

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101138492 B

(45) 授权公告日 2012. 12. 12

(21) 申请号 200710149092. X

CN 1486674 A, 2004. 04. 07, 全文.

(22) 申请日 2007. 09. 07

US 6582374 B2, 2003. 06. 24, 全文.

CN 1237885 A, 1999. 12. 08, 全文.

(30) 优先权数据

11/470, 698 2006. 09. 07 US

审查员 鲍旭日

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 S·科卢里 L·T·赫尔什

R·梅德罗 H·门斯霍斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 刘健 梁谋

(51) Int. Cl.

A61B 5/022(2006. 01)

A61B 5/0225(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1585535 A, 2005. 02. 23, 全文.

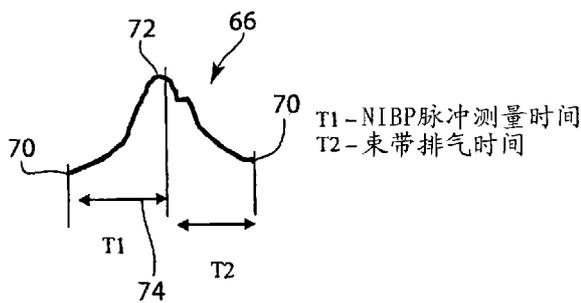
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

利用 SpO₂ 体积描记信号减少 NIBP 确定时间的方法和系统

(57) 摘要

用于操作无创血压监测器 (10) 的方法和系统, 所述方法和系统利用了 SpO₂ 体积描记信号 (60) 以减少获得对患者血压的评估所需要的时间。在 NIBP 监测器 (10) 的操作过程中, NIBP 监测器利用 SpO₂ 体积描记信号 (60) 为每个与患者心跳相关的脉冲确定定时周期 (74) 和排气周期。一收到振荡脉冲 (66), NIBP 监测器 (10) 就开始在定时周期 (74) 内确定振荡振幅 (44) 并在紧接着定时周期 (66) 的排气周期内对血压束带 (12) 进行排气。优选地, 排气周期发生在计算振荡脉冲振幅 (44) 所用的同一振荡脉冲 (66) 期间以减少从患者 (16) 获得血压评估所需的时间量。



1. 无创血压监测器在制备联合血压监测器系统中的应用,所述联合血压监测器系统包括具有血压束带的无创血压监测器,所述血压束带被置于患者上;

其中所述监测器具有选择性地能充气 and 能排气的血压束带以及至少一个用于从患者处检测振荡脉冲的压力传感器,其中所述血压监测包括以下步骤:

获得患者的波形,所述波形具有一系列的时间-空间脉冲,每一个均代表患者的心跳;

分析波形以根据波形确定定时周期和排气周期;将压力束带充气至第一压力水平;

检测来自压力传感器的振荡脉冲中的一个的初始部分;

在振荡脉冲开始后,在定时周期期间确定在第一压力水平处的振荡脉冲的振幅;和

在排气周期期间将血压束带排气至第二压力水平,其中排气周期在定时周期之后;

其中:

定时周期从振荡脉冲上的舒张点持续到刚过振荡脉冲的收缩峰值;

排气周期是从刚过收缩峰值处持续到下一个振荡脉冲的舒张点。

2. 根据权利要求 1 所述的应用,其中定时周期是从患者心跳的舒张点到脉冲的峰值的时间量。

3. 根据权利要求 2 所述的应用,其中束带排气时间小于排气周期。

4. 根据权利要求 1 所述的应用,其中血压束带的排气发生在排气周期期间,所述排气周期与压力束带排气过程中的压力降低无关。

5. 根据权利要求 1 所述的应用,其中波形是从脉冲血氧计传感器收到的体积描记波形。

6. 根据权利要求 1 所述的应用,其中在每个无创血压振荡脉冲收缩峰后的下半段时间期间将血压束带排气至第二压力水平。

7. 根据权利要求 1 所述的应用,其中在每个压力水平仅检测单个振荡脉冲的振幅。

8. 根据权利要求 1 所述的应用,其中所述血压监测还包括以下步骤:

以一系列的压力梯级对压力束带进行排气,每个所述的压力梯级都是由排气周期确定的;

在每个压力水平确定单个振荡脉冲的振幅;和

以在每个压力水平确定的振荡脉冲的振幅为基础,确定患者的收缩压、平均动脉压和舒张压。

9. 无创血压监测器在制备联合血压监测器系统中的应用,所述联合血压监测器系统包括具有血压束带的无创血压监测器,所述血压束带被置于患者上;

其中,所述监测器具有选择性地能充气 and 能排气的血压束带以及至少一个用于从患者处检测振荡脉冲的压力传感器,其中所述血压监测包括以下步骤:

获得患者的体积描记波形,所述体积描记波形具有一系列的时间-空间体积描记脉冲,每一个均代表患者的心跳;

分析体积描记波形以确定定时周期;将血压束带充气至第一压力;在血压束带的第一压力水平处检测来自压力传感器的振荡脉冲的初始部分;

在振荡脉冲开始后,立即在定时周期期间确定振荡脉冲的振幅;

在定时周期之后在排气周期期间将血压束带排气至第二压力水平,其中排气在每个无创血压振荡脉冲收缩峰后的下半段期间发生;和

在无创血压监测器的处理器中储存振荡脉冲的振幅；

其中

定时周期从振荡脉冲上的舒张点持续到刚过振荡脉冲的收缩峰值；

排气周期是从刚过收缩峰值处持续到下一个振荡脉冲的舒张点。

10. 根据权利要求 9 所述的应用,其中所述血压监测还包括以下步骤：

以一系列的压力梯级对压力束带进行排气,每个所述的压力梯级都是由排气周期确定的；和

在每个压力梯级仅确定单个振荡脉冲的振幅。

11. 根据权利要求 10 所述的应用,其中所述血压监测还包括以下步骤：

对于同一患者心跳,确定在束带振荡脉冲与体积描记脉冲之间的时间微分；

在确定振荡脉冲的振幅之后,监测该时间微分内体积描记脉冲的存在；和

当在该时间微分内体积描记脉冲不存在时,放弃储存的振幅。

12. 根据权利要求 11 所述的应用,其中当体积描记波形是从脉冲血氧计传感器获得的时,时间微分是在振荡脉冲之后。

13. 根据权利要求 10 所述的应用,其中所述血压监测还包括以下步骤：

对于患者心跳,确定在束带振荡脉冲与体积描记脉冲之间的时间微分；

在确定振荡脉冲的振幅之后,监测该时间微分内体积描记脉冲的存在；和

取决于各种振荡和体积描记脉冲参数,赋予每个脉冲振幅权重因子。

14. 根据权利要求 13 所述的应用,其中所述血压监测还包括以下步骤：

根据无创血压脉冲的质量,给确定的无创血压脉冲振幅分配权重因子,如果权重因子比某些预设的阈值大,则脉冲将用于血压的计算；和

以在每个压力水平确定的振荡脉冲的振幅为基础,确定患者的收缩压、平均动脉压和舒张压。

15. 根据权利要求 9 所述的应用,其中将血压束带在排气周期期间排气,所述排气周期与血压束带内的压力降低无关。

16. 根据权利要求 9 所述的应用,其中排气周期是从体积描记脉冲峰值到下一个体积描记脉冲的舒张点的时间量。

17. 一种用于确定患者的血压的系统,其包括：

无创血压监测器,其包括中央处理器和显示器；

可置于患者上的血压束带,所述血压束带能通过无创血压监测器进行选择性地充气和排气；

与血压束带连接并且与中央处理器结合的压力传感器,所述压力传感器是可操作的以从患者处检测振荡脉冲；和

配置的传感系统以提供具有一系列时间 - 空间体积描记脉冲的体积描记波形,每一个体积描记脉冲都代表患者心跳；

其中中央处理器以一系列压力梯级控制压力束带由初始充气压力的排气,每个所述梯级都是通过由体积描记波形的体积描记脉冲确定的排气周期来定义的；

所述排气周期是从刚过收缩峰值处持续到下一个振荡脉冲的舒张点。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,其中所述传感系统是脉冲血氧计传感器。

利用 SpO₂ 体积描记信号减少 NIBP 确定时间的方法和系统

[0001] 发明的技术领域

[0002] 本发明大体上涉及自动血压测量仪器的操作方法。更具体的说,本发明涉及利用 SpO₂ 体积描记波形优化自动无创血压 (NIBP) 监测器的操作以减少确定患者血压所需的时间的方法。

[0003] 发明背景

[0004] 自动血压检测正迅速成为人体保健所采用的,在许多情况下,所必须的方面。这种监测器现在是急救室、加强和紧急护理单位、以及手术室的常规部分。

[0005] 测量血压的示波法包括在患者身体的手足部位,例如在患者的上臂周围施加可充气的束带。将所述束带充气至高于患者收缩压的压力,接着连续地或者以一系列的小的压力梯级逐渐地降低束带压力。用压力传感器测量束带压力,包括由心泵活动产生的压力脉动,所述心泵活动引起了束带下的动脉中压力和体积的变化。用来自压力传感器的数据计算患者的收缩压、平均动脉压 (MAP) 和舒张压。

[0006] 示波法测量血压的例子显示和描述于美国专利 Nos. 4, 360, 029 ;4, 394, 034 ;和 4, 638, 810 中,一般地将上述文献引入本发明。

[0007] 在使用传统 NIBP 检测系统的过程中,将血压束带置于患者手臂周围并充气至初始充气压力,该初始充气压力完全阻断了肱动脉以防止血液流动。接着将束带由初始充气压力逐渐地排气,在血液开始流过压力束带时压力传感器检测与患者心跳有关的压力脉冲。NIBP 监测器中利用的一般血压算法是以一系列的的压力梯级对压力束带排气,所述压力梯级是由用以操作 NIBP 监测器的算法确定的。例如,压力束带一般是以定额 (例如,8mmHg 或类似的值) 等压梯级的方式缩小的。血压束带的排气发生在已经为当前的压力梯级记录了 NIBP 振荡脉冲振幅之后。在这种方法中,束带压力的降低并不是与下一个血压脉冲的到达同步的。因此,现有技术的算法没有使束带排气的定时最佳化。

[0008] 在束带压力降低的过程中,系统检测到的振荡脉冲的振幅峰值通常将会从较低的水平增大到一个相对最大值,此后减小。这些振幅形成了患者的示波包迹。发现振荡脉冲具有最大值时的束带压力代表了患者的平均动脉压 (MAP)。接着由作为 MAP 振荡尺寸的预先确定的一部分,或者通过直接处理振荡复合的更复杂的方法而得出收缩和舒张压。

[0009] 在 Ramsey 专利中所阐述的梯级排气技术是操作的商用标准。大多数临床可接受的自动血压监测器利用了梯级排气原理。在使用时,将血压束带置于患者上并且操作者通常设定一个时间间隔,一般一到九十分钟,在该时间间隔内将要进行血压测量。在设定的时间间隔结束后,无创血压 (NIBP) 监测器自动地开始确定血压。

[0010] 通常,上面提到的专利中所描述的传统类型的 NIBP 监测器使用与每个压力梯级相匹配的振荡脉冲振幅作为从伪迹和噪音中区别出好的振荡的方法之一。特别是,在每个压力梯级都要比较两个振荡脉冲以确定脉冲是否在振幅上相似以及是否在其它属性上相似,所述其它属性例如形状、振荡曲线下的面积和斜率等。如果对振荡脉冲的比较在预先确定的限度内,则储存这两个脉冲的平均脉冲振幅和束带压力并且将压力束带排气至下一个压力水平。然而,如果对振荡脉冲的比较是不利的,则在前振荡脉冲的属性一般被忽略而储

存在后振荡脉冲的属性。监测器不会对血压束带排气而是等待另一个振荡脉冲与储存的振荡脉冲进行比较。继续该过程直至两个连续的振荡脉冲是匹配的或者超过了时间限度。

[0011] 虽然,上述梯级收缩技术可以消除或减少血压确定中的作用伪迹,但梯级排气工艺一般需要在每个压力梯级中检测两个振荡脉冲。即使当被检测的振荡脉冲非常干净并且没有伪迹的时候,为了控制每个梯级的压力水平,体积排气技术也具有固有延时。因此,进行血压确定所需的时间量将被该技术在每个压力梯级用于控制压力的时间所延长。希望提供一种系统和方法用以减少评估患者血压所需的时间量从而提高 NIBP 系统的性能。

[0012] 发明简介

[0013] 以下描述了一种用于检测患者血压的方法和系统,其利用了 SpO_2 体积描记波形以改善无创血压 (NIBP) 监测器的性能。所述联合血压监测器系统包括具有血压束带的 NIBP 监测器,所述血压束带被置于患者上。通过中央处理器使血压束带选择性地充气 and 排气,所述中央处理器控制着压缩空气对束带的可用率和从束带释放空气的阀门的位置。在血压束带的排气过程中,检测振荡脉冲并且中央处理器为每个脉冲计算脉冲振幅,所述振幅被用于计算患者的血压。

[0014] 所述联合系统进一步包括传感系统,其能够向中央处理器传送体积描记波形。优选地,是脉冲血氧计监测器,其包括置于患者手指上的手指探针传感器。然而,也可以考虑其它位置(脚/前额/耳朵)并且也可以使用其它传感技术例如束带中的反射、电阻或压电元素。脉冲血氧计监测器将包括了一系列 SpO_2 值的体积描记波形传送给 NIBP 监测系统的中央处理器。由于体积描记波形和由 NIBP 监测器的压力传感器检测到的振荡脉冲都直接地对应于患者的心跳,所以在两个信号每一个内的脉冲所持续的时间是相同的。因此,当分析 NIBP 波形内的振荡脉冲时,可以利用由一系列 NIBP 脉冲或体积描记波形确定的定时计算。

[0015] 以 NIBP 或体积描记波形为基础,NIBP 监测器的中央处理器计算与每位患者心跳有关的定时周期和排气周期。优选地,定时周期从振荡脉冲上的舒张点持续到刚过振荡脉冲的收缩峰值。继定时周期后,排气周期从刚过收缩峰值处持续到下一个振荡脉冲的舒张点。

[0016] NIBP 监测系统的中央处理器对 NIBP 波形内振荡脉冲的开始进行检测。只要一检测到振荡脉冲的开始,NIBP 监测器就从定时周期期间的脉冲中获得了振幅信息,所述定时周期持续到刚过振荡脉冲的收缩峰值处。由于振荡脉冲振幅是由从收缩点到收缩峰值确定的,所以收缩峰值之后的振荡脉冲部分对于振荡振幅的计算来说是不需要的。因此,只要定时周期届满,中央处理器就开始在排气周期对压力束带进行排气。在振荡脉冲排气周期期间对压力束带进行排气减少了利用 NIBP 监测系统对患者进行血压计算所需的时间量。

[0017] 在排气周期期间,血压束带的压力水平减少了从第一压力水平到第二压力水平的压力梯级。压力梯级的压力值是由允许排气阀保持开启的时间量确定的。因此,不同于其它现有的用来操作 NIBP 监测器的算法,本发明的算法是根据设定的时段而不是限定的压力梯级对压力束带排气。

[0018] 在各压力水平,由 NIBP 监测系统确定单一振荡的振幅。在振荡振幅确定后,NIBP 监测系统的中央处理器确定是否在时间微分 ΔT 内收到了来自振荡脉冲的相应的体积描记脉冲。如果在时间微分内收到了体积描记脉冲,则系统认为振荡脉冲是有效的而非伪迹。

然而,如果在时间微分内没有收到体积描记脉冲,则 NIBP 监测系统的处理器赋予所述脉冲振幅一个权重因子,该权重因子将导致脉冲振幅被从对患者血压的计算中有效地淘汰。替代性地,赋予每个脉冲振幅的权重因子可以取决于各种振荡和 / 或体积描记脉冲参数,例如与从 NIBP 波形中检测出的其它脉冲相比所述脉冲的大小、高度和形状。

[0019] 通过利用所描述的系统和方法,NIBP 监测系统能够减少从患者获得血压评价所需的时间量而没有牺牲测量的准确度。具体地说是,通过在由每个振荡脉冲获得了仅有一个的振幅尺寸时利用每个振荡脉冲的一部分来对压力束带排气,NIBP 监测系统能够显著的减少获得血压评估所需的时间量。

[0020] 附图简介

[0021] 附图显示了目前能考虑到的实施本发明的最佳方式。在附图中:

[0022] 图 1 是使用 NIBP 监测器和脉冲血氧计监测系统对患者进行血压监测的系统的方框图;

[0023] 图 2 是描述了操作 NIBP 监测器的现有技术方法的曲线,所述操作是通过在一系列压力梯级中的每一个处获得至少两个振荡脉冲振幅而进行的;

[0024] 图 3 显示了 NIBP 波形和 SpO₂ 体积描记波形的图形对比;

[0025] 图 4 是单一 NIBP 脉冲的详细图形;

[0026] 图 5A 和 5B 显示了对同一患者心跳的 NIBP 振荡和体积描记脉冲之间的时间微分;

[0027] 图 6 是显示了在 NIBP 振荡“排气周期”期间对血压束带排气定时的放大图形;以及

[0028] 图 7 是显示了本发明系统和方法所利用的操作程序的流程图,所述系统和方法使用 NIBP 监测器和脉冲血氧计传感器利用上述操作程序来确定患者的血压。

[0029] 发明详述

[0030] 图 1 粗略地显示了无创血压 (NIBP) 监测系统 10 的传统结构。NIBP 监测系统 10 包括血压束带 12,其被置于患者 16 的手臂 14 上。可以对血压束带 12 进行充气 and 排气从而使在完全充气条件下时能阻断患者 16 的肱动脉。当使用具有排气装置 20 的排气阀 18 对血压束带 12 排气时,动脉阻断得到逐渐减轻。由中央处理器 22 通过控制线 24 控制排气阀 18 对血压束带 12 的排气。

[0031] 通过管 28 将压力传感器 26 与血压束带 12 连接用于读取束带 12 内部的压力。根据传统的示波技术,压力传感器 26 被用于读取束带 12 中的压力振荡,所述压力振荡是由束带下动脉中的压力变化产生的。使用数字转换器类似物,通过连接线路 30,使中央处理器 22 获得来自压力传感器 26 的电振荡信号。

[0032] 通过管 34 连接压缩空气源 32,例如空气压缩机或压缩气筒。在一个包含空气压缩机的实施方式中,所述空气压缩机直接与管 38 联接。然而,如果是由压缩气筒提供压缩空气源,则在源 32 与管 38 之间设置充气阀 36。由中央处理器 22 通过控制线 24 来控制充气阀 36 的操作。因此,由中央处理器 22 通过排气阀 18 和充气阀 36 分别控制血压束带 12 的充气和排气。

[0033] 根据本发明原理的观点,振荡信号通过中央处理器 22 从第一压力传感器 26 到产生血压数据,以及任选地到拒绝伪数据的过程,可以根据以上参考的 Ramsey ‘029 和 ‘034 专利中现有技术的教导而实施。替代性地,可以根据美国专利 Nos. 4, 543, 962 中 Medero

等人、4,546,775 中 Medero、4,461,266 中 Hood, Jr 等人、4,638,810 中 Ramsey, III 等人、4,754,761 中 Ramsey III 等人、5,170,795 中 Ramsey III 等人、5,052,397 中 Ramsey III 等人、5,577,508 中 Medero 等人和 5,590,662 中 Hersh 等人的教导来确定血压,将所有这些一般提到的文献和其公开的内容一起在这里引入作为参考。在任何情况下,都希望使用任意的已知技术来确定每个束带压力下接收到的振荡复合的性质,从而使用生理学上相关的束带压力振荡来进行血压确定,所述束带压力振荡是由心跳而不是伪迹引起的。

[0034] 在图 1 显示的 NIBP 监测系统 10 的常规操作过程中,最初将血压束带 12 置于患者 16 上,一般地在受体上臂 14 的周围在肱动脉上。在测量周期开始时,将血压束带 12 充气到能完全阻断肱动脉的压力,即,防止血液在心动周期的任意时刻流经肱动脉。在图 2 中,初始充气压力标注为参数 40。

[0035] 在已经将血压束带充气至初始充气压力 40 后,通过中央处理器启动排气阀以一系列的压力梯级 42 对束带进行排气。虽然每个压力梯级 42 可以利用各种数值,但在示例性的实施例中,每个压力梯级 42 一般是约 8mmHg。

[0036] 在每个压力梯级 42 后,NIBP 监测系统检测并为当前束带压力水平记录两个振荡脉冲的振幅 44。压力传感器测量内部束带压力并提供表征血压振荡复合的模拟信号。复合信号的峰值由中央处理器内部确定。

[0037] 随着束带压力从初始充气压力的降低,NIBP 监测系统检测压力振荡 44 并为当前束带压力记录压力振荡。接着,NIBP 监测系统内的中央处理器能够计算 MAP 46,收缩压 48 和舒张压 50。

[0038] 如图 2 中的钟形曲线 45 所显示的,随着测量周期的进行,振荡脉冲的峰值振幅通常是单调增大至最大值,然后随着束带压力继续接近完全排气而单调减小的。束带压力振荡复合的峰值振幅以及相应的阻断-束带血压值被保存在中央处理器的存储器内。以已知的方式中,由中央处理器使用示波测量计算平均动脉压 (MAP) 46、收缩压 48 和舒张压 50。

[0039] 回头参考图 1,本发明的系统进一步包括用于从患者 16 获得体积描记波形的传感系统 52。在图 1 显示的发明的实施方式中,传感系统 52 是脉冲血氧计监测系统 54,该系统具有置于患者 16 上的手指探针 56 以确定患者 16 上的 SpO_2 值。

[0040] 脉冲血氧计监测系统 54 产生 SpO_2 体积描记信号,该信号通过通讯线路 58 被提供给 NIBP 监测系统 10 的中央处理器 22。除了为患者提供 SpO_2 值以外,脉冲血氧计监测器 54 还获得了体积描记波形 60 (图 3),该波形包括一系列的时间-空间脉冲 62,每个脉冲 62 都是由患者的心脏的一次跳动产生的。由于手指探针 56 被附于患者 16 上,脉冲血氧计监测系统 54 不断地监测患者并且产生具有一系列时间-空间脉冲 62 的连续的体积描记波形 60。

[0041] 如图 3 中所示,当激活 NIBP 监测系统以从患者获得血压时,NIBP 监测系统获得了 NIBP 波形 64,该波形也包括一系列的振荡脉冲 66,其中每一个振荡脉冲都对应于患者的心跳。由于体积描记波形 60 和 NIBP 波形 64 二者都包括一系列对应于患者心跳的空间脉冲,每个体积描记脉冲 62 的持续时间通常与振荡脉冲 66 的持续时间相当。然而,由于 NIBP 监测系统的血压束带一般处于比脉冲血氧计监测系统的手指探针更接近于患者心脏的位置,所以振荡脉冲 66 通常比相应的体积描记脉冲 62 领先一个时间微分 ΔT ,参见箭线 68。如果获得的 NIBP 波形 64 具有非常小的噪声或伪迹,则每个振荡脉冲 66 通常将领先相应的体积描记脉冲 62 相同的时间微分 ΔT 。当在一个压力梯级中 ΔT 保持恒定时,则 ΔT 随着束

带压力而变化并且产生了适当的公差以开启脉冲。

[0042] 正如前面所描述的,图 1 中显示的脉冲血氧计监测系统 54 向中央处理器 22 传递了包括一系列时间-空间脉冲的体积描记波形。一收到体积描记波形 60,中央处理器 22 就能够对波形内含有的每个脉冲进行各种定时计算。例如,如图 3 中较好地显示的,中央处理器能够为每个单独的体积描记脉冲 62 计算从舒张点 70 到收缩峰 72 的定时周期。在收缩峰 72 之后,中央处理器能够为下一个脉冲 62 确定从收缩峰 72 到舒张点 70 的时间量。由于中央处理器正在接受一连续系列的体积描记脉冲 62,所以中央处理器能够计算从舒张点 70 到收缩峰 72 的升高的平均值和随后的从收缩峰 72 到下一个舒张点 70 的降低的平均值。由于体积描记脉冲 62 在持续期间内对应于来自 NIBP 波形 64 的振荡脉冲 66,所以由体积描记脉冲计算的时间周期可以为 NIBP 监测系统 10 所利用以使 NIBP 监测系统的操作最佳化。

[0043] 虽然图 3 中显示的从舒张点 70 到收缩峰 72 的定时周期是由体积描记波形 60 计算得到的,但应该清楚,由于每个振荡脉冲 66 具有与体积描记脉冲 62 同样的持续时间,所以同样的定时周期也可以通过使用 NIBP 波形 64 计算得到。因此,定时周期,以及每个脉冲内其它的基于时间的周期,均可以由体积描记波形 60 或 NIBP 波形 64 计算。此外,基于脉冲的定时周期还可以由其它信号,例如 ECG 计算。

[0044] 现在参照图 4,其显示了从 NIBP 波形中分离出来的一般的 NIBP 振荡脉冲 66。如图 4 中所显示的,中央处理器能够计算箭头 74 所代表的定时周期 T1。时间周期 T1 从舒张点 70 开始并延续到刚刚超过振荡脉冲 66 的收缩峰 72。继定时周期 T1 后,中央处理器还能够计算排气周期 T2,其从紧接着定时周期 T1 开始并延续到下一个振荡脉冲 66 的舒张点 70。对于一般的患者,假设脉搏是每分钟六十下,定时周期 T1 将代表脉搏周期的约三分之一,而排气周期将代表脉搏周期的大约三分之二。因此,作为示例性的例子,定时周期 T1 将略大于 .33 秒,而排气周期, T2,将略小于 0.67 秒。当然,这些值将随着每个单独的患者而变化。

[0045] 正如前面所描述的,NIBP 监测系统获得了在患者血压测量过程中检测到的每个振荡脉冲的振荡脉冲振幅。脉冲振幅被测量为脉冲从先前的舒张点到脉冲峰(收缩峰 72)的高度。因此,如图 4 中清楚地显示的,NIBP 监测系统能够通过分析在定时周期 T1 期间来自压力传感器的信号而确定脉冲振幅,所述定时周期 T1 延续至刚超过收缩峰 72 处。在收缩峰 72 后,每个振荡脉冲 66 余下的部分是与确定振荡脉冲振幅无关的。根据本发明,振荡脉冲 66 余下的部分将被用来在排气周期 T2 期间对压力束带排气。

[0046] 现在参照图 6,其显示了当根据本发明操作 NIBP 监测系统时 NIBP 波形 64 和束带压力 76 的曲线图。最初,在第一振荡脉冲 66a 期间,束带压力 76 处于第一压力水平 78。在定时周期 T1 期间,NIBP 监测系统为振荡脉冲 66a 确定振荡脉冲峰值。

[0047] 只要定时周期 T1 结束,就将 NIBP 监测系统的排气阀打开,导致束带压力由第一压力水平 78 下降,如束带压力曲线 76 的下降部分 80 所示。具体地说是,将排气阀打开以束带排气时间 T2 的一段时间,并且以排气阀打开的时间为基础降低束带压力。如前面所表明的,束带排气时间 T2 是由 SpO₂ 体积描记波形计算得出的,并且被选择为略小于从收缩峰到下一个振荡脉冲 66b 的舒张点的时间周期。

[0048] 如图 6 所示,束带压力 76 在下一个振荡脉冲 66b 开始之前就降低到了第二压力水平 82。在第二振荡脉冲 66b 的定时周期期间,NIBP 监测系统再一次计算第二压力水平 82

的振荡脉冲振幅。在定时周期 T1 结束后,在排气周期 T2 期间,束带压力再一次降低直至压力达到第三压力水平 84。重复该过程直至 NIBP 监测系统将束带压力降低到舒张压以下,从而可以计算对患者的血压评估。

[0049] 在图 6 显示的本发明的实施方式中,78、82 和 84 各压力水平之间的每个压力梯级是被排气阀在排气周期 T2 期间从压力束带中释放压力的能力所控制的。每个压力水平之间压力降低的量,如箭线 86 所示,是被排气阀的物理特性所控制的。在发明的一个实施方式中,排气阀能够在大约 0.31 秒内降低 18 到 23mmHg 之间的压力水平。由于排气周期 T2 可以在 0.3-0.6 秒的范围内,所以来自每个压力水平的压力梯级可以在 18-23mmHg 之间。然而,应该清楚 NIBP 监测系统的处理器也能够控制排气阀以将压力水平降低到任意希望的压力量,只要降低血压束带压力的时间少于排气周期 T2。

[0050] 如上所述,NIBP 监测系统的功能是在每个压力水平 78、82 和 84 中仅记录单一的振荡脉冲振幅。此外,在每个振荡脉冲 66 的下半段内将束带压力水平降低到下一个压力水平从而能够接着记录下一个振荡脉冲的振荡脉冲振幅。与图 2 显示的 NIBP 监测系统的一般操作相比,以这种方式,能够大大地减少获得患者示波包迹所需的时间量。

[0051] 在以上描述的发明的实施方式中,束带排气时间 T2 被描述为是每个 NIBP 振荡脉冲收缩峰后的下半段时间。然而,可以预见束带排气时间可以小于周期 T2 以确保压力水平在下一个振荡脉冲开始以前已经稳定化。替代性地,排气时间可以增加到大排气周期 T2 的值,例如 $(T1+2*T2)$ 。如所描述的如果束带排气周期是延长的,则振荡脉冲振幅将接着由 NIBP 波形内每隔一个的脉冲获得。如果振荡脉冲振幅是由每隔一个的脉冲确定的,则从患者获得血压评估所需的时间量仍将比图 2 所显示的现有技术方法有显著的降低,现有技术方法需要从每个压力水平获得两个振荡振幅。

[0052] 当根据上述方法操作 NIBP 监测系统 10 时,将通过增加数量的压力水平而获得较大数量的振荡脉冲振幅,因为预计的各压力水平之间的压力梯级小于前面所述一般方法的压力水平之间的压力梯级。以这种方式,在较大数量的束带压力下将收集到非常多的脉冲振幅,其将产生更可靠的血压计算而没有损害处理速度。

[0053] 当以上述方式操作 NIBP 监测系统 10 时,与各压力水平匹配的脉冲振幅的概念被消除,因为在各压力水平仅获得了单一的压力振幅。由于 NIBP 脉冲波形中的不规则性可能是噪声或伪迹产生的,因此已经开发了分析各个振荡脉冲的迭代法。如先前所描述的并回头参照图 5,作为手指探针相对于血压束带的物理位置的结果,每个振荡脉冲 66 通常比相应的 SpO₂ 体积描记脉冲 62 领先一个时间微分 ΔT 。图 5a 和 5b 显示了由手指探针在患者的不同部位而产生的不同的 ΔT 。此外,还能够预见 SpO₂ 体积描记脉冲 62 也可以领先于束带振荡脉冲 66,这取决于束带和 SpO₂ 传感器的相对位置。

[0054] 在 NIBP 监测系统的操作过程中,NIBP 脉冲 66 的振荡脉冲振幅在中央处理器检测到 SpO₂ 体积描记脉冲 62 之前而得到确定。因此,中央处理器必须在检测到 SpO₂ 体积描记脉冲 62 之前储存 NIBP 脉冲 66 的脉冲振幅。根据发明优选的实施方式,中央处理器对体积描记波形进行监测以确定是否在时间微分 ΔT 加上或减去一定量的时间偏移量之内检测到了脉冲 62 (如前所述,该时间偏移量是足以满足 ΔT 随着束带压力或 SpO₂ 传感器位置的变化。 ΔT 的初始估计值可以在压力束带的充气过程中获得,也可以通过 NIBP 确定的级数获悉。) 如果在时间微分 ΔT 内检测到了 SpO₂ 体积描记脉冲 62,则 NIBP 脉冲 66 是有效

的并且在中央处理器的存储器内保留所储存的振幅和束带压力。然而,如果在时间微分内没有检测到 SpO_2 体积描记脉冲,则认为 NIBP 脉冲 66 是伪迹并且在 NIBP 确定过程中不会使用来自 NIBP 脉冲的振幅信息。

[0055] 作为在没有检测到 SpO_2 体积描记脉冲时完全拒绝 NIBP 振幅的替代方式,还可以给确定的 NIBP 脉冲振幅分配一个根据 NIBP 脉冲 66 的质量而确定的权重因子。例如,可以将 NIBP 脉冲 66 的大小、形状和振幅与先前收到的脉冲相比较,并且以脉冲的质量为基础分配给振幅尺寸一个权重值。预计权重因子可以在零到十的范围内,以先前的检测为基础,零是被完全拒绝的脉冲振幅,十是完全可接受的脉冲。如果权重因子比某些预设的阈值大,则脉冲将用于血压的计算。因此,即使体积描记脉冲的延迟不支持使用束带脉冲,其它标准可能更加重要并且对束带振荡振幅进行超控处理。

[0056] 虽然在优选的实施方式中已经与在每个脉冲的排气周期期间对压力束带排气的方法结合在一起描述了在时间微分 ΔT 内监测在 NIBP 脉冲前或后是否存在描记脉冲的方法,但是应该理解这两个方法可以彼此独立地实施。例如,可以使用传统的恒压梯级排气技术对压力束带进行排气,其中在每个压力梯级处检测单一的脉冲振幅。在束带排气的过程中,在时间微分 ΔT 内的对体积描记脉冲 62 的检测为脉冲振幅确定了权重因子。同样地,可以消除利用权重因子对每个脉冲振幅分类的观念,并且可以将其它分析脉冲振幅以确定是否应采用所述脉冲振幅的方法与在每个振荡脉冲排气周期期间的压力束带的排气结合。

[0057] 现在参照图 7,其显示了一个流程图,该流程图表明了根据本发明一个实施方式的 NIBP 监测系统的操作程序。如图 7 中所显示的,NIBP 监测系统连续地从脉冲血氧计监测器收到体积描记波形,如图中步骤 88。在步骤 90 中,NIBP 监测系统的中央处理器以作为体积描记波形一部分而收到的 SpO_2 脉冲为基础计算定时周期 T_1 和排气周期 T_2 二者。如所描述的,由 SpO_2 体积描记脉冲计算得到的定时周期 T_1 和排气周期 T_2 对应于图 4 中显示的束带振荡脉冲 66 内的相同时间周期。因此,在一个替代性的实施方式中,周期 T_1 和 T_2 可以通过 NIBP 振荡脉冲 66 计算。

[0058] 只要计算出了定时周期 T_1 和排气周期 T_2 ,NIBP 监测周期就在步骤 92 中开始了,并且中央处理器开始在步骤 94 中监测第一个振荡脉冲的起始部分。

[0059] 一收到第一个振荡脉冲,NIBP 监测系统的中央处理器就开始计算时间周期 T_1 期间的振荡脉冲振幅并在存储器内储存振荡脉冲振幅和当前的束带压力水平,如步骤 96 所示。紧接着定时周期 T_1 的终止,中央处理器打开排气阀在排气周期 T_2 内对压力束带进行排气。如先前所描述的,排气周期 T_2 是紧接着定时周期 T_1 的终止并直到下一个振荡脉冲的舒张点的时间量,如步骤 98 所示。替代性地,排气周期 T_2 可以略微地减少或增加,这取决于 NIBP 监测系统的操作。

[0060] 在步骤 99 中,随着对压力束带的排气,NIBP 监测系统的中央处理器开始检测到 SpO_2 体积描记脉冲的初始部分。一旦检测到所述脉冲,中央处理器就开始进行监测以确定是否在时间微分 ΔT 加上或减去小的偏移量内检测到了 SpO_2 体积描记脉冲,如步骤 100 所示。如在图 5 中所描述的,时间微分 ΔT 是恒定的并取决于血压束带和手指探针的物理位置。因此,如果振荡脉冲 66 是由真实的患者心跳产生的,则在时间微分 ΔT 内将跟随有相应的 SpO_2 脉冲 62。如果在时间微分 ΔT 内检测到了 SpO_2 体积描记脉冲,则在步骤 102 中处理器为储存的脉冲振幅分配一个以其它标准为基础的权重因子以确定束带脉冲是否将在

患者的血压计算中起作用。如果在 ΔT 期间内检测到了 SpO_2 体积描记脉冲,则在步骤 106 中仍会将一个权重因子分配给束带脉冲振幅,但该权重因子将比在适当时间内没有检测到 SpO_2 脉冲的权重因子高得多。

[0061] 如果在步骤 100 中检测到了 SpO_2 体积描记脉冲,则 NIBP 监测系统在步骤 106 中对脉冲的形状、大小和其它参数进行确定并给脉冲分配一个权重因子。如在现有技术中所熟知的,权重因子的分配可以以检测到的脉冲的各种参数为基础。

[0062] 在步骤 102 或 106 中分配了权重因子后,在步骤 108 中 NIBP 监测系统确定是否已经达到了舒张压。如果还没有达到舒张压,则系统系统返回到步骤 94 以检测下一个振荡脉冲。然而,如果已经达到了舒张压,则系统在步骤 110 中计算患者的血压。步骤 110 中的对患者血压的计算取决于记录的压力振幅和分配的权重因子。正如先前描述的专利中所描述的,以振荡脉冲振幅为基础计算患者的血压是熟知的。

[0063] 本编写的说明书利用实施例来公开本发明,包括最佳方式,并且还使任何的本领域技术人员都能够实施和使用本发明。本发明可取得专利权的范围是由权利要求所限定的,并且可以包括本领域技术人员能想到的其它实施例。意图将这样的其它的实施例也包括在权利要求的范围之内,如果它们具有的结构单元与权利要求中文字叙述的相同,或者如果它们包括与权利要求中文字叙述的结构单元无实质性区别的等同结构单元。

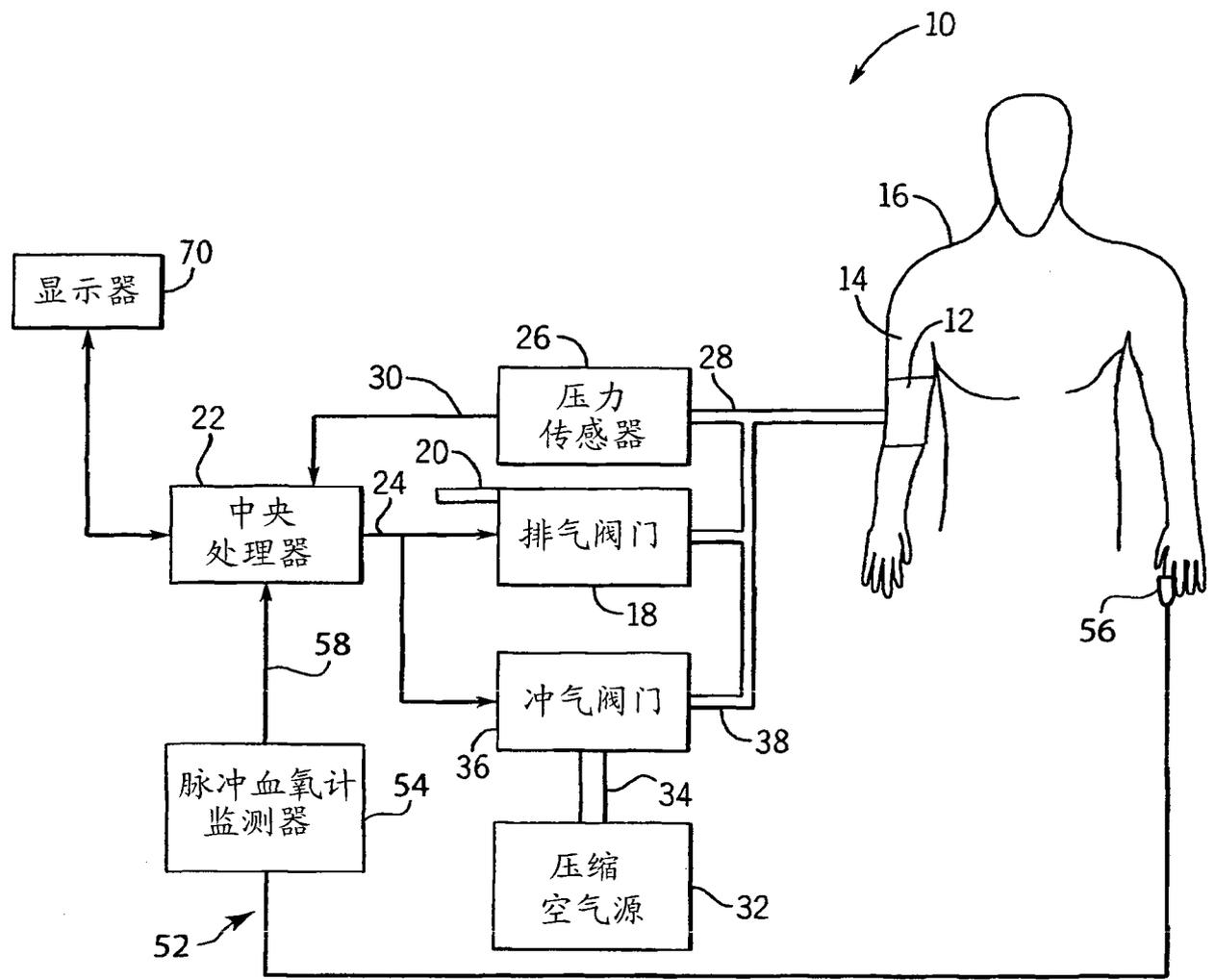


图 1

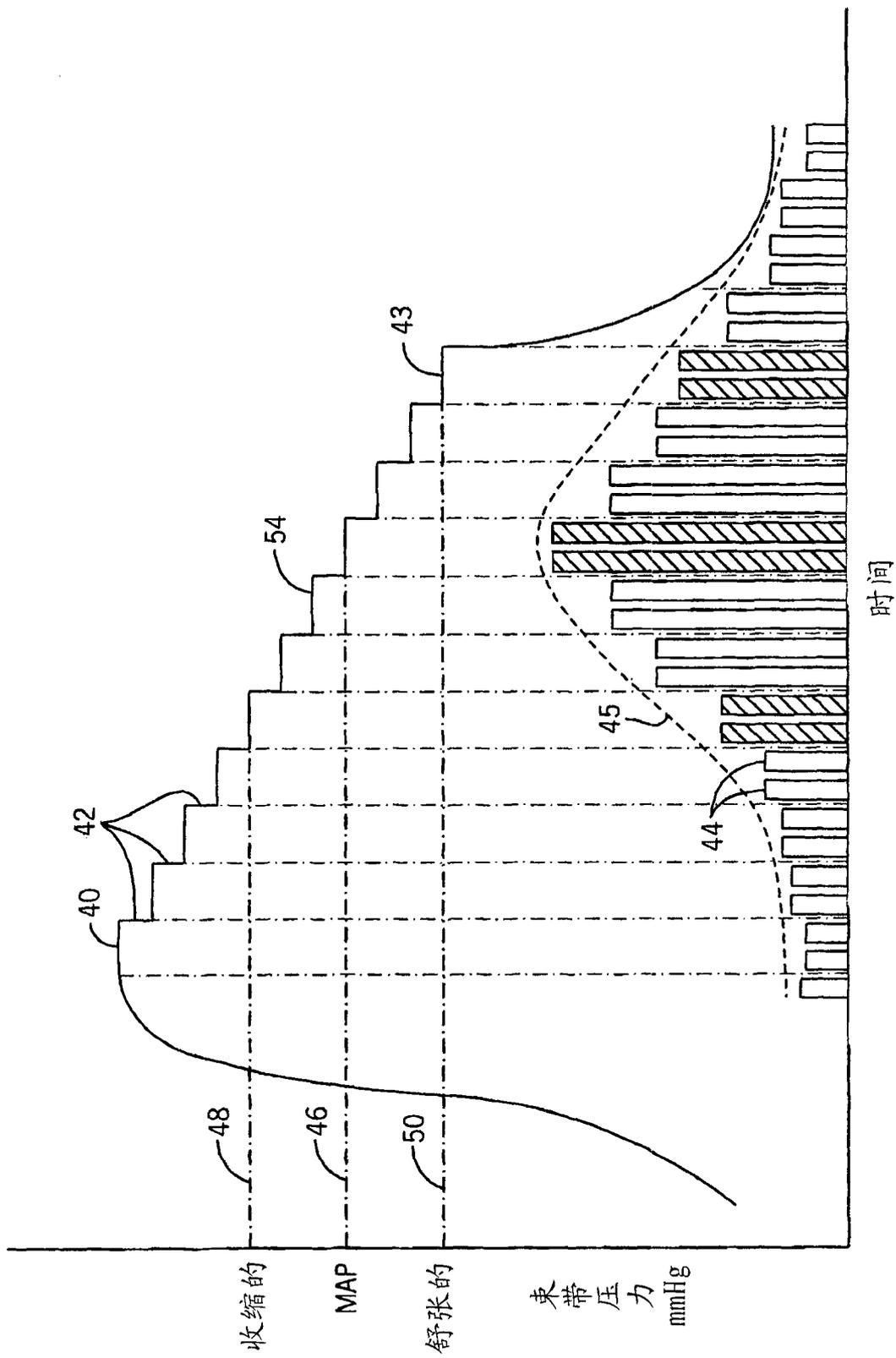


图 2
现有技术

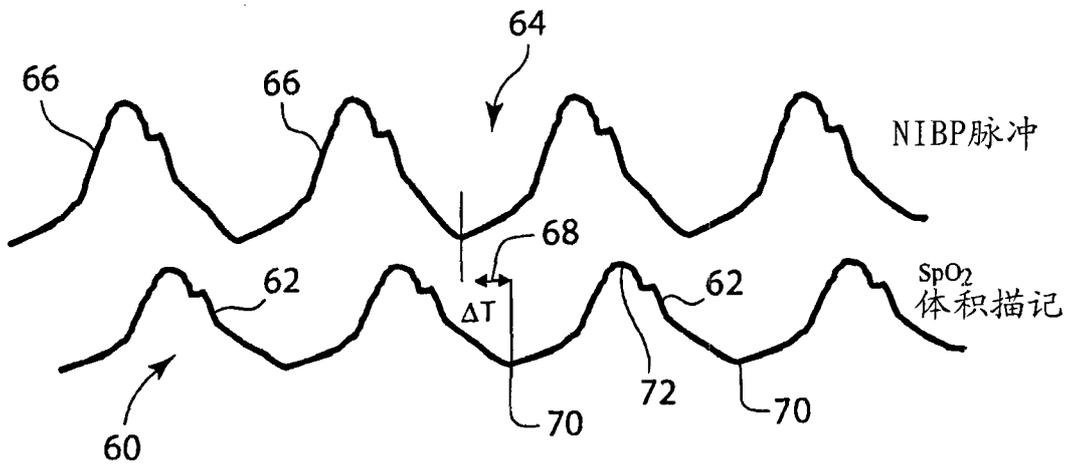


图 3

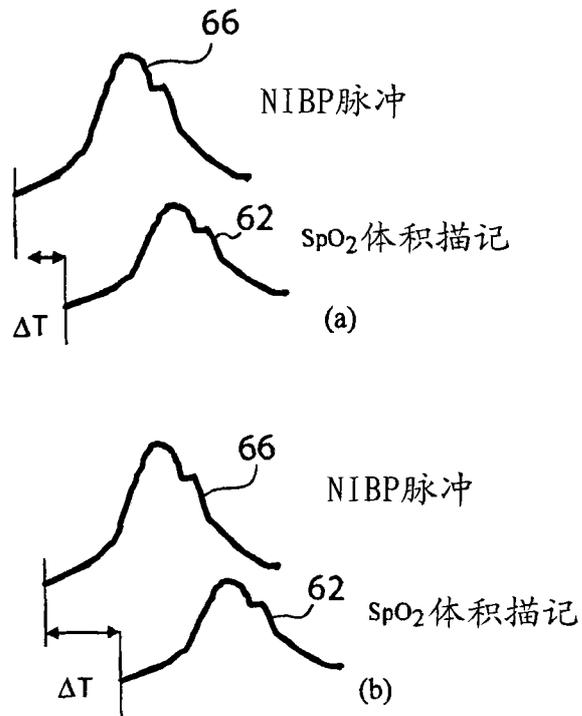


图 5

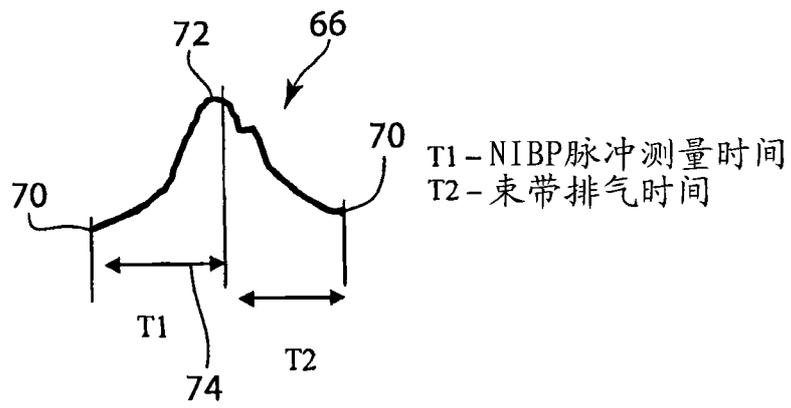


图 4

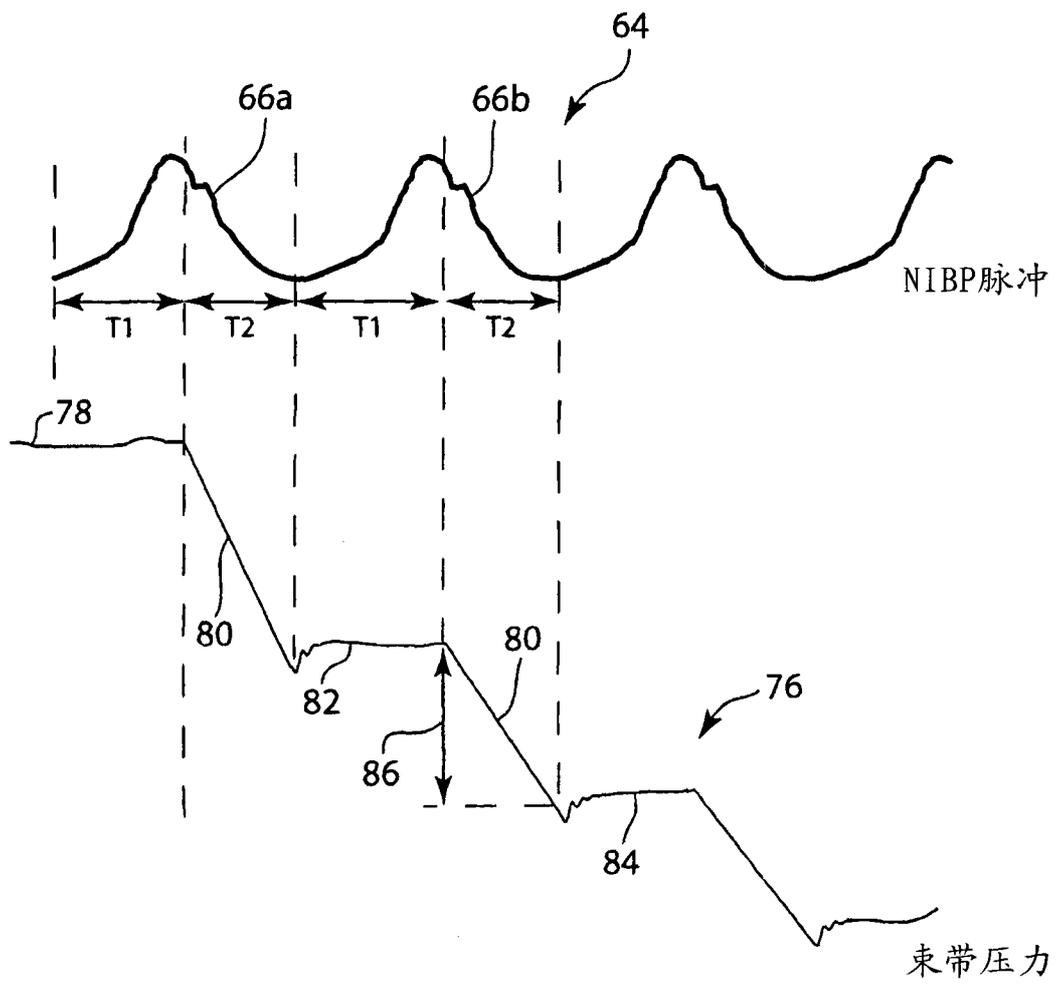


图 6

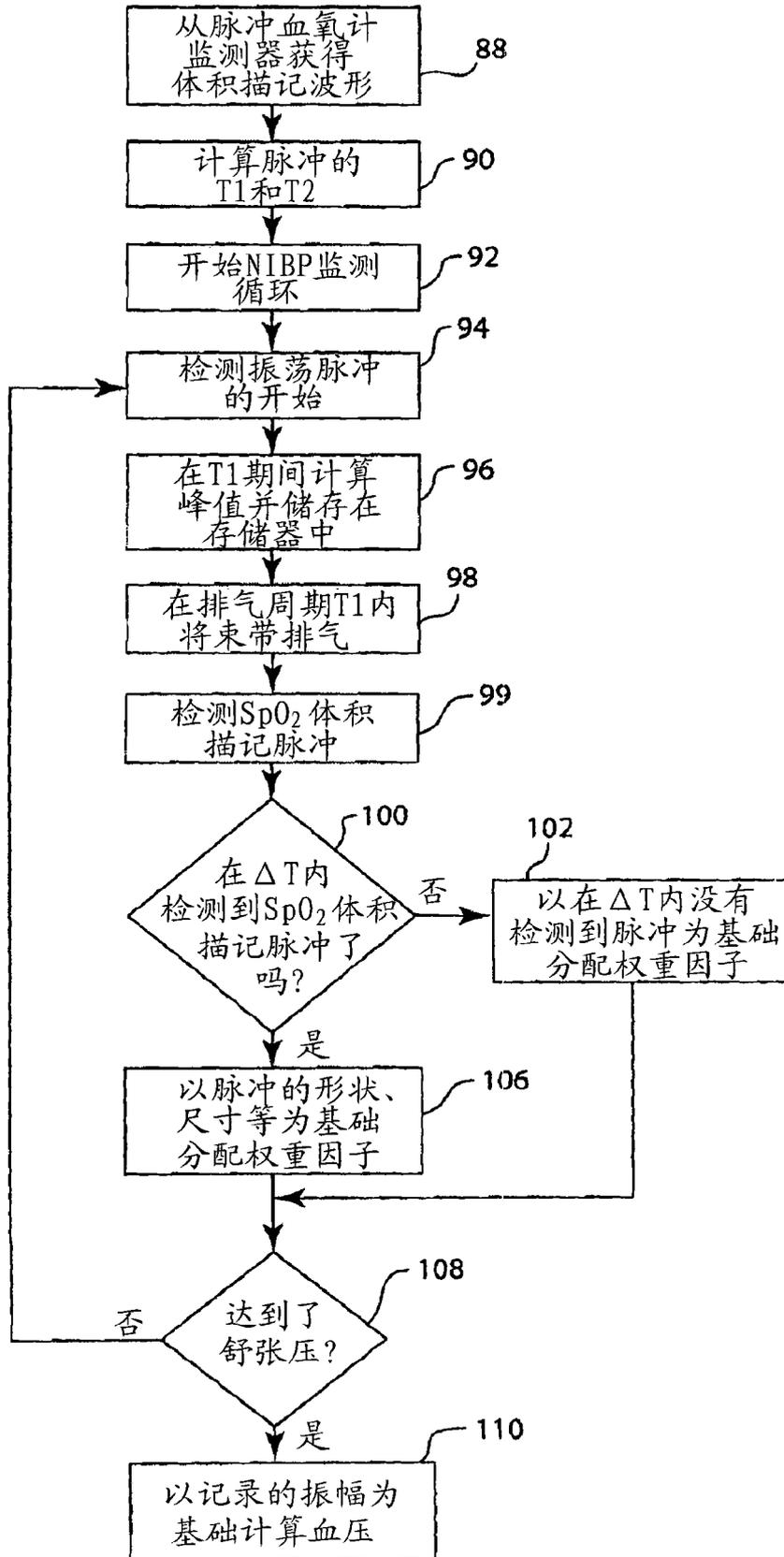


图 7