



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02147547.4

[43] 公开日 2003 年 7 月 30 日

[11] 公开号 CN 1432337A

[22] 申请日 2002.10.15 [21] 申请号 02147547.4
 [30] 优先权
 [32] 2002. 1. 9 [33] JP [31] 1931/2002
 [71] 申请人 客林公司
 地址 日本爱知县
 [72] 发明人 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

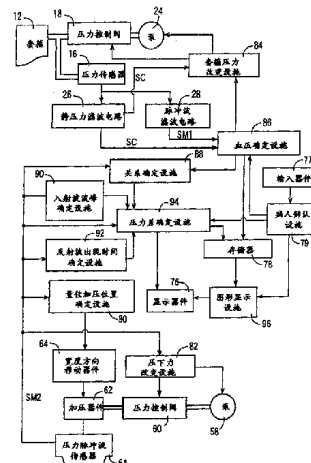
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 9 页

[54] 发明名称 动脉硬化评估仪器

[57] 摘要

一种评估活受验者动脉硬化的仪器(10)包括：
 一个血压测量器件(35、86)，可测量受验者的至少一个血压值；一个脉冲检测器件(54)，可从受验者的一个部位(38、14)检测脉冲波；一个关系确定设施(88)，可根据由脉冲波检测器件检测的脉冲波的至少一个幅度和由血压测量器件测量的至少一个血压值确定脉冲波幅度和血压的关系；一个入射波波峰确定设施(90)，可确定包含在由脉冲波检测器件所检测脉冲波内的投入波分量峰点的幅度；一个反射波出现时间确定设施(92)，可确定包含在由脉冲波检测器所检测的脉冲波内的反射波分量峰点的出现时间；一个压力差确定设施(94)，可按照由关系确定设施所确定的脉冲波幅度和血压间的关系，确定一个压力差，该压力差在由反射波出现时间确定设施所确定的反射波分量的峰点出现时，在该脉冲波的幅度和由入射波波峰确定设施所确定的入射波

分量峰点幅度之间的幅度差；及一个显示器件(76)，可将由压力差确定设施所确定的压力差显示出来。



1. 一种评估活受验者动脉硬化的仪器 (10)，包括：
 - 一个血压测量器件 (35、86)，可测量受验者的至少一个血压值；
 - 一个脉冲波检测器件 (54、28)，可从受验者的一个部件 (38、14)
- 5 检测脉冲波；
 - 一个关系确定设施 (88)，可根据由脉冲波检测器件检测的脉冲波的至少一个幅度和由血压测量器件测量的所述至少一个血压值确定脉冲波幅度和血压间的关系；
 - 一个入射波波峰确定设施 (90)，可确定包含在由脉冲波检测器件
- 10 所检测的脉冲波内的入射波分量峰点的幅度；
 - 一个反射波出现时间确定设施 (92)，可确定包含在由脉冲波检测器件所检测的脉冲波内的反射波分量峰点的出现时间；
 - 一个压力差确定设施 (94)，可按照由关系确定设施所确定的脉冲波幅度和血压间的关系，确定一个压力差，该压力差相应于在由反射波
- 15 出现时间确定设施所确定的反射波分量的峰点出现时，在该脉冲波的幅度和由入射波波峰确定设施所确定的入射波分量的峰点幅度之间的幅度差；及
 - 一个显示器件 (76)，可将由压力差确定设施所确定的压力差显示出来。
- 20 2. 权利要求 1 的仪器，其特征还在于还包括：
 - 一个血压相关信息获得器件 (35、86)，可获得随受验者的血压而变的血压相关信息；
 - 一个存储器 (78、74)，可存储多组显示信息，每一组显示信息各
- 25 获得的一批血压相关信息；及
 - 一个图形显示设施 (96)，可驱使显示器件显示一个由表示压力差的第一轴线和表示血压相关信息的第二轴线限定的二维图形，另外还在二维图形内在多个位置上分别显示出多个符号，这些符号分别对应于由存储器存储的所述多组显示信息。
- 30 3. 权利要求 2 的仪器，其特征还在于还包括一个输入器件 (77)，它可被操作人员操作来辨认受验者的检验信息。
 4. 权利要求 3 的仪器，其特征还在于还包括一个受验者辨认设施

(79), 可根据通过输入器件输入的检验信息来辨认受验者, 其中存储器(78)为由该受验者辨认设施所辨认的受验者存储多组显示信息。

5 5. 权利要求4的仪器, 其特征在于脉冲波检测器件包括一个压力脉冲波传感器(54), 它适于被按压在受验者一动脉(46)部位上, 并检测从动脉产生的压力脉冲波, 作为脉冲波。

6. 权利要求1的仪器, 其特征在于入射波波峰确定设施(90)通过对由脉冲波检测设施(54)检测到的脉冲波进行微分来确定入射波分量的峰点。

10 7. 权利要求6的仪器, 其特征在于入射波波峰确定设施(90)包括: 用来确定由脉冲波检测器件(54)所检测的脉冲波的一个心跳同步脉冲的升起点和峰点的设施; 及

用来对脉冲波在升起点和峰点之间的部位进行微分的设施。

用来将脉冲波的被微分部位的拐点或最高点确定为入射波分量的峰点的设施。

15 8. 权利要求1的仪器, 其特征在于反射波出现时间确定设施(92)包括:

用来对由脉冲波检测设施所检测的脉冲波进行微分的设施; 及

用来将在入射波分量峰点之后出现的脉冲波的最早出现的最高点确定为反射波分量峰点的设施。

20 9. 以上权利要求中任一项的仪器, 其特征在于该血压测量器件(35、86)测量受验者的舒张血压值和平均血压值, 而所述关系确定设施(88)确定由脉冲波检测器件(54)所检测的脉冲波心跳同步脉冲的相应升起点和面积重心点的幅度, 并根据脉冲波的升起点和面积重心点的相应幅度及舒张和平均血压值将一种线性函数确定为脉冲波幅度和
25 血压之间的关系。

动脉硬化评估仪器

本发明的背景5 本发明的领域

本发明涉及一种动脉硬化评估仪器，它可根据作用在受验者心脏上的后加负载评估一个活受验者的动脉硬化。

相关技术的陈述

10 已知脉冲波传播速度或脉冲波大指数可用来作为评估一个活人动脉硬化的指数。脉冲波传播速度是脉冲波在人体两部位之间的传播速度，它会随着病人动脉硬化的进展而增加。常称为 AI 的脉冲波增大指数一般被确定为在出现反射波分量时的脉冲波幅度与脉冲波入射波分量峰点的幅度之间的幅度差除以脉冲波的脉冲压力所得到的百分比值，随着病人动脉硬化的进展，该指数趋向增加。

15 另外，心脏的后加负载，即作用在病人心脏上的后加负载会随着动脉硬化而变化。已知心脏后加负载是一种由于周边的血管如主动脉和小动脉支的阻力而施加在心脏上的负载。心脏后加负载之所以与动脉硬化有关是因为动脉越硬，血管的阻力就越大，因此在排出血液时作用在心脏上的负载就越大。

20 与传统的动脉硬化评估指数如脉冲波传播速度或脉冲波增大指数相比，在评估动脉硬化方面心脏后加负载能提供不同的信息。因此可以期望如果将心脏后加负载单独使用或者与一个或多个传统的动脉硬化评估指数结合使用，能以更高的准确度来评估动脉硬化。

25 但如上所述，心脏后加负载是一种由于周边血管的阻力而施加在病人心脏上的负载，因此很难直接测量。所以还没有实地测量后加负载并根据测量到的后加负载来评估动脉硬化。

本发明的综述

因此本发明的一个目的是要提供一种动脉硬化评估仪器，它能根据作用在受验者心脏上的后加负载来评估一个活受验者的动脉硬化。

30 为了达到上述目的，本发明人曾深入研究并获得下列认识：

脉冲波增大指数是一个代表脉冲波内反射波与入射波的比例的参数，一般被计算为脉冲波在出现反射波时的幅度与入射波峰点幅度之差

除以脉冲波的脉冲压力所得到的百分比值，如上所述。即幅度之差被用作反射波的幅度。由于反射波的幅度相应于返回到心脏的压力，反射波的幅度代表作用在心脏上的后加负载。因此幅度之差随着心脏后加负载而变。在另一方面，脉冲波的幅度随着血压而变，但该幅度不能直接转变为血压值。这样幅度之差不能直接转变成与反射波幅度相应的压力。

这时如果测量出病人的血压值，那么根据测量出的血压值，上述幅度差也可转变成相应的压力，因此能够确定相当于压力的心脏后加负载。本发明的研发就是根据这样的认识。

上述目的已被本发明达到。按照本发明提供的评估一个活受验者动脉硬化的仪器包括：一个血压测量器件，可测量受验者的至少一个血压值；一个脉冲波检测器件，可从受验者身体的一部位检测脉冲波；一个关系确定设施，可根据由脉冲波检测器件检测到的脉冲波的至少一个幅度和由血压测量器件测量到的至少一个血压值确定脉冲波幅度和血压间的关系；一个入射波波峰确定设施，可用来确定包含在由脉冲波检测器件所检测到的脉冲波内的入射波分量峰点的幅度；一个反射波出现时间确定设施，可用来确定包含在由脉冲波检测器件检测到的脉冲波内的反射波分量峰点的出现时间；一个压力差确定设施，可按照由关系确定设施确定的脉冲波幅度和血压间的关系，确定一个压力差，该压力差相应于在由反射波出现时间确定设施所确定反射波分量的峰点出现时，在该脉冲波的幅度和由入射波波峰确定设施所确定的入射波分量峰点的幅度之间的幅度差；和一个显示器件可用来显示压力差确定设施所确定的压力差。

按照本发明，压力差确定设施确定的压力差相应于脉冲波的反射波分量在出现峰点时的幅度与脉冲波入射波分量峰点的幅度之差。这个压力差可被用作相应于反射波分量的压力。因此，根据显示器件上显示的压力差，医生能够评估作用在病人心脏上的后加负载。另外，由于心脏后加负载增加指示动脉硬化在发展，因此医生并能根据压力差来评估病人的动脉硬化。

按照本发明的一个优选的特点，动脉硬化评估仪器还包括：一个血压相关信息获得设施，它可用来获得随着病人的血压而变的与血压相关的信息；一个存储器，它可存储多组显示的信息，每一组信息包括一个由压力差确定设施所确定的压力差和一批由血压相关信息获得设施获

得的与血压相关的信息；和一个图形显示设施，可用来驱使显示器件显示二维图形，该图形由表示压力差的第一轴线和表示血压相关信息的第二轴线形成，另外还在多个位置分别显示多个符号，这些符号分别对应于由存储器存储的所说多组显示信息。

- 5 按照这个特点，存储器存储多组显示的信息，每一组信息包括一个由压力差确定设施确定的压力差和一个例如由血压测量器件测量的血压值，还有图形显示设施能驱使显示器件显示二维图形和在多个位置上的多个符号，这些符号对应于已被存储器存储的多组显示的信息。这样，根据显示器件的显示，医生在第二次或下一次的测量操作中能容易地观察到血压随着时间而变化时相应的压力差的变化，因此能容易地辨
- 10 认治疗病人动脉硬化的功效。

附图的简要说明

- 本发明的上述这些和其他附加的目的、特点和优点在阅读下面结合附图对本发明的优选实施例所作详细说明后，当可有较好的了解，在附
- 15 图中：

图 1 为一概略图示出应用本发明的动脉硬化评估仪器的流程图；

图 2 为一说明图示出图 1 中仪器的压力脉冲波探测头被穿戴在一个活受验者颈部上的情况；

图 3 为图 2 中压力脉冲波探头的放大图，一部分探头被切去；

- 20 图 4 为一视图用来说明图 1 所示压力脉冲波传感器的加压表面内设置一系列压力感知元件的情况；

图 5 为一视图示出图 1 中压力脉冲波传感器中的一个压力感知元件所提供的、由压力脉冲波信号 SM2 代表的颈总动脉的脉冲波 WC 的一例；

- 25 图 6 为一方块图用来说明图 1 中仪器的电子控制器件的基本控制功能；

图 7 为一视图示出图 6 中图形显示设施的显示器件上显示的二维图形的一例；

图 8 为一流程图用来更具体地说明图 6 中的控制器件的 CPU（中央处理单元）的一部分控制功能；及

- 30 图 9 为一流程图用来更具体地说明图 6 中的 CPU 的另一部分的控制功能。

较优实施例的详细说明

下面将结合附图详细说明本发明的实施例。

在图 1 中，标号 12 指一个可膨胀的套箍，它包括一个带状的布袋和一个容纳在其内的橡胶袋适宜包卷在一个活受验者的上部 14 如病人的右臂上。套箍 12 通过管子 20 被连接到压力传感器 16 和压力控制阀 18 上。压力控制阀 18 通过管子 22 被连接到空气泵 24 上。压力控制阀 18 调节空气泵 24 所供增压空气的压力并将压力调节好的空气供给套箍 12，或从套箍 12 将增压空气排出，这样来控制套箍 12 内的空气压力。

压力传感器 16 检测套箍 12 内的空气压力并将代表所检测空气压力的压力信号 SP 发给静压滤波器电路 26 和脉冲波滤波电路 28。静压滤波器电路 26 包括一个低通滤波器能从压力信号 SP 中提出代表所检测空气压力中静压力分量即套箍 12 的施加压力（今后被称为套箍压力 PC）的套箍压力信号 SC。滤波器电路 26 通过 A/D（模拟到数字）转换器 30 将套箍压力信号 SC 发给电子控制器件 32。脉冲波滤波电路 28 包括一个带通滤波器能从压力信号 SP 中提出代表所检测空气压力中具有规定频率的振荡分量即套箍脉冲波的套箍脉冲波信号 SM1。滤波器电路 28 通过 A/D 转换器 34 将套箍脉冲波信号 SM1 发给控制器件 32。控制器件 32 根据套箍压力信号 SC 和套箍脉冲波信号 SM1 确定病人的血压值，这将在以后说明。这样，控制器件 32 与套箍 12、压力传感器 16、静压滤波器电路 26、脉冲波滤波电路 28、压力控制阀 18、空气泵 24 等合作，便可构成血压测量器件 35。

本动脉硬化评估仪器 10 包括一个如图 2 所示的、可借助于一根带子 40 穿戴在受验者颈部 38 上的压力脉冲波探测头 36，其功能犹如一个脉冲波检测器件。如图 3 的明细图所示，压力脉冲波探测头 36 包括一个容器状传感器壳体 42；一个容纳传感器壳体 42 的外壳 44；和一个用螺纹与传感器壳体 42 啮合、可被设在外壳 44 内未被示出的电动机转动而使传感器壳体 42 在颈总动脉 46 的宽度方向上移动的进给螺杆 48。借助于带子 40，压力脉冲波探测头 36 可拆卸地连结在颈部 38 上，使传感器壳体 42 的开启端对着颈部 38 的体表面 50。

另外，压力脉冲波探测头 36 包括一个通过膜片 52 而被固定在传感器壳体 42 内壁上的压力脉冲波传感器 54，使该传感器 54 可相对于壳体 42 而移动并可前进到壳体 42 的开启端之外。传感器壳体 42、膜片 52 等互相配合形成一个压力室 56，由空气泵 58 通过压力控制阀 60 提供增

压空气如图 1 所示, 这样压力脉冲波传感器 54 就被用一个相当于压力室内空气压力的加压力抵压在体表面 50 上。

5 传感器壳体 42 和膜片 52 互相配合构成一个加压器件 62 将压力脉冲波传感器 54 抵压在颈总动脉 46 上, 进给螺杆 48 和未示出的电动机互相配合构成一个宽度方向移动器件 64 使压力脉冲波传感器 54 在颈总动脉 46 的宽度方向上移动, 从而可改变传感器 54 加压在体表面 50 上的加压位置。

10 压力脉冲波传感器 54 有一加压表面 66, 并有多半导体压力感知元件 (今后被称为“压力感知元件”) E 在颈总动脉 46 的宽度方向上即在传感器 54 平行于进给螺杆 48 而移动的方向上按一定的间隔排列在加压表面 66 上, 越过一个比颈总动脉直径大的长度。例如, 如图 4 所示, 排列着 15 个压力感知元件 E(a)、E(b)、...E(o), 间隔例如为 0.6mm。

15 如上所述构造的压力脉冲波探测头 36 抵压在颈部 38 的体表面 50 上正好在颈总动脉 46 之上, 使压力脉冲波传感器 54 能够检测到颈总动脉 46 内产生并被传播到体表面 50 上的压力脉冲波 (即颈总动脉脉冲波 w_c), 然后通过 A/D 转换器 68 将代表颈总动脉脉冲波 w_c 的压力脉冲波信号 SM2 发给控制器件 32。从压力脉冲波传感器 54 连续发出的、由压力脉冲波信号 SM2 代表的颈总动脉脉冲波的一例在图 5 中以实线示出。

20 由所谓微型计算机提供的控制器件 32 包括一个 CPU (中央处理单元) 70、一个 ROM (只读存储器) 72、一个 RAM (随机存取存储器) 74、和一个未示出的 I/O (输入和输出) 端口。CPU 70 按照利用 RAM 74 暂时存储的功能预先存储在 ROM 72 内的控制程序处理信号并发出驱动信号通过 I/O 端口传给空气泵 24、58 和压力控制阀 18、60 以资控制套箍压力 PC 和在压力室 56 内的压力。另外, CPU 48 确定压力差 ΔP , 这将在下面结合图 6 中详细示出的控制功能予以说明, CPU 还控制那些应由显示器件显示的信息。

30 有一包括未被示出的键盘的输入器件 77, 通过键盘医务人员或病人可将证明号输入以资从众多病人中辨认所要检查的病人。输入器件 77 将代表证明号的信号发给控制器件 32。由人们熟知的存储设施提供的存储器 78 如磁盘、磁带、易失性半导体或非易失性半导体存储器将控制器件 32 为每一个病人确定的血压值 BP 和压力差 ΔP 存储起来, 使这些信息与病人的证明号关联。

图 6 为一方块图用来说明动脉硬化评估仪器 10 的控制器件 32 的基本控制功能。病人辨认设施 79 根据由输入器件 77 供给的信号所代表的证明号, 辨认出血压值 BP 和压力差 ΔP 要被仪器 10 测量的病人。

有一最佳加压位置确定设施 80 判断规定的加压位置改变条件是否满足, 即在压力脉冲波传感器 54 的所有压力感知元件 E 检测到的压力中检测到最高压力的那个元件 (今后被称为最高压力检测元件 EM) 是否定位在该列压力感知元件的两个规定的相对端部中的一个端部。该端部可以是该列元件 E 上包括相应端头而具有规定长度的一个范围, 也可以是该列元件 E 上包括相应端头而容纳规定数目的元件的一个范围。最高压力检测元件 EM 是其中一个正好定位在颈总动脉 46 之上的一个元件 E。当满足这个加压位置改变的条件时, 最佳加压位置确定设施 80 就进行下列加压位置改变的操作: 在加压器件 62 暂时使压力脉冲波传感器 54 移动离开体表面 50 时, 宽度方向移动器件 64 使加压器件 62 和传感器 54 移动越过一个规定的距离, 然后加压器件 62 重新用规定的、相当低的第一压下力 HDP1 按压传感器 54。在这状态下, 确定设施 80 重新判断是否满足规定的加压位置改变条件。确定设施 80 重复进行上述操作和判断一直到加压位置改变条件不再满足为止, 最好进行到最高压力检测元件 EM 定位在该列元件 E 规定的中部内为止。一系列元件 E 的两个相对的端部所含有的长度或元件数目是根据要被压力脉冲波传感器 54 加压的动脉 (即颈总动脉 46) 的直径来规定的, 可以是该直径的四分之一。

在最佳加压位置确定设施 80 将压力脉冲波传感器 54 定位在最佳加压位置上以后, 压下力改变设施 82 在规定的压下力范围内改变加压器件 62 施加在传感器 54 上的压下力 HDP (即压紧压力), 或者按照受验者的每一次心跳用步进的方式增加, 或者连续地按照一个规定的、相当低的速率增加。根据在压下力 HDP 改变时得到的颈总动脉脉冲波 w_c , 改变设施 82 确定最佳的压下力 HDP0 并将加压器件 62 施加在传感器 54 上的压下力保持在这样确定的最佳压下力 HDP0 上。这里, 最佳压下力 HDP0 是这样确定的, 即被压下力 HDP (即颈总动脉脉冲波 w_c 的一个心跳同步脉冲的最大值减去最小值所得的差额) 加压的最高压力检测元件 EM 所检测到的颈总动脉脉冲波 w_c 的脉冲压力 PP_c 应不小于预定的脉冲压力下限 PP_{cl} 。脉冲压力下限 PP_{cl} 是通过实验预先确定的值, 该值能保证检测到清晰的颈总动脉脉冲波。如果脉冲压力 PP_c 太小, 将不能获得清晰的

颈总动脉脉冲波 WC。

套箍压力改变设施 84 根据静压滤波器电路发出的套箍压力信号 SC，驱使压力控制阀 18 和空气泵 24 迅速将套箍压力 PC 增加到高于病人收缩血压 BP_{SYS} 的规定的目标压力 PC_w (如 180mm Hg)，然后以缓慢的速率例如 2 或 3 mm Hg/sec 降低血压。在下面要说明的血压确定设施 86 根据套箍压力缓慢降低时在套箍压力改变设施 84 的控制下不断从静压滤波电路 26 发来的套箍压力信号 SC 和不断从脉冲波滤波电路 28 发来的套箍脉冲波信号 SM1，能够按照人们熟知的示波器方法，确定病人的收缩血压 BP_{SYS} 、平均血压 BP_{MEAN} 、和舒张血压 BP_{DIA} 。另外，确定设施 86 可将这样确定的血压值 BP 作为病人辨认设施 79 所辨认的病人的血压值，连同血压值 BP 测量时指示日期和时间的数据一起存储在存储器 78 内。血压值 BP 是一种与血压有关的信息，因此血压确定设施 86 的功能如同一个血压相关信息获得的设施。

根据自静压滤波电路 26 连续输送的套箍压力信号 SC 和自脉冲波滤波电路 28 连续输送的套箍脉冲波信号 SM1，在套箍压力改变设施 84 的控制下 SC 和 SM1 各自处在套箍压力 PC 的缓慢下降期间，血压确定设施 86 按照公知的示波器确定病人的收缩血压 BP_{SYS} 、平均血压 BP_{MEAN} 和舒张血压 BP_{DIA} 。此外，确定设施 86 将由此确定的血压值 BP 作为由病人认辨措施 79 认辨的病人的血压值 BP，连同在测量血压值 BP 时表示日期和时间的资料一起储存在存储器中。这些血压值 BP 属于一种血压相关信息，因此，该血压确定设施 86 具有血压相关信息获得设施的功能。

有一关系确定设施 88 确定颈总动脉脉冲波的幅度与血压之间的关系，该关系可被用来将压力脉冲波传感器 54 检测到的颈总动脉脉冲波 WC 的幅度转变成血压值 BP。更具体点说，由血压确定设施 86 确定的收缩血压 BP_{SYS} 、平均血压 BP_{MEAN} 、和舒张血压 BP_{DIA} 分别相应于颈总动脉脉冲波 WC 的一个心跳同步脉脉冲峰点 b 的幅度、该脉冲的面积重心点 g 的幅度、和该脉冲的升起点 a 的幅度。因此，确定设施 88 可从压力脉冲波传感器 54 检测到的颈总动脉脉冲波 WC 的峰点 b、面积重心点 g、和升起点 a 的有关幅度中任选两个幅度，并根据这样确定的两个幅度和相应的两个血压值 BP，在代表上述关系的下列式 1 中确定常数 α 和 β ：

$$(式 1) BP = \alpha x + \beta$$

(x 为颈总动脉脉冲波 WC 的幅度)

下, 在入射波 w_i 的峰点 p_i 之后第一个最大点的出现时间被确定为反射波的峰点的出现时间。

压力差确定设施 94 确定 (a) 和 (b) 之间的压力差 ΔP , 其中 (a) 为根据反射波出现时间确定设施 92 所确定的反射波 w_r 的峰点出现时颈总动脉脉冲波 w_c 的幅度、按照式 1 所示的关系确定的血压, (b) 为根据入射波峰确定设施 90 所确定的入射波 w_i 峰点 p_i 的幅度、按照同一关系式确定的血压。但该压力差确定设施 94 也可将方法修改为首先确定颈总动脉脉冲波 w_c 在反射波 w_r 峰点出现时的幅度和入射波 w_i 峰点 p_i 的幅度之差, 然后根据确定的幅度差、按照式 1 代表的关系确定压力差 ΔP 。

然后压力差确定设施 94 驱使显示器件 76 将这样确定的压力差 ΔP 显示出来, 并连同由血压确定设施 86 确定的血压值成为一组显示信息存储在存储器 78 内。

应当了解的是我们在确定增大指数 (AI) 时所使用的是在反射波的峰点出现时脉冲波的幅度和入射波峰点的幅度之差而不是反射波的幅度, 但上述压力差 ΔP 可以说是相应于颈总动脉脉冲波 w_c 中反射波 w_r 的幅度。因此当压力差 ΔP 被显示在显示器件 76 上时, 医务人员可从显示的压力差 ΔP 上得到与从增大指数上得到的不同的身体信息, 增大指数人们知道这是一个用来评估动脉硬化的指数。

更具体点说, 增大指数是入射波峰点的幅度和反射波在峰点出现时被观察的脉冲波的幅度之差除以被观察脉冲波的脉冲压力所得到的比率。因此即使幅度差由于作用在心脏上的后加负载大而大, 如果脉冲压力也大, 增大指数也可相当小。类似地, 即使幅度差由于作用在心脏上的后加负载小而小, 如果脉冲压力也小, 增大指数也可相当小。与此不同, 压力差 ΔP 可以说是相应于反射波的压力, 因此压力差 ΔP 可被用来评估作用在心脏上的后加负载的幅度或影响后加负载的动脉硬化。

图形显示设施 96 驱使显示器件 76 显示一个具有压力差轴 98 和血压轴 100 的二维图形 102 如图 7 所示, 另外在图上还在相应于存储在存储器 78 内的成组显示的信息的位置 (即座标) 上显示标记 104, 这些成组显示信息包括在目前的测量操作中测得血压值 BP 、和在目前的操作中确定的压力差。任何一种收缩、平均、和舒张的血压值 BP_{sys} 、 BP_{mean} 、 BP_{dia} 都可被选用, 在这三种血压值中规定的一种被用来在显示器件 76 上显

示标记 104。图 7 示出两个符号 104a、104b，分别对应目前的测量操作，目的是为了要说明下面的两个情况。实际上显示器件 76 对应于每一测量操作只显示一个标记 104。

5 如果存储器 78 存储着一个或多个以前的成组显示信息，这些信息是在一个或多个以前的测量操作中从病人辨认设施 79 所辨认的病人身上得到的，那么图形显示设施 96 就会驱使显示器 76 将一个或多个标记显示在对应于一个或多个以前的成组显示信息的一个或多个位置上，使每一个对应于以前测量的标记能互相区别，并能与对应于目前测量的标记区别。图 7 所示为一例子，其中显示器件 76 显示的标记 104 对应于
10 目前的测量中所得到的压力差 ΔP 和血压值 BP，而标记 106 对应于以前的测量中所得到的压力差 ΔP 和血压值 BP。

当显示器件 76 在二维图形 102 上显示对应于目前测量的标记 104 和对应于以前测量的标记 106 时，医务人员如医生就能观察到对病人的动脉硬化进行治疗的功效率度。在许多情况下，当动脉硬化发展时，还会发生高血压，甚至发生心肌梗塞。为了治疗这些疾病，可使用抗高血压药（血管舒张药）来舒张血管从而降低血压。当血管舒张药发挥功效时，血管舒张、其阻力降低，因此血压降低。这样，压力差 ΔP 和血压 BP 也应降低。如果压力差 ΔP 和血压值 BP 都降低如图 7 中标记 104a 所示，那么可以判断血管舒张药已经奏效。目前已知有一种中枢抗高血压药可降低病人中枢侧（心脏）的血压，这种药可与上述血管舒张药一起
20 使用。当使用中枢抗高压药来降低血压时，血管阻力的改变不怎么大，因此相对于血压 BP 改变量的压力差 ΔP 改变量较小如标记 104b 所示。如果是这样，可以判断血压是由于中枢抗高压药而降低的。

图 8 和 9 为表示图 6 的概略图中 CPU 70 的控制功能而绘制的流程图。
25

在图 8 中，首先 CPU 进行步骤 S1 和 S2（今后“步骤”一词将被合适地省略），S1 和 S2 相应于病人辨认设施 79。在 S1，CPU 判断是否已收到输入器件 77 送来的病人的证明号。如果是，控制走到 S2，根据输入
30 的证明号辨认要被测量血压值 BP 和压力差 ΔP 的病人。

然后，控制走到 S3，相应于最佳加压位置确定设施 80 即 APS 控制例行程序。其时 CPU 驱使宽度方向移动器件 64 将压力脉冲波传感器 54 移动到一个最佳加压位置，其中一个压力感知元件 E 被确定为最高压力

感知元件 EM, 该元件基本上位在成列元件 E 的中部。

随后, 控制走到 S4, 相应于压下力确定设施 82 即 HDP 控制例行程序。更具体点说, CPU 操作压力控制阀 60 使施加在压力脉冲波传感器 54 上的压下力 HDP 不断增加, 并在增加过程中确定最佳压下力 HDPO, 在该压下力由上述最高压力检测元件 EM 检测的压力脉冲波可显示最大的波幅, 将施加在压力脉冲波传感器 54 上的压下力 HDP 保持在这样确定的最佳压下力 HDPO。然后, 控制走到 S5, 在那里 CPU 读入压力脉冲波信号 SM2 的一个心跳同步脉冲。接着控制走到 S6, 将空气泵停止并操作压力控制阀 60 使施加在压力脉冲波传感器 54 上的压下力 HDP 降低到大气压力。

然后在 S7, CPU 开动空气泵 24 并操作压力控制阀 18 使套箍压力 PC 迅速地增加。随后在 S8, CPU 判断套箍压力 PC 是否超过预先设定在 180 mm Hg 的目标压力 PC_m 。S8 重复进行一直到得到肯定的判断为止。于是控制走到 S9, 将空气泵 24 停止并操作压力控制阀 18 使套箍压力 PC 以约 3 mm Hg/sec 的速率缓慢下降。

接着控制走到 S10 到 S12, 相应于血压确定设施 86。在 S10, CPU 根据套箍压力 PC 缓慢下降时不断得到的套箍脉冲波信号 SM1 所代表的上臂脉冲波的接续的心跳同步脉冲各自波幅的改变, 按照人们熟知的示波的血压确定算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} 。然后在 S11, CPU 判断在 S10 血压值 BP 的确定是否已经完毕。由于舒张血压 BP_{DIA} 在 S10 最后被确定, 所以在 S11, CPU 判断舒张血压 BP_{DIA} 是否已被确定, 如果尚未确定, 那么 S10 重复, 血压确定算法继续进行。如果在 S11 作出肯定的判断, 那么控制走到 S12, 将在 S10 和 S11 确定的收缩、平均、和舒张血压值 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、 BP_{DIA} 作为在 S2 辨认的病人的血压值, 连同表明血压值测量日期和时间的数据一同存储到存储器 78 内。

然后在 S13, CPU 操作压力控制阀 18 使套箍压力 PC 降低到大气压。在本流程图中, S7 到 S9 和 S13 相应于套箍压力改变设施 84。

接下来说明在图 9 中示出的 S14 和以下的步骤。S14 和 S15 相应于关系确定设施 88。在 S14, CPU 确定在 S5 读入的颈总动脉脉冲波 WC 的一个心跳同步脉冲的升起点 a 和面积重心点 g 的幅度。然后在 S15, CPU 确定上述式 1 中的两个常数 α 和 β , 办法是将在 S14 确定的升起点 a 的

幅度和在 S10 确定的舒张血压 BP_{DIA} 代入到式 1 内得到一个方程式，并将在 S14 确定的面积重心点 g 的幅度和在 S10 确定的平均血压 BP_{MBAN} 代入到式 1 内得到另一个方程式，用这两个方程式来求解 α 和 β 。

接着控制走到 S16，相应于入射波波峰确定设施 90。在 S16，CPU 将在 S5 读入的压力脉冲波信号 SM1 的在时间上相应于其所代表的颈总动脉脉冲波 wc 从升起点 a 到峰点 b 的那一部分或段长进行四阶微分处理或分析，从而确定出现在该信号 SM1 段长上的转折点或最大点，并将这样确定的转折点或最大点的幅度作为入射波 wi 峰点 pi 的幅度。

然后，控制走到 S17，相应于反射波出现时间确定设施 92，在那里 CPU 确定在 S5 读入的、由压力脉冲波信号 SM1 代表的颈总动脉脉冲波 wc 一个脉冲的反射波 wr 的峰点的出现时间。更具体点说，如果在 S16 确定的入射波 wi 峰点 pi 的幅度不与被观察的颈总动脉脉冲波 wc 的最大幅度重合，那么颈总动脉脉冲波 wc 的最大幅度（即峰点 b ）的出现时间被确定为反射波 wr 的峰点的出现时间；如果入射波 wi 峰点 pi 的幅度与被观察的颈总动脉脉冲波 wc 的最大幅度重合，那么在入射波 wi 峰点 pi 之后第一个最大幅度的出现时间被确定为反射波 wr 的峰点的出现时间。

随后，控制走到 S18 到 S20，相应于压力差确定设施 94。首先，在 S18，CPU 将在 S16 确定的入射波 wi 峰点 pi 的幅度从在 S16 确定的反射波 wr 峰点出现时的颈总动脉脉冲波 wc 的幅度中减去，计算出差值。然后在 S19，CPU 将在 S18 确定的幅度的差值代入到 S15 确定的由式 1 代表的关系中，从而确定压力差 ΔP ，并驱使显示器件 76 显示这样确定的压力差 ΔP 。然后在 S20，CPU 将一组显示信息存储在存储器 78 内，这组信息包括在 S19 确定的压力差 ΔP 和在 S12 存储的血压值 BP 。

然后，控制走到 S21，相应于图形显示设施 96。在 S21，CPU 驱使显示器件 76 显示图 7 所示的二维图形 102，并在二维图形 102 内的由分别在 S20 和 S12 存储在存储器 78 内的压力差 ΔP 和血压 BP 限定的位置上显示出标记 104，同时在由过去为该要在 S2 被辨认的病人而存储在存储器 78 内的压力差 ΔP 和血压 BP 所限定的位置上显示出标记 106。

在采用上述流程图的实施例中，控制器件 32 在 S18 和 S19（压力差确定设施 94）确定（a）和（b）之间的压力差 ΔP ，其中（a）为根据反射波 wr 出现峰点时颈总动脉脉冲波 wc 的幅度在 S17（反射波出现时间

确定设施 92) 确定的血压 BP, (b) 为根据颈总动脉脉冲波 w_c 的入射波 w_i 的峰点 p_i 的幅度确定的血压 BP。这个血压差 ΔP 可被用作相应于反射波 w_r 的压力。因此, 医务人员能够根据在显示器件 76 上显示的压力差 ΔP 评估作用在心脏上的后加负载。另外, 由于大的后加负载表示发展的动脉硬化, 因此还能根据这个压力差 ΔP 评估病人的动脉硬化。

5 而且, 在采用上述流程图的实施例中, 控制器件 32 还将在 S18 和 S19 (压力差确定设施 94) 确定的压力差 ΔP 和血压测量器件 35 测量的血压 BP 包括在内的成组显示信息存储在存储器 78 内, 并在 S21 (图形显示设施 96) 驱使显示器件 76 将标记 104、104 显示在二维图形 102 内由
10 存储在存储器 78 内的成组显示信息所限定的有关位置上。这样在以后的测量操作中, 医务人员就能容易地认识到血压随着时间的变化所引起的压力差随着时间的变化。因此, 医务人员能容易地评估动脉硬化的医疗效果。

15 虽然本发明已就较优实施例结合附图予以说明, 但应知道本发明也可用其他方式实现。

例如, 在所示动脉硬化评估仪器 10, 血压值 BP 是作为与血压有关的信息获得的, 二维图形 102 的纵坐标轴线是血压轴线 100。但由于已知与脉冲波传播速度即脉冲波在一个活受验者的两个部分之间传播的速度有关的信息如脉冲波传播速度或脉冲波传播时间随着血压而变, 因此
20 与脉冲波传播速度有关的信息也可作为与血压有关的信息而获得。在这种情况下, 二维图形 102 的纵坐标轴线也可以是一条表示与脉冲波传播速度有关信息的轴线。另外, 由于已知上述增大指数与脉冲波传播速度有关联, 增大指数也可用作与血压有关的信息。

25 在所示实施例中, 由血压确定设施 86 确定的血压值 BP 和由压力差确定设施 94 确定的压力差 ΔP 都被存储在存储器 78 内, 图形显示设施 96 根据存储在存储器 78 内的血压 BP 和压力差 ΔP 显示出标记 104。但由于 RAM 74 是一个具有暂时存储功能的存储器, 血压值 BP 和压力差 ΔP 也可存储在 RAM 内, 这样图形显示设施 96 就可根据存储在 RAM 内的血压值 BP 和压力差 ΔP 来显示标记 104。

30 在所示动脉硬化评估仪器 10 中, 压力脉冲波探测头 36 被用作脉冲波检测器件。但立体脉冲波检测器件如用于氧饱和测量的光电脉冲波探测头亦可用作脉冲波检测器件。

另外，在所示动脉硬化评估仪器 10 中，压力脉冲波探测头 36 被用作脉冲波检测器件。但由于脉冲滤波器线路 35 提取的套箍脉冲波信号 SM1 代表上臂脉冲波，因此血压测量器件 35 可被用作脉冲波检测器件。

总之，本发明可在不离开本发明创意的情况下用其他各种变化来实
5 现。

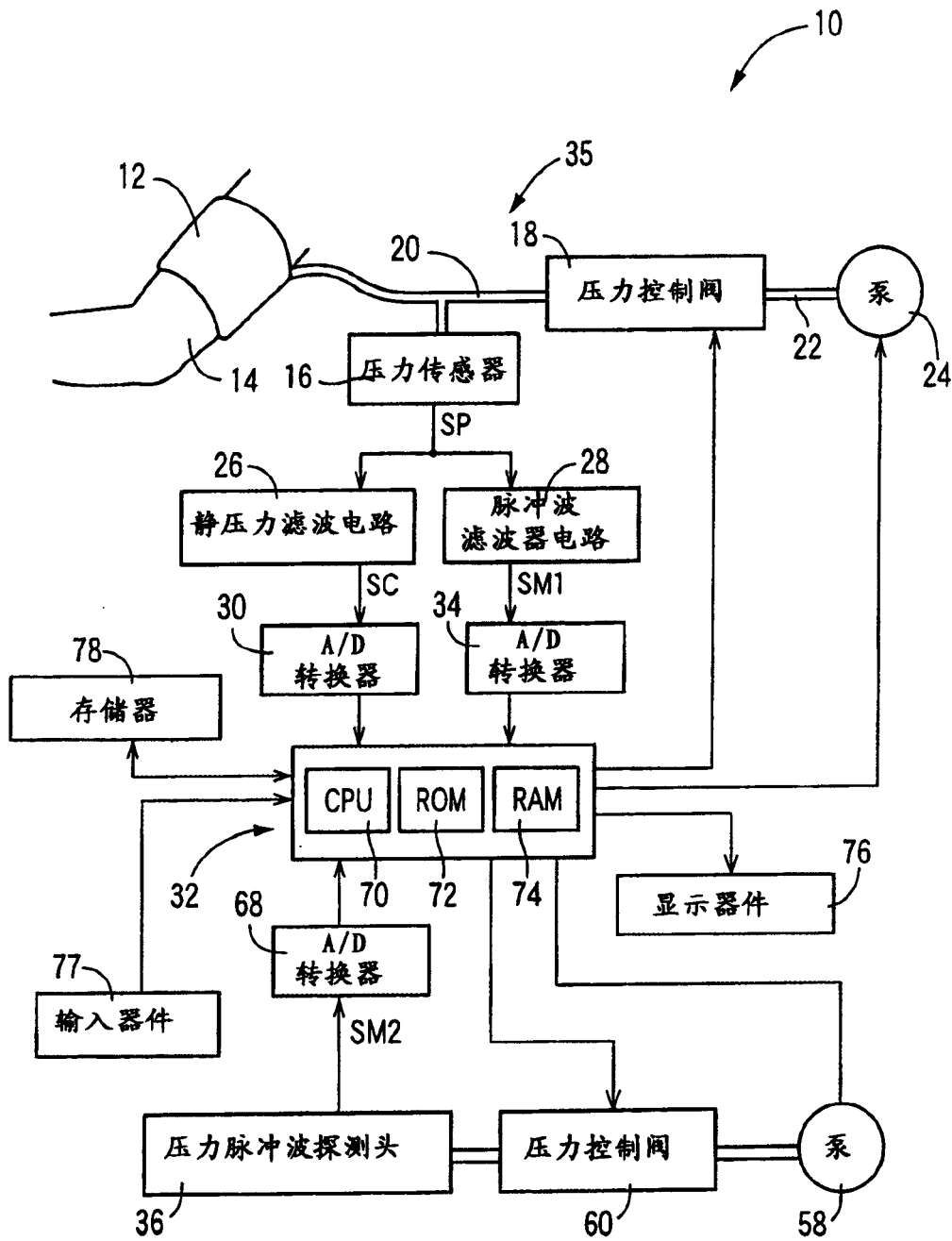


图 1

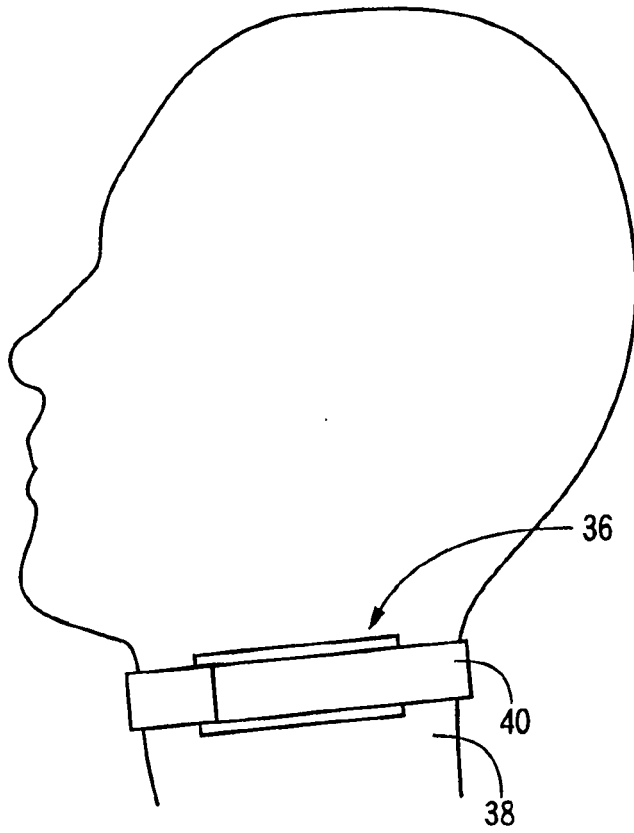


图 2

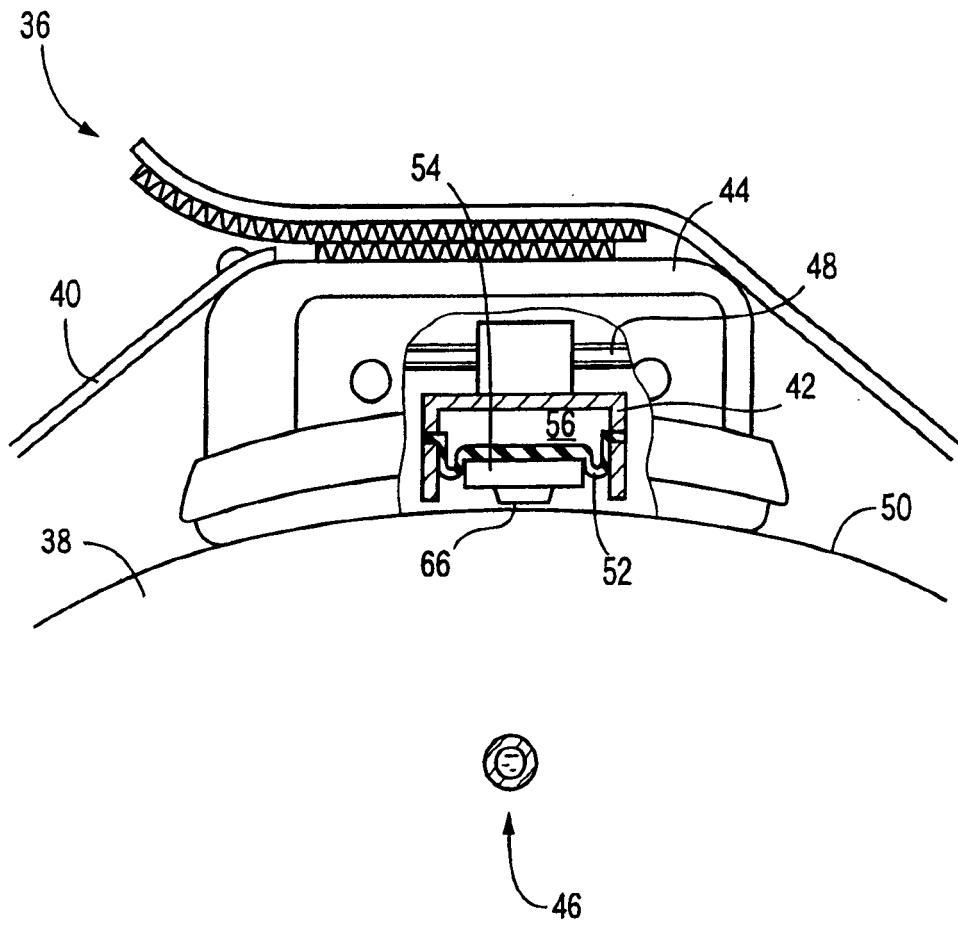


图 3

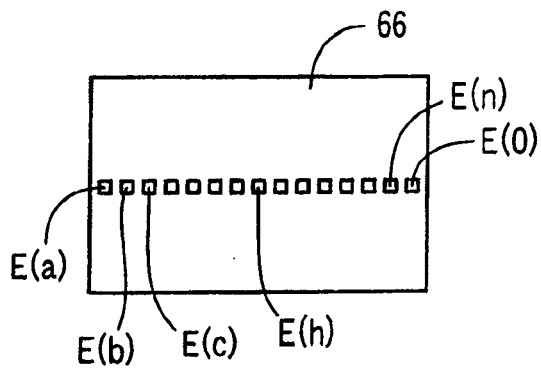


图 4

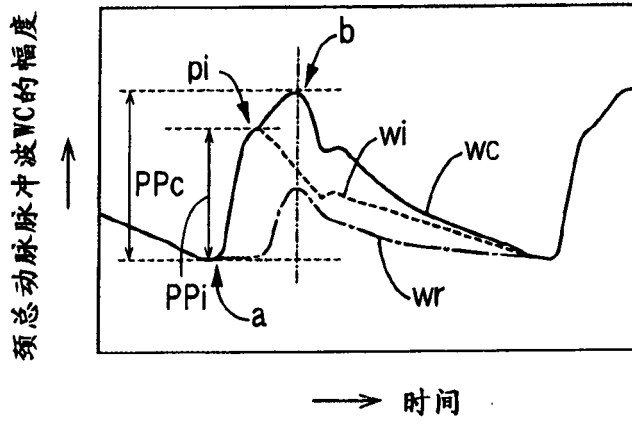


图 5

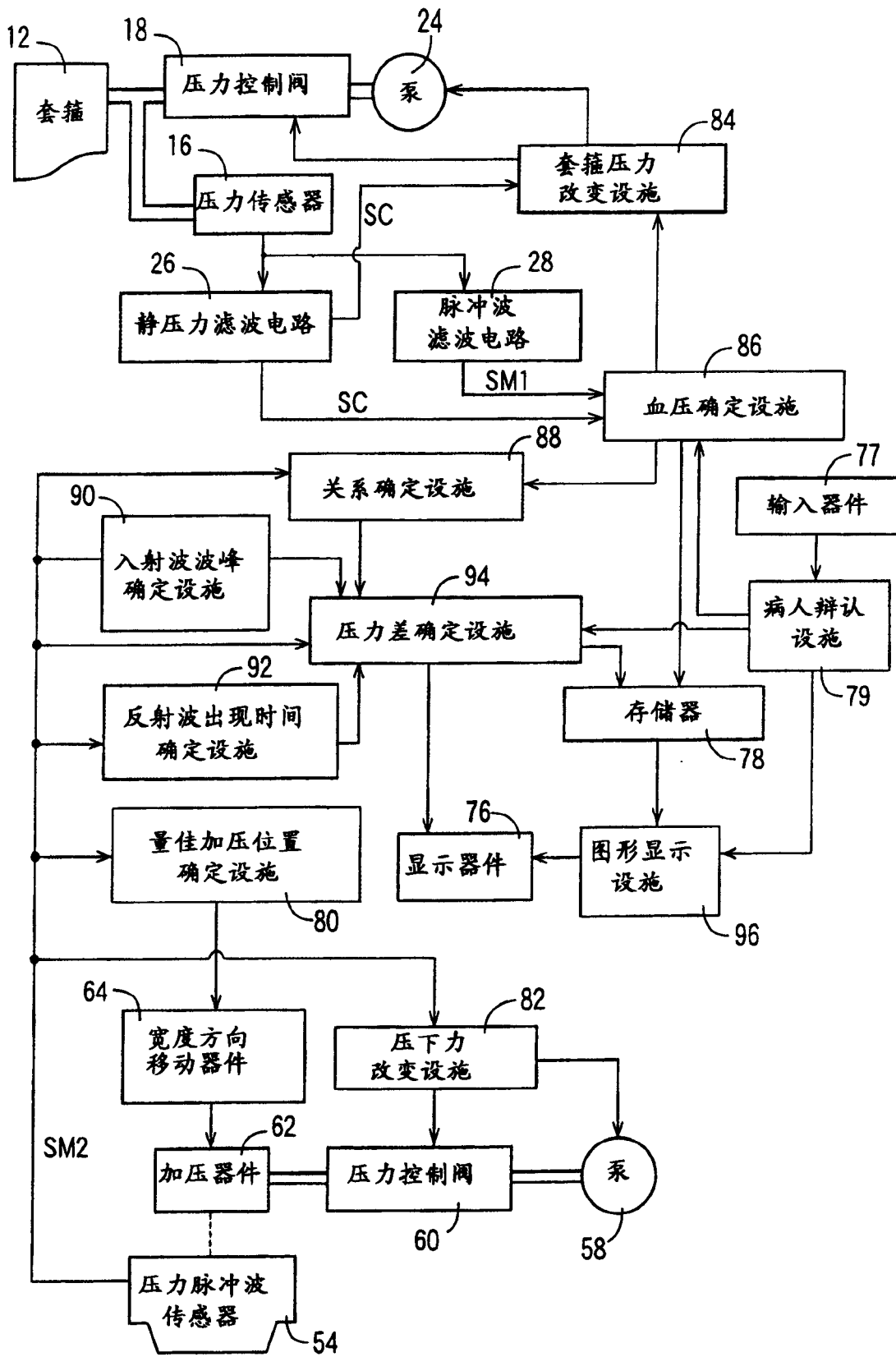


图 6

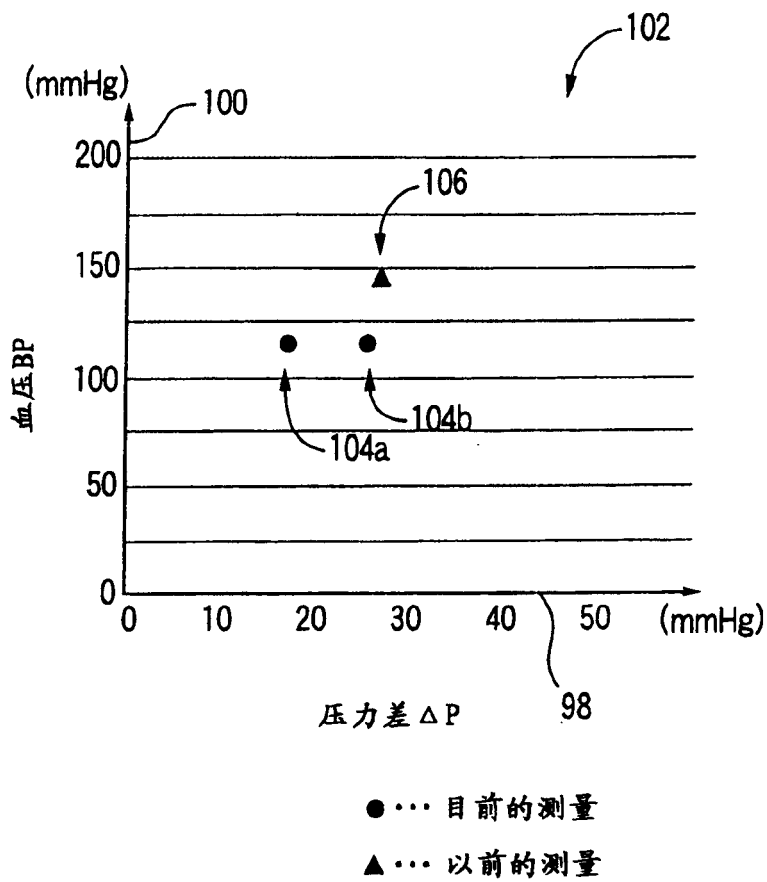


图 7

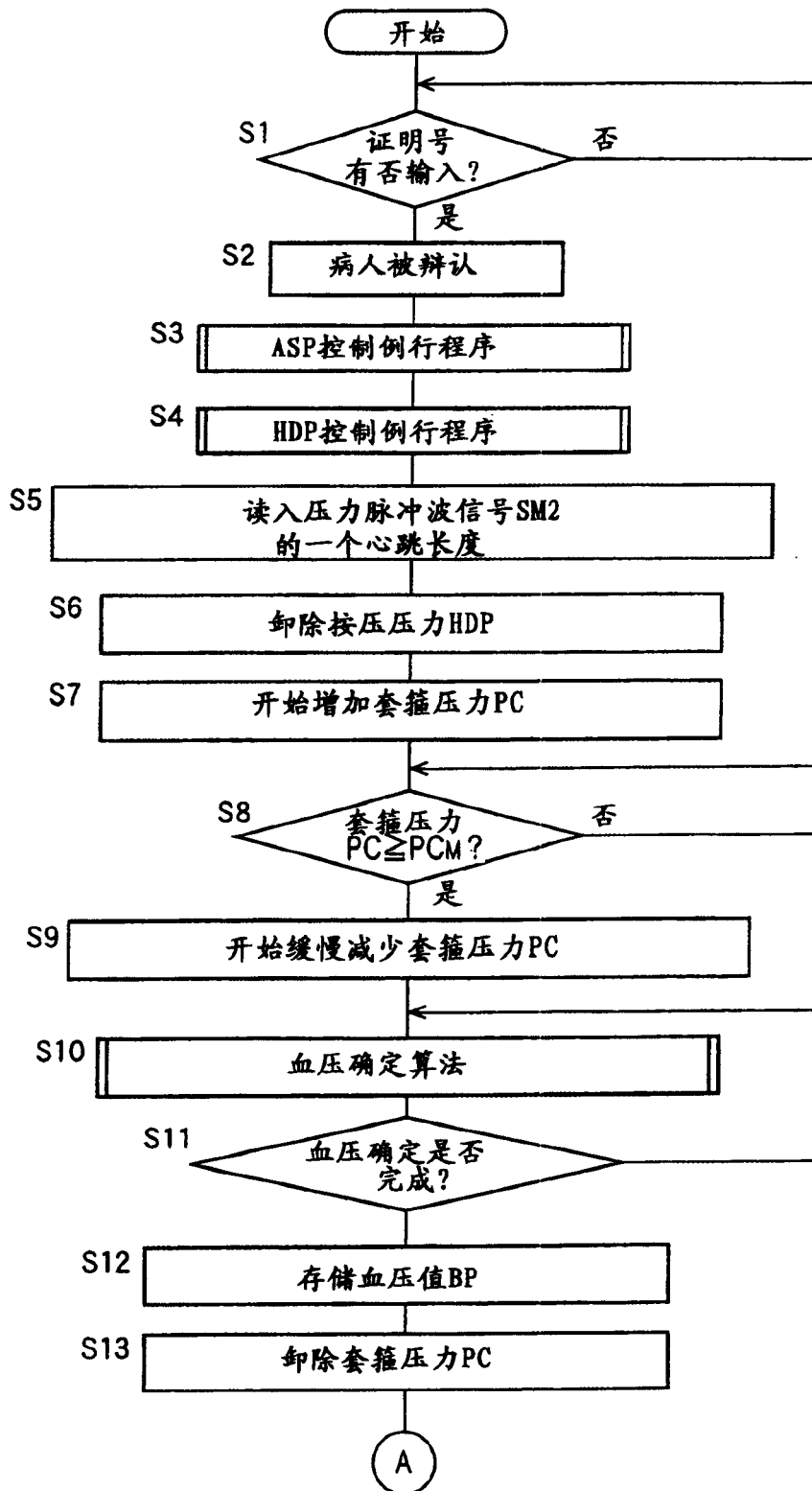


图 8

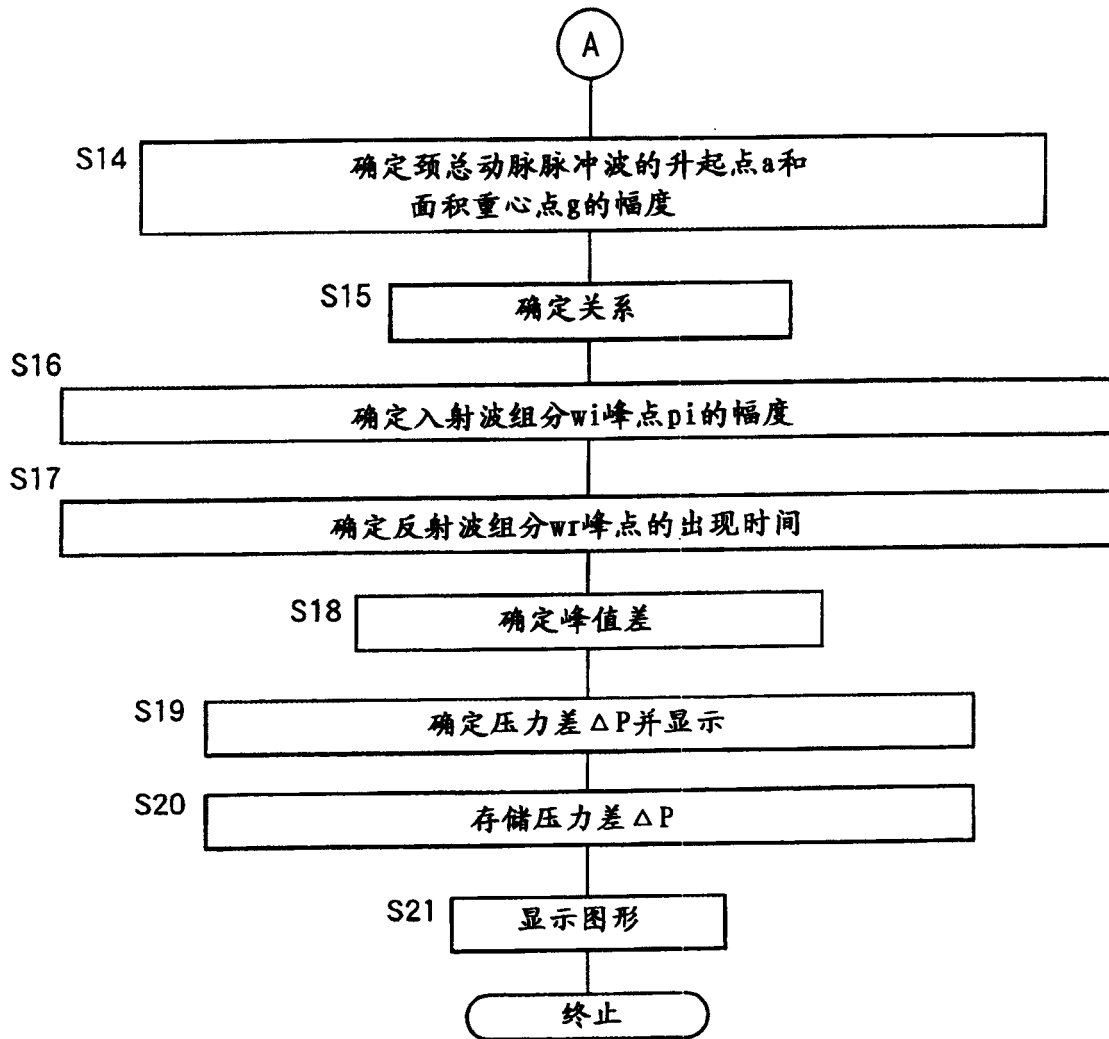


图 9

