



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02147912.7

[43] 公开日 2003年5月14日

[11] 公开号 CN 1416776A

[22] 申请日 2002.10.29 [21] 申请号 02147912.7

[30] 优先权

[32] 2001.10.29 [33] JP [31] 331089/2001

[71] 申请人 客林公司

地址 日本爱知县

[72] 发明人 反保明 小惊敏彦 成松清幸

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

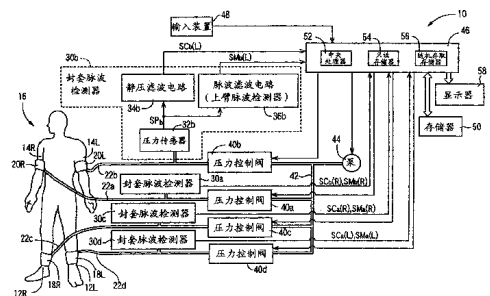
代理人 周备麟 黄力行

权利要求书3页 说明书13页 附图6页

[54] 发明名称 评定动脉硬化程度的装置

[57] 摘要

一种用于评定生命体的动脉硬化程度的装置(10)，该装置具有：一个用于测量生命体的收缩期血压和舒张期血压的血压测量装置(20, 30, 40, 44, 60, 62)；一个评定与脉波通过生命体的动脉传播的速度相关的脉波传播速度相关信息的脉波传播速度相关信息评定装置(18, 20, 36, 60, 64, 66)；一个显示器(58)；和一个用于控制上述显示器在由表示血压的第一轴线(74)和表示脉波传播速度相关信息的第二轴线(76)所限定的第一个二维图形(70)内显示出至少一个指明两个位置的符号(72)的控制器(46, 68)，上述两个位置中的一个对应于由血压测量装置测出的收缩期血压和由脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息，而另一个位置对应于由血压测量装置测出的舒张期血压和由脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息。



1. 一种用于评定生物体动脉硬化程度的装置(10)，该装置具有：
一个用于测量生命体的收缩期血压和舒张期血压的血压测量装置(20、30、40、44、60、62)；
- 5 一个用于获得与脉波通过生命体动脉传播的速度相关的脉波传播速度相关信息的脉波传播速度相关信息获得装置(18、20、36、60、64、66)；
一个显示器(58)；和
一个控制器(46、68)，该控制器用于控制上述显示器在由表示
10 血压的第一轴线(74)和表示脉波传播速度相关信息的第二轴线(76)限定的第一个二维图形(70)内显示出至少一个指明两个位置的符号(72)，所述的两个位置中，一个相应于由血压测量装置测出的收缩期血压和由脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息，而另一个位置则相应于由血压测量装置测出的舒张期血压和由
15 上述的获得装置获得的脉波传播速度相关信息。
2. 根据权利要求1的装置，其特征在于，控制器(46、68)控制显示器(58)在上述的第一个二维图形(70)内显示出：一个预先设定的对应于正常血压范围和正常脉波传播速度相关信息的正常区(82)；一个预先设定的相应于血压警戒范围和脉波传播速度相关信息的警戒范围中的至少一个范围的警戒区(78)；和一个预先设定的
20 相应于血压危险范围和脉波传播速度相关信息的危险范围中的至少一个范围的危险区(80)。
3. 根据权利要求1的装置，其特征在于，上述的脉波传播速度相关信息获得装置(18、20、36、60、64、66)在与血压测量装置(20、
25 30、40、44、60、62)多次测量中的每一次测量生命体的收缩期血压值和舒张期血压值时大致相同的时间测出一项脉波传播速度相关信息，其中，本发明装置还具有一个累计储存生命体的一套信息(包括所测量的收缩期血压值和舒张期血压值)的存储器(50)并在每次测量作业中获得一项脉波传播速度相关信息；其中，控制器(46)具有
30 一个实时变化显示器，用于控制显示器(58)在由表示血压的第三轴线(74)与表示脉波传播速度相关信息的第四轴线(76)限定的第二个二维图形(88)内分别对应于存储装置中累计储存的多组生命体信

息的相应位置上显示出相应的符号(72)。

4. 根据权利要求1的装置,其特征在于,上述的血压测量装置具有:

- 5 一个可佩戴在生命体的一个部位(14)上的可充气的封套(20);
- 一个用于改变封套内压力的压力变换器(60); 和
- 一个血压测量器(62),该测量器用于根据压力变换器改变封套压力时从封套测出的多次心搏同步脉动的相应幅度的变化测出生命体的收缩期血压和舒张期血压值。

10 5. 根据权利要求1的装置,其特征在于,上述的脉波传播速度相关信息测定装置具有:

- 一个从生命体的第一部位(12)检测第一心搏同步信号的第一心搏同步信号检测器(18,36);
- 一个从生命体的第二部位(14)检测第二心搏同步信号的第二心搏同步信号检测器(20,36); 和
- 15 一个传播时间测定器(66),该测定器用于测定由第一心搏同步信号检测器测出预定点的第二心搏同步信号的时间与由第二心搏同步信号检测器测出预定点的第二心搏同步信号的时间两者之差,作为一种脉波传播速度相关信息中的脉波传播时间。

20 6. 根据权利要求5的装置,其特征在于,上述的脉波传播速度相关信息获得装置还具有一个传播速度测定器(66),用于根据传播时间测定器(66)测出的脉波传播时间算出作为脉冲传播速度相关信息的脉波传播速度。

7. 根据权利要求6的装置,其特征在于,上述的脉波传播速度相关信息获得装置还具有:

- 25 一个用于输入生命体身高的输入装置(48);
- 一个用于储存生命体的身高与传播距离之间的预定关系的存储器(54),上述的传播距离等于生命体的心脏与第一部位之间的距离与生命体的心脏与其第二部位之间的距离两者之差;
- 一个用于根据输入装置输入的生命体的身高按照储存在存储器内的生命体身高与传播距离间的关系确定传播距离的传播距离测定器
- 30 (66),

其中,速度测定器(66)根据由传播时间测定器(66)测定的传

播时间和由传播距离测定器测定的传播距离确定脉波传播速度。

8. 根据权利要求 1~7 中任何一项的装置, 其特征在于, 控制器 (46, 68) 控制显示器 (58) 在第一个二维图形 (70) 内显示出两个相对端标有上述两个符号的直线段。

5

评定动脉硬化程度的装置

本发明的背景

5 本发明的范围

本发明涉及一种用于评定生命体的动脉硬化程度的动脉硬化程度
评定装置，具体地说，涉及一种用于根据与通过生命体的动脉传播的
脉波速度有关的脉波传播速度相关信息，诸如：脉波传播速度本身、
或脉波传播时间，评定生命体的动脉硬化程度的动脉硬化程度评定装
10 置。

相关技术现状

血管越硬，脉波通过脉管传播的速度就越快。因此，大家都知
道可根据脉波传播速度相关信息来诊断动脉硬化。通常的做法是用脉
15 波传播速度作为脉波传播速度相关信息。如果测出的脉波传播速度高
于参考值，便可诊断为晚期的动脉硬化。在许多情况下，动脉硬化与
高血压有关，并且有这样的倾向，即动脉硬化越严重，血压越高。因
此，已诊断患有高血压和晚期动脉硬化的患者要接受药物，诸如抗高
血压药，治疗以降低其血压和脉波传播速度。

20 用药物治疗的目的是将收缩期血压降低至正常值（例如不高于
140mmHg）并将脉波传播速度降低到正常值，该值与患者的测量传播速
度的部位有关。例如，在从患者的上臂和踝关节处测量脉波传播速度
的情况下，传播速度的正常值是例如不高于1400cm/秒。

25 如果用抗高血压药来降低收缩期血压，那么，其舒张期血压也会
降低。但是，如果过度降低舒张期血压，患者可能进入危险状态。因
此，需要控制服药量使收缩期血压和脉波传播速度降低但又不会过度
降低舒张期血压。具体地说，可观测到患有晚期动脉硬化的患者的脉
动压力，也就是收缩期血压与舒张期血压之差较大。因此，在临床上
降低患者的收缩期血压时，需要小心不要使舒张期血压过度地降低。

30 然而，目前只有这样的动脉硬化程度测定装置：它只能显示收缩
期血压、舒张期血压和脉波传播速度各自的值。因此，医务人员例如
医生或护士不容易一下子判断收缩期血压、舒张期血压和脉波传播速

度是否全都正常。在一些场合，虽然可以仔细观测收缩期血压和脉波传播速度，但可能看不出舒张期血压。

本发明概要

5 因此，本发明的目的是提供一种可以方便而可靠地监控正在治疗动脉硬化的生命体的脉波传播速度相关信息、收缩期血压和舒张期血压的动脉硬化程度测定装置。

本发明可实现上述目的。按照本发明，提供一种评定生命体动脉硬化程度的装置，该装置具有：一个用于测量生命体的收缩期血压和舒张期血压的血压测量器；一个用于获得与脉波通过生命体的动脉传播的速度有关的脉波传播速度相关信息的脉波传播速度相关信息获得装置；一个显示器；和一个控制器，该控制器控制上述显示器在一个由表示血压的第一轴线和表示脉波传播速度相关信息的第二轴线限定的第一个二维图形中显示出指明两个相应位置的符号，上述的相应位置中的一个对应于由上述血压测量器测出的收缩期血压和由上述脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息，而另一个位置则对应于由血压测量器测出的舒张期血压和上述测定的脉波传播速度相关信息。

在本发明的动脉硬化程度评定装置中，控制器（也就是图形显示器）控制显示器在由表示血压的轴线和表示脉波传播速度相关信息的轴线限定的第二个二维图形中显示出指明两个相应位置的测定值指示符号，上述相应位置中的一个对应于由血压测量器测定的收缩期血压和由脉波传播速度相关信息测定器测出的脉波传播速度相关信息，而另一个位置则对应于由血压测量器测出的舒张期血压和所得到的脉波传播速度相关信息。因此，医务人员可以从两个二维图形中显示的测定值指示符号的相应位置立即知道生命体的脉波传播速度相关信息和收缩期血压及舒张期血压，从而可方便且可靠地监控脉波传播速度相关信息和收缩期血压及舒张期血压。

上述的控制器或图形显示器最好控制显示器在第一个二维图形中显示出：一个预先设定的相应于血压正常范围和脉波传播速度相关信息正常范围的正常区；一个预先设定的相应于血压警戒范围和脉波传播速度相关信息的警戒范围中的至少一个范围的警戒区；和一个预先

设定的相应于血压危险范围和脉波传播速度相关信息的危险范围中的至少一个范围的危险区。

按照上述特征，若全部测定值指示符号都落在正常区内，则医务人员可判断脉波传播速度相关信息、收缩期血压和舒张期血压全都正常，若测定值指示符号中有一部分落在警戒区内，则医务人员可判断至少需要注意脉波传播速度相关信息、收缩期血压和舒张期血压中的一项，若测定值指示符号有一部分落入危险区内，则医务人员可判断至少需要治疗脉波传播速度相关信息、收缩期血压和舒张期血压中的一项。因此，本发明装置或医务人员可以更可靠地监控脉波传播速度相关信息、收缩期血压和舒张期血压。

上述的脉波传播速度相关信息获得装置最好在与血压测量器多次测量作业中的每一次测量收缩期血压和舒张期血压时大致相同的时间获得生命体的一项脉波传播速度相关信息，动脉硬化程度评定装置最好还具有一个存储器，该存储器累计储存在每次测量操作中测定的一组生命体信息，包括收缩期血压和舒张期血压和脉波传播速度相关信息，上述的控制器最好具有一个实时变化显示器，该显示器用于控制显示器在一个由表示血压的第三轴线和表示脉波传播速度相关信息的第四轴线所限定的第二个二维图形中显示出指明相应位置的相应符号，所述的相应位置分别对应于由存储器累计储存的多套生命体信息。

按照上述特征，存储器累计储存多套生命体的信息，每一套信息包括在多次测量操作中各次所测定的收缩期血压和舒张期血压以及脉波传播速度相关信息，而实时变化显示器则控制显示器在由表示血压的轴线和表示脉波传播速度相关信息的轴线限定的二维图形中显示出指明相应位置的相应测定值指示符号，上述的相应位置分别对应于由存储器累计储存的多套生命体信息。因此，医务人员可以从显示在二维图形中的多个测定值指示符号很容易立即知道收缩期血压、舒张期血压和脉波传播速度相关信息各自的实时变化情况。医务人员还可根据上述的实时变化情况和迄今的服药量判断所服的药量是否合适。

附图的简述

通过阅读下面结合附图对本发明优选实施例的详细说明将可更明

白本发明的上述的和其他的目的、特征和优点，附图中：

图 1 是说明应用本发明的动脉硬化程度测定装置的结构简图；

图 2 是说明图 1 的装置 5 的电子控制器的主要控制功能的简图；

图 3 示出由图 2 所示的图形显示器在显示器上显示出的二维图形的一个实例；

图 4 示出在显示器上由图 2 所示的图形显示器显示出的另一个二维图形的实例；

图 5 是代表血压测量过程的流程图，图 2 所示的控制器按该流程图进行主要的控制操作；和

10 图 6 是代表脉波传播速度测定过程的流程图，示于图 2 的控制器按上述流程进行主要的控制操作。

优选实施例的详细说明

下面参看附图详细说明本发明的一个实施例，图 1 示出应用本发明的动脉硬化程度评定装置的结构简图。

上述装置具有两个分别缠绕在患者 16 的左、右踝 12R、12L 上的踝封套 18R、18L 和两个分别缠绕在患者 16 的左、右上臂 14R、14L 上的上臂封套 20R、20L。每种封套 18、20 用作一种加压带压紧患者的被每个封套缠绕的部位，并具有一个用非弹性材料，诸例如布或聚酯，制成的带状外袋和一个放入上述外袋内的橡皮袋。

两个上臂封套 20R、20L 通过相应的管子 22a、22b 与相应的封套脉波检测器 30a、30b 和相应的压力控制阀 40a、40b 相连接；两个踝封套 18R、18L 通过相应的管子 22c、22d 与相应的封套脉波检测器 30c、30d 和相应的压力控制阀 40c、40d 相连接。由于 4 个封套脉波检测器 30a、30b、30c、30d 的结构相同，且 4 个压力控制阀 40a、40b、40c、40d 的结构也相同，所以在下面将封套脉波检测器 30b 和与上臂封套 20L 相连接的压力控制阀 40b 作为 4 个检测器 30 和 4 个控制阀 40 的相应代表加以说明。

封套脉波检测器 30b 具有一个压力传感器 32b、一个静压滤波电路 34b 和一个脉波滤波电路 36b，管子 22b 与压力传感器 32b 相连接。压力控制阀 40b 通过管子 42 与空气泵 44 相连接。

压力控制阀 40b 安装成可选择性地控制到下列 4 种位置中之一，

即控制阀 40b 调节来自空气泵 44 的加压空气的压力并将调节好的加压空气供入上臂封套 20L 的供气位置；控制阀 40b 保持上臂封套 20L 内的压力的保压位置；控制阀 40b 缓慢降低上臂封套 20L 内的压力的慢速放气位置；和控制阀 40b 快速降低上臂封套 20L 内的压力的快速放气位置。

压力传感器 32b 检测上臂封套 20L 内的压力，并将代表被测到的压力的压力信号 $SP_b(L)$ 传送到静压滤波电路 34b 和脉波滤波电路 36b。静压滤波电路 34b 具有一个低通滤波器，该滤波器从上述压力信号 $SP_b(L)$ 提取一个代表作为被测出压力的静态分量的左上臂封套压力。PC_b(L) 的左上臂封套压力信号 SC_b(L)。滤波电路 34b 将上述左上臂封套压力信号 SC_b(L) 通过 A/D (模拟-数字) 转换器 (未示出) 传送到电子控制器 46。

脉波滤波电路 36b 具有一个带通滤波器，该滤波器从上述压力信号 $SP_b(L)$ 提取一个代表作为被测出压力的具有预定频率的振荡分量的左上臂脉波 $W_b(L)$ 的左上臂脉波信号 SM_b(L)。滤波电路 36b 通过 A/D 转换器 (未示出) 将左上臂封套脉波信号 SM_b(L) 传送到电子控制器 46。由于左上臂脉波信号 SM_b(L) 代表由受到上臂封套 20L 加压的左上臂 14L 的动脉产生的左上臂脉波 $W_b(L)$ ，故脉波滤波电路 36b 可起到上臂脉波检测器的作用。同理，封套脉波检测器 30a 的脉波滤波电路 36a 也可用作上臂脉波检测器提供一种代表作为受到上臂封套 20R 加压的右上臂 14R 的动脉产生的振荡压力波的右上臂脉波 $W_b(R)$ 的右上臂脉波信号 SM_b(R)；封套脉波检测器 30c 的脉波滤波器 36c 可用作踝脉波检测器来提供一种代表作为受到踝封套 18R 加压的右踝 12R 的动脉所产生的振荡压力波的右踝脉波 $W_a(R)$ 的右踝脉波信号 SM_a(R)；而封套脉波检测器 30d 的脉波滤波电路 36d 可用作踝脉波检测器来提供一种代表作为由受到踝封套 18L 加压的左踝 12L 的动脉所产生的振荡压力波的左踝脉波 $W_a(L)$ 的左踝脉波信号 SM_a(L)。上臂封套 20L、封套脉波检测器 30b、压力控制阀 40b 和空气泵 44 互相配合而成为一种上臂血压测量装置 40L，同理，上臂封套 20R、封套脉波检测器 30a、压力控制阀 40a 和空气泵 44 互相配合而成为另一个上臂血压测量装置 40R。

在下面的说明中，上臂封套 20R 加压的压力用右上臂封套压力 PC_b(R) 表示；由静压滤波电路 34a 提取的信号用右上臂封套压力信号

SC_b(R)表示;由脉波滤波电路 36a 提取的信号用右上臂脉波信号 SM_b(R)表示;上臂封套 20L 加压的压力用左上臂封套压力 PC_b(L)表示;由静压滤波器 34b 提取的信号用左上臂封套压力信号 SC_b(L)表示,由脉波滤波电路 36C 提取的信号由左上臂脉波信号 SM_b(L)表示;右上臂封套压力 PC_b(R)或左上臂封套压力 PC_b(L)当它们不需要互相区别时,可简单地用上臂封套压力 PC_b表示;右上臂脉波信号 SM_b(R)或左上臂脉波信号 SM_b(L)不需要互相区别时可简单地用上臂脉波 SM_b表示。另外,踝封套 18R 施加的压力用右踝封套压力 PC_a(R)表示;由静压滤波电路 34C 提取的信号用右踝封套压力信号 SC_a(R)表示;由脉波滤波电路 36C 提取的信号用右踝脉波信号 SM_a(R)表示;踝封套 18L 施加的压力用左踝封套压力 PC_a(L)表示;由静压滤波器 34d 抽取的信号用左踝封套压力信号 SC_a(L)表示;由脉波滤波电路 36d 抽取的信号用左踝脉波信号 SM_a(L)表示;右踝封套压力 PC_a(R)或左踝封套压力 PC_a(L)当它们不需要互相区分时将简单地用踝封套压力 PC_a表示,右踝脉波信号 SM_a(R)或左踝脉波信号 SM_a(L)当它们不需要互相区分时将简单地用踝脉波信号 SM_a表示。

用作患者标识器或身高输入器的输入装置 48 具有多个用于输入识别患者的标识号和患者身高的输入键(未示出),该输入键还向控制器 46 供给代表输入的识别号和身高的相应信号。由普通的存储元件例如磁盘、磁带、半导体易失存储元件或半导体非易失存储元件构成存储器 50,该存储器 50 在相应的预定存储区中储存由控制器 46 测出的血压值 BP 和脉波传播速度 PWV 以及通过输入装置 48 输入的患者识别号和患者身高。

电子控制器 46 实际上是由一个微型计算机构成的,该微型计算机具有一个中央处理器(CPU)52、一个只读存储器(ROM)54、一个随机存取存储器(RAM)56 和输入和输出(I/O)端口(未示出)。上述的 CPU52 极据预先储存在 RAM54 内的控制程序处理各种信号,同时又利用 RAM56 的暂存功能,将信号经由 I/O 端口输送到空气泵 44 和压力控制阀 40(40a, 40b, 40c, 40d)。另外, CPU52 测量患者的血压 BP 和脉波传播速度 PWV,并控制由显示器 58 显示的内容。

图 2 是说明电子控制器 46 的主要控制功能的简图。在本发明的动脉硬化程度测定装置 10 中,有两个上臂封套 20L、20R 分别套在左、

右上臂 14L、14R 上；两个脉波检测器 30b、30a 和两个压力控制阀 40b、40a 分别与左、右上臂封套 20L、20R 相连接；两个踝封套 18L、18R 分别套在左、右踝 18L、18R 上；两个脉波检测器 30d、30c 和两个压力控制阀 40d、40c 分别与左、右踝封套 18L、18R 相连接。但是，控制器 46 的各种控制功能对于左、右上臂 14 或左、右踝 12 来说全是通用的，并且可用于左、右上臂 14 或左、右踝 12，或者仅用于左、右上臂 14 中的一个或左、右踝 12 中的一个，就是说，或者用于左臂 14 或者用于左踝 12，或者用于右臂 14 或者用于右踝 12，因此，图 2 仅示出一个代表左、右上臂封套 20 或它们中的一个的上臂封套 20，并仅示出一个代表左、右踝封套 18 或它们中的一个的踝封套 18。

上臂封套压力变换器 60 按照血压测量器 62 供给的指令信号而工作（下面还要说明），以便根据与上臂封套 20 相连接的封套脉波检测器 30 的静压滤波电路 34 供给的上臂封套压力信号 SC_b 来控制空气泵 44 和与上臂封套 20 相连接的压力控制阀 40，从而将上臂封套压力 PC_b 快速升高到预定的目标压力值 PCM（例如 180mmHg），然后以 3mmHg/s 的速度缓慢降低，并在测定了血压值 BP 后，使上臂封套压力 PC_b 降低到大气压力。另外，上臂封套压力变换器 60 按照由脉波传播速度相关信息测定器 66 供给的指令信号而工作（下面还要说明），以便将上臂封套压力 PC_b 改变为预定的低于上臂 14 的舒张血压的上臂脉波检测压力例如 60mmHg。上臂脉波检测压力值被预先设定到可保证由脉波滤波电路 36 抽取的上臂脉波信号 SM_b 具有足够的强度。

血压测量器 62 按照公知的示波测量法根据由在上臂封套压力变换器 60 的控制下缓慢降低上臂封套压力 PC_b 时连续供给的上臂脉波信号 SM_b 所代表的上臂脉波 W_b 的连续的心搏同步脉动的相应幅度的变化测量出患者的收缩期血压值 BP_{SYS} 、舒张期血压值 BP_{DIA} 、和平均血压值 BP_{MBAN} ，并控制显示器 58 显示出所测出的收缩期血压值 BP_{SYS} 等。

踝封套压力变换器 64 按照由脉波传播速度相关信息测定器 66 供给的指令信号而工作（下面还要说明），以便根据由封套脉波检测器 30 的与踝封套 18 相连接的静压滤波电路 34 供给的踝封套压力信号 SC_a 来控制空气泵 44 和与踝封套 18 相连接的压力控制阀 40，从而使踝封套压力 PC_a 改变至预先设定的低于踝 12 的舒张期血压的踝脉波检测压力例如 60mmHg，该踝脉波检测压力值被预先设定到可保证由脉波滤波

电路 36 抽取的踝脉波信号 SM_a 具有足够的强度，并可与预先设定的上臂脉波检测压力值相等。

脉波传播速度相关信息获得装置 66 根据由封套脉波检测器 30 的与上臂封套 20 相连接的脉波滤波电路 36 抽取的上臂脉波信号 SM_b 和由封套脉波检测器 30 的与踝封套 18 相连接的脉波滤波电路 36 抽取的踝脉波信号 SM_a 测出脉波传播速度相关信息。

更具体地说，信息获得装置 66 获得一个作为脉波传播时间 DT (秒) 的时间差，该时间差是由上臂脉波信号 SM_b 表示的上臂脉波 W_b 的心搏同步脉动的预定点 (例如最高点或最大值点) 的检测时间与由对应于上臂脉波 W_b 的预定点的踝脉波信号 SM_a 表示的预定踝脉波 W_a 的检测时间两者之差。由于上臂脉波信号 SM_b 可以是左、右上臂脉波信号 $SM_b(L)$ 、 $SM_b(R)$ 中的任一个，而踝脉波信号 SM_a 可以是左、右踝脉波信号 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 中的任一个，所以利用两个信号 $SM_b(L)$ 、 $SM_b(R)$ 之一和两个信号 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 之一来测定脉波传播时间 DT 有 4 种可能的组合。这 4 种组合中的任一种都是可以采用的。

另外，信息获得装置 66 还可按照预先储存在 RAM54 内的下列公式 1 所表示的患者身高 H 与脉波传播距离 L 之间的关系根据输入装置 48 输入的身高 H 算出传播距离 L ，并且最后按照下面的预先储存在 RAM54 内的公式 2 根据上面测出的传播距离 L 和脉波传播时间 DT 算出脉波传播速度 PWV (cm/S)：

$$L = \alpha H + \beta \quad (1)$$

式中 α 和 β 是凭经验得到的常数。

$$PWV = L / DT \quad (2)$$

上述的传播距离 L 大致等于患者心脏与戴着上臂封套 20 的上臂 14 之间的距离和患者心脏与戴着踝封套 18 的踝 12 之间的距离两者之差。

本发明的动脉硬化程度评定装置 10 用来观测可能由于服药造成的血压和脉波传播速度相关信息的相应变化。因此，脉波传播速度相关信息获得装置器 66 最好在与血压测量器 62 测量血压值 BP 的时间大致相同的时间获得脉波传播速度相关信息，这里用词组“大致相同的时间”意味着脉波传播速度相关信息和血压值都是受同一次服药的影响。

图形显示器 68 控制显示器 58 显示出二维图形 70 (如图 3 所示), 并在二维图形 70 上还显示出两个测定值指示符号 72L, 72R。上述的二维图形 70 由血压轴线 74 和脉波传播速度轴线 76 限定。每个测定值指示符号 72L, 72R 表示一段直线。该直线的两相对端中的一端对应于由血压测量器 62 测出的舒张期血压值 BP_{DIA} 和由脉波传播速度相关信息测定器 66 算出的脉波传播速度 PWV, 上述直线的另一端对应于由血压测量器 62 测出的收缩期血压值 BP_{SYS} 和测定器 66 算出的脉波传播速度 PWV。示于图 3 和 4 的两个符号 72L、72R 中的 72L 表示从左上臂 14L 测出的血压值 $BP(L)$, 和根据左踝脉波信号 $SM_L(L)$ 测定的左脉波传播速度 PWV(L), 另一个符号 72R 表示从右上臂 14R 测出的血压值 $BP(R)$ 和根据右踝脉波信号 $SM_L(R)$ 测定的右脉波传播速度 PWV(R)。但是, 不一定显示两个符号 72L、72R, 可以只显示单个符号 72。

二维图形 70 含有一个与血压 BP 的警戒范围和脉波传播速度 PWV 警戒范围中的至少一个相对应的警戒区 78 和一个与血压 BP 的危险范围和脉波速度传播速度 PWV 的危险范围中的至少一个相对应的危险区 80。每个警戒区表示需要注意病情, 每个危险区表示需要治疗。对应于血压 BP 的正常范围和脉波传播速度 PWV 的正常范围的正常区 82 由二维图形 70 除警戒区 78 和危险区 80 以外的其余区域构成。

患者信息存储器 84 在存储器 50 内的预定存储区中储存患者的一套信息, 包括由输入装置 48 供给的患者标识号和身高、由血压测量器 62 测出的血压值 BP, 和由脉波传播速度相关信息获得装置 66 获得的脉波传播速度相关信息。

实时变化显示器 86 可控制显示器 58 除了显示由图形显示器 68 显示的第一个二维图形 70 外, 还显示与第一个二维图形 70 相似的第二个二维图形 88 (见图 4), 并且在第二个图形 88 (或第一个图形 70) 内不仅显示出对应于现时测量操作的测定值指示符号 72, 而且还显示出对应于一次或多次过去测量操作得出的一个或多个测量值指示符号 72 也就是储存在存储器 50 内的患者的一组或多组信息。图 4 示出实时变化显示器 86 显示的二维图形 88 的实例。

图 5 和 6 示出说明图 2 所示的电子控制器 46 的主要控制操作的流程图。图 5 示出测量血压的流程, 图 6 示出进行过图 5 流程后随之进行的脉波传播速度测定流程。

首先说明图 5 的测量血压的流程。在步骤 SA1 (下面在合适时省去“步骤”二字), 控制器 46 判断是否已输入患者的标识号和身高, 也就是说输入装置 48 是否输入了表示患者标识号和身高的信号。如果在 SA1 得到否定回答, 便再重复 SA1 的操作, 直至得到肯定的回答。另一方面, 若在 SA1 得到肯定回答, 则可进入 SA2 和随后的步骤。在 SA2, 控制器按照上面提到的公式 1 根据输入装置 48 提供的患者身高确定传播距离 L。

然后, 在 SA3, 控制器开动空气泵 44, 并拨动与左、右上臂封套 20R、20L 相连接的压力控制阀 40a、40b, 使其转换到充气位置, 这就使左、右上臂封套压力 $PC_b(L)$ 、 $PC_b(R)$ 开始快速升高。随后, 在 SA4, 控制器判断上臂封套压力 $PC_b(L)$ 、 $PC_b(R)$ 是否已达到目标压力值 PCM (预先设定为 180mmHg)。当得到否定回答时, 再重复步骤 SA4。另一方面, 如果在 SA4 得到肯定的回答, 控制操作可进入 SA5, 关闭空气泵 44, 并将压力控制阀 40a, 40b 转换到其缓慢放气位置, 从而开始以 3mmHg/s 的速度缓慢降低上臂封套压力 $PC_b(L)$ 、 $PC_b(R)$ 。

然后, 控制操作进到与血压测量器 62 相对应的 SA6, 在 SA6, 控制器按照公知的示波测量法根据左上臂封套压力 $PC_b(L)$ 缓慢降低时连续得到的由左上臂脉波信号 $SM_b(L)$ 表示的左上臂脉波 $W_b(L)$ 的连续的心搏同步脉动的相应幅度的变化测定左上臂 14L 的收缩期血压值 $BP_{SYS}(L)$ 、舒张期血压值 $BP_{DIA}(L)$ 和平均血压值 $BP_{MEAN}(L)$, 并且还按照公知的示波测量法根据右上臂封套压力 $PC_b(R)$ 缓慢降低时连续得到的由右上臂脉波信号 $SM_b(R)$ 表示的右上臂脉波 $W_b(R)$ 的连续的心搏同步脉动的相应幅度的变化, 再测定右上臂 14R 的收缩期血压值 $BP_{SYS}(R)$ 、舒张期血压值 $BP_{DIA}(R)$ 和平均血压值 $BP_{MEAN}(R)$ 。

然后, 在 SA7, 控制器判断在 SA6 是否完成了血压值 BP 的测定。由于舒张期血压值 BP_{DIA} 是在 SA6 最后测定的, 所以控制器只判断舒张期血压值 BP_{DIA} 是否已经测出。如果在 SA7 得到肯定的回答, 控制操作可进行 SA8, 将压力控制阀 40b 转换到其快速放气位置, 从而使左上臂封套压力 $PC_b(L)$ 降低到大气压力值。然后, 控制程序进入图 6 的脉波传播速度测定流程。

下面说明图 6 的测量脉波传播速度的流程。首先, 在步骤 SB1, 控制器再次起动空气泵 44, 并控制压力控制阀 40a、40c, 40d, 使右上

臂封套压力 $PC_b(R)$ 和左、右踝封套压力 $PC_a(L)$ 、 $PC_a(R)$ 分别转变为上臂脉波检测压力和踝脉波检测压力，分别等于 60mmHg。

然后，在 SB2，控制器记录由封套脉波检区器 30a 的与上臂封套 14R 相连接的脉波滤电路 36b 供给的右上臂脉波信号 $SM_b(R)$ 和由封套脉波检测器 30d、30c 的与左、右踝封套 18L、18R 相连接的脉波滤波电路 36d、36c 供给的踝脉波信号 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 。随后，在 SB3，控制器判断是否记录了右上臂脉波信号 $SM_b(R)$ 和两个踝脉波信号 $SM_a(L)$ 、 $SM_a(R)$ 的相应的一次心搏波幅。如果在 SB3 得到否定的答案，则重复 SB2 和随后的步骤，同时继续判读上述信号。

另一方面，若在 SB3 得到肯定的答案，控制程序便进入 SB4，将压力控制阀 40a，40c，40d 转换到其快速放气位置，并关闭空气泵 44，从而使右上臂封套压力 $PC_b(R)$ 和左、右踝封套压力 $PC_a(L)$ 、 $PC_a(R)$ 降低至大气压力。在图 5 和 6 的流程图中，SA3 ~ SA5，SA8，SB1 和 SB4 对应于上臂封套压力变换器 60，SB1 和 SB4 则对应于踝封套压力变换器 64。

然后，在 SB5，控制器测定右上臂脉波 $W_b(R)$ 和左、右踝脉波 $W_a(L)$ 、 $W_a(R)$ 各自的与一次心搏相应的波幅最高点，也就是相应的波幅最低点，并在重复 SB2 和 SB3 时进行记录，另外，控制器测定上臂脉波 W_b 之最高点的测定时间与左踝脉波 $W_a(L)$ 之最高点的测定时间之间的时间差作为左脉波传播时间 $DT(L)$ ，并测定上臂脉波 W_b 之最高点的测定时间与右踝脉波 $W_a(R)$ 之最高点的测定时间之间的时间差作为右脉波传播时间 $DT(R)$ 。然后，在 SB6，控制器根据在 SB5 测定的左脉波传播时间 $DT(L)$ 和在图 5 的 SA2 测定的传播距离 L 按照上面提到的公式 2 算出左脉波传播速度 $PWV(L)$ ，并根据在 SB5 测定的右脉波传播时间 $DT(R)$ 和上述传播距离 L 按照公式 2 计算出右脉波传播速度 $PWV(R)$ 。在图 5 和 6 的流程图中，SA2、SB5 和 SB6 对应于脉波传播速度相关信息获得装置 66。

然后，控制程序进入对应于患者信息存储器 84 的 SB7，在 SB7，控制器在存储器 50 内储存一套患者的信息，包括患者的在 SA1 输入的标识号和身高，在 SA6 测出的左、右收缩期血压值 $BP_{sys}(L)$ 、 $BP_{sys}(R)$ 和在 SB6 测出的左、右脉波传播速度值 $PWV(L)$ 、 $PWV(R)$ 。

然后，控制程序进入对应于图形显示器 68 的 SB8，如图 3 所示，

控制器控制显示器 58 显示出二维图形 70，并在图形 70 内还显示出两个测量值指示符号 72L、72R，其中 72L 相当于在 SA6 测出的左收缩期血压值 $BP_{SYS}(L)$ 和左舒张期血压值 $BP_{DIA}(L)$ 以及在 SB6 测出的左脉波传播速度 $PWV(L)$ ，测定值指示符号 72R 相当于在 SA6 测出的右收缩期血压值 $BP_{SYS}(R)$ 和右舒张期血压值 $BP_{DIA}(R)$ 以及在 SB6 测出的右脉波传播速度 $PWV(R)$ 。

然后，控制程序进入对应于实时变化显示器 86 的 SB9，如图 4 所示，控制器控制显示器 58 使之显示出二维图形 88，并在图形 88 中还显示出两个或多个测量值指示符号 72，该符号对应于两套或多套在存储器 50 中已储存的现时测量血压值 BP 和脉波传播速度 PWV 的患者 16 的信息。因此，显示器 58 可显示出患者 16 的血压 BP 和脉波传播速度 PWV 各自的实时变化情况。

在应用图 5 和 6 的流程图的实施例中，控制器 46 在 SB8（图形显示器 68）控制显示器 58 在由血压轴线 74 与脉波传播速度轴线 76 限定的二维图形 70 中显示出测量值指示符号 72，该符号 72 的一端的位置相应于在 SA6（血压测量器 62）测出的收缩期血压值 BP_{SYS} 和在 SB6（脉波传播速度相关信息获得装置 66）测出的脉波传播速度 PWV ，而其另一端的位置则相应于在 SA6（血压测量器 62）测出的舒张期血压值 BP_{DIA} 和在 SB6（获得装置 66）测出的脉波传播速度 PWV 。因此，医务人员（例如医生或护士）从显示在二维图形 70 内的符号 72 的位置便可立即知道患者的脉波传播速度 PWV 、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} ，故可以方便且可靠地监控患者的脉波传播速度 PWV 、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 。

另外，在应用图 5 和 6 的流程图的实施例中，控制器控制显示器 58 在二维图形 70 内显示出相当于血压 BP 的正常范围和脉波传播速度 PWV 的正常范围的正常区 82、相当于血压 BP 的警戒范围和脉波传播速度 PWV 的警戒范围中的至少一个范围的警戒区 78 和相当于血压 BP 的危险范围和脉波传播速度 PWV 危险范围中的至少一个范围的危险区 80。因此，若测量值指示符号 72 处于正常范围 82 内时，医务人员便可诊断脉波传播速度 PWV 、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 全都是正常的。如果符号 72 有一部分位于警戒区 78 内，医务人员便可判断需要对脉波传播速度 PWV 、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA}

中的至少一项加以注意，如果符号 72 有一部分落入危险区 80 内，医务人员便可判断需要对脉波传播速度 PWV、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 中的至少一项进行治疗。因此，提高了监控脉波传播速度 PWV、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 的可靠性。

5 另外，在应用图 5 和 6 的流程图的实施例中，控制器 46 在 SB9(实时变化显示器 86) 控制显示器 58 在二维图形 88 内显示出两个或多个测定值指示符号 72(如果存储装置 50 存储了两套或多套分别包括患者的脉波传播速度 PWV、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 的信息的话)。因此，医务人员可以从显示在二维图形 88 内的两个或多个符号
10 号 72 方便而即时地知道脉波传播速度值 PWV、收缩期血压值 BP_{SYS} 和舒张期血压值 BP_{DIA} 各自的实时变化情况。医务人员根据上述的实时变化情况和迄今的服药量判断所服的药量是否合适。

虽然上面参看附图按其优选实施例说明了本发明，但是应当明白，本发明也可用其他方法予以实施。

15 例如，在所示的实施例中，由图形显示器 68 或实时变化显示器 86 中显示的测定值指示符号 72 是一根直线段，它的一端相应于舒张期血压值 BP_{DIA} 和脉波传播速度 PWV，而其另一端相应于收缩期血压值 BP_{SYS} 和脉波传播速度 PWV，但是，也可以只显示出对应于每段直线段 72 之两端的两个点作为测定值指示符号。

20 在所说明的动脉硬化程度测定装置 10 中，封套 18、20 分别戴在踝 12 和上臂 14 上，并根据以上两个位置(即踝 12 和上臂 14)测出的各自的心搏同心信号也就是脉波获得脉波传播速度相关信息。但是，也可以根据从患者的其他部位例如心脏、颈部、腕部、或手指尖等测得的心搏同步信号而获得脉波传播速度相关信息。

25 另外，在所说明的实施例中，血压测量器 62 根据套在上臂 14 上的上臂封套 20 内的压力变化测定血压值 BP。但是，血压测量器 62 也可以改为根据戴在踝 12 上的踝封套 18 内的压力变化来测定血压值 BP。另外，也可在除了上臂 14 和踝 12 以外的其他部位(例如股部)戴上封套并根据该封套内的压力变化而测定血压值 BP。

30 应当明白，熟悉本技术的人们可以通过其他的变化、改进和改型来实施本发明而不背离所附权利要求所规定的本发明的精神和范围。

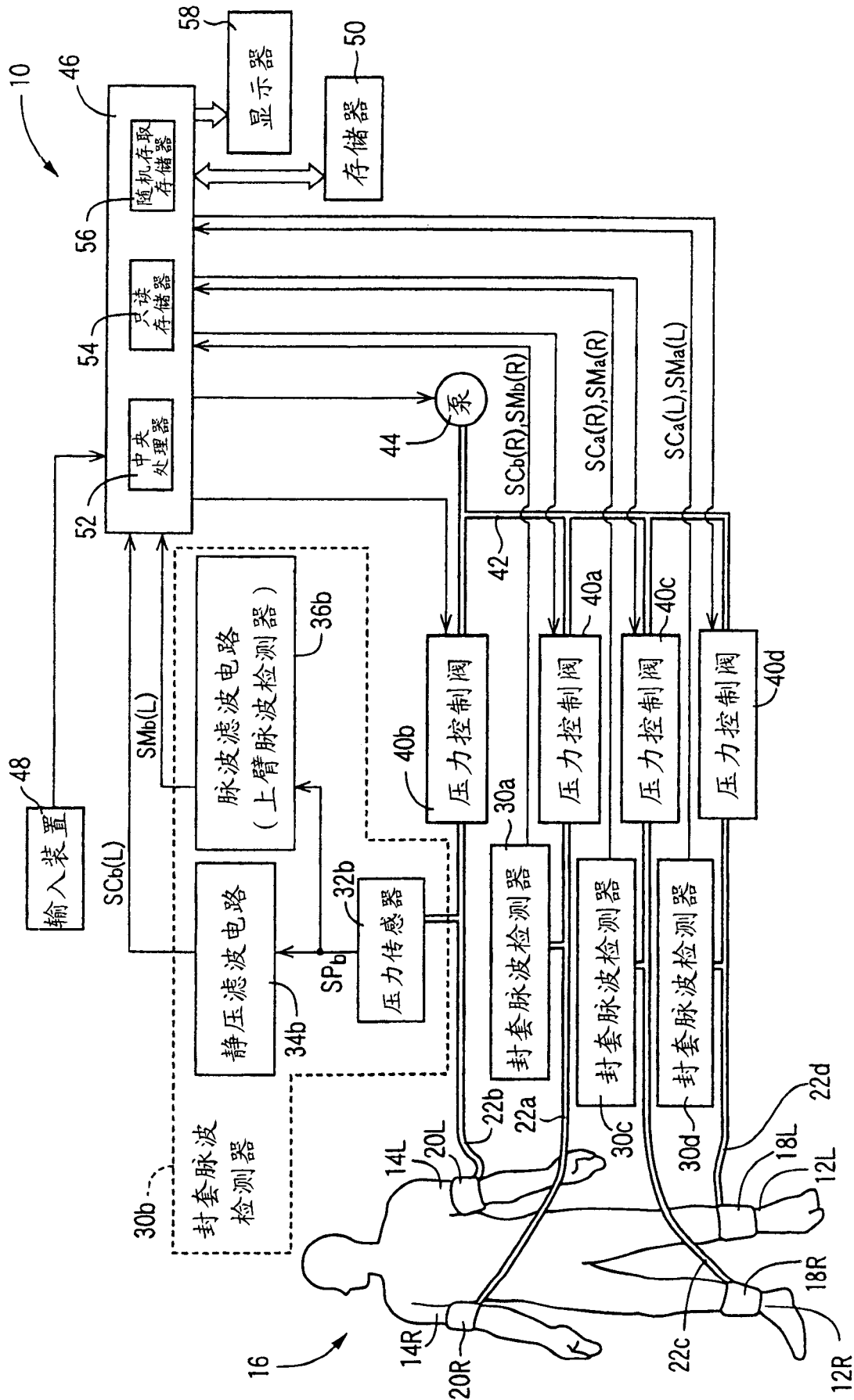


图 1

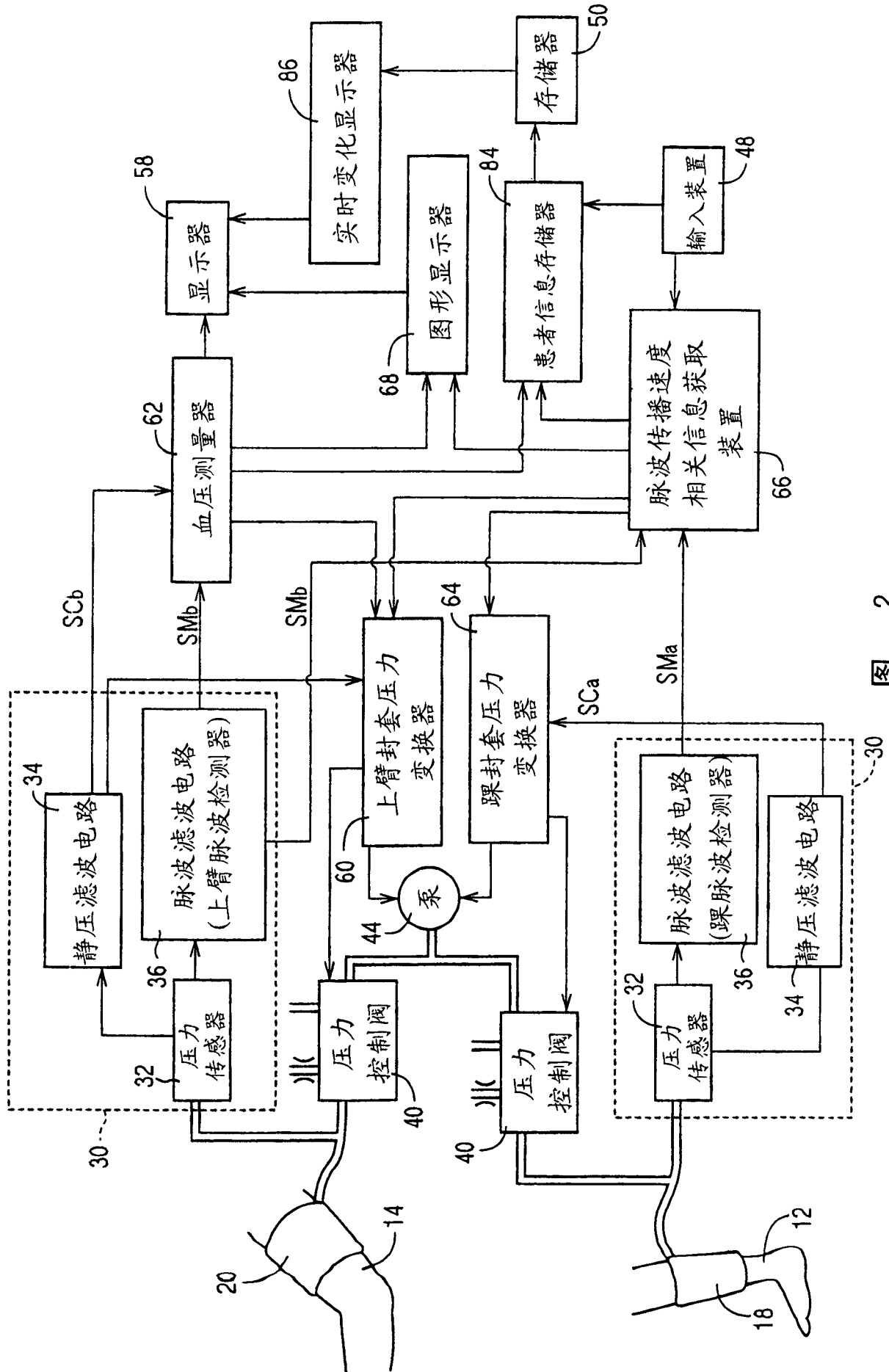


图 2

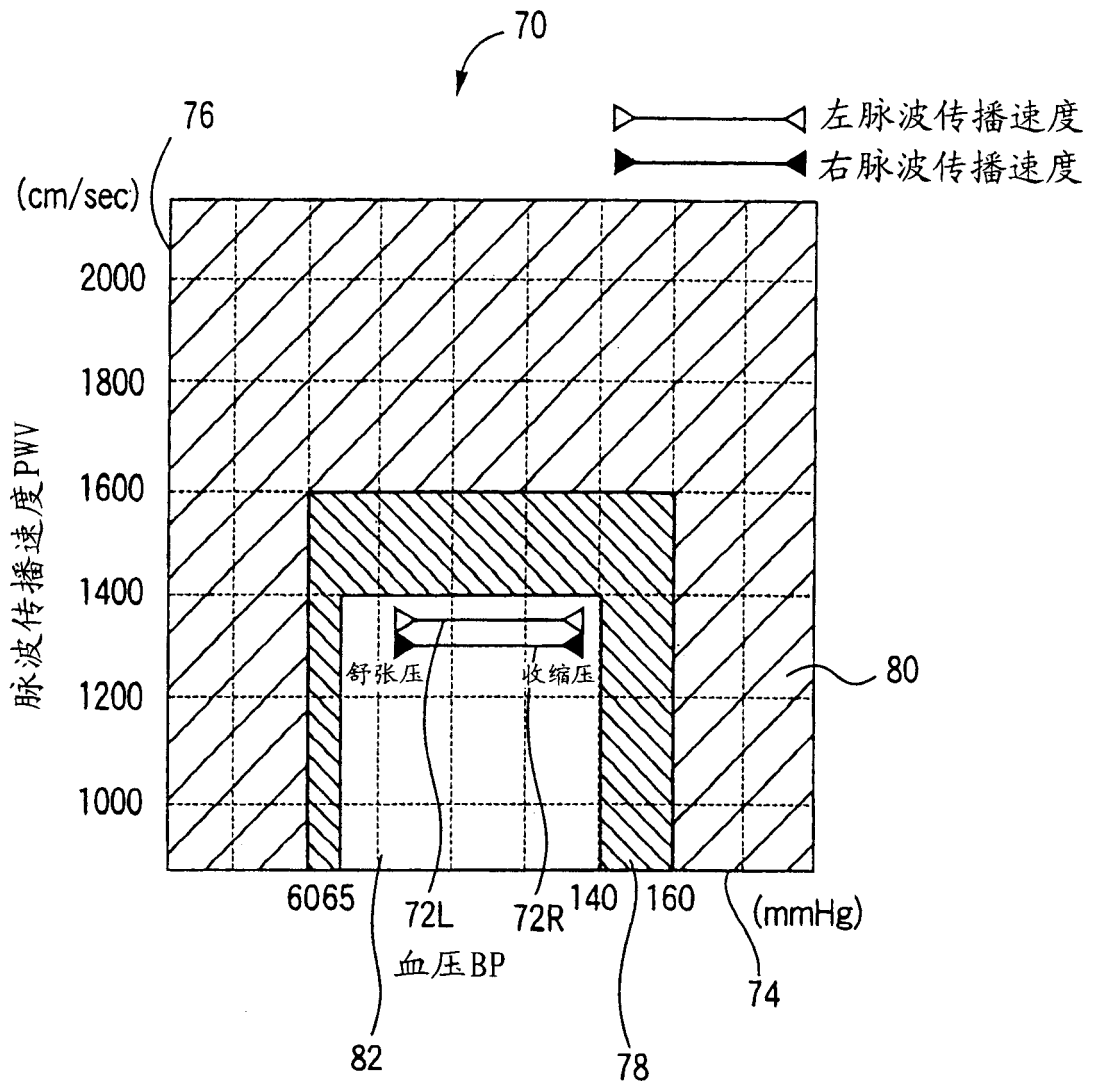


图 3

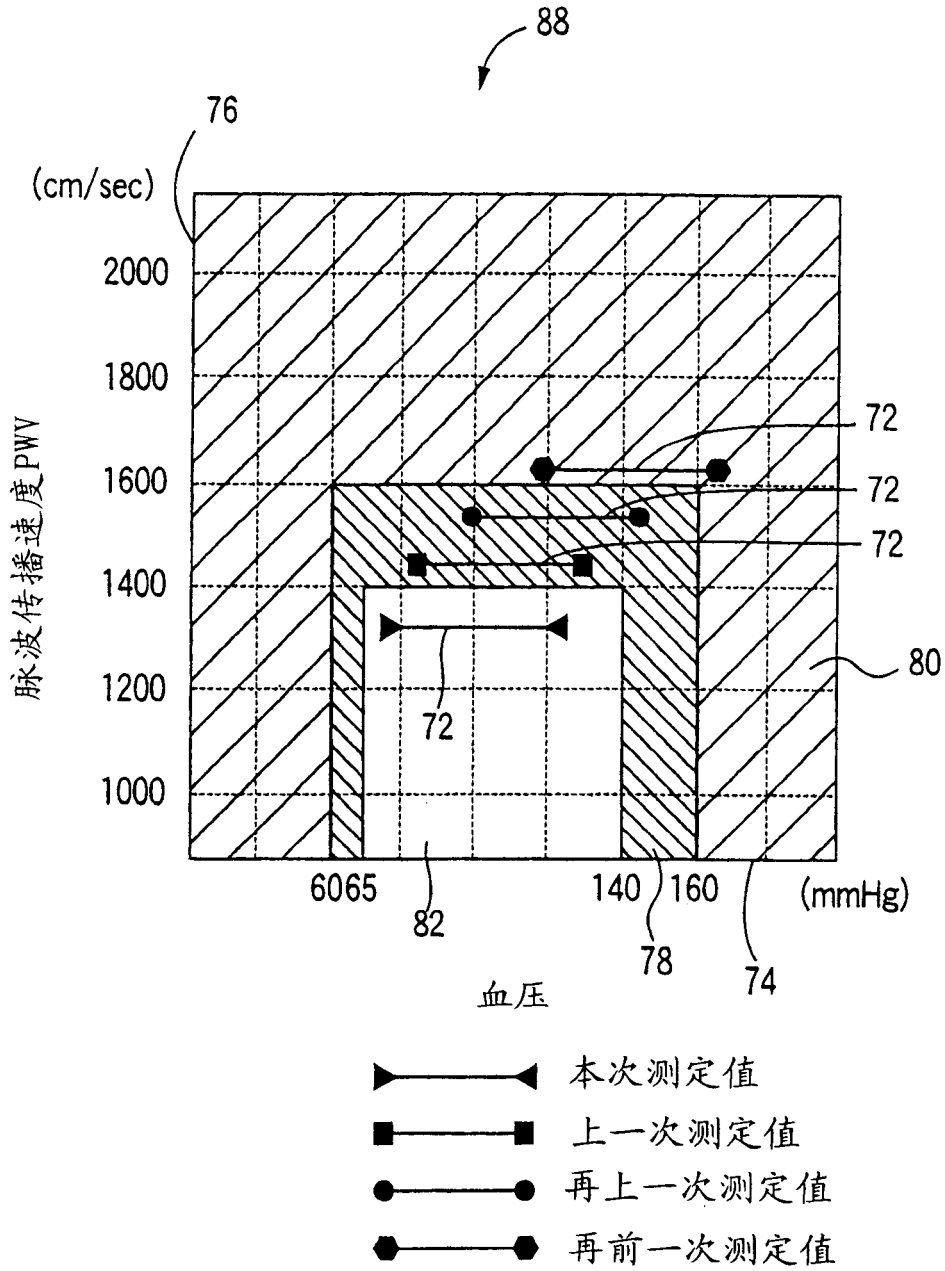


图 4

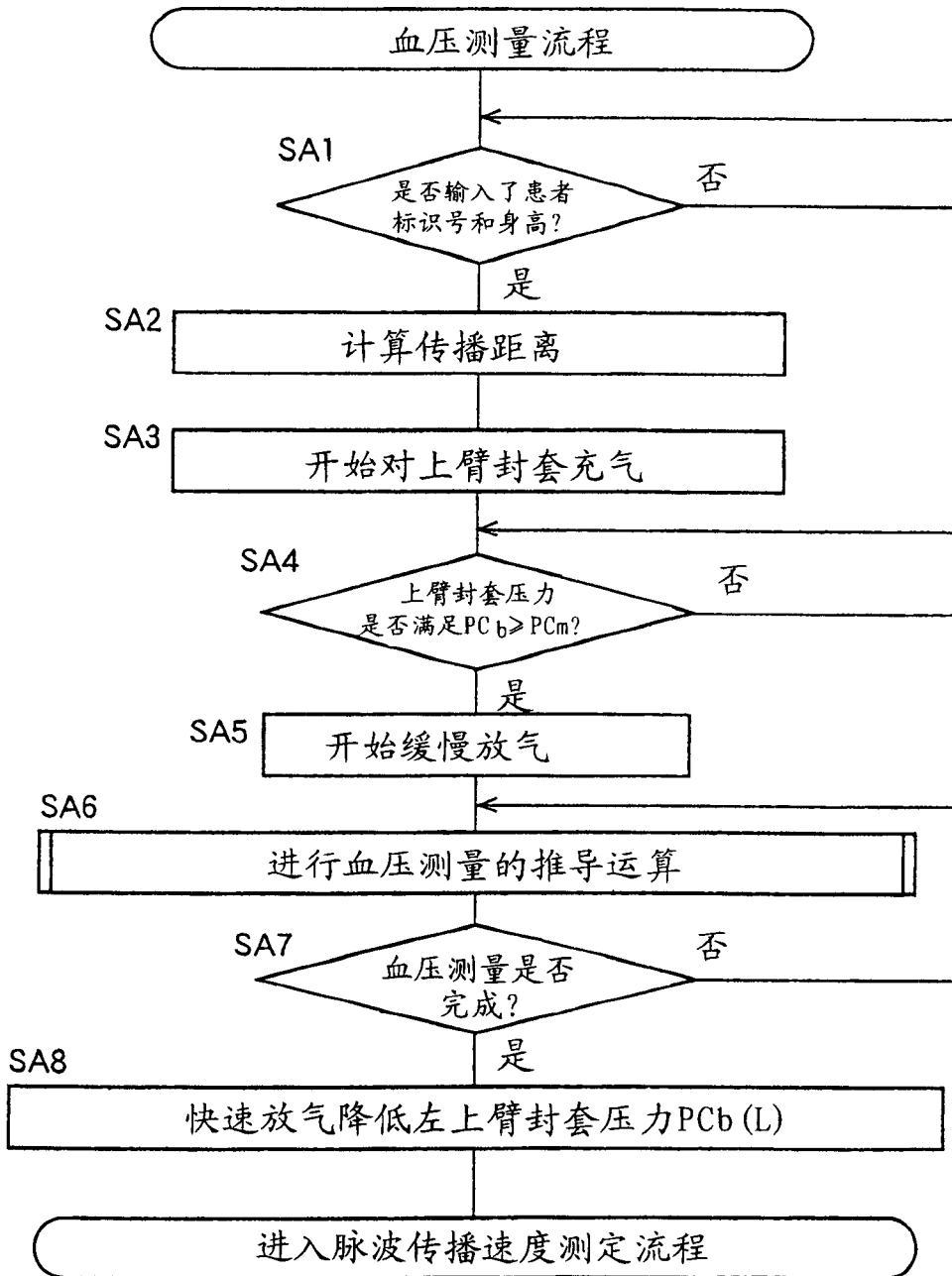


图 5

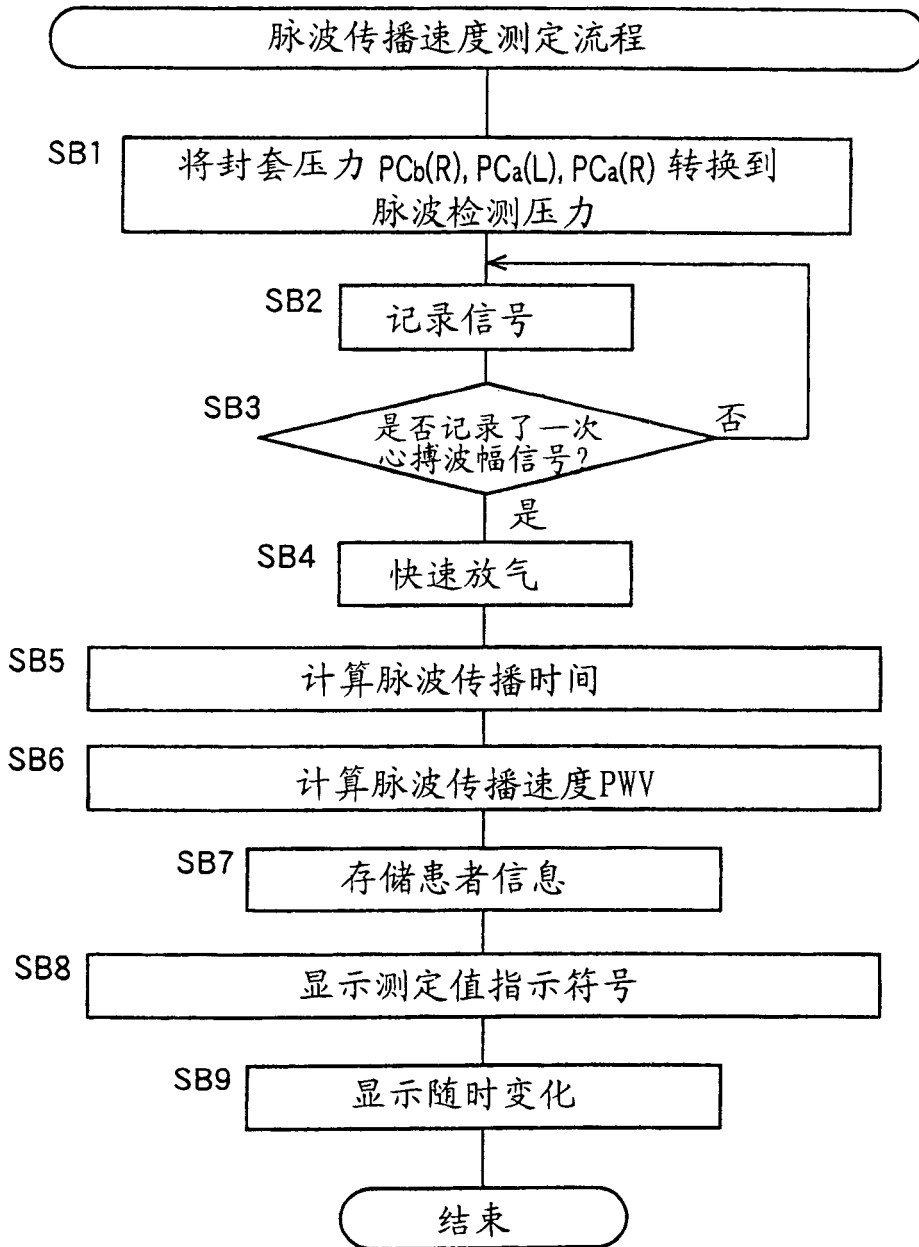


图 6

专利名称(译)	评定动脉硬化程度的装置		
公开(公告)号	CN1416776A	公开(公告)日	2003-05-14
申请号	CN02147912.7	申请日	2002-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	客林公司		
申请(专利权)人(译)	客林公司		
当前申请(专利权)人(译)	客林公司		
[标]发明人	反保明 小棕敏彦 成松清幸		
发明人	反保明 小棕敏彦 成松清幸		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7445 A61B5/0285 A61B5/021 A61B5/02125		
代理人(译)	黄力行		
优先权	2001331089 2001-10-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于评定生命体的动脉硬化程度的装置(10)，该装置具有：一个用于测量生命体的收缩期血压和舒张期血压的血压测量装置(20，30，40，44，60，62)；一个评定与脉波通过生命体的动脉传播的速度相关的脉波传播速度相关信息的脉波传播速度相关信息评定装置(18，20，36，60，64，66)；一个显示器(58)；和一个用于控制上述显示器在由表示血压的第一轴线(74)和表示脉波传播速度相关信息的第二轴线(76)所限定的第一个二维图形(70)内显示出至少一个指明两个位置的符号(72)的控制器(46，68)，上述两个位置中的一个对应于由血压测量装置测出的收缩期血压和由脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息，而另一个位置对应于由血压测量装置测出的舒张期血压和由脉波传播速度相关信息获得装置获得的脉波传播速度相关信息。

