

1. 一种用于检查生命体的动脉硬化的设备 (10), 包括:
- 一个获得与生命体中脉波传播速度有关的脉波速度相关信息的脉波速度相关信息获得装置 (54, 70, 98);
- 5 一个测量生命体血压的血压测量装置 (12, 86);
- 一个测量生命体的心搏率的心搏率测量装置 (68, 88);
- 一个测量从生命体的心脏开始收缩的时间到从心脏开始排出血液的时间的预排出时期的预排出时期测量装置 (68, 70, 92);
- 一个测量从心脏开始排出血液的时间到心脏停止排出血液的时间的排出时间的排出时间测量装置 (54, 90); 以及
- 10 一个动脉硬化检查相关增加量指数测定机构 (100), 用于根据由脉波速度相关信息获得装置获得的脉波速度相关信息、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量装置测量的预排出时期和由排出时间测量装置测量的排出时间, 按照一种在
- 15 (A) (a1) 脉波速度相关信息、(a2) 血压、(a3) 心搏率、(a4) 预排出时期、(a5) 排出时间和 (B) 动脉硬化检查相关增加量指数之间的预定的相互关系, 来测定生命体的动脉硬化检查相关增加量指数。
2. 一种按照权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该预定的相互关系是由下列表达式代表的:
- 20 $AI_E = a \times PWV + b \times BP + c \times HR + d \times ET + e \times PEP + f$
- 其中 PWV 是脉波速度相关信息,
- BP 是血压,
- HR 是心搏率,
- PEP 是预排出时期,
- 25 ET 是排出时间,
- AI_E 是动脉硬化检查相关增加量指数,
- a、b、c、d、e 是系数, 而
- f 是常数。
3. 一种按照权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 还包括一个显示
- 30 由动脉硬化检查相关增加量指数测定机构 (100) 测定的生命体的动脉硬化检查相关增加量指数的显示装置 (79, 102)。
4. 一种按照权利要求 2 所述的设备, 其特征在于, 该预定的相互关

系是对每个生命体预先测定的，其中该设备还包括一个显示该预定的相互关系的系数 a、b、c、d、e 和常数 f 的显示装置 (79,102)。

5. 一种用于检查生命体的动脉硬化的设备 (10)，包括：

一个测量生命体的增加量指数的增加量指数测量装置 (54, 96)，
5 该增加量指数是生命体的脉波的反射波成分的值对脉波的入射波成分的值之比；

一个测量生命体血压的血压测量装置 (12, 86)；

一个测量生命体的心搏率的心搏率测量装置 (68, 88)；

10 一个测量从生命体的心脏开始收缩的时间到心脏开始排出血液的时间的预排出时期的预排出时期测量装置 (68, 70, 92)；

一个测量从心脏开始排出血液的时间到心脏停止排出血液的时间的排出时间的排出时间测量装置 (54, 90)；以及

15 一个动脉硬化检查相关脉波速度相关值测定装置 (100)，用于根据由增加量指数测量装置测量的增加量指数、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量装置测量的预排出时期和排出时间测量装置测量的排出时间，按照一种在 (A) (a1) 增加量指数、(a2) 血压、(a3) 心搏率、(a4) 预排出时期、(a5) 排出时间和 (B) 动脉硬化检查相关脉波速度相关值之间的预定的相互关系，来测定生命体的动脉硬化检查相关脉波速度相关值。

20 6. 一种按照权利要求 5 所述的设备，其特征在于，该预定的相互关系是由下列表达式代表的：

$$PWV_{\text{e}} = a' \times AI + b' \times BP + c' \times HR + d' \times ET + e' \times PEP + f'$$

其中 PWV_{e} 是动脉硬化检查相关脉波速度相关值，

BP 是血压，

25 HR 是心搏率，

PEP 是预排出时期，

ET 是排出时间，

AI 是增加量指数，

a'、b'、c'、d'、e' 是系数，而

30 f' 是常数。

7. 一种按照权利要求 5 所述的设备，其特征在于，还包括一个显示由动脉硬化检查相关脉波速度相关值测定机构测定的生命体的动脉硬

化检查相关脉波速度相关值的显示装置(79, 102)。

8. 一种按照权利要求6所述的设备, 其特征在于, 该预定的相互关系是对每个生命体预先测定的, 其中该设备还包括一种显示该预定的相互关系的系数 a' 、 b' 、 c' 、 d' 、 e' 和常数 f' 的显示装置(79, 102)。

5 9. 一种按照权利要求1至8中任何一项所述的设备, 其特征在于, 还包括一个储存该预定的相互关系的存储器装置(77)。

10. 一种按照权利要求1至8中任何一项所述的设备, 其特征在于, 还包括一个检测从生命体来的脉波的脉波检测装置(54)。

动脉硬化检查设备

发明领域

- 5 本发明涉及一种动脉硬化检查设备，用于根据增加量指数或脉波速度相关信息来检查生命体的动脉硬化。

背景技术

生命体的动脉硬化的程度可以根据作为每个与动脉的弹性或扩张程度有关的参数的增加量指数 AI 或脉波速度 PWV 来评价。

- 10 通过生命体的动脉传播的脉波在动脉的分叉部分或变窄部分受到反射。因此，从动脉检测到的脉波的形状或形式受当血液从生命体的心脏排出时产生的并向着生命体的周围部分前进的入射波成分和当该入射波成分受到反射时产生的反射波成分的合成的限定。这样，通过测定一个从动脉如颈动脉或臂动脉检测的脉波的反射波成分对该被检测的
- 15 脉波的入射波成分之比，能得到增加量指数 AI。当动脉硬化时，反射波成分的相位或幅度变化。通常，增加量指数 AI 被计算成通过用被检测的脉波的脉搏压力去除一个该被检测的脉波在反射波成分的峰值点的检测时间时的值和该被检测的脉波在入射波成分的峰值点的检测时间时的值之间的差值而得到的百分率值。

- 20 脉波速度 PWV 是根据一个从生命体的动脉的位于离生命体心脏不同距离的两个部分检测到的各自的脉波之间的时间差 DT 和一个该两个部分离心脏的各自距离之间的距离差 DL 来计算的。当动脉硬化时，脉波速度 PWV 增大。通常，脉波速度 PWV 是通过用时间差 DT 去除距离差 DL 而计算的。

- 25 同时，脉波的形式不仅受动脉硬化的影响，而且受各种不同因素如血压的影响。因此，增加量指数 AI 可能受心脏输出量或后负荷的影响，因而很难仅仅根据该指数 AI 来诊断动脉硬化。这样，只有在具有经验和知识的专家的情况下，才仅仅使用指数 AI。

- 此外，因为脉波速度 PWV 依赖血压，所以它不可能单独使用。这样，
- 30 分别测量的增加值指数和脉波速度的值被联合使用以诊断动脉的硬化程度。但是，在由于因动脉硬化造成血压降低或由于动脉瘤而脉波速度 PWV 减小的场合下，可能作出关于动脉硬化的错误诊断。此外，在高血

压病人服用抗高血压药以便将病人的血压降低到一个正常范围而由此使病人的脉波速度 PWV 降低到一个标准值以下的场合，很难判断病人的动脉硬化是否真地改善了。

发明概要

- 5 因此本发明的一个目的是提供一种保证能够根据动脉硬化检查相关增加量指数以高的精确度来诊断生命体的动脉硬化的动脉硬化检查设备。本发明的另一目的是提供一种保证能够根据动脉硬化检查相关脉波速度相关值以高的精确度来诊断生命体的动脉硬化的动脉硬化检查设备。
- 10 上述目的已经通过本发明获得。按照本发明的第一方面，本发明提供一种用于检测生命体的动脉硬化的设备，该设备包括：一个获得有关脉波在生命体中传播的速度的脉波速度相关信息的脉波速度相关信息获得装置；一个测量生命体血压的血压测量装置；一个测量生命体的心搏率的心搏率测量装置；一个测量从生命体的心脏开始收缩的时间到心脏开始排出血液的时间的预排出时期的预排出时期测量装置；一个测量从心脏开始排出血液的时间到心脏停止排出血液的时间的排出时间的排出时间测量装置；以及一个动脉硬化检查相关增加量指数测定机构，该机构用于根据由脉波速度相关信息获得装置获得的脉波速度相关信息、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量装置测量的预排出时期和由排出时间测量装置测量的排出时间，按照一种在 (A) (a1) 脉波速度相关信息、(a2) 血压、(a3) 心搏率、(a4) 预排出时期、(a5) 排出时间和 (B) 动脉硬化检查相关增加量指数之间的预定的相互关系，来测定生命体的动脉硬化检查相关增加量指数。
- 15 按照这个方面，该动脉硬化检查相关增加量指数测定机构根据由脉波速度相关信息获得装置获得的脉波速度相关信息、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量装置测量的预排出时期和由排出时间测量装置测量的排出时间，按照预定的相互关系，来测定动脉硬化检查相关增加量指数。这样，该动脉硬化检查相关增加量指数是根据对应于生命体血管的弹性的脉波速度相关信息、生命体的血压、对应于生命体的植物性神经的活性的心搏率（即脉搏率）与对应于生命体的心脏（如心脏输出量）功能的预排出时期和排
- 20
- 25
- 30

出时间两者来测定的。因此，该动脉硬化检查相关增加量指数具有反映生命体的循环器官的状态的高度可靠性，并可用来对生命体的动脉硬化作出精确的诊断。这样，提高了动脉硬化的诊断的精确度。

按照本发明的该第一方面的一个优选的特点，该预定的相互关系用下列表达式代表： $AI_{\text{E}} = a \times PWV + b \times BP + c \times HR + d \times ET + e \times PEP + f$ ，其中 PWV 是脉波速度相关信息，BP 是血压，HR 是心搏率，PEP 是预排出时期，ET 是排出时间， AI_{E} 是动脉硬化检查相关增加量指数，a、b、c、d、e 是系数，而 f 是常数。

按照该特点，这些系数 a、b、c、d、e 和常数 f 可以对每个单独的生命体预先测定，而每个生命体的动脉硬化程度可以精确地检查或评价。最好采用收缩血压 BP_{SYS} 作为血压 BP。

按照本发明的第一方面的另一特点，该动脉硬化检查设备还包括一个显示由动脉硬化检查相关增加量指数测定机构测定的生命体的动脉硬化检查相关增加量指数的显示装置。

按照该特点，一个操作者如医生能够观察由该显示装置显示的动脉硬化检查相关增加量指数，并由此精确地检查或评价生命体的动脉硬化程度。

按照本发明的第一方面的另一特点，该预定的相互关系是对每个生命体预先测定的，而该动脉硬化检查设备还包括一个显示该预定的相互关系的系数 a、b、c、d、e 和常数 f 的显示装置。

按照该特点，操作者能够观察这些系数的各自的变化，并由此精确地评价抗高血压药或医治方法的治疗效果。

按照本发明的第二方面，本发明提供一种用于检查生命体的动脉硬化的设备，该设备包括：一个测量生命体的作为生命体脉波的反射波成分的值对脉波的入射波成分的值之比的增加量指数的增加量指数测量装置；一个测量生命体血压的血压测量装置；一个测量生命体的心搏率的心搏率测量装置；一个测量从生命体的心脏开始收缩的时间到心脏开始排出血液的时间的预排出时期的预排出时期测量装置；一个测量从心脏开始排出血液的时间到心脏停止排出血液的时间的排出时间的排出时间测量装置；以及一个动脉硬化检查相关脉波速度相关值测定机构，该机构用于根据由增加量指数测量装置测量的增加量指数、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量

装置测量的预排出时期和由排出时间测量装置测量的排出时间，按照一种在(A) (a1)增加量指数、(a2)血压、(a3)心搏率、(a4)预排出时期、(a5)排出时间和(B)动脉硬化检查相关脉波速度相关值之间的预定的相互关系，来测定生命体的动脉硬化检查相关脉波速度相关值。

按照这个方面，该动脉硬化检查相关脉波速度相关值测定机构根据由增加量指数测量装置测量的增加量指数、由血压测量装置测量的血压、由心搏率测量装置测量的心搏率、由预排出时期测量装置测量的预排出时期和由排出时间测量装置测量的排出时间，按照该预定的相互关系，来测定动脉硬化检查相关脉波速度相关值。这样，该动脉硬化检查相关脉波速度相关值是根据对应于生命体血管的弹性的增加量指数、生命体的血压、对应于生命体的植物性神经的活性的心搏率（即脉搏率）与对应于生命体的心脏（如心脏输出量）功能的预排出时期和排出时间两者来测定的。因此，该动脉硬化检查相关波速相关值具有反映生命体的循环器官的状态的高度可靠性，并可用来对生命体的动脉硬化作出精确的诊断。这样，提高了动脉硬化的诊断的精确度。

按照本发明的该第二方面的一个优选的特点，该预定的相互关系用下列表达式代表： $PWV_B = a' \times AI + b' \times BP + c' \times HR + d' \times ET + e' \times PEP + f'$ ，其中 PWV_B 是动脉硬化检查相关脉波速率相关值，BP 是血压，HR 是心搏率，PEP 是预排出时期，ET 是排出时间，AI 是增加量指数， a' 、 b' 、 c' 、 d' 、 e' 是系数， f' 是常数。

按照该特点，这些系数 a' 、 b' 、 c' 、 d' 、 e' 和常数 f' 可以对每个单独的生命体预先测定，而每个生命体的动脉硬化程度可以精确地检查或评价。最好采用收缩血压 BP_{sys} 作为血压 BP。

按照本发明的第二方面的另一特点，该动脉硬化检查设备还包括一个显示由动脉硬化检查相关脉波速度相关值测定机构测定的生命体的动脉硬化检查相关脉波速度相关值的显示装置。

按照该特点，操作者能够观察由该显示装置显示的动脉硬化检查相关脉波速度相关值，并由此精确地检查或评价生命体的动脉硬化程度。

按照本发明的第二方面的另一特点，该预定的相互关系是对每个生命体预先测定的，而该动脉硬化检查设备还包括一个显示该预定的相互关系的系数 a' 、 b' 、 c' 、 d' 、 e' 和常数 f' 的显示装置。

按照该特点，操作者能够观察这些系数的各自的变化，并由此精确地评价抗高血压药或医治方法的治疗效果。

附图简述

通过结合附图阅读下列本发明优选实施例的详细描述将更好地理解本发明的上述和可以选择的目的、特点和优点。附图中：

图 1 是表示应用本发明的动脉检查设备的回路的示意图；

图 2 是表示图 1 的设备的压力脉波检测探针戴在生命体颈部上的状态的示意图；

图 3 是图 2 的压力脉波检测探针的放大图，图中略去了探针的一部分；

图 4 是用于说明一种在图 1 中所示的压力脉波传感器的压紧表面中设置压力感知元件阵列的状态的图；

图 5 是表示一个由图 1 的压力脉波传感器的一个压力感知元件提供的压力脉波信号 SM2 代表的颈动脉脉波 wc 的例子的图；

图 6 是用于说明图 1 的设备的电子控制装置的基本控制功能的框图；

图 7 是表示沿一共同时间轴的主动脉中的压力、左心房中的压力、左心室中的压力、心电图和心音图的示意图；

图 8 是表示在半年中从一位治疗高血压的六十多岁的男性病人非侵害地获得的多个物理参数的各自随时间的变化的曲线图；

图 9 是表示代表图 8 中所示的每个物理参数和每个其它物理参数之间的各自相互关系的分散的图解的曲线图；

图 10 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定收缩（最高）血压 BP_{sys} 和心至颈动脉脉波速度 $hcPWV$ 的回归线（regression line）以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定收缩血压 BP_{sys} 和臂与踝脉波速度 $baPWV$ 之间关系的回归线的图线；

图 11 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和收缩血压 BP_{sys} 之间关系的回归线以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和脉压 PP 之间关系的回归线的图线；

图 12 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和心搏率 HR 之间关系的回归线以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和排出时间 ET 之间关系的回归线的图线；

图 13 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和心至颈动脉脉波速度 hcPWV 之间关系的回归线以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和臂与踝脉波速度 baPWV 之间关系的回归线的图线;

- 5 图 14 是与图 8 中所示的数据有关的表示应用多变量分析的一个模型 (表达式 2) 的右侧的物理参数的各自的系数和一个常数以及作为模型表达式的左侧的增加量指数 AI_{\square} 和同一表达式右侧的各自的物理参数之间的各自的相互关系的图;

- 10 图 15 是表示关于在一年中从一位治疗高血压的五十多岁的男性病人获得的数据的一个应用多变量分析的模型 (表达式 2) 的右侧的物理参数的各自的系数一个常数以及在作为该模型表达式左侧的增加量指数 AI_{\square} 和同一表达式右侧的各自的物理参数之间的各自的相互关系的图;

- 15 图 16 是表示代表图 6 中所示的控制装置的 CPU (中央处理器) 的控制功能的流程图的上半部分的图; 而

图 17 是表示代表图 6 中所示的 CPU 的控制功能的流程图的下半部分的图。

优选实施例详述

下面参照附图详细描述本发明的一个实施例。

- 20 图 1 是表示应用本发明的一种动脉硬化检查设备 10 的回路示意图。

- 在图 1 中所示的动脉硬化检查设备 10 中, 一个可以膨胀的套 12 包括一个带状布袋和一个安装在该布袋中的橡皮袋, 并适合于缠绕在作为生命体的病人的上臂 14 的周围。套 12 通过管子 20 连接在压力传感器 16 和压力控制阀 18 上。压力控制阀 18 通过管子 22 连接在空气泵 24 上。压力控制阀 18 调整从空气泵 24 供应的增压空气的压力, 并将该调整了压力的空气提供给套 12, 或从套 12 排放该增压空气, 从而控制套 12 中的空气压力。

- 30 压力传感器 16 检测套 12 中的空气压力, 并向静压过滤电路 26 和脉波过滤电路 28 提供一个代表被检测的空气压力的压力信号 SP。静压过滤电路 26 包括一个低通滤波器, 该低通滤波器从压力信号 SP 取出一个代表该被检测的空气压力的静分量的套压力信号 SC, 也即套 12 的压

紧压力（此后称为套压力 p_c ）。过滤电路 26 通过未示出的 A/D（模拟/数字）转换器向电子控制装置 32 提供套压力信号 SC。脉波过滤电路 28 包括一个带通过滤器，该带通过滤器从压力信号 SP 取出一个代表该被检测的空气压力的具有规定频率的振荡分量的套脉波信号 SM1。过滤电路 28 通过未示出的 A/D 转换器向控制装置 32 提供套脉波信号 SM1。由套脉波信号 SM1 代表的振荡分量是一个臂脉波 w_b ，也就是与生命体的心搏同步产生的并从被套 12 压紧的上臂 14 的臂动脉传向套 12 的压力振荡。

该动脉硬化检查设备 10 包括一个示于图 2 中的压力脉波检测探针 36，起颈动脉脉波检测装置的作用。如图 2 中所示，压力脉波检测探针 36 借助于带 40 围在生命体的颈部 38 上。如图 3 中详细示出，压力脉波检测探针 36 包括一个容器状的传感器罩 42、一个装入传感器罩 42 的外壳 44 和一个进给螺杆 48，该螺杆 48 与传感器罩 42 螺旋啮合并通过一个设置在外壳 44 中的未示出的电动机而转动，由此沿颈动脉 46 的宽度方向移动传感器罩 42。借助于带 40，压力脉波检测探针 36 可以拆卸地附着在颈部 38 上，使得传感器罩 42 的开放端部对着颈部 38 的身体表面 50。

此外，压力脉波检测探针 36 包括一个通过膜片 52 固定在传感器罩 42 的内壁上的压力脉波传感器 54，使得传感器 54 可以相对于罩 42 移动并可以前进到罩 42 的开放端部的外面。传感器罩 42、膜片 52 等相互配合而界定一个压力室 56，压力室 56 通过图 1 中所示的压力控制阀 60 受到空气泵 58 提供的增压空气，使得压力脉波传感器 54 以对应于压力室 56 中的空气压力的压紧力对着身体表面 50 压紧。

传感器罩 42 和膜片 52 相互配合而形成一个将压力脉波传感器 54 对着颈动脉 46 压紧的压紧装置 62，而进给螺杆 48 和没有示出的电动机相互配合而形成一个沿宽度方向移动的装置 64，该装置 64 使压力脉波传感器 54 沿颈动脉 46 的宽度方向移动，并由此改变传感器 54 压紧在身体表面 50 上的压紧位置。

压力脉波传感器 54 有一压紧表面 66 和许多个半导体压力感知元件（此后称为“压力感知元件”）E，元件 E 沿颈动脉 46 的宽度方向也即沿传感器 54 的平行于进给螺杆 48 的移动方向在大于颈动脉 46 的直径的长度上沿颈动脉 46 的宽度方向以规则的间隔排列在压紧表面 66 中。

例如，如图 4 中所示，15 个压力感知元件 E(a)、E(b)、...、E(O) 以例如 0.6 mm 的规则间隔排列。

结构如上所述的压力脉波检测探针 36 恰巧在颈动脉 46 上面对着颈部 38 的身体表面 50 压紧，使得压力脉波传感器 54 检测一个从颈动脉 46 产生而传向身体表面 50 的压力脉波（即颈动脉脉波 wc），并通过未示出的 A/D 转换器向控制装置 32 提供一个代表检测到的颈动脉脉波 wc 的压力脉波信号 SM2。图 5 中的实线表示一个由压力脉波传感器 30 连续提供的压力脉波信号 SM2 代表的颈动脉脉波 wc 的例子。

回到图 1，动脉硬化检查设备 10 还包括一个心电图记录仪 68、一个心音微音器 70 如一个输入装置 72、心电图记录仪 68 包括多个电极 73，这些电极 73 附着在生命体的身体表面上，使得生命体的心脏位于附着的电极之间。心电图记录仪 68 通过电极 73 检测心肌的动作电位，并通过未示出的 A/D 转换器向控制装置 32 提供一个代表检测到的动作电位的心电图信号 SE。

心音微音器 70 用未示出的胶粘带之类固定在未示出的生命体胸膛上。微音器 70 包括一个未示出的压电元件，该压电元件将由生命体心脏产生的心音转换为一个电信号如心音信号 SH。心音信号放大器 74 包括四种未示出的过滤器，它们相互配合来放大一个具有小能量的高音分量和减弱一个具有大能量的低音分量，并放大和过滤由微音器 70 提供的心音信号 SH。由放大器 74 放大和过滤的心音信号 SH 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 包括多个未示出的键，它们由操作者如医生或护士操作，以输入生命体的身材 T。输入装置 72 向控制装置 32 提供一个代表输入的生命体的身材 T 的身材信号 ST。

控制装置 32 由一台包括 CPU（中央处理器）76、ROM（只读存储器）77、RAM（随机存取存储器）78 和未示出的 I/O（输入和输出）接口的所谓微型计算机提供。CPU 76 按照预先储存在 ROM 77 中的控制程序利用 RAM 78 的暂时储存功能处理信号，并通过 I/O 接口向空气泵 24、58 和压力控制阀 18、60 提供驱动信号，从而控制套压力 pc 和压力室 56 中的压力。此外，CPU 76 根据套脉冲波信号 SM1 而获得和测定压力脉波信号 SM2、套压力信号 SC、心电图信号 SE、心音信号 SH 和身材信号 ST，每个信号向控制装置 32 提供一个与波形有关的信息，如血压值 BP 和增

加量指数 AI，并操作显示装置 79 显示这样获得的信息和指数。

图 6 是用于说明动脉硬化检查设备 10 的控制装置 32 的关键控制功能的框图。

最佳压紧位置测定机构 80 判断是否满足了规定的压紧位置变化条件，也即压力脉波传感器 54 的压力感知元件 E 中的一个检测由全部元件 E 检测到的各自压力中的最高压力的元件（此后称为“最高压力检测元件 EM”）是否安置在压力感知元件 E 阵列的规定的对置的端部部分之一中。元件 E 阵列的每个规定的对置的端部部分可以是一个具有包括元件 E 阵列的对置端部中的一相应端部的规定长度的范围，或者是一个容纳包括安置在阵列的对置端部处的各自元件 E 中的一相应端部的规定数目的元件 E 的范围。最高压力检测元件 EM 是刚巧安置在颈动脉 46 上面的元件 E 中的一个。当该压紧位置变化条件得到满足时，最佳压紧位置测定机构 80 进行下列压紧位置变化操作：在压紧装置 62 一旦从身体表面 50 移开压力脉波传感器 54 后，宽度方向移动装置 64 移动压紧装置 62 和传感器 54 经过一个规定的距离，然后压紧装置 62 以一个小于后面描述的最佳压紧力 HDPO 的规定的相当小的第一压紧力 HDP1 重新压紧传感器 54。在这种状态下，测定装置 80 重新判断该规定的压紧位置变化条件是否得到满足。测定机构 80 重新进行上述操作和判断，直到该压紧位置变化条件不再被满足，最好直到最高压力检测元件 EM 安置在元件 E 阵列的一个规定的中间位置上。元件 E 阵列的每个对置端部部分所用的长度或元件数目是根据有待压力脉波传感器 54 压紧的动脉（即颈动脉 46）的直径来规定的，并可以是该直径的四分之一。

在最佳压紧位置测定机构 80 将压力脉波传感器 54 安置在最佳压紧位置上之后，压紧力变化机构 82 使由压紧装置 62 施加到传感器 54 上的压紧力 HDP（即向下保持的压力）在一规定的压紧力范围内变化，或者是按照生命体的每次心搏步进，或者是以一个规定的相当低的速率连续变化。根据在压紧力 HDP 变化期间获得的颈动脉脉冲波 wc，变化机构 82 测定一个最佳压紧力 HDPO，并将由压紧装置 62 施加在传感器 54 上的压紧力保持在这样测得的最佳压紧力 HDPO 上。这里，最佳压紧力 HDPO 是这样测得的，使得由用压紧力 HDP 压紧的最高压力检测元件 EM 检测到的颈动脉脉波 wc 的脉搏压力 PP（即通过从颈动脉脉波 wc 的一个心搏同步脉搏的最大值中减去最小值而得到的差值）可以不小于一个预定的

下限脉搏压力 PP_L 。下限脉搏压力 PP_L 用实验预定为一个保证能够检测到清晰的颈动脉脉波 wc 的值。如果脉搏压力 PP 太小，那么就不能够获得清晰的颈动脉脉波 wc 。

套压力变化机构 84 根据由静态压力过滤电路 26 提供的套压力信号 SC 而操作压力控制阀 18 和空气泵 24，从而将套压力 pc 快速增加到一个规定的增加目标压力（如 180 mm Hg），该压力将高于病人的收缩血压 BP_{SYS} ，随后以例如 2 或 3 mm Hg/sec 的速率缓慢减小该套压力。在下面描述的血压测定机构 86 测定病人的血压值 BP 后，变化机构 84 将套压力释放到大气压力。

10 根据每个在套压力变化机构 84 的控制下缓慢减小套压力 pc 期间由静压力过滤电路 26 连续提供的套压力信号 SC 和由脉波过滤电路 28 连续提供的套脉波信号 $SM1$ ，按照熟知的示波血压测定算法，血压测定机构 86 测定病人的一个收缩血压 BP_{SYS} （= SYS）、一个平均血压 BP_{MEAN} 和一个舒张血压 BP_{DIA} 。这样测定的收缩血压 BP_{SYS} 对应于臂脉波 wb 的每个
15 接连的心搏同步脉搏的峰值点（即最大值）。因此，当收缩血压 BP_{SYS} 增大时，臂脉波的每个心搏同步脉搏的峰值点的值也增大。此外，当臂脉波 wb 的每个心搏同步脉搏的峰值点的值变化时，颈动脉脉冲 wc 的每个心搏同步脉搏的峰值点 pc 的值也变化。这样，当收缩血压 BP_{SYS} 变化时，颈动脉脉波 wc 的每个心搏同步脉搏的峰值点 pc 的值也变化，因而
20 颈动脉脉波 wc 的每个心搏同步脉搏的波形也变化。因此，收缩血压 BP_{SYS} 是一种与脉波的波形有关的波形相关信息。血压测定机构 86 也起血压测量装置的一部分的作用。

心搏率测定机构 88 反复地（例如在生命体的每次心搏时）测定由从心电图记录仪 68 连续提供的心电图信号 SE 代表的心电图记录仪的脉
25 波（即心电图）的每对接连的心搏同步脉搏的相应的规定的周期部分（如相应的 R 波）之间的时间间隔作为脉搏周期 RR （sec），并通过将脉搏周期 RR 的倒数（即 $1/RR$ ）乘以 60 来测定一个心搏率 HR （/分钟）。心搏率 HR 的变化表示脉波的每对接连的心搏同步脉搏的相应上升点之间的时间间隔的变化。因此，当心搏率 HR 变化时，脉波的波形也变化。
30 这样，心搏率 HR 是一种波形相关信息。心搏率测定机构 88 起心搏率测量装置的一部分的作用。

排出时间测定机构 90 反复地（例如在生命体的每次心搏时）和非

侵害地测定一个排出时间 ET (msec)，在该时间中主动脉瓣打开而血液从生命体的左心室排出。图 7 示意地表示沿一共同时间轴的主动脉中的压力、左心房中的压力、左心室中的压力、心电图和心音图。如图 7 中所示，主动脉脉波的上升点和二波脉切迹之间的时间差可以作为排出时间 ET 而被测定。同时，因为颈动脉脉波 wc 的波形与主动脉脉波的波形相似，所以可以用颈动脉脉波 wc 来代替主动脉波。这样，通过压力脉波传感器 54 连续检测的颈动脉脉波 wc 的上升点和二波脉切迹之间的时间差作为排出时间 ET 而被测定。排出时间 ET 是脉波的如沿平行于时间轴的方向看到的一个入射波成分的值。因此，当排出时间 ET 变化时，脉波的波形也变化。这样，排出时间 ET 是一种波形相关信息。排出时间测定机构 90 起排出时间测量装置的一部分的作用。

预排出时期测定机构 92 反复地（例如在生命体的每次心搏时）和非侵害地测定一个预排出时期 PEP (msec)，即心脏收缩时间的开始点和主动脉瓣的开放即血液开始排出之间的时间期间。例如，首先，预排出时期测定机构 92 测定一个在心电图记录仪 68 检测一个指示心室肌兴奋的波（如 R 波）的时间和心音微音器 70 检测一个第二心音 II 的开始点的时间之间的时间 T1。第二心音 II 对应于主动脉瓣的闭合。如图 7 中所示，这样测定的时间 T1 等于预排出时期 PEP 和排出时间 ET 之和。因此，预排出时期测定机构 92 通过从时间 T1 减去由排出时间测定机构 90 测定的排出时间 ET 来测定预排出时期 PEP。因为预排出时期 PEP 是一个从左心室的心肌收缩开始到血液开始排出的时间期间，所以它也称为等体积收缩时间。当预排出时期 PEP 增大时，血液开始排出时间的压力也增大，因而排出时间减少。这样，当预排出时期 PEP 变化时，脉波波形也变化。因此，预排出时期 PEP 是一种波形相关信息。预排出时期测定机构 92 起预排出时期测量装置的一部分的作用。

身材测量机构 94 根据由输入装置 72 提供的的身材信息 ST 测定生命体的身材 T。如前所述，脉波由入射波成分和反射波成分组成，据推测，反射波主要在共同髂骨动脉的分叉部分处产生。当身材 T 变化时，测到脉波的位置和共同髂骨动脉的分叉部分之间的距离也变化，因而反射波到达测到脉波的位置所需的时间也变化。因此，当身材 T 变化时，入射波成分和反射波成分的叠合量也变化。这样，身材 T 是一种波形相关信息，而身材测定机构 94 起一种波形相关信息获得机构的作用。此外，

当身材 T 变化时，心脏和颈动脉之间的距离 DL 也变化，因而根据距离 DL 和脉波传播时间差 DT 而测到的脉波速度 PWV 也变化。因此，距离 DL 和脉波传播时间差 DT 利用身材 T 来校正，从而获得精确的脉波速度 PWV。

- 5 增加量指数测定机构 96 首先测定入射波和反射波成分 w_i 和 w_r 的各自峰值点 p_i 和 P_r 的各自的出现时间，这两个成分被包含在一个由压力脉波传感器 54 的最高压力检测元件 EM 在施加到传感器 54 的压紧力 HDP 保持在最佳压紧力 HDPO 的状态下连续检测的颈动脉脉波 w_c 的心搏同步脉搏内。然后，增加量指数测定机构 96 反复地（例如在生命体的
- 10 每次心搏时）通过从出现反射波成分 w_r 的峰值点 P_r 时的颈动脉脉波 w_c 的值中减去出现入射波成分 w_i 的峰值点 p_i 时的颈动脉脉波 w_c 的值来测定一个压力差 ΔP ，并且还通过从颈动脉脉波 w_c 的心搏同步脉搏的最大值中减去其最小值来测定一个脉搏压力 PP。此外，测定机构 96 将压力差 ΔP 和脉搏压力 PP 代入下列表达式 1 中，从而测定一个增加量指数
- 15 AI (%) :

$$AI = (\Delta P / PP) \times 100 (\%) \dots (1)$$

- 这里，描述测定颈动脉脉波 w_c 的入射波成分 w_i 的峰值点 p_i 的出现时间的方式。颈动脉脉波 w_c 包含图 5 中用虚线表示的入射波成分 w_i ，而入射波成分 w_i 的峰值点 p_i 对应于在合成的脉波 w_c 的上升点和峰值点
- 20 p_c 之间出现的合成的颈动脉脉波（即观察的脉波）的弯曲点或最高点。在图 5 中所示的例子中，入射波 w_i 的峰值点 p_i 对应于观察的脉波 w_c 的弯曲点。为此，连续得到的压力脉波信号 SM2 受到一次普通的处理以检测一个弯曲点或最高点。这里，该普通的处理可以是一种微分处理或过滤器处理。

- 25 通常，反射波 w_r 的峰值点的出现时间是跟随在入射波 w_i 的峰值点 p_i 之后的第一最高点的出现时间。因此，在图 5 中所示的情况下，入射波 w_i 的峰值点 p_i 并不与颈动脉脉波 w_c 的峰值点 p_c 符合，颈动脉脉波 w_c 的峰值点 p_c 的出现时间被作为反射波 w_r 的峰值点的出现时间而测定。另一方面，在入射波 w_i 的峰值点 p_i 大到使入射波 w_i 的峰值点 p_i
- 30 同时形成颈动脉脉波 w_c 的一个峰值点的场合下，跟随在入射波 w_i 的峰值点 p_i 之后的第一最高点的出现时间被作为反射波 w_r 的峰值点的出现时间而测定。

脉波速度相关信息获得机构 98 非侵害地获得一个速度 PWV (单位: m/sec), 由生命体的心脏产生的压力脉波以该速度 PWV 传播通过生命体的动脉。例如, 获得机构 98 测定一个传播时间 DT, 也即从由心音
5 5 微音器 70 检测到的指示主动脉瓣闭合的第二心音 II 到由压力脉波传感器 54 检测到的颈动脉脉波的二波脉切迹的延迟时间, 并通过用传播时间 DT 去除已由生命体的身材 T 校正过的预置距离 DL 而测定一个脉波速度 PWV (= DL/DT)。

动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 根据由脉波速度相关信息获得机构 98 获得的脉波速度相关信息 (如脉波速度 PWV)、由血压测定机
10 10 构 86 测定的血压 (如收缩血压 SYS)、由心搏率测定机构 88 测定的心搏率 HR、由预排出时期测定机构 92 测定的预排出时期 PEP 以及由排出时间测定机构 90 测定的排出时间, 按照下列表达式 2, 来测定生命体的动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E , 并且还根据由增加量指数测定机构 96 测定的增加量指数 AI、由血压测定机构 86 测定的血压 (如收缩血压
15 15 SYS)、由心搏率测定机构 88 测定的心搏率 HR、由预排出时期测定机构 92 测定的预排出时期 PEP 以及由排出时间测定机构 90 测定的排出时间, 按照下列表达式 3, 来测定生命体的一个动脉硬化检查相关脉波速度相关值, 如脉波速度 PWV_E :

$$AI_E = a \times PWV + b \times SYS + c \times HR + d \times ET + e \times PEP + f \dots (2)$$

20 20 其中 PWV 是脉冲速度, SYS 是收缩血压, HR 是心搏率, PEP 是预排出时期, ET 是排出时间, a、b、c、d、e 是系数, 而 f 是一个常数。

$$PWV_E = a' \times AI + b' \times SYS + c' \times HR + d' \times ET + e' \times PEP + f' \dots (3)$$

其中 AI 是增加量指数, SYS 是收缩血压, HR 是心搏率, PEP 是预排出时期, ET 是排出时间, a'、b'、c'、d'、e' 是系数, 而 f' 是一个常数。

25 25 显示控制机构 102 操作显示装置 79 来显示动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E 和/或动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_E , 它们每个由动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 测定, 以这样一种方式, 也就是指数 AI_E 和/或速度 PWV_E 是以数字值 (如数字) 或以模拟值 (如条形) 指示的, 使得操作者可以根据指示的指数和/或速度来容易地作出诊断。同时,
30 30 显示控制机构 102 操作显示装置 79 来显示表达式 2 和/或表达式 3 以及表达式 2 中的系数 a、b、c、d、e 及常数 f 和/或表达式 3 中的系数 a'、b'、c'、d'、e' 及常数 f'。此外, 如果控制装置 32 对同一生命体已经测

定和储存了一个或多个过去的动脉硬化检查相关增加量指数值 AI_{B} 和/或一个或多个过去的动脉硬化检查相关脉波速度值 PWV_{B} 与表达式 2 和/或表达式 3 的一个或多个过去的系数和常数组, 那么显示控制机构 102 就操作显示装置 79 来显示这些参数的每一个沿时间轴的各自的数据点
5 或每个参数的各自的数据点离其早先的数据点的相应差值, 使得操作者可以容易地观察这些参数的各自的随时间的变化。

表达式 2 和表达式 3 的每一个有五个参数, 而这五个参数的各自的系数是对每个单独的病人用实验测定的。这些表达式使用的理由如下: 图 8 表示在半年中从一位治疗高血压的六十多岁的男性病人非侵害地获得
10 的多个物理参数各自随时间的变化, 即脉波速度 PWV 、增加量指数 AI 、收缩血压 SYS 、脉搏压力 PP 、预排出时期 PEP 和排出时间 ET 的各自随时间的变化。图 9 表示代表图 8 中所示的每个物理参数和每个其它物理参数之间的各自相互关系的分散的图解。但是, 从图 8 和 9 中所示的图线, 很难判断病人所用的抗高血压药或医治方法的效果。此后, 将描述
15 当应用于图 8 中所示数据时的多变量分析技术。

图 10 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定收缩(最高)血压 SYS 和心至颈动脉脉波速度 $hcPWV$ 之间关系的回归线(示于图 10 的下半部中)以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定收缩血压 SYS 和臂与踝脉波速度 $baPWV$ 之间关系的回归线(示于图 10 的上半部中)的图线。
20 从这些图线可以理解, 在收缩血压 SYS 和脉波速度 PWV 之间存在一种正的相互关系, 但可以作出的唯一判断是, 这种正的相互关系是一种显著的趋势。图 11 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和收缩血压 SYS 之间关系的回归线(示于图 11 的上半部分中)以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和脉压 PP (单位: mm
25 Hg)之间关系的回归线(示于图 11 的下半部分中)的图线。从这些图线可以理解, 在增加量指数 AI 和收缩血压 SYS 或脉搏压力 PP 之间存在一种正的相互关系, 并可以判断, 增加量指数 AI 和收缩血压 SYS 之间的相互关系是显著的。图 12 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和心搏率 HR 之间关系的回归线(示于图 12 的下半部
30 分中)以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和排出时间 ET 之间关系的回归线(示于图 12 的上半部分中)的图线。从这些图线无法理解增加量指标 AI 和心搏率 HR 或排出时间 ET 之间的关系。

图 13 是表示根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和心至颈动脉脉波速度 hcPWV 之间关系的回归线（示于图 13 的下半部分中）以及根据图 8 中所示数据计算的用来测定增加量指数 AI 和臂与踝脉波速度 baPWV 之间关系的回归线（示于图 13 的上半部分中）的图线。从
5 这些图线可以理解，在增加量指数 AI 和脉波速度 PWV 之间存在一种正的相互关系，并可以判断，增加量指数 AI 和脉波速度 PWV 之间的相互关系是显著的。图 10 至 13 中使用的数字 1 至 8 指示测量的顺序；但是，因为变化是不均匀的，所以很难判断动脉硬化是发展了还是治愈了。在图 10 至 14 中，N 是对象总数参数； R^2 是相关系数的平方；Coef 是回归
10 线系数；而 P 是显著差。

图 14 表示应用多变量分析的一个模型（如表达式 2）的右侧的物理参数的各自的系数和一个常数以及作为模型表达式的左侧的增加量指数 AI_E 和同一表达式右侧的各自的物理参数之间的各自的相互关系。这些系数和常数及相互关系是从图 8 中所示的数据得到的。通过图 14 中
15 所示的模型得到一种充分高度的相互关系。该模型限定动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E 与脉波速度 PWV、收缩血压 SYS、心搏率 HR、排出时间 ET、预排出时期 PEP 之间的相互关系。更确切地说，增加量指数 AI 或脉波速度 PWV 是一个指示血管柔量的参数。但是，因为每个参数 AI、PWV 依赖于血压、植物性神经的活性、心脏输出量与预负荷和瞬间负荷，所
20 以不能说每个参数精确地指示循环器官的状态。为了避免该问题，上述模型已包括收缩血压 SYS 作为指示血压影响的说明性变量（即血压相关因子）；心搏率 HR 作为指示植物性神经活性影响的说明性变量（即植物性神经相关因子）；排出时间 ET 作为指示心脏输出量影响的说明性变量（即心脏输出量相关因子）；预排出时期 PEP 作为指示预负荷和瞬
25 间负荷影响的说明性变量（即预负荷和瞬时负荷相关因子）。也就是，该模型利用最大可能数目的与循环器官的状态相关的基本因子。因此，可以获得一个精确的增加量指数 AI，而该指数可用于检查动脉硬化。这样，可以精确地判断或评价抵抗动脉硬化的药物或医治方法的效果。下述表达式 4 是通过图 8 中所示的数据应用多变量分析而从表达式 2 中
30 推导出来的。如果按照表达式 4 评价的指数 AI 等于实际测量的 AI，那么可以容易地判断，动脉硬化没有变化。

图 15 表示关于在一年中从一位治疗高血压的五十多岁的男性病人

获得的数据的一个应用多变量分析的模型（如表达式 2）的右侧的物理参数的各自的系数和一个常数以及在作为该模型表达式左侧的增加量指数 AI_E 和同一表达式右侧的各自的物理参数之间的各自的相互关系。

下述表达式 5 是通过对该数据应用多变量分析而从表达式 2 推导出来的。按照该表达式，操作者可以判断，在上述指示的期间抗高血压药物或医治方法是否已经变化，或动脉硬化是否已经由于治疗而变化。更具体地说，根据该表达式的每个参数的系数和该每个参数的测得值，操作者可以判断，动脉硬化是否已经由于治疗的效果而改善和生命体的循环器官的状态是如何变化的。例如，在脉冲速度 PWV 由于血压的变化而变化的情况下，表达式 5 中的参数的系数指示包括对循环器官的状态的影响的血管的柔性。如果每个系数由于每种治疗而变化。那么一个人就可以判断每种治疗的效果。在图 14 和 15 中，每个二维图线的垂直轴和水平轴上的 e （参数 X ）代表水平轴上的参数和垂直轴上的目标变量之间的相互关系，它不受其它说明性变量的影响。

$$AI_E = 0.0496 PWV + 0.4029 SYS - 2.2002 HR - 0.330 ET + 0.5587 PEP + 65.007 \dots (4)$$

$$PWV_E = 0.00953 AI - 0.2273 SYS + 0.47603 HR + 0.61765 ET - 0.2886 PEP - 132.18 \dots (5)$$

像上述动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E 一样，按照一个通过对从每个病人获得的数据应用多变量分析而预先从表达式 3 推导出的一个表达式，对每个单独的病人测定一个动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_E 。这样测定的速度可用于进行诊断或选择医治方法。

因此，如果按照表达式 2 测定并通过显示装置 79 显示的动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E 与在一参考时间（如服药之前一定时间）测定的参考指数的差值落在 95% 的置信度区间内，那么可以判断，治疗没有效果；而如果该差值大于该区间，那么就重新测定该表达式的各个系数和常数，根据重新测定的系数和常数和/或该重新测定的系数和常数对先前的系数和常数的各自的变化，可以判断治疗是否存在效果或循环器官的状态是如何变化的。同样，如果按照表达 3 测定并通过显示装置 79 显示的动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_E 与在一参考时间（如服药之前一定时间）测定的参考指数的差值落在 95% 的置信度区间内，那么可以判断，治疗没有效果；而如果该差值大于该区间，那么就重新测定该表达

式的各个系数和常数，根据重新测定的系数和常数和/或该重新测定的系数和常数对先前的系数和常数的各自的变化，可以判断治疗是否存在效果或循环器官的状态是如何变化的。

图 16 和 17 是表示图 6 的示意图中所示的电子控制装置 32 的 CPU 76 5 的控制功能的流程图。

在图 16 中，首先，CPU 进行步骤 S1（此后省去每个术语“步骤”）。在 S1 处，CPU 判断输入装置 72 是否已经操作而输入生命体的身材 T，即 CPU 是否已收到从输入装置 72 来的身材信息 ST。S1 被重复，直到作出正的判断。同时，如果在 S1 处作出正的判断，那么控制进到对应于身材测定机构 94 的 S2。在 S2 处，CPU 根据由输入装置 72 提供的身材信号 ST 测定或识别生命体的身材 T。10

然后，控制进到对应于最佳压紧位置测定机构 80 的 S3 至 S5。首先，在 S3 处，CPU 操作压紧装置 62 而改变压力室 56 中的压力，并由此将施加在压力脉波传感器 54 上的压紧力 HDP 改变到一个预先设定的第一压紧力 HDP1。该第一压紧力 HDP1 是用实验预先测定的，因为一个保证由15 各自的压力感知元件 E 检测的各自的颈动脉脉波 w_c 的各自的 S/N 比的压紧力 HDP 很大，大到能够测定这些颈动脉脉波 w_c 的各自的峰值点 p_c 的各自的值。

然后，在 S4 处，CPU 判断压紧位置最新状态（即一个 APS 起动状态）20 是否已经满足，例如，传感器 54 的压紧表面 66 中设置的检测由所有元件 E 检测的各自压力中最高压力的那个压力感知元件 E 的一个 EM 是否安置在元件 E 阵列的规定的对置端部位置之一中。如果在 S4 处作出负的判断，那么控制进到后面描述的 S6。

另一方面，如果在 S4 处作出正的判断，即如果压紧脉波传感器 54 25 相对于颈动脉 46 的当前位置不合适，那么控制进到 S5 而进行 APS 控制子程序。在该子程序中，CPU 操作，以便将传感器 54 移动到一个最佳的压紧位置，在该位置上最高压力检测元件 EM 基本上安置在元件 E 阵列的中间。更具体地说，首先，CPU 操作压紧装置 62 到一旦移动传感器离开身体表面 50，随后操作宽度方向移动装置 64 使压紧装置 62 和传感器30 54 移动经过一个预定距离，然后操作压紧装置 62 以第一压紧力 HDP1 重新压紧传感器 54。在这种状态下，CPU 判断最高压力检测元件 EM 是否安置在压力感知元件 E 阵列的一个规定的中间范围内。重复上述压紧和

判断操作，直到作出正的判断。

如果在 S5 处压力脉波传感器 54 安置在最佳压紧位置，或者如果在 S4 处作出正的判断，那么控制进到 S6，以识别处在当前状态中的最高压力检测元件 EM，然后进到对应于压紧力测定机构 82 的 S7，即 HDP 控制子程序。更具体地说，CPU 操作压紧装置 62，使得施加在传感器 54 上的压紧力从第一压紧力 HDP1 连续增大。在压紧力 HDP 这种增大期间，CPU 测定一个最佳压紧力 HDP0，在该最佳压紧力下在 S6 处测定的由最高压力检测元件 EM 检测的颈动脉脉波 w_c 的脉搏压力 PP 大于预先设定的下限脉搏压力 PPl，同时 CPU 将施加在传感器 54 上的压紧力 HDP 保持在这样测定的最佳压紧力 HDP0 上。

然后，控制进到 S8，在该处，在由信号 SE 代表的一个 R 波的检测时间和下一个 R 波检测时间之间的期间，CPU 读入由压力脉波传感器 54 的最高压力检测元件 EM 提供的压力脉波信号 SM2、由心电图记录仪 68 提供的心电图信号 SE 和由心音微音器 70 提供的心音信号 SH。这样，CPU 读入每个信号 SM2、信号 SE 和信号 SH 的一个心搏同步脉搏。然后，控制进到 S9，以停止空气泵 58 并操作压力控制阀 60，使得施加到传感器 54 上的压紧力 HDP 减小到大气压力。

其次，控制进到对应于增加量指数测定机构 96 的 S10 至 S13。在 S10 处，CPU 使在 S8 处读入的颈动脉脉波 w_c 的一个心搏同步脉搏的一个从对应于该脉搏的上升点的时间继续到对应于该同一脉搏的峰值点 p_c 的时间的部分经受四阶微分处理或解析，并由此测定一个出现在该上升点和峰值点 p_c 之间部分的弯曲点或最高点，然后测定一个这样测定的弯曲点或最高点的值作为入射波 w_i 的峰值点 p_i 的值。

然后，控制进到 S11，在该处，CPU 测定在 S8 处读入的颈动脉脉波的一个脉搏的一个反射波 w_r 的一个峰值点的出现时间，并测定在这样测定的该反射波 w_r 的该峰值点的出现时间时的颈动脉脉波 w_c 的值。更具体地说，如果在 S10 处测定的入射波 w_i 的峰值点 p_i 的值与观察的颈动脉脉波 w_c 的最大值不符合，那么就测定在颈动脉脉波 w_c 的最大值出现时的颈动脉脉波 w_c 的值作为反射波 w_r 的峰值点出现时的颈动脉脉波 w_c 的值；而如果该入射波 w_i 的峰值点 p_i 的值与观察的颈动脉脉波 w_c 的最大值符合，那么就测定该入射波 w_i 的峰值点 p_i 之后的第一最大值出现时的颈动脉脉波 w_c 的值作为该反射波 w_r 的峰值点出现时的颈动脉

脉波 w_c 的值。

然后，在对应于增加量指数测定机构 96 的 S12 处，CPU 测定在 S8 处阅读的颈动脉脉波 w_c 的一个脉搏的脉搏压力 PP 。随后，在 S13 处，CPU 通过从 S11 处测定的反射波 w_r 的峰值点出现时颈脉波 w_c 的值中减去入射波 w_i 的峰值点 p_i 的值而测定一个压力差 ΔP 。CPU 将这样测定的压力差 ΔP 和在 S12 处测定的脉搏压力 PP 代入用表达式 1 代表的增加量指数计算公式，从而测定一个增加量指数 AI (%)。然后，控制进到对应于脉波速度相关信息获得机构 98 的 S13。在 S13 处，CPU 测定一个从心音微音器 70 检测到的多个心音中的第二心音 II 到压力脉波传感器 54 检测到的颈动脉脉波的二波脉切迹的延迟时间，并且还通过用传播时间 DT 去除已用身材校正过的预置距离 DL 而测定一个脉波速度 PWV ($= DL/DT$)。该第二心音 II 对应于生命体主动脉瓣的闭合。

其次，描述 S14 和图 17 中所示的后随步骤。首先，在对应于心搏率测定机构 88 的 S14 处，CPU 测定一个等于在 S8 处读入的心电图信号 SE 的两个接连的心搏同步脉搏的各自的 R 波之间的时间间隔的脉搏时期 RR ，并通过将该脉搏时期 RR 的倒数 ($1/RR$) 乘以 60 来计算一个心搏率 HR (/分钟)。

然后，控制进到对应于排出时间测定机构 90 的 S15。在 S15 处，CPU 测定在 S8 处读入的颈动脉脉波 w_c 的一个心搏同步脉搏的上升点和二波脉切迹，并测定该上升点和二波脉切迹的各自的出现时间之间的时间差作为排出时间 ET 。

随后，控制进到对应于预排出时期测定机构 92 的 S16。在 S16 处，CPU 测定在 S8 处读入的心音波形 (即心音图) 的第二心音 II 的开始点，测定一个从心电图的一个 R 波的出现时间到第二心音 II 的开始点的出现时间的期间 $T1$ ，并最终通过从该时间期间 $T1$ 减去在 S15 处测定的排出时间 ET 而测定一个预排出时期 PEP 。

然后，控制进到 S17 至 S22，以测量生命体的血压值 BP 。首先，在 S17 处，CPU 起动空气泵 24 并操作压力控制阀 18，以开始迅速提高套压力 p_c 。随后，在 S18 处，CPU 判断套压力 p_c 是否已超过预先设定在 180 mm Hg 的一个提高目标压力 p_{cm} 。重复 S18，直到作出正的判断，此时套压力 p_c 迅速提高。同时，如果在 S18 处作出正的判断，那么控制进到 S19，以停止空气泵 24 并操作压力控制阀 18，从而开始以大约 3 mm

Hg/sec 的速度缓慢地降低套压力 p_c 。

其次，控制进到对应于血压测定机构 86 的 S20 和 S21。在 S20 处，根据在套压力 p_c 缓慢降低期间连续获得的套脉波信号 SM1 所代表的上臂脉波的接连的心搏同步脉搏的各自的幅度的变化，按照熟知的示波血压测定算法，CPU 测定生命体的一个收缩血压 BP_{SYS} 、一个平均血压 BP_{MEAN} 和一个舒张血压 BP_{DIA} 。然后，在 S21 处，CPU 判断在 S20 处是否已经完成血压值 BP 的测定。因为舒张血压 BP_{DIA} 是在 S20 处最后测定的，所以 CPU 在 S21 处判断是否已经测定舒张血压 BP_{DIA} 。重复 S20，直到在 S21 处作出正的判断，此时继续血压测定算法。

同时，如果在 S21 处作出了正的判断，那么控制就进到对应于动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 的 S22。在 S22 处，根据由脉波速度相关信息获得机构 98 获得的脉波速度相关信息如脉波速度 PWV、由血压测定机构 86 (S20) 测定的血压如收缩血压 BP_{SYS} 、由心搏率测定机构 88 测定的心搏率 HR、由预排出时间测定机构 92 测定的预排出时期 PEP 和由排出时间测定机构 90 测定的排出时间，按照在 ROM 77 中预先储存的表达式 2，CPU 测定生命体的一个动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E ，并且根据由增加量指数测定机构 96 测定的增加量指数 AI、由血压测定机构 86 (S20) 测定的血压如收缩血压 BP_{SYS} 、由心搏率测定机构 88 测定的心搏率 HR、由预排出时期测定机构 92 测定的预排出时期 PEP 以及由排出时间测定机构 90 测定的排出时间，按照在 ROM 77 中预先储存的表达式 3，CPU 还测定了生命体的一个动脉硬化检查相关脉波速度相关值如脉波速度 PWV_E 。

然后，控制进到对应于显示控制机构 102 的 S23。在 S23 处，CPU 操作显示器 79 显示动脉硬化检查相关增加量指数 AI_E 和/或动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_E ，每个在对应于动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 的 S22 处测定，以指数 AI_E 和/或速度 PWV_E 用数字值如数字或模拟值如条形图指示的方式，使得操作者能够根据指示的指数和/或速度容易地作出诊断。同时，CPU 操作显示装置 79 显示表达式 2 和/或表达式 3 以及表达式 2 的系数 a、b、c、d、e 和常数 3 和/或表达式 3 的系数 a'、b'、c'、d'、e' 和常数 f'。此外，如果控制装置 32 对同一病人已经测定和储存了一个或多个过去的动脉硬化检查相关增加量指数值 AI_E 和/或一个或多个过去的动脉硬化检查相关脉波速度值 PWV_E 和表达式 2 和/或

表达式 3 的一个或多个过去的系数和常数组, 那么 CPU 就操作显示装置 79 沿一个时间轴显示这些参数中每一个参数的相应的数据点, 或每个参数的各自的数据点与其先前的数据点的各自的差, 使得操作者能够容易地观察这些参数的各自的随时间的变化。

5 如从本实施例的以上描述中可以清楚的, 根据由脉波速度相关信息获得机构 98 (S13) 获得的脉波速度 PWV (脉波速度相关信息)、由血压测定机构 86 (S20) 测定的血压 BP (SYS)、由心搏率测定机构 88 (S14) 测定的心搏率 HR、由预排出时期测定机构 92 (S16) 测定的预排出时期 PEP 和由排出时间测定机构 90 (S15) 测定的排出时间 ET, 按照预先储
10 存的表达式 2, 动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 (S23) 测定作为一种动脉硬化检查相关参数的动脉硬化检查相关增加量指数 AI_b 。这样, 根据对应于生命体血管弹性的脉波速度、生命体的血压 BP (SYS)、对应于生命体植物性神经活性的心搏率 HR 与对应于生命体的心脏 (如心脏输出量) 功能的预排出时期 PEP 和排出时间 ET 两者, 测定了动脉
15 硬化检查相关增加量指数 AI_b 。因此, 动脉硬化检查相关增加量指数具有反映生命体循环器官状态的高度可靠性, 并可用于作出对生命体的动脉硬化的精确诊断。这样, 提高了动脉硬化的诊断精确度。

此外, 在本实施例中, 根据由增加量指数测定机构 96 (S12) 测定的增加量指数 AI、由血压测定机构 86 (S20) 测定的血压 BP (SYS)、
20 由心搏率测定机构 88 (S14) 测定的心搏率 HR、由预排出时期测定机构 92 (S16) 测定的预排出时期 PEP 和由排出时间测定机构 90 (S15) 测定的排出时间 ET, 按照预先储存的表达式 2, 动脉硬化检查相关参数值测定机构 100 (S23) 测定了动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_b 。这样, 根据对应于生命体血管弹性的增加量指数 AI、生命体的血压 BP (SYS)、对
25 应于生命体的植物性神经的活性的心搏率 HR 与对应于生命体的心脏 (如心脏输出量) 的预排出时期 PEP 和排出时间 ET 两者, 测定了动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_b 。因此, 动脉硬化检查相关脉波速度具有反映生命体循环器官状态的高度可靠性, 并可用于作出对生命体的动脉硬化的精确诊断。这样, 提高了动脉硬化的诊断精确度。

30 此外, 在本实施例中, 显示装置 79 按照测定动脉硬化检查相关增加量指数 AI_b 的要求显示表达式的系数 a、b、c、d、e 和常数 f, 并/或按照测定动脉硬化检查相关脉波速度 PWV_b 的要求显示表达式的系数 a'、

b'、c'、d'、e'和常数f'。上述系数和常数是对每个单独的病人预先测定的。此外，显示装置79可以显示系数和常数的各自的变化。因此，操作者可以准确地评价抗血压治疗的效果。

5 虽然已参照附图用其优选实施例描述了本发明，但可以理解，本发明可以用另外方式实施。

例如，在例示的动脉硬化检查设备10中，使用用于检测颈动脉脉波wc的压力脉波检测探针36作为脉波检测装置。但是，该脉波检测装置可以是一个检测从非颈部38的不同部分来的脉波的装置，如来自生命体的上臂、手腕、股部或踝部的脉波。

10 通常，在例示的实施例中用来测定增加量指数AI的增加量指数计算公式（表达式1）的分母是脉搏压力PP。但是，表达式1的脉搏压力PP可以用颈动脉脉波wc的入射波成分的峰值点出现时的颈动脉脉波wc的幅度（即大小）来代替，因为使用该幅度作为分母的公式指示动脉硬化。

在例示的实施例中，使用脉波速度PWV作为脉波速度相关信息或
15 值。但是，可以使用一对一地对应于脉波速度PWV的脉波传播时间DT作为脉波速度相关信息或值。此外，在例示的实施例中，脉波速度PWV是根据一个第二心音II的出现时间和颈动脉脉波的二波脉切迹的出现时间之间的时间差来测定的。但是，脉波速度可以根据一个由两个脉波传感器从生命体的不同部分如臂动脉和踝动脉检测的各自的脉波之间的
20 的时间差来测定。

在例示的实施例中，心搏率HR是根据心电图的波形来测定的。但是，心搏率可以根据生命体的搏动来测定。此外，在例示的实施例中，使用收缩血压BP_{sys}作为血压。但是，可以使用平均血压或舒张血压作为生命体的血压。

25 在例示的实施例中，预排出时期PEP是通过从心电图的R波的检测时间和由心音微音器70检测的心音中包含的第二心音II的开始点的检测时间之间的时间T1中减去颈动脉脉波的上升点和二脉波切迹之间的排出时间ET而计算的。但是，预排出时期PEP和排出时间ET可以用不同的方式测定。例如，预排出时期PEP可以根据一个R波和第一心音I之间的时间差
30 来测定，而排出时间ET可以通过从时间T1中减去预排出时期PEP来测定。

本发明可以用其它各种变化方案来实施而并不偏离本发明的精神实质。

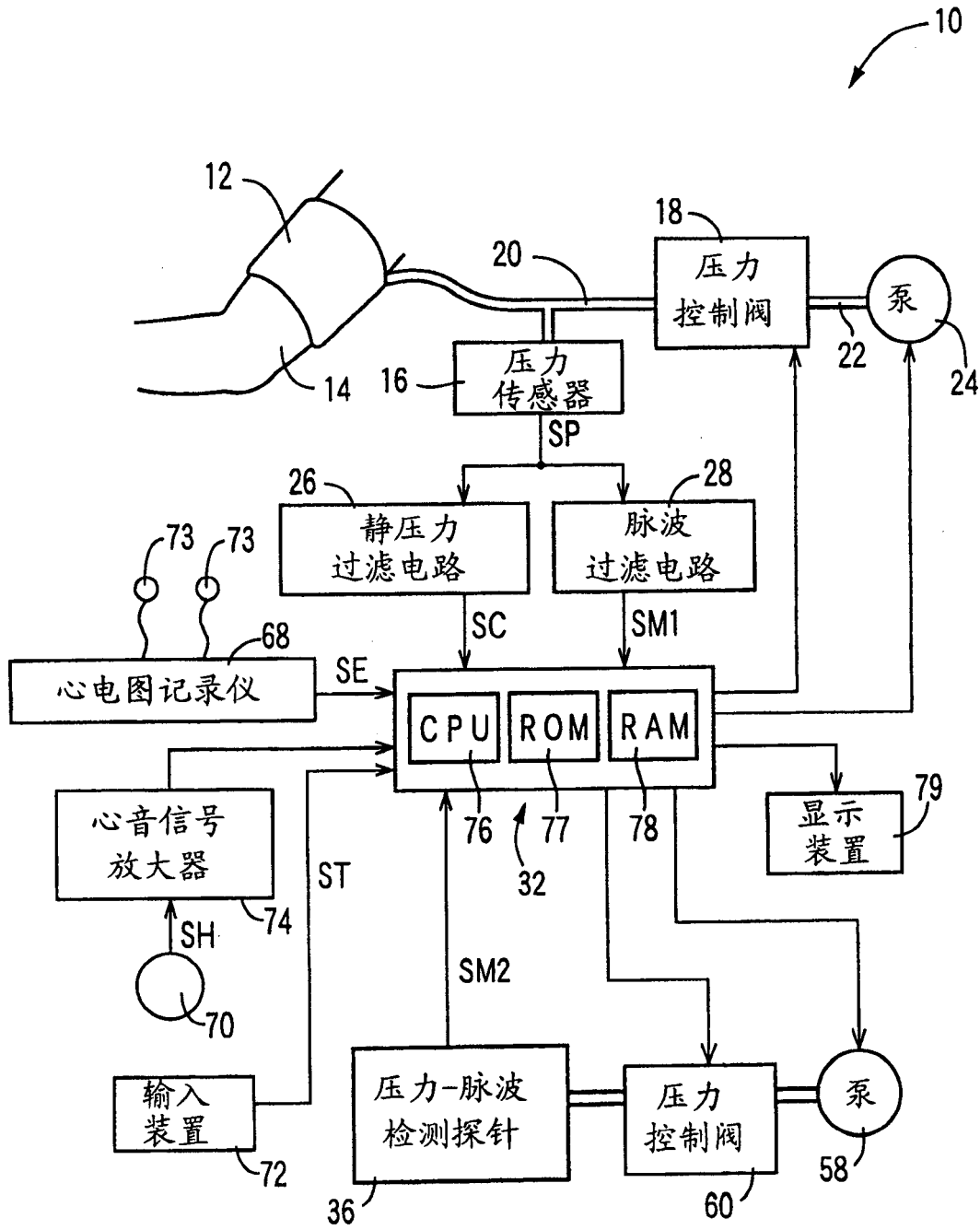


图 1

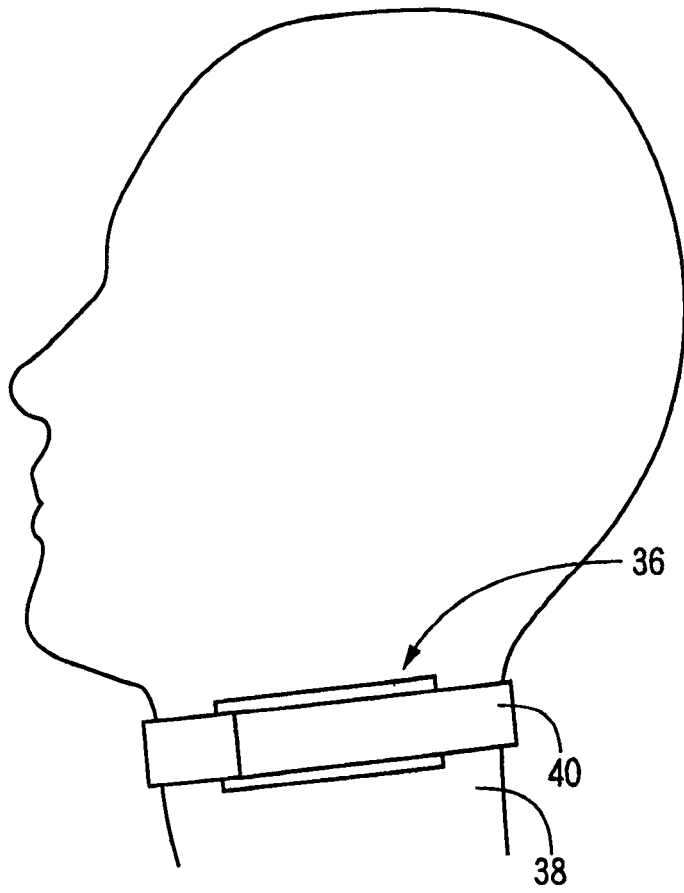


图 2

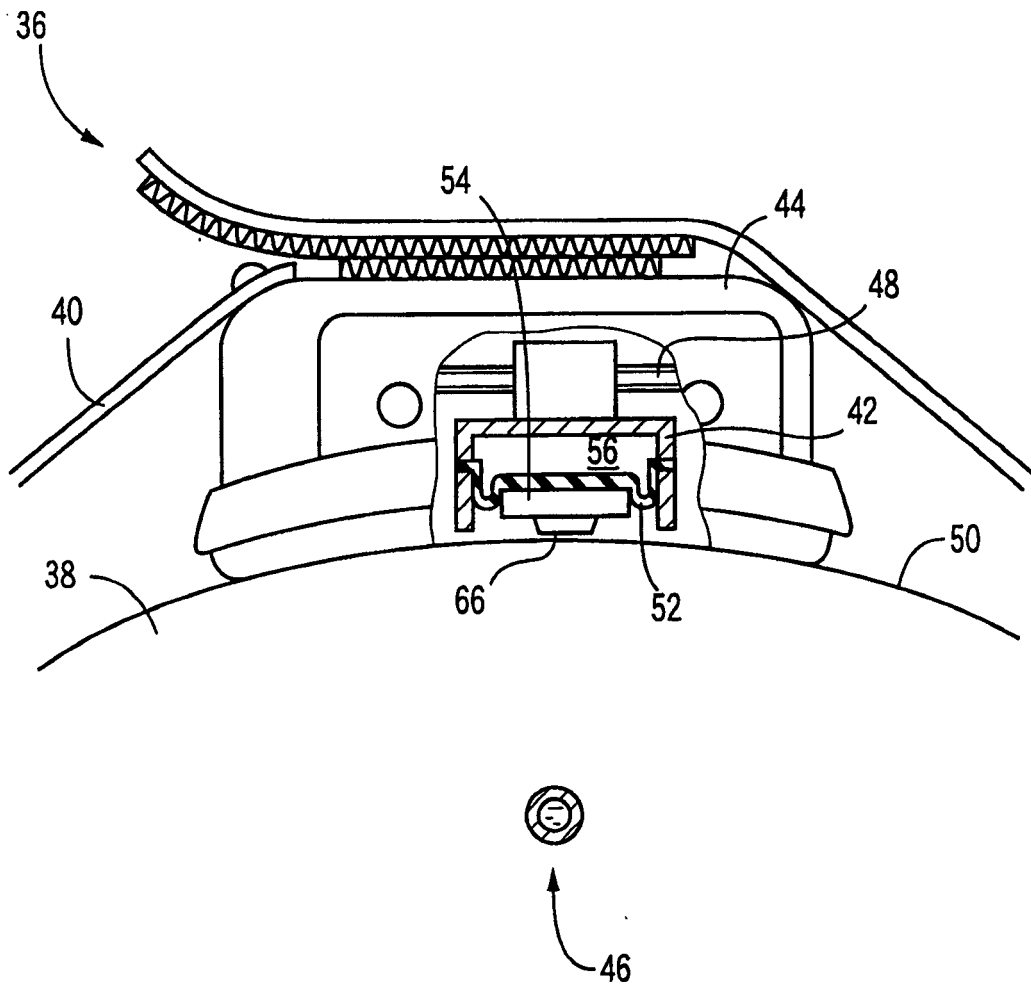


图 3

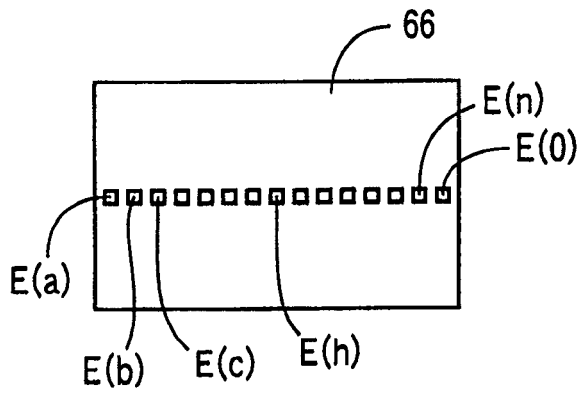


图 4

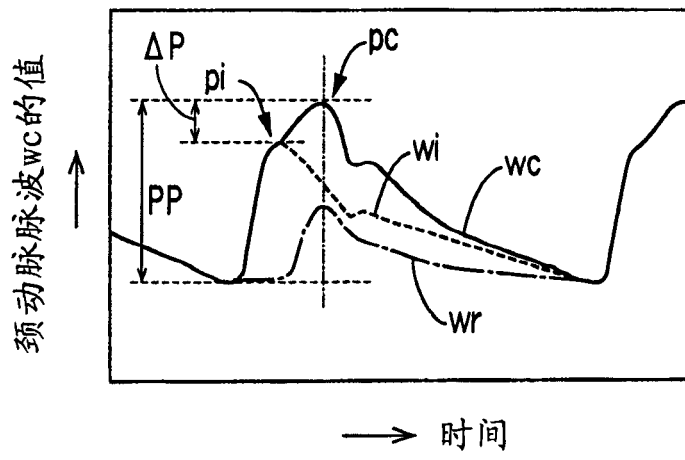


图 5

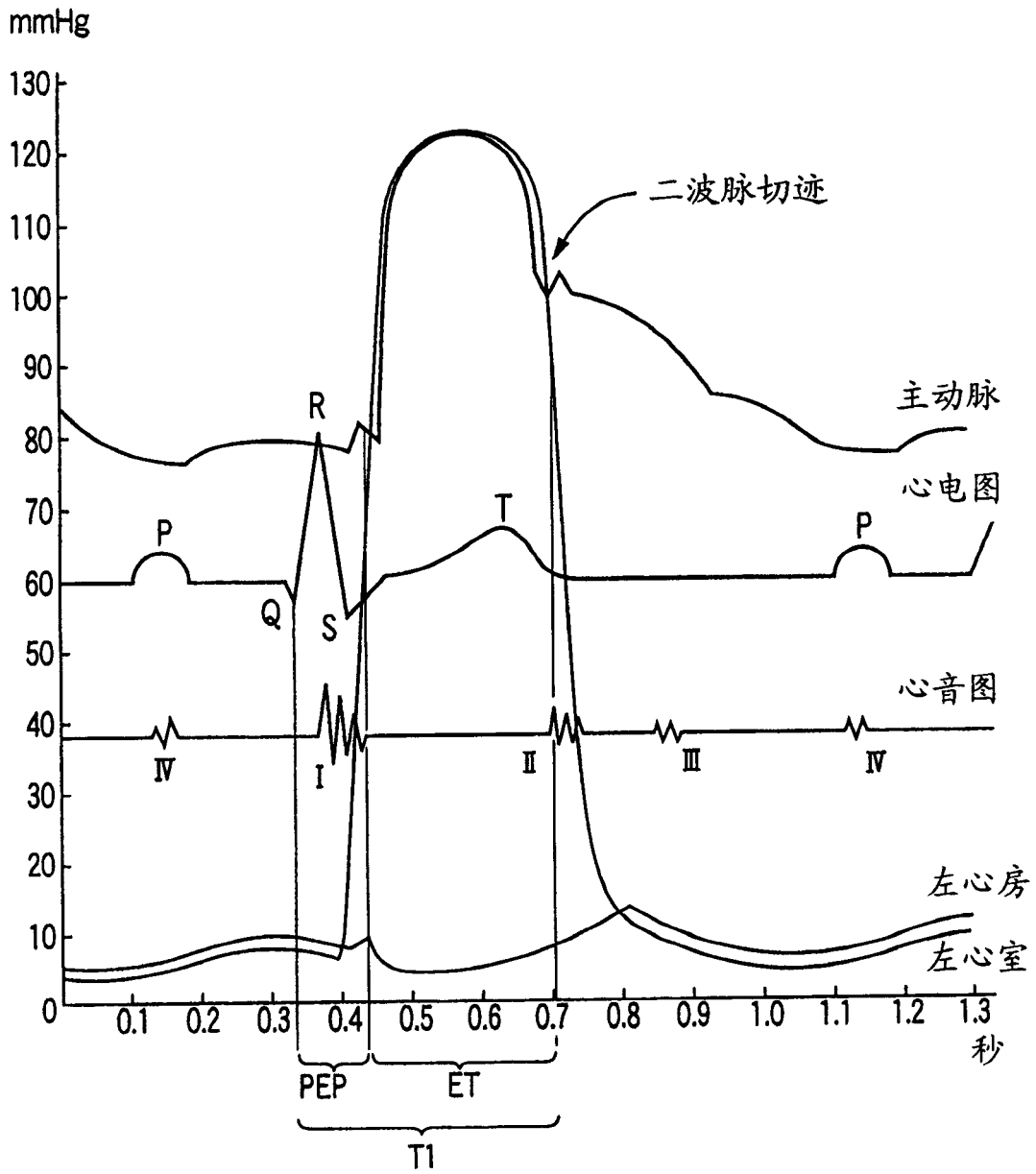
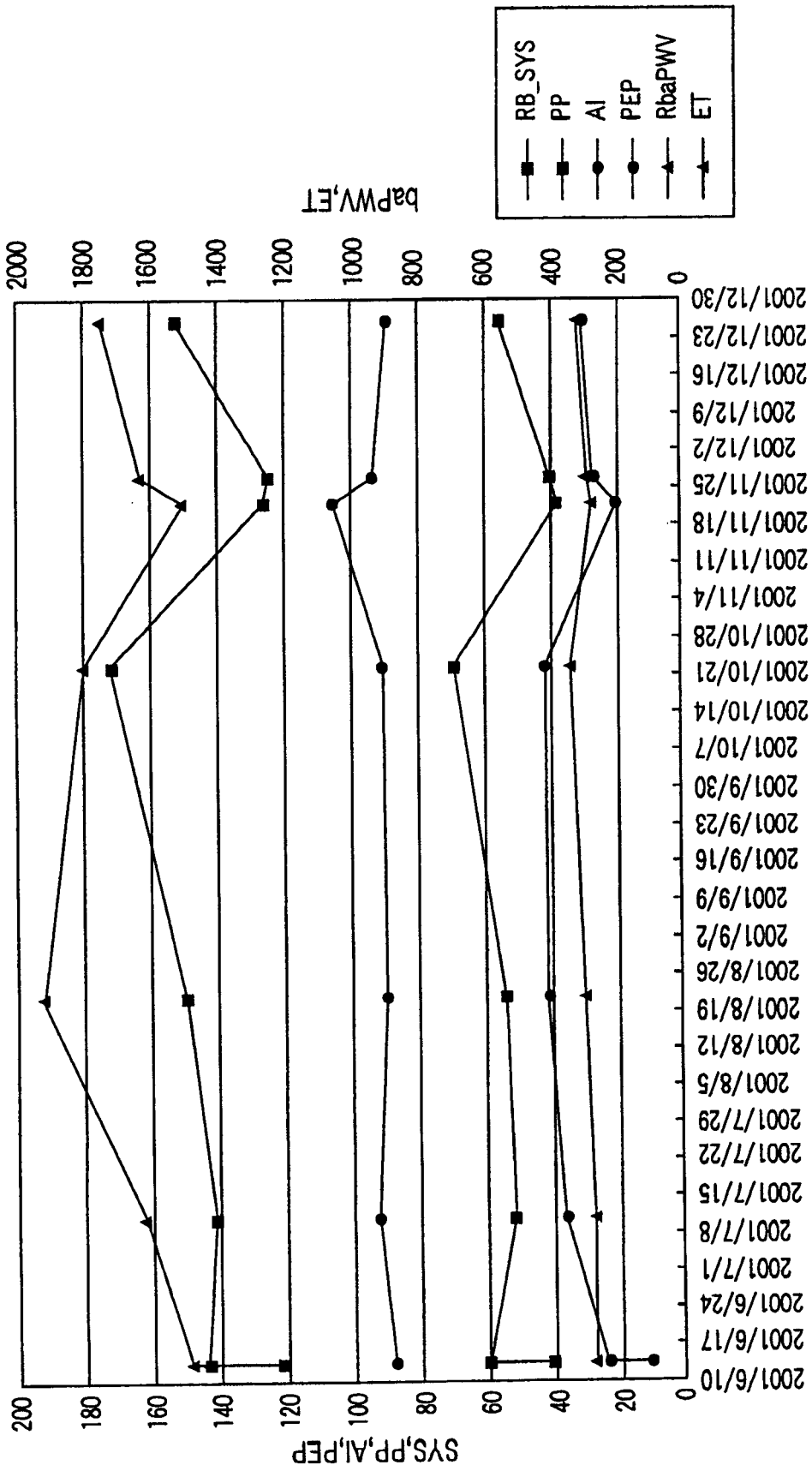


图 7



日期

图 8

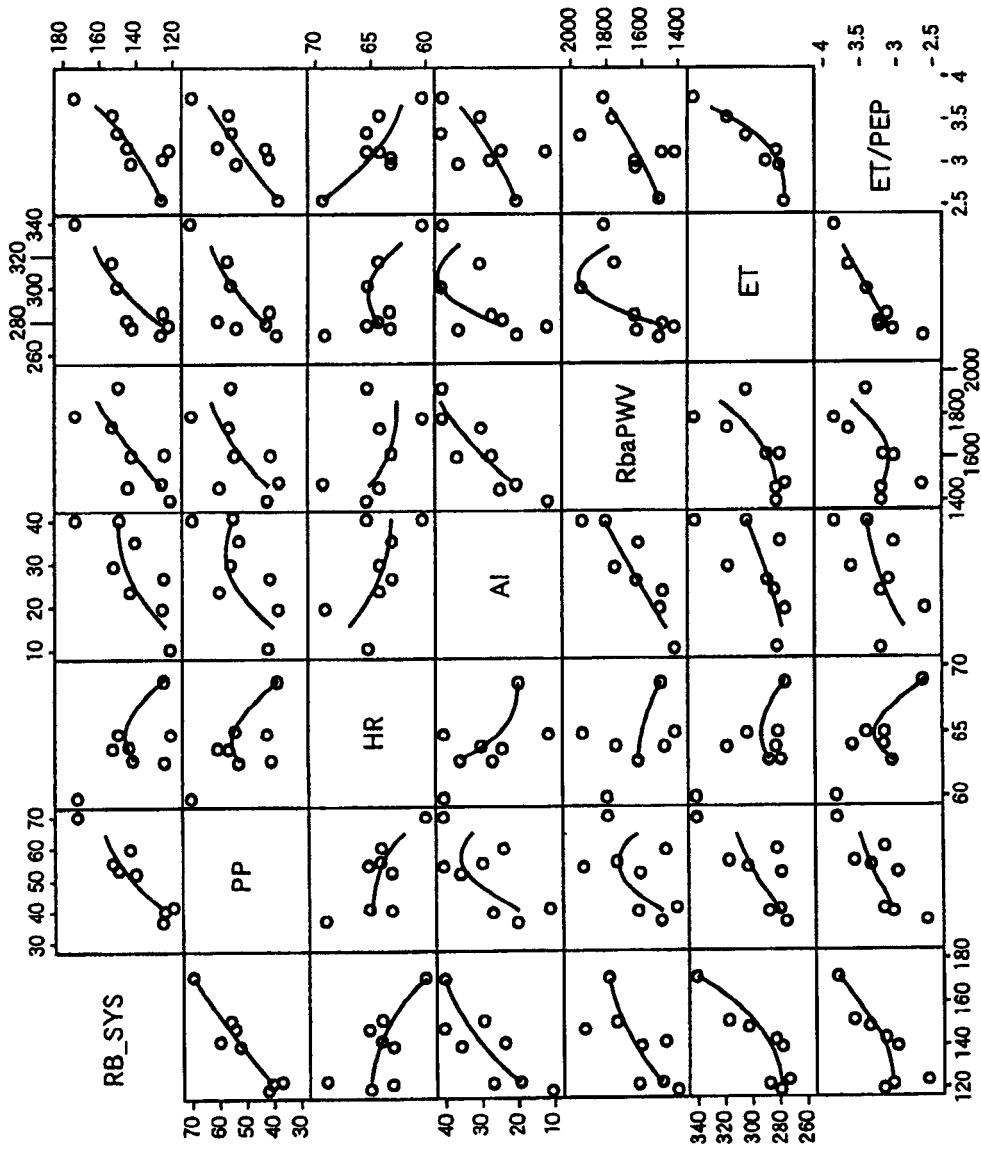


图 9

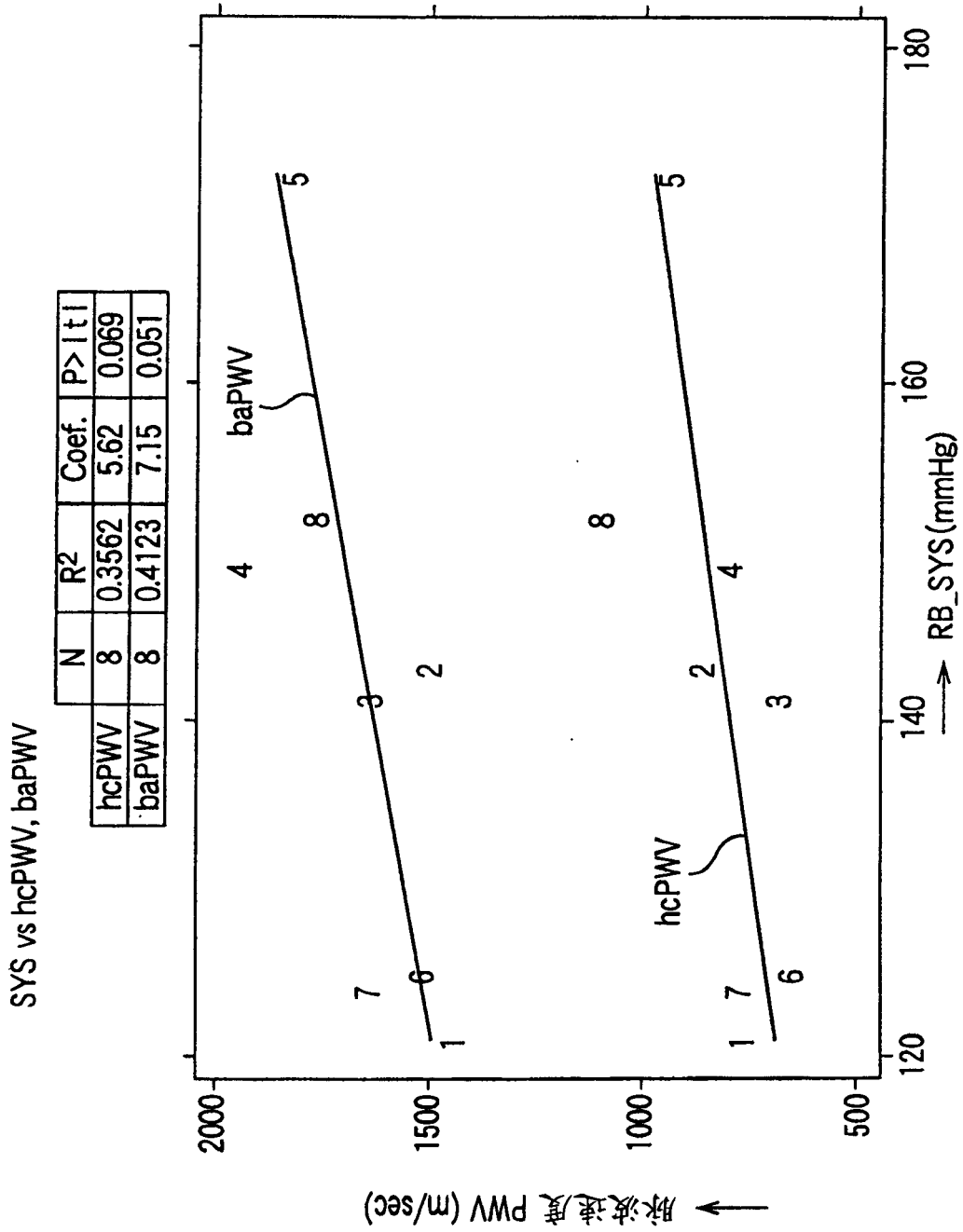


图 10

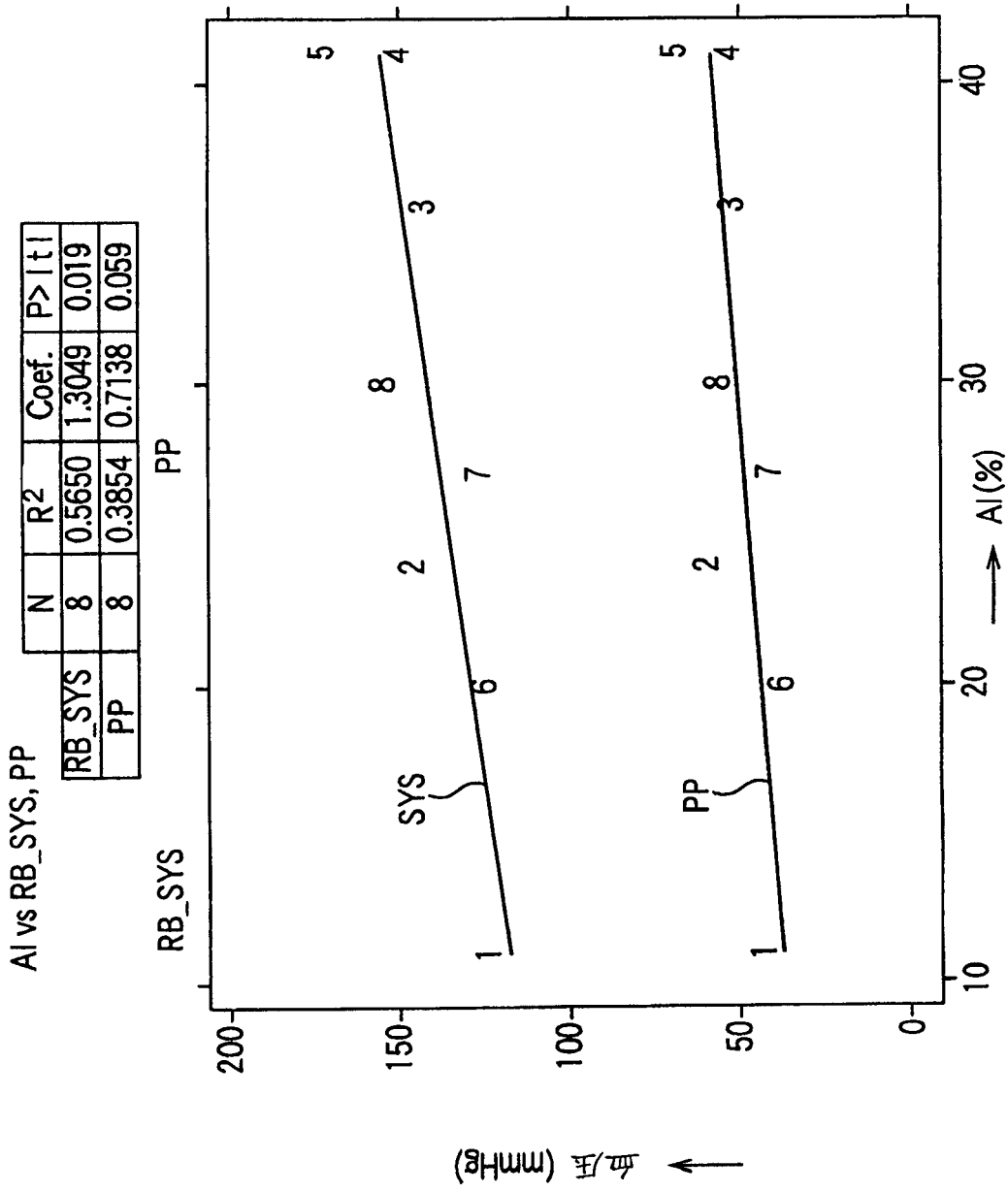


图 11

	N	R ²	Coef.	P> t
HR	8	0.1961	-0.1344	0.151
ET	8	0.2963	1.4322	0.094

AI vs HR, ET

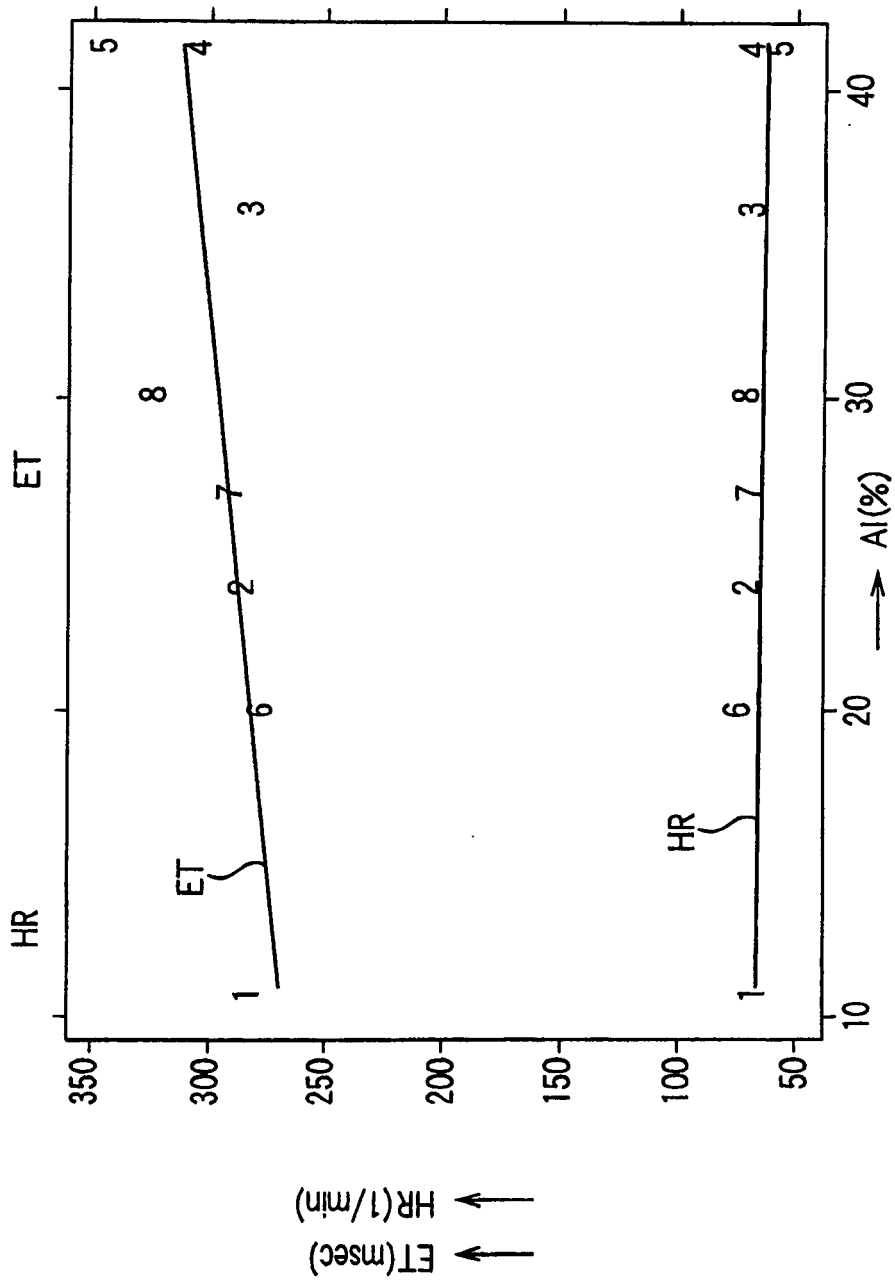


图 12

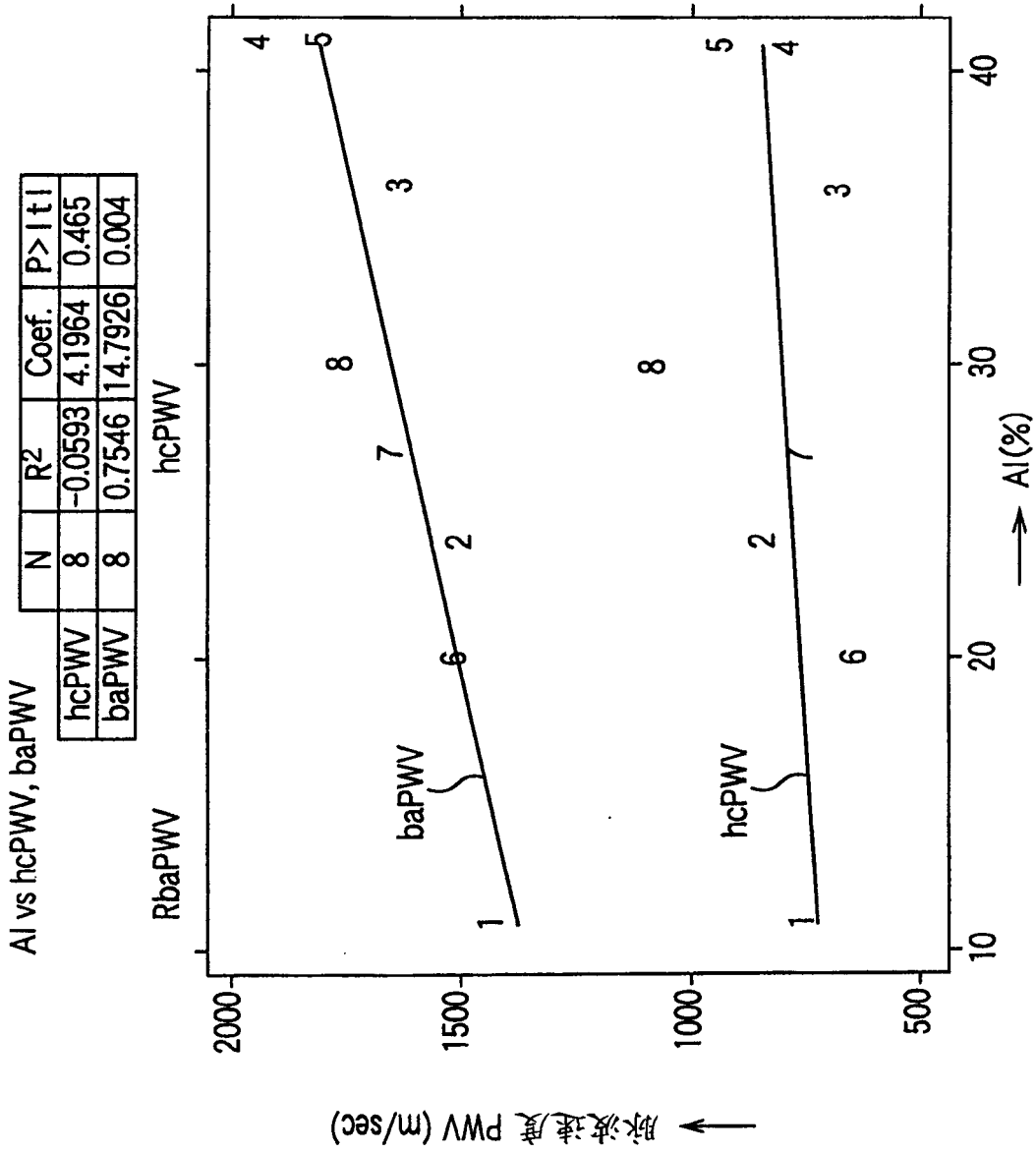


图 13

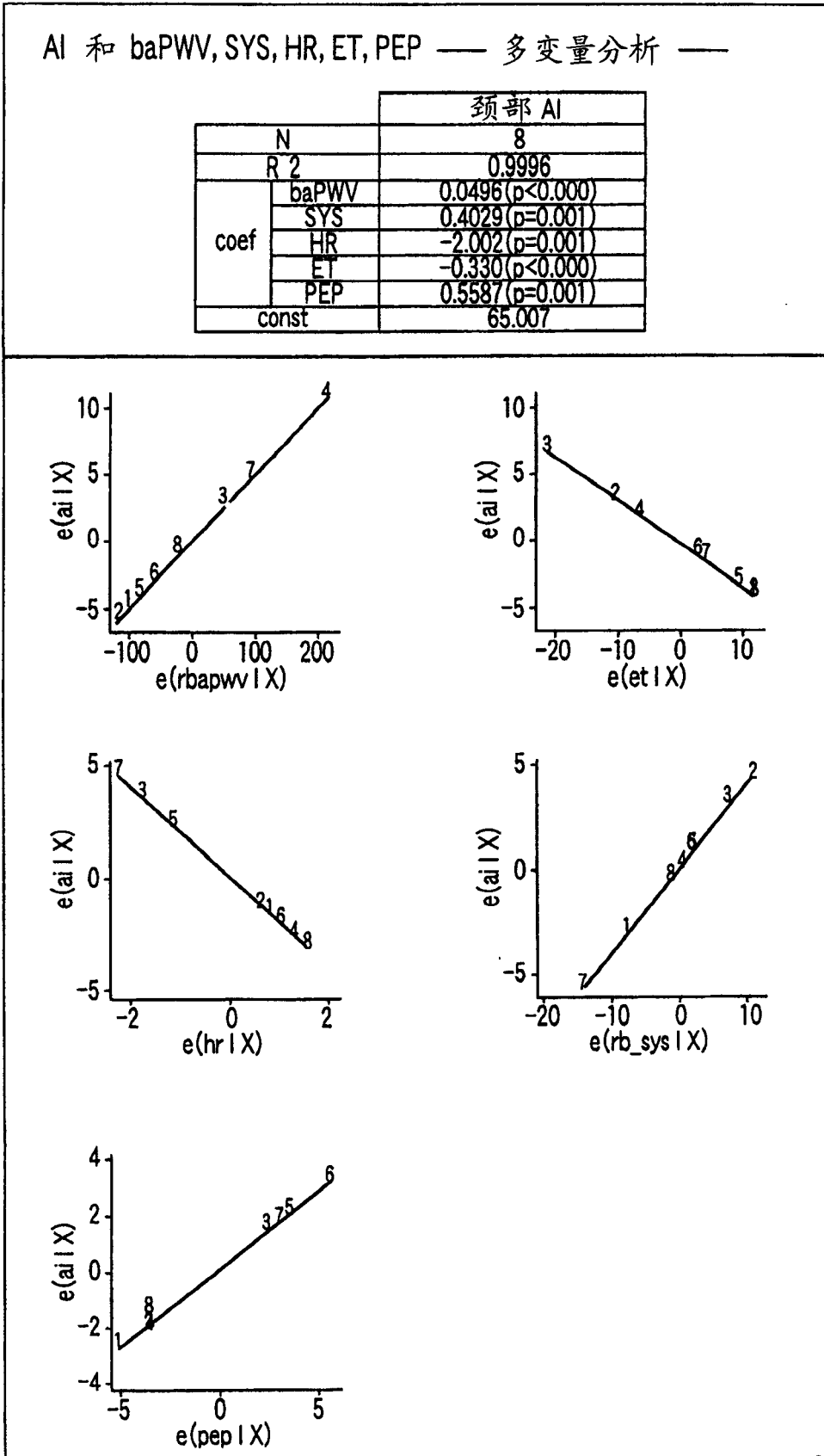


图 14

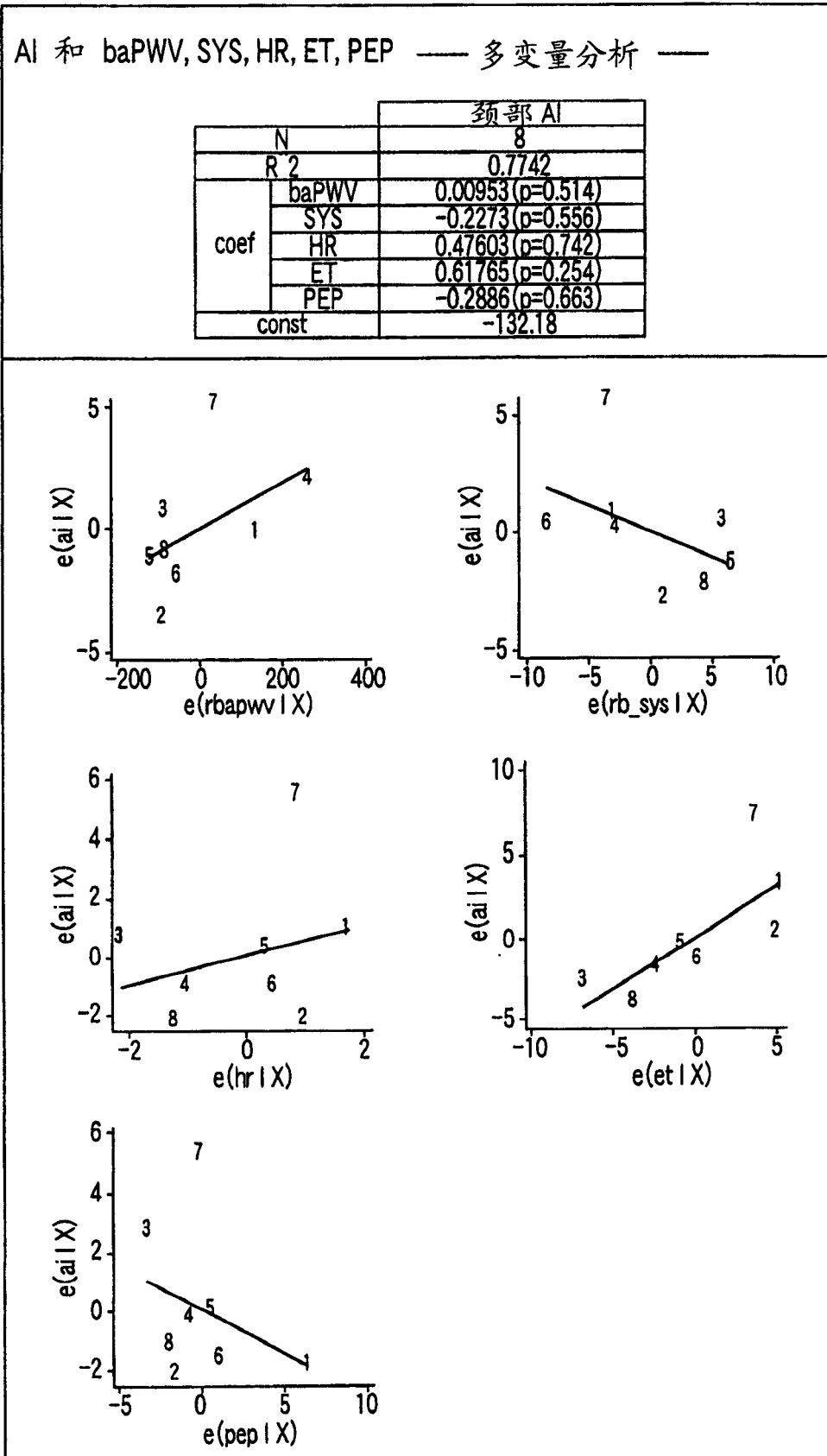


图 15

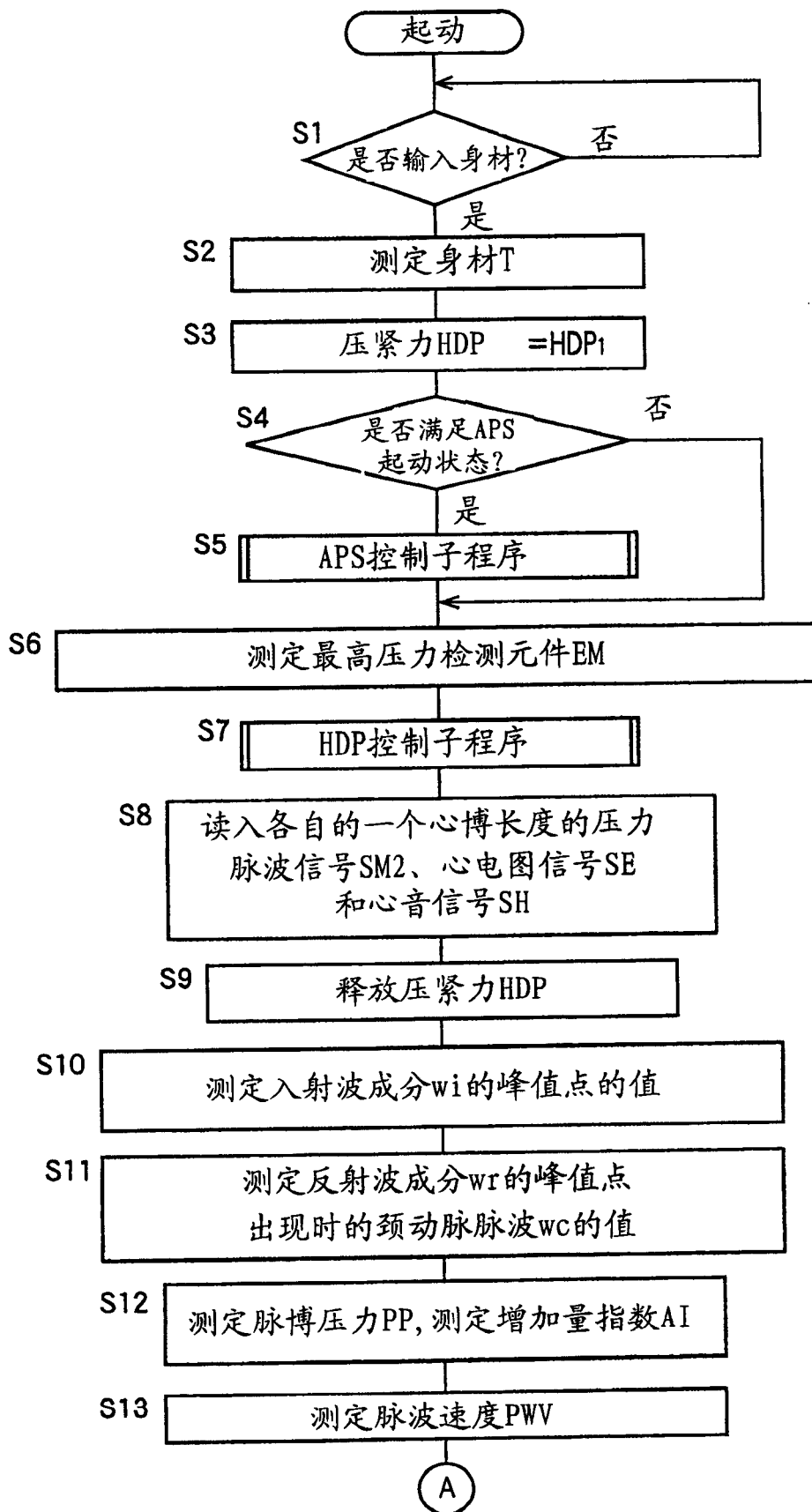


图 16

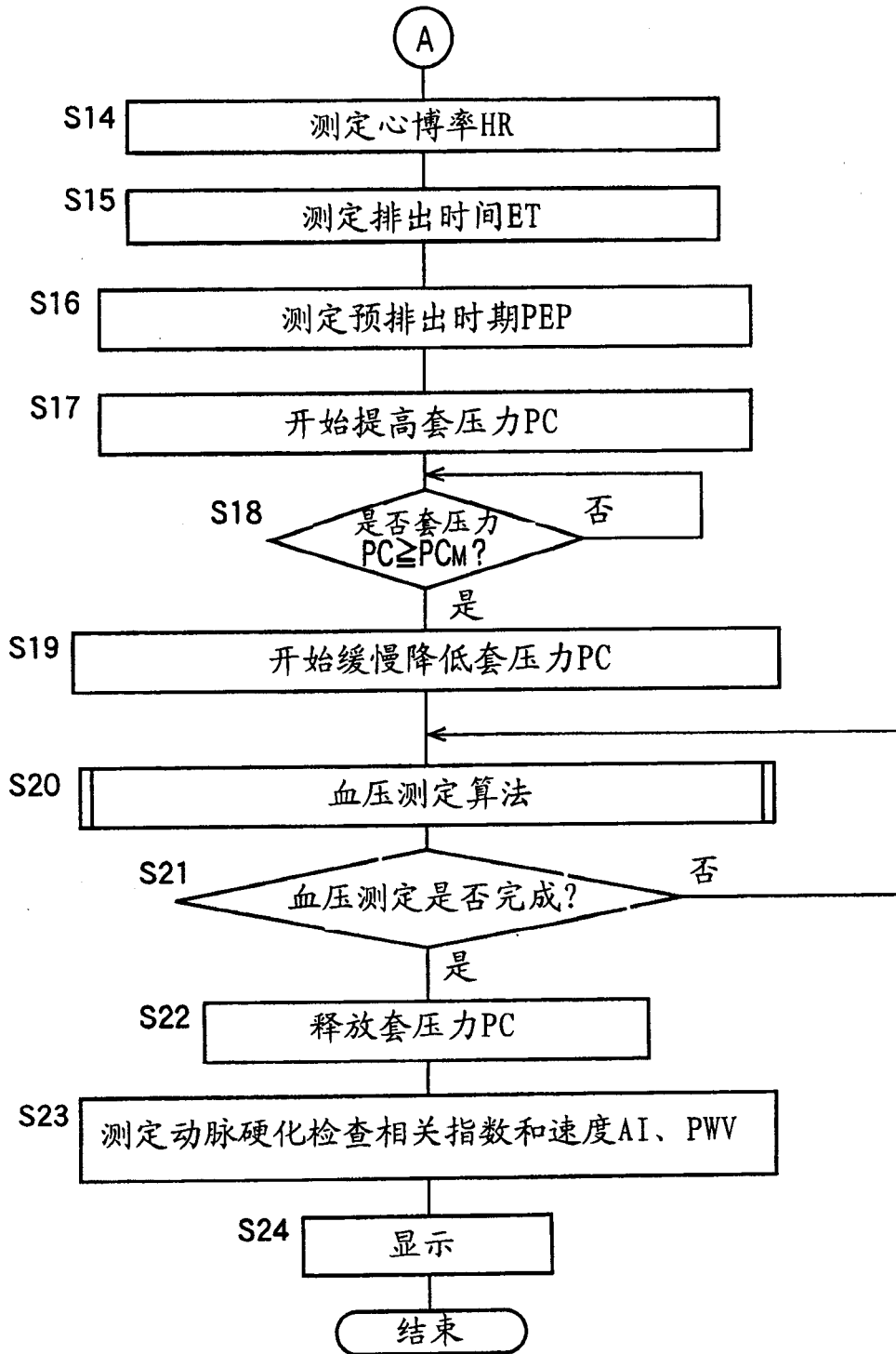


图 17

专利名称(译)	动脉硬化检查设备		
公开(公告)号	CN1442110A	公开(公告)日	2003-09-17
申请号	CN03106808.1	申请日	2003-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	客林公司		
申请(专利权)人(译)	客林公司		
[标]发明人	小椋敏彦		
发明人	小椋敏彦		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/022 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/02125 A61B5/02225 A61B2562/0247 A61B2562/043		
代理人(译)	黄力行		
优先权	2002056197 2002-03-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种动脉硬化检查设备(10)，包括一个获得与生命体中传播的脉波速度有关的信息的信息获得装置(54, 70, 98)、一个测量生命体血压的血压测量装置(12, 86)、一个测量生命体的心搏率的心搏率测量装置(68, 88)、一个测量从生命体的心脏开始收缩的时间到心脏开始排出血液的时间的预排出时期的预排出时期测量装置(68, 70, 92)、一个测量从心脏开始排出血液的时间到心脏停止排出血液的时间的排出时间的排出时间测量装置(54, 90)和一个动脉硬化检查相关增加量指数测定机构(100)，后者用于根据获得的脉波速度相关信息、测得的血压、测得的心搏率、测得的预排出时期和测得的排出时间，按照一个在(A)(a1)脉波速度相关信息、(a2)血压、(a3)心搏率、(a4)预排出时期、(a5)排出时间和(B)动脉硬化检查相关增加量指数之间的预定的相互关系，来测定生命体的动脉硬化检查相关增加量指数。

