



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106999078 B

(45)授权公告日 2020.06.30

(21)申请号 201580065209.9

(51)Int.CI.

(22)申请日 2015.11.17

A61B 5/0295(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/026(2006.01)

申请公布号 CN 106999078 A

A61B 5/021(2006.01)

(43)申请公布日 2017.08.01

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

14194704.4 2014.11.25 EP

(56)对比文件

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

WO 2011154499 A1, 2011.12.15,

2017.05.25

US 2004215244 A1, 2004.10.28,

(86)PCT国际申请的申请数据

WO 2011154499 A1, 2011.12.15,

PCT/EP2015/076735 2015.11.17

Alberto Benchimol等.Right atrium and

(87)PCT国际申请的公布数据

superior vena cava flow velocity in man

W02016/083183 EN 2016.06.02

measured with the Doppler-Catheter

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

Flowmeter-Telemetry system.《The American

地址 荷兰艾恩德霍芬

Journal of Medicine》.1970, 第48卷(第3期),

(72)发明人 P·阿埃莱

303-309.

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

D. Barry Keenan等.Interstitial fluid

72002

glucose time-lag correction for real-time

代理人 李光颖 王英

continuous glucose monitoring.《Biomedical

Signal Processing and Control》.2013, 第8卷

(第1期),

审查员 王珊珊

权利要求书1页 说明书8页 附图6页

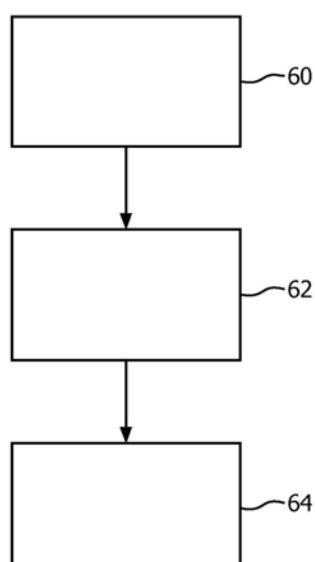
(54)发明名称

CPR辅助系统和CPR监测方法

(57)摘要

一种CPR辅助系统，包括：传感器，其用于进行生理测量以生成传感器信号，所述传感器信号传达关于静脉回流完成的时间点的信息。然后确定应当施予CPR按压循环的时间点，并且提供关于所确定的时间点的输出信息。所述输出信息可以是针对给予CPR的人的视觉建议或可听建议，或者所述输出信息可以是用于控制自动CPR系统的控制信息。

B
CN 106999078



1. 一种CPR辅助系统,包括:

传感器(70),其用于进行生理测量以生成传感器信号,所述传感器信号传达关于静脉回流完成的时间点的信息;以及

处理器(74),其用于处理所述传感器信号,以基于静脉回流完成的所述时间点来确定应当施予CPR按压循环的时间点;以及

输出设备(76、78;74),其用于提供关于所确定的时间点的输出信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述传感器信号传达指示在CPR按压循环之后血流量何时返回到零的信息。

3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述传感器(70)包括血流量传感器。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述血流量传感器包括外部超声流量传感器。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述处理器(74)适于确定在血流量的负峰之后所述流量首次变为正的时间。

6. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述传感器(70)包括用于测量右心房压力的压力传感器或体积描记传感器。

7. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述处理器(74)适于确定:

所述生理测量针对特定时间量保持在上限与下限之间的时间,或所述生理测量的导数针对特定时间量保持在上限与下限之间的时间;或者

在胸部按压的完成之后所述生理测量具有其最大值的时间。

8. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述处理器(74)适于在所感测到的所述静脉回流的完成之后应用延迟,以补偿与所述传感器的位置和静脉回流的实际完成相关联的延迟。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述处理器(74)适于通过测量CPR按压循环的开始与生理测量传感器信号对所述CPR按压循环的响应的开始之间的延迟来确定所述延迟。

10. 一种包括根据权利要求1-9中的任一项所述的CPR辅助系统的紧急护理监测器,其中,所述处理器(74)适于:

当在应当施予CPR按压循环的所确定的时间点之前和/或之后的大于预定时间开始CPR按压时提供输出警报信号;或者

提供对与所确定的时间点或先前确定的时间点相对应的合适的按压速率的指示。

11. 一种自动CPR设备,包括:

胸部按压系统(80);以及

根据权利要求1至9中的任一项所述的CPR辅助系统,其用于控制对所述胸部按压系统的操作的计时。

CPR辅助系统和CPR监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心肺复苏(CPR)。

背景技术

[0002] 心肺复苏是对具有心脏骤停(CA)的患者(即,没有自发心跳的患者)给予外部胸部按压和人工通气的流程。执行CPR以便生成人工血液循环和充氧。必须以快速方式重复按压,以便生成足够的血流到诸如心脏和脑部的重要器官。

[0003] 心肺复苏指南建议以每分钟至少100次按压的按压频率来进行胸部按压。然而,这些指南是基于从人群获得的统计结果的,而并没有考虑个体最优按压频率的存在。该个体最优选择是从心脏泵出血液与血液返回心脏之间的折衷。为了使人工血液循环持续下去,每一次胸部按压时从心脏泵出的血液的量必须返回到心脏。血液返回到心脏被称为静脉回流。当从心脏泵出的血液多于返回心脏的血液时,会发生液体体积的转移(例如,血液转移到腹部区域)。当血液转移到其他区而不是胸部(心脏)时,血液就不再是血液循环的部分,并且胸部按压是在空的或部分空的心脏上执行的,这就不会生成任何血流。

[0004] 最优按压频率是这样的频率:其使得按压刚好在静脉回流完成之后(即,在血压流进心脏的右心房完成之后)开始。100cpm速率对于很多患者最不可能是最优按压速率,这是因为其并不试图使得能够完成静脉回流,且其也不是基于特定患者的生理机能的。

[0005] 文件US2014/039291A1涉及一种包括控制电路的医学设备,所述控制电路被配置为生成指示被执行在对象上的心肺复苏的质量的度量并基于所述度量来发布推荐以修改被执行在所述对象上的心肺复苏。

发明内容

[0006] 独立权利要求限定了本发明。

[0007] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种CPR辅助系统,包括:

[0008] 传感器,其用于进行生理测量以生成传感器信号,所述传感器信号传达关于静脉回流完成的时间点的信息;以及

[0009] 处理器,其用于处理所述传感器信号,以基于静脉回流完成的所述时间点来确定应当施予CPR按压循环的时间点;以及

[0010] 输出设备,其提供关于所确定的时间点的输出信息。

[0011] 该系统能够通过测量具有对静脉回流的相关性的生理信息来确保最大静脉回流。输出信息能够用于手动(通过给予护理提供者提示)或自动(通过控制自动CPR系统)调谐CPR按压频率。以此方式,能够获得最优的患者特异性CPR频率,其具有尽可能高的血流以用于在延长的时间段内保持持续血液循环。这会增加心脏骤停后的生存机会。

[0012] 传感器信号可以传达指示在CPR按压循环之后流量何时返回到零(或接近零)的信息。这能够从流量信息或从能够被认为是代理流量信号的另一信号导出。这样的代理流量信号的范例是压力的零阶导数或体积的零阶导数。

[0013] 在一个范例中,所述传感器包括血流量传感器。在血流流动的时间期间,心脏(右心房)正在被填充。该填充在血流量为零的时间处结束。零血流量因此可以用于指示静脉回流的完成。取决于传感器位置,(固定的)时间延迟能够被添加以指示完成。该时间延迟取决于传感器位置并且应当抵消传感器位置与右心房之间的物理延迟。与延迟组合的或没有延迟的备选血流量特征(例如,最大值/最小值或水平交叉)可以用于指示静脉回流的结束。

[0014] 血流量传感器可以例如包括外部超声流量传感器。

[0015] 在其他范例中,所述传感器包括用于测量(右心房)血压的压力传感器或体积描记(体积,PG)传感器。也可以以更为间接的方式使用这些传感器来导出流量信息。能够通过使用光体积描记(PPG)来实施PG传感器。其中PG/压力或PG/压力信号的导数针对特定时间段维持在特定范围内的时间点然后表示静脉回流的结束。压力和PG信号因此能够被用作针对血流量的代理量度。这些信号的稳定值(即,零阶导数)指示零流量并且因此指示静脉回流的结束。

[0016] 因此,通常,所述处理器可以适于确定生理信号针对特定时间量维持在上限与下限之间的时间,或者生理信号的导数针对特定时间量维持在上限于下限之间的时间。

[0017] 备选地,所述处理器可以适于确定在胸部按压完成之后生理信号具有其最大值的时间。

[0018] 确定时间点的方式将取决于被测量的生理参数。此外,可以在系统中组合对多个参数的监测,并且可以组合用于确定时间点的多种方法。

[0019] 所述处理器例如可以适于将延迟应用于静脉回流的感测到的完成,以补偿传感器的物理位置与心脏的右侧处的静脉回流的实际完成之间的延迟。

[0020] 该延迟可以通过测量CPR按压循环的开始与生理测量传感器信号对CPR按压循环的响应的开始之间的延迟来获得。

[0021] 所述系统可以被使用在紧急护理监测器中,其中,所述处理器适于当在应当施予CPR按压循环的所确定的时间点之前和/或之后的大于预定时间开始CPR按压时提供输出警报信号,或者适于提供对对应于所确定的时间点或先前确定的时间点的合适的按压速率的指示。

[0022] 这在所施予的CPR不是最优时提供警报,抑或给护理提供者建议最合适的按压频率。也可以或替代地在被确定为针对要开始的CPR按压循环最优的计时时刻处提供听觉输出和/或视觉输出。所述处理器可以适于基于先前确定的时间点来提供最优的按压速率。

[0023] 所述系统可以被使用在自动CPR(ACPR)系统中,ACPR系统包括按压深度应用系统(例如,基于活塞的ACPR设备或围绕患者的胸部的带)。CPR辅助系统然后被用于控制对按压深度应用系统的操作的计时。

[0024] 本发明的另一方面提供了一种CPR监测方法,包括:

[0025] 进行生理测量以生成传感器信号,所述传感器信号传达关于在CPR按压之后静脉回流完成时的时间点的信息;

[0026] 处理所述传感器信号,以基于静脉回流完成的所述时间点来确定应当施予CPR按压循环的时间点;并且

[0027] 提供关于所确定的时间点的输出信息。

[0028] 该方法在输出信息能够是可听消息或可见消息的情况下可以用于给护理提供者

提供建议。备选地，所述方法在输出信息能够是用于控制自动CPR系统的按压循环的控制信号的情况下可以用于控制自动系统。

[0029] 进行生理测量可以包括进行血流量测量、右心房压力测量或体积描记测量。

附图说明

- [0030] 现在将参考附图来详细描述本发明的范例，在附图中：
- [0031] 图1示出了由CPR引发的血流；
- [0032] 图2示出了CPR按压脉动；
- [0033] 图3示出了针对患者(动物)内的自发心跳的各种压力和流量信号以及经历CPR的患者(动物)内的各种压力和流量信号的第一范例；
- [0034] 图4示出了针对经历CPR的患者(动物)的各种压力和流量信号的第二范例；
- [0035] 图5用于示出一些生理信号能够被如何用于识别静脉血流的结束；
- [0036] 图6示出了根据本发明的范例的方法；
- [0037] 图7示出了根据本发明的方面的系统的第一范例。
- [0038] 图8示出了根据本发明的方面的系统的第二范例。

具体实施方式

[0039] 本发明提供了一种CPR辅助系统，包括：传感器，其用于进行生理测量以生成传达关于静脉回流完成的时间点的信息的传感器信号。然后确定应当起始CPR按压循环的时间点，并且提供关于所确定的时间点的输出信息。所述输出信息可以是对给予CPR的人的视觉建议或可听建议，或者所述输出信息可以是用于控制自动CPR系统的控制信息。

[0040] 参考图1解释了使用CPR生成血流的基本方式，图1提供了心脏的仅一侧处的简化视图。向下按压胸部(按压阶段)，从而生成被示为心房压力($P_{心房}$)和心室压力($P_{心室}$)两者的心脏的压力。该压力大于组织12中的压力($P_{组织}$)，从而将血液推出心脏到组织中，并且生成心脏输出和血流。该血流与压力差 $P_{心室}-P_{组织}$ 成比例。当胸部被放开时(缩回阶段)，心脏的压力减小。现在，组织中的压力大于心脏压力，并且血流随着静脉回流返回心脏。该回流与压力差 $P_{组织}-P_{心房}$ 成比例。

[0041] 在按压阶段和缩回阶段两者中，血液循环路径中的瓣膜防止血流以错误的方式循环(然而，在CPR期间，这些瓣膜被认为不是100%起作用的)。

[0042] 静脉回流关于心输出被延迟，这是因为流/压力波传播通过动脉、静脉和组织需要一些时间。

[0043] 在不相等心输出与静脉回流处，泵出心脏的血液比返回到心脏的血液多，这导致血液转移出心脏。

[0044] 静脉回流能够例如被以下两个因素削弱。

[0045] 第一，在缩回期间能够保持在胸部上的残余力，引发较高的胸内压(即，较高的 $P_{心房}$)，从而降低 $P_{组织}-P_{心房}$ 压力梯度并限制静脉回流。

[0046] 第二，在按压之间能够提供太少的时间，使得静脉回流没有完成。按压之间的该时间(即，等待时间)涉及按压波形的频率和占空比。减少等待时间超出最优等待时间会导致减弱的静脉回流以及血液从胸部区域转移到腹部区域。

[0047] 图2用于示出CPR按压循环的不同阶段，并且示出按压深度对时间。按压时段(C)包括跟随有保持阶段(H)的增加按压深度的第一应用阶段(A)。然后存在放松时段(Rx)，包括当释放压力时的第一缩回阶段(R)以及然后的等待阶段(W)。因此，存在应用、保持、缩回和等待这四个阶段。

[0048] 在一些动物实验中，静脉回流被研究。示出了两个范例。

[0049] 图3中示出了第一范例。左侧图像示出了在正常心跳期间的压力和流量测量结果，而右侧图像示出了在CPR期间的压力和流量测量结果。

[0050] 以从顶部到底部的顺序，标绘图示出了按压深度(C-cm)、血流量(F-ml/min)、主动脉压(A-mmHg)、右心房压力(RA-mmHg)以及光体积描记图(PPG，以任意单位)。

[0051] 在正常心跳期间和在CPR期间的PPG信号示出其特征(例如，起动和峰)在时间上晚于压力和流量，这是因为其是在外周测量的并且压力/流量信号从心脏传播到四肢会花费一些时间。

[0052] 在自发心跳期间，血流量示出每一次心跳的第一主峰，跟随有第二峰(第二峰例如为在图3中的4392.4s处所看到的)。在CPR胸部按压期间，血流量波形示出在胸部按压起始之后的第一峰，跟随有逆向峰(在缩回阶段)以及在等待时间期间的较小的第二正峰。这示出了在CPR期间的流是复杂的并且流并不是在缩回一结束就结束。在该范例中，在如由右侧图像中的垂直时间线示出的第一按压的第二流量峰期间发生第二按压的起始。第二按压完全完成(并且这通过不提供另外的按压(即，在4588.6s时不存在按压)来确保)。

[0053] 由于血流在第一按压之后尚未停止，因此新开始的按压不是最优的，这是因为其是在未完全填充的心脏上推压的。另外，这可能阻碍剩下的血流回到心脏，从而限制静脉回流。

[0054] 对按压是在不完全填充的心脏上(在静脉回流尚未完成的早期时间点处)进行的其他指示是较低的右心房压力(在太早起始的按压处的12mmHg对完全完成的按压处的71mmHg)和在太早按压对完全完成的按压的起始处的PPC信号的形态学差异。

[0055] 在图4中示出了第二范例。

[0056] 标绘图从顶部到底部示出了每次按压引发的平均血液体积(V-ml)、每次按压末的右心房舒张压(即，在下一次按压的开始处的右心房压，DRA-mmHg)、按压波形(C-cm)、血流量(F-ml/min)以及右心房压(RA-mmHg)。注意，DRA信号是每次按压的开始处的RA信号。

[0057] 在该范例中，以每分钟120次按压来给予按压，头200秒在40%的占空比处，之后的200秒在60%的占空比处。占空比是由在完整按压(C+Rx)上的按压时段(C)的比率来定义的，参见图2。顶部的两个标绘图示出了完全的400秒时段，并且底部的三个标绘图是在占空比的改变处的放大部分。

[0058] 在t=2847s处，按压的占空比从40%改变到60%，导致按压之间的时间变少且静脉回流变差，导致较低的右心房填充压。这通过每次按压血液体积随时间逐渐减少来实现。在较低的三行中，占空比的改变在4次按压上被放大。头2次按压具有40%的占空比，后两次为60%的占空比。在40%的DC按压中，对于静脉回流有足够的时间，这由血流的中止(即，0ml/s的平台)所指示。舒张末右心房压为12mmHg。当开始进行较高的占空比时，太早开始按压，此时血流尚未回到零。舒张末右心房压力也减小(3mmHg)，指示静脉回流尚未完成。

[0059] 已知CPR设备的目的是加强静脉回流。这些目的在于增加组织到心房压力梯度，并

且从而促进静脉回流。例如，W096/10984公开了使用胸部按压之间的异常按压来增加组织压力和组织-动脉梯度。WO 02/091905公开了通过主动托起胸部来减小按压之间的胸内压。US5692498公开了通过使用阻抗阈值设备（“ITD”）来减小胸内压的方法。这是在气管导管的端部处放置的阀门。其通过只在某些压力梯度处打开来防止空气涌入肺。每一次按压，空气被泵出，从而减小胸内压。在按压期间，压力梯度不足以打开阀门并让空气进入。当（利用例如气袋面具阀门设备）给予通气时，压力梯度变得比ITD阈值大并且空气流入。尽管这些方法加强静脉回流，但是它们并不找寻静脉回流的完成；因此，它们并未优化按压频率。使用这些方法自身因此并未保证最优静脉回流和最优按压频率。

[0060] 本发明利用了患者的生理测量结果以便确定静脉回流何时完成以及应当何时施予新的CPR胸部按压，从而确定针对患者的最优胸部按压频率。

[0061] 通过基于（通过对生理变量的测量的）静脉回流完成的时间对胸部按压计时，静脉回流被最大化，使得从心脏到其他器官的血液体积转移被最小化，从而改进了血液的长期血液循环，而不是仅转移血液。这引起更为有效的CPR，其能够引起从心脏骤停生存的更高机会。

[0062] 利用该方法来优化针对个体患者的按压频率。能够基于个性化的测量结果而不是基于以组群平均为基础的目标指南来给予关于按压速率的救助者反馈。

[0063] 生理测量被用作静脉回流量传感器，并且信号被处理以确定静脉回流的完成并然后触发下一次CPR按压。系统的输出能够用于触发自动CPR设备中的胸部按压，以便在某个时间点处自动调谐到患者的最优按压频率，或者系统的输出能够被用作紧急护理监测器中的反馈信号，所述反馈信号给予救助者关于最优（个性化的）按压速率的反馈。

[0064] 图5用于示出一些生理信号能够如何用于识别静脉流的结束。

[0065] 顶部的标绘图示出了CPR按压深度（C-cm），第二标绘图示出了血流量（F-ml/min），第三标绘图示出了右心房压力（RA-mmHg）、第四标绘图示出了关于右心房压力的时间的导数（dRA/dt-mmHg/s），并且第五标绘图示出了PPG信号。x轴表示时间。

[0066] 如下给出了针对能够用于检测静脉回流完成的点的传感器的多个可能的范例。然后解释了能够使用的可能的信号处理的范例。

[0067] 传感器范例1

[0068] 血流量传感器可以用于测量静脉回流的完成。该血流量传感器能够例如是有创多普勒超声流量传感器或外部超声流量传感器。流量传感器能够被放置在任何主动脉上，优选在颈部区中的颈动脉上。

[0069] 传感器范例2

[0070] 右心房/动脉压可以用于确定静脉回流的完成。这能够基于血压导管或任何其他形式的血压监测系统来完成，所述血压导管理想地被放置为靠近右心房。将血压传感器用作静脉回流量传感器能够通过血流生理机能来证明有效；因为血流量与血压差成比例，恒定的压力（或血压的导数没有变化）指示没有变化，因此指示零流量和静脉回流的完成。

[0071] 传感器范例3

[0072] （光）体积描记信号（PG）信号可以用于确定静脉回流的完成。这能够例如使用前额上的或如手指的肢端上的PG传感器来实施。使用体积描记（即，体积）传感器作为静脉回流量传感器能够通过血流生理机能来证明有效；因为血液体积是血流量的积分，恒定的PG指

示没有流量以及静脉回流的完成。

[0073] 算法范例1

[0074] 静脉回流的完成可以被定义为生理信号(血流量、压力或PPG)在某个时间量内保持在上限与下限(图5中的UL和LL)之间的时间。该方法被表示在图5中的右心房压力的标绘图上,并且时间点被示为在时间段 Δt 的结束处的T1。

[0075] 算法范例2

[0076] 静脉回流的完成可以被定义为生理信号(血流量、压力或PPG)的时间导数在某个时间量内保持在上限与下限(再次为图5中的UL和LL)之间的时间。该方法被表示在图5中的右心房压力的导数的标绘图上,并且时间点被示为在时间段 Δt (其可以不同于在右心房压力信号中示出时间段)的结束处的T2。

[0077] 算法范例3

[0078] 静脉回流的完成可以被定义为生理信号(血流量、压力或PPG)在胸部按压完成之后具有其最大值的时间。该方法被表示在图5中的血流量的标绘图上,并且时间点被示为T3。

[0079] 算法范例4

[0080] 在基于血流量的实施例中,静脉回流的完成能够被定义为流量在血流量的第一次大晃动(负)峰之后第一次变为正的时间。该方法被表示在图5中的血流量的标绘图上,并且时间点被示为T4。

[0081] 算法范例5

[0082] 在所有这些实施例中,静脉回流的时间点可以以固定的延迟进行增大,以便补偿静脉回流量传感器的物理位置与静脉回流的实际完成之间的延迟。该延迟被表示在图5中的血流量的标绘图上,并且得到的时间点被示为T5。能够通过从生理测量结果的起始时间点减去按压波形的起始时间点来对该延迟进行估计,例如,图5中示出的时间延迟 δT 基于在按压循环的开始之后流量测量脉冲的起始。当然,这要求按压波形被提供为到处理器作为输入。

[0083] 该方法能够被应用于由系统使用的任何传感器信号。因此,通常可以通过测量CPR按压循环的开始与生理测量传感器信号对该CPR按压循环的响应的开始之间的延迟来获得该延迟。

[0084] 多个静脉回流量传感器(血流量、右心房压力和PPG)可以被组合以形成静脉回流量传感器。可以取决于信号的性质而在单个患者中在如上解释的算法(有限值、导数有限值或最大信号值)中使用不同的触发点。

[0085] 可以通过信号处理技术来改进触发时间的准确性和鲁棒性,所述信号处理技术例如为对多个触发时间取平均以及基于先前的触发来预测触发时间。

[0086] 图6示出了CPR监测方法。在步骤60中,做出生理测量以生成传达关于在CPR按压之后静脉回流完成的时间点的信息的传感器信号。传感器是以上讨论的传感器类型中的一种或多种。在步骤62中,传感器信号被处理以基于静脉回流被完成来确定应当施予CPR按压循环的时间点。该步骤利用了以上的算法范例中的一种或多种。

[0087] 在步骤64中,提供涉及所确定的时间点的输出信息。

[0088] 输出信息可以用于控制自动CPR设备,并且在所确定的时间点处起始按压,从而在

特定时间处优化针对特定患者的按压频率。时间点可以被选择为使得在静脉回流完成之后尽可能快地开始按压,以便具有尽可能高的血流量而不会使血液从心脏转移到其他区。代替或以及控制CPR频率,按压占空比也可以是基于静脉回流而变化的。例如,如果静脉回流尚未完成,占空比可以被缩短。

[0089] 输出信息可以代替地被用于提供关于紧急护理监测器的输出信息。该信息然后给予护理提供者关于应当何时给予按压的指导。其可以例如在按压在所确定的时间点中的一个之前的多于(第一)预定时间和/或所确定使得时间点之后的(第二)预定时间开始的情况下给予警报。

[0090] 备选地,监测器可以以应当给予按压的心率的频率的形式向护理提供者提供最优按压速率值。该按压速率值是基于先前按压的静脉回流信息的。在这些方法中的任一种中,可以针对特定患者优化手动按压频率。

[0091] 以类似的方式,能够例如通过提供指示保持阶段的结束的信号来控制占空比。代替给予定量反馈,定性反馈可以被信号发送到用户,以便减少占空比。这样的定性反馈能够包括如“缩回更快”的术语。

[0092] 注意,可以将生理传感器与旨在促进静脉回流的其他已知的设备和方法(例如,阻抗阈值设备、主动减压或插入的腹部按压)进行组合。

[0093] 图7示出了被用作用于辅助手动CPR的监测器的部分的设备。

[0094] 该系统具有如上所述的传感器70和处理及输出单元72。单元72具有(以以上解释的方式)处理传感器信号并生成输出的处理器74,所述输出例如为显示器76或LED阵列上的视觉输出,以及来自扬声器78的音频输出。传感器可以测量用于确定静脉回流的结束的生理信号并任选地也用于确定按压循环自己的生理信号,例如,确定如以上所解释的时间延迟信息。

[0095] 图8示出了被用作自动CPR设备的部分的设备,包括由控制器82控制的胸部按压设备80,其具有处理来自传感器70的信号的处理器74。在这种情况下,处理器用作输出设备,其向胸部按压设备80提供控制信号。胸部按压设备可以是基于带或活塞的设备。在这种情况下,由系统控制按压循环计时,因此不需要额外的传感器来导出按压计时信息(以使得时间延迟能够被如以上所解释地导出)。

[0096] 在两种情况下,目的都是在于通过考虑个体患者对CPR的响应来改进心脏骤停处置。

[0097] 如以上所概述的,可以选择传达指示在CPR按压循环之后流量何时回到零(或接近零)的信息的传感器信号。这能够从流量测量结果直接导出,或者能够从另一(代理)信号(例如,压力的时间导数或体积的时间导数)间接导出。

[0098] 如以上所讨论的,处理器用于分析生理传感器信号。处理器能够利用软件和/或硬件以众多方式来实施,以执行所要求的各种功能。处理器可以采用可以使用软件(例如,微代码)编程的一个或多个微处理器来执行所要求的功能。处理器可以代替地被实施为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的软件处理器(例如,一个或多个编程的微处理器及相关联的电路)的组合。

[0099] 可以被采用在本公开内容的各种实施例中的部件的范例包括,但不限于,常规微处理器、专用集成电路(ASIC)以及现场可编程门阵列(FPGA)。

[0100] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与诸如易失性和非易失性计算机存储器(例如, RAM、PROM、EPROM、以及EEPROM)的一个或多个存储介质相关联。存储介质可以被编码有一个或多个程序,所述一个或多个程序当在一个或多个处理器和/或控制器上被运行时执行所要求的功能。各种存储介质可以被固定在处理器或控制器内,或者可以是可运输的,使得存储于其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器中。

[0101] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

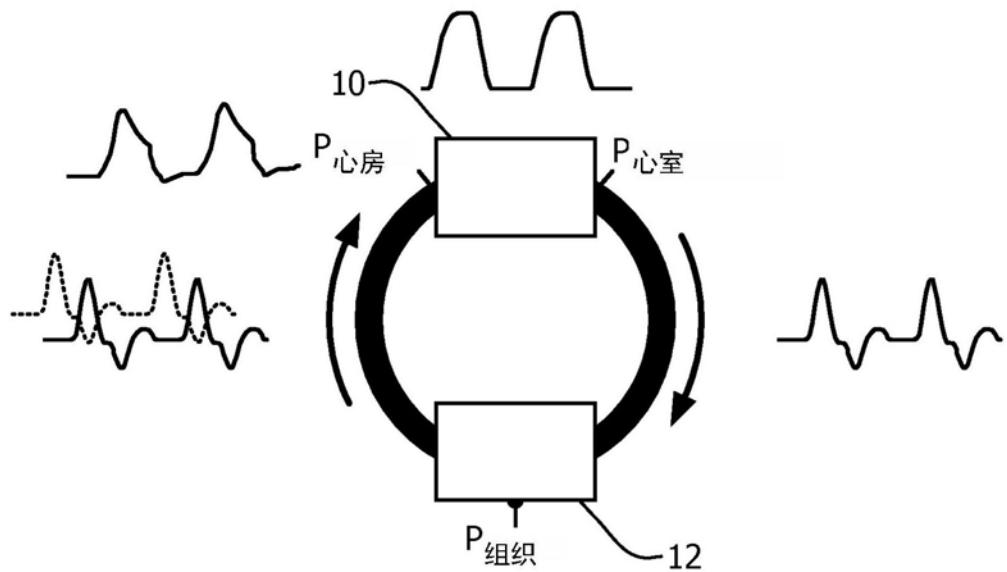


图1

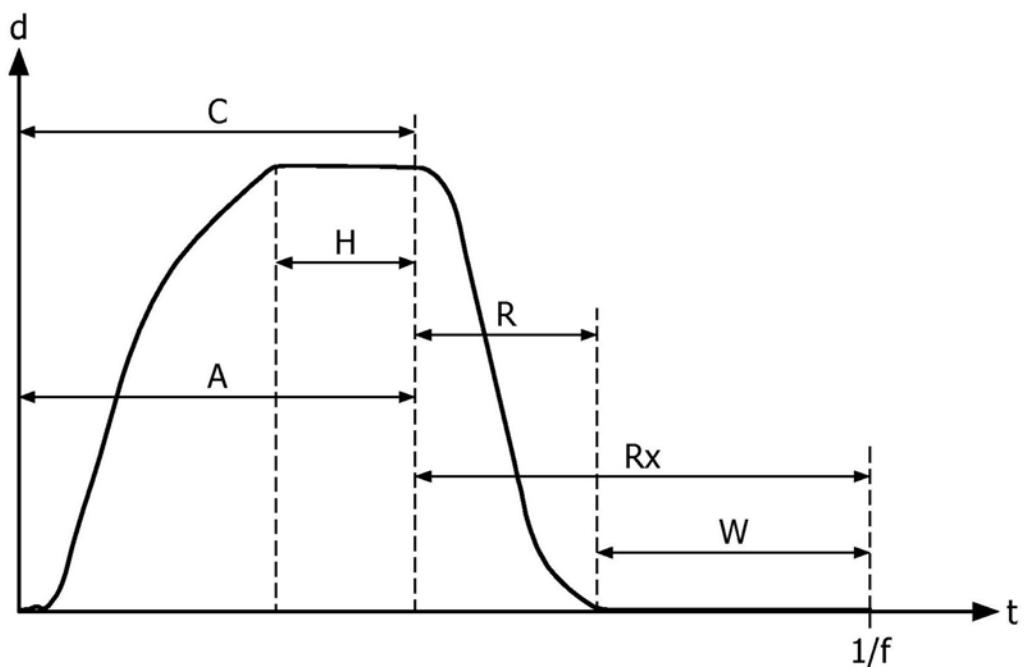


图2

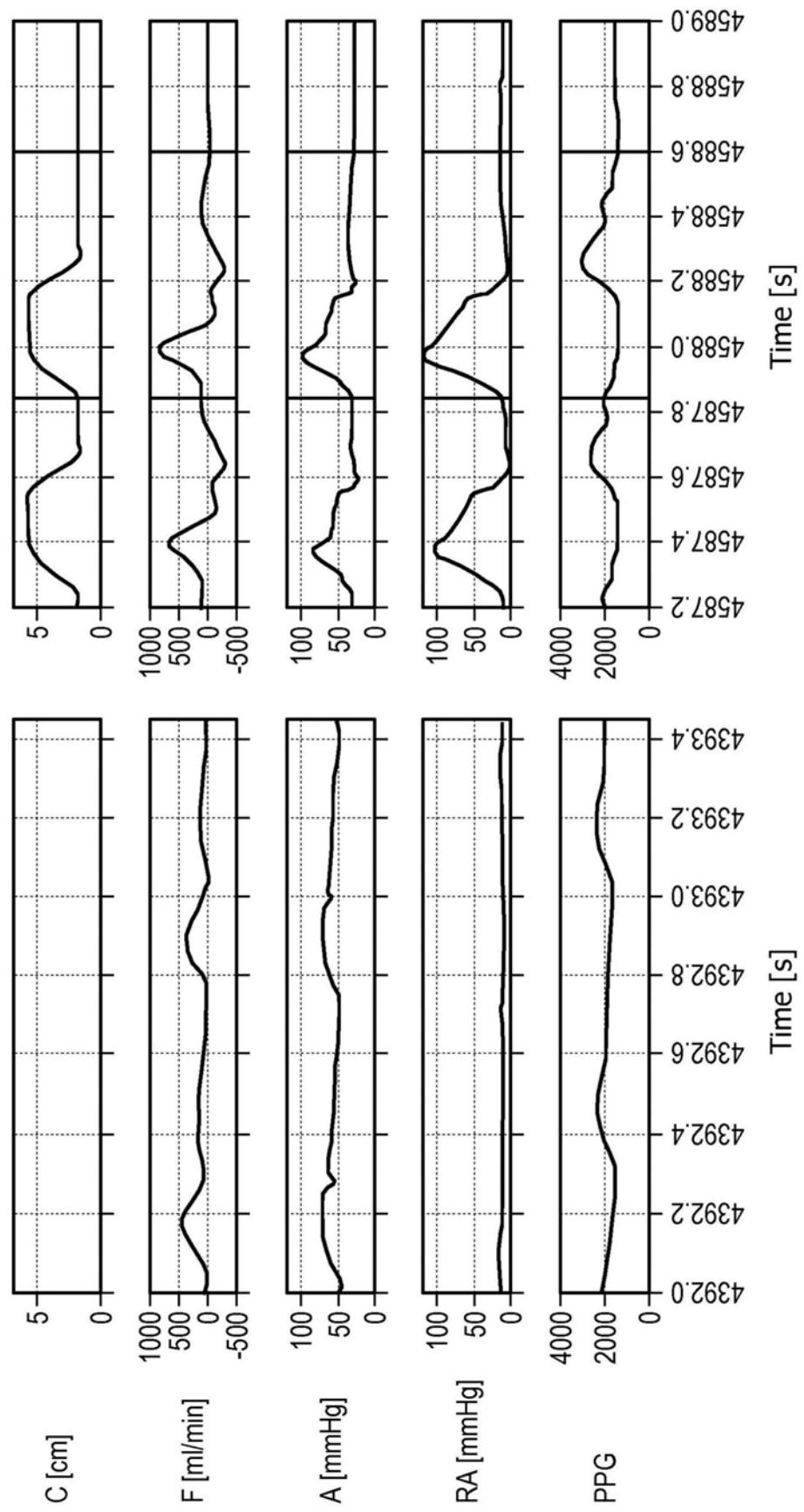


图3

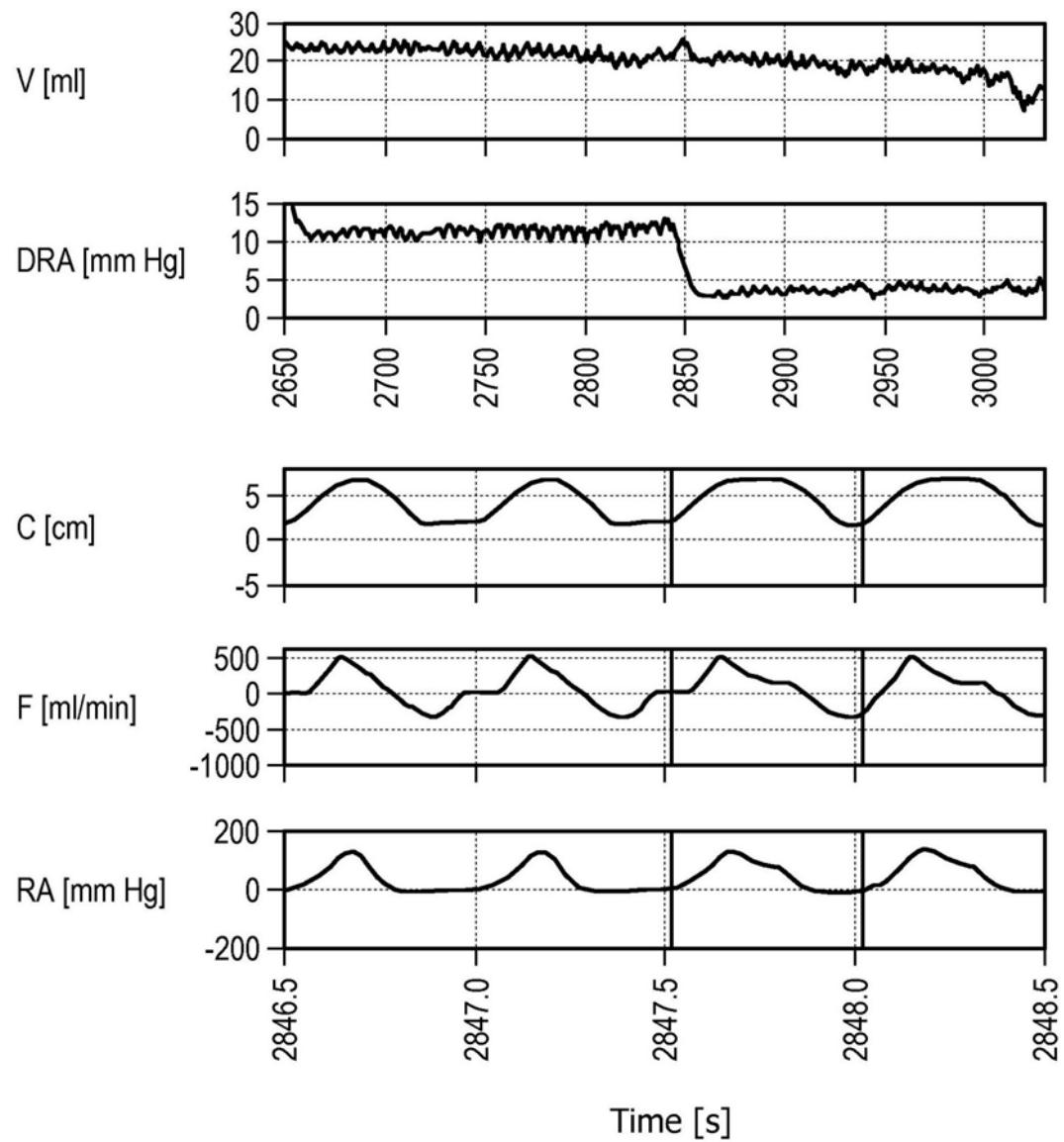


图4

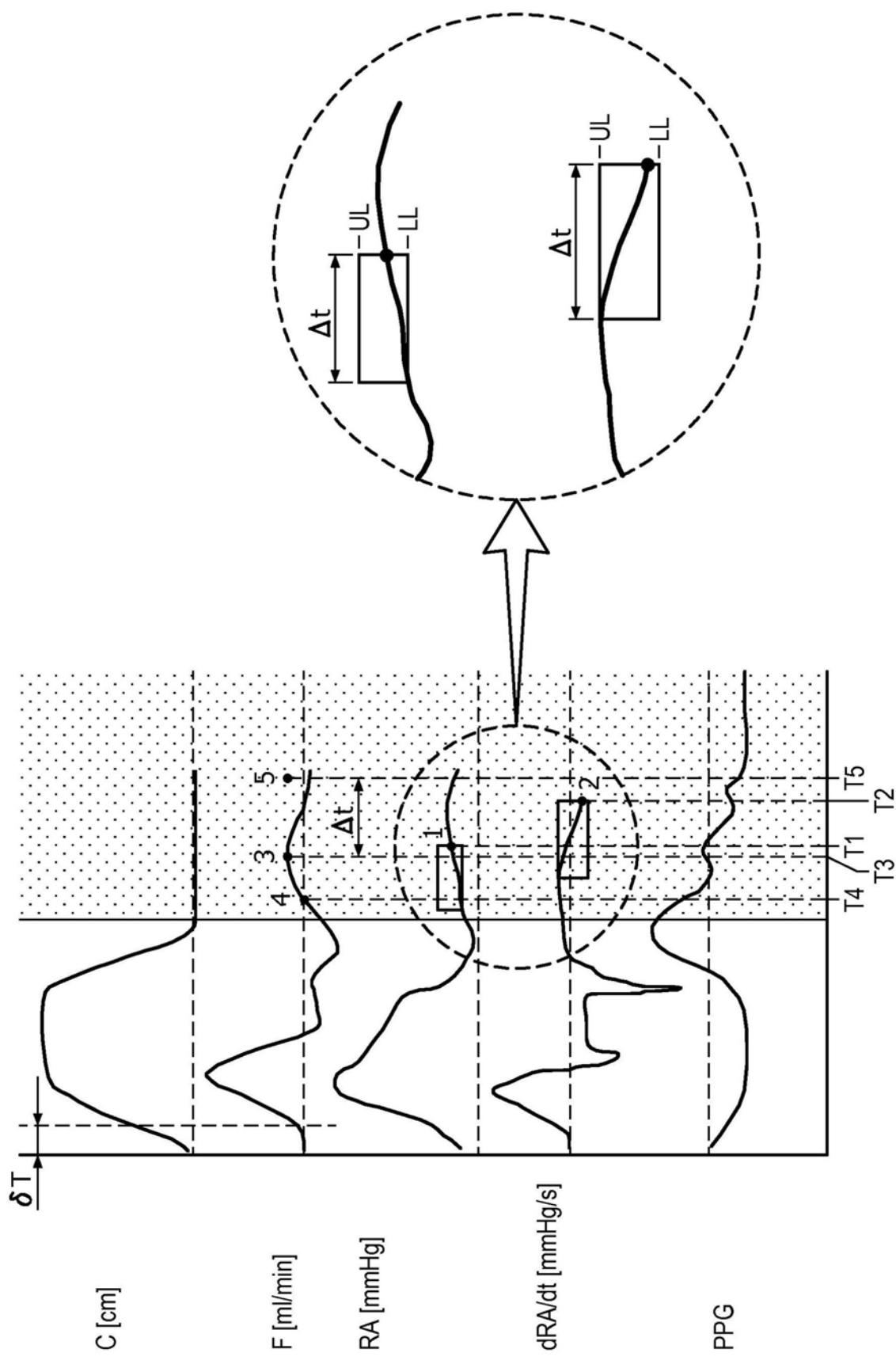


图5

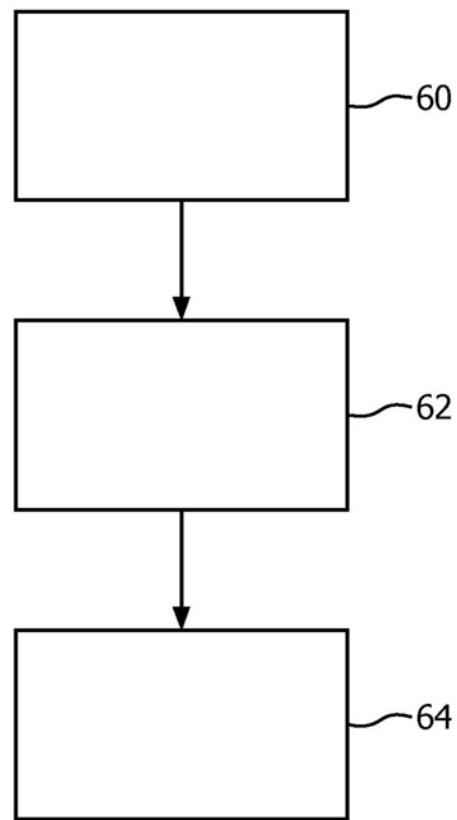


图6

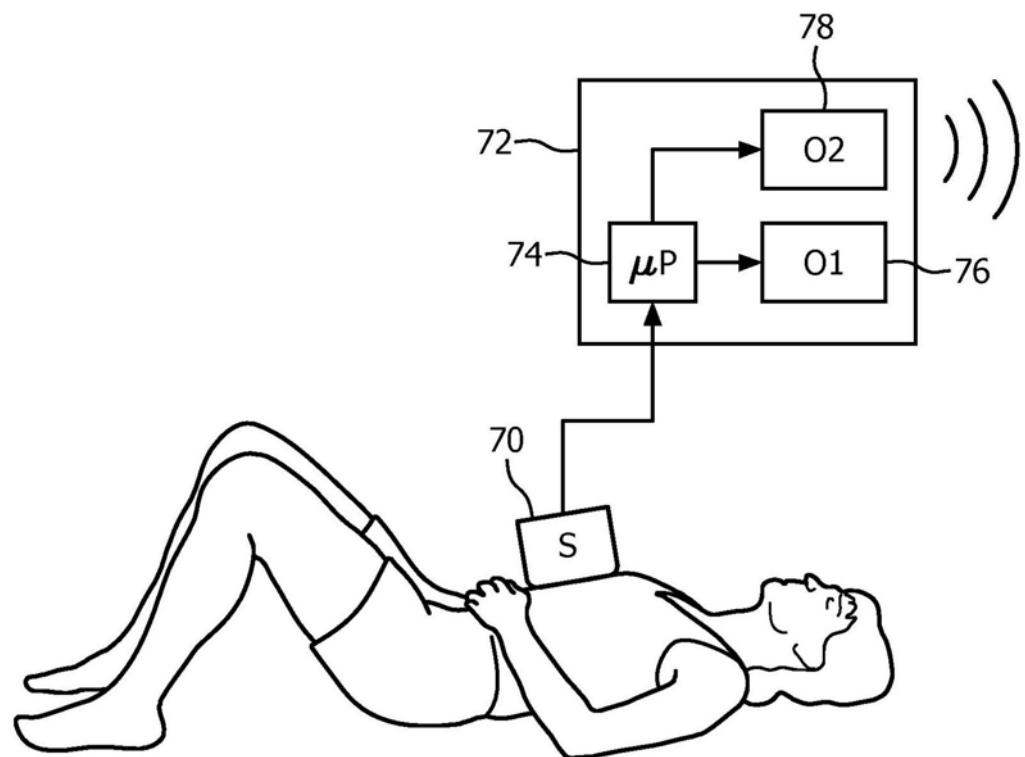


图7

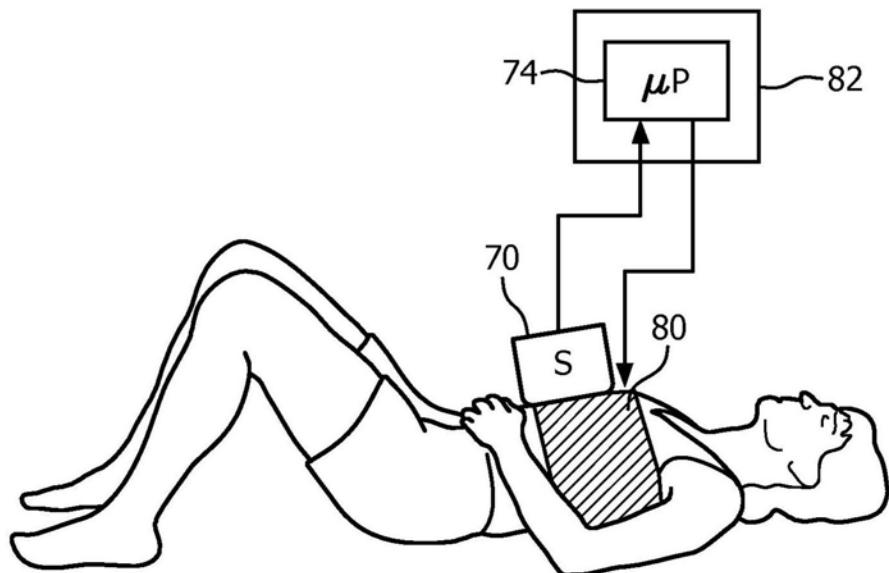


图8