



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103200920 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201180054086. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 11. 02

A61H 31/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

10190850. 7 2010. 11. 11 EP

(56) 对比文件

WO 2009/077967 A1, 2009. 06. 25,

US 2002/0026131 A1, 2002. 02. 28,

EP 1854444 A1, 2007. 11. 14,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 05. 09

审查员 姜佩杰

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/054861 2011. 11. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/063163 EN 2012. 05. 18

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 P·阿埃莱 P·H·武尔莱

I·W·F·堡卢森

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

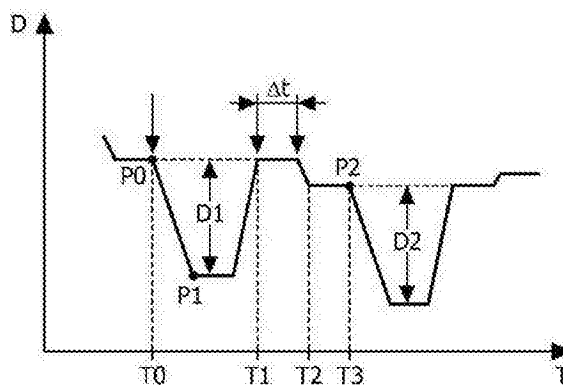
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

用于自动 CPR 设备的胸部跟随算法

(57) 摘要

公开一种用于自动 CPR 的方法。所述方法包括在按压元件从第一按压循环的第一起始位置(P0)到对应于第一按压深度的第一按压位置(P1)并返回所述按压元件的静止位置的移动过程中控制所述按压元件的位置,并且在已到达所述静止位置之后且直到第二按压循环开始之前,控制被施加在所述按压元件上的力。一种计算机程序产品,包括具有存储在其中的控制逻辑的永久性计算机可使用介质,所述控制逻辑用于使收发器执行用于自动 CPR 的方法。



1. 一种用于自动 CPR 的设备,所述设备包括:

CPR 元件,其包括适于将按压力应用到患者胸部的按压元件 (13),

控制元件 (20),其适于在所述按压元件从第一按压循环的第一起始位置到与第一按压深度对应的第一按压位置并返回所述按压元件的静止位置的移动过程中控制所述按压元件的位置,以及在已到达所述静止位置之后且直到第二按压循环开始之前控制被施加在所述按压元件上的力,其中,所述控制元件 (20) 适于在已到达所述静止位置之后且直到第二按压循环开始之前,将反作用力强加到所述按压元件,以便确保所述按压元件在按压循环之后保持与所述胸部接触或再次接触,同时允许在执行通气时所述胸部因通气而移动。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,包括用于驱动所述按压元件的马达 (14),并且其中,所述控制元件 (20) 适于限制所述马达的功率,以控制被施加在所述按压元件上的所述力。

3. 根据权利要求 2 所述的设备,所述控制元件 (20) 适于限制所述马达 (14) 上的电流。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于计算针对所述第二按压循环的第二按压深度,其中,所述第一按压循环的最终位置是针对所述第二按压循环的所述按压元件的第二起始位置。

5. 根据权利要求 4 所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于将所述第一按压深度与所述第二按压深度之间的差限制于最大深度偏差。

6. 根据权利要求 5 所述的设备,其中,所述最大深度偏差包含在 1 至 3 厘米的范围内。

7. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于在固定的启动时间启动对所述按压元件的所述位置的控制和 / 或对施加在所述按压元件上的所述力的控制。

8. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于在固定的停用时间停用对所述按压元件的所述位置的控制和 / 或对施加在所述按压元件上的所述力的控制。

9. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于在对所述按压元件的所述位置的控制与对被施加在所述按压元件上的所述力的控制之间等待一过渡期。

10. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于在一时间窗口内执行对施加在所述按压元件上的所述力的控制,所述时间窗口包含在 0.2 秒和 0.6 秒之间。

11. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中,所述控制元件 (20) 适于在对被施加在所述按压元件上的所述力的控制过程中分析所述按压元件的位置。

用于自动 CPR 设备的胸部跟随算法

技术领域

[0001] 本发明的领域涉及用于自动心肺复苏术(CPR)的方法和设备,以及计算机程序产品,所述计算机程序产品包括具有存储在其中的控制逻辑的永久性计算机可使用介质,所述控制逻辑用于使收发器执行用于自动 CPR 的方法。

背景技术

[0002] 在西方国家中,心脏骤停(SCA)仍是死亡的主要原因之一。SCA 之后产生的全身缺血干扰广泛种类的细胞过程,除非得到紧急医疗护理,否则会导致严重的细胞损伤和死亡。已有报道,心脏骤停之后存活的可能性随着停搏时间每分钟线性降低 7-10%。

[0003] 无论何时患者遭受心脏骤停,均可以进行心肺复苏术(CPR)程序。所述程序包括步骤:以每分钟 100 次按压的速率,对患者的胸骨进行规则且有节奏的胸部按压。成功的 CPR 要求对胸部施予大力,并且进行持续高质量的手动胸部按压可能非常困难。由于 CPR 对于存活是关键,因而已开发出机械自动设备(A-CPR)来代替可靠性差、频繁中断、难以控制且常常持续时间漫长的手动 CPR。

[0004] 市场上已引入了不同的自动 CPR 装置。第一种类型的 CPR 装置使用诸如气动的技术来驱动按压板到患者的胸部上。另一种类型的自动 CPR 是电动的,并且为了传递胸部按压而在患者胸部周围使用按节奏收缩的大绑带。按压频率是固定且受控的,并且能够实现高质量的胸部按压。

[0005] 所述自动系统常常引起创伤,例如肋骨断裂、皮肤病变以及所有类型的创伤。CPR 设备中的重要问题包括装配时间长、设备操作过程中稳定性低,并且公众意见和临床证明表明所施予的力不足以达到最佳表现。

[0006] CPR 过程中,有可能胸部未恰好弹回到按压开始时的相同位置,并且在复苏进程期间胸部的弹回点可能偏离几个厘米。这可能是由于连续的大按压力造成的。这被称作成型(molding)作用。

[0007] 可能仅在按压开始时当按压板/致动器处于与胸部接触时能够给予最佳的胸部按压。然而,在 CPR 过程中,受害人的胸廓直径可能由于因连续的大按压力造成的肋骨断裂或成型而减小。当按压致动器总是缩回到固定位置时,所述致动器与胸廓之间的间隙可能变大。

[0008] 在 CPR 过程中必须对患者通气也是常见的。当患者被通气时,患者的胸部由于该通气将上升大约厘米量级。当按压致动器在两次胸部按压之间被固定在其零位置时,通气造成的胸廓偏移由于所述固定的致动器而受到限制,损害通气的效果。

[0009] 因此,需要改进的自动 CPR 设备和方法,用于进行允许最佳的胸部按压的自动 CPR。

[0010] 本公开的另一目的是提供改进的自动 CPR 设备和方法,用于进行允许复苏进程中最佳通气操作的自动 CPR。

发明内容

[0011] 本公开教导用于自动 CPR 的方法,包括:在按压元件从第一按压循环的第一起始位置到与第一按压深度对应的第一按压位置并返回所述按压元件的静止位置的移动过程中控制所述按压元件的位置,并且在已到达所述静止位置之后,控制被施加在所述按压元件上的力,直到第二按压循环开始。

[0012] 在本公开的第一方面中,对被施加在所述按压元件上的力的控制包括强加反作用力。

[0013] 在本公开的又另一方面中,所述按压元件受马达驱动,并且其中对被施加在所述按压元件上的力的控制包括限制所述马达的功率。所述功率可以通过在所述马达上应用受限的电流来得到限制。

[0014] 本公开一个方面中的所述方法还包括计算针对所述第二按压循环的第二按压深度,其中所述第一按压循环的最终位置是针对所述第二按压循环的所述按压元件的第二起始位置。

[0015] 在本公开的又另一方面中,用于自动 CPR 的方法可以包括将所述第一按压深度与所述第二按压深度之间的差限制于最大深度偏差。

[0016] 所述最大深度偏差包含在 1 至 3 厘米的范围内。

[0017] 在本公开的另一方面中,在固定的启动时间启动对位置的控制和/或对力的控制。

[0018] 也可以在固定的停用时间停用对位置的控制和/或对力的控制。

[0019] 可以在对所述按压元件的位置的控制与对被施加在所述按压元件上的力的控制之间提供过渡期。

[0020] 在本公开另外的方面中,在时间窗口内执行对力的控制,所述时间窗口包含在约 0.2 秒和约 0.6 秒之间。

[0021] 在本公开又另外的方面中,用于自动 CPR 的方法包括在对被施加在所述按压元件上的力的控制过程中分析所述按压元件的位置。

[0022] 本公开还教导一种计算机程序产品,包括具有存储在其中的控制逻辑的永久性计算机可使用介质,所述控制逻辑用于使收发器执行根据本公开所述的用于自动 CPR 的方法。

[0023] 根据本公开,用于自动 CPR 的设备包括计算机程序产品,所述计算机程序产品包括具有存储在其中的控制逻辑的永久性计算机可使用介质,所述控制逻辑用于使收发器执行根据本公开的用于自动 CPR 的方法。

[0024] 本公开还教导一种用于自动 CPR 的设备。所述用于自动 CPR 的设备包括:CPR 元件,其包括适于将按压力施加到患者胸部的按压元件;以及控制元件,其适于在所述按压元件从第一按压循环的第一起始位置到与第一按压深度对应的第一按压位置并返回所述按压元件的静止位置的移动过程中控制所述按压元件的位置,并且在已到达所述静止位置之后且直到第二按压循环开始前,控制被施加在所述按压元件上的力。

[0025] 因此,根据本公开,在按压过程中在位置控制之间插入力控制。这允许所述按压元件在所述按压循环过程中总是保持与所述胸部接触,同时允许在执行通气时所述胸部在通气过程中的完整移动。

[0026] 参考后文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些以及其他方面将是显而易见的并且得以阐明。

附图说明

[0027] 图 1 示出根据本公开一个方面的用于自动 CPR 的设备;

[0028] 图 2 示出通过本文公开的教导提出的本公开一个方面中的方法的流程图;

[0029] 图 3 示出根据本公开一个方面,在图 2 的方法中,所述按压元件随两个按压循环的时间的位置;

[0030] 图 4 示出根据本文公开的教导,在图 2 的方法中,所述按压元件随七个按压循环的时间的位置;

[0031] 为了完整地理解本发明的教导和优点,现在结合附图参考以下详细描述。

具体实施方式

[0032] 现在将在附图的基础上描述本发明。将理解,本文描述的本发明的实施例和方法仅为范例,并且不以任何方式限制权利要求的保护范围。本发明由权利要求以及它们的等同来定义。还将理解,一个方面的特征可以与不同的方面或多个方面的特征组合。

[0033] 图 1 示出根据本公开的一个方面的用于自动 CPR 的设备 1。

[0034] 所述设备 1 适于以循环方式按压和卸压受试者的胸部。所述设备 1 包括适于在所述受试者的胸部上执行所述按压/卸压的 CPR 元件 10,以及适于控制所述 CPR 元件 10 以用于按压的循环传递的控制元件 20。按压循环包括按压阶段、保持时间、退回阶段以及等待时间,在所述按压阶段期间所述胸部被按压,在所述保持时间所述按压深度被保持在最大深度,在所述退回阶段期间所述胸部恢复,在所述等待时间胸廓保持在自然零水平。

[0035] 图 1 的所述设备 1 的所述 CPR 元件 10 包括被布置为沿前方结构来回移动的能移动单元或能移动臂 11,用于放置在所述患者背部后方的背部支撑体 12,被耦合到所述臂 11 并且适于传输按压力到患者胸部的胸部垫板 13,以及驱动器件 14,所述驱动器件 14 被布置用于在运行时,前后驱动所述能移动单元 11,使得所述胸部垫板 13 循环地按压所述患者的胸部。

[0036] 所述驱动器件 14 选自包括电磁式、气动式或液压式马达的组,所述驱动器件 14 提供旋转力,或线性力,并将力转化成所述胸部垫板 13 在所述胸部方向的平移或线性运动。本公开的优选方面中,所述驱动器件 14 为电动马达的形式。所述按压深度可以通过使用霍尔传感器根据所述马达 14 确定,其中每个计数代表一定量的深度。

[0037] 将理解,可以预期针对图 1 的所述 CPR 元件 10 的其他实施例。例如,所述 CPR 元件 10 可以包括气动驱动的按压单元,其相互地驱动所述胸部垫板 13 从而以机械方式按压/卸压所述受试者的胸部。CPR 施予过程中,所述受试者呈仰卧位躺靠。所述按压单元被以机械方式垂直支撑在所述受试者的胸部上方,使得所述接触板与所述受试者的胸部关于所述胸骨机械接触。

[0038] 返回参考图 1,用于自动 CPR 的设备 1 还可以包括用于输出表示正被执行的所述 CPR 的信息或信号的输出元件 15。输出元件 15 可以包括输出信息到操作员的设备,例如显示器、扬声器等等。

[0039] 要认识到,所述设备 1 可以包括其他部件,例如存储器 31、总线 32 和通信接口 33,以及辅助接收、传输,和 / 或处理数据的其他部件(未示出)。此外,要认识到,其他构造也是可能的。

[0040] 所述存储器 31 可以包括存储用于由所述控制元件 10 执行的信息和指令的随机存取存储器(RAM)或另一类型的动态存储设备,存储用于所述控制元件 10 的静态信息和指令的只读存储器(ROM)或另一类型的静态存储设备,和 / 或用于存储信息和 / 或指令的某种其他类型的磁性或光学记录介质及其对应的驱动。

[0041] 所述总线 32 可以允许在所述设备 1 的多个部件之间的通信。

[0042] 通信接口 33 可以包括使得所述设备 1 能够与其他设备和 / 或系统通信的任何收发器类机制。例如,所述通信接口 33 可以包括用于与其他监测设备,例如 ECG 监测设备,通信的机制。

[0043] 如下文将参考图 2-4 详细描述,所述设备 1 适于执行与在所述患者上的按压力的传递相关联的控制。所述设备 1 可以响应于所述控制元件 20 执行包含在计算机可读介质,例如存储器中的软件指令,而执行这些以及其他功能。

[0044] 计算机可读介质可以被定义为一种或多种存储器设备和 / 或载波。所述软件指令可以经由所述通信接口 33 从另一计算机可读介质或从另一设备被读入存储器 31。包含在存储器 31 中的所述软件指令使所述设备 1 的控制元件 20 执行将在后文中参考图 2 至 4 描述的过程。或者,可以使用硬接线电路来代替软件指令或与软件指令组合,来实现与本发明的原则一致的过程。由此,与本发明的原则一致的系统和方法不限于硬接线电路与软件的任意特定组合。

[0045] 所述控制元件 20 适于控制所述 CPR 元件 10。所述控制元件 20 可以包括解释和执行指令的任意类型的处理器或微处理器。在其他实现方式中,所述控制元件 20 可以被实现为或包括专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA),等等。

[0046] 图 2 示出本公开的一个方面中用于自动 CPR 的方法的流程图。所述用于自动 CPR 的方法参考图 3 和图 4 被描述。图 3 示出所述按压元件随两次按压循环的时间的位置,并且图 4 示出所述按压元件随本公开一个方面中的不同按压循环的时间的位置。

[0047] 针对用于自动 CPR 的设备 1 来描述本公开的该方面中的方法,所述用于自动 CPR 的设备 1 包括以胸部垫板 13 形式的按压元件,其被耦合到能移动臂 11,所述按压元件循环地按压 / 卸压所述患者的胸部,并且带有电动马达 14 驱动所述能移动臂 11。这并不限制本发明,并且本文公开的教导也可以应用于适用于具有用于驱动所述按压元件的电动马达 14 的自动 CPR 的设备的其他构造。

[0048] 第一步骤 S1 中,在所述按压开始时 T0,所述胸部垫板 13 优选处于与所述患者的胸部接触,在第一初始位置 P0。所述控制元件 20 激活位置控制用于控制所述按压元件的位置,即所述胸部垫板 13 被耦合到所述能移动臂 11。所述位置控制旨在确保以最佳方式遵循按压脉冲,所述按压脉冲用于驱动所述能移动臂 11 到与第一按压深度 D1 对应的第一位置 P1。存储所述胸部垫板的初始位置 P0,其也被称作初始零位置。

[0049] 第二步骤 S2 中,所述控制元件 20 发送所述按压脉冲到所述驱动器件 14,所述驱动器件 14 适于驱动所述能移动臂 11 和所述胸部垫板 13,以按压或卸压所述患者的胸部。结果,所述胸部垫板 13 行进到与所述第一按压深度 D1 对应的所述第一位置 P1,用于按压所

述胸部,并且在按压之后所述胸部的退回过程中回到静止位置(优选为所述第一初始位置 P0)。

[0050] 要理解,所述按压深度可以取决于具体的患者以及其身体或胸廓性能。通常,所述按压深度为大约 4 至 6cm。

[0051] 在本公开的优选方面中,所述驱动器件 14 为电动马达的形式。按压过程中被所述能移动臂 11 或胸部垫板 13 覆盖的距离可以通过使用霍尔传感器根据所述电动马达 14 来确定,其中每个计数代表一定量的深度。一旦所述能移动臂或胸部垫板 13 已覆盖与所述第一按压深度 D1 对应的有效距离,所述能移动臂 11 或胸部垫板 13 可以被保持一定时间,在所述一定时间期间,所述按压深度保持在最大深度,其后返回行进,籍此允许所述胸部的所述退回。然而,这不是限制性的,并且可以预期其他感测和控制方法,用于感测和控制由所述能移动臂 11 和所述胸部垫板 13 覆盖的距离。

[0052] 在步骤 S3,一旦所述胸部垫板 13 已返回到所述静止位置,所述控制元件 20 停用所述位置控制(图 3 上的时刻 T1),并且在步骤 S4 激活力控制(图 3 上的时刻 T2)。所述力控制适于控制被施加在所述胸部垫板 13 上的力,直到下一次按压循环开始。

[0053] 所述力控制适于增加反作用力到所述胸部,以确保所述胸部垫板 13 保持与所述胸部接触或再次接触,同时允许在执行通气时所述胸部因通气而移动。所述再次接触在所述胸部垫板 13 已退回到其原始位置时发生,在所述原始位置,所述胸部自身由于成型作用而未完全弹回。应理解,所述力控制在每次按压循环之后被启动,不论是否执行通气。确实,在典型的 CPR 程序中,所述患者每隔 30 次按压循环被通气。

[0054] 所述反作用力可以通过应用受限的电流到所述马达 14 来设定,所述马达 14 继而应用受限的力到所述按压垫板 13。这可以通过限制所述马达 14 的所述电流来完成,籍此限制所述马达的力量或功率。例如,所述反作用力可以通过发送固定的电流通过所述马达 14 的马达绕组来设定。或者,所述反作用力可以通过调整固定的电流到力传感器的输出来设定。这些范例不限制本公开。

[0055] 将理解,所述反作用力应为相对小的,所述反作用力的幅度在大约 1 牛顿到 50 牛顿,优选为大体 20 牛顿。所述反作用力旨在确保所述胸部垫板 13 不阻挡在通气过程中所述胸部升起的移动,同时允许所述胸部垫板在因通气造成的所述胸部的移动过程中保持接触。

[0056] 在本公开的一个方面中,在所述 CPR 过程中所述位置控制和所述力控制在固定的时间被启动。优选地,在一时间窗口应用所述反作用力,该时间窗口典型地包含在 0.2 秒和 0.6 秒之间。

[0057] 所述力控制在一固定时间内被应用。该固定时间之后,以及有可能在通气之后,所述胸部的回弹位置是所述胸部垫板 13 针对下一次按压循环的新的起始位置 P2。

[0058] 在步骤 S5,所述力控制被停用,并且针对下一次按压循环启动所述位置控制。所述控制元件 20 考虑所述胸部垫板 13 的新的起始位置 P2,确定下一按压深度 D2。计算用于驱动所述能移动臂 11 到所述第二按压深度 D2 的按压脉冲,并且下一次按压循环开始(图 3 上的时刻 T3)。

[0059] 将理解,每次按压的起始点通过所述胸部的回弹量确定,如图 4 中所图示的。图 4 示出针对所述第一按压循环的所述第一初始位置 P0,以及沿不同按压循环的当前零位置

Pc。图 4 上示出七次循环。

[0060] 每次按压均在每个前一次按压的最终位置开始,或者,换言之,所述胸部垫板 13 在新的按压开始时的位置为新的当前零位置 Pc。所述按压深度根据所述新的当前零位置 Pc 来计算。

[0061] 有利地,所述胸部的成型作用被考虑进来。确实,所述胸部的回弹点可以在复苏进程期间漂移几个厘米。根据所述胸部垫板 13 的所述当前零位置计算所述按压深度确保有效按压深度不被所述胸部已被成型的深度量削减。所述有效按压深度保持在针对有效 CPR 的要求范围内。

[0062] 额外地,由于所述当前零位置 Pc 对应于所述胸部的所述回弹点,避免了当所述胸部垫板在胸廓上方几个厘米的高度时开始并且以相对高的速度接触所述胸廓时出现的创伤。

[0063] 如图 4 上所图示的,通气 V 在图 4 的第一按压循环之后执行。所述胸部垫板 13 被允许在所述通气过程中紧密跟随所述胸部的移动。这通过所述力控制来实现,所述力控制不会阻挡所述胸部的移动,而现有技术的系统容易在按压已发生之后将所述胸部垫板限制在固定位置。

[0064] 本公开的一个方面中,深度偏差被限制为使得对所述患者的伤害降到最小。确实,当所述当前零位置 Pc 相对于所述初始零位置 P0 改变太多时,患者的胸骨和脊椎之间的距离越来越小。该情况中,有效按压深度(D1、D2、……、Dc)将被额外深度偏差的量减小,使得永远不会失去与所述胸部的接触。优选地,所述深度偏差被限制为 1 至 3cm 的范围中。

[0065] 本领域技术人员还将认识到,本公开允许针对按压循环,当启动所述力控制时对所述胸部垫板位置的分析。对所述胸部垫板的位置的分析可以包括对所述胸部垫板 13 的绝对位置的分析。对所述胸部垫板的位置的分析还可以包括对所述胸部垫板 13 相对于前次按压循环的相对位置的分析。

[0066] 有利地,当启动所述力控制时,对所述胸部垫板的位置的分析可以提供有关通气和成型作用的信息。尤其,如果针对单独一次按压所述胸部垫板 13 被移动大于一定量,该作用不能被归因于胸部成型,胸部成型是缓慢过程,但必须是由通气作用引起的。

[0067] 根据本公开,力控制在按压过程中被插入到位置控制之间。优选地,所述力控制和位置控制在按压循环过程中的固定时间被启动和停用。这允许所述垫板在所述按压循环过程中保持总是与所述胸部接触,同时允许如果执行通气时在通气过程中所述胸部的完整移动。

[0068] 本领域技术人员根据对附图、公开内容以及所附权利要求书的研究在实践要求保护的本发明时,可以理解并实现对所公开实施例的其他变型。权利要求书中,词语“包括”不排除其他元素或步骤,并且不定冠词“一”不排除复数。单个单元可以执行权利要求书中记载的几个项目的功能,反之亦然。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施这一仅有事实并不指示不能有利地组合这些措施。权利要求书中出现的任何附图标记不应被解读为限制保护范围。

[0069] 尽管上文已描述了本发明的各个实施例,但应理解,这些实施例是以范例的方式呈现的,而非限制。可以在形式和细节上进行各种改变,而不偏离本发明的范围,这对于本领域技术人员将是显而易见的。除了使用硬件(例如,在中央处理单元(“CPU”)内或耦合到

所述中央处理单元、微处理器、微控制器、数字信号处理器、处理器内核、片上系统(“SOC”)或任何其他设备)以外,实现方式还可以体现为软件(例如,以任何方式,例如源、目标或机器语言设置的计算机可读代码、程序代码,和/或指令),所述软件例如设置在配置为存储所述软件的永久性计算机可用(例如,可读)介质中。这样的软件可以实现例如,本文描述的装置和方法的功能、制造、建模、模拟、描述和/或测试。例如,这可以通过使用通用程序语言(例如,C、C++);包括 Verilog HDL、VHDL 等等的硬件描述语言(HDL);或其他可用程序来实现。这样的软件可以设置在任何已知的永久性计算机可用介质,例如半导体、磁盘或光盘(例如,CD-ROM、DVD-ROM 等)中。所述软件也可以设置为在永久性计算机可用(可读)传输介质(例如载波或包括基于数字、光学、模拟的介质的任何其他介质)中包含的计算机数据信号。本发明的实施例可以包括提供本文描述的装置的方法,所述方法可以通过提供描述所述装置的软件,并随后将所述软件作为计算机数据信号在包括互联网和内联网的通信网络上传输,而提供本文描述的装置。

[0070] 要理解,本文描述的装置和方法可以被包括在半导体知识产权内核中,例如微处理器内核(例如嵌入在 HDL 中),并且被转换到集成电路生产中的硬件。额外地,本文描述的装置和方法可以体现为硬件与软件的组合。因此,本发明不应受限于任何以上描述的示范性实施例,而应仅根据所附权利要求书及其等同来限定。

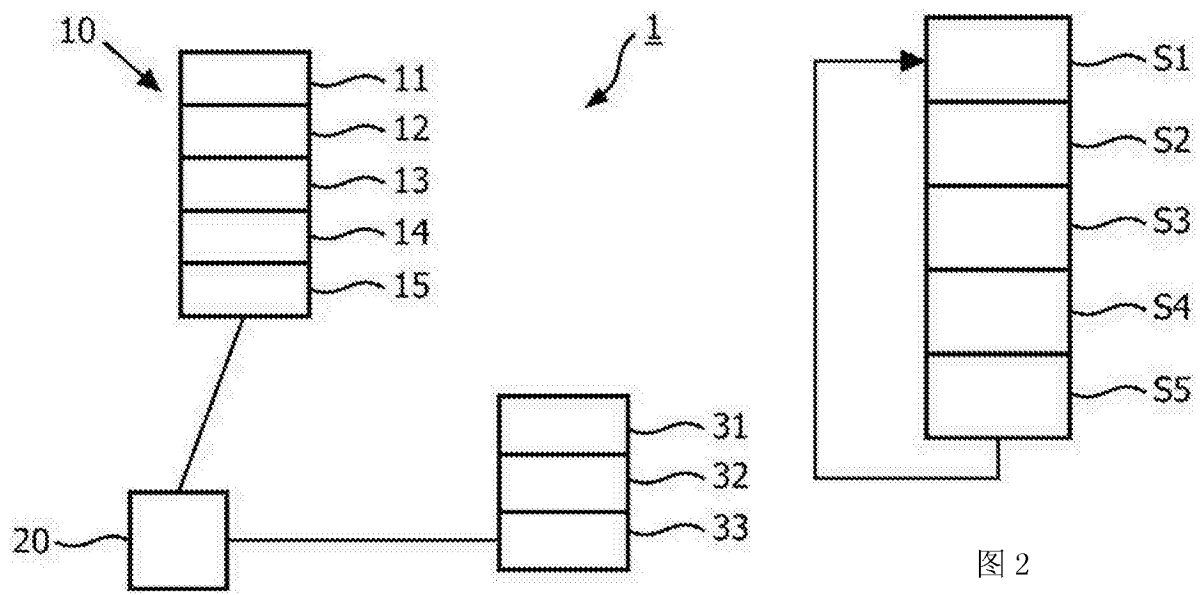


图 1

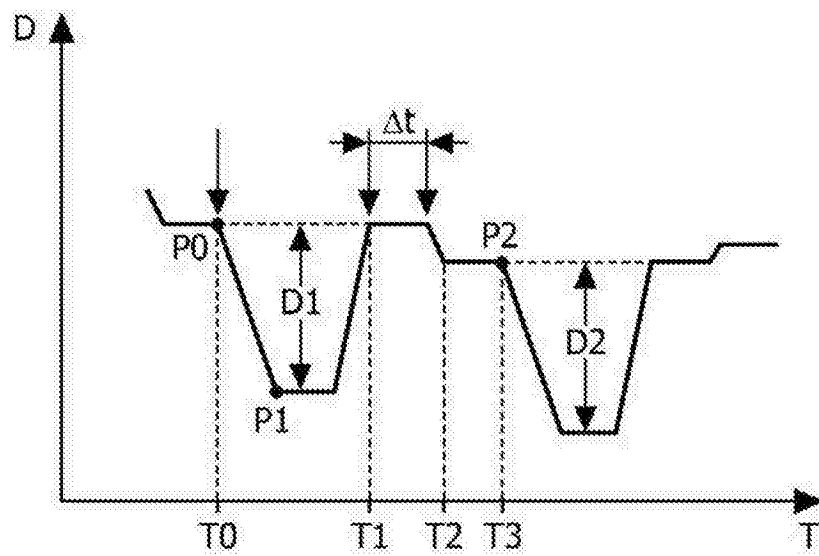


图 3

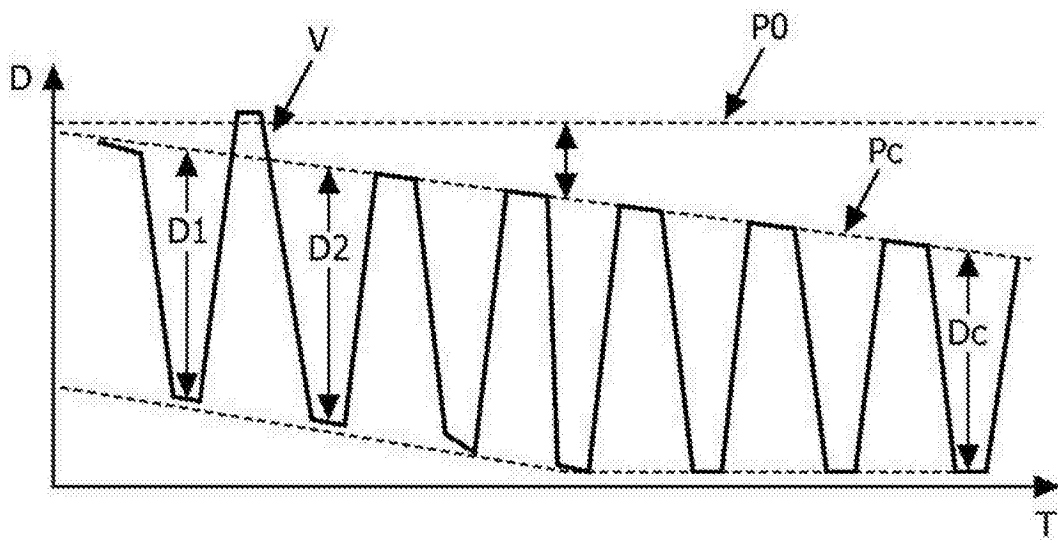


图 4