

1. 一种电动气压止血带,其特征是:主要由以下部件组成:
可以充胀的止血环套(12),该止血环套(12)缚扎于生命体的止血部位;
压力传感装置(13),用于获取止血环套(12)中的压力信号;
加压装置(14),用于对止血环套(12)进行加压;
减压装置(15),用于对止血环套(12)进行减压;
压力调节装置(30),用于控制加压装置(14)和减压装置(15)以调节止血环套(12)的压力;
静压力滤波装置(16),用于从压力传感装置(13)中获取的压力信号中产生静压力信号;
动脉脉动滤波装置(17),用于从压力传感装置(13)中获取的压力信号中产生动脉脉动信号;
肢体阻断压力测定装置(31),用于测定肢体阻断压力;
止血参考压力确定装置(32),用于确定止血参考压力。
2. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:
所述的肢体阻断压力测定装置(31),通过控制压力调节装置(30),当探测到的所述动脉脉动信号幅度小于一个预先确定的阈值时,测定此时的止血环套(12)内的压力值为肢体阻断压力。
3. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:
所述的肢体阻断压力测定装置(31),通过控制压力调节装置(30),当探测到的所述动脉脉动信号幅度最大时,根据此时的止血环套(12)内的压力值,以预定的函数关系计算肢体阻断压力。
4. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:
所述的肢体阻断压力测定装置(31)包括一个血压测定装置,根据血压测定装置所测定的血压,以预定的函数关系计算肢体阻断压力。
5. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:所述的止血参考压力确定装置(32),根据肢体阻断压力,以预定的函数关系确定止血参考压力。
6. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:还设置有输入装置(20),用于输入用户控制信息。
7. 根据权利要求6所述的电动气压止血带,其特征是:所述的止血参考压力确定装置(32),可以由用户通过输入装置(20)来确定止血参考压力。
8. 根据权利要求1所述的电动气压止血带,其特征是:还设置有报警装置(19),当肢体阻断压力测量过程中,如果没有探测到动脉脉动,产生一个明显可察觉的报警指示。

一种电动气压止血带

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电动气压止血带,适用于外科手术和静脉内局部麻醉术中的止血操作,具体为用于阻断动脉血流进入肢体某一部位。

背景技术

[0002] 在外科手术和静脉内局部麻醉术中,通常要使用电动气压止血带系统阻断进入肢体的某一部位的动脉血流,从而使得能够提供一个干燥且无血的手术视野,以方便外科手术。

[0003] 现有技术中的一种典型的电动气压止血带系统包括:在所需肢体部位缚扎的可充气的止血带袖带,止血带控制仪器,连接止血带袖带和仪器的气路连接管。

[0004] 现有技术中的某些电动气压止血带系统中,止血带袖带包括可充气部分,所述的可充气部分通过气路连接管和止血带控制仪器相连。所述的止血带控制仪器包括:压力调节装置,用于为了有助于外科手术,当止血带袖带被缚扎到具体肢体位置时,在一段适当的时间内,在可充气的止血带袖带中维持一个压力。现有技术中公开的这种类型的止血带系统有迈克爱文的美国专利 4469099,美国专利 4479494,美国专利 5439477 以及迈克爱文和杰默生的美国专利 5556415 和美国专利 5855589。

[0005] 发表的医学文献指出,在手术过程中,阻断动脉血流流经止血带袖带的缚扎部位的止血压力越低则越安全。这些研究显示,较高的止血带压力将导致较高的患者的止血带损伤风险。因此,在手术中使用止血带时,医护人员普遍以他们的经验判断寻求他们认为足够安全的最低止血压力。

[0006] 在医学文献中,一个普遍的共识是,最理想的止血压力的设置,是基于肢体阻断压力(Limb Occlusion Pressure (LOP))。肢体阻断压力的定义是:在特定的时间,特定的患者的特定肢体位置,使用特定的止血带袖带,能阻断动脉血流流入肢体末梢的最小的压力。

[0007] 在当前的出版物中,基于肢体阻断压力的止血压力设置指南是:在所测得的肢体阻断压力的数值上加上一个额外的常数,以应付手术过程中的患者生理变化和其他因数。

[0008] 通过探测肢体止血带袖带远端的动脉波动的变化,医护人员可以手动地测量肢体阻断压力。在肢体远端,可以通过手摸诊脉、使用压力传感器、多普勒血流探测法、光电容积脉搏波描计法等来测量动脉波动的变化,以动脉波动消失为动脉阻断标志。

[0009] 通过探测动脉波动的变化,将动脉波动视为动脉血液流动标记的方法来手动测量肢体阻断压力从而确定止血压力的技术手段如下:

操作者将止血带的压力从零开始慢慢上升,同时检测止血带远端肢体上的动脉波动,一直到动脉波动消失。此时的止血带袖带压力为上升测量模式的肢体阻断压力值。

[0010] 另一种手动方式是:操作者将压力先打到足够高的压力,然后将止血带袖带的压力慢慢下降,同时检测止血带远端肢体上的动脉波动,一直到动脉波动消失。此时的止血带袖带压力为下降测量模式的肢体阻断压力值(LOP)。

[0011] 对于这种手工测量模式,即使在最佳的条件下,对于一个培训过的,有经验的和发

挥稳定的操作者来说,使用精确和灵敏的探测血流搏动的设备,能精确地测量肢体阻断压力值,其测量过程所需消耗的时间和工作量,在具体手术时也是值得考虑的。

[0012] 在现有技术的一些止血带系统中,有具备自动测量肢体阻断压力功能(LOP)的类型。具备自动测量功能(LOP)的止血带系统有 美国专利 5439477 、美国专利 5556415 和美国专利 7479154B2。

[0013] 在这些专利中,利用光电容积标记术原理,以此为血流探测传感器,在肢体远端来探测血液流动。

[0014] 通过以上所述的探测原理,自动执行以上所述的手动方式的技术手段,系统自动测量得到肢体阻断压力值(LOP),通过加上一个压力常数,构成一个“推荐止血压力值”以供医护人员参考。

[0015] 例如在美国 专利 7479154B2 专利中,迈克爱文和杰默生描述了一种自动测量肢体阻断压力(LOP)的止血带系统,该专利的技术不会导致在肢体阻断压力的测量过程中带来二次损伤,测量过程中有相对高的测量成功率,和相对快速的测量时间使得测量过程本身不会破坏或者延误手术室内的其他正常工作,所测得的压力精度足够满足医护人员的要求被用于理想地设置止血带压力以有利于手术过程。但利用光电容积标记术原理来进行肢体阻断压力(LOP)的测量,存在以下一些问题:1、必须存在一个光电血液流动传感器,且该探测血液流动的传感器必须位于止血带肢体远端,由于止血带袖带下的血流传播到远端有一个时间差,袖带止血压力和止血检测不同步的这个时间差会影响测量精度。2、在肢体阻断压力测量过程中,如果静脉回流已阻断,动脉血流未阻断,血液将淤积。在测量期间的残留血液体积的增加,将在光体积描记法中,导致平均血液信号有显著变化。这样的明显变化将导致合理的动脉波动探测困难或者变得不可探测,可造成测量时间的延长或测量的不成功。

发明内容

[0016] 本发明所要解决的技术问题是提供一种结构设计合理、能自动进行肢体阻断压力测量和止血参考压力确定、止血效果好、止血压力恰当、能有效检测止血环套的捆扎位置是否有效的电动气压止血带。

[0017] 本发明解决上述技术问题所采用的技术方案是该电动气压止血带,主要由以下部件组成:

可以充胀的止血环套,该止血环套缚扎于生命体的止血部位;

压力传感装置,用于获取止血环套中的压力信号;

加压装置,用于对止血环套进行加压;

减压装置,用于对止血环套进行减压;

压力调节装置,用于控制加压装置和减压装置以调节止血环套的压力;

静压力滤波装置,用于从压力传感装置中获取的压力信号中产生静压力信号;

动脉脉动滤波装置,用于从压力传感装置中获取的压力信号中产生动脉脉动信号;

肢体阻断压力测定装置,用于测定肢体阻断压力;

止血参考压力确定装置,用于确定止血参考压力。

[0018] 作为优选,本发明所述的肢体阻断压力测定装置,通过控制压力调节装置,当探测

到的所述动脉脉动信号幅度小于一个预先确定的阈值时,测定此时的止血环套内的压力值为肢体阻断压力。

[0019] 作为优选,本发明所述的肢体阻断压力测定装置,通过控制压力调节装置,当探测到的所述动脉脉动信号幅度最大时,根据此时的止血环套内的压力值,以预定的函数关系计算肢体阻断压力。

[0020] 作为优选,本发明所述的肢体阻断压力测定装置包括一个血压测定装置,根据血压测定装置所测定的血压,以预定的函数关系计算肢体阻断压力。

[0021] 作为优选,本发明所述的止血参考压力确定装置,根据肢体阻断压力,以预定的函数关系确定止血参考压力。

[0022] 作为优选,本发明所述的气压止血带还设置有输入装置,用于输入用户控制信息。

[0023] 作为优选,本发明所述的止血参考压力确定装置,可以由用户通过输入装置来确定止血参考压力。

[0024] 作为优选,本发明所述的气压止血带还设置有报警装置,当肢体阻断压力测量过程中,如果没有探测到动脉脉动,产生一个明显可察觉的报警指示。

[0025] 本发明同已有的技术相比,具有以下优点和特点:1、能判断测量不成功是否由于止血环套没有正确压迫到动脉,从而可以提醒操作者进行重新缚扎。2、测量原理决定,测量期间,止血带远端肢体内的血液残留及其累积,对测量无影响。3、测量时间短,能够自动化进行,为手术争取时间。4、能判断止血带下的血液流动。如果没有判断到血液的流动,就可以判断出不可止血。5、设备简单可靠。

附图说明

[0026] 图1为本发明的结构示意图。

[0027] 图2为本发明的控制装置的基本控制功能的示意图。

[0028] 图3为当图2中所示的压力调节装置连续降低环套压力的压力控制模式下,检测到的动脉脉动波形的变化曲线图。

[0029] 图4为当图2中所示的环套压力调节装置阶梯提高环套压力的压力控制模式下,检测到的动脉脉动波形的变化曲线图

图5是代表作为图2中所示的基本控制功能的肢体止血参考压力测定程序的流程图。

[0030] 图6是另一代表作为图2中所示的基本控制功能的肢体止血参考压力测定程序的流程图。

[0031] 图7是再一代表作为图2中所示的基本控制功能的肢体止血参考压力测定程序的流程图。

[0032] 标号说明:止血环套管子10、患者肢体11、止血环套12、压力传感装置13、加压装置14、减压装置15、静压力滤波装置16、动脉脉动滤波装置17、控制器18、报警装置19、输入装置20、显示装置21、压力调节装置30、肢体阻断压力测定装置31、止血参考压力确定装置32。

具体实施方式

[0033] 下面结合实施例对本发明做进一步的详细说明,以下实施例是对本发明的解释而

本发明并不局限于以下实施例。它是为了解释本发明的原理及其应用和实际使用而选择和加以说明的,从而使其他的领域内一般技术人员能够利用本发明。

[0034] 实施例 1:

在图 1 中,电动气压止血带 包括一个止血环套 12、压力传感装置 13、静压力滤波装置 16、动脉脉动滤波装置 17、控制器 18 和加压装置 14 及减压装置 15。

[0035] 止血环套 12 缚扎在患者肢体 11 的某个特定部位,通过止血环套管子 10 和压力传感装置 13、加压装置 14、减压装置 15 连接。加压装置 14 可以是气泵,接受压力调节装置 30 的控制信号对止血环套 12 提供的增压空气。减压装置 15 可以是一个或一组电磁阀,接受压力调节装置 30 的控制信号,从止血环套 12 排放该增压空气,从而控制止血环套 12 中的空气压力。

[0036] 如图 1、2 所示,压力传感装置 13 检测止血环套 12 中的空气压力,并向静压力滤波装置 16 和动脉脉动滤波装置 17 提供一个代表被测空气压力的压力信号 SP。静压力滤波装置 16 包括一个低通滤波器,该低通滤波器从压力信号 SP 中提取一个代表被测空气压力的静分量即止血环套 12 的压紧压力(此后称为环套压力 PC)的环套压力信号 SC。

[0037] 动脉脉动滤波装置 17 包括一个带通滤波器,该带通滤波器从压力信号 SP 中提取一个代表作为被测空气压力的具有特定频率的震荡分量的动脉脉动信号 SM。因为该动脉脉波指示止血环套 12 的压力的震荡,所以动脉脉动滤波装置 17 起一个动脉脉动检测装置的作用。

[0038] 压力传感装置 13 检测止血环套 12 中的空气压力所提供的代表被测空气压力的压力信号 SP,可以是模拟信号,也可以是数字信号。当 SP 为模拟信号时,静压力滤波装置 16 和动脉脉动滤波装置 17 为模拟电路,其所提取的环套压力信号 SC 和动脉脉动信号需经过 A/D 转换。当 SP 为数字信号时,静压力滤波装置 16 和动脉脉动滤波装置 17 为相应的数字信号处理装置。

[0039] 控制器 18 主要由一台微型计算机提供,包括一个中央处理器、一个只读存储器 (ROM)、一个随机存取存储器 (RAM)、A/D 转换模块 和 I/O (输入 / 输出)口,而中央处理器 按照预先存储在只读存储器 中的程序同时利用随机存取存储器 的数据存储功能来处理信号。中央处理器 从 I/O 口向加压装置 14 和减压装置 15 输出驱动信号,从而控制其各自的操作,并由此控制止血环套 12 的空气压力。此外,中央处理器处理提供给 控制器 18 的各种压力信号,从而可以测定止血环套 12 的血压 BP、计算肢体阻断压力 LOP 和环套止血参考压力 T P。中央处理器也响应于输入装置 20 提供给控制器 18 的控制信号,进行各种控制,并控制显示装置 21 来显示各种压力以及时间等信息。

[0040] 图 2 是用于说明 控制器 18 的基本控制功能的示意图。压力调节装置 30 在止血参考压力测定过程中,按照肢体阻断压力测定装置 31 提供的指令信号并根据由静压力滤波电路 16 提供的环套压力信号 SC,利用压力调节装置 30 来控制连接于其上的加压装置 14 和减压装置 15,从而按照原先内置的方式改变环套压力 PC。如下所述为可能的预先内置的方式的一种示例:首先,压力调节装置 30 将环套压力 PC 迅速升高到一个规定的目标压力 PC0 (如 280mmHg),并随后以约 4mmHg / 秒的速率缓慢地降低环套压力 PC。

[0041] 肢体阻断压力测定装置 31 根据由动脉脉动滤波装置 17 和静压力滤波装置 16 分别提供的环套压力信号 SC 和动脉脉波信号 SM 来测定环套压力 PC 的变化和动脉脉波的接

连心搏同步脉波的各自幅度的变化,当环套压力 PC 由压力调节装置 30 控制而变化时,如上所述,环套压力 PC 缓慢降低,肢体阻断压力测定机构 31 可以包括一个血压测定装置,按照熟知的示波算法测定患者肢体 11 的应用止血环套 12 的血压值即收缩血压 BP_{sys}、平均血压 BP_{mean} 和舒张血压 BP_{dia}。

[0042] 在肢体阻断压力测定装置 31 测定血压值后, 提供血压值比如收缩血压 BP_{sys}, 按照预先确定的函数关系计算确定肢体阻断压力 LOP, 比如 $LOP = \text{收缩血压 BP}_{\text{sys}}$ 。

[0043] 止血参考压力确定装置 32, 在肢体阻断压力的基础上, 按照预先确定的函数关系确定止血参考压力 TP 比如 $TP = LOP + 50 \text{mmHg}$ 。

[0044] 然后 压力调节装置 30 将环套压力 PC 释放到大气压。

[0045] 如下所述为另一个可能的预先内置的方式的一种示例: 首先, 压力调节装置 30 将环套压力 PC 升高到一个预先确定的阈值 1 (如 70mmHg), 然后测量记录动脉脉波信号 SM 的幅度, 如果动脉脉波信号 SM 的幅度大于一个预先确定的阈值 2, 则将环套压力上升一个增量(如 10mmHg), 然后再测量记录动脉脉波信号 SM 的幅度。当动脉脉波信号 SM 的幅度小于预先确定的阈值 2 时, 确定此时的环套压力信号 SC 所代表的环套压力 PC 为肢体阻断压力 LOP。

[0046] 如下所述为第 3 个可能的预先内置的方式的一种示例: 首先, 压力调节装置 30 将环套压力 PC 升高到一个预先确定的阈值 3 (如 400mmHg), 然后测量记录动脉脉波信号 SM 的幅度, 并按一个增量(如 10 mmHg)降低环套压力 PC, 测量记录动脉脉波信号 SM 的幅度。当动脉脉波信号 SM 的幅度被判断为最大值时, 确定此时的环套压力信号 SC 所代表的环套压力 PC, 并在对此环套压力按预定的函数关系进行运算, 确定为肢体阻断压力 LOP。比如 $LOP = PC + 120 \text{ mmHg}$ 。

在肢体阻断压力测定过程中, 可以在特定步骤进行动脉脉动信号 SM 有无的判断, 当出现无动脉脉动信号 SM 时, 控制器 18 通过报警装置 19 产生一个可察觉的报警指示。以供操作者注意是否存在止血环套放置位置错误等情况, 以避免气压止血带的可能的使用危险。

[0047]

图 3 是表示当图 2 中所示的环套压力调节机构 30 连续降低环套压力的压力控制模式下, 检测到的动脉脉波波形的变化曲线图。

[0048] 图 4 是表示当图 2 中所示的环套压力调节机构 30 阶梯提高环套压力的压力变化模式下, 检测到的动脉脉波波形变化曲线图。

[0049] 图 5、图 6、图 7 是代表作为图 2 中所示的控制器 18 的基本控制功能的一部分的肢体止血参考压力确定程序的流程图。 控制器 18 在步骤 S1 通过 输入装置 20 得到启动测量按键的指令后, 在步骤 S2, 控制加压装置 14 和减压装置 15, 从而迅速增大环套压力 PC。在步骤 S3, 控制器 18 判断环套压力 PC 是否到达一个规定的目标压力 PC₀ (如 280mmHg)。环套压力 PC 到达目标压力 PC₀ 后, 在步骤 S4, 控制器 18 开始控制环套压力 PC 以约 4mmHg / 秒的速率缓慢地降低。

[0050] 随后, 在步骤 S5 处, 控制器 18 读入由静压力滤波装置 16 提供的环套压力信号 SC 和由动脉脉动滤波装置 17 提供的动脉脉波信号 SM。

[0051] 随后, 在步骤 S6 处, 控制器 18 执行血压测定程序。具体地说, 控制器 22 中的肢体压力阻断测定装置中内含的血压测定装置, 根据在 S5 处读入的环套压力信号 SC 和动脉

脉波信号 SM 来测定环套压力 PC 的各个值和动脉脉波的相关的心搏同步脉搏的各个幅度,按照熟知的示波血压测定算法,来测定肢体的血压值即收缩血压 BP_{sys}、平均血压 BP_{mean}和舒张血压 BP_{dia}。

[0052] 在步骤 S7 处,控制器 18 判断是否已经完成测定所有血压值。如果作出负的判断,那么控制回到步骤 S5 处,从而继续读入环套压力信号 SC 和动脉脉波信号 SM,并继续执行血压测定程序。如果在步骤 S7 处作出正的判断,那么控制进到步骤 S8。

[0053] 在步骤 S8 处,控制器 18 中的肢体阻断压力测定装置 31 和止血参考压力确定装置 32 根据预先确定的以血压值为自变量的函数关系来计算肢体阻断压力 LOP 和止血压力 TP。比如,直接以收缩血压 BP_{sys} 作为肢体阻断压力 LOP,即 $LOP=BP_{sys}$,在 LOP 的基础上直接加一个常量(比如 50mmHg)作为肢体止血压力值 TP,即 $TP=LOP+50\text{mmHg}=BP_{sys}+50\text{mmHg}$ 。也可以通过对其他血压值(如平均血压 BP_{mean} 和舒张血压 BP_{dia})通过某种函数关系来计算计算肢体阻断压力 LOP 和止血压力 TP。比如 $LOP=BP_{mean}+30\text{mmHg}$, $TP=LOP+50\text{mmHg}=BP_{mean}+30\text{mmHg}+50\text{mmHg}$ 等等。

[0054] 随后,在步骤 S9 处,控制器 18 控制显示装置 21 来显示肢体阻断压力 LOP 或者肢体止血压力 TP 以供操作者参考。操作者可以通过输入装置 20 对肢体止血压力 TP 进行修改,也可以直接采用肢体止血压力 TP 进行随后的止血带外科应用。

[0055] 在步骤 S10,测量结束后,控制器 18 将环套压力 PC 释放到大气压,由此结束对肢体止血压力的测定,可以通过止血带其他参数的设定,比如止血带使用时间,来启动气压止血带的外科应用。

[0056] 此外,需要说明的是,本说明书中所描述的具体实施例,其配方、工艺所取名称等可以不同。凡依本发明专利构思所述的构造、特征及原理所做的等效或简单变化,均包括于本发明专利的保护范围内。本发明所属技术领域的技术人员可以对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,只要不偏离本发明的结构或者超越本权利要求书所定义的范围,均应属于本发明的保护范围。

[0057] 虽然本发明已以实施例公开如上,但其并非用以限定本发明的保护范围,任何熟悉该项技术的技术人员,在不脱离本发明的构思和范围内所作的更动与润饰,均应属于本发明的保护范围。

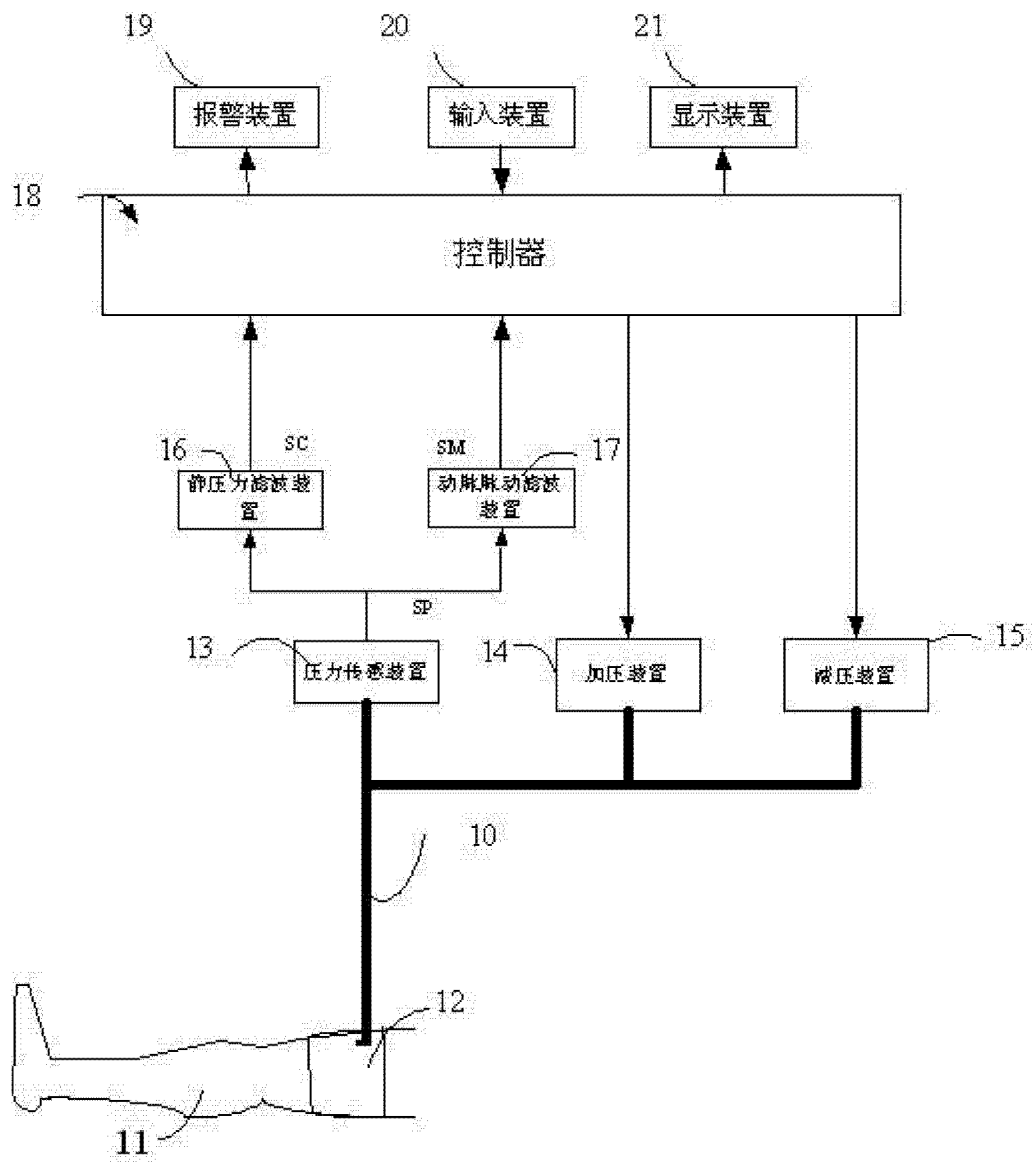


图 1

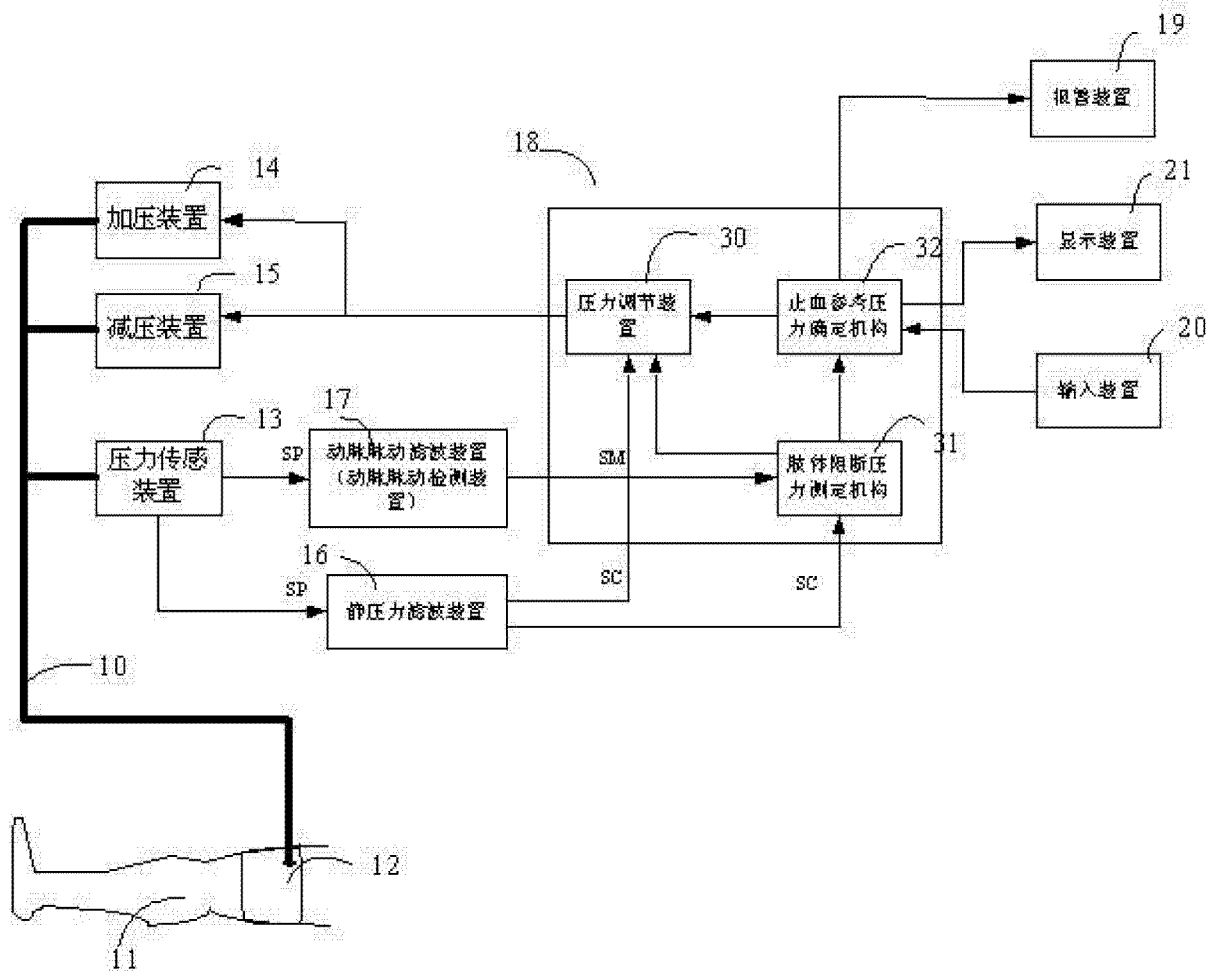


图 2

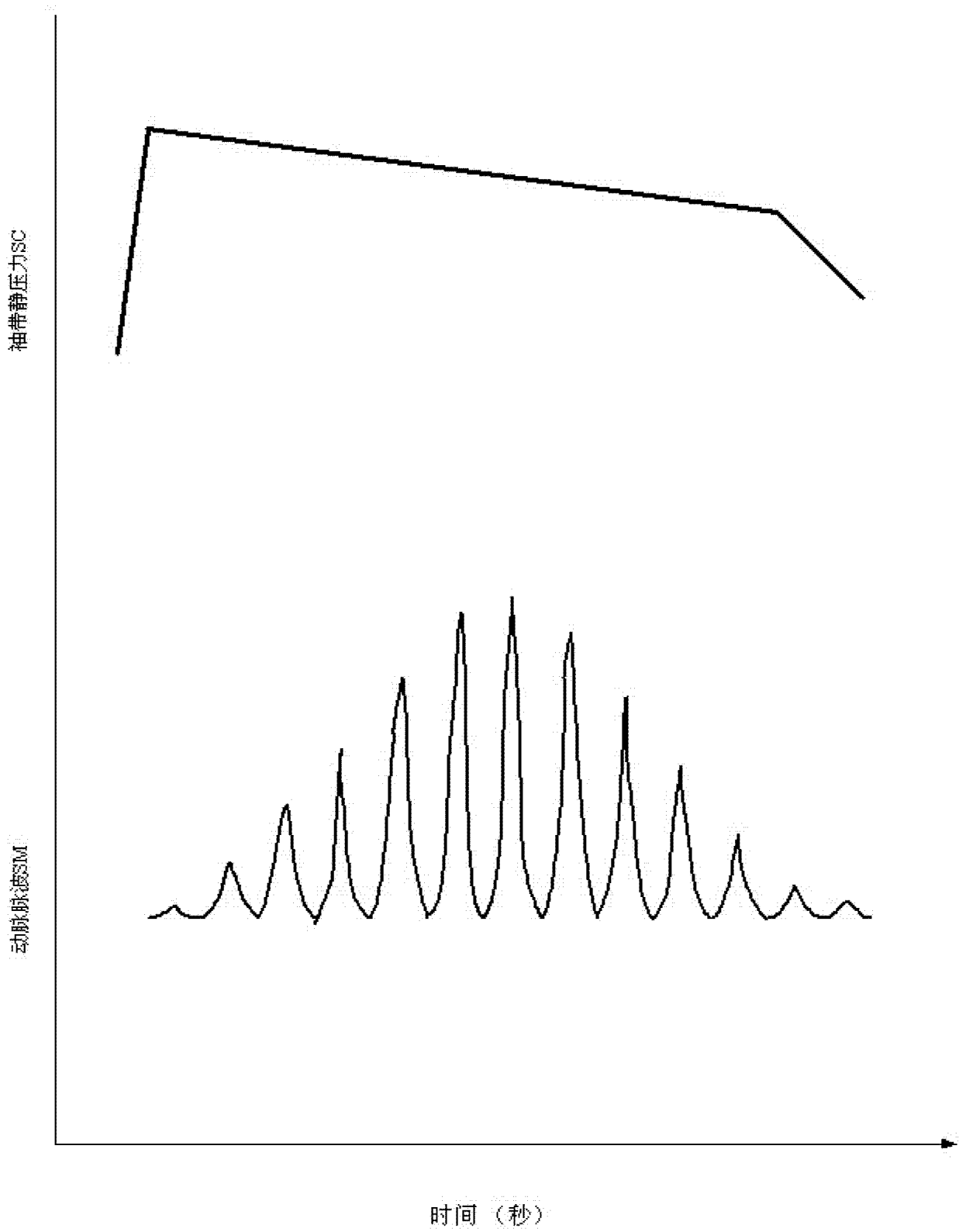


图 3

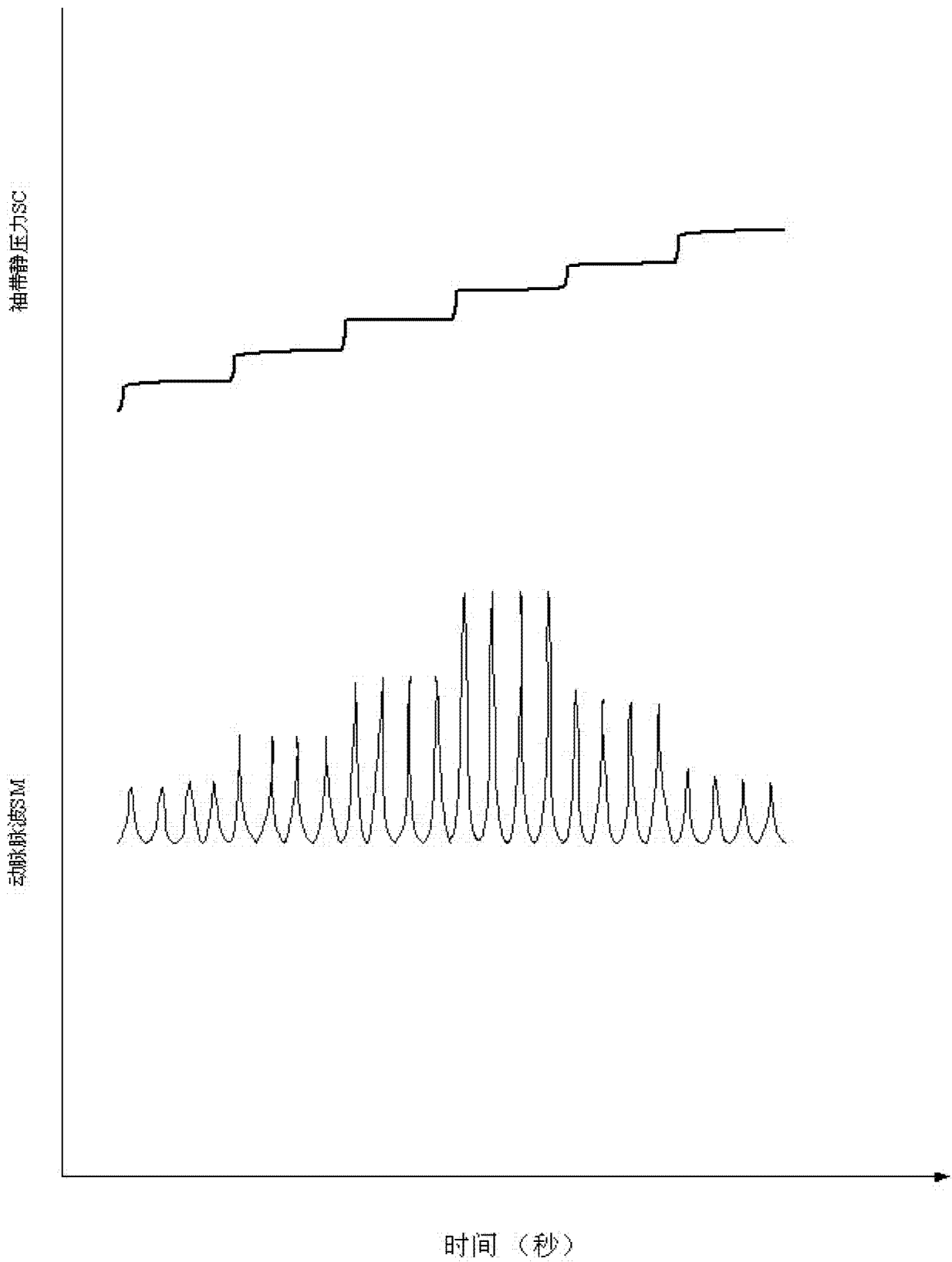


图 4

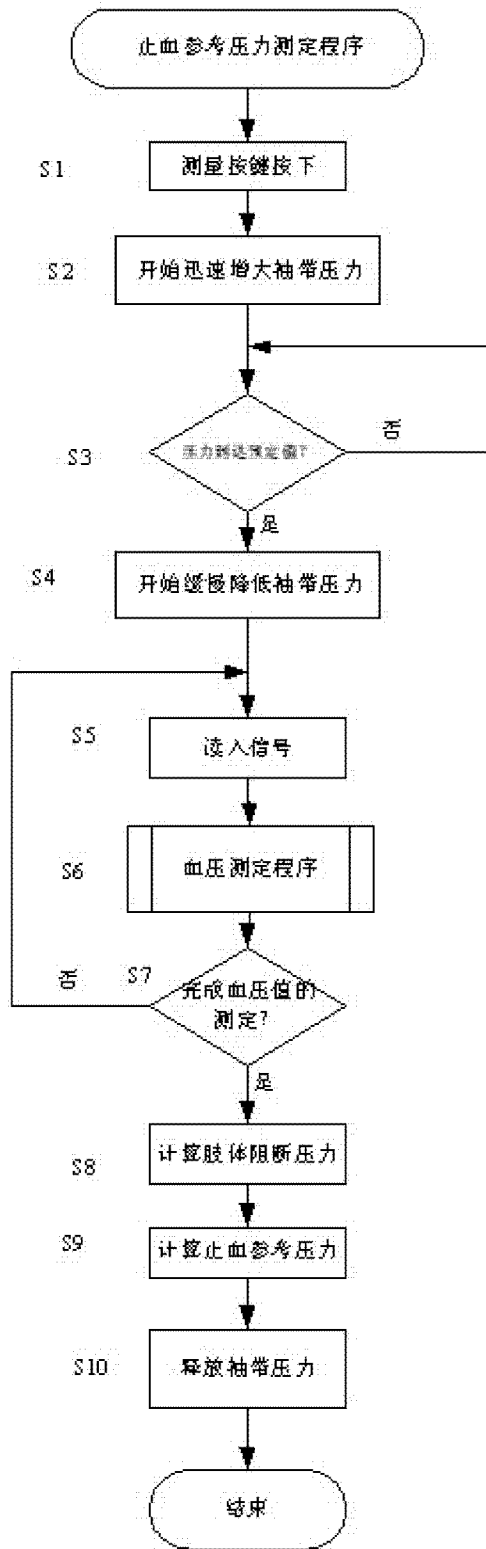


图 5

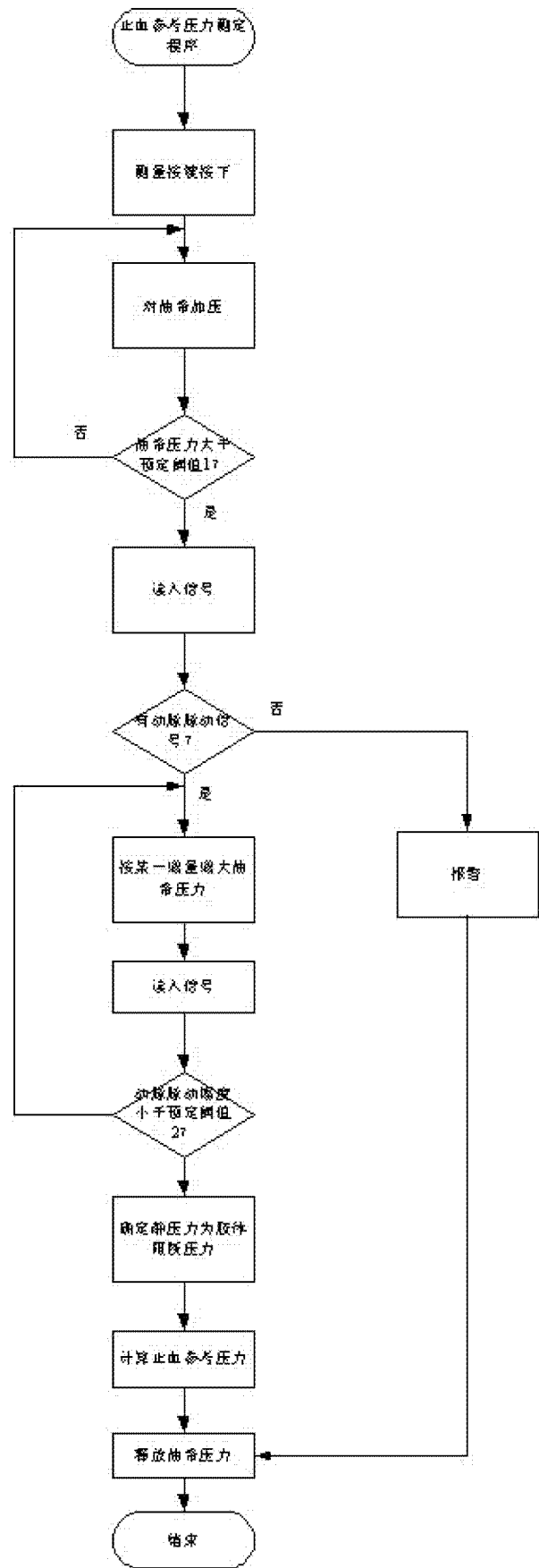


图 6

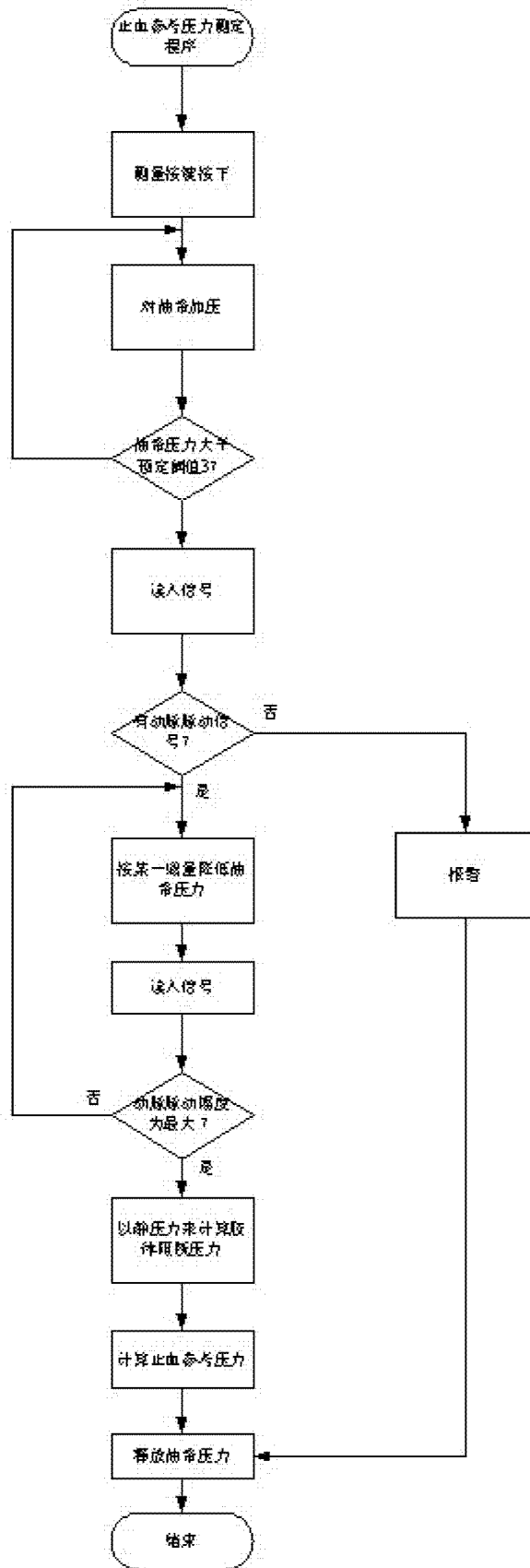


图 7