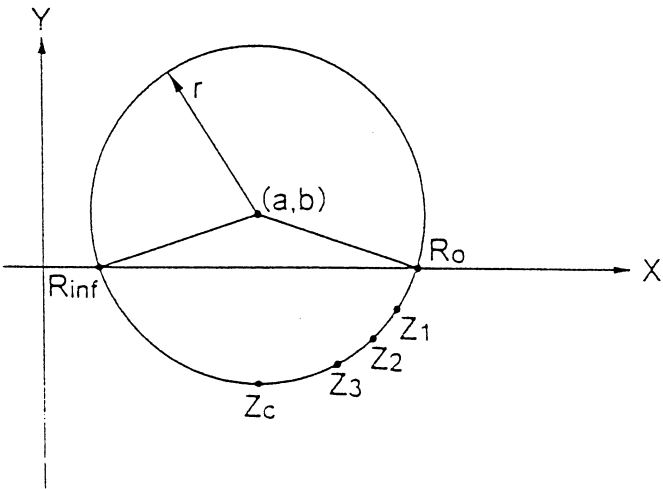
第 4 圖



第 5 圖



第 6 圖



第 7 圖

號碼 × × × × ×

姓名 □ □ □ □

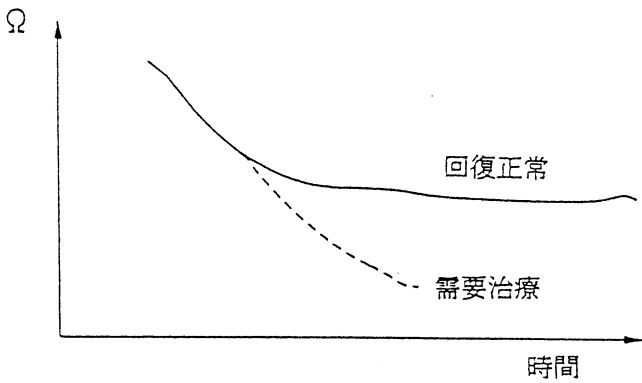
日期 △ △ △ △ 時間 ○ ○ : ○ ○

× × × × × Ω

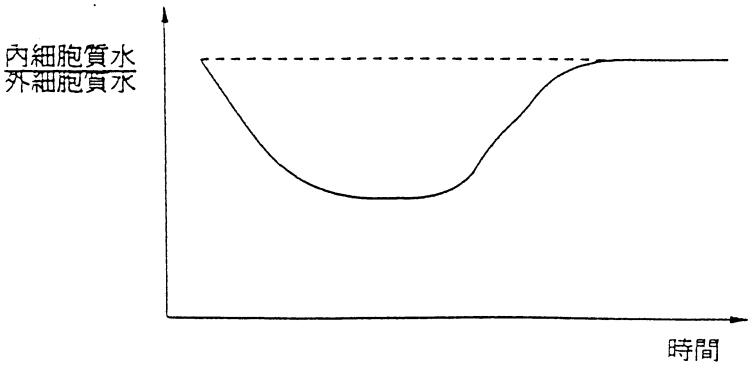
細胞外水 = △ △ △ △ kg

細胞內水 / 細胞外水 = ○ ○ ○ ○

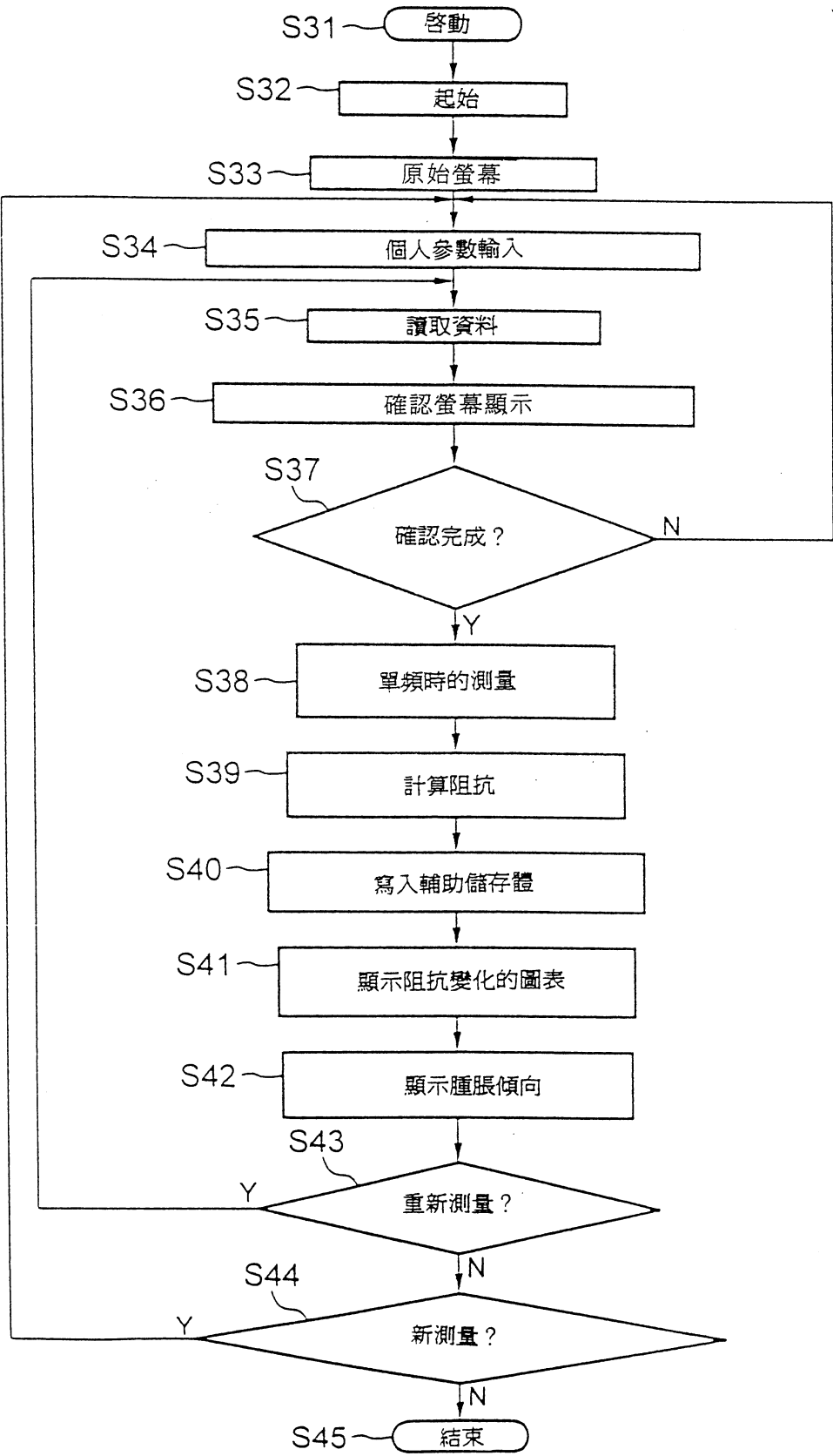
第 8 圖



第 9 圖



第 10 圖



第 11 圖

