



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02147574.1

[43] 公开日 2003 年 7 月 30 日

[11] 公开号 CN 1432338A

[22] 申请日 2002.10.15 [21] 申请号 02147574.1

[30] 优先权

[32] 2002. 1. 18 [33] JP [31] 9612/2002

[71] 申请人 客林公司

地址 日本爱知县

[72] 发明人 小椋敏彦 成松清幸 反保明  
本田孝

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

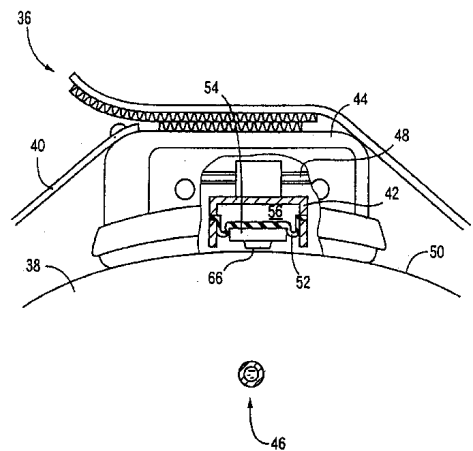
代理人 崔幼平 杨松龄

权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 12 页

[54] 发明名称 动脉硬化检查设备

[57] 摘要

一个用于检查有生命的受者的动脉硬化的设备(10)，其包括一个脉冲波检测装置(54)，其检测来自受者的某个部位(38)的脉冲波；一个增加指数确定装置(96)，用于根据由脉冲波检测装置检测的脉冲波确定一个增加指数，该增加指数表示脉冲波的反射波分量与该脉冲波的入射波分量的比例，以便根据由增加指数确定装置确定的增加指数检查受者的动脉硬化；至少一个与波形有关的信息获得装置(28, 86; 68, 88; 54, 90; 70, 92; 72, 94)，它获得至少一种与波形有关的信息，该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关；一个显示装置(79)；一个增加指数显示装置(98)，用于操作显示装置显示由增加指数确定装置确定的增加指数；和与波形有关的信息显示装置(100)，用于操作显示装置除在增加指数外显示由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息。



ISSN 1008-4274

1. 一种用于检查有生命的受者的动脉硬化的设备(10), 其包括:

5 脉冲波检测装置(54), 用于检测来自受者的某个部位(38)的脉冲波;

增加指数确定装置(96), 用于根据由脉冲波检测装置检测的脉冲波确定一个增加指数, 该增加指数表示脉冲波的反射波分量与该脉冲波的入射波分量的比例, 以便根据由增加指数确定装置确定的增加指数检查受者的动脉硬化;

10 至少一个与波形有关的信息获得装置(28, 86; 68, 88; 54, 90; 70, 92; 72, 94), 它获得至少一种与波形有关的信息, 该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关;

显示装置(79);

15 增加指数显示装置(98), 用于操作显示装置以显示由增加指数确定装置确定的增加指数; 和

与波形有关的信息显示装置(100), 用于操作显示装置以在增加指数外显示由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息。

2. 根据权利要求1所述的设备, 其包括多个与波形有关的信息  
20 获得装置(28, 86; 68, 88; 54, 90; 70, 92; 72, 94), 它们分别获得多种与波形有关的信息, 每一种与由脉冲波检测装置(54)检测到的脉冲波的波形的改变相关, 其中, 与波形有关的信息显示装置(100)操作显示装置(79)以在增加指数外显示由多个与波形有关的信息获得装置获得的多种与波形有关的信息。

25 3. 根据权利要求2所述的设备, 其特征在于, 与波形有关的信息显示装置(100)操作显示装置(79)以在增加指数外显示由多个与波形有关的信息获得装置(28, 86; 68, 88; 54, 90; 70, 92; 72, 94)获得的多种与波形有关的信息的多维图形表示(图10)。

30 4. 一种用于检查有生命的受者的动脉硬化的设备(10), 其包括:

脉冲波检测装置(54), 其检测来自受者的某个部位(38)的脉冲波;

增加指数确定装置（96），用于根据由脉冲波检测装置检测的脉冲波确定一个增加指数，该增加指数表示脉冲波的反射波分量与该脉冲波的入射波分量的比例；

5 至少一个与波形有关的信息获得装置（28，86；68，88；54，90；70，92；72，94），它获得至少一种与波形有关的信息，该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关；

10 修正增加指数确定装置（102），用于根据由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息修正增加指数为修正的增加指数，它当由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息等于预先设定的标准值时由增加指数确定装置确定，使得根据由修正增加指数确定装置确定的该修正的增加指数检查受者的动脉硬化。

5. 根据权利要求4所述的设备，其还包括一个显示装置（79），它显示由修正增加指数确定装置（102）确定的修正的增加指数，以便根据由显示装置显示的该修正的增加指数检查受者的动脉硬化。

15 6. 根据权利要求1到5中任一项所述的设备，其特征在于，与波形有关的信息获得装置（28，86；68，88；54，90；70，92；72，94）作为与波形有关的信息获得受者的收缩血压、心率、喷射时间、预喷射时期、和身高的至少一种。

20 7. 根据权利要求2所述的设备，其特征在于，多个与波形有关的信息获得装置（28，86；68，88；54，90；70，92；72，94）作为多种与波形有关的信息获得受者的收缩血压、心率、喷射时间、预喷射时期、和身高的至少两个参数。

25 8. 根据权利要求3所述的设备，其特征在于，多个与波形有关的信息获得装置（28，86；68，88；54，90；70，92；72，94）作为多种与波形有关的信息获得受者的收缩血压、心率、喷射时间、预喷射时期、和身高的至少三个参数，其中，与波形有关的信息显示装置（100）操作显示装置（79）以在增加指数外显示具有至少三个轴线的雷达图（图10），分别表示所述至少三个参数。

## 动脉硬化检查设备

## 技术领域

- 5 本发明涉及一个动脉硬化检查设备，用于根据增加指数检查有生命的受者的动脉硬化。

## 背景技术

- 10 因为在血管中传播的脉冲波在血管分叉或变细的部分反射，因此检测到的脉冲波的波形包括入射波分量和反射波分量，入射波分量是当血液从受者的心脏喷出并朝向受者的外围部分传播时产生的，反射波分量是当入射波被反射时产生的。脉冲波增加指数一般称为 AI，它表示脉冲波的反射波分量与其入射波分量的比例。通常增加指数 AI 确定为一个值的百分比，该值通过用检测到的脉冲波的脉冲压力除从
- 15 脉冲波的反射波分量的出现时间的脉冲波的值中减去脉冲波的入射波分量的峰点的值得到的差而得到。

随着动脉硬化的发展，脉冲波的反射波分量的比例增加，相应地增加指数增加。这样，增加指数作为用于评估动脉硬化的指数是有帮助的。

- 20 如上所述，增加指数根据脉冲波的波形确定。然而，脉冲波的波形不只受到动脉硬化影响，而且也受到各种参数诸如血压影响。这样，用常规方法确定的增加指数在当前阶段可能有很大的变化或波动，很难只根据增加指数评估动脉硬化

## 25 发明内容

因此，本发明的一个目的是提供一个动脉硬化检查设备，它能保证有生命的受者的动脉硬化根据增加指数以高准确度诊断。

- 30 通过本发明可实现上述目的。根据本发明的第一方面，提供一个用于检查有生命的受者的动脉硬化的设备，其包括一个脉冲波检测装置，它检测来自从受者的某个部位的一个脉冲波；一个增加指数确定装置，用于根据由脉冲波检测装置检测到的脉冲波确定一个增加指数，该增加指数表示脉冲波的反射波分量与其入射波分量的比例，以

便根据由增加指数确定装置确定的增加指数检查受者的动脉硬化；至少一个与波形有关的信息获得装置，它获得至少一种与波形有关的信息，该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形相关；一个显示装置；一个增加指数显示装置，用于操作显示装置以显示由增加指数确定装置确定的增加指数；和一个与波形有关的信息显示装置，用于操作显示装置以在增加指数以外显示由与波形有关的信息获得装置得到的与波形有关的信息。

根据本发明的这一方面，与波形有关的信息获得装置得到与波形有关的信息，该信息与脉冲波的波形改变相关，与波形有关的信息显示装置操作显示装置以在增加指数以外显示这样得到的与波形有关的信息。当一个人根据增加指数检查受者的动脉硬化时，该人可以评估增加指数，同时考虑与波形有关的信息。因此，该人可以根据增加指数以改善的准确度诊断受者的动脉硬化。

根据本发明的第一方面的一个优选特点，动脉硬化检查设备包括多个与波形有关的信息获得装置，它们分别获得多种与波形有关的信息，每一信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关，和与波形有关的信息显示装置操作显示装置以在增加指数以外显示由多个与波形有关的信息获得装置获得的多种与波形有关的信息。

根据这一特征，显示装置同时显示增加指数和多种与波形有关的信息。这样，人们可以评估增加指数，同时考虑多种与波形有关的信息。因此，人们可以根据增加指数以更高的准确度检查受者的动脉硬化。

根据本发明的第一方面的另一特征，与波形有关的信息显示装置操作显示装置以在增加指数外显示由多个与波形有关的信息获得装置获得的多种与波形有关的信息的多维图形表示。

根据这一特征，人们可以容易地观察，瞥一眼，多种与波形有关的信息。

根据本发明的第二方面，提供一个检查有生命的受者的动脉硬化的设备，其包括一个脉冲波检测装置，它检测由受者的一个部位发出的一个脉冲波；一个增加指数确定装置，用于根据由脉冲波检测装置检测到的脉冲波确定一个增加指数，该增加指数表示脉冲波的反射波分量与其入射波分量的比例；至少一个与波形有关的信息获得装置，

它获得至少一种与波形有关的信息，该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关；和一个修正的增加指数确定装置，用于根据由与波形有关的信息获得装置得到的与波形有关的信息修正增加指数为修正的增加指数，其由增加指数确定装置当由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息等于一个预先设定的标准值时确定，以便根据由修正增加指数确定装置确定的修正的增加指数检查受者的动脉硬化。

根据本发明的这一方面，与波形有关的信息获得装置获得与波形有关的信息，其与影响增加指数的脉冲波的波形有关，和修正增加指数确定装置修正增加指数为修正的增加指数，它可以由增加指数确定装置确定，如果与波形有关的信息与一个预先设定的标准值相等的话。这样，修正的增加指数不影响与波形有关的信息，因此，人们可以根据修正的增加指数以改善的准确度检查受者的动脉硬化。

#### 15 附图说明

通过阅读下面本发明的一个优选实施例的详细说明，结合考虑附图，可以更好地理解本发明的上述和可选的目的、特征和优点。

图 1 是一个示意图，表示本发明所应用于的一个动脉硬化检查设备的电路；

20 图 2 是一个说明性视图，表示图 1 所示的设备的一个压力脉冲波检测探极戴在有生命的受者的颈部的一种状态；

图 3 是图 2 所示的压力脉冲波检测探极的放大的视图，探极的一部分被切去；

图 4 是一个示意图，解释在图 1 所示压力脉冲波传感器的一个压力面上设置的一个压力检测元件阵列的状态；

图 5 是一个示意图，表示一个颈动脉脉冲波  $wc$  的例子，该脉冲波由压力脉冲波信号  $SM2$  表示，其由图 1 所示的压力脉冲波传感器的其中一个压力检测元件提供；

图 6 是一个方框图，用于解释图 1 所示的设备的电子控制装置的基本控制功能；

图 7 是一个原理图，表示主动脉中的压力、左心房中的压力、左心室中的压力、心电图和沿共用时间轴线的心声图；

图 8 是一个流程图，用于更具体解释图 6 所示的控制装置的 CPU（中央处理单元）的一部分控制功能；

图 9 是一个流程图，用于更具体解释图 6 所示的 CPU 的另一部分控制功能；

5 图 10 是在图 9 所示的步骤 S23 和 S24 显示的一个雷达图；

图 11 是一个方框图，用于解释与图 1 所示设备不同的一个动脉硬化检查设备的电子控制装置的基本控制功能；以及

图 12 是一个流程图，用于更具体解释图 11 所示控制装置的 CPU 的控制功能。

10

### 具体实施方式

下面参考附图详细描述本发明的一个实施例。图 1 是一个示意图，表示本发明所应用于的一个动脉硬化检查设备 10 的电路。

在图 1 中，参考标记 12 表示一个可膨胀的护腕，它包括一个带  
15 形布袋和一个容放在布袋中的橡胶袋，且该护腕适合缠绕在作为有生命的受者的病人的一个上部位 14 周围。护腕 12 通过一个管 20 连接到压力传感器 16 和压力控制阀 18。压力控制阀 18 通过管 22 连接到气泵 24。压力控制阀 18 调节从气泵 24 供应的加压空气的压力，并把压力调节的空气供给到护腕 12，或从护腕 12 排放该加压的空气，以  
20 控制护腕 12 中的气压。

压力传感器 16 检测护腕 12 中的气压，且向静态压力滤波电路 26 和脉冲波滤波电路 28 提供表示检测的气压的压力信号 SP。静态压力滤波电路 26 包括一个低通滤波器，它从压力信号 SP 中提取表示检测到的气压的静态分量的护腕压力信号 SC，亦即护腕 12 的施压压力（以  
25 下称护腕压力 PC）。滤波电路 26 通过一个 A/D（模拟到数字）转换器（未示出）向电子控制装置 32 提供护腕压力信号 SC。脉冲波滤波电路 28 包括一个带通滤波器，它从压力信号 SP 中提取表示检测到的具有规定频率的气压的电波分量的护腕脉冲波信号 SM1。滤波电路 28 通过一个 A/D 转换器（未示出）向控制装置 32 提供护腕脉冲波信号  
30 SM1。由护腕脉冲波信号 SM1 表示的电波分量是臂脉冲波 wb，其由正被护腕压迫的上臂 14 的未示出的臂动脉传输给护腕 12。

本动脉硬化检查设备 10 包括一个压力脉冲波检测探极 36，其示

于图 2，它用作颈动脉脉冲波检测装置。压力脉冲波检测探极 36 借助带 40 戴在受者的颈部 38，如图 2 所示。如在图 3 中详细示出的，压力脉冲波检测探极 36 包括一个容器形传感器外壳 42；容纳传感器外壳 42 的盒 44；和一个进给螺旋 48，它与传感器外壳 42 螺纹接合，并由未示出的在盒 44 上设置的电动机转动，以便在颈动脉 46 的宽度方向上移动传感器外壳 42。借助于带 40，压力脉冲波检测探极 36 以可拆方式连接到颈部 38，使得传感器外壳 42 的开口端与颈部 38 的身体面 50 相对。

另外，压力脉冲波检测探极 36 包括一个压力脉冲波传感器 54，它通过一个膜片 52 固定在传感器外壳 42 的内壁上，使得传感器 54 相对于外壳 42 可移动和可从外壳 42 的开口端出来。传感器外壳 42、膜片 52 等相互配合以限定一个压力腔 56，给该压力腔提供从气泵 58 通过图 1 所示的压力控制阀 60 来的加压的空气，使得压力脉冲波传感器 54 以对应于压力腔 56 中的压力压在身体面 50 上。

传感器外壳 42 和膜片 52 彼此配合以提供一个施压装置 62，它把压力脉冲波传感器 54 压靠在颈动脉 46 上，和进给螺旋 48 和未示出的电动机彼此配合以提供一个宽度方向运动装置 64，该设备在颈动脉 46 的宽度方向上移动压力脉冲波传感器 54，并由此改变传感器 54 压在身体面 50 上的施压位置。

压力脉冲波传感器 54 有一个施压面 66，和许多半导体压力传感元件（以下称作“压力传感元件”）E，它们在施压面 66 上以规律的间隔在颈动脉 46 的宽度方向上安排，亦即在平行于进给螺旋 48 的传感器 54 的移动方向上，在大于颈动脉 46 的直径的长度上安排。例如，如图 4 所示，以例如 0.6 mm 的规律的间隔安排 15 个压力传感元件 E (a)、E (b)、...、E (o)。

如上述构造的压力脉冲波检测探极 36 压靠在颈部 38 的身体面 50 正好在颈动脉 46 上面，使得压力脉冲波传感器 54 检测压力脉冲波（亦即颈动脉脉冲波  $w_c$ ），其由颈动脉 46 产生，并传播给身体面 50，且通过一个未示出的 A/D 转换器向控制装置 32 提供表示检测到的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个压力脉冲波信号 SM2。由压力脉冲波传感器 30 连续提供的压力脉冲波信号 SM2 表示的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个例子在图 5 中用实线表示。

回到图 1, 动脉硬化检查设备 10 另外包括一个心电图描记器 68、一个心脏声音传声器 70 和一个输入装置 72。心电图描记器 68 包括多个电极 73, 其连接到受者的身体面上, 使得受者的心脏位于连接的电极之间。心电图描记器 68 通过电极 73 检测心脏肌肉的作用电势, 并通过一个未示出的 A/D 转换器向控制装置 32 提供一个表示检测到作用电势的心电图信号 SE。

心脏声音传声器 70 用一个未示出的粘接带或类似物品连接到受者的胸部, 未示出。传声器 70 结合有一个未示出的压电元件, 它将从受者的心脏产生的心脏声音转换成电信号, 亦即心脏声音信号 SH。一个心脏声音信号放大器 74 包括四种滤波器, 未示出, 它们彼此配合以衰减具有大能量的低音调分量, 并由此放大和过滤从传声器 70 供应的心脏声音信号 SH 的高音调分量。由放大器 74 放大和过滤的心脏声音信号通过一个未示出的 A/D 转换器提供给控制装置 32。

输入装置 72 包括多个键, 未示出, 它们由操作员诸如大夫或护士操作输入受者的身高 T。输入装置 72 向控制装置 32 提供表示输入的受者的身高 T 的身高信号 ST。

为控制装置 32 提供所谓的微计算机, 它包括一个 CPU (中央处理单元) 76、ROM (只读存储器) 77、RAM (随机存取存储器) 78 和 I/O (输入和输出) 端口, 未示出。CPU 76 根据在 ROM 77 中预先存储的控制程序, 通过利用 RAM 78 的临时存储功能来处理信号, 和通过 I/O 端口给气泵 24、58 和压力控制阀 18、60 提供驱动信号, 以便控制护腕压力 PC 和在压力腔 56 中的压力。此外, CPU 76 根据护腕脉冲波信号 SM1 获得和确定压力脉冲波信号 SM2、护腕压力信号 SC、心电图信号 SE、心脏声音信号 SH 和身高信号 ST, 每一个都供给到控制装置 32, 一条与波形有关的信息, 诸如血压值 BP, 和增加指数 AI, 并操作显示装置 79 以显示这样获得的信息和指数。

图 6 是一个方框图, 用以解释动脉硬化检查设备 10 的控制装置 32 的基本控制功能。

一个最优施压位置确定装置 80 判断是否满足一个规定的施压位置改变条件, 亦即检测由所有元件 E 检测到的相应压力的最高压力的压力脉冲波传感器 54 的其中一个 (以下称作“最高压力检测元件 EM”) 压力传感元件 E 是否定位在压力传感元件 E 的阵列的一个规定的相对

端部分。元件 E 的阵列的每一个规定的相对端部分可以是一个具有规定长度的范围，它包括元件 E 的阵列的相对端的一个对应端，或一个容纳规定数目的元件 E 的范围，它包括位于该阵列的相对端的相应元件 E 的一个对应元件。最高压力检测元件 EM 是定位于正好在颈动脉 46 5 上面的其中一个元件 E。当满足这一施压位置改变条件时，最优施压位置确定装置 80 执行下面的施压位置改变操作：在施压装置 62 一旦移动压力脉冲波传感器 54 从身体面 50 离开后，宽度方向移动装置 64 移动施压装置 62 和传感器 54 一个规定的距离，然后施压装置 62 以一个规定的相当低的第一施压力 HDP1 再次压迫传感器 54，该第一施压力 HDP1 小于最优施压力 HDPO，后面将说明。在这一状态，确定装置 10 再次判断是否满足规定的施压位置改变条件。确定装置 80 重复执行上述操作和判断，直到施压位置条件不再满足，优选直到最高压力检测元件 EM 定位在元件 E 的阵列的规定的中间部分。为元件 E 的阵列的每一相对端部分使用的长度或元件数目根据要由压力脉冲波传感器 54 压迫的动脉（亦即颈动脉 46）的直径规定，可以是该直径的 15 四分之一。

在最优施压位置确定装置 80 将压力脉冲波传感器 54 定位在最优施压位置后，一个施压力改变装置 82 改变由施压装置 62 施加在传感器 54 上的施压力 HDP（亦即向下保持压力），在规定的施压力范围内， 20 要么响应受者的每一心跳步进地施压，要么以一个规定的、相当低的速率连续地施压。根据在施压力 HDP 改变期间得到的颈动脉脉冲波  $w_c$ ，改变装置 82 确定一个最优施压力 HDPO 并将由施压装置 62 施加到传感器 54 上的施压力维持在这样确定的最优施压力 HDPO 下。这里，最优施压力 HDPO 这样确定，使得由最高压力检测元件 EM 检测到的用施压力 HDP 压迫的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个脉冲压力 PP（亦即由颈动脉 25 脉冲波  $w_c$  的一个心跳同步脉冲的最大值减去最小值得到的差）可以不小于预定的低限脉冲压力  $PP_L$ 。低限脉冲压力  $PP_L$  是由经验预先确定保证可以清楚地检测到颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个值。如果脉冲压力 PP 过小，则不能得到清楚的颈动脉脉冲波  $w_c$ 。

30 一个护腕压力改变装置 84 根据由静态压力滤波电路 26 提供的护腕压力信号 SC 操作压力控制阀 18 和气泵 24，使得迅速增加护腕压力 PC 到一个规定的增加目标压力（例如 180 mmHg），它应该比病人的

收缩血压  $BP_{SYS}$  高, 随后, 以例如 2 或 3 mmHg/sec 的速率慢慢减小护腕压力。在下面将说明的血压确定装置 86 确定病人的血压值 BP 后, 改变装置 84 释放护腕压力到大气压力。

5 血压确定装置 86, 根据从静态压力滤波电路 26 连续提供的护腕压力信号 SC 和从脉冲波滤波电路 28 连续提供的护腕脉冲波信号 SM1, 每一个都发生在护腕压力改变装置 84 的控制下缓慢减小护腕压力 PC 期间, 根据公知的示波方法, 确定病人的收缩血压  $BP_{SYS}$ 、平均血压  $BP_{MEAN}$ 、和舒张血压  $BP_{DIA}$ 。这样确定的收缩血压  $BP_{SYS}$  对应于臂脉冲波 wb 的每一连续心跳同步脉冲的峰点。因此, 当收缩血压  $BP_{SYS}$  增加, 10 臂脉冲波 wb 的每一心跳同步脉冲的峰点的值也增加。另外, 当臂脉冲波 wb 的每一心跳同步脉冲的峰点的值改变时, 颈动脉脉冲波 wc 的每一心跳同步脉冲的峰点 PC 的值也改变。这样, 当收缩血压  $BP_{SYS}$  改变时, 颈动脉脉冲波 wc 的每一心跳同步脉冲的峰点 PC 的值也改变, 相应地, 颈动脉脉冲波 wc 的每一心跳同步脉冲的波形也改变。因此 15 收缩血压  $BP_{SYS}$  是一种与波形有关的信息, 其与一个脉冲波的波形相关, 而血压确定装置 86 用作一种与波形有关的信息获得装置。

心率确定装置 88 作为脉冲周期 RR (秒) 确定在心电脉冲波 (亦心电图) 的两个相继的心跳同步脉冲的相应规定周期部分 (例如相应 R 波) 之间的时间间隔, 该心电脉冲波由从心电图描记器 68 连续提供 20 的心电图信号 SE 表示, 和通过用 60 乘脉冲周期 RR 的逆 (亦即  $1/RR$ ) 确定心率 HR (/分)。心率 HR 的改变表示在脉冲波的相继心跳同步脉冲的相应上升点之间的时间间隔的改变。因此, 当心率 HR 改变时, 脉冲波的波形也改变。这样, 心率 HR 是一种与波形有关的信息, 而心率确定装置 88 用作一种与波形有关的信息获得装置。

25 喷射时间确定装置 90 反复或非反复确定一个喷射时间 ET, 在该时间中主动脉阀打开, 血液从受者的左心室喷出。图 7 示意性地表示沿共用时间轴线的主动脉中的压力、左心房中的压力、左心室中的压力、心电图和心声图。如图 7 所示, 可以把主动脉脉冲波的上升点和二波缺口之间的时间差确定为喷射时间 ET。同时, 因为颈动脉脉冲波 30 wc 的波形和主动脉脉冲波的波形相似, 因此可以使用颈动脉脉冲波 wc 来代替主动脉脉冲波。这样, 由压力脉冲波传感器 54 连续检测的颈动脉脉冲波 wc 的上升点和二波缺口之间的时间差被确定为喷射时间

ET。喷射时间 ET 是脉冲波的入射波分量的值，可从平行于时间轴线的方向看见。因此，当喷射时间改变时，脉冲波的波形也改变。这样，喷射时间 ET 是一种与波形有关的信息，而喷射时间确定装置 90 用作一种与波形有关的信息获得装置。

5 预喷射时期确定装置 92 非侵害地确定预喷射时期 PEP，亦即在心脏的收缩时间的开始点和打开主动脉，亦即开始喷射血液，之间的时间期间。例如，首先，预喷射时期确定装置 92 确定时间 T1，它是当心电图描记器 68 检测到一个表示心室肌的激励的波（Q 波、R 波或 S 波）时的时间与当心脏声音传声器 70 检测到一第二心脏声音 II 的开始点时的时间之间的时间。如图 7 所示，这样确定的时间 T1 等于预喷射时期 PEP 和喷射时间 ET 的和。因此，预喷射时期确定装置 92 通过从时间 T1 中减去由喷射时间确定装置 90 确定的喷射时间 ET 确定预喷射时期 PEP。因为预喷射时期 PEP 是从左心室的心肌收缩开始到喷射血液的开始时间期间，因此也称为等容收缩时间。随着预喷射时期 PEP 增加，在喷射血液的开始时间的压力也增加，相应地喷射时间减少。这样，随着预喷射时期 PEP 改变，脉冲波的波形也改变。因此，预喷射时期 PEP 是一种与波形有关的信息，而预喷射时期确定装置 92 用作一种与波形有关的信息获得装置。

15 身高确定装置 94 根据由输入装置 72 提供的身高信号 ST 确定受者的身高 T。脉冲波由入射波分量和反射波分量组成，前面已经说明，一般认为，反射波主要在共用的髂骨动脉的分叉位置产生。随着身高 T 改变，在检测到脉冲波的部位和共用髂骨动脉的分叉位置之间的距离也改变，且相应地反射波到达检测到脉冲波的位置需要的时间也改变。因此，随着身高 T 改变，入射波和反射波分量的重叠的数量也改变。这样，身高 T 是一种与波形有关的信息，而身高确定装置 94 用作一种与波形有关的信息获得装置。

25 增加指数确定装置 96 首先确定入射波和反射波分量  $w_i$  和  $w_r$  的相应峰点  $p_i$  和  $p_r$  的相应出现时间，入射波和反射波分量  $w_i$  和  $w_r$  包含在由压力脉冲波传感器 54 的最高压力检测元件 EM 在施加在传感器 54 上的施压力 HDP 维持在最优化压力 HDPO 的状态下连续检测到的颈动脉脉冲波  $w_c$  的心跳同步脉冲中。然后，增加指数确定装置 96 确定压力差  $\Delta P$ ，这通过从在反射波分量  $w_r$  的峰点  $p_r$  的出现时间的颈动

脉脉冲波  $w_c$  的值中减去在入射波分量  $w_i$  的峰点  $p_i$  出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值得到，且另外确定脉冲压力  $PP$ ，这通过从颈动脉脉冲波  $w_c$  的心跳同步脉冲的最大值中减去其最小值得到。此外，确定

5 增加指数  $AI$ ：

$$(表达式 1) \quad AI = (\Delta P / PP) \times 100 (\%)$$

这里，说明了确定颈动脉脉冲波  $w_c$  的入射波分量  $w_i$  的峰点  $p_i$  的出现时间的方式。颈动脉脉冲波  $w_c$  包含入射波分量  $w_i$ ，在图 5 中用虚线表示，和入射波分量  $w_i$  的峰点  $p_i$  对应于合成颈动脉脉冲波（亦即观察到的脉冲波） $w_c$  的一个反射点或最大点，它出现在合成脉冲波  $w_c$  的一个上升点和一个峰点  $p_c$  之间。在图 5 所示例子中，入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  对应于观察到的脉冲波  $w_c$  的一个屈曲点。为此目的，连续得到的压力脉冲波信号  $SM2$  经受一个普通的处理以检测一个屈曲点或最大点。这里，该普通处理可以是差分处理或滤波处理。

15 一般地说，反射波  $w_r$  的峰点的出现时间是后随入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的第一最大点的出现时间。因此，在图 5 所示场合，其中入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  不与颈动脉脉冲波  $w_c$  的峰点  $p_c$  重合，颈动脉脉冲波  $w_c$  的峰点  $p_c$  的出现时间确定为反射波  $w_r$  的峰点的出现时间。另一方面，在入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  如此之大，以致入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  还限定颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个峰点的场合，后随入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的第一最大点的出现时间确定为反射波  $w_r$  的峰点的出现时间。

增加指数显示装置 98 操作显示装置 79 以显示由增加指数确定装置 96 确定的增加指数  $AI$ 。

与波形有关的信息显示装置 100 操作显示装置 79 连同增加指数  $AI$  显示由上述多种与波形有关的信息获得装置获得的相应的与波形有关的信息。更具体地说，与波形有关的信息显示装置 100 操作显示装置 79 连同增加指数  $AI$  显示由血压确定装置 86 确定的收缩血压  $BP_{sys}$ 、由心率确定装置 88 确定的心率  $HR$ 、由喷射时间确定装置 90 确定的喷射时间  $ET$ 、由预喷射时期确定装置 92 确定的预喷射时期  $PEP$ 、和由身高确定装置 94 确定的身高  $T$ 。显示装置 100 可以操作显示装置 79 以显示每一种与波形有关的信息，或者以数字或者以图形。

因为显示装置 79 同时显示增加指数  $AI$  和各种与波形有关的信

息，诸如大夫或护士的医务人员可以同时观察增加指数 AI 和该各种与波形有关的信息。另外，因为增加指数 AI 是根据波形确定的，因此医务人员可以根据增加指数 AI 准确地评估受者的动脉硬化，如果该医务人员同时观察该各种与波形有关的信息的话。根据由发明人所进行的实验，在增加指数 AI 和每一种与波形有关的信息之间有下面的关系。在增加指数 AI 和收缩血压  $BP_{SYS}$  或喷射时间 ET 之间有正相关；在增加指数 AI 和心率 HR、预喷射时期 PEP、或身高 T 之间有负相关。因此，如果一个测量的收缩血压  $BP_{SYS}$  或一个测量的喷射时间 ET 高于或长于平均值，或者如果一个测量的心率 HR、一个测量的预喷射时期 PEP、或一个输入的或测量的身高 T 小于或短于平均值，则在显示装置 79 上显示的增加指数 AI 应该评估为一个较小一些的值，对动脉硬化做出更准确的诊断。反之，如果一个测量的收缩血压  $BP_{SYS}$  或一个测量的喷射时间 ET 低于或短于平均值，或者如果一个测量的心率 HR、一个测量的预喷射时期 PEP、或一个输入的或测量的身高 T 大于或长于平均值，则在显示装置 79 上显示的增加指数 AI 应该评估为一个较大一些的值，对动脉硬化做出更准确的诊断。

图 8 和 9 是流程图，表示在图 6 的示意图中表示的 CPU 76 的控制功能。

在图 8 中，首先，CPU 执行步骤 S1（以下，每一术语“步骤”省略）。在 S1，CPU 判断是否已操作输入装置 72 以输入有生命的受者的身高 T，亦即 CPU 是否从输入装置 72 接收到一个身高信号 ST。重复 S1，直到得到肯定的判断。同时，如果在 S1 做出肯定的判断，则控制前进到对应于身高确定装置 94 的 S2。在 S2，CPU 根据从输入装置 72 提供的身高信号 ST 确定或识别受者的身高 T。

然后，控制前进到 S3 到 S5，这对应于最优施压位置确定装置 80。首先，在 S3，CPU 操作施压装置 62 以改变在压力腔 56 中的压力，并由此改变施加在压力脉冲波传感器 54 上的施压力 HDP 为一个预先设定的第一施压力 HDP1。该第一施压力 HDP1 作为施压力 HDP 事先由经验确定，它保证由相应压力传感元件 E 检测到的相应颈动脉脉冲波  $wc$  的相应 S/N 比率是如此之大，以致能够确定那些颈动脉脉冲波  $wc$  的相应峰点  $pc$  的相应值。

然后在 S4，CPU 判断是否已经满足一个施压位置更新条件（亦即

一个 APS 开始条件), 例如是否在传感器 54 的压迫面 66 上设置的压力传感元件 E 的一个 EM 位于元件 E 的阵列的其中一个预先规定的相对端部分, 该 EM 检测由所有元件 E 检测到的相应压力中的最高一个。如果在 S3 做出否定的判断, 则控制前进到 S6, 后面将会说明。

5 另一方面, 如果在 S4 做出肯定的判断, 亦即如果压力脉冲波传感器 54 相对于颈动脉 46 的当前位置不合适, 则控制前进到 S5, 执行一个 APS 控制例行程序。在这一例行程序中, CPU 操作, 用于移动传感器 54 到一个最优施压位置, 在这里最高压力检测元件 EM 位于元件 E 的阵列的基本中间的位置。更具体地说, 首先, CPU 操作施压装置 62, 10 移动传感器 54 离开身体面 50, 接着操作宽度方向移动装置 64, 移动施压装置 62 和传感器 54 经过一段预定距离, 然后操作施压装置 62 以第一施压力 HDP1 压迫传感器 54。在这一状态, CPU 判断最高压力检测元件 EM 是否位于压力传感元件 E 的阵列的一个规定的中间范围内。重复上述施压和判断操作, 直到做出肯定的判断。

15 如果在 S5 压力脉冲波传感器 54 定位于最优施压位置, 或如果在 S4 做出肯定的判断, 则控制前进到 S6, 以识别在当前条件下的最高压力检测元件 EM, 然后到对应于施压力确定装置 82 的 S7, 亦即一个 HDP 控制例行程序。更具体说, CPU 操作施压装置 62, 使得施加在传感器 54 上的施压力 HDP 从第一施压力 HDP1 连续增加。在施压力 HDP 20 的这一增加期间, CPU 确定一个最优施压力 HDPO, 在这一施压力下在 S6 确定的由最高压力检测元件 EM 检测到的颈动脉脉冲波 wc 的脉冲压力 PP 大于预先设定的低限脉冲压力  $PP_L$ , 并维持施加到传感器 54 上的施压力 HDP 为这样确定的最优施压力 HDPO。

然后, 控制前进到 S8, 在这里, 在由信号 SE 表示的一个 R 波的 25 检测的时间和下一个 R 波检测的时间之间的时间期间内, CPU 读入从压力脉冲波传感器 54 的最高压力检测元件 EM 提供的压力脉冲波信号 SM2, 从心电图描记器 68 提供的心电图信号 SE, 和从心脏声音传声器 70 提供的心脏声音信号 SH。这样, CPU 读入信号 SM2、信号 SE、和信号 SH 中的每一个的一个心跳同步脉冲。然后, 控制前进到 S9, 以停 30 止气泵 58 和操作压力控制阀 60, 使得施加在传感器 54 上的施压力 HDP 减小到大气压力。

接着, 控制前进到 S10 到 S13, 这对应于增加指数确定装置 96。

在 S10, CPU 使在 S8 读入的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个心跳同步脉冲的一部分经受第四阶差分处理或分析, 其从对应于一个脉冲的上升点的时间到对应于同一脉冲的峰点  $p_c$  的时间内继续, 从而确定在该上升点和峰点  $p_c$  之间的部分出现的屈曲点或最大点, 然后确定这样确定的  
5 的屈曲点或最大点的值作为入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的值。

然后, 控制前进到 S11, 在这里 CPU 确定在 S8 读入的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个脉冲的反射波  $w_r$  的峰点的出现时间, 和确定在这样确定的反射波  $w_r$  的峰点的出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值。更具体地说, 如果在 S10 确定的入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的值与观察到的颈动脉脉冲波  
10  $w_c$  的最大值不一致, 则确定在颈动脉脉冲波  $w_c$  的最大值的出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值作为在反射波  $w_r$  的峰点的出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值; 和如果入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的值与观察到的颈动脉脉冲波  $w_c$  的最大值一致, 则确定后继入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的第一最大值的出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值为在反射波  $w_r$  的峰点的出现  
15 时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值。

然后在 S12, CPU 确定在 S8 读入的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个脉冲的脉冲压力  $PP$ 。接着, 在 S13, CPU 确定一个压力差  $\Delta P$ , 它通过从在 S11 确定的反射波  $w_r$  的峰点的出现时间的颈动脉脉冲波  $w_c$  的值中减去在 S10 确定的入射波  $w_i$  的峰点  $p_i$  的值得到。CPU 为由表达式 1 表示的增加指数计算公式代入在 S12 如此确定的压力差  $\Delta P$  和脉冲压力  
20  $PP$ , 以便确定增加指数  $AI$  (%)。

接着, 描述示于图 9 的 S14 和后面的步骤。首先, 在对应于心率确定装置 88 的 S14, CPU 确定一个脉冲周期  $RR$ , 它等于在 S8 读入的心电图信号  $SE$  的两个相继的心跳同步脉冲的相应 R 波之间的一个时间  
25 间隔, 并通过用 60 乘以该脉冲周期  $RR$  的逆 ( $1/RR$ ) 计算心率  $HR$  (/分钟)。

然后, 控制前进到对应于喷射时间确定装置 90 的 S15。在 S15, CPU 确定在 S8 读入的颈动脉脉冲波  $w_c$  的一个心跳同步脉冲的上升点和一个二波缺口, 并确定在上升点和二波缺口的相应出现时间之间的  
30 时间差作为喷射时间  $ET$ 。

接着, 控制前进到 S16, 它对应于预喷射时期确定装置 92。在 S16, CPU 确定在 S8 读入的心脏声音波形 (亦即心声图) 的第二心脏声音  $II$

的开始点，确定从心电图的一个 R 波的出现时间到第二心脏声音 II 的开始点的出现时间的一个时间期间 T1，和最后确定预喷射时期 PEP，这通过从时间时期 T1 中减去在 S15 确定的喷射时间 ET 得到。

然后，控制前进到 S17 到 S22 以测量受者的血压值 BP。首先，在  
5 S17，CPU 启动气泵 24 和操作压力控制阀 18，使得开始迅速增加护腕  
压力 PC。接着，在 S18，CPU 判断护腕压力是否超过预先设定为 180 mmHg  
的增加目标压力  $PC_m$ 。重复 S18，直到做出肯定的判断，同时护腕压力  
PC 迅速增加。同时，如果在 S18 做出肯定的判断，则控制前进到 S19  
10 以停止气泵 24 并操作压力控制阀 18，使得开始以大约 3 mmHg/sec 的  
速率慢慢减小护腕压力 PC。

接着，控制前进到 S20 到 S21，这对应于血压确定装置 86。在 S20，  
CPU 根据由在慢慢减小护腕压力 PC 期间连续得到的护腕脉冲波信号  
SM1 表示的上臂脉冲波的连续心跳同步脉冲的相应振幅确定受者的收  
缩血压  $BP_{SYS}$ 、平均血压  $BP_{MEAN}$ 、和舒张血压  $BP_{DIA}$ ，按照公知的示波血  
15 压确定运算。然后，在 S21，CPU 判断在 S20 的血压值 BP 的确定是否  
完成。因为舒张血压  $BP_{DIA}$  是在 S20 最后确定的，所以 CPU 在 S21 判断，  
是否已经确定舒张血压  $BP_{DIA}$ 。重复 S20，直到在 S21 做出肯定的判断，  
同时继续血压确定运算。

同时，如果在 S21 做出肯定的判断，则控制前进到 S22，操作压  
20 力控制阀 18 以减小护腕压力 PC 到大气压力。在本流程图中，S17 到  
S19 和 S22 对应于护腕压力改变装置 84。

接着，控制前进到 S23，它对应于增加指数显示装置 98。在 S23，  
CPU 操作显示装置 79 以在显示器 79 的屏幕的规定的位置显示在 S13  
确定的增加指数 AI。接着，控制前进到对应于与波形有关的信息显示  
25 装置 100 的 S24。在 S24，CPU 操作显示装置 79 以显示在 S2 确定的身  
高 T、在 S14 确定的心率 HR、在 S15 确定的喷射时间 ET、和在 S20 确  
定的收缩血压  $BP_{SYS}$  的图形表示。图 10 表示一个雷达图（亦即一个五  
边形图），其由显示装置 79 在 S23 和 S24 显示。在该雷达图的中心  
显示增加指数 AI。

30 在采用上述流程图的实施例中，控制装置 32 在 S2、S14、S15、S16  
和 S20（与波形有关的信息获得装置）确定身高 T、心率 HR、喷射时  
间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ ，它们每一个都与颈动脉脉

冲波  $wc$  的波形的改变相关。另外，控制装置在 S24（与波形有关的信息获得装置）操作显示装置 79，除在增加指数 AI 之外显示身高 T、心率 HR、喷射时间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ 。这样，当医务人员根据增加指数 AI 检查受者的动脉硬化时，该医务人员可以另外考虑该受者的身高 T、心率 HR、喷射时间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ 。这样，医务人员可以根据增加指数 AI 对动脉硬化做出更准确的诊断。

另外，在采用上述流程图的实施例中，控制装置 32 在 S24（与波形有关的信息显示装置 100）操作显示装置 79，在增加指数 AI 外以单一雷达图显示身高 T、心率 HR、喷射时间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ 。这样，医务人员可以容易地识别，瞥一眼，所有身高 T、心率 HR、喷射时间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ 。

以下，说明本发明的另一个实施例。使用和上述第一实施例使用的同样的参考标记表示现在的第二实施例中的对应元件，其说明省略。

第二实施例涉及一个与图 1 所示设备 10 不同的动脉硬化检查设备，图 11 是为了解释现在的第二实施例的电子控制装置 32 的基本控制功能的方框图。第二设备不同于第一设备 10 的地方仅在于第二设备的控制装置 32 的控制功能。第二设备的控制装置 32 的控制功能不同于第一设备的控制装置 32 的控制功能在于，前者的控制功能使用一个修正的增加指数确定装置 102 来代替后者的增加指数显示装置 98 和与波形有关的信息显示装置 100。因此，下面说明修正增加指数确定装置 102。

修正增加指数确定装置 102 修正由增加指数确定装置 96 确定的 AI 为修正的增加指数  $AI'$ ，它应该由装置 96 确定，如果由血压确定装置 86 确定的收缩血压  $BP_{SYS}$ 、由心率确定装置 88 确定的心率 HR、由喷射时间确定装置 90 确定的喷射时间 ET、由预喷射时期确定装置 92 确定的预喷射时期 PEP、和由身高确定装置 94 确定的身高 T 都等于相应预先设定的标准值的话。血压确定装置 86、心率确定装置 88、喷射时间确定装置 90、预喷射时期确定装置 92、和身高确定装置 94 每一个都是与波形有关的信息获得装置。参考图 12 所示流程图详细说明修正增加指数确定装置 102 确定修正的增加指数  $AI'$  的方式。

图 12 的流程图包括 22 个与在图 8 和 9 中所示 S1 到 S22 相同的步骤, 它们未表示出来, 而使用 SS23 和 SS24 代替图 9 所示 S23 和 S24。在 SS23, 控制装置 32 或 CPU 76 确定在 S2 确定的身高 T、在 S14 确定的心率 HR、在 S15 确定的喷射时间 ET、在 S16 确定的预喷射时期 PEP、和在 S20 确定的收缩血压  $BP_{SYS}$  的每一个和事先由经验确定的相应标准值的对应一个之间的差。更具体说, CPU 通过从在 S2 确定的身高 T 中减去事先为身高 T 确定的标准值确定身高差  $\Delta T$ , 类似确定心率差  $\Delta HR$ 、喷射时间差  $\Delta ET$ 、预喷射时期  $\Delta PEP$ 、和收缩血压差  $\Delta BPL_{SYS}$ 。然后, 在 SS24, CPU 为表示修正增加指数确定公式的下面的表达式 2 代入在 S13 确定的增加指数 AI 和在 SS23 确定的身高差  $\Delta T$ 、心率差  $\Delta HR$ 、喷射时间差  $\Delta ET$ 、预喷射时期  $\Delta PEP$ 、和收缩血压差  $\Delta BPL_{SYS}$ , 以便确定修正的增加指数 AI':

$$(表达式 2) \quad AI' = AI + a\Delta T + b\Delta HR + c\Delta ET + d\Delta PEP + e\Delta BPL_{SYS}$$

式中, a、b、c、d、和 e 是由经验事先确定的常数。

由表达式 2 表示的修正增加指数确定公式修正增加指数 AI 为修正的增加指数 AI', 使得在实际获得的与波形有关的信息, 诸如实际确定的身高 T, 和为该与波形有关的信息预先设定的标准值之间的差越大, 则在增加指数 AI 与修正的增加指数 AI' 之间的差越大。这样, 按照表达式 2 确定的修正的增加指数 AI' 等于这样一个增加指数 AI, 其应该当与波形有关的信息等于标准值时确定。

在采用上述图 12 的流程图的实施例中, 控制装置 32 在 SS23 和 SS24 (修正增加指数确定装置 102) 修正增加指数 AI 为修正的增加指数 AI', 如果与波形有关的信息等于预先设定的标准值的话, 它应该会被确定。因此, 根据修正的增加指数 AI', 可以以改善的准确度检查动脉硬化。

虽然参考附图以一个优选的实施例说明了本发明, 但是应该理解, 本发明可以另外实施。

例如, 在举例说明的动脉硬化检查设备 10 中, 使用用于检测颈动脉脉冲波  $wc$  的压力脉冲波检测探极 36 作为脉冲波检测装置。然而, 脉冲波检测装置可以从不是颈部 38 的不同部位检测脉冲波的装置; 诸如受者的上臂、腕部、股骨部位、或踝骨处。

另外，在举例说明的动脉硬化检查设备 10 中，确定五种与波形有关的信息，亦即身高 T、心率 HR、喷射时间 ET、预喷射时期 PEP、和收缩血压  $BP_{SYS}$ 。然而，与波形有关的信息的种类的数目不限于该数目。例如，可以只获得一种与波形有关的信息。

- 5 一般地说，用于确定增加指数 AI 的增加指数计算公式（表达式 1）的分母是脉冲压力 PP。然而，表达式 1 的脉冲压力 PP 可以用在颈动脉脉冲波 wc 的入射波分量的峰点的出现时间的颈动脉脉冲波 wc 的振幅（亦即值）代替，因为使用振幅作为分母的公式表示动脉硬化。

用表达式 2 表示的修正的增加指数计算公式可以用下面的表达式 10 3 表示的计算公式代替，用于计算修正增加指数 AI'：

$$(表达式 3) \quad AI' = (1 + a_1 \Delta T + b_1 \Delta HR + c_1 \Delta ET + d_1 \Delta PEP + e_1 \Delta BPL_{SYS}) \times AI$$

式中， $a_1$ 、 $b_1$ 、 $c_1$ 、 $d_1$ 、和  $e_1$  是由经验事先确定的常数。

本发明可以通过其它改变实现，而不离开本发明的精神。

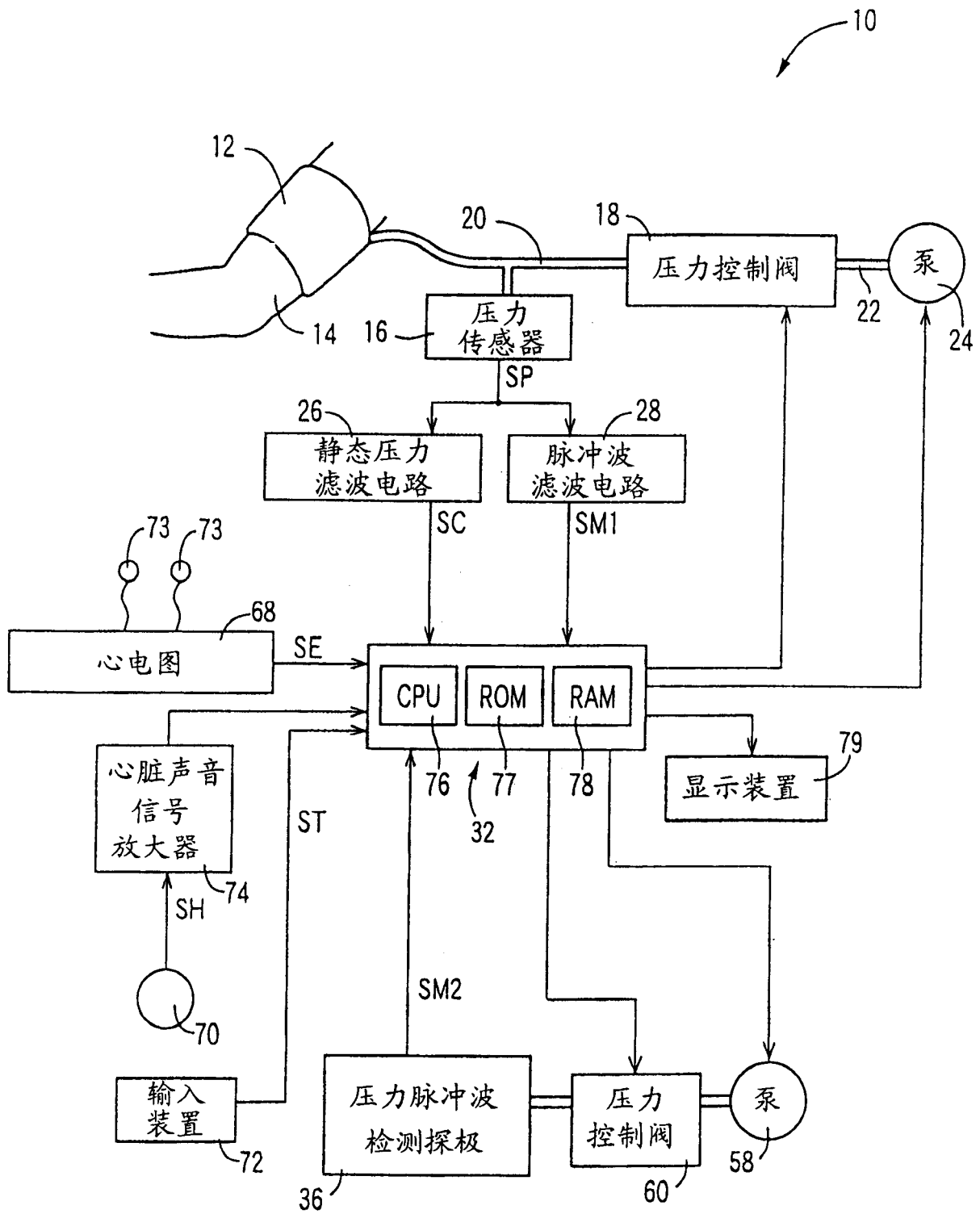


图 1

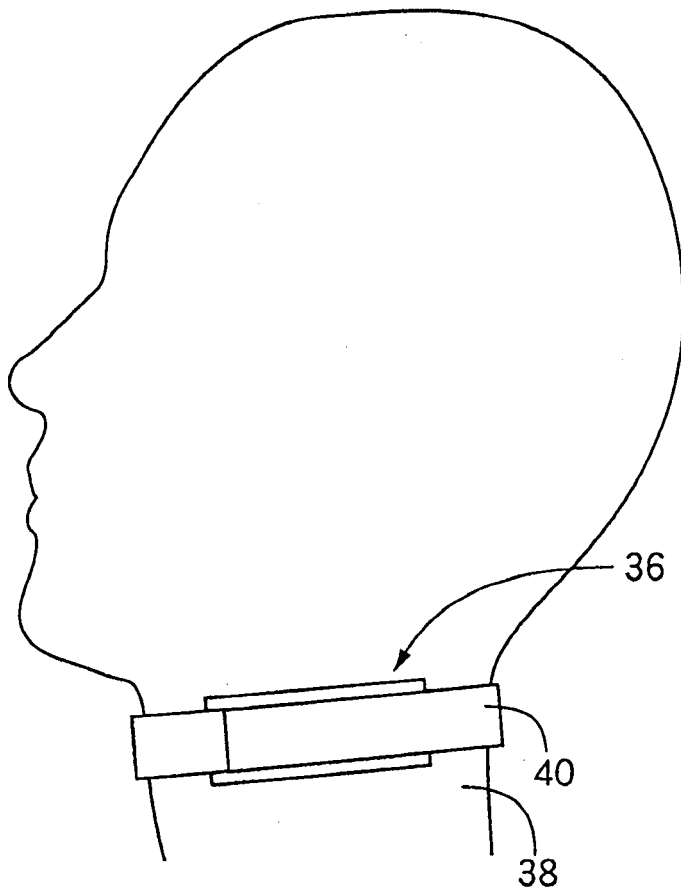


图 2

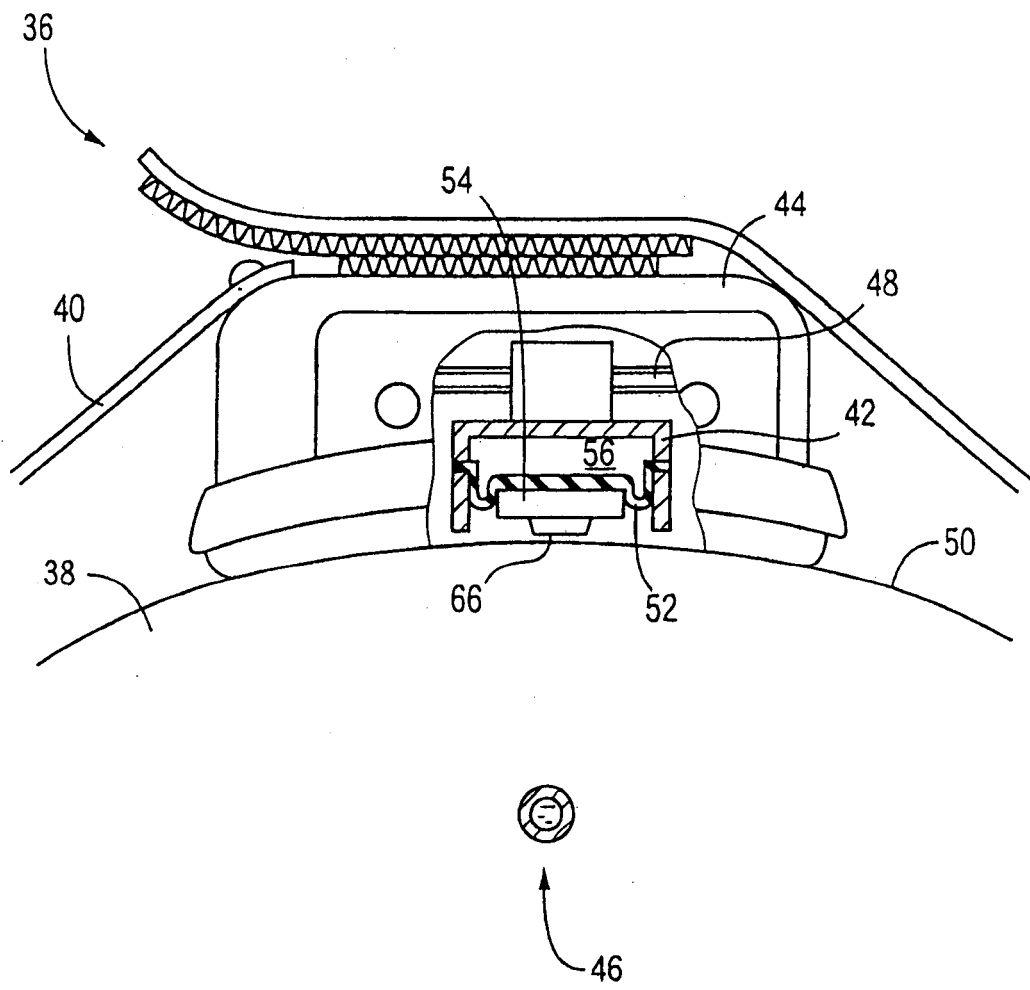


图 3

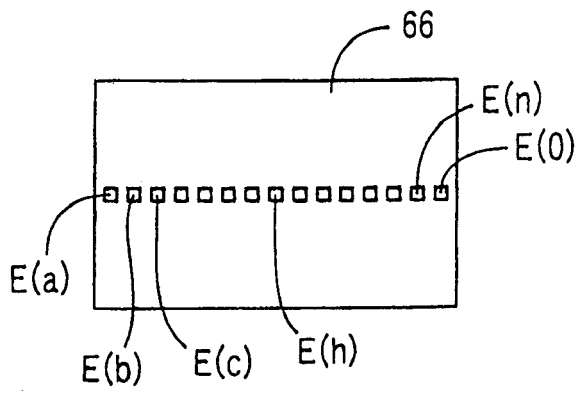


图 4

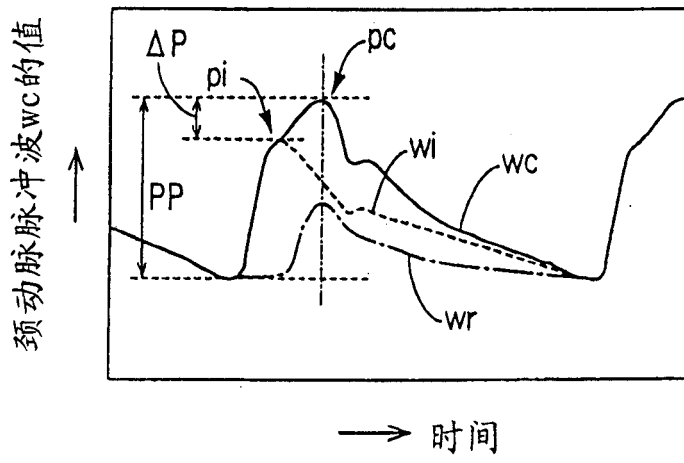


图 5

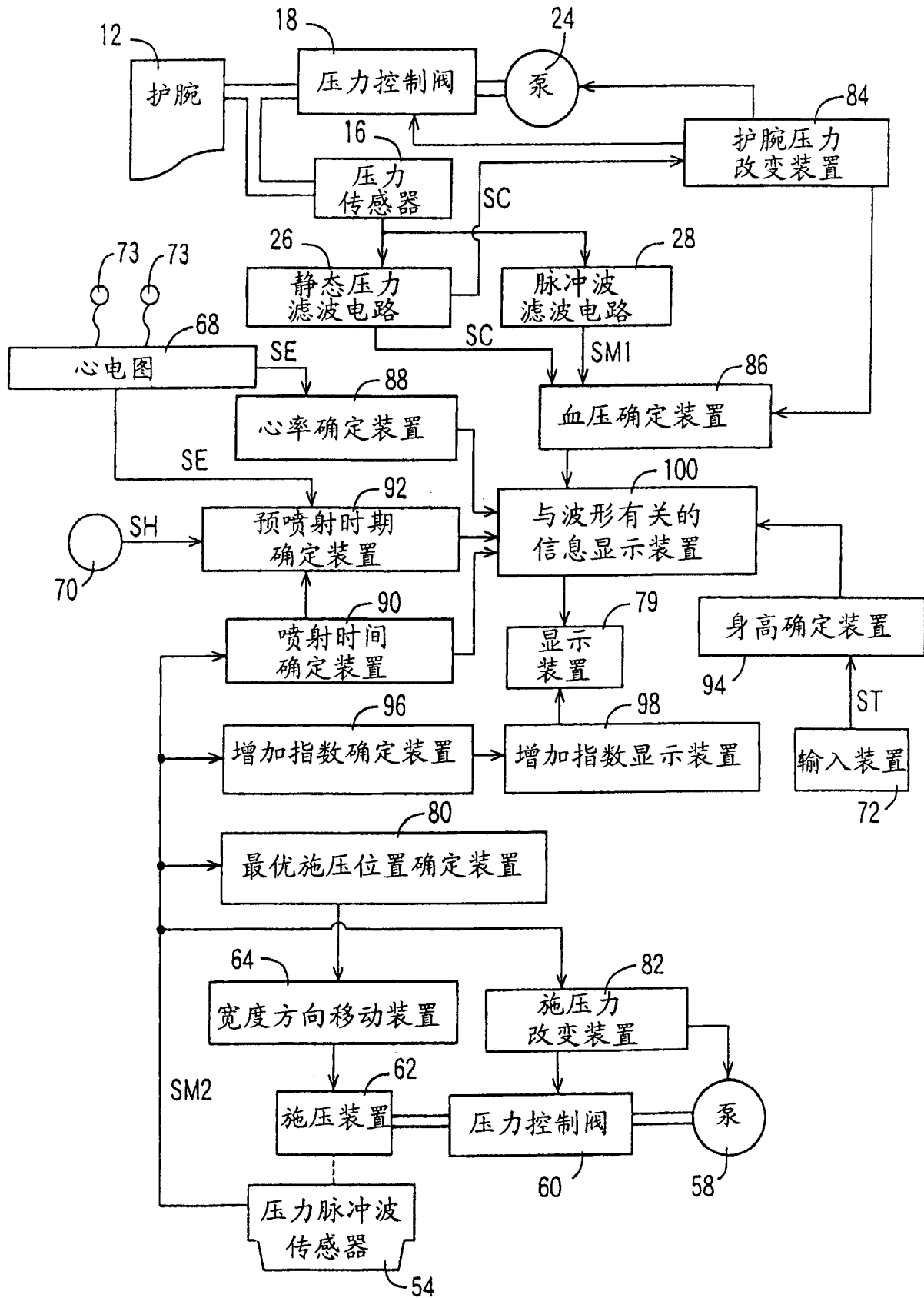


图 6

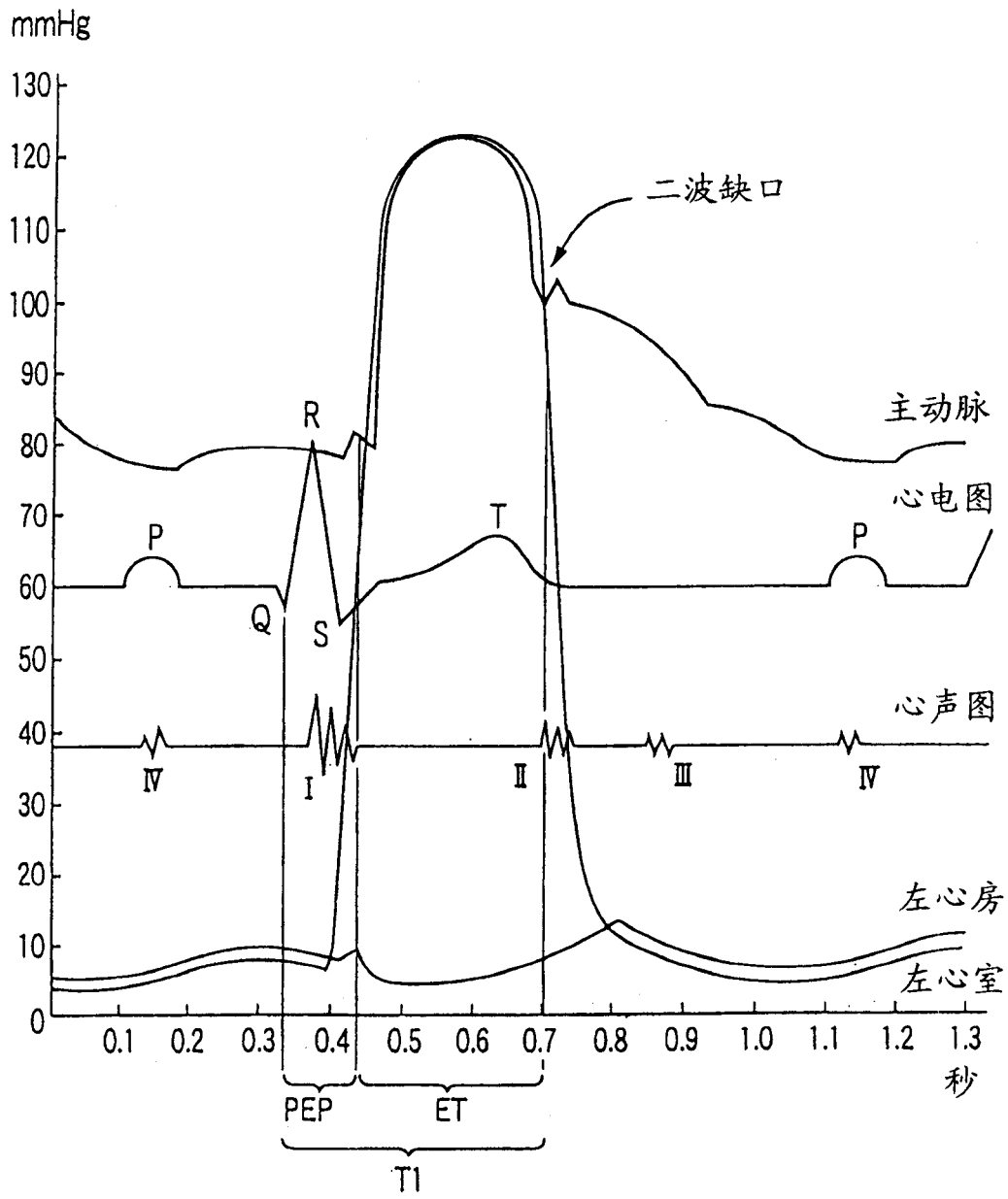


图 7

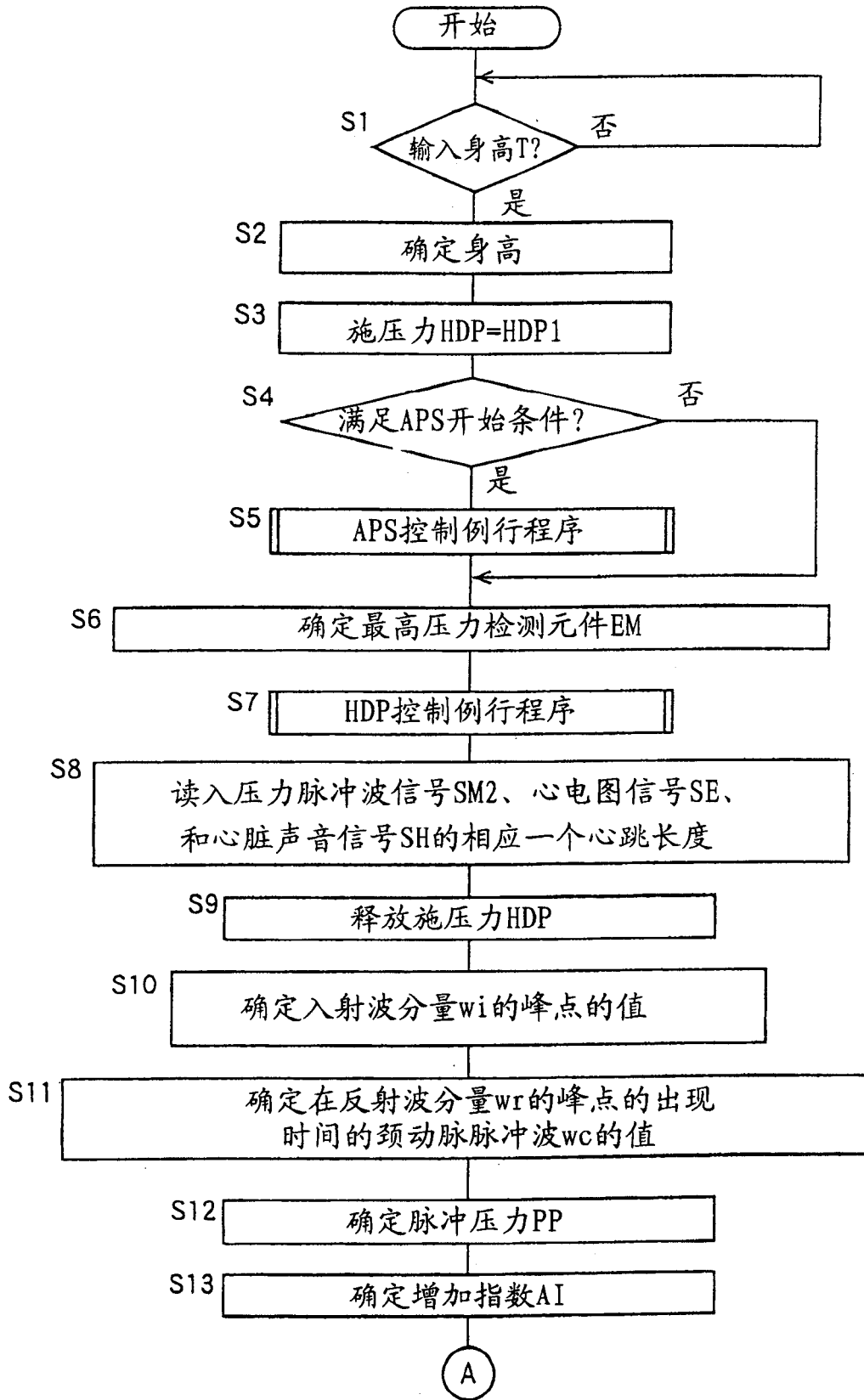


图 8

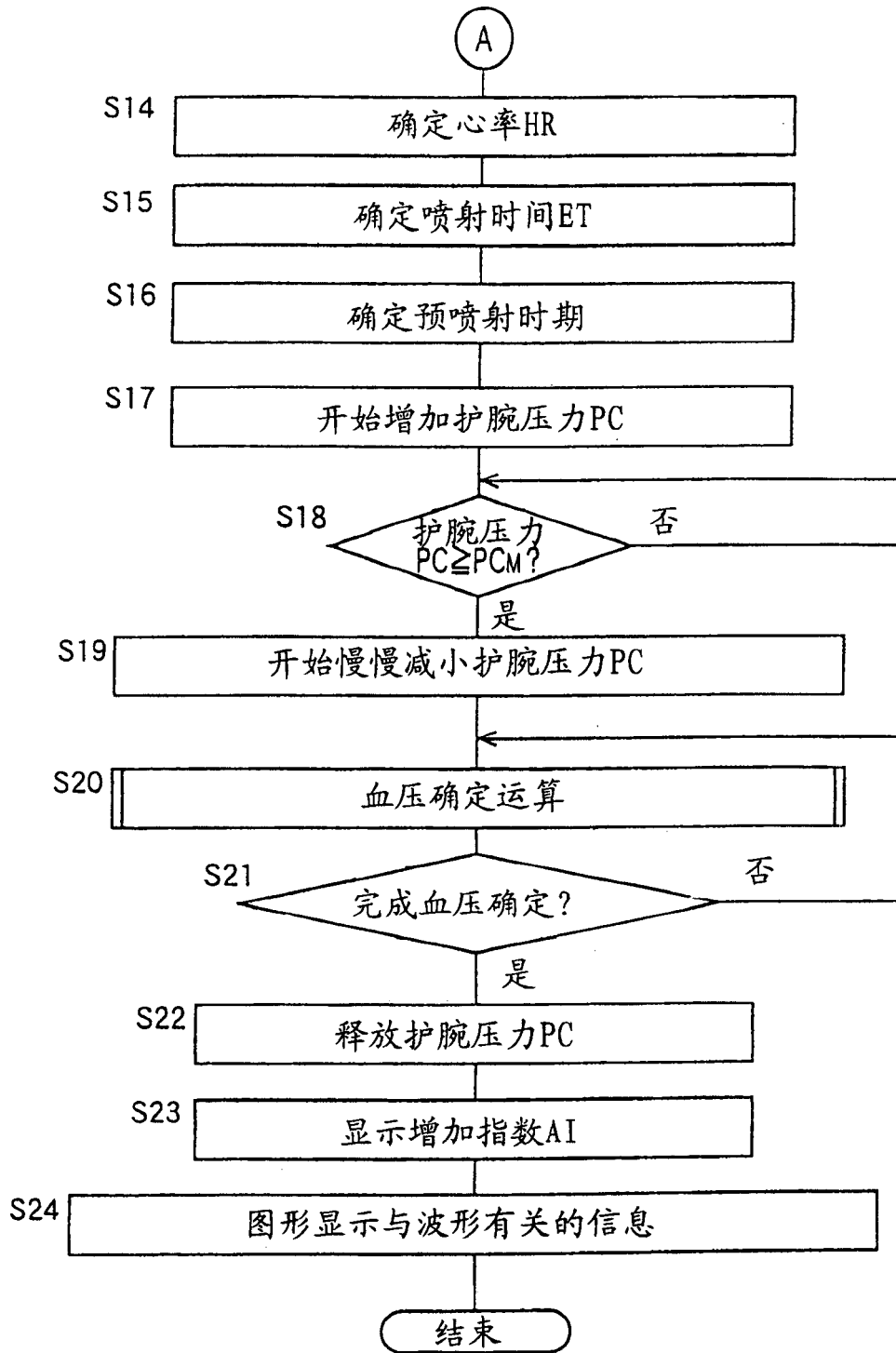


图 9

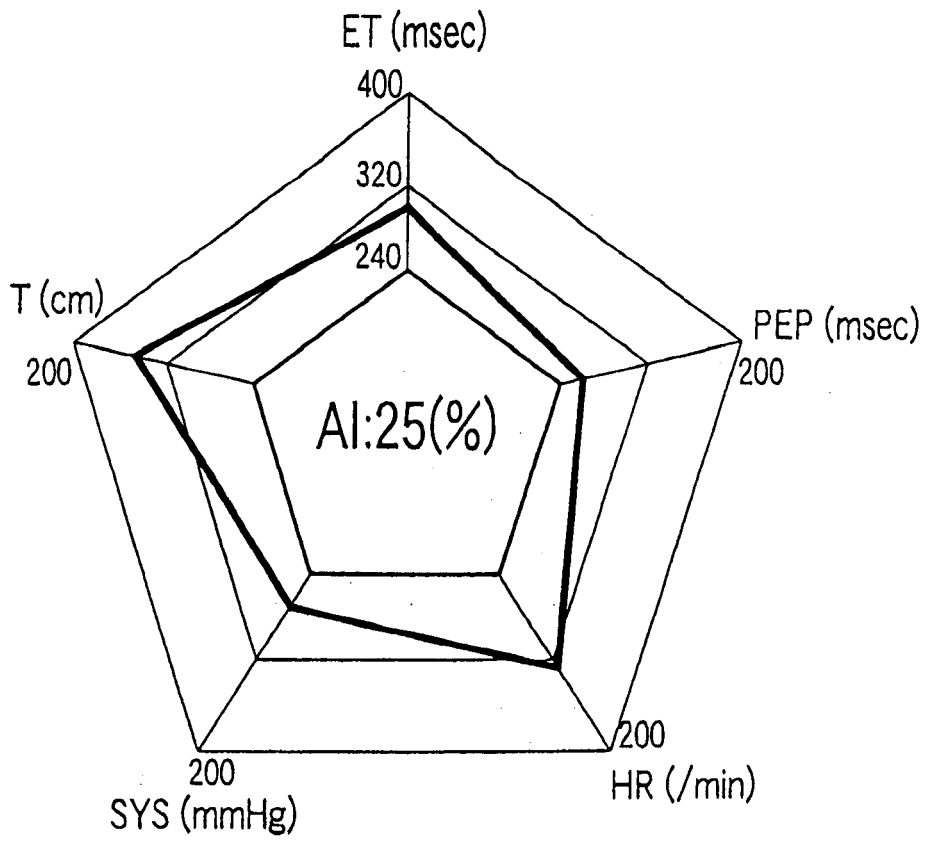


图 10



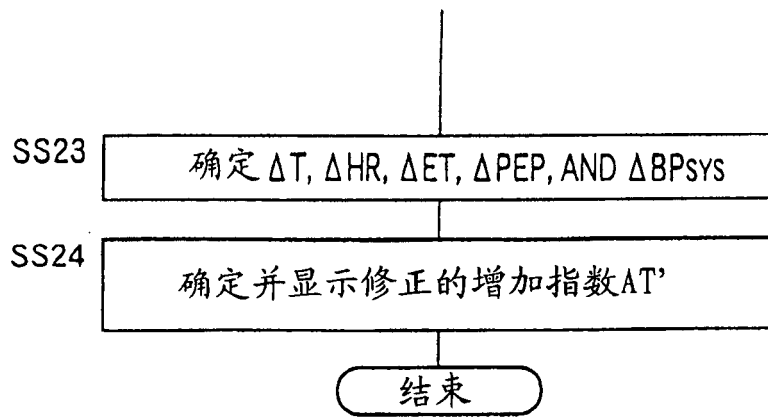


图 12

专利名称(译)	动脉硬化检查设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN1432338A</a>	公开(公告)日	2003-07-30
申请号	CN02147574.1	申请日	2002-10-15
[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	小椋敏彦 成松清幸 反保明 本田孝		
发明人	小椋敏彦 成松清幸 反保明 本田孝		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B2562/0247 A61B2562/043 A61B5/6822 A61B5/021 A61B5/02125		
代理人(译)	杨松龄		
优先权	2002009612 2002-01-18 JP		
其他公开文献	CN1285319C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一个用于检查有生命的受者的动脉硬化的设备(10)，其包括一个脉冲波检测装置(54)，其检测来自受者的某个部位(38)的脉冲波；一个增加指数确定装置(96)，用于根据由脉冲波检测装置检测到的脉冲波确定一个增加指数，该增加指数表示脉冲波的反射波分量与该脉冲波的入射波分量的比例，以便根据由增加指数确定装置确定的增加指数检查受者的动脉硬化；至少一个与波形有关的信息获得装置(28, 86; 68, 88; 54, 90; 70, 92; 72, 94)，它获得至少一种与波形有关的信息，该信息与由脉冲波检测装置检测到的脉冲波的波形的改变相关；一个显示装置(79)；一个增加指数显示装置(98)，用于操作显示装置显示由增加指数确定装置确定的增加指数；和与波形有关的信息显示装置(100)，用于操作显示装置除在增加指数外显示由与波形有关的信息获得装置获得的与波形有关的信息。

