

發明人 2

姓名：(中文) 成松清幸
(英文) 成松清幸
住居所地址：(中文) 日本國愛知縣小牧市林二〇〇七番一
日本柯林股份有限公司內
(英文) 日本國愛知縣小牧市林2007番1
日本コーリン株式会社內

捌、聲明事項

■主張專利法第二十四條第一項優先權：

【格式請依：受理國家（地區）；日期；案號 順序註記】

1.日本 ; 2002/04/17 ; 2002-115185

(1)

玖、發明說明

〔發明所屬之技術領域〕

本發明係關於一種血壓測量裝置其具有根據一產生在一裝戴在一活的患者上的套箍上的套箍脈衝波來測定一振幅增大指數的功能。

〔先前技術〕

振幅增大指數，通常被稱為 AI，是顯示一脈衝波之反射波分量對該脈衝波的一入射波分量的比例，且被用來評量主動脈的柔順性。當主動脈的柔順性增大時，反射波分量會降低，而當主動脈的柔順性減小時則反射波分量會變大。詳言之，如果主動脈壁硬化的話，從主動脈獲得之脈衝波中的反射波分量會變大。因此，振幅增大指數可反應出動脈硬化程度，且可用作為檢查動脈硬化的指標。

如上所述的，振幅增大指數是顯示一脈衝波之反射波分量對該脈衝波的一入射波分量的比例，但很難將一偵測到的脈衝波分成入射波分量及被反射波分量。因此，一振幅增大指數可被如下所述地被界定：首先，一被偵測到的脈衝波被分析用以確認該脈衝波之一入射波分量及一被反射波分量之各自的波峰點。然後，該振幅增大指數利用將脈衝波在入射波的波峰發生時之振幅與該脈衝波在被反射波分量的波峰發生時之振幅之間的差值除以該脈衝波的脈衝壓來加以計算。此外，該入射波分量的波峰可被用作為介於該被偵測到的脈衝波的一上升點與該被偵測到的脈衝波的波峰之間的一轉折點或一局部最大點；及該被反射

(2)

波分量的波峰可被用作為緊接著該入射波分量的波峰之後的第一局部最大點。

因為振幅增大指數如上所述地被用來評估主動脈的柔順性，所以其為臨床上用來非侵入性地偵測一來自於最靠近主動脈的頸動脈的脈衝波並根據該動脈的脈衝波來決定一振幅增大指數。然而，首先將一用來偵測一動脈脈衝波的動脈脈衝波感應器穿戴在一適當的位置是需要有適當的技巧的，及其次，其需要使用或利用該動脈脈衝波感應器。因此，對於使用一套箍脈衝波來輕易地測量一振幅增大指數存在著需求，其中該套箍脈衝波是由一配戴在一活著的患者的上臂用以量測該患者的血壓之套箍測得的。

提供一種血壓測量裝置是可能的，其中該血壓測量裝置使用一套箍來量測血壓且其具有根據該套箍的套箍脈衝波來決定振幅增大指數的功能。然而，當具有此振幅增大指數決定功能的血壓測量裝置被用來測量血壓與振幅增大指數時，其不僅需要一脈衝波偵測時間其係將該套箍壓力保持在一脈衝波偵測壓力用以偵測一將被用來決定該振幅增大指數之套箍脈衝波所需的時間，而且需要一血壓測定時間其為將該套箍壓力升高至一高於一活著的患者的靜脈血壓的壓力用以擠壓該患者的一部分並藉以測量該患者的血壓所需的時間。因此，該患者被該套箍壓擠的時間增長且因而感受到負荷量亦加大。

〔發明內容〕

因此，本發明的一個目的為提供一種血壓測量裝置其

(3)

具有振幅增大指數測定功能且可藉由用一套箍來擠壓一活著的患者的一部分一段很短的時間來測量血壓與振幅增大指數。

上述的目的可由本發明來達成。依據本發明，一種血壓測量裝置被提供其包含一套箍其被設計成可穿戴在一活的患者的一部分上用來擠壓該部分；一振幅增大指數測定機構用來根據從該套箍獲得之套箍脈衝波來測定該患者的振幅增大指數；及一套箍脈衝波獲得機構用來在該套箍擠壓該患者的該部分以量測該患者的血壓之擠壓期間，獲得來自於該套箍的套箍脈衝波使得該振幅增大指數測定機構可根據所獲得的套箍脈衝波來決定振幅增大指數。

依據本發明，在該套箍擠壓該患者的該部分用以測量該患者的血壓的擠壓時間，該套箍脈衝波獲得機構獲得用來測定該患者的振幅增大指數之套箍脈衝波。因此，該套箍擠壓該患者的該部分用以測量該振幅增大指數及血壓的擠壓時間可被有效地縮短。

依據本發明的一較佳的特徵，該血壓測量裝置進一步包含一脈衝波偵測壓力保持機構用來將在該套箍內的一壓力保持在一預定的脈衝波偵測壓力，且該脈衝波獲得機構獲得當該套箍處在該套箍內的壓力被保持在該預定的脈衝波偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為該套箍脈衝波。

依據此特徵，當處在該套箍的壓力被該脈衝波偵測壓力保持機構保持在該預定的脈衝波偵測壓力的狀態時，該脈衝波獲得機構可獲得該套箍脈衝波。因此，該套箍脈衝

(4)

波不受因套箍壓力改變所造成的變形的影響，所以一精確的振幅增大指數可根據套箍脈衝波來測定。

依據本發明的另一項特徵，該脈衝波偵測壓力保持機構在該擠壓時期的一最初階段與一終止階段期間將在該套箍內的壓力保持在一預定的脈衝波偵測壓力，且該脈衝波獲得機構獲得當該套箍處在該套箍內的壓力於擠壓時期的最初階段被保持在該預定的脈衝偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為一第一套箍脈衝波，及獲得當該套箍處在該套箍內的壓力於擠壓時期的終止階段被保持在該預定的脈衝偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為一第二套箍脈衝波，且該振幅指數測定機構根據當該套箍處在擠壓時期的最初階段獲得的第一套箍脈衝波來測定該患者的一第一振幅增大指數，及根據當該套箍處在擠壓時期的終止階段獲得的第二套箍脈衝波來測定該患者的一第二振幅增大指數。

依據此特徵，該振幅增大指數測定機構根據在該擠壓時期的最初及終止階段所獲得之各別的套箍脈衝波來測定各別的振幅增大指數，其中該擠壓時期是該套箍擠壓該患者的該部分以量測該患者的血壓。

依據本發明的另一項特徵，該血壓測量裝置更包含一修正過的振幅增大指數測定機構用來根據由該振幅增大指數測定機構所測定的第一及第二振幅增大指數來測定一修正過的(modified)振幅增大指數。

依據此特徵，該修正過的振幅增大指數測定機構根據由該振幅增大指數測定機構在該擠壓時期的最初及終止階

(5)

段所獲得之各別的套箍脈衝波所測定之各別的振幅增大指數來測定該修正過的(modified)振幅增大指數，所以該修正過的振幅增大指數不受該患者之含有許多水份之皮膚及皮下組織的變形的影響。

依據本發明的另一項特徵，該血壓測量裝置更包含一動脈評估機構用以根據由該振幅增大指數測定機構所測定之第一及第二振幅增大指數來評估該患者的動脈硬化或血管內皮層硬化的程度。

例如，該動脈評估機構將在該擠壓時期的最初階段及終止階段所獲得之各套箍脈衝波，或各振幅增大指數互相比較，並根據兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異來評估該患者的動脈柔軟程度。在此例子中，當兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異增加時，動脈的柔軟程度亦增加；而當振幅差異，面積差異，或振幅增大指數的差異變小時，動脈硬化程度或血管內平層的硬化程度則變大。

[實施方式]

在下文中，將參照附圖來詳細地說明本發明的一實施例。第 1 圖為一圖形示意圖其顯示一血壓測量裝置 10 的電路元件，該血壓測量裝置具有一振幅增大指數測定功能且應用了本發明。該血壓測量裝置 10 亦可用作為一動脈硬化檢測設備。

在第 1 圖中，標號 12 為一可脹大的套箍其包括一皮

(6)

帶狀的布袋及一橡膠袋裝在該布袋內且其被設計成可配戴在一活著的患者的上臂部分 14 上。該套箍 12 藉由一管子 20 連接至一壓力感應器 16 及一壓控制閥 18。該壓力控制閥 18 經由一管子 22 連接至一空氣幫浦 24。該壓力控制閥 18 調整由該空氣幫浦 24 所供應之加壓空氣的壓力，並供應壓力經過調整的空氣至該套箍 12，或將加壓空氣從該套箍 12 中排出，藉以控制在該套箍 12 內的空氣壓力。

該壓力感應器 16 偵測在該套箍 12 內的空氣壓力並供應一代表所測得的空氣壓力之壓力訊號 SP 至一靜壓力濾波電路 26 及一脈衝波濾波電路(即，一脈衝波過濾裝置)28。該靜壓力過濾電路 26 包括一低通濾波器其將一代表被測得之空氣壓力的一靜分量(即該套箍 12 的一擠壓壓力，在下文中被稱為套箍壓力 P_c)之套箍壓力訊號 SC 從該壓力訊號 SP 中減掉。該濾波電路 26 將該套箍壓力訊號 SC 經由一 A/D(類比/數位)轉換器 30 供應至一電子控制裝置 32。該脈衝波濾波電路 28 包括一旁通濾波器其讓頻率在 1 至 30Hz 的訊號通過，藉此將一代表該被測得的空氣壓力的振盪分量之套箍脈衝波的套箍脈衝波訊號 SM 從該壓力訊號 SP 上減掉。該濾波電路 28 將該套箍脈衝波訊號 SM 經由一 A/D 轉換器供應至該控制裝置 32。由該套箍脈衝波訊號 SM 所代表的套箍脈衝波為從該患者的動脈傳送至該套箍 12 的壓力振盪，因為此動脈為一頸動脈，所以該套箍脈衝波為一頸動脈脈衝波。

該控制裝置 32 被提供一所謂的微電腦其包括一 CPU(中央處理單元)36，一 ROM(唯讀記憶體)38，一 RAM(隨機

(7)

存取記憶體)40，及一 I/O(輸入/輸出)埠(未示出)。該 CPU36 依據預先貯存在 ROM38 內的控制程式運動 RAM40 的暫存功能來處理訊號，並經由 I/O 埠來供應驅動訊號至該空氣幫浦 24 及壓力控制閥 18 來控制該套箍壓力 P_c 。另，該 CPU36 具有不同的功能(如第 2 圖所示)用來測定該患者的振幅增大指數 AI，並控制何者將於一顯示裝置 42 上被顯示出來。

第 2 圖為一方塊圖用來說明該血壓測量裝置 10 的控制裝置 32 的主要控制功能。

一套箍壓力改變機構 50 根據靜壓力濾波電路 26 所供應的套箍壓力訊號 SC 來操作該壓力控制閥 18 及該空氣幫浦 24 用以改變該套箍壓力 P_c 。因此，該靜壓力濾波電路 26，該壓力控制閥 18，該空氣幫浦 24，及該套箍壓力改變機構 50 彼此配合來提供一套箍壓力改變裝置。該套箍壓力改變機構 50 包括一與血壓測量相關的擠壓機構 50a 用來在測量血壓時，用該被配戴的套箍 12 以一比脈衝波偵測壓力(如一高於該患者的收縮壓 BP_{SYS} 高的壓力)高許多的壓力來擠壓患者的上臂 14;及一脈衝波偵測壓力保持機構 50b 用來在該與血壓測量相關的擠壓機構 50a 用該套箍 12 擠壓上臂 14 以測量血壓的擠壓期間的每一最初階段及最終階段中，將該套箍 12 的壓力保持在預先被設定為低於該患者的舒張壓 BP_{DIA} 的脈衝波偵測壓，用以獲得該將被用來測定一振幅增大指數 AI 的套箍脈衝波訊號 SC。詳言之，如第 3 圖所示，在擠壓時期的最初階段，該套箍壓力改變機構 50 將該套箍壓力 P_c 保持在低於該患

(8)

者的舒張壓 BP_{DIA} 的該預先設定的脈衝波偵測壓力達一段不短於該患者的心跳的時間，接下來將該套箍壓力 P_c 從該脈衝波偵測壓力快速地升高至一目標壓力值（如， 180 mmHg ）其被預定為高於該患者的收縮壓 BP_{SYS} ，然後在一預設的 2 至 3 mmHg/sec 的速率下緩慢地降低該套箍壓力 P_c 。此外，在一稍後所述的血壓測定機構 52 測定該患者的舒張壓 BP_{DIA} 之後之該擠壓時期的最終階段中，該套箍壓力改變機構 50 將該套箍壓力 P_c 保持在低於該患者的舒張壓 BP_{DIA} 之該預先設定的脈衝波偵測壓力達一段不短於該患者的心跳的時間，用以獲得另一套箍脈衝波，後釋放該套箍壓力 P_c 。如果上述的脈衝波偵測壓力高於該患者的舒張壓 BP_{DIA} 的話，則被該脈衝波濾波電路 28 所過濾掉的套箍脈衝波即被變形。詳言之，如果脈衝波偵測壓力高於該患者的平均血壓 BP_{MEAN} 的話，則該套箍脈衝波即被大幅地變形而無法測定一精確的振幅增大指數 AI 。因此，該脈衝波偵測壓力最好是低於該患者的平均血壓 BP_{MEAN} ，更佳的是低於該患者的舒張壓 BP_{DIA} ，例如一介於 40 mmHg 至 60 mmHg 之間的壓力。然而，如果該套箍壓力 P_c 太低的話，則被偵測到的套箍脈衝波就會太小而無法測定一精確的站幅增大指數 AI 。因此，該脈衝波偵測壓力被預先設定在一數值，用以確保能夠偵測到具有一夠大振幅的套箍脈衝波。

該血壓測定機構 52 根據持續被獲得的套箍壓力訊號，以及持續被獲得的套箍脈衝波訊號 SM 的多個心跳同步脈衝之各別振幅的改變用習知的示波方法來測定該患者的

(9)

收縮壓 BP_{SYS} ，一平均血壓 BP_{MEAN} ，及該患者的舒張壓 BP_{DIA} ，其中振幅的改變是在該套箍壓力改變機構 50 的控制下之套箍壓力 P_c 的緩慢下降期間獲得的。此外，該測定機構 52 操作該顯示裝置 42 用以顯示被測定的收縮壓 BP_{SYS} 等等。一套箍脈衝波獲得機構 53 在套箍 12 進行擠壓以測量血壓之前，即與血壓測量相關的擠壓機構 50a 的擠壓及該套箍壓力 P_c 被脈衝波偵測壓力保持機構 50b 保持在該脈衝波偵測壓力的狀態時，獲得該套箍脈衝波訊號 SM 的一相應於該患者的至少一心跳的長度，用以測定一振幅增大指數 AI 。

一波峰點測定機構 54 讓該套箍脈衝波獲得機構 53 於擠壓期間的每一最初及最終階段時在套箍壓力 P_c 被保持在該脈衝波偵測壓力的狀態下所獲得的該脈衝波訊號 SM 接受四階微分(即，四次微分)，並且根據所獲得之經過四次微分的 SM 波形來決定該經過微分的波形的零通過點，訊號 SM 的一入射波分量的波峰點 P ，點 P 的發生時間 t_P ，訊號 SM 的一反射波分量的波峰點 R ，及點 R 的發生時間 t_R 。第 4 及 5 圖顯示具有不同的波形之套箍脈衝波訊號 SM ，以及各自的四次微分波形，及沿著一共同的時間軸之經過微分的波形，及該訊號 SM 之入射波分量的波峰點 P ，點 P 的發生時間 t_P ，訊號 SM 的一反射波分量的波峰點 R ，及點 R 的發生時間 t_R 。

該波峰點測定機構 54 包括一參考點決定機構 56 用來根據該套箍脈衝波獲得機構 53 所獲得之兩套箍波形的各自形式來決定在每一套箍脈衝波上的參考點，即，一上升

(10)

點 t_1 及一凹槽點 t_6 ; 一窗口決定機構 58 來決定一上升點窗口 (即一時間閘門) W_1 其分別在時間 t_2 及 t_3 開始與結束, 其是在該上升點 t_1 之後之依序的預定時間, 並額外地決定一凹槽點窗口 (一時間閘門) W_2 , 其分別在時間 t_4 及 t_5 開始及結束, 其係在凹槽點 t_6 之前之預定的時間; 一四次微分機構 60 用來四次微分每一由該套箍脈衝波獲得機構 53 所獲得之每一套箍脈衝波; 及一入射及反射波波峰點決定機構 62 用來根據所獲得之經過四次微分的波形之分別落在該上升點窗口 W_1 及凹槽點窗口 W_2 內的兩個零通過點來決定該套箍脈衝波的入射波分量的波峰點 P , 點 P 的發生時間 t_P , 該套箍脈衝波的一反射波分量的波峰點 R , 及點 R 的發生時間 t_R 。該參考點決定機構 56 決定一個點作為一上升點 t_1 , 該點是接在該套箍脈衝波的一心跳同步脈衝的局部最小點之後且具有一等於一預定比例的振幅, 如介於該心跳同步脈衝的最小點與最大點之間的振幅的十分之一, 並額外地決定在該最大點之後之第一局部最小點, 或第一反折點來作為一凹槽點 t_6 。該入射及反射波波峰點決定機構 62 決定一零通過點作為一入射波分量的波峰點, 該零通過點具有一從該上升窗口 W_1 的啓始點開始算起的一預定的位置, 如第一零通過點落在該上升窗口 W_1 內且與零交叉在一從正區域朝向負區域的方向上; 並額外地決定一零通過點作為一反射波分量的一波峰點 t_R , 該零通過點具有一從該凹槽窗口 W_2 的啓始點開始算起的一預定的位置, 如第一零通過點落在該凹槽窗口 W_2 內且與零交叉在一從負區域朝向正區域的方向上。該窗口決定機構

(11)

58 所利用到之從上升點 t_1 到上升點窗口 W_1 的啓始點及終點的各別時間，以及從凹槽點 t_6 到凹槽窗口 W_2 的啓始點及終點的各別時間是預先以實驗來決定，使得 t_P ， t_R 可分別落在窗口 W_1 ， W_2 內。

一振幅增大指數決定機構 66 首先決定在套箍 12 於擠壓期間的每一最初與最終階段期間被保持在該脈衝波偵測壓力時所獲得之每一套箍脈衝波的一心套同步脈衝的一最大振幅及一最小振幅，並額外地決定介於該最大與最小振幅之間的差異以作為每一脈衝波的脈衝壓力(即一最大振幅)PP。又，根據下面公式 1 所列的關係，該振幅增大指數決定機構 66 依據該脈衝壓力 PP 及一差值 $\Delta P(=a-b)$ 來決定一振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 ，其中該差值係藉由將每一套箍脈衝在入射波分量之波峰點 t_P 發生的時間時的大小 a 從每一套箍脈衝在反射波分量之波峰點 t_R 發生的時間時的大小 b 中減掉而獲得的，並操作該顯示裝置 42 將振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 顯示出來。一修正過的振幅增大指數決定機構 68 根據由擠壓期間的最初及最終階段所獲得之各套箍脈衝波所決定之各振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 來決定一經過修正的振幅增大指數 AI，並操作該顯示裝置 42 將如此決定之振幅增大指數 AI 顯示出來。例如，該經過修正的振幅增大指數 AI 可被決定為兩振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 的一平均值，用以降低因套箍 12 所擠壓之上臂 14 在皮膚厚度及在皮下組織的變形所造成的影響。

$$AI=(\Delta P/PP)X100(\%) \quad (\text{公式 1})$$

(12)

一動脈評估機構 70 根據在該擠壓時期的最初與最終階段所獲得之套箍脈衝波，或根據由該振幅增大指數決定機構 66 所決定的振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 來評估患者動脈硬化或血管內皮組織。例如，該動脈評估機構 70 比較在該擠壓時期的最初與最終階段所獲得之各個脈衝波訊號 SM 的形狀或形式，或根據個訊號 SM 所決定之各振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 ，並根據兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異來評估該患者的動脈柔軟程度。此外，該動脈評估機構 70 操作該顯示裝置 42 用以顯示該經過評估之動脈柔軟程度。在此例子中，當兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異變大時，動脈的柔軟程度亦隨之增大；而當振幅差異，面積差異或振幅增大指數的差異變小時，則動脈硬化程度或血管內皮組織的硬化程度則會增大。

第 6 圖為該第 2 圖中所示之 CPU36 的控制功能的流程圖；及第 7 圖為一流程圖其為相應於第 6 圖所實施的一入射及反射波波峰點決定操作的一副程式。

在第 6 圖中，當一測量開始操作(未示出)被實施時，該 CPU 的控制即在步驟 S1(在下文中”步驟”一詞將被省略)開始，其相應於脈衝波偵測壓力保持機構 50b。在 S1，該 CPU 啟動空氣幫浦 24 及壓力控制閥 18，並將配戴在上臂 14 上的套箍 12 內的壓力保持在脈衝波偵測壓力。接下來，該控制前進至 S2 其相應於該套箍脈衝波獲得機構 53。在步驟 S2，該 CPU 讀取相應於該患者的至少一心跳之套

(13)

箍脈衝波訊號 SM 的長度。然後，該控制前進至 S3 其相應於該波峰點決定機構 54。在步驟 S3，該 CPU 實施示於第 7 圖中之波峰點決定副程式。

在第 7 圖中，該 CPU 的控制以 SA1 開始，其相應於該參考點決定機構 56。在 SA1，該 CPU 根據由套箍 12 獲得之套箍脈衝波訊號 SM 來代表之套箍脈衝波的波形來決定在該套箍脈衝波上的參考點，即一上升點 t_1 及一凹槽點 t_6 。例如，該參考點決定機構 56 決定一個點作為該上升點 t_1 ，該點是接在該套箍脈衝波的一心套同步脈衝的最小點之後且具有一等於一預定比例的振幅，如介於該心套同步脈衝的最小點與最大點之間的振幅的十分之一，並額外地決定在該最大點之後之第一局部最小點，或第一反折點來作為該凹槽點 t_6 。接下來，該控制前進至 SA2 其相應於該窗口決定機構 58。在步驟 SA2，該 CPU 決定一上升點窗口(即一時間閘門) W_1 其分別在時間 t_2 及 t_3 開始與結束，其是在該上升點 t_1 之後之依序的預定時間，並額外地決定一凹槽點窗口(一時間閘門) W_2 ，其分別在時間 t_4 及 t_5 開始及結束，其係在凹槽點 t_6 之前之預定的時間。接下來，該控制前進至 SA3 其相應於該四次微分機構 60。在步驟 SA3，該 CPU 將從壓力被保持在脈衝波偵測壓力之套箍 12 中獲得之套箍脈衝波訊號 SM 加以四次微分。然後，該控置前進至 SA4 其相應於該入射及反射波波峰點決定機構 62。在步驟 SA4，該 CPU 根據所獲得之經過四次微分的波形之分別落在該上升點窗口 W_1 及凹槽點窗口 W_2 內的兩個零通過點來決定該套箍脈衝波の入射波

(14)

分量的波峰點 P，點 P 的發生時間 t_P ，該套箍脈衝波的一反射波分量的波峰點 R，及點 R 的發生時間 t_R 。

回到第 6 圖，在該套箍脈衝波訊號 SM 的入射波分量的波峰點 P，點 P 的發生時間 t_P ，該套箍脈衝波的一反射波分量的波峰點 R，及點 R 的發生時間 t_R 被決定之後，該控制前進至 S4，其相應於該振幅增大指數決定機構 66。在 S4，該 CPU 首先決定在套箍 12 被保持在該脈衝波偵測壓力時所獲得之套箍脈衝波訊號 SM 的脈衝壓力(即一最大振幅)PP，然後決定一差值

$\Delta P (= a - b)$ ，其中該差值係藉由將每一套箍脈衝在入射波分量之波峰點 t_P 發生的時間時的大小 a 從每一套箍脈衝在反射波分量之波峰點 t_R 發生的時間時的大小 b 中減掉而獲得的。又，該 CPU 根據上文的公式 1 所列的關係，依據脈衝壓力 PP 及該差值 ΔP 來決定振幅增大指數 AI_1 ，並操作該顯示裝置 42 來顯示被決定的振幅增大指數 AI_1 。

在該振幅增大指數 AI_1 如上所述地根據套箍 12 於擠壓上臂 14 的血壓測量期間的最初擠壓階段所獲得之套箍脈衝波來加以決定之後，該控制前進至步驟 S5 至 S11，用以實施血壓測量。詳言之，在 S5 時，CPU 開始將該套箍壓力 P_c 快速地從脈衝波偵測壓力升高至目標壓力值 P_{cm} (如 180 mmHg)，其預先被設定為高於患者的上臂的收縮壓 BP_{SYS} 。然後，該控制前進至 S6 用以判斷該套箍壓力 P_c 是否高於該目標壓力 P_{cm} 。在該套箍壓力 P_c 被快速的升高的同時，S6 被重復直到獲得一正面的判斷為止。

(15)

同時，如果在 S6 獲得一正面的判斷的話，該控制則會前進至 S7 用以停止空氣幫浦 24 並操作該壓力控制閥 18 用以在 3 至 5 mmHg/sec 的速率下緩慢地降低該套箍壓力 P_c 。因此，步驟 S5 至 S7 相應於與血壓測量相關的擠壓機構 50a。

然後，在步驟 S8 該 CPU 讀取由該脈衝波濾波電路 28 及所提供之套箍脈衝波訊號 SM 及套箍壓力訊號 SC 的每一心跳長度。接下來，控制前進至 S9 其相應於該血壓測定機構 52。在 S9，該 CPU 根據在步驟 S5 的套箍壓力值 P_c 緩慢降低期間所獲得之該套箍脈衝波訊號 SM 所代表的多個心跳同步脈衝之各別振幅的改變，及由套箍壓力訊號 SC 所代表每一套箍壓力值 P_c ，來決定該患者的一收縮壓 BP_{SYS} ，一平均血壓收縮壓 BP_{MEAN} ，及一舒張壓 BP_{DIA} 。然後，在步驟 S10，該 CPU 判斷是否所有的血壓值 BP 都已在步驟 S5 中測定。當血壓測量操作持續進行時，步驟 S9 被重復直到獲得一正面的判斷為止。同時，在步驟 S10 作成一正面的判斷的話，該控制前進至 S11 用來操作該顯示器 42 用以顯示出在 S8 所測定之該患者的收縮壓 BP_{SYS} ，平均血壓收縮壓 BP_{MEAN} ，及舒張壓 BP_{DIA} 。

在血壓數值如上所述地被測定之後，該控制前進至步驟 S12 其相應於該脈衝波偵測壓力保持機構 50b。在 S12，該 CPU 操作該空氣幫浦 24 及壓力控制閥 18，並再次將配戴在上臂 14 上的套箍 12 內的壓力保持在脈衝波偵測壓力。接下來，該控制前進至 S13 其相應於該套箍脈衝波獲得機構 53。在步驟 S13，該 CPU 讀取相應於該患者的至

(16)

少一心跳之套箍脈衝波訊號 SM 的長度。然後，該控制前進至 S14 其相應於該波峰點決定機構 54。在步驟 S14，該 CPU 實施示於第 7 圖中之波峰點決定副程式，並決定該套箍脈衝波訊號 SM 的一入射波分量的波峰點 P，波峰點 P 的發生時間，該套箍脈衝波訊號 SM 的一反射波分量的波峰點 R，及點 R 的發生時間。然後，該控制前進至 S15 其相應於該振幅增大指數決定機構 66 及該經過修正的振幅增大指數決定機構 68。在 S15，該 CPU 首先決定在套箍 12 被保持在該脈衝波偵測壓力時所獲得之套箍脈衝波訊號 SM 的脈衝壓力(即一最大振幅)PP，然後決定一差值 $\Delta P (= a - b)$ ，其中該差值係藉由將每一套箍脈衝波訊號 SM 在入射波分量之波峰點 t_P 發生的時間時的大小 a 從每一套箍脈衝波訊號在反射波分量之波峰點 t_R 發生的時間時的大小 b 中減掉而獲得的。又，該 CPU 根據上文的公式 1 所列的關係，依據脈衝壓力 PP 及該差值 ΔP 來決定一振幅增大指數 AI_2 ，並操作該顯示裝置 42 來顯示被決定的振幅增大指數 AI_2 。此外，該 CPU 根據由擠壓期間的最初及最終階段所獲得之各套箍脈衝波所決定之各振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 來決定一經過修正的振幅增大指數 AI，該指數不受套箍 12 所擠壓之上臂 14 在皮膚厚度及在皮下組織的變形所的影響，並操作該顯示裝置 42 將如此決定之振幅增大指數 AI 顯示出來。

然後，該控制前進至步驟 S16 其相應於該動脈評估機構 70。在步驟 S16，該 CPU 根據在該擠壓時期的最初與最終階段所獲得之套箍脈衝波，或根據以各套箍脈衝波為

(17)

基礎所決定的振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 來評估患者動脈硬化或血管內皮組織。例如，該 CPU 比較在該擠壓時期的最初與最終階段所獲得之各個脈衝波訊號 SM 的形狀，或根據各振幅增大指數 AI_1 ， AI_2 ，並根據兩套套箍脈衝波的振幅差異，兩套套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異來評估該患者的動脈柔軟程度。此外，該 CPU 操作該顯示裝置 42 用以顯示該經過評估之動脈柔軟程度。在此例子中，當兩套套箍脈衝波的振幅差異，兩套套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異變大時，動脈的柔軟程度亦隨之增大；而當振幅差異，面積差異或振幅增大指數的差異變小時，則動脈硬化程度或血管內皮組織的硬化程度則會增大。最後，在步驟 S17，該 CPU 操作將該套箍壓力 P_c 釋放並將套箍壓力降至大氣壓。

由以上實施例之詳細說明可清楚地看出，在血壓測量期間套箍擠壓上臂的擠壓期間中，該套箍脈衝波獲得機構 53(S2, S13)獲得將被用來決定振幅增大指數 AI 的套箍脈衝波。因此，該套箍擠壓患者以測定振幅增大指數及血壓的套箍擠壓期間可被有效地縮短。

而且，在此實施例中，該脈衝波偵測壓力保持機構 50b(S1, S12)將該套箍 12 的壓力保持在預先被設定的脈衝波偵測壓，且該套箍脈衝波獲得機構 53(S2, S13)獲得在該套箍壓力被該脈衝波偵測壓力保持機構 50b 保持在預先被設定的脈衝波偵測壓時之套箍脈衝波訊號 SM 作為發生在該套箍上的壓力振盪。因此，該套箍脈衝波訊號 SM 不受套箍壓力 P_c 的改變的影響，及精確的振幅增大指數

(18)

AI 可根據該套箍脈衝波訊號 SM 被精確的獲得。

而且，在此實施例中，該脈衝波偵測壓力保持機構 50b(S1, S12)在擠壓期間的每一最初階段與最終階段中將該套箍 12 的壓力保持在預先被設定的脈衝波偵測壓，且該套箍脈衝波獲得機構 53(S2, S13)獲得該套箍脈衝波訊號 SM 的一部分，其代表在該套箍 12 的壓力於擠壓期間的最初階段中被保持在預先被設定的脈衝波偵測壓時發生在該套箍上的壓力振盪，及該套箍脈衝波訊號 SM 的另一部分，其代表在該套箍 12 的壓力於擠壓期間的最終階段中被保持在預先被設定的脈衝波偵測壓時發生在該套箍上的壓力振盪，以及該振幅增大指數決定機構 66(S4, S15)根據該套箍脈衝波獲得機構 53 分別在擠壓期間的最初及最終階段中所獲得之各別的該套箍脈衝波訊號 SM 部分來決定該患者之各別的振幅增大指數 AI_1, AI_2 。因此，患者之各別的振幅增大指數 AI_1, AI_2 是根據分別在血壓測量時套箍擠壓上臂 14 的擠壓期間的最初與最終階段所獲得的套箍脈衝波來獲得的。

而且，在此實施例中，該經過修正的振幅增大指數決定機構 68(S15)根據由該振幅增大指數決定機構 66(S4, S15)在套箍擠壓上臂 14 的擠壓期間的最初及最終階段所獲得之各套箍脈衝波所決定之各振幅增大指數 AI_1, AI_2 來決定一經過修正的振幅增大指數 AI。因此，該經過修正的振幅增大指數 AI 不受該患者之含有許多水份之皮膚及皮下組織的變形的影響。

而且，在此實施例中，該動脈評估機構 70(S16)根據

(19)

該套箍 12 在測量血壓的擠壓時期的最初與最終階段所獲得之套箍脈衝波，或根據由該振幅增大指數決定機構 66(S4, S15)以各套箍脈衝波為基礎所決定的振幅增大指數 AI_1 , AI_2 來評估患者動脈硬化或血管內皮組織硬化程度。例如，該動脈評估機構比較在該擠壓時期的最初與最終階段所獲得之各個脈衝波訊號 SM 的形狀，或根據各振幅增大指數 AI_1 , AI_2 ，並根據兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異來評估該患者的動脈柔軟程度。在此例子中，當兩套箍脈衝波的振幅差異，兩套箍脈衝波的面積差異，或兩振幅增大指數的差異變大時，動脈的柔軟程度亦隨之增大；而當振幅差異，面積差異或振幅增大指數的差異變小時，則動脈硬化程度或血管內皮組織的硬化程度則會增大。

而且，在此實施例中，該脈衝波偵測壓力保持機構 50b(S1, S12)將該套箍壓力保持在低於該患者的收縮壓的脈衝波偵測壓力，如 40 至 60 mmHg 的壓力。因此，所獲得的套箍脈衝波訊號 SM 不受因套箍 12 的張力所造成之變形的影響。因此，根據套箍脈衝波所決定的振幅增大指數可以有很高的精確度。

而且，在此實施例中，該具有振幅增大指數測定功能的血壓測量裝置 10 可被用作為一動脈硬化檢查設備。在此例子中，該動脈硬化檢查設備根據由該振幅增大指數決定機構 66 所決定的振幅增大指數 AI 來檢查一活著的患者的動脈硬化程度。

而且，在此實施例中，該波峰點決定機構 54(S3,

(20)

S14)根據由該四次微分機構 60(SA3)所提供之該套箍脈衝波訊號 SM 之經過四次微分的波形來決定訊號 SM 的入射波及反射波分量之各別的波峰點 P, R; 及該振幅增大指數決定機構 66(S4, S15)精確地決定在該入射波分量的波峰點 P 時的套箍脈衝波的振幅與在該反射波分量的波峰點 R 時的套箍脈衝波的振幅之間的差值 ΔP 相對於脈衝壓力 PP 的比例來作為該振幅增大指數 AI。

而且, 在此實施例中, 該參考點決定機構 56(SA1)決定該套箍脈衝波訊號 SM 的上升點, 及該窗口決定機構 58(SA2)根據由該參考點決定機構 56 所決定的該套箍脈衝波訊號 SM 的上升點來決定該上升點窗口 (W1)。此外, 該波峰點決定機構 54 根據該經過四次微分的波形之落在該上升點窗口 W1 內的零通過點來決定該入射波分量的波峰點 P。因此, 當與一由微弱的波形所決定的波峰點相比較時, 該入射波分量的波峰點 P 係被更加精確地決定, 因此振幅增大指數 AI 可根據波峰點 P 被更加精確地測定。

而且, 在此實施例中, 該波峰點決定機構 54 選擇該經過四次微分的波形之落在該上升點窗口 W1 內的一零通過點來作為該入射波分量的波峰點 P, 使得該被選擇的零通過點在從該上升窗口 W1 的啓始點或終點來看時具有所述之交叉方向及位置。因此, 該入射波分量的波峰點 P 可被更加精確地決定, 及振幅增大指數 AI 可根據波峰點 P 被更加精確地測定。

而且, 在此實施例中, 該參考點決定機構 56(SA1)決定該套箍脈衝波訊號 SM 的凹槽點, 及該窗口決定機構

(21)

58(SA2)根據由該參考點決定機構 56 所決定的該箍脈衝波訊號 SM 的凹槽點來決定該凹槽點窗口 W2。此外，該波峰點決定機構 54 根據該經過四次微分的波形之落在該凹槽點窗口 W2 內的零通過點來決定該反射波分量的波峰點 R。因此，當與一由中等的波形所決定的波峰點相比較時，該反射波分量的波峰點 R 係被更加精確地決定，因此振幅增大指數 AI 可根據波峰點 R 被更加精確地測定。

而且，在此實施例中，該波峰點決定機構 54 選擇該經過四次微分的波形之落在該凹槽點窗口 W2 內的一零通過點來作為該反射波分量的波峰點 R，使得該被選擇的零通過點在從該凹槽窗口 W2 的啓始點或終點來看時具有所述之交叉方向及位置。因此，該反射波分量的波峰點 R 可被更加精確地決定，及振幅增大指數 AI 可根據波峰點 R 被更加精確地測定。

雖然本發明已參照附圖依其較佳實施例來加以說明，但應被瞭解的是本發明可以有其它的實施例。

例如，在所示之具有振幅增大指數測定功能的該血壓測量裝置 10 中，套箍 12 係配戴在上臂 14 上。然而，套箍 12 可被配戴在患者身體的其它部分上，如大腿或腳踝上。

在所示之具有振幅增大指數測定功能的該血壓測量裝置 10 中，套箍脈衝波是在該套箍壓力 Pc 被保持在預定的脈衝波偵測壓力時所獲得的。然而，一套箍脈衝波可在該套箍壓力 Pc 被緩慢地改變時被獲得，因為經由一高性能的濾波器獲得的套箍脈衝波是較不會變形。

(22)

此外，該振幅增大指數 AI 是根據公式 1 的數學式子來計算的，其中分母為脈衝壓力 PP 。然而，即使是在該分母以一低壓套箍脈衝波在入射波分量的波峰點發生時間或在反射波分量的波峰點發生時間的振幅來取代，依據此經過修正的式子所計算獲得的數值仍可反應出動脈硬化的程度。因此，在公式 1 中，脈衝壓力 PP 可用一低壓套箍脈衝波在入射波分量的波峰點發生時間或在反射波分量的波峰點發生時間的振幅來取代。簡言之，該振幅增大指數可被界定為能夠顯示一套箍脈衝波的反射波對該套箍脈衝波的入射波的比例的任何數值。

在所示的實施例中，該入射及反射波波峰點決定機構 62 決定該經過四次微分的波形落在該上升點窗口 $W1$ 內且及該波形在一從正區域朝向負區域的方向上通過零的位置之第一零通過點為該入射波的波峰點 P ，及額外地決定該經過四次微分的波形落在該凹槽點窗口 $W2$ 內且及該波形在一從負區域朝向正區域的方向上通過零的位置之第一零通過點為該反射波的波峰點 R 。然而，每一與零交叉的位置及方向可依據上升窗口 $W1$ 及凹槽窗口 $W2$ 被決定的方式及四次微分施加至該套箍脈衝波的方式而改變。

在所示的實施例中，該波峰點決定機構 54 根據該套箍脈衝波訊號 SM 之經過四次微分的波形上的零通過點來決定入射波的波峰點 P 及反射波的波峰點 R 。然而，一入射波與一反射波之各別的波峰點可被決定於一套箍脈衝波訊號 SM 上，該訊號 SM 是在該預定的脈衝波偵測壓力高於一患者的收縮壓 BP_{SYS} 的情況下獲得的。

(23)

應被瞭解的是，熟悉此技藝者可在不偏離本發明的精神及範圍下用其它的變化，改良及修改來實施本發明。

〔圖式簡單說明〕

本發明之上述及其它目的，特徵，及優點可藉由閱讀一下參照了附圖所示之本發明的較佳實施例的詳細說明而被更佳地瞭解，其中：

第 1 圖為一圖形示意圖其顯示一血壓測量裝置的電路元件，該血壓測量裝置具有一振幅增大指數測定功能且應用了本發明；

第 2 圖為一方塊圖用來說明示於第 1 圖中之該具有振幅增大指數測定功能之血壓測量裝置的一電子控制裝置的主要控制功能；

第 3 圖顯示由第 2 圖的套箍壓力改變機構所造成之套箍壓力變化；

第 4 圖為一時間表，其顯示套箍脈衝波，一四次微分的波形，一上升點窗口 W_1 ，一槽口點窗口 W_2 ，一入射波波峰點 P ，及一反射波波峰點 R 之間的關係，它們設由第 2 圖中的控制裝置獲得或測定的；

第 5 圖為一時間表，其顯示具有與第 3 圖的套箍脈衝波不同波形之套箍脈衝波，一四次微分的波形，一上升點窗口 W_1 ，一槽口點窗口 W_2 ，一入射波波峰點 P ，及一反射波波峰點 R 之間的關係；

第 6 圖為一流程圖用來說明示於第 1 圖中之該具有振幅增大指數測定功能之血壓測量裝置的一電子控制裝置的

(24)

主要控制功能；及

第 7 圖 為 一 流 程 圖 用 來 說 明 一 應 用 在 第 6 圖 的 流 程 圖 中 之 波 峰 點 測 定 常 式 。

主要元件對照表

10	血 壓 測 量 裝 置
12	套 箍
14	上 臂
16	壓 力 感 應 器
18	壓 力 控 制 閥
20	管 路
22	管 路
24	空 氣 幫 浦
26	靜 壓 力 過 濾 電 路
28	脈 衝 波 濾 波 電 路
30	A/D 轉 換 器
32	電 子 控 制 裝 置
34	A/D 轉 換 器
36	中 央 處 理 單 元 (CPU)
38	ROM
40	RAM
42	顯 示 裝 置
50	套 箍 壓 力 訊 號
50 a	與 血 壓 測 量 相 關 的 擠 壓 機 構
50 b	脈 衝 波 偵 測 壓 力 保 持 機 構

(25)

- 52 血壓測量機構
- 53 套箍脈衝波獲得機構
- 54 波峰點決定機構
- 56 參考點決定機構
- 58 窗口決定機構
- 60 四次微分機構
- 62 入射及反射波波峰點決定機構
- 66 振幅增大指數決定機構
- 68 經過修正的振幅增大指數決定機構
- 70 動脈評估機構

肆、中文發明摘要

發明之名稱：具振幅增大指數測定功能之血壓測量裝置

一種血壓測量裝置(10)包含一套箍(12)其被設計成可穿戴在一活的患者的一部分(14)上用來擠壓該部分；一振幅增大指數測定機構(66)用以根據從該套箍獲得之套箍脈衝波來測定該患者的振幅增大指數；及一套箍脈衝波獲得機構(53)用來在該套箍擠壓該患者的該部分以量測該患者的血壓之擠壓期間，獲得來自於該套箍的套箍脈衝波使得該振幅增大指數測定機構可根據所獲得的套箍脈衝波來決定振幅增大指數。

伍、英文發明摘要

發明之名稱：BLOOD-PRESSURE MEASURING APPARATUS HAVING AUGMENTATION-INDEX DETERMINING FUNCTION

A blood-pressure measuring apparatus (10) comprising a cuff (12) which is adapted to be worn on a portion (14) of a living subject to press the portion; an augmentation-index determining means (66) for determining an augmentation index of the subject based on a cuff pulse wave obtained from the cuff; and a cuff-pulse-wave obtaining means (53) for obtaining, during a pressing period in which the cuff presses the portion of the subject for measuring a blood pressure of the subject, the cuff pulse wave from the cuff so that the augmentation-index determining means determines the augmentation index based on the obtained cuff pulse wave.

(1)

拾、申請專利範圍

1. 一種血壓測量裝置(10)，其包含：

一套箍(12)，其被設計成可穿戴在一活的患者的一部分(14)上用來擠壓患者的該部分；

一振幅增大指數測定機構(66)，其根據從該套箍獲得之套箍脈衝波來測定該患者的振幅增大指數；及

一套箍脈衝波獲得機構(53)，其在該套箍擠壓該患者的該部分以量測該患者的血壓之擠壓期間，獲得來自於該套箍的套箍脈衝波，使得該振幅增大指數測定機構可根據所獲得的套箍脈衝波來決定振幅增大指數。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之血壓測量裝置，其更包含一脈衝波偵測壓力保持機構(50b)用來將在該套箍(12)內的一壓力保持在一預定的脈衝波偵測壓力，

其中該脈衝波獲得機構(53)獲得當該套箍處在該套箍內的壓力被保持在該預定的脈衝偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為該套箍脈衝波。

3. 如申請專利範圍第 2 項所述之血壓測量裝置，其中該脈衝波偵測壓力保持機構(50b)在該擠壓時期的每一最初階段與每一終止階段期間將在該套箍(12)內的壓力保持在一預定的脈衝波偵測壓力，

其中該脈衝波獲得機構(53)獲得當該套箍處在該套箍內的壓力於擠壓時期的最初階段被保持在該預定的脈衝偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為一第一套箍脈衝波，及獲得當該套箍處在該套箍內的壓力於擠壓時期的

(2)

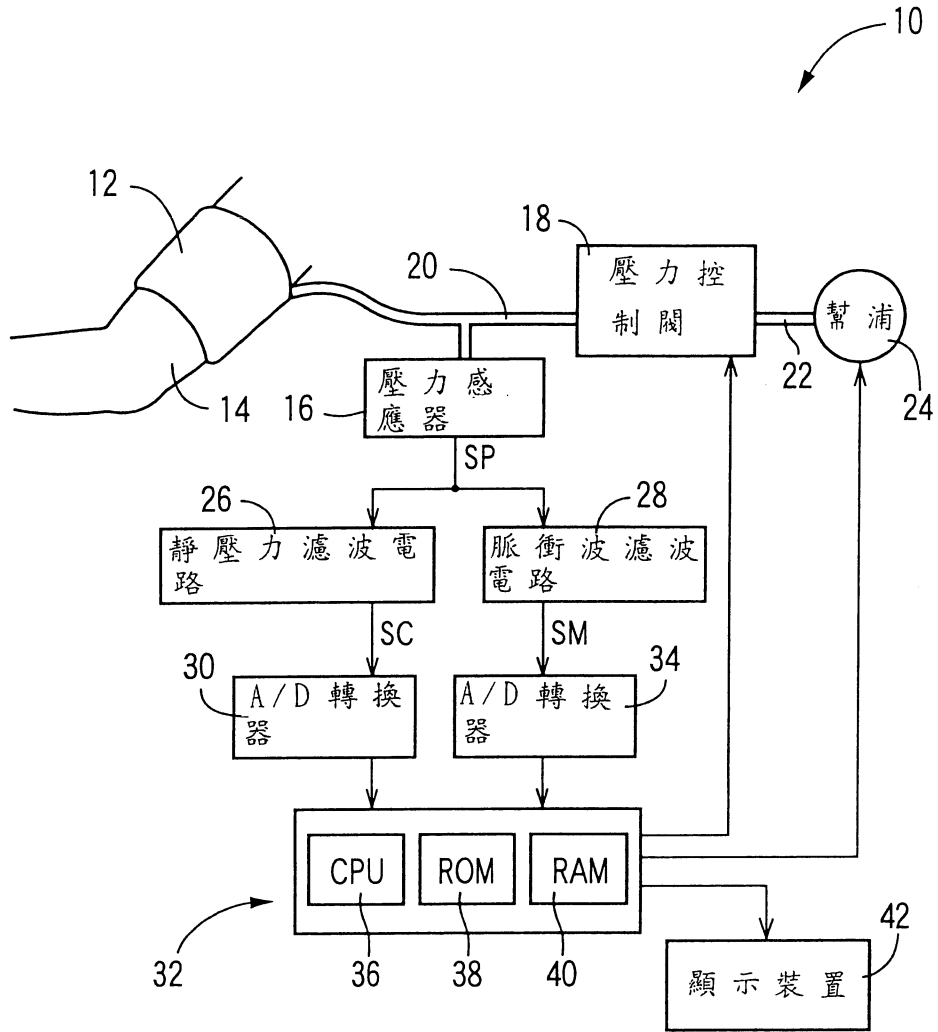
終止階段被保持在該預定的脈衝偵測壓力的狀態時所發生的一壓力振盪來作為一第二套箍脈衝波，及

其中該振幅指數測定機構(66)根據當該套箍處在擠壓時期的最初階段獲得的第一套箍脈衝波來測定該患者的一第一振幅增大指數，及根據當該套箍處在擠壓時期的終止階段獲得的第二套箍脈衝波來測定該患者的一第二振幅增大指數。

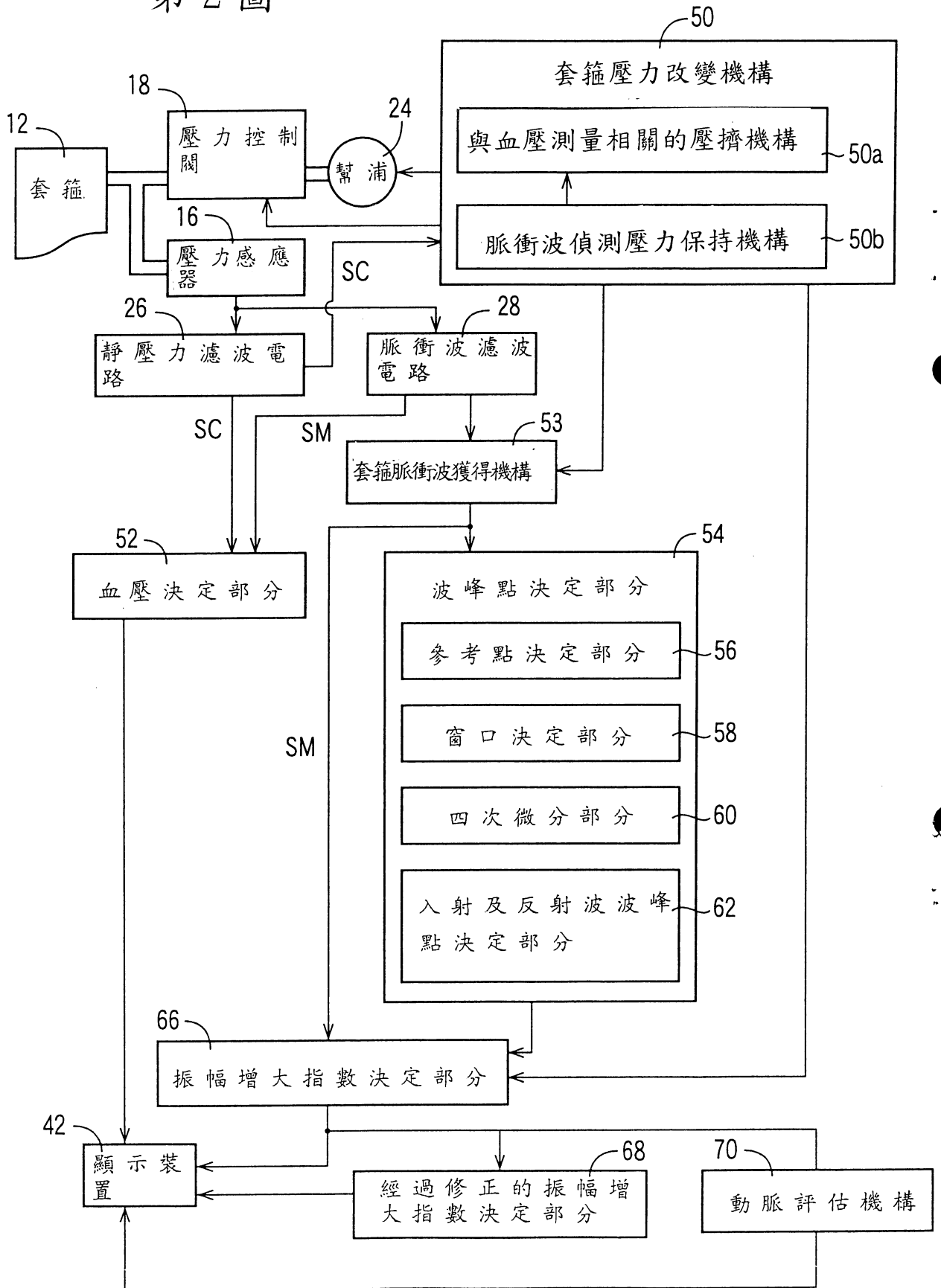
4.如申請專利範圍第3項所述之血壓測量裝置，其更包含一修正過的振幅增大指數測定機構(68)，用來根據由該振幅增大指數測定機構(66)所測定的第一及第二振幅增大指數來測定一修正過的(modified)振幅增大指數。

5.如申請專利範圍第3或4項所述之血壓測量裝置，其更包含一動脈評估機構(70)，用來根據由該振幅增大指數測定機構(66)所測定之第一及第二振幅增大指數來評估該患者的動脈硬化或血管內皮層硬化的程度。

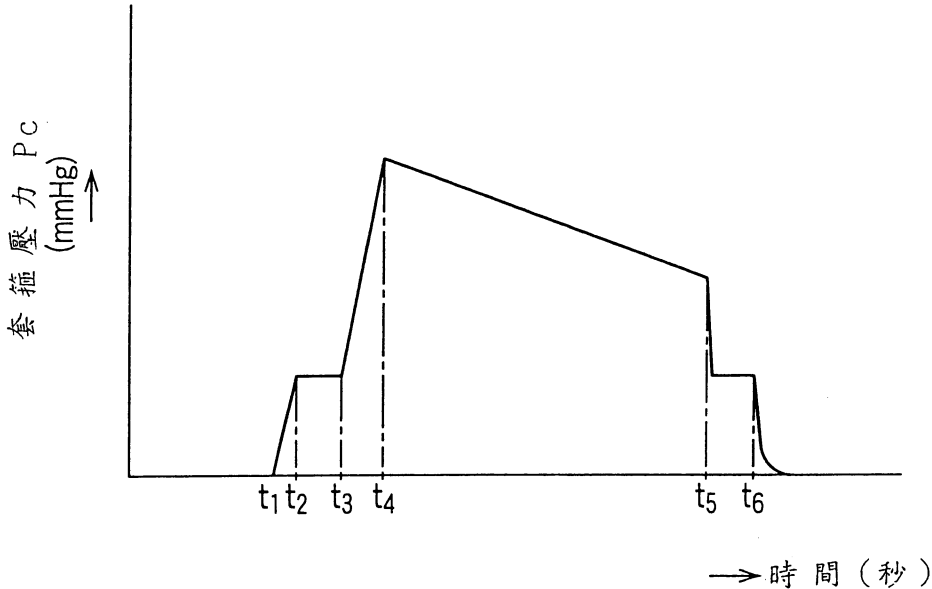
第 1 圖



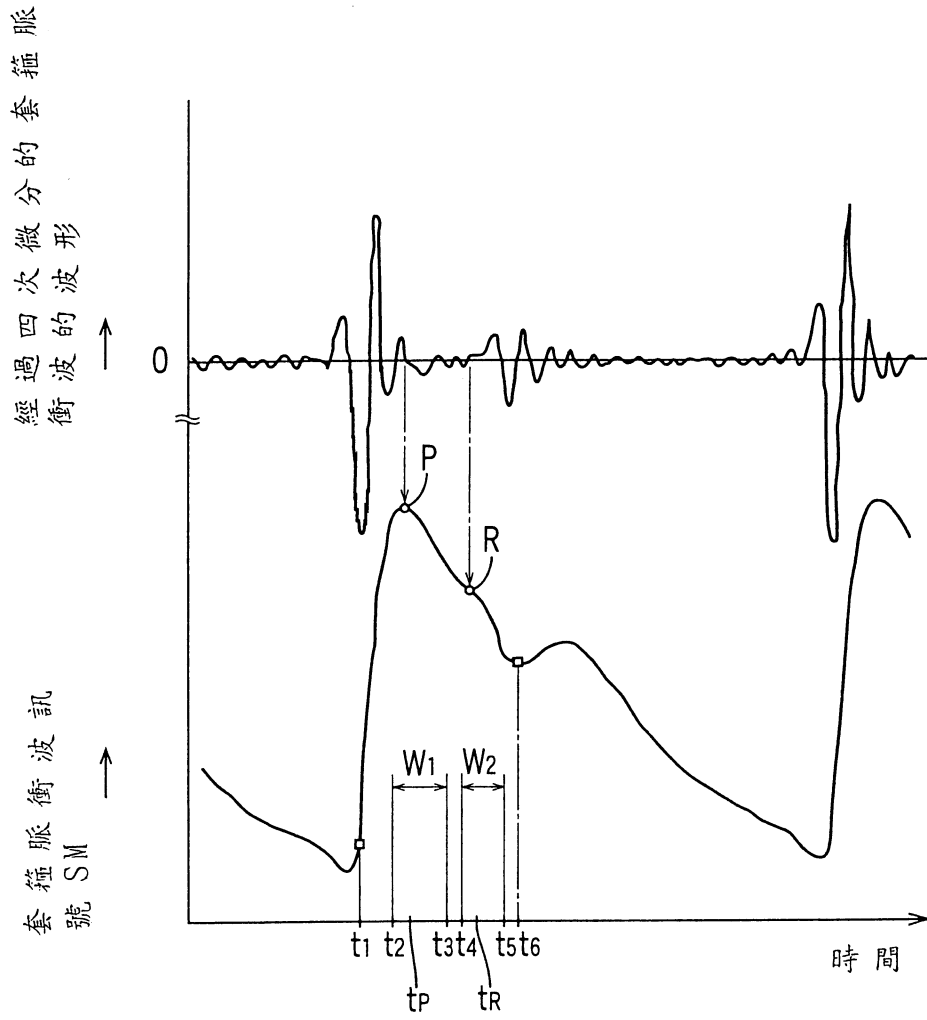
第 2 圖



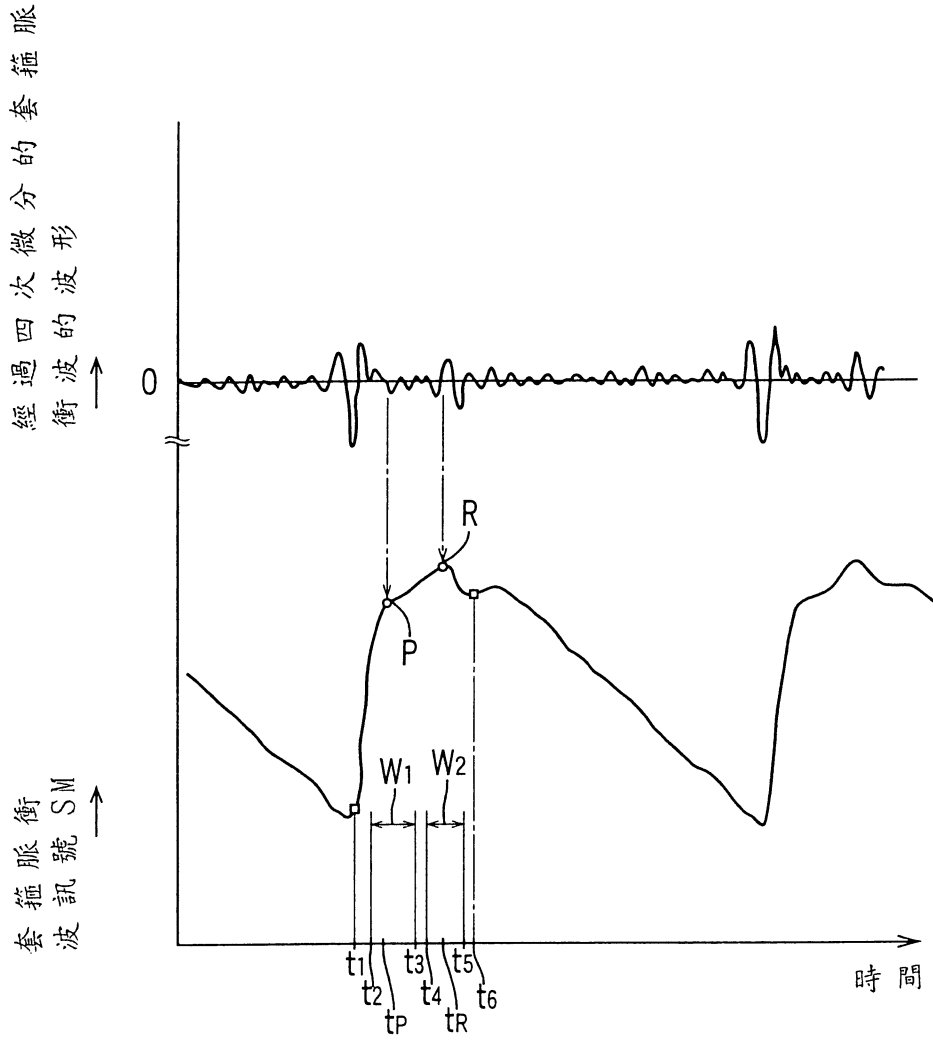
第 3 圖



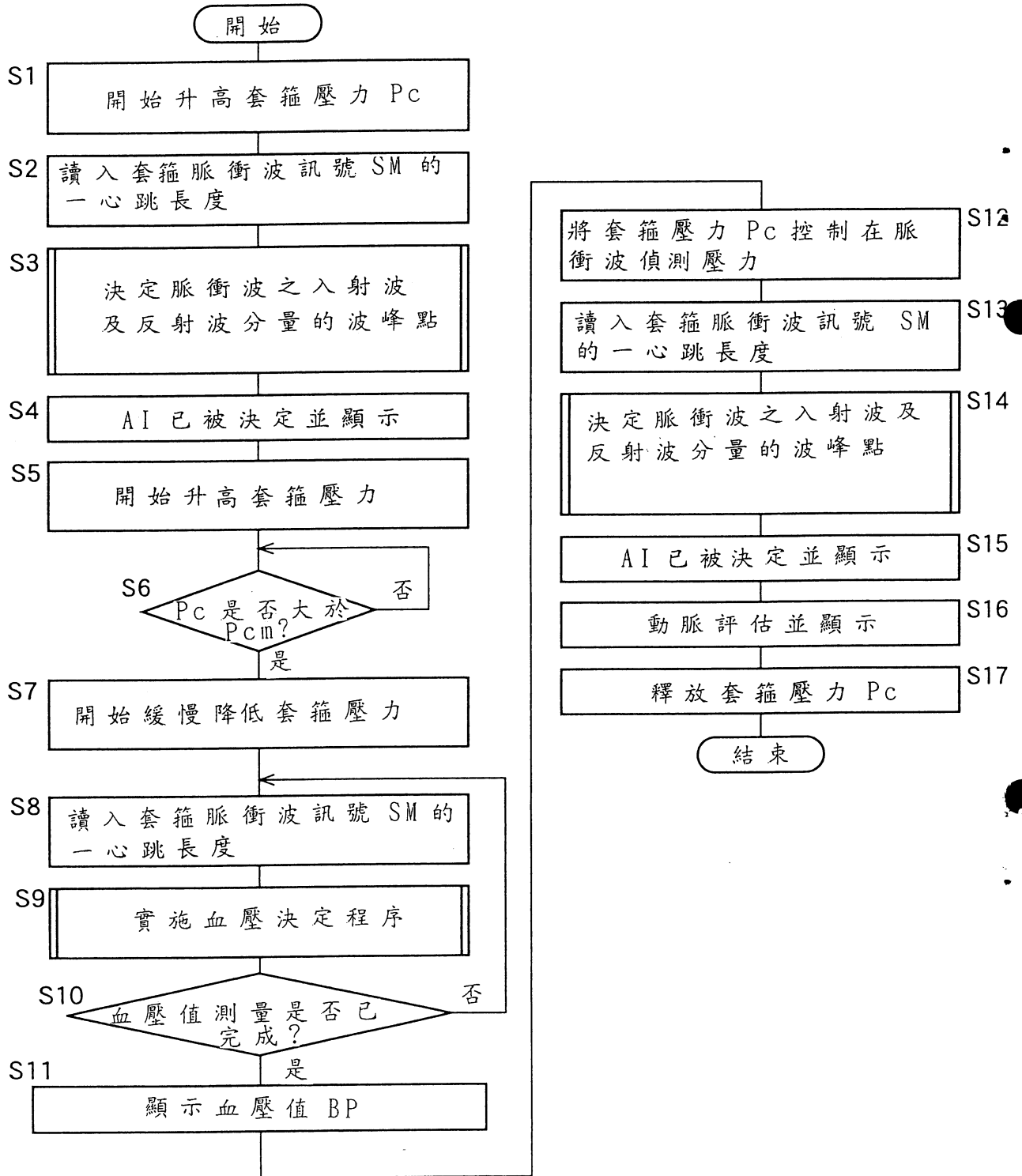
第 4 圖



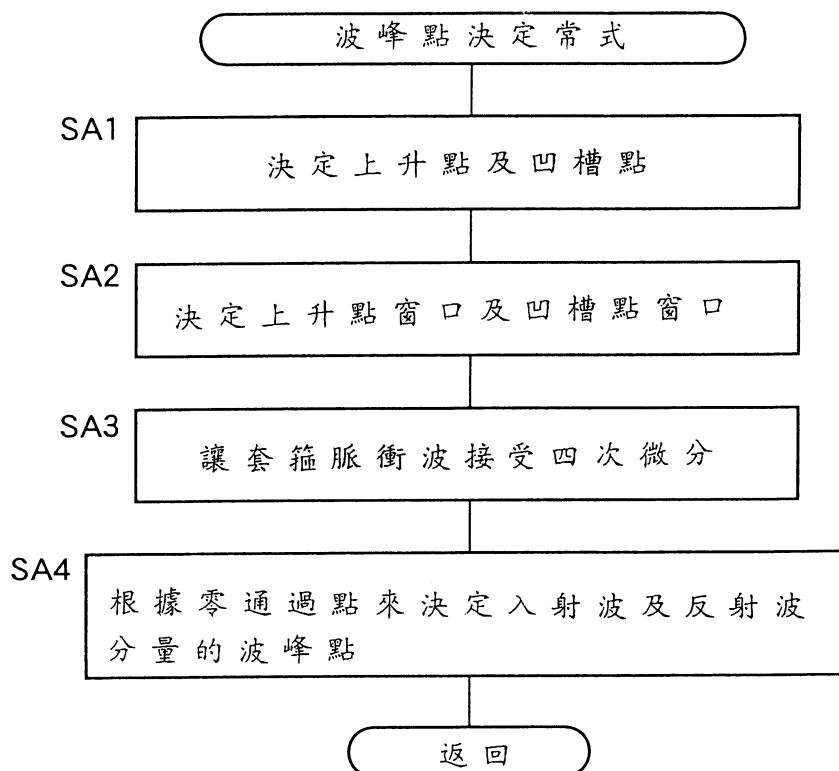
第 5 圖



第 6 圖



第 7 圖



陸、(一)、本案指定代表圖為：第 2 圖

(二)、本代表圖之元件代表符號簡單說明：無

柒、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

發明專利說明書

(填寫本書件時請先行詳閱申請書後之申請須知，作※記號部分請勿填寫)

※申請案號：92102295 ※IPC分類：A61B 5/21

※申請日期：92年01月30日

壹、發明名稱：

(中文) 具振幅增大指數測定功能之血壓測量裝置

(英文) Blood-pressure measuring apparatus having
augmentation-index determining function

貳、發明人(共 2 人)

發明人 1

姓名：(中文) 小椋敏彥

(英文) 小椋敏彥

住居所地址：(中文) 日本國愛知縣小牧市林二〇〇七番一

日本柯林股份有限公司內

(英文) 日本國愛知縣小牧市林2007番1

日本コーリン株式会社內

參、申請人(共 1 人)

申請人 1

姓名或名稱：(中文) 柯林醫學科技股份有限公司

(英文) コーリンメディカルテクノロジー株式会社

住居所地址：(中文) 日本國愛知縣小牧市林二〇〇七番一

(或營業所) (英文) _____

國籍：(中文) 日本 (英文) JAPAN

代表人：(中文) 1. 中山憲治

(英文) _____