

公告本

申請日期	P1. 6. 5
案 號	P111 2096
類 別	A4135/2

A4
C4

531404

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明名稱	中 文 動脈硬化度評估裝置 英 文 ARTERIOSCLEROSIS-DEGREE EVALUATING APPARATUS
二、發明人	姓 名 (1) 反保明 Akira TAMPO (2) 小椋敏彦 Toshihiko OGURA (3) 成松清幸 Kiyoyuki NARIMATSU 國 籍 日 本 JAPAN 住、居所 (1)~(3) 日本國愛知縣小牧市林2007番1 2007-1, Hayashi, Komaki-shi, Aichi-ken, Japan
三、申請人	姓 名 日商・日本柯林股份有限公司 (名稱) COLIN CORPORATION 國 籍 日 本 JAPAN 住、居所 日本國愛知縣小牧市林2007番1 (事務所) 2007-1, Hayashi, Komaki-shi, Aichi-ken, Japan 代 表 人 後藤正美 姓 名 Masami GOTOU

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：

日本 國(地區) 申請專利，申請日期： 案號： ☒有 ☐無主張優先權
2001,10,29 特願2001-331089

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

五、發明說明 (1)

本發明係有關於一種可供評估一活人之動脈硬化程度的動脈硬化度評估裝置，尤有關一種可依據脈波傳送速度相關資訊來評估該人之動脈硬化程度的動脈硬化度評估裝置，該資訊係有關一脈波傳經該人之一動脈的速度之相關資訊，例如為該脈波傳送速度本身，或其脈波傳送時間等。

一血管愈硬化，則一脈波傳經該血管的速度會愈快。故，以往已習知可依據脈波傳送速度相關資訊來診斷出動脈硬化症。在一般實務上係使用脈波傳送速度來作為該脈波傳送速度相關資訊。假使所測出的脈波傳送速度高於一參考值，則初期的動脈硬化將可被診斷出。在許多情況下，動脈硬化係有關於高血壓，並有一種趨勢即動脈硬化度愈高，則血壓亦會愈高。因此，一已被診斷出高血壓及初期動脈硬化的病人，將會被使用藥物來治療，例如抗高血壓藥等，以降低血壓及脈波傳送速度。

使用藥物治療的目的，係要使其心縮血壓降低至一正常值(例如低於140 mmHg之值)，並將脈波傳送速度降低至一正常值，其係依該病人測量該速度的部位而有不同。例如，假使該脈波傳送速度係由該病人的上臂及踝部來測得，則該速度之正常值係例如不高於1400 cm/sec。

若用藥物來降低心縮血壓，則其舒張血壓亦會降低。但若該舒張血壓過低，該病人可能會陷於危險狀態。故，必須控制用藥量來降低心縮血壓及脈波傳送速度，但不能過度降低舒張血壓。尤其是，已發現患有初期動脈硬化症

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明（ 2 ）

的病人，其脈壓即心縮血壓與舒張血壓之間的差異較大。因此，當該病人的心縮血壓被臨床治療來降低時，則必須小心地處理不能過分地降低其舒張血壓。

但是，習知的動脈硬化度評估裝置係僅能顯示出該等心縮血壓、舒張血壓及脈波傳送速度等各數值。故，醫療人員例如醫生或護士等並不容易在一瞥之間來判斷出，該等心縮血壓、舒張血壓及脈波傳送速度等是否全部正常。在有些情況中，雖該心縮血壓及脈波傳送速度能被小心地看出，但該舒張血壓則可能會被漏看忽略。

緣是，本發明的目的係在提供一種動脈硬化度評估裝置，其能夠容易且可靠地監測出一正接受動脈硬化症治療的病人之脈波傳送速度相關資訊、心縮血壓、及舒張血壓等。

上述目的已可藉由本發明來達成。依據本發明，該可供評估一活人之動脈硬化程度的裝置乃包含：一血壓測量裝置可測出該人的心縮及舒張血壓；一脈波傳送速度相關資訊獲取裝置，其可獲取一脈波傳經該人之一動脈的速度之脈波傳送速度相關資訊；一顯示裝置；及一控制裝置可控制該顯示裝置，在一第一二維圖表中，其係由代表血壓的第一軸與代表脈波傳送速度相關資訊的第二軸所形成，來顯示出二不同位置的符號，其一係對應於由該血壓測量裝置所測得的心縮血壓，及由該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置所獲得的脈波傳送速度相關資訊，而另一者係對應於由該血壓測量裝置所測得之舒張血壓，及該獲取的脈波

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明 (3)

傳送速度相關資訊。

在本動脈硬化度評估裝置中，該控制裝置，即一圖表顯示裝置將會控制該顯示裝置在該二維圖表中，其係由一代表血壓之軸，及一代表脈波傳送速度相關資訊之軸所形成，來顯示出二測量值指示符號於不同位置上，其一係對應於由該血壓測量裝置所測出的心縮血壓，及由該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置所獲得的脈波傳送速度相關資訊，而另一者係對應於由該血壓測量裝置所測出的舒張血壓及該被獲取的脈波傳送速度相關資訊。故，醫療人員將可由顯示於該二維圖表中之測量值指示符號的各位置，來很快地看出該病人的脈波傳送速度相關資訊，及心縮和舒張血壓，並據此而能容易且可靠地監測該脈波傳送速度相關資訊及心縮和舒張血壓。

較好是，該控制裝置或圖表顯示裝置可控制該顯示裝置在該第一二維圖表中，顯示出一預設正常區域對應於一正常血壓範圍與一正常脈波傳送速度相關資訊之範圍；及一預設警示區域對應於至少一警示血壓範圍或警示脈波傳送速度相關資訊之範圍；及一預設危險區域對應於至少一危險血壓範圍或危險脈波傳送速度相關資訊之範圍。

依據此特徵，假使全部的測量值指示符號落於該正常範圍內，則醫療人員將可斷定所有的脈波傳送速度相關資訊，及心縮和舒張血壓皆為正常。若有部份的測量值指示符號落於該警示區中，則醫療人員將可判斷，必須對該脈波傳送速度相關資訊及心縮和舒張血壓之至少一者小心注

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明（4）

意。又，假使部份的測量值指示符號落於該危險區中，則醫療人員將可斷定，必須對該脈波傳送速度相關資訊及心縮和舒張血壓等至少其中一者來加以治療。故本裝置或醫療人員將能更可靠地監測該脈波傳送速度相關資訊，及心縮和舒張血壓。

最好是，該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置係可在該血壓測量裝置於測量該人的心縮及舒張血壓值的每次操作時的幾乎相同時間，來由該人獲取一片段的脈波傳送速度相關資訊；該動脈硬化度評估裝置更包含一記憶裝置，其可累積儲存一組該人的資訊，包括在各測量操作時測得的心縮和舒張血壓值，以及所獲得的片段脈波傳送速度相關資訊等；且該控制裝置包含一時點變化顯示裝置，可控制該顯示裝置於一第二二維圖表中，其係由一代表血壓的第三軸及一代表脈波傳送速度相關資訊的第四軸所形成，來顯示出不同位置的各符號而分別對應於由該記憶裝置所累積儲存的該人之各組資訊。

依據此特徵，該記憶裝置會積存該病人的多組資訊，各組資訊乃包括對應於多次測量操作中之一次的心縮及舒張血壓，和片段的脈波傳送速度相關資訊；而該時點變化顯示裝置係可控制該顯示裝置於該二維圖表中，其係由一代表血壓之軸及一代表脈波傳送速度相關資訊之軸所形成，來顯示出不同位置的各測量值指示符號而分別對應於被該記憶裝置所積存的各組資訊。故，醫療人員將可容易且很快地，由顯示在該二維圖表中的許多測量值指示符

（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 ）

號，來看出其心縮和舒張血壓及脈波傳送速度相關資訊在各時點間的變化。依據該等時點變化及迄至當時的用藥量，醫療人員將可判斷該用藥量是否適當。

圖式之簡單說明：

本發明之上述及其它的目的、構造和優點等，將可配合所附圖式來參閱以下較佳實施例之詳細說明而更為瞭解；其中：

第1圖為一示意圖乃用以說明實施本發明之一動脈硬化度評估裝置的構造；

第2圖為一示意圖乃用以說明第1圖之裝置中一電子控制裝置的主要控制功能；

第3圖係示出一二維圖表之例，其會被第2圖中所示之一圖表顯示裝置顯示在一顯示裝置上；

第4圖示出另一二維圖表之例，其會被第2圖中所示之一時點變化顯示裝置顯示在該顯示裝置上；

第5圖為一血壓測量程序的流程圖，在第2圖中所示的控制裝置之主要控制功能係按此來操作；及

第6圖為一脈波傳送速度測量程序的流程圖，在第2圖中所示的控制裝置之主要控制功能係按此來操作。

以下，將參照圖式來詳細描述本發明之一實施例。第1圖為一示意圖，用以說明實施本發明之一動脈硬化度評估裝置10的構造。

本裝置包含二踝部套囊18R，18L，可分別捲繞在一病人16的右、左腳踝12R，12L處，及二上臂套囊20R，20L

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明（ 6 ）

可分別捲繞在該病人16的右、左上臂14R，14L處。該各套囊18，20等係形成一壓縮帶，而可壓縮該病人被套囊所捲繞的部位，並包含一帶狀外袋係由不可延展的材料製成，例如布或聚酯等；及一橡膠袋容納在該外袋中。

該二上臂套囊20R，20L會經由各別的管路22a，22b等，來連接於各套囊脈波檢測部30a，30b，及各壓力控制閥40a，40b；而該二踝部套囊18R，18L會經由各別的管路22c，22d等，來連接於各套囊脈波檢測部30c，30d，及各壓力控制閥40c，40d等。由於該四個套囊脈波檢測部30a，b，c，d等之構造相同，且該四個壓力控制閥40a，b，c，d等之構造亦相同，故該上臂套囊20L所連接的套囊脈波檢測部30b及壓力控制閥40b將被說明於下，來作為該四個檢測裝置30及四個控制閥40的代表例。

該套囊脈波檢測部30b包含一壓力感測器32b，一靜壓濾波電路34b，及一脈波濾波電路36b，且該管路22b係連接於壓力感測器32b。該壓力控制閥40b係經由一管路42連接於一空氣泵44。

該壓力控制閥40b係被設成可選擇性地切換於四個位置中之一者，即：一壓力供應位置其中該控制閥40b會調整由空氣泵44供應之壓縮空氣壓力，並將該經調整壓力的空氣供至上臂套囊20L；一壓力保持位置其中該控制閥40b會保持該上臂套囊20L中的壓力；一緩慢洩壓位置其中該控制閥40b會緩慢地減少該上臂套囊20L中的壓力；及一快速洩壓位置其中該控制閥40b會迅速地減少該上臂套囊20L

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

五、發明說明 (7)

中的壓力。

該壓力感測器32b會檢測該上臂套囊20L中的壓力，並提供一代表所測得壓力的壓力信號 $SP_b(L)$ 至該靜壓濾波電路34b及脈波濾波電路36b。該靜壓濾波電路34b包含一低通濾波器，其會由該壓力信號 $SP_b(L)$ 中萃取一代表左上臂套囊壓力 $PC_b(L)$ 的左上臂套囊壓力信號 $SC_b(L)$ ，來作為所測得壓力的靜分量。該濾波電路34b會經由一未示出的A/D(類比至數位)轉換器，來將該左上臂套囊壓力信號 $SC_b(L)$ 供至一電子控制裝置46。

該脈波濾波電路36b包含一帶通濾波器，其會由該壓力信號 $SP_b(L)$ 中萃取一代表左上臂脈波 $W_o(L)$ 的左上臂脈波信號 $SM_b(L)$ ，來作為該所測壓力的振盪分量，其具有預定頻率。該濾波電路36b會經由一未示出的A/D轉換器，來將該左上臂脈波信號 $SM_b(L)$ 供至該控制裝置46。由於該左上臂脈波信號 $SM_b(L)$ 代表該左上臂脈波 $W_b(L)$ ，其係由被該上臂套囊20L所壓縮的左上臂14L之一動脈所產生者，故該脈波濾波電路36b即形如一上臂脈波檢測裝置。同樣地，該套囊脈波檢測部30a之脈波濾波電路36a亦會形如一上臂脈波檢測裝置，其可提供一代表右上臂脈波 $W_b(R)$ 的右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ ，來作為一振盪壓力波，其係由被該上臂套囊20R所壓縮的右上臂14R之一動脈所產生者；而套囊脈波檢測部30c的脈波濾波電路36c會形如一踝部脈波檢測裝置，其會提供一代表右腳踝脈波 $W_a(R)$ 的右腳踝脈波信號 $SM_a(R)$ 來作為一振盪壓力波，其係由被該踝部套囊18R

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (8)

所壓縮的右腳踝12R之一動脈所產生者；該套囊脈波檢測部30d的脈波濾波電路36d亦會形如一踝部脈波檢測裝置，其會提供一代表左腳踝脈波 $W_a(L)$ 的左腳踝2脈波信號 $SM_a(L)$ 來作為一振盪壓力波，其係由被該踝部套囊18L所壓縮的左腳踝12L之一動脈所產生者。該上臂套囊20L、套囊脈波檢測部30b、壓力控制閥40b、及空氣泵44等，將會一起運作來形成一上臂血壓測量裝置40L。同樣地，上臂套囊20R、套囊脈波檢測部30a、壓力控制閥40a、及空氣泵44等，亦會一起運作來形成另一上臂血壓測量裝置40R。

在以下說明中，該上臂套囊20R的壓縮壓力會被表示為右上臂套囊壓力 $PC_b(R)$ ；被該靜壓濾波電路34a所萃取的信號將被表示為右上臂套囊壓力信號 $SC_b(R)$ ；被以脈波濾波電路36a所萃取的信號會被表示為右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ ；該上臂套囊20L的壓縮壓力將示為左上臂套囊壓力 $PC_b(L)$ ；被該靜壓濾波電路34b所萃取的信號將示為左上臂套囊壓力信號 $SC_b(L)$ ；被脈波濾波電路36c所萃取的信號將示為左上臂脈波信號 $SM_b(L)$ ；該右上臂套囊壓力 $PC_b(R)$ 或左上臂套囊壓力 $PC_b(L)$ 當在不必互相區分時，它們將會被簡單表示為上臂套囊壓力 PC_b ；且該右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ ，或左上臂脈波信號 $SM_b(L)$ 將會被簡示為上臂脈波 SM_b ，在當它們不必互相區分時。此外，踝部套囊18R的壓縮壓力將被示為右腳踝套囊壓力 $PC_a(R)$ ；被該靜壓濾波電路34c所萃取的信號將被示為右腳踝套囊壓力信號 $SC_a(R)$ ；被該脈波濾波電路36c所萃取的信號將被示為右腳

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (9)

踝脈波信號 $SM_a(R)$ ；而該踝部套囊18L的壓縮壓力將被示為左腳踝套囊壓力 $PC_a(L)$ ；被該靜壓濾波電路34d所萃取的信號將被示為左腳踝套囊壓力信號 $SC_a(L)$ ；被該脈波濾波電路36d所萃取的信號將被示為左腳踝脈波信號 $SM_a(L)$ ；該右腳踝套囊壓力 $PC_a(R)$ 或左腳踝套囊壓力 $PC_a(L)$ ，在不必要互相區分時將會被簡示為踝部套囊壓力 PC_a ；且右腳踝脈波信號 $SM_a(R)$ 或左腳踝脈波信號 $SM_a(L)$ ，在不必要互相區分時亦會被簡示為踝部脈波 SM_a 。

一輸入裝置48係形如一病人識別裝置或一高度輸入裝置，其包含輸入鍵(未示出)，而可供輸入一識別號碼俾識別該病人，及一該病人的高度，並將代表該等輸入識別號碼及高度的各信號供至該控制裝置46。一記憶裝置50係由習知的記憶體所形成，例如磁碟、碟帶、揮發性半導體記憶體，或非揮發性半導體記憶體等，而可在各預定記憶區中儲存由該控制裝置46所決定的血壓值BP及脈波傳送速度PWV，和由該輸入裝置48所輸入的病人識別號碼與高度等。

該電子控制裝置46基本上係由一微電腦所構成，而包含一CPU(中央處理單元)52，一ROM(唯讀記憶體)54，一RAM(隨機存取記憶體)56，及一I/O(輸入及輸出)埠，未示出。該CPU 52會依據預存於該ROM 54中的控制程式，及利用該RAM 56的暫時儲存功能，而來處理信號，並由該I/O埠輸出驅動信號給該空氣泵44，及壓力控制閥40(a, b, c, d)等。且，該CPU 52會決定該病人的血壓值BP和脈波傳送

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (10)

速度PWV，並控制一顯示裝置58要顯示什麼。

第2圖係為一示意圖，用以說明該電子控制裝置46的主要控制功能。在該動脈硬化度評估裝置10中，該二上臂套囊20L，20R會分別被戴在左、右上臂14L，14R上；該二脈波檢測部30b，30a，及該二壓力控制閥40b，40a等則會分別連接於左右上臂套囊20L與20R；該二踝部套囊18L，18R係分別戴在左右腳踝18L，18R上；而該二脈波檢測部30d，30c及該二壓力控制閥40d，40c則會分別連接於左右踝部套囊18L，18R。但是，該控制裝置46的各種控制功能，對該左右上臂14，或該左右腳踝12等係皆為相同的，故其乃可針對左右上臂14或左右腳踝12等一起來使用，或僅針對一上臂14或一腳踝12(即左臂14或左腳踝12，或者右臂14或右腳踝12)來使用。故，第2圖中僅示出一上臂套囊20，其可代表該左、右上臂套囊20二者，或其中之一者；亦僅示出一踝部套囊18，其可代表左、右腳踝套囊18二者，或其中任一者。

一上臂套囊壓力改變裝置60將會依據一將於後說明的血壓決定裝置62所供入的指令信號來操作，並根據由連接於上臂套囊20之套囊脈波檢測部30的靜壓濾波電路34所供入的上臂套囊壓力信號 SC_b ，來控制該空氣泵44，及連接於該上臂套囊20的壓力控制閥40，而使上臂套囊壓力 PC_b 快速地升高至一預設目標壓力值 PC_M (例如180 mmHg)，然後再以3 mmHg/sec的速率來緩慢地減降，且當該血壓值BP被決定之後，該上臂套囊壓力 PC_b 會被減降至

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (11)

大氣壓力。此外，該上臂套囊壓力改變裝置60會依據由一將於後說明之脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66所供入的指令信號來操作，而將該上臂套囊壓力 PC_b 改變至一預設的上臂脈波檢測壓力，例如60 mmHg，其係小於上臂14的舒張血壓。該上臂脈波檢測壓力會被預設於一值，其可確保由該脈波濾波電路36所萃取的上臂脈波信號 SM_b 具有一足夠大的量值。

該血壓決定裝置62會依據由連續供入之上臂脈波信號 SM_b 所代表的上臂脈波 W_b 之連續心跳同步脈衝之各值的變化(該信號 SM_b 係在該上臂套囊壓力 PC_b 於上臂套囊壓力改變裝置60的控制下緩慢降低時所連續提供者)，以習知的示波法來決定該病人之一心縮血壓值 BP_{SYS} ，一舒張血壓值 BP_{DIA} ，及一平均血壓值 BP_{MEAN} 等；並控制該顯示裝置58顯示出該等測定的各血壓值。

一踝部套囊壓力改變裝置64會依據一將於後說明之脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66所提供的指令信號來操作，並根據連接於踝部套囊18之套囊脈波檢測部30的靜壓濾波電路34所供入的踝部套囊壓力信號 SC_a ，而來控制該空氣泵44及連接於踝部套囊18的壓力控制閥40，以使該踝部套囊壓力 PC_a 改變為一預設的踝部脈波檢測壓力，例如60 mmHg，其係小於該腳踝12的舒張血壓。該踝部脈波檢測壓力會被預設為一值，其能確保由該脈波濾波電路36所萃取的踝部脈波信號 SM_a 具有足夠大的量值，而可相等於預設的上臂脈波檢測壓力。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (12)

該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66係可依據連接於上臂套囊20的套囊脈波檢測部30之脈波濾波電路36所萃取的上臂脈波信號SM_b，及連接於踝部套囊18之套囊脈波檢測部30的脈波濾波電路36所萃取的踝部脈波信號SM_a，而來獲取脈波傳送速度相關資訊。

更詳細而言，該資訊獲取裝置66會決定一脈波傳送時間DT (sec)，其係為二檢測時點之間的時間差，其一為由上臂脈波信號SM_b所代表之上臂脈波W_b的心跳同步脈衝之一預定點，例如一起升點或一最高點，另一為由踝部脈波信號SM_a所代表的踝部脈波W_a對應於前述上臂脈波W_b的預定點之一預定檢測時點。由於該上臂脈波信號SM_b係可為該左或右上臂脈波信號SM_a(L)或SM_a(R)，而該踝部脈波信號SM_b亦可為該左或右腳踝脈波信號SM_b(L)或SM_b(R)，因此將會有四種可能的組合來使用該二組信號SM_b(L)、SM_b(R)及SM_a(L)、SM_a(R)，以決定該脈波傳送時間。但該四種組合中之任何一者皆可使用。

或者，該資訊獲取裝置66亦可再依據由輸入裝置48輸入之病人的高度H，並根據該高度H及傳送距離L間的關係，即預存在ROM 54中之下列公式1，而來決定一傳送距離L，再依據該所決定的傳送距離L及脈波傳送時間DT，按預存於ROM 54中之下列公式2，而來最後決定一脈波傳送速度PWV (cm/sec)：

$$(公式1) L = \alpha H + \beta$$

其中 α 與 β 係由實驗所得的常數。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (13)

(公式2) $PWV=L/DT$

該傳送距離L係大致等於該病人之心臟與上臂套囊20之套戴之上臂14的距離，及該病人之心臟與踝部套囊18所套戴之腳踝12的距離兩者之間的差距。

該動脈硬化度評估裝置10可被用來觀察會因服藥而產生的血壓及脈波傳送速度相關速度等之變化。故，較好是，該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66係在當該血壓決定裝置62決定血壓值BP的大致同一時間，來獲取該脈波傳送速度相關資訊。於此，該“大致同一時間”係指該脈波傳送速度相關資訊與該等血壓會被同一次服藥所影響的時間。

一圖表顯示裝置68會控制該顯示裝置58來顯示一二維圖表70，如第3圖所示，並在該二維圖表70中示出二測量值指示符號72L，72R等。該二軸圖表70係由一血壓軸74及一脈波傳動速度軸76所構成。該各測量值指示符號72L，72R係為一直線段，其一端係對應於由血壓測量裝置62所決定的舒張血壓值 BP_{DIA} 及由脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66所計算出的脈波傳送速度PWV，而另一端係對應於由該測量裝置62所決定的心縮血壓值 BP_{SYS} 及由該獲取裝置66所算出的脈波傳送速度PWV。第3，4圖中所示出之二符號72L及72R中之該符號72L，係代表由左上臂14L所測得之血壓值BP(L)，及依據左腳踝脈波信號 $SM_a(L)$ 所決定之左脈波傳送速度PWV(L)；而另一符號72R則代表由右上臂14R所測得之血壓值BP(R)，及依據右腳踝脈波信號 $SM_a(R)$ 所

(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)

決定之右脈波傳送速度PWV(R)。但是，其並無需顯示出二符號72L，72R，故可僅示出單一符號72。

該二維圖表70含有一警示區78對應於該血至BP警示範圍和脈波傳送速度PWV警示範圍中之至少一者；及一危險區80對應於血壓BP危險範圍和脈波傳送速度PWV危險範圍中之至少一者。各警示區代表需多加注意，而各危險區代表需要治療。一正常區82係對應於血壓BP之正常範圍及脈波傳送速度PWV之正常範圍，而係由該二維圖表70中除了警示區78及危險區80以外的其餘部份所形成。

一病人資訊儲存裝置84會在該記憶裝置50之一預定記憶區域中，儲存一組病人的資訊，包括由輸入裝置48所輸入之該病人的識別號碼及高度，由該血壓決定裝置62所決定的血壓值BP，及由脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66所獲得的脈波傳送速度相關資訊等。

除了上述由該圖表顯示裝置68所示出之第一二維圖表70之外，一時點變化顯示裝置86將會控制該顯示裝置58來顯示出一類似於該第1圖表中70之第二二維圖表88；並在該第2圖表88(或第1圖表70)中不僅示出一對應於當時測量操作的測量值指示符號72，並亦示出對應於一或多個先前測量操作之一或多個測量值指示符號72等，即一或多組儲存於該記憶裝置50中之病人資訊。第4圖係示出由該時點變化顯示裝置86所顯示的二維圖表88之一例。

第5及6圖為示出第2圖中之電子控制裝置46的主要控制功能的流程圖。第5圖示出一血壓測量程序，而第6圖示

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (15)

出在第5圖的程序之後的脈波傳送速度測量程序。

首先，將說明第5圖的血壓測量程序。在步驟SA1中(以下若無不妥，則該“步驟”兩字會被省略)，該控制裝置46會判斷被輸入之病人的識別號碼及高度，即由輸入裝置48供入的信號是否代表病人的識別號碼與高度。若在SA1中作成否定判斷，則該SA1會被重複，直至作成一肯定判斷同時，若在SA1作成肯定判斷，則該控制令進入SA2及後續步驟。在SA2中，該控制裝置會依據由輸入裝置48所供入的病人高度H，再根據前述公式1來決定一傳送距離L。

嗣，在SA3中，該控制裝置會操作空氣泵44，並將連接於左、右上臂套囊20L、20R的壓力控制閥40b、40a切換至其壓力供應位置，而使該等左、右上臂套囊壓力PCb(L)、PCb(R)開始迅速提升。然後，在SA4中，該控制裝置會判斷該上臂套囊壓力PCb(L)、PCb(R)是否已達到一預設在180 mmHg的目標壓力值 P_{CM} 。若在SA4作成否定的判斷，則SA4會被重複進行。而若在SA4作成一肯定的判斷，則控制裝置會進入SA5，來停止空氣泵44並將壓力控制閥40a，40b切換至其緩慢洩壓位置，而使上臂套囊壓力PCb(L)，PCb(R)開始以3 mmHg/sec的速度來緩慢洩壓。

嗣，其控制會進入對應於血壓決定裝置62的步驟SA6。在SA6中，該控制裝置會依據當左上臂套囊壓力PCb(L)緩慢減降時，連續地獲得之以左上臂脈波信號SMb(L)來代表的左上臂脈波Wb(L)之連續心跳同步脈衝各

(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)

值的變化，而根據習知的示波法，來決定該左上臂14L之一心縮血壓值 $BP_{SYS}(L)$ 、一舒張血壓值 $BP_{DIA}(L)$ ，及一平均血壓值 $BP_{MEAN}(L)$ ；並會依據當該右上臂套囊壓力 $PC_b(R)$ 緩慢減降時，連續地獲得之以右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ 來代表的右上臂脈波 $Wb(R)$ 之連續心跳同步脈衝各值的變化，而根據習知的示波法，來決定該右上臂14R之一心縮血壓值 $BP_{SYS}(R)$ 、一舒張血壓值 $BP_{DIA}(R)$ ，及一平均血壓值 $BP_{MEAN}(R)$ 等。

嗣，在SA7中，該控制裝置會判斷該等血壓值BP的決定是否已在SA6完成。由於心縮血壓值 BP_{DIA} 係在SA6中最後被決定，故該控制會判斷該心縮血壓值 BP_{DIA} 是否已被決定。若在SA7中作成肯定的判斷，則該控制會進入SA8來將壓力控制閥40b切換至其迅速洩壓位置，而使該右上臂套囊壓力 $PC_b(L)$ 減降至大氣壓力。嗣，該控制將會進入第6圖的脈波傳送速度測量程序。

再來，第6圖的脈波傳送速度測量程序將被說明。首先，在SB1中，該控制裝置會再度操作該空氣泵44並控制該等壓力控制閥40a、40c、40d，而使右上臂套囊壓力 $PC_b(R)$ 及左右腳踝套囊壓力 $PC_a(L)$ 、 $PC_a(R)$ 分別改變為上臂脈波檢測壓力及踝部脈波檢測壓力，其皆等於60 mmHg。

嗣，在SB2中，該控制裝置會讀入由連接於上臂套囊14R的套囊脈波檢測部30a之脈波濾波電路36b所供入的右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ ，及由連接於左右踝部套囊18L、18R的套囊脈波檢測部30d、30c之脈波濾波電路36d、36c所供

(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)

入的踝部脈波信號 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 等。然後，在SB3中，該控制裝置會判斷是否已經讀入該各右上臂脈波信號 $SM_b(R)$ 及二踝部脈波信號 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 等之一心跳長度。若在SB3作成否定的判斷，則SB2及後續步驟會再重複，而繼續讀取該等信號。

同時，若在SB3作成肯定的判斷，則該控制會進入SB4來將壓力控制閥40a，40c，40d等切換至其快速洩壓位置，並停止空氣泵44，而使該右上臂套囊壓力 $PC_b(R)$ 及左、右腳踝套囊壓力 $PC_a(L)$ 、 $PC_a(R)$ 減降至大氣壓力。在第5、6圖所示的流程圖中，SA3至SA5，SA8、SB1及SB4乃對應於上臂套囊壓力改變裝置60；而SB1與SB4係對應於踝部套囊壓力改變裝置64。

嗣，在SB5中，該控制裝置會決定該右上臂脈波 $W_b(R)$ 及左、右腳踝脈波 $W_a(L)$ 、 $W_a(R)$ 在當SB2與SB3被重複時所讀入的一心跳長度之各起升點(即最低點)。此外，該控制裝置會決定該上臂脈波 W_b 之起升點的檢測時間與左腳踝脈波 $W_a(L)$ 起升點的檢測時間之時間差，來作為一左脈波傳送時間 $DT(L)$ ，並決定該上臂脈波 W_b 之起升點的檢測時間與右腳踝脈波 $W_a(R)$ 起升點的檢測時間之時間差，來作為一右脈波傳送時間 $DT(R)$ 。嗣，在SB6中，該控制裝置會依據在SB5所決定的左脈波傳送時間 $DT(L)$ ，及在第5圖之SA2所決定的傳送距離 L ，並依前述之公式2，而來決定一左脈波傳送速度 $PWV(L)$ ；及依據在SB5中決定的右脈波傳送時間 $DT(R)$ 和該傳送距離 L ，並依前述公式2來決定一右

(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)

脈波傳送速度PWV(R)。在第5、6圖的流程圖中，SA2、SB5及SB6等係對應於該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66。

再來，該控制會進入對應於該病人資訊儲存裝置84的SB7。在SB7中，該控制裝置會在記憶裝置50中儲存一組病人的資訊，包括在SA1輸入之該病人的識別號碼及高度，在SA6所決定之左、右心縮血壓值BP_{SYS}(L)、BP_{SYS}(R)，和左、右舒張血壓值BP_{DIA}(L)、BP_{DIA}(R)，及在SB6所決定之左、右脈波傳送速度值PWV(L)、PWV(R)等。

然後，該控制會進入對應於該圖表顯示裝置68的SB8。如第3圖所示，該控制裝置會控制該顯示裝置58來顯示該二維圖表70，並在該圖表70中附加地示出，對應於在SA6所決定之左心縮和舒張血壓值BP_{SYS}(L)、BP_{DIA}(L)及在SB6所決定之左脈波傳送速度PWV(L)的測量值指示符號72L，及該測量值指示符號72R，其係對應於在SA6所決定之右心縮和舒張血壓值BP_{SYS}(R)和BP_{DIA}(R)，及在SB6所決定之右脈波傳送速度PWV(R)。

嗣，該控制會進入對應於時點變化顯示裝置86的SB9。如第4圖所示，該控制裝置會控制該顯示裝置58來顯示該二維圖表88，並在該圖表88中附加地示出，二或更多的測量值指示符號72，其係對應於二或更多組已被儲存在記憶裝置50中的病人資訊，及該病人16在當時的測量操作中被測出之血壓值BP與脈波傳送速度PWV等。故，該顯示裝置58能顯示出該病人16之血壓BP及脈波傳送速度PWV的各時點變化。

(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)

在使用第5、6圖的實施例中，該控制裝置46會在SB8(對應於圖表顯示裝置68)控制該顯示裝置，在該由血壓軸74與脈波傳送速度軸76所形成的二維圖表70中，顯示出該測量值指示符號72，其一端位置係對應於在SA6(血壓測量裝置62)所決定的心縮血壓值 BP_{SYS} ，及在SB6(脈波傳送速度相關資訊獲取裝置66)所決定的脈波傳送速度PWV；而其另一端位置係對應於在SA6(決定裝置62)所決定的心縮血壓值 BP_{DIA} ，及在SB6(該獲取裝置66)所決定的脈波傳送速度PWV。因此，一醫護人員例如醫生或護士，將可由該二維圖表70中之符號72所顯示的位置來很快地看出，該病人的脈波傳送速度PWV、心縮血壓值 BP_{SYS} 、及舒張血壓值 BP_{DIA} 等。故，該等脈波傳送速度PWV、心縮血壓值 BP_{SYS} 、及舒張血壓值 BP_{DLA} 將可被容易且可靠地監測。

此外，在使用第5、6圖之流程圖的實施例中，該控制裝置會控制該顯示裝置58在該二維圖表70中顯示出：對應於血壓BP之正常範圍及脈波傳送速度PWV之正常範圍的正常區82，及對應於血壓BP之警示範圍和脈波傳送速度PWV之警示範圍中至少其一者的警示區78，與對應於血壓BP之危險範圍和脈波傳送速度PWV之危險範圍中至少其中一者的危險區80。因此，若所有的測量值指示符號72落在該正常區82中，則醫療人員將可判斷該PWV、 BP_{SYS} 、 BP_{DIA} 全部皆為正常。若該符號72有一部份落在警示區78內，則醫療人員將可判斷至少該PWV、 BP_{SYS} 、 BP_{DIA} 中有一者須要注意；而若該符號72有一部份落入危險區80內，則醫療

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (20)

人員即可判斷該PWV、BP_{SYS}、BP_{DIA}中至少有一者須要治療。故，對該脈波傳送速度PWV、心縮血壓值BP_{SYS}、及舒張血壓值BP_{DIA}等之檢查可靠度將會改善。

又，在使用第5、6圖之流程圖的實施例中，該控制裝置在SB9(時點變化顯示裝置86)會控制該顯示裝置58於第二二維圖表88中顯示出二或更多的測量值指示符號72，若該記憶裝置50儲存二或更多組的病人資訊，其每組資訊中乃包含一脈波傳送速度PWV，一心縮血壓值BP_{SYS}，及一舒張血壓值BP_{DIA}。故，醫療人員由顯示於該二維圖表88中的二或多個符號72，將能容易且很快地看出該等PWV、BP_{SYS}、BP_{DIA}之各時點變化。而依據該等時點變化及迄當時的用藥量，將可判斷該藥量是否適當。

雖本發明已參照圖式來描述於較佳實施例中，惟應可瞭解亦可有其它的實施方式。

例如，在所示實施例中，由該圖表顯示裝置68或時點變化顯示裝置86所顯示出的測量值指示符號72係為一直線段，其一端對應於舒張血壓值BP_{DIA}及脈波傳送速度PWV，而另一端對應於心縮血壓值BP_{SYS}及脈波傳送速度PWV。但其亦可僅顯示出對應於各直線段72兩端的二點，來作為測量值指示符號。

在所示之動脈硬化度評估裝置10中，該等套囊18，20係分別被戴在腳踝12及上臂14上，而脈波傳送速度相關資訊係依據由該二部位，即腳踝12及上臂14所檢測出的各心跳同步信號(即脈波)來獲得。但是，其亦可依據該病人之

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (21)

其它部位，例如心臟、頸部、腕部、或指尖等所檢出的心跳同步信號，來獲取該脈波傳送速度相關資訊。

又，在所示實施例中，該血壓決定裝置62會依據戴在上臂14之套囊20中的壓力變化來決定血壓值BP等。但該決定裝置62亦可依據戴在腳踝12之套囊18中的壓力變化來決定該血壓值BP。或者，其亦可將一套囊戴在上臂14與腳踝12以外的部位上(例如大腿股骨)，並依據該套囊中的壓力變化來決定血壓值BP。

應可瞭解本發明乃可被專業人士以其它的變化、改良、修正來實施，而仍不超出如申請專利範圍所界定之本發明的精神與範疇。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (22)

元 件 標 號 對 照

10…動脈硬化度評估裝置	54…ROM
12R,12L…腳踝	56…RAM
14R,14L…上臂	58…顯示裝置
16…病人	60…上臂套囊壓力改變裝置
18R,18L…踝部套囊	62…血壓決定裝置
20R,20L…上臂套囊	64…踝部套囊壓力改變裝置
22a,b,c,d…管路	66…脈波傳送速度相關資訊 獲取裝置
30a,b,c,d…套囊脈波檢測部	68…圖表顯示裝置
32b…壓力感測器	70,88…二維圖表
34b…靜壓濾波電路	72L,72R…測量值指示符號
36b…脈波濾波電路	74…血壓軸
40a,b,c,d…壓力控制閥	76…脈波傳送速度軸
42…管路	78…警示區
44…空氣泵	80…危險區
46…電子控制裝置	82…正常區
48…輸入裝置	84…病人資訊儲存裝置
50…記憶裝置	86…時點變化顯示裝置
52…CPU	

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

四、中文發明摘要 (發明之名稱：動脈硬化度評估裝置)

一種可供評估一活人動脈硬化程度的裝置(10)，乃包含一血壓測量裝置(20, 30, 40, 44, 60, 62)可測出該人的心縮及舒張血壓；一脈波傳送速度相關資訊獲取裝置(18, 20, 36, 60, 64, 66)可獲得有關一脈波傳經該人之一動脈的速度之脈波傳送速度相關資訊；一顯示裝置(58)；及一控制裝置(46, 68)可控制該顯示裝置在由一代表血壓之第一軸(74)與一代表脈波傳送速度相關資訊之第二軸(76)所形成的第一二維圖表(70)中，顯示出至少一符號(72)，其會標示出二位置，有一位置對應於被血壓測量裝置所測出的心縮血壓及被脈波傳送速度相關資訊獲取裝置所獲得的脈波傳送速度相關資訊，而另一位置對應於被血壓測量裝置所測出的舒張血壓及該被獲得的脈波傳送速度相關資訊。

英文發明摘要 (發明之名稱：ARTERIOSCLEROSIS-DEGREE EVALUATING APPARATUS)

An apparatus (10) for evaluating a degree of arteriosclerosis of a living subject, the apparatus comprising a blood-pressure measuring device (20, 30, 40, 44, 60, 62) which measures a systolic and a diastolic blood pressure of the subject; a pulse-wave-propagation-velocity-related-information obtaining device (18, 20, 36, 60, 64, 66) which obtains pulse-wave-propagation-velocity-related information that is related to a velocity at which a pulse wave propagates through an artery of the subject; a display device (58); and a control device (46, 68) which controls the display device to display, in a first two-dimensional graph (70) defined by a first axis (74) indicative of blood pressure and a second axis (76) indicative of pulse-wave-propagation-velocity-related information, at least one symbol (72) indicating two positions one of which corresponds to the systolic blood pressure measured by the blood-pressure measuring device and the pulse-wave-propagation-velocity-related information obtained by the pulse-wave-propagation-velocity-related-information obtaining device, and the other of which corresponds to the diastolic blood pressure measured by the blood-pressure measuring device and the obtained pulse-wave-propagation-velocity-related information.



六、申請專利範圍

1. 一種可供評估活人動脈硬化程度的裝置，包含：

一血壓測量裝置可測出該人之心縮血壓及舒張血壓；

一脈波傳送速度相關資訊獲取裝置，乃可獲得有關一脈波傳經該人之一動脈的速度之脈波傳送速度相關資訊；

一顯示裝置；及

一控制裝置其可控制該顯示裝置，在由一代表血壓的第一軸與一代表脈波傳送速度相關資訊的第二軸所形成之一第一二維圖表中，顯示出至少一符號其會標示出二位置，有一位置係對應於被該血壓測量裝置所測出的心縮血壓和被該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置所獲得的脈波傳送速度相關資訊，而另一位置係對應於被該血壓測量裝置所測出的舒張血壓和該被獲取的脈波傳送速度相關資訊。

2. 如申請專利範圍第1項之裝置，其中該控制裝置會控制該顯示裝置在該第一二維圖表中，顯示出一預設正常區對應於一正常血壓範圍及一正常脈波傳送速度相關資訊範圍，一預設警示區對應於一警示血壓範圍與一警示脈波傳送速度相關資訊範圍中之至少一者，及一預設危險區對應於一危險自壓範圍與一危險脈波傳送速度相關資訊範圍中之至少一者。

3. 如申請專利範圍第1項之裝置，其中該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置會在該血壓測量裝置於每次測量該人

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

六、申請專利範圍

的心縮及舒張血壓的幾乎同時，來由該人獲取一片段脈波傳送速度相關資訊；其中該裝置更含有一記憶裝置會積存一組該人的資訊，包括在該各測量操作中所測得的心縮與舒張血壓值，及所獲得的片段脈波傳送速度相關資訊；且該控制裝置包含一時點變化顯示裝置，可控制該顯示裝置於一由代表血壓值的第三軸與一代表脈波傳送速度相關資訊的第四軸所形成之一第二二維圖表中，在各位置顯示出各符號等，其分別對應於被記憶裝置所積存之各組該人的資訊。

4. 如申請專利範圍第1項之裝置，其中該血壓測量裝置包含：

一可加壓套囊能被戴在該人之一部位上；

一壓力改變裝置可改變該套囊內的壓力；及

一血壓決定裝置可在該套囊壓力被該壓力改變裝置所改變時，依據由該套囊所獲得之多數心跳同步脈衝的各振幅變化，而來決定該人的心縮及舒張血壓。

5. 如申請專利範圍第1項之裝置，其中該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置包含：

一第一心跳同步信號檢測裝置可由該人之一第一部位檢出一第一心跳同步信號；

一第二心跳同步信號檢測裝置可由該人之一第二部位檢出一第二心跳同步信號；及

一傳送時間決定裝置，可決定被該第一心跳同步信號檢測裝置所檢出的第一心跳同步信號之一預定點的

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

錄

六、申請專利範圍

檢出時點，與被第二心跳同步信號檢測裝置所檢出的第二心跳同步信號之一預定點的被檢出時點之間的時間差，來作為一種脈波傳送速度相關資訊的脈波傳送時間。

6. 如申請專利範圍第5項之裝置，其中該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置更包含一速度決定裝置，可依據該傳送時間決定裝置所決定的脈波傳送時間，來決定脈波傳送速度以作為脈波傳送速度相關資訊。

7. 如申請專利範圍第6項之裝置，其中該脈波傳送速度相關資訊獲取裝置更包含：

一輸入裝置可操作來輸入該人的高度；

一記憶體可儲存該人之高度與一傳送距離間之預定關係，該傳送距離係等於該人之心臟與該第一部位間之第一距離，和該人之心臟與該第二部位間之一第二距離的差；及

一傳送距離決定裝置，可依據由輸入裝置輸入之該人的高度，及儲存在記憶體中之該人高度與傳送距離間的預定關係，而來決定該傳送距離；

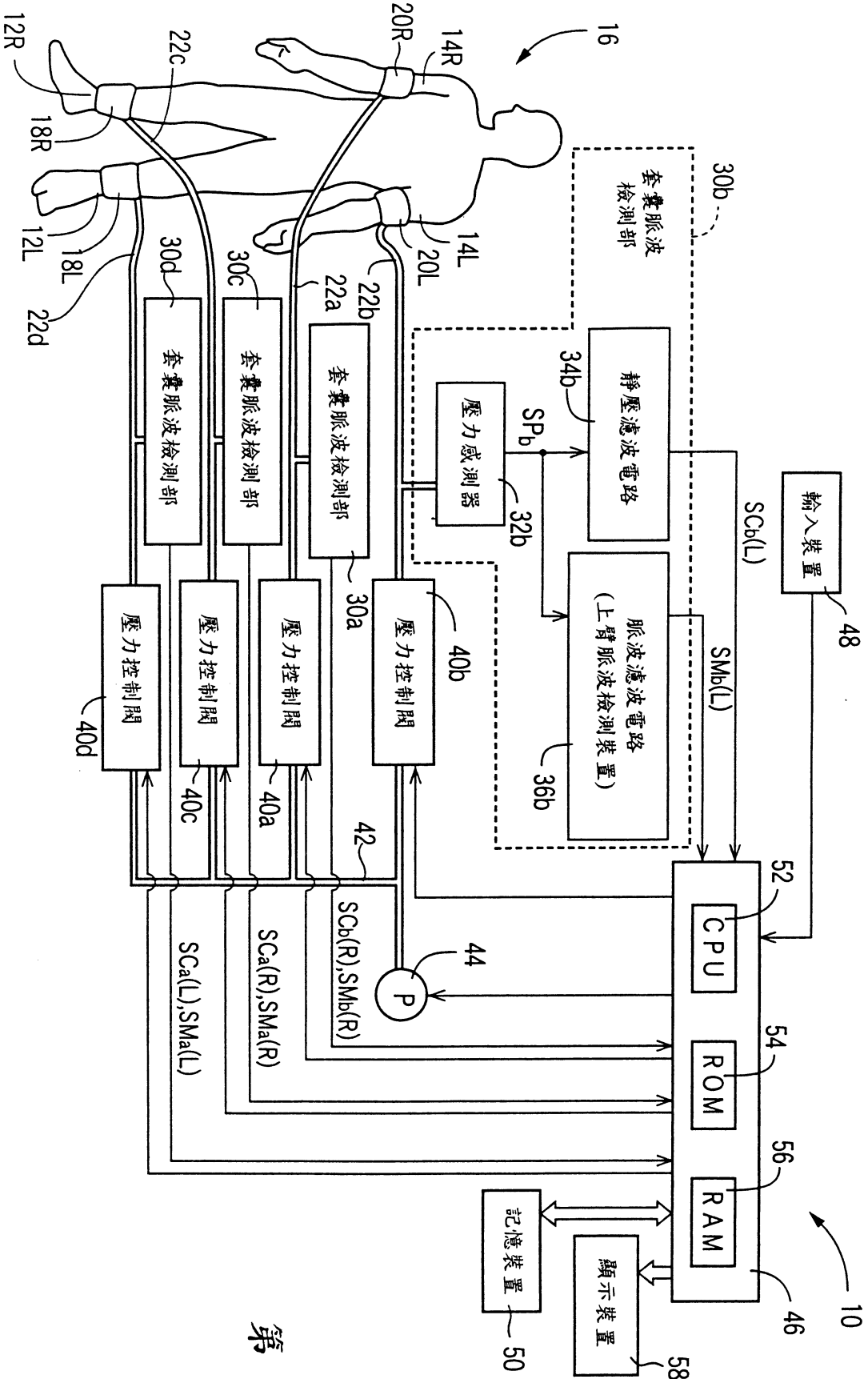
其中該速度決定裝置會依據該傳送時間決定裝置所決定的傳送時間，及該傳送距離決定裝置所決定的傳送距離，而來決定脈波傳送速度。

8. 如申請專利範圍第1至7項中任一項之裝置，其中該控制裝置會控制該顯示裝置在第一二維圖表中顯示出一直線段，其二相反端即形成該二符號。

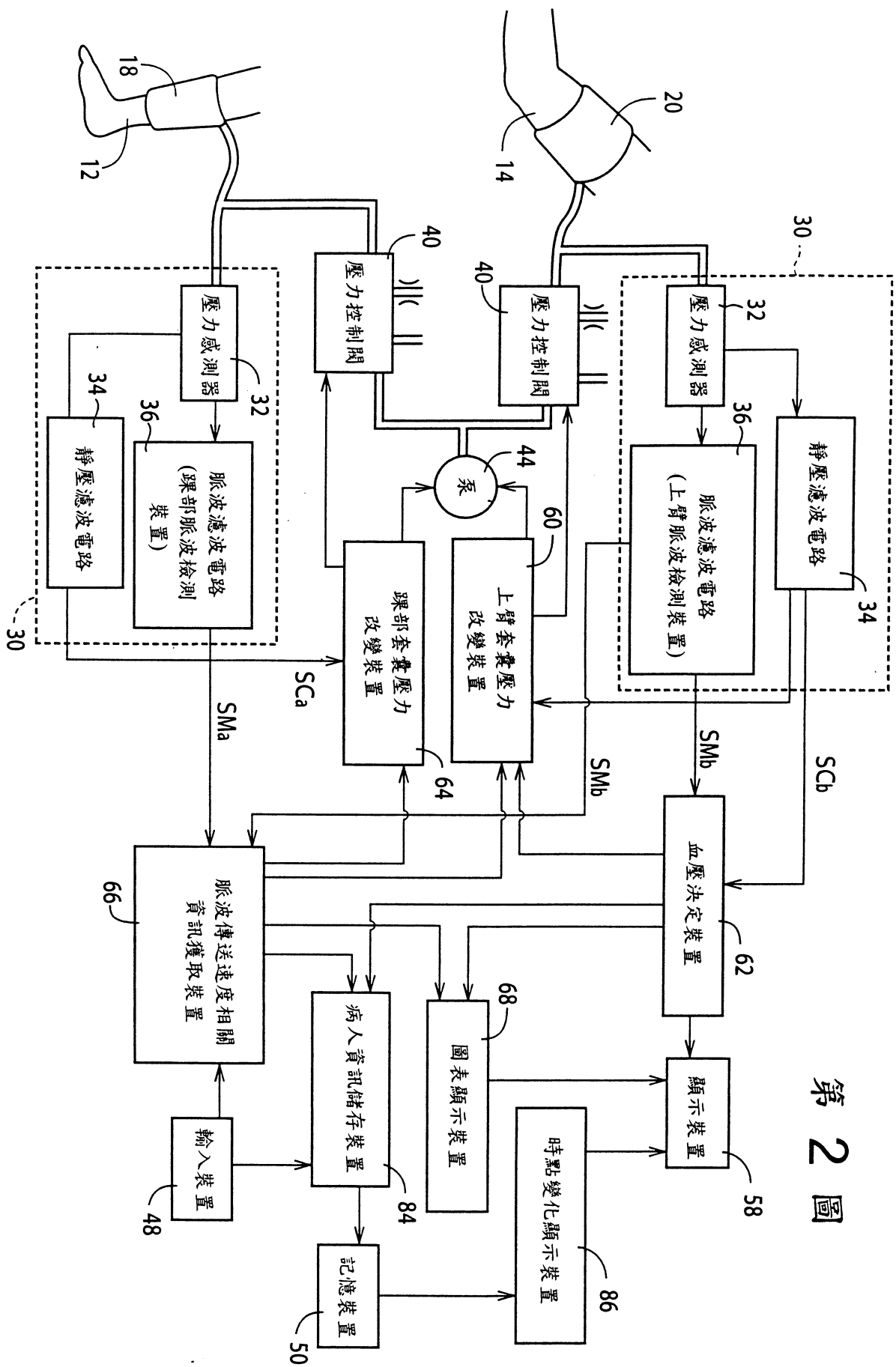
(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

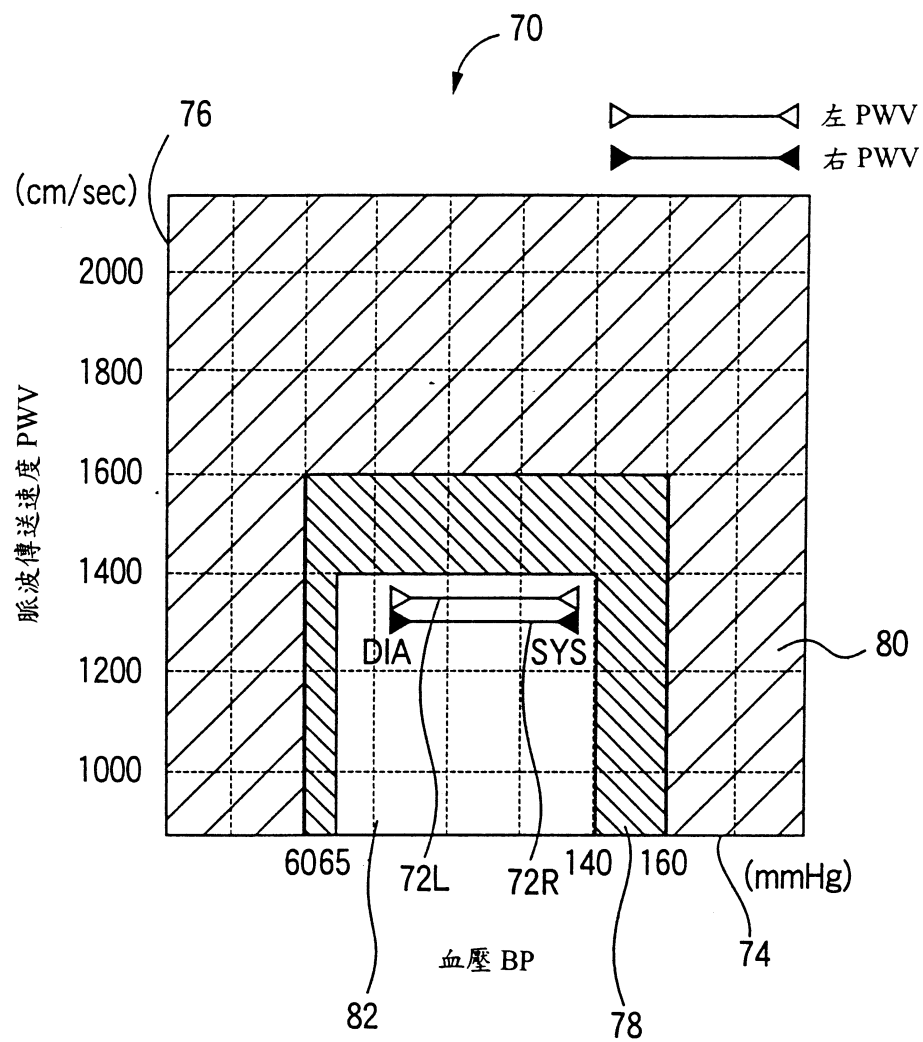
p11120pf



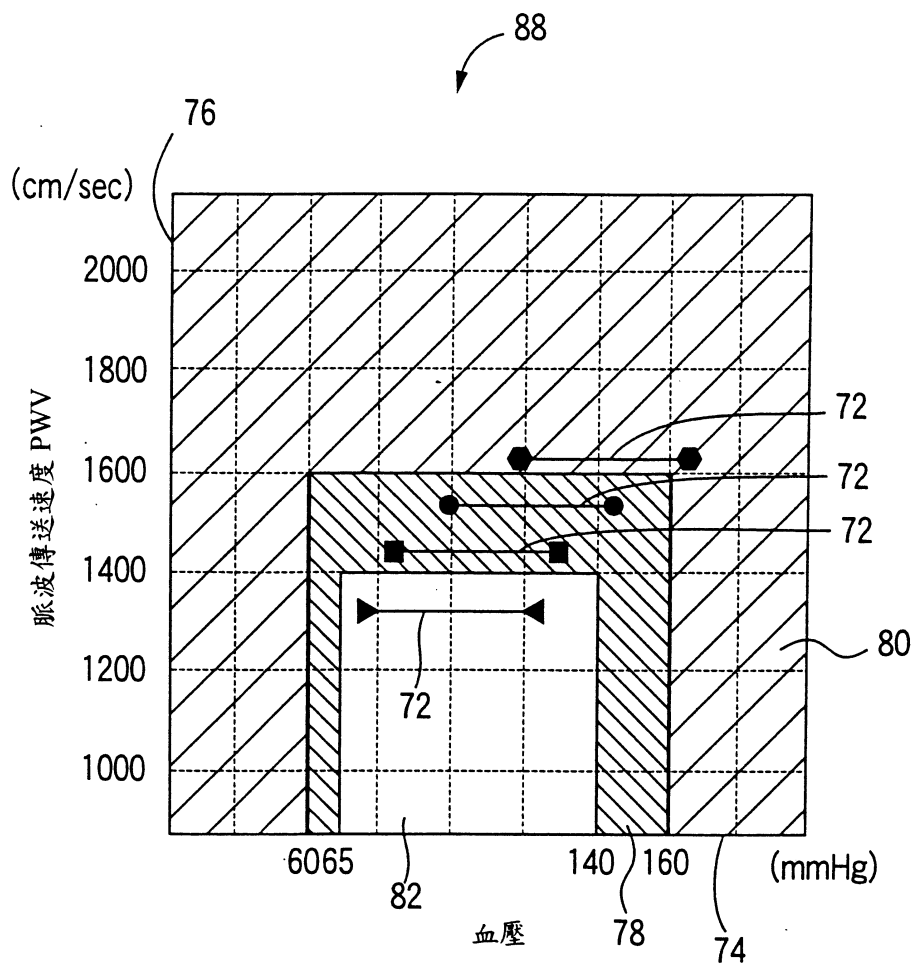
第 1 圖



第 3 圖

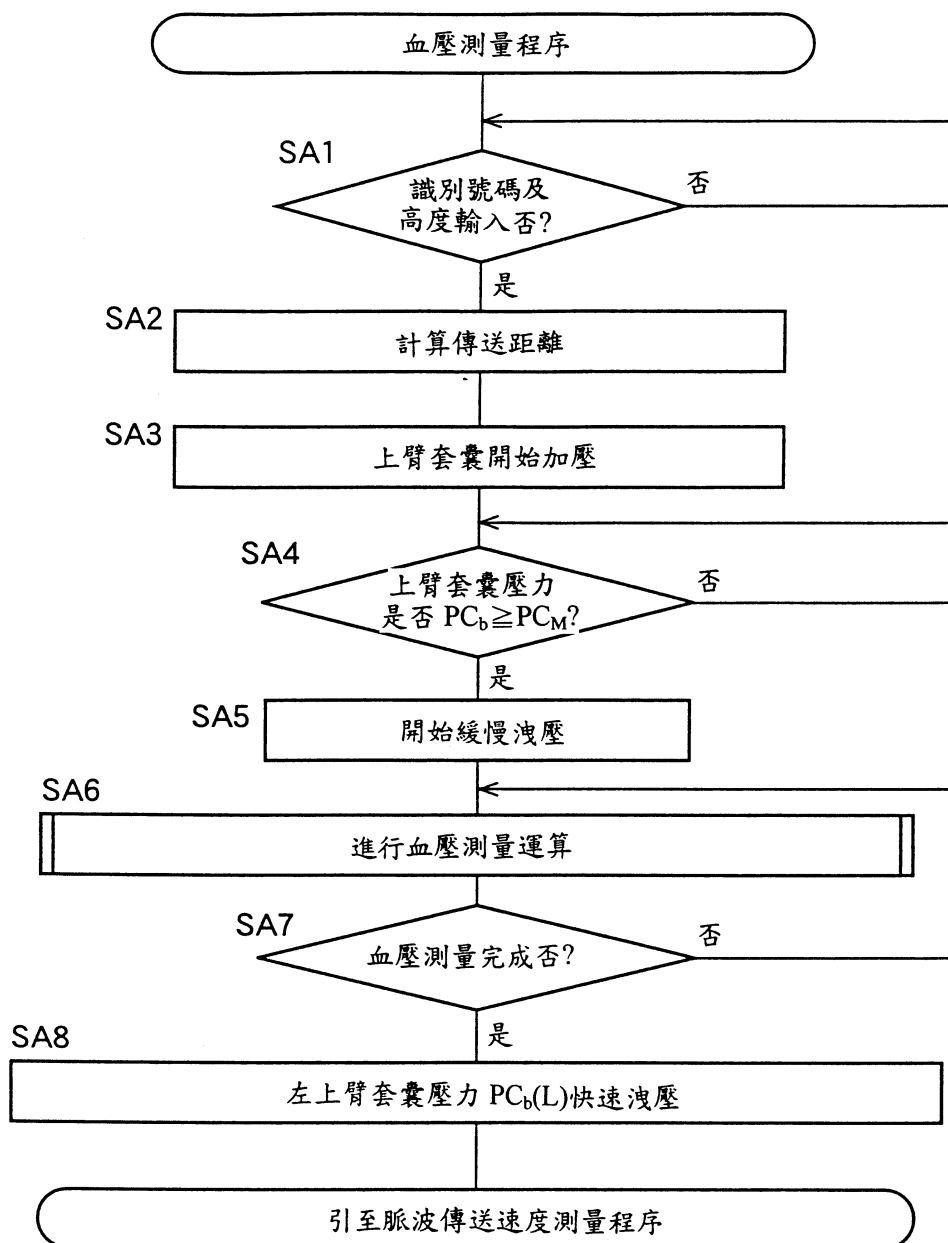


第 4 圖



- ◄——► 現時測量值
- 前一次測量值
- 再前一次測量值
- ◆——◆ 前第三次測量值

第 5 圖



第 6 圖

