



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108697572 B

(45)授权公告日 2020.06.19

(21)申请号 201780014204.2

赵禹相 崔镇宇

(22)申请日 2017.01.26

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108697572 A

代理人 高岩 杨林森

(43)申请公布日 2018.10.23

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61H 31/00(2006.01)

10-2016-0011876 2016.01.29 KR

A61B 5/02(2006.01)

10-2016-0172286 2016.12.16 KR

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.08.29

(56)对比文件

CN 103282009 A,2013.09.04,

EP 2500008 A2,2012.09.19,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2017/000971 2017.01.26

CN 104840350 A,2015.08.19,

CN 2645604 Y,2004.10.06,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/131477 KO 2017.08.03

CN 101002716 A,2007.07.25,

CN 102119908 A,2011.07.13,

(73)专利权人 首尔大学校产学协力团
地址 韩国首尔

CN 103735401 A,2014.04.23,

CN 104918594 A,2015.09.16,

CN 104970958 A,2015.10.14,

(72)发明人 徐佶菴 权云龙 金景洙 罗相勋
朴裁兴 李晶灿 郑允善 刘京旻
朴珉智 金泰均 高贞仁 金智燮
郑载锡 金庠炫 柳柄旭 李柄卓

US 2010198118 A1,2010.08.05,

US 2004162587 A1,2004.08.19,

审查员 王倩

权利要求书1页 说明书14页 附图12页

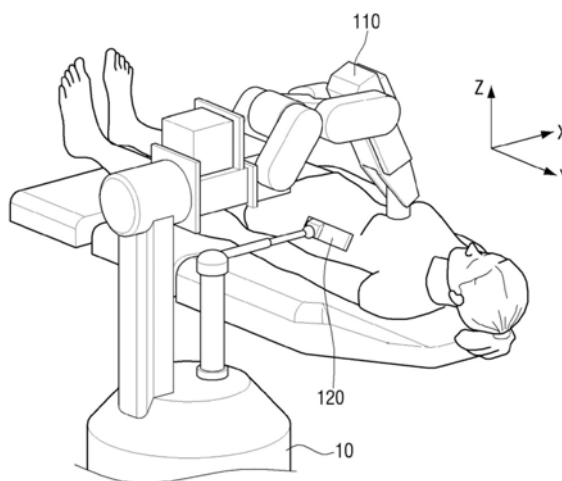
(54)发明名称

自动心肺复苏装置及其控制方法

(57)摘要

公开了一种自动心肺复苏装置及其控制方法。该自动心肺复苏装置包括：可移动的胸部按压器，其用于以预设的深度和周期反复按压患者的胸部；心输出量测量单元，用于根据胸部按压器的按压来测量患者的心输出量；以及处理器，用于通过执行控制使得胸部按压器根据预设方法移动来改变按压位置，其中，处理器控制心输出量测量单元，使得心输出量测量单元测量每个经改变的按压位置处患者的心输出量，基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置，并且执行控制使得胸部按压器移动至患者的心输出量变为最大的按压位置。

100



CN 108697572 B

1. 一种自动心肺复苏装置,包括:

胸部按压器,所述胸部按压器能够移动并且被配置成以预定周期反复按压患者的胸部至预定深度;

心输出量测量单元,被配置成测量由所述胸部按压器的按压引起的患者的心输出量;以及

处理器,被配置成:控制所述胸部按压器,以根据预定方法移动并且改变按压位置,

其中,所述处理器被配置成:控制所述心输出量测量单元,以测量每个经改变的按压位置处患者的心输出量,基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置,并且控制所述胸部按压器移动至所述患者的心输出量变为最大的所述按压位置,

其中,所述预定方法是如下方法:在水平方向或竖直方向中的一个方向上移动所述胸部按压器的同时测量所述患者的心输出量,基于所测量的心输出量来选择所述患者的心输出量变为最大的第一按压位置,并且将所述胸部按压器移动至在与所述胸部按压器的移动方向垂直的方向上位于所述第一按压位置的两侧上的第二按压位置和第三按压位置,以及

其中,所述处理器被配置成:基于在所述第一按压位置至所述第三按压位置处测量的心输出量来选择所述患者的心输出量变为最大的按压位置作为最终按压位置。

2. 根据权利要求1所述的自动心肺复苏装置,其中,所述处理器被配置成:控制所述胸部按压器的按压位置、按压深度或按压周期中的至少一个,以使所述患者的心输出量变为最大。

3. 根据权利要求1所述的自动心肺复苏装置,其中,所述心输出量测量单元被配置成通过使用以下方法中的至少一个来测量所述患者的心输出量:超声测量方法;电生物阻抗心电图分析方法;二氧化碳图;血压波形分析方法;或者心内导管方法。

4. 根据权利要求1所述的自动心肺复苏装置,还包括摄像装置,所述摄像装置被配置成拍摄所述患者的胸部,

其中,所述处理器被配置成:基于由所述摄像装置拍摄的图像来确定所述胸部按压器的按压位置。

5. 根据权利要求1所述的自动心肺复苏装置,还包括传感器,所述传感器被配置成测量所述胸部按压器按压所述患者的压力。

6. 根据权利要求1所述的自动心肺复苏装置,还包括生物信号测量单元,所述生物信号测量单元被配置成测量所述患者的生物信号,

其中,所述处理器被配置成:基于由所述生物信号测量单元测量的生物信号来确定由所述胸部按压器按压的当前按压位置是否是最佳按压位置。

7. 根据权利要求6所述的自动心肺复苏装置,其中,所述生物信号包括血压、心电图、呼气末CO₂或血氧饱和度中的至少一个。

自动心肺复苏装置及其控制方法

技术领域

[0001] 本公开内容涉及一种自动心肺复苏装置及其控制方法,并且更特别地,涉及一种测量心输出量和生物信号并且基于所测量的心输出量和生物信号执行胸部按压的自动心肺复苏装置及其控制方法。

背景技术

[0002] 心肺复苏是当患者进入心脏骤停或者患者的心脏停止时所必不可少的紧急治疗手段。如果没有快速治疗心脏骤停,则四分钟之后就会开始发生脑损伤,并且可能在重要器官中造成严重损害。另外,在10分钟之后,存活率迅速下降。如果除颤延迟1分钟,则存活率可以降低7%至10%,但是,如果执行心肺复苏,则已知存活率可以降低2.5%至5%。如果适当地执行了心肺复苏,则存活率可以显著提高。然而,即使受过良好训练的人员在他/她遇到真实心肺复苏情况时也可能惊慌,并且可能不能很好地完成心肺复苏。

[0003] 即使在擅长心肺复苏的急诊医疗技术人员和医院医疗团队执行心肺复苏的情况下,根据疲劳程度也可能难以持续提供质量恒定的心肺复苏,并且如果由不擅长心肺复苏的医疗团队执行心肺复苏,则可能提供质量较差的心肺复苏。由于心肺复苏需要大量的体力,因此指南建议操作员每2分钟相互减轻彼此的负担。需要如下系统,该系统可以根据最新的心肺复苏指南,保持至少5cm的深度和每分钟100次或更多次的速度,并且可以通过在按压操作之间的充分放松保持适当的心输出量,以通过增强冠状动脉压力来增加自发循环恢复的机会,并且可以自动搜索最佳的心肺复苏以减少对诸如脑、肺等重要器官的损害,并且可以连续地提供胸部按压而不引起疲劳。

[0004] 作为用于执行心肺复苏的胸部按压的现有技术,已经开发了机械式自动胸部按压装置,并且已经引入了使用该装置的一些产品。然而,这些产品是根据预先限定的按压位置、速度和深度手动致动的,并且因此存在不能根据患者的状态实时控制心肺复苏的重要参数的问题。

[0005] 上述背景技术可能是发明人为了得到本公开内容而保留或者在得到本公开内容的过程中获得的技术信息,并且不一定是在提交本公开内容之前向公众公开的公知技术。

发明内容

[0006] 技术目的

[0007] 本公开内容的目的是提供一种自动心肺复苏装置及其控制方法,该自动心肺复苏装置实时测量和分析心输出量,并且分析各种生物信号,并且确定最佳胸部按压位置,并且自动搜索按压位置、周期和深度的最佳值,并且执行胸部按压。

[0008] 技术解决方案

[0009] 根据实施方式,提供了一种自动心肺复苏装置,包括:胸部按压器,其可移动并且被配置成以预定周期反复按压患者的胸部至预定深度;心输出量测量单元,其被配置成测量由胸部按压器的按压引起的患者的心输出量;以及处理器,其被配置成控制胸部按压器,

以根据预定方法移动并且改变按压位置,其中,处理器被配置成:控制心输出量测量单元,以测量每个经改变的按压位置处患者的心输出量,基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置,并且控制胸部按压器移动至患者的心输出量变为最大的按压位置。

[0010] 预定方法可以是如下方法:在水平方向或竖直方向中的一个方向上移动胸部按压器的同时测量患者的心输出量,基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的第一按压位置,并且使胸部按压器移动至在与胸部按压器的移动方向垂直的方向上位于第一按压位置的两侧的第二按压位置和第三按压位置。

[0011] 可替代地,处理器可以被配置成:基于在第一按压位置至第三按压位置处测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置作为最终按压位置。

[0012] 可替代地,处理器可以被配置成:控制胸部按压器的按压位置、按压深度或按压周期中的至少一个,以使患者的心输出量变为最大。

[0013] 另外,心输出量测量单元可以被配置成通过使用以下方法中的至少一种来测量患者的心输出量:超声测量方法、电生物阻抗心电图分析方法、二氧化碳图、血压波形分析方法或心内导管方法。

[0014] 自动心肺复苏装置还可以包括:摄像装置,该摄像装置被配置成拍摄患者的胸部,并且处理器可以被配置成基于由摄像装置拍摄的图像来确定胸部按压器的按压位置。

[0015] 自动心肺复苏装置还可包括传感器,该传感器被配置成测量胸部按压器按压患者的压力。

[0016] 自动心肺复苏装置还可以包括生物信号测量单元,该生物信号测量单元被配置成测量患者的生物信号,并且处理器可以被配置成基于由生物信号测量单元测量的生物信号来确定由胸部按压器按压的当前按压位置是否是最佳按压位置。

[0017] 生物信号可以包括血压、心电图、呼气末CO₂或血氧饱和度中的至少一个。

[0018] 根据实施方式,提供了一种自动心肺复苏装置的控制方法,该方法包括:通过可移动的胸部按压器(压力体)以预定周期在预定初始位置处反复按压患者的胸部至预定深度;测量由胸部按压器在预定初始位置处的按压引起的患者的心输出量;根据预定方法移动胸部按压器的同时测量患者的心输出量,并且改变按压位置;以及基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置,并且将胸部按压器移动至患者的心输出量变为最大的按压位置。

[0019] 有益效果

[0020] 根据各种实施方式,自动心肺复苏装置及其控制方法可以选择最佳按压位置,并且可以根据最佳周期、深度或压力连续地执行胸部按压。

[0021] 此外,自动心肺复苏装置实时测量和分析心输出量和各种生物信号,从而实时评估胸部按压的质量,并且可以通过调整按压位置来实现最佳的胸部按压效果。

[0022] 因此,医疗团队可以在心肺复苏期间观察患者的重要状态,并且可以集中于提供适当的治疗,并且因此可以提高心脏骤停的治疗效率。此外,使用机器的自动心肺复苏可以在救护车或紧急现场以及医院中进行,并且因此具有显著提高心脏骤停患者的存活率的效果。

附图说明

- [0023] 图1是示出根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的立体图；
- [0024] 图2是根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的框图；
- [0025] 图3是根据本公开内容的另一实施方式的自动心肺复苏装置的框图；
- [0026] 图4是示出根据本公开内容的实施方式的用于胸部按压的初始位置和移动候选位置的图；
- [0027] 图5是用于说明根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的算法的图；
- [0028] 图6是用于说明根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的操作场景的图；
- [0029] 图7是用于说明根据本公开内容的实施方式的用户接口的图；
- [0030] 图8至图13是示出根据本公开内容的实施方式的搜索最佳按压位置的处理的图；
- 以及
- [0031] 图14是根据本公开内容的实施方式的用于控制自动心肺复苏装置的方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 在下文中将参照附图来描述本公开内容的各种实施方式。可以以各种方式改变本公开内容中描述的实施方式。特定实施方式在附图中示出并且在详细描述中被详细描述。然而，附图中公开的特定实施方式仅被提供以便于理解各种实施方式。因此，本公开内容的技术构思不限于在附图中公开的特定实施方式，而是应被解释为包含在本公开内容的技术构思和技术范围中所包括的所有等同方案或备选方案。

[0033] 诸如“第一”和“第二”的术语可以用于描述各种元件，但是这些元件不受上述术语的限制。这些术语可以用于将一个元件与另一个元件区分开的目的。

[0034] 在本公开内容的示例性实施方式中使用的术语“包括”或“具有”指示存在本公开内容中描述的相应的特征、数字、步骤、操作、组件、部件或其组合，并且不排除一个或更多个其他特征、数字、步骤、操作、组件、部件或其组合的存在。将理解，当元件“耦接至”另一元件或与另一元件“耦接”“连接”时，该元件可以与另一元件直接耦接或连接，并且在该元件和另一元件之间可以存在中间元件。相反，将理解，当元件“直接耦接至”或“直接连接至”另一元件或与另一元件“直接耦接”时，在该元件和另一元件之间不存在中间元件。

[0035] 另外，示例性实施方式中使用的“模块”或“单元”执行一个或更多个功能或操作，并且可以通过使用硬件或软件或者硬件和软件的组合来实现。另外，除了需要由特定硬件实现的“模块”或“单元”之外，多个“模块”或多个“单元”可以被整合到一个或更多个模块中，或者可以实现为一个或更多个处理器。如本文所使用的，除非上下文另有明确说明，否则单数形式也旨在包括复数形式。

[0036] 另外，在以下描述中，将省略对公知功能或配置的详细描述，因为它们会不必要地模糊本发明的主题。

[0037] 图1是示出根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的立体图，并且图2是根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的框图。

[0038] 自动心肺复苏装置100包括胸部按压器110、心输出量测量单元120和处理器130。

处理器130可以被包括在自动心肺复苏装置100的主体10中。根据实施方式,主体10可以以各种形式实现,并且可以包括用于接收用户命令的输入接口(未示出)。例如,当输入接口接收到来自用户的信息时,处理器130可以控制自动心肺复苏装置100的操作以对应于输入的信息。输入接口可以包括机械输入装置(或机械键、按钮、圆顶开关、滚轮、拨动开关等)或触摸型输入装置。根据实施方式,触摸型输入装置可以包括通过软件处理显示在触摸屏上的虚拟键、软键或布置在除了触摸屏之外的部分上的触摸键。

[0039] 可替代地,主体10可以包括输出接口(未示出),以输出在心输出量测量单元120处测量的测量信息、在各种其他传感器或测量单元处测量的测量信息等。例如,输出接口用于生成与视觉、听觉或触觉有关的输出,并且可以包括显示器、扬声器等。显示器可以通过与触摸传感器形成层间结构或者与其一体地形成而实现为触摸屏。触摸屏可以在自动心肺复苏装置100和用户之间同时执行输入接口的功能和输出接口的功能。

[0040] 胸部按压器110可移动并且以预定周期(或以预定速度)反复地按压患者的胸部至预定深度。胸部按压器110可以包括预定区域的按压杆,以按压患者的胸部。胸部按压器110可以设置在患者躺在其上的床的上部上,并且可以以预定周期和预定压力来按压患者的胸部至预定深度。根据实施方式,胸部按压器110可以具有与机器臂类似的形状,并且在水平和竖直方向上可移动,并且可旋转。可替代地,胸部按压器110可以通过借助于诸如轨道等的移动装置在X轴方向或Y轴方向上移动来改变按压位置。也就是说,胸部按压器110可以找到心输出量变为最大的最佳按压位置,并且可以在处理器130的控制下移动至最佳按压位置。另外,胸部按压器110可以在最佳按压位置沿Z轴方向上竖直地移动的同时,以预定周期和预定压力按压患者的胸部至预定深度。在本公开内容中,连接患者的脚部和头部的直线被限定为X轴,连接患者的左侧和右侧的直线被限定为Y轴,并且连接患者的胸部和前方的直线被限定为Z轴。因此,X轴方向指的是患者的脚部方向或头部方向,Y轴方向指的是患者的左侧方向或右侧方向,并且Z轴方向指的是从前方按压患者的胸部的方向或释放方向。

[0041] 心输出量测量单元120测量由胸部按压器110的按压引起的患者的心输出量。心输出量测量单元120可以与胸部按压器110分开地与主体连接,或者可以与胸部按压器110一体地与主体连接。心输出量指的是1分钟内从患者的心脏即心脏的心室射出的血液量。具体地,心脏以预定周期反复收缩和扩张,并且执行将血液射出到动脉的泵功能。泵功能可以通过1分钟射出的血液量来显示,并且这被称为心输出量。可替代地,泵功能可以用分钟量表示。心输出量由一次收缩所射出的血液量和1分钟收缩的次数(心率)的乘积确定,并且心输出量的单位是ml。

[0042] 可以以各种方法测量心输出量。例如,可以使用超声测量方法。超声测量方法通过使用超声心动图、主动脉超声、经食道超声心动图、多普勒监测装置等来测量心输出量。具体地,超声心动图是通过使用超声波检查实时观察心脏运动的方法。当胸部按压器110按压患者的胸部时,患者的心室响应于胸部按压器110的按压而反复收缩和扩张。收缩和扩张的心室的面积根据胸部按压器110的按压位置而变化。当心室收缩并扩大到最大时,心输出量变为最大。也就是说,超声心动图是通过测量收缩和扩张的心室面积来测量心输出量的方法。主动脉超声是通过使用超声波根据胸部按压器110的按压来测量从左心室射出到主动脉的血液的流量的方法,并且经食道超声心动图是通过以与内窥镜相似的方式将探针插入到喉咙中并且通过测量收缩和扩张的心室的面积来测量心输出量的方法。多普勒监测装

置是通过使用根据心脏中血液的移动速度的频率变化来测量心输出量的方法。

[0043] 此外,心输出量的测量可以通过以下方法来执行:使用心脏搏动的电信号的电生物阻抗心电图分析方法;使用呼气末二氧化碳的分压的二氧化碳图(呼气末CO₂:EtCO₂);使用血压的波形的血压波形分析方法;或者通过经由颈动脉或颈静脉将导管置于心脏中并且通过插入骨架物质来估计从心室释放的血液量的心内导管方法。特别地,心内导管方法可以用于在手术期间心脏骤停的患者。除此之外,可以应用于测量心输出量的各种其他方法。因此,心输出量测量单元120可以实现为超声装置或呼吸装置。

[0044] 处理器130控制胸部按压器110以使其根据预定方法移动,并且改变胸部按压器110的按压位置。另外,处理器120控制心输出量测量单元120以测量每个改变的按压位置处患者的心输出量,并且基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置。处理器130控制胸部按压器110移动至患者的心输出量变为最大的按压位置。将详细描述处理器130确定最佳按压位置以及使胸部按压器110移动至最佳按压位置。另外,处理器130控制胸部按压器110的周期、压力和深度。

[0045] 处理器130可以包括能够处理数据的所有种类的组件。例如,处理器130可以指代数据处理组件,其嵌入在硬件中并且具有物理结构化的电路,以执行由程序中包括的代码或命令表示的功能。根据实施方式,嵌入在硬件中的数据处理组件可以包括处理装置,例如微处理器、中央处理单元、处理器核、多处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等

[0046] 图3是根据本公开内容的另一实施方式的自动心肺复苏装置的框图。

[0047] 参照图3,自动心肺复苏装置100a可以包括胸部按压机器110、心输出量测量装置120、患者监测装置150、机器控制器130和视觉摄像装置140。图3中的胸部按压机器110是图2中的胸部按压器110,图3中的心输出量测量装置120是图2中的心输出量测量单元120,并且图3中的机器控制器130是图2中的处理器130。

[0048] 如上所述,机器控制器130(或处理器)可以控制胸部按压机器110(或胸部按压器)以预定周期在预定按压位置处按压心脏骤停的患者1的胸部至预定深度。心输出量测量装置120(或心输出量测量单元)可以测量由胸部按压引起的心输出量,并且可以向机器控制器130发送所测量的信息。机器控制器130可以控制胸部按压机器110按压胸部,同时根据预定标准改变按压位置。心输出量测量装置120可以测量由胸部按压机器110在经改变的位置处的按压引起的心输出量,并且可以向机器控制器130发送所测量的信息。机器控制器130可以基于所发送的心输出量信息来确定最佳的按压位置,并且可以将胸部按压机器110移动至最佳按压位置。

[0049] 胸部按压机器110可以包括测力或扭矩传感器111。测力或扭矩传感器111可以通过检测当随着应变仪在力下变形或应变仪在力下扭曲而改变的用来测量压力。也就是说,测力或扭矩传感器111可以测量胸部按压机器110按压患者的胸部的压力。胸部按压机器110可以向机器控制器130发送关于在测力或扭矩传感器111处检测到的用于按压胸部的力或扭矩的信息。机器控制器130可以基于所发送的关于按压力或扭矩的信息来确定患者的胸部是否由适当的压力来按压,并且可以控制胸部按压机器的按压周期或按压深度。

[0050] 自动心肺复苏装置100a还可以包括视觉摄像装置140或患者监测装置150。视觉摄像装置140可以设置在胸部按压机器110的一侧上,以拍摄患者的胸部或按压患者的胸部的

胸部按压机器110的图像。另外,机器控制器130可以基于由视觉摄像装置140拍摄的图像来确定胸部按压机器110的按压位置。因此,机器控制器130可以分析由视觉摄像装置140拍摄的图像,并且可以确定当前按压位置是否是最佳按压位置。

[0051] 患者监测装置150可以测量患者的生物信号。患者的生物信号可以包括血压、心电图、呼气末CO₂或血氧饱和度。患者监测装置150可以被称为生物信号测量单元。患者监测装置150(或生物信号测量单元)可以向机器控制器130发送测量的患者的生物信号。机器控制器130可以分析从患者监测装置150发送的生物信号,可以评估心肺复苏的整体质量,并且可以向医疗团队显示心肺复苏的评估质量。另外,机器控制器130可以分析从患者监测装置150发送的生物信号,并且可以确定由胸部按压机器110按压的当前按压位置是否是最佳按压位置。也就是说,自动心肺复苏装置100a可以通过组合由心输出量测量装置120测量的心输出量和由患者监测装置150测量的至少一个生物信号来确定最佳按压位置,并且可以确定最佳按压位置。

[0052] 根据实施方式,自动心肺复苏装置100a可以通过使用关于测量的心输出量和呼气末CO₂(或呼气末CO₂分压)的信息来确定最佳按压位置或心肺复苏的质量。可替代地,自动心肺复苏装置100a可以通过使用关于测量的心输出量、呼气末CO₂、血压、心电图和血氧饱和度的信息来确定最佳按压位置或心肺复苏的质量。

[0053] 因此,自动心肺复苏装置100a的机器控制器130是一种中央处理单元,并且可以控制以下整个过程:控制心输出量测量装置120测量心输出量,并且控制患者监测装置150测量各种生物信号,并且基于所测量的心输出量和生物信号来控制胸部按压机器110的按压位置、深度和周期处于最佳状态。

[0054] 自动心肺复苏装置100a还可以包括存储器(未示出)。存储器可以执行临时地或永久地存储由机器控制器130处理的数据的功能。另外,存储器可以存储用于执行以下功能的控制软件:在心输出量测量装置120处测量心输出量的功能,在患者监测装置150处测量各种生物信号的功能,以及基于所测量的心输出量控制胸部按压机器110的按压位置、深度和周期处于最佳状态的功能。另外,存储器可以存储在自动心肺复苏装置100a中生成的各种信号和数据,例如由视觉摄像装置140拍摄的图像。

[0055] 例如,存储器可以包括以下中的至少一种类型的存储介质:闪存类型、硬盘类型、固态硬盘(SSD)类型、硅盘驱动器(SDD)类型、多媒体微卡类型、卡型存储器(例如SD或XD存储器等)、随机存取存储器(RAM)、静态RAM(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、可编程ROM(PROM)、磁存储器、磁盘和光盘。另外,自动心肺复苏装置100a还可以包括通信单元(未示出),并且可以通过通信单元向服务器或网络存储器发送各种数据和信息,并且服务器或网络存储器可以存储所接收的数据和信息。

[0056] 根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置100a可以实时地测量和分析指示心肺复苏期间心脏的最重要状态的心输出量,并且同时可以分析各种生物信号。另外,自动心肺复苏装置100a可以基于所分析的心输出量和生物信号来掌握当前心肺复苏的质量,并且可以自动搜索作为心肺复苏的重要参数的按压位置、深度和周期的最佳值,以提供最佳的胸部按压,并且可以自动控制胸部按压机器110。

[0057] 图4是示出根据本公开内容的实施方式的初始位置和移动候选位置的图。

[0058] 参照图4,示出了胸部按压位置。根据心肺复苏的指南,最初,自动心肺复苏装置

100开始在中间点(SP)处按压,在该中间点处,连接患者的两个乳头的线与胸骨相交,如图4所示。初始按压位置可以由医疗团队选择。可替代地,当自动心肺复苏装置100包括摄像装置140时,自动心肺复苏装置100可以通过使用摄像装置140将患者的两个乳头识别为图像,并且可以在XY平面上自动搜索初始按压起始点的坐标。自动心肺复苏装置100可以沿着Z轴向下移动胸部按压器110,并且可以将由传感器111检测到力的点设置为初始按压点。

[0059] 根据心肺复苏的指南,自动心肺复苏装置100开始以每分钟100至120次的周期(或速度)和3cm至5cm的按压深度按压胸部。与患者紧密接触的心输出量测量单元120测量心输出量,以分析心肺复苏的质量。另外,当自动心肺复苏装置100包括生物信号测量单元150时,自动心肺复苏装置100还可以测量患者的生物信号,并且可以分析心肺复苏的质量。包括在自动心肺复苏装置100中的传感器111可以实时测量当自动心肺复苏装置100的按压部分与患者接触时生成的力和扭矩,并且可以向处理器130发送关于力和扭矩的信息。

[0060] 处理器130可以基于由心输出量测量单元120测量的心输出量来搜索可以得到最大心输出量的按压条件,并且可以控制自动心肺复苏装置100。可替代地,处理器130还可以通过考虑由生物信号测量单元150测量的各种生物信号来搜索可以得到最大心输出量的最佳按压条件,并且可以控制自动心肺复苏装置100。

[0061] 处理器130可以控制心输出量测量单元120和生物信号测量单元150,以测量各个点处的心输出量和生物信号,同时根据预定标准移动胸部按压器110。例如,处理器130可以使胸部按压器110在水平方向和垂直方向上移动约1cm至2cm的距离。用于胸部按压的候选位置可以是水平方向上的3个点和垂直方向上的5个点的组合,即总共15个点,如图4所示。另外,用于胸部按压的候选位置可以是水平方向上的3个点和垂直方向上的3个点的组合,即总共9个点。胸部按压器110的移动距离和上述候选点的数目仅是示例,并且可以进行各种设置。

[0062] 在搜索按压位置之后,处理器130可以增大胸部按压器110的按压周期,以获得额外的心输出量,并且当胸部的弹性恢复被延迟并且因此在传感器111中连续发生间隙时,处理器130可以在Z轴方向上调整胸部按压器110的按压深度。

[0063] 在下文中,将详细描述用于搜索最佳胸部按压位置的方法。

[0064] 图5是示出根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的算法的图。

[0065] 当存在心脏骤停患者时(S110),根据常规指南指定初始按压位置(S120)。如上所述,心肺复苏的指南指示连接患者的两个乳头的线与胸骨相交的中间点。用于胸部按压的初始按压位置可以由医疗团队手动选择。可替代地,当自动心肺复苏装置包括摄像装置时,自动心肺复苏装置可以拍摄患者的两个乳头作为图像,并且可以基于拍摄的图像自动搜索初始按压起始点的坐标。自动心肺复苏装置可以沿着Z轴向下移动胸部按压器,并且可以将由传感器检测到力的点设置为初始按压点。

[0066] 自动心肺复苏装置的操作可以被分为驱动操作和感测操作。首先,与驱动操作有关的自动心肺复苏装置将胸部按压机器放置在初始按压位置,并且开始胸部按压(S130)。也就是说,自动心肺复苏装置根据指南控制位于初始按压区域的胸部按压器以按压胸部(S130)。例如,胸部按压的指南规定了每分钟约100次的周期和约5cm的深度。

[0067] 自动心肺复苏装置可以包括用于实时监测心输出量的装置。用于实时监测心输出量的装置可以被称为心输出量测量单元,并且与患者紧密接触的心输出量测量单元测量心

输出量以分析心肺复苏的质量。另外,当自动心肺复苏装置100包括生物信号测量单元150时,自动心肺复苏装置100还可以测量患者的生物信号,并且可以分析心肺复苏的质量。包括在自动心肺复苏装置100中的传感器111实时测量当自动心肺复苏装置100的按压部分与患者接触时生成的力和扭矩,并且可以向处理器130发送关于力和扭矩的信息。

[0068] 自动心肺复苏装置基于心输出量数据来调整胸部按压器的按压位置、速度(或周期)和深度(S150)。自动心肺复苏装置可以通过在XY平面上沿水平方向和垂直方向移动胸部按压器来调整按压位置。另外,自动心肺复苏装置可以通过增加或减少每分钟的按压次数来调整胸部按压器的按压速度,并且可以通过在Z轴上向上或向下移动胸部按压器来调整按压深度。

[0069] 接下来,与感测操作有关的自动心肺复苏装置可以应用实时监测装置(S140)。自动心肺复苏装置通过使用实时监测装置来获取心输出量数据(S160)。例如,自动心肺复苏装置可以包括心输出量测量单元和生物信号测量单元。心输出量测量单元可以通过使用以下方法来测量心输出量:超声测量方法、电生物阻抗心电图分析方法、二氧化碳图、血压波形分析方法或心内导管方法。另外,生物信号测量单元可以获取生物信号数据。例如,生物信号可以包括血氧饱和度、呼气末CO₂、心电图或血压。随着血氧饱和度、呼气末CO₂、心电图和血压在预定范围内增加,心输出量增加。也就是说,血氧饱和度、呼气末CO₂、心电图和血压在预定范围内与心输出量成比例。

[0070] 自动心肺复苏装置分析心输出量数据(S170)。可替代地,自动心肺复苏装置基于所获取的心输出量和所获取的生物信号来分析心输出量数据。自动心肺复苏装置实时执行以下处理:获取心输出量数据(S160),分析心输出量数据(S170),以及调整按压位置、速度和深度(S150)。另外,获取心输出量数据(S160)、分析心输出量数据(S170)和调整按压位置、速度和深度(S150)的处理的结果可以反馈到彼此。例如,当自动心肺复苏装置获取和分析心输出量数据时,并且然后,当确定当前按压位置的心输出量小于之前的按压位置的心输出量时,可以将胸部按压器移动至之前的按压位置。可替代地,当确定当前按压时间的心输出量小于之前按压时间的心输出量时,自动心肺复苏装置可以调整胸部按压器的深度。可替代地,当确定当前按压周期(或速度)下的心输出量不足时,自动心肺复苏装置可以调整周期,使得胸部按压器更频繁地按压胸部。另外,自动心肺复苏装置可以以与上述示例相反的方式调整按压位置、周期和深度。

[0071] 图6是示出根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的驱动场景的图。

[0072] 参照图6(a),自动心肺复苏装置可以从用户接收操作命令。在实施方式中,自动心肺复苏装置可以显示输入窗口,通过该输入窗口输入按压位置、周期和深度。自动心肺复苏装置可以通过所显示的输入窗口来接收与胸部按压有关的命令。例如,如图6(a)所示,自动心肺复苏装置可以接收命令1,100,5。自动心肺复苏装置可以将输入命令识别为指示位置编号1、每分钟100次以及5cm的深度。上述示例是实施方式,并且输入窗口和命令输入方法可以以各种方式实现。

[0073] 参照图6(b),自动心肺复苏装置可以响应于输入的命令来执行胸部按压操作。自动心肺复苏装置可以包括心输出量测量单元。因此,自动心肺复苏装置可以在通过心输出量测量单元获取和分析心输出量数据的同时执行胸部按压操作。另外,自动心肺复苏装置还可以包括生物信号测量单元,并且可以通过生物信号测量单元获取生物信号数据。自动

心肺复苏装置可以通过分析所获取的心输出量数据和生物信号数据来计算心输出量。例如,心输出量的计算可以由射血分数(EF)来指示。射血分数是左心室的每搏输出量除以舒张末期容积,并且是指示心脏的泵功能的指标之一。如上所述,自动心肺复苏装置可以实时执行以下操作:获取心输出量数据,获取生物信号数据,分析心输出量数据,分析生物信号数据和调整按压。

[0074] 参照图6(c),自动心肺复苏装置可以存储所获取的心输出量数据和所获取的生物信号数据,并且可以比较和显示所分析的射血分数和生物信号数据的值。例如,心输出量数据可以通过超声心动图获取。因此,心输出量数据可以包括心脏的超声图像。另外,生物信号数据可包括呼气末CO₂(EtCO₂)分压。因此,自动心肺复苏装置可以存储心脏的超声图像和呼气末CO₂分压数据。另外,自动心肺复苏装置可以存储和显示与血压、心电图和血氧饱和度有关的图像或数据。

[0075] 自动心肺复苏装置可以执行按压操作,同时自动改变按压位置。另外,自动心肺复苏装置可以在执行按压操作的同时实时获取和分析心输出量数据和生物信号数据。自动心肺复苏装置可以基于分析结果自动设置最佳胸部按压位置、深度和周期,并且可以执行胸部按压操作。

[0076] 自动心肺复苏装置可以根据用户的命令执行按压操作。参照图6(d),示出了自动心肺复苏装置接收用户命令的处理。在一些情况下,自动心肺复苏装置需要根据医疗团队的判定来执行胸部按压操作。尽管自动心肺复苏装置可以根据自动确定的最佳胸部按压位置、深度和周期来执行胸部按压操作,但是如上所述,自动心肺复苏装置可以根据与医疗团队的输入命令对应的胸部按压位置、深度和周期来执行按压操作。例如,医疗团队可以确定位置编号5、每分钟100次以及5cm深度对于胸部按压操作而言是最佳的,并且可以向自动心肺复苏装置输入命令5、100、5、移动。

[0077] 参照图6(e),示出了响应于输入的命令而执行胸部按压操作的自动心肺复苏装置。自动心肺复苏装置可以响应于输入命令5、100、5、移动,移动至位置编号5,并且以5cm深度执行每分钟100次胸部按压操作。

[0078] 如上所述,自动心肺复苏装置可以在各个位置执行按压操作,并且可以在执行按压操作的同时获取和分析心输出量数据和生物信号数据。另外,自动心肺复苏装置可以根据各种位置、深度和周期执行胸部按压操作,并且然后可以确定最佳位置、深度和周期。自动心肺复苏装置可以移动至被确定为最佳的位置,并且根据最佳深度和周期来执行胸部按压操作。自动心肺复苏装置可以显示输入窗口,以接收来自医疗团队的命令。当从医疗团队输入与胸部按压操作有关的命令时,自动心肺复苏装置可以响应于输入的命令来执行胸部按压操作。也就是说,与由其自身确定的与最佳胸部按压操作有关的设置相比,自动心肺复苏装置可以给予与由医疗团队输入的和胸部按压有关的命令更高的优先级。

[0079] 在下文中,将描述用于向自动心肺复苏装置输入命令的输入接口。

[0080] 图7是示出根据本公开内容的实施方式的用户接口的图。

[0081] 参照图7,示出了用于向自动心肺复苏装置输入命令的用户接口。用户接口可以包括用于向自动心肺复苏装置输入命令的输入区域51。例如,输入区域51可以接收关于按压位置、周期(或速度)和深度的值的输入。可以将按压位置显示成与预定点对应。例如,胸部按压位置可以设置为9个点,并且如图7所示,可以显示编号1至9。当胸部按压的位置被设置

为15个点时,可以显示编号1至15。按压周期可以通过数字输入。例如,当输入100时,可以每分钟执行100次胸部按压操作。按压深度可以通过数字输入。例如,当输入50时,可以以50mm的深度执行胸部按压操作。

[0082] 用户接口可以包括指示呼气末C02分压 (EtC02) 测量文件的区域52。如上所述,自动心肺复苏装置可以测量并存储呼气末C02分压。另外,自动心肺复苏装置可以显示区域52,该区域52指示呼气末C02分压的测量文件或存储测量文件的路径。

[0083] 用户接口可以包括当前状态显示区域53。当前状态可以包括呼气末C02分压数据存储、图像数据存储、图像分析、停止等。

[0084] 另外,用户接口可以包括射血分数 (EF) 显示区域54。如上所述,射血分数是左心室的每搏输出量除以舒张末期容积,并且是指示心脏的泵功能的指标之一。也就是说,射血分数可以是指示心输出量的指标。用户接口可以实时显示射血分数的值。因此,医疗团队可以实时确定由当前胸部按压操作引起的心输出量,并且可以确定最佳胸部按压位置。

[0085] 此外,用户接口还可以包括自动选择按钮、关闭按钮、结束按钮等。上述示例是用户接口的实施方式,并且用户接口可以被实现为具有各种区域和各种形状。

[0086] 在下文中,将描述自动心肺复苏装置自动改变按压位置、执行胸部按压操作以及确定心输出量变为最大的最佳胸部按压位置的特定实施方式。

[0087] 图8至图13是示出根据本公开内容的实施方式的搜索最佳按压位置的过程的图。

[0088] 自动心肺复苏装置在根据预定方法移动胸部按压器的同时按压胸部,并且同时测量心输出量。另外,自动心肺复苏装置基于所测量的心输出量将心输出量变为最大的按压位置确定为最佳胸部按压位置。自动心肺复苏装置使胸部按压器移动至被确定为最佳的胸部按压位置,并且执行胸部按压操作。

[0089] 根据实施方式,自动心肺复苏装置可以将按压位置设置为包括水平方向上的3个点和垂直方向上的3个点的组合的总共9个点。按压点的数目是实施方式,并且可以设置各种数目的按压点。

[0090] 用于自动心肺复苏装置找到最佳胸部按压位置的预定方法可以是在垂直方向上移动胸部按压器的同时测量患者的心输出量。另外,自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的第一按压位置。自动心肺复苏装置在所选择的第一按压位置的左按压位置和右按压位置处按压胸部,并且还测量心输出量,并且可以选择心输出量变为最大的按压位置作为最佳按压位置。通常,与按压其他按压位置时相比,当按压心输出量变为最大的按压位置的周边时,可以射出更多的血液。因此,自动心肺复苏装置首先沿垂直方向按压胸部,并且然后按压心输出量变为最大的按压位置的左位置和右位置,并且测量心输出量并确定最佳按压位置。根据实施方式,自动心肺复苏装置可以在垂直方向上每次移动2cm并且在水平方向上每次移动1cm的同时进行按压。

[0091] 可替代地,自动心肺复苏装置可以在水平方向上移动胸部按压器的同时测量患者的心输出量。另外,自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的第一按压位置。自动心肺复苏装置在所选择的第一按压位置的上按压位置和下按压位置处按压胸部,并且还测量心输出量,并且可以选择心输出量变为最大的按压位置作为最佳按压位置。也就是说,自动心肺复苏装置沿水平方向按压胸部,并且然后按压心输出量变为最大的按压位置的上位置和下位置,并且测量心输出量并确定最佳按压位置。根

据实施方式,自动心肺复苏装置可以在水平方向上每次移动2cm并且在竖直方向上每次移动1cm的同时进行按压。

[0092] 图8是示出在位置编号1处执行胸部按压的处理的图。在图8(a)中示出了9个按压点。最初,自动心肺复苏装置可以在位置编号1处按压胸部。如上所述,位置编号1可以是遵循心肺复苏指南的位置。自动心肺复苏装置的胸部按压器可以由医疗团队移动至位置编号1。可替代地,自动心肺复苏装置可以拍摄患者的胸部并且可以分析拍摄的图像,并且可以使胸部按压器移动至位置编号1。自动心肺复苏装置可以在位置编号1处按压胸部。自动心肺复苏装置可以根据依据指南的按压深度和按压周期来按压胸部。另外,自动心肺复苏装置可以在位置编号1处按压胸部达预定时间。例如,自动心肺复苏装置可以按压胸部达约3至4分钟。这是因为自动心肺复苏装置应在按压胸部达预定时间的同时测量心输出量,以便确定胸部按压的质量。然而,可以适当地设置用于保持胸部按压以确定胸部按压质量的时间。另外,自动心肺复苏装置可以按压胸部并测量心输出量,同时改变按压位置和按压周期。自动心肺复苏装置可以在其他位置按压时执行胸部按压达预定时间,并且可以在改变按压深度和按压周期的同时按压胸部并测量心输出量。

[0093] 图8(b)示出了在位置编号1处按压胸部时测量的信号。例如,自动心肺复苏装置可以在按压胸部的同时测量心输出量和呼气末CO₂分压(EtCO₂)。自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量和呼气末CO₂分压来确定胸部按压的质量,并且可以选择最佳的胸部按压位置。图8(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)。射血分数是心输出量的测量值。另外,呼气末CO₂分压是指患者的呼出气体中包括的二氧化碳的分压,并且其与心输出量成比例。

[0094] 图9是示出在位置编号2处执行胸部按压的过程的图。在图9(a)中示出了9个按压点。自动心肺复苏装置可以按压胸部并且可以测量心输出量和生物信号,同时在竖直方向上移动胸部按压器。位置编号2可以位于位置编号1的下侧。根据实施方式,自动心肺复苏装置可以使胸部按压器移动至位置编号1的下方约2cm处,并且可以按压胸部。

[0095] 图9(b)示出了在位置编号2处按压胸部时测量的信号。自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量和呼气末CO₂分压来确定胸部按压的质量。图9(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)。图9(b)中示出的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)大于图8(b)中示出的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)。也就是说,位置编号2可以是比位置编号1更合适的胸部按压位置。自动心肺复苏装置可以在竖直方向上移动胸部按压器。

[0096] 图10是示出在位置编号3处执行胸部按压的过程的图。在图10(a)中示出了9个按压点。自动心肺复苏装置可以按压胸部并且可以测量心输出量和生物信号,同时在竖直方向上移动胸部按压器。位置编号3可以位于位置编号1的上侧。根据实施方式,自动心肺复苏装置可以使胸部按压器移动至位置编号2上方约4cm处,并且可以按压胸部。也就是说,位置编号3可以在位置编号1上方约2cm处,并且可以在位置编号2上方约4cm。

[0097] 图10(b)示出了在位置编号3处按压胸部时测量的信号。自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量和呼气末CO₂分压来确定胸部按压的质量。图10(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)。图10(b)所示的射血分数(EF)和呼气末CO₂分压(EtCO₂)小于图9(b)所示的射血分数(EF)和呼气末

C02分压 (EtC02)。也就是说,位置编号2可以是比位置编号3更合适的胸部按压位置。

[0098] 当按压位置是9个点时,自动心肺复苏装置可以在竖直方向上的三个点处按压胸部,并且可以测量心输出量。如图8至图10所示,自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量等,确定位置编号2是三个点中的适当按压点。也就是说,位置编号2是临时确定的第一按压点。自动心肺复苏装置可以在第一按压点即位置编号2的左侧点和右侧点处按压胸部,并且可以测量心输出量。

[0099] 图11是示出在位置编号6处执行胸部按压的过程的图。在图11(a)中示出了9个按压点。自动心肺复苏装置可以在相对于第一按压点的左侧和右侧的方向(或水平方向)上移动胸部按压器的同时按压胸部,并且可以测量心输出量和生物信号。在本实施方式中,第一按压点是位置编号2。位置编号6可以位于位置编号2的左侧。根据实施方式,自动心肺复苏装置可以使胸部按压器从位置编号3向下移动约4cm,并且向左移动约1cm,并且可以按压胸部。也就是说,位置编号6可以位于距离位置编号2约1cm的左侧。

[0100] 图11(b)示出了在位置编号6处按压胸部时测量的信号。自动心肺复苏装置可以基于测量的心输出量和呼气末C02分压来确定胸部按压的质量。图11(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末C02分压(EtC02)。图11(b)所示的射血分数(EF)和呼气末C02分压(EtC02)大于图9(b)所示的射血分数(EF)和呼气末C02分压(EtC02)。也就是说,位置编号6可以是比位置编号2更合适的胸部按压位置。自动心肺复苏装置可以使胸部按压器向右移动。

[0101] 图12是示出在位置编号2处执行胸部按压的过程的图。在图12(a)中示出了9个按压点。位置编号2可以位于位置编号6的右侧。自动心肺复苏装置可以使胸部按压器从位置编号6向右移动约1cm,并且可以按压胸部。也就是说,位置编号2可以位于距离位置编号6约1cm的右侧。由于先前已经执行了位置编号2处的胸部按压,所以自动心肺复苏装置可以省略位置编号2处的胸部按压,并且可以移动至位置编号7并且可以执行胸部按压操作。

[0102] 图12(b)示出了在位置编号2处按压胸部时测量的信号。自动心肺复苏装置可以基于测量的心输出量和呼气末C02分压来确定胸部按压的质量。图12(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末C02分压(EtC02)。图12(b)中所示的射血分数小于图11(b)中所示的射血分数。图12(b)中所示的呼气末C02分压大于图11(b)中所示的呼气末C02分压。然而,呼气末C02分压可以用作确定心输出量的辅助数据。因此,由于位置编号6处的心输出量大于位置编号2处的心输出量,因此位置编号6仍然是更合适的胸部按压位置。自动心肺复苏装置可以使胸部按压器向右移动。

[0103] 图13是示出在位置编号7处执行胸部按压的过程的图。在图13(a)中示出了9个按压点。位置编号7可以位于位置编号2的右侧。自动心肺复苏装置可以使胸部按压器从位置编号2向右移动约1cm,并且可以按压胸部。也就是说,位置编号7可以位于距离位置编号2约1cm的右侧。

[0104] 图13(b)示出了在位置编号7处按压胸部时测量的信号。自动心肺复苏装置可以基于测量的心输出量和呼气末C02分压来确定胸部按压的质量。图13(b)示出了在自动心肺复苏装置按压胸部达预定时间时测量的射血分数(EF)和呼气末C02分压(EtC02)。图13(b)中所示的射血分数小于图11(b)中所示的射血分数。图13(b)中所示的呼气末C02分压大于图11(b)中所示的呼气末C02分压。然而,呼气末C02分压可以用作确定心输出量的辅助数

据。另外,由于位置编号6处的心输出量大于位置编号7处的心输出量,因此位置编号6仍然是更合适的胸部按压位置。因此,由于自动心肺复苏装置在位置编号6处按压时测量到最大心输出量,所以自动心肺复苏装置可以选择位置编号6作为最终的最佳胸部按压位置。自动心肺复苏装置可以使胸部按压器向右移动。

[0105] 自动心肺复苏装置可以测量每个点处的心输出量,同时调整胸部按压周期或深度。自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来选择最佳按压周期或深度。也就是说,自动心肺复苏装置可以在改变按压位置的同时按压胸部,并且可以在调整按压周期或深度的同时按压胸部并且可以测量心输出量。另外,自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来选择最佳按压位置、按压周期和按压深度,并且可以执行胸部按压操作。

[0106] 到目前为止,已经描述了确定最佳胸部按压位置、周期和深度的过程。在下文中,将描述自动心肺复苏装置的控制方法。

[0107] 图14是根据本公开内容的实施方式的自动心肺复苏装置的控制方法的流程图。

[0108] 参照图14,自动心肺复苏装置通过使用可移动的胸部按压器根据预定深度和周期在预定初始位置处反复按压患者的胸部(S210)。预定初始位置以及预定深度和周期可以遵循指南。也就是说,预定初始位置可以是连接患者的两个乳头的线与胸骨相交的中间点,预定深度是5cm或更大,并且预定周期可以是每分钟100次或更多。自动心肺复苏装置的胸部按压器可以由医疗团队移动,或者可以基于拍摄的图像自动移动。

[0109] 自动心肺复苏装置可以测量由胸部按压器在预定初始位置处的按压引起的患者的心输出量(S220)。自动心肺复苏装置可以包括以各种方法测量心输出量的心输出量测量单元。另外,自动心肺复苏装置可以包括测量各种生物信号的生物信号测量单元。自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来确定按压部分上的胸部按压的质量。可替代地,自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量和所测量的生物信号来确定按压部分上的胸部按压的质量。自动心肺复苏装置可以使用测量的生物信号作为用于确定胸部按压的质量的辅助数据。

[0110] 自动心肺复苏装置可以在通过根据预定方法移动胸部按压器来改变按压位置的同时,测量患者的心输出量(S230)。例如,自动心肺复苏装置可以在水平方向或垂直方向中的一个方向上移动胸部按压器的同时测量患者的心输出量,并且可以基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的第一按压位置。另外,自动心肺复苏装置可以在第二按压位置和第三按压位置处按压胸部的同时,测量心输出量,所述第二按压位置和第三按压位置在与胸部按压器的移动方向垂直的方向上位于相对于第一按压位置的两侧上。

[0111] 自动心肺复苏装置可以基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置,并且可以将胸部按压器移动至心输出量变为最大的按压位置(S240)。自动心肺复苏装置可以基于在第一按压位置至第三按压位置处测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置作为最终按压位置。自动心肺复苏装置可以将胸部按压器移动至最终按压位置,并且可以按压胸部。

[0112] 根据上述各种实施方式的自动心肺复苏装置的控制方法可以实现为程序,并且可以提供给自动心肺复苏装置。例如,可以提供其中存储了用于执行自动心肺复苏装置的控制方法的程序的非暂态计算机可读介质。

[0113] 非暂态计算机可读介质是指半永久地存储数据并且可由设备读取的介质,而不是

在非常短的时间内存储数据的介质,例如寄存器、缓存和存储器。具体地,上述应用程序或程序可以被存储在非暂态计算机可读介质例如CD-ROM、数字通用盘(DVD)、硬盘、蓝光盘、通用串行总线(USB)、存储卡和只读存储器(ROM)等中并且可以被提供。

[0114] 根据本公开内容的实施方式,自动心肺复苏装置自动选择最佳胸部按压位置,并且胸部按压器快速并且准确地移动至该位置,使得可以根据最佳深度和速度连续执行胸部按压而不会引起疲劳和中断。

[0115] 因此,医疗团队可以在心肺复苏期间观察患者的重要状态,并且可以集中于提供适当的治疗。因此,可以提高心脏骤停的治疗效率。此外,使用机器的自动心肺复苏可以在救护车或紧急现场以及医院中进行,并且因此具有显著提高心脏骤停患者的存活率的效果。

[0116] 虽然已经说明和描述了本公开内容的优选实施方式,但是本公开内容不限于上述特定实施方式。在不脱离权利要求中要求保护的本公开内容的范围的情况下,本领域技术人员可以进行各种改变,并且,改变的实施方式不应被理解为与本公开内容的技术构思或前景分离。

100

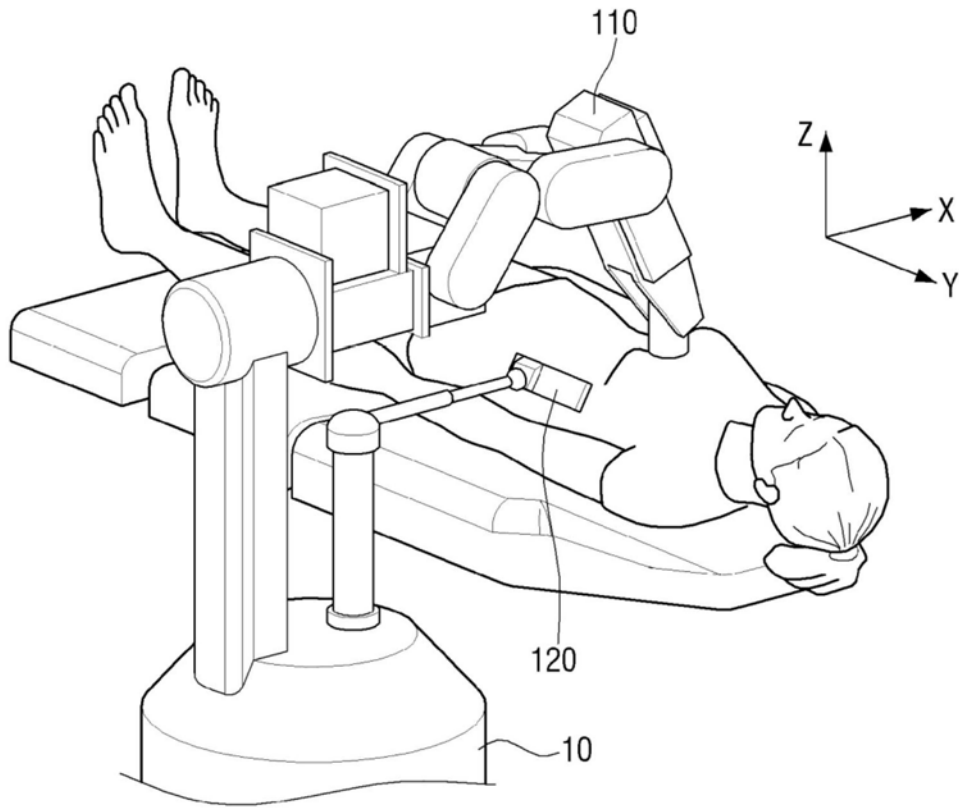


图1

100



图2

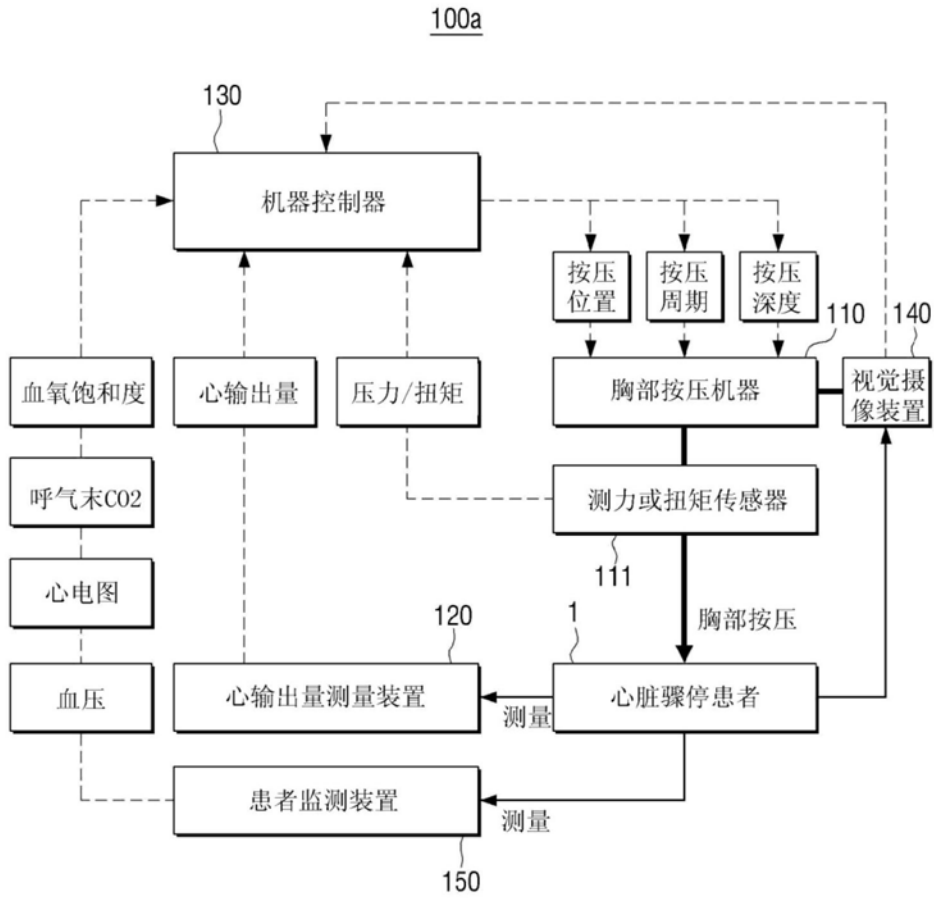


图3

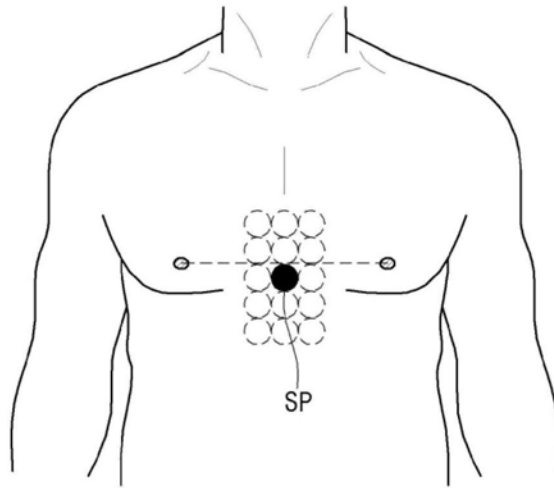


图4

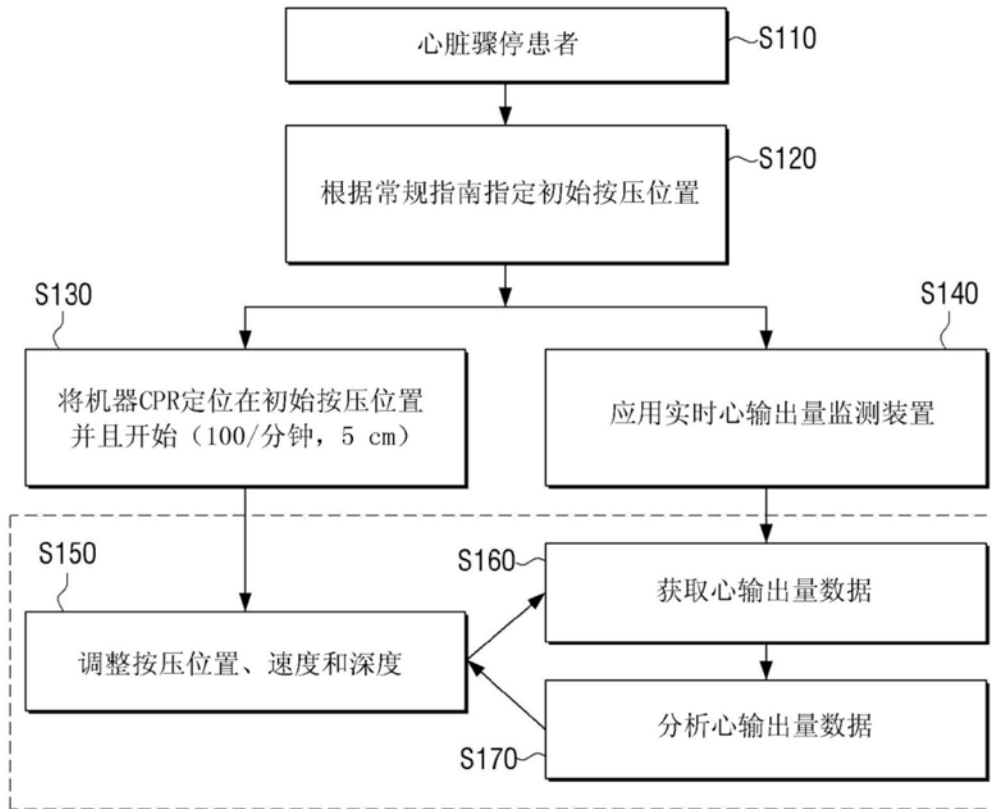


图5

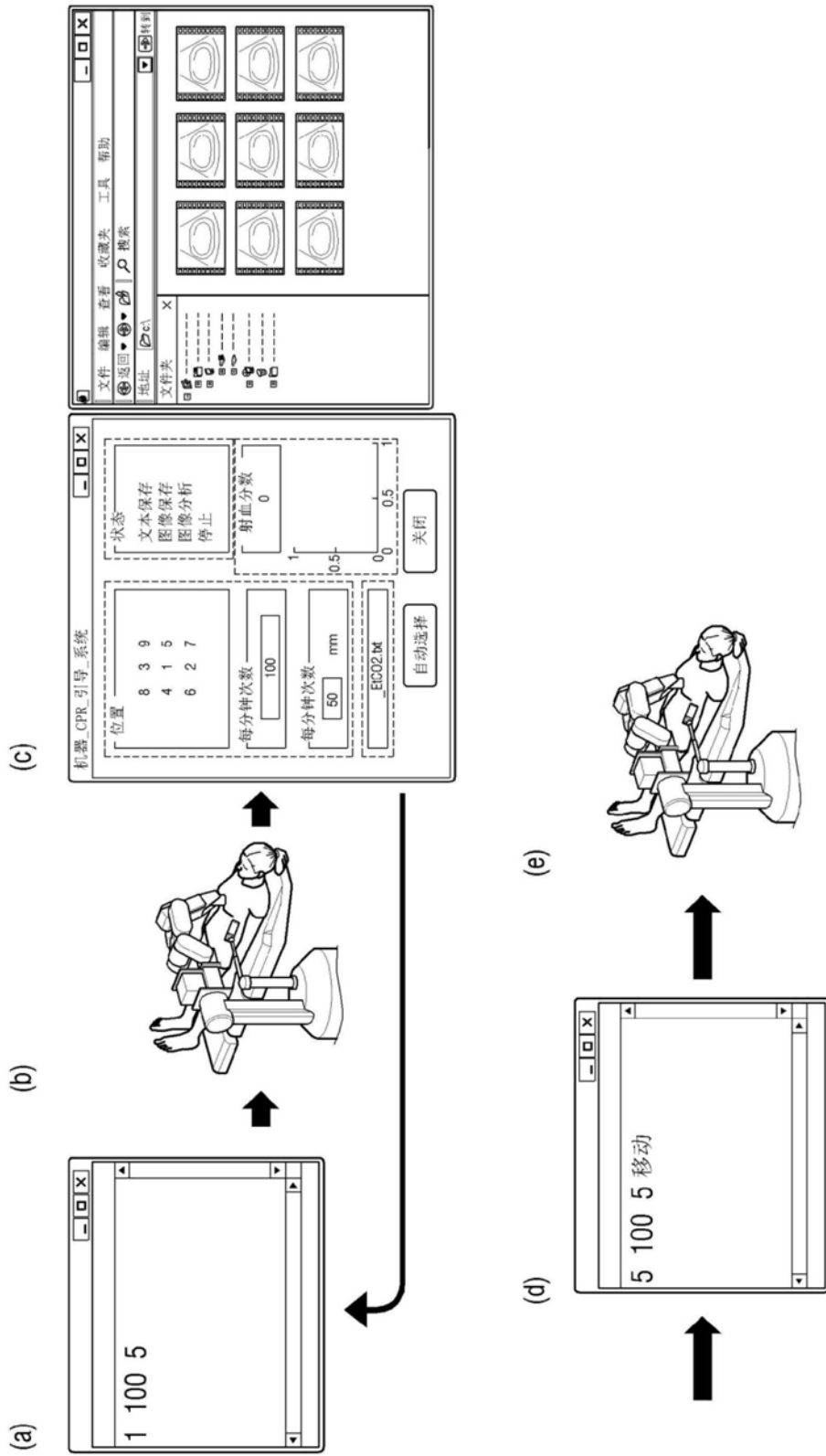


图6

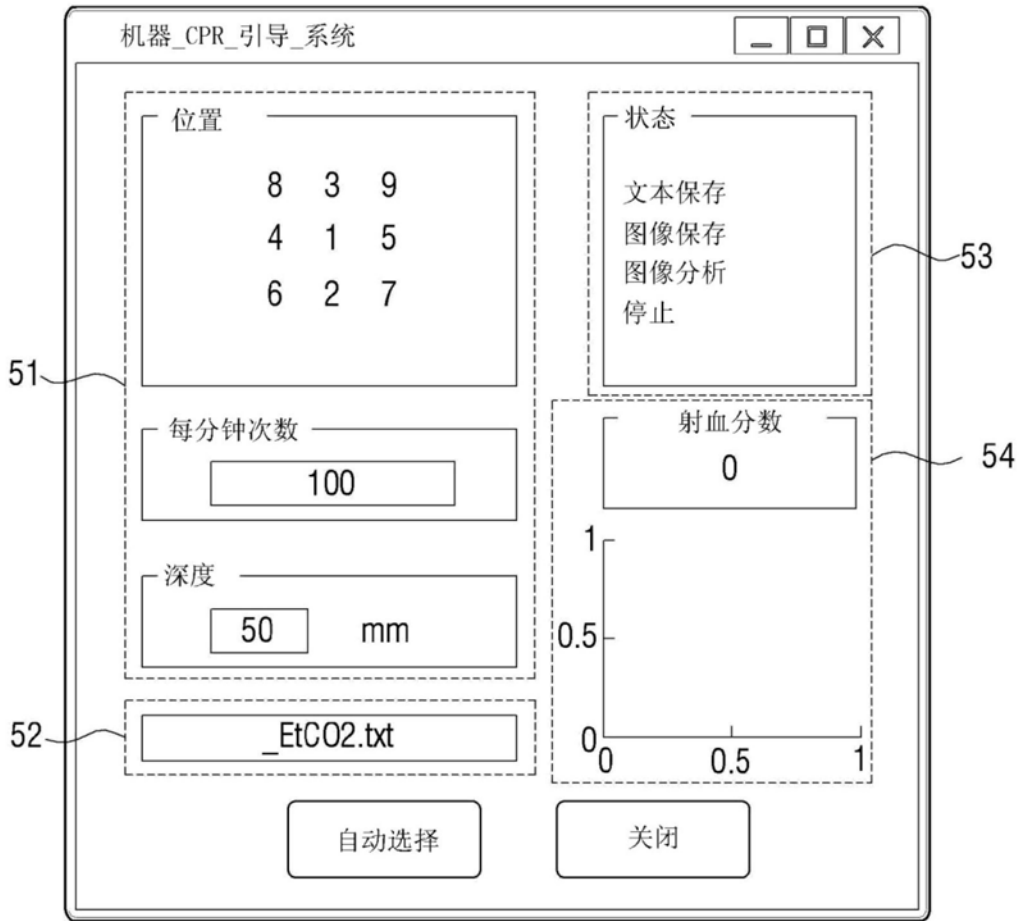


图7

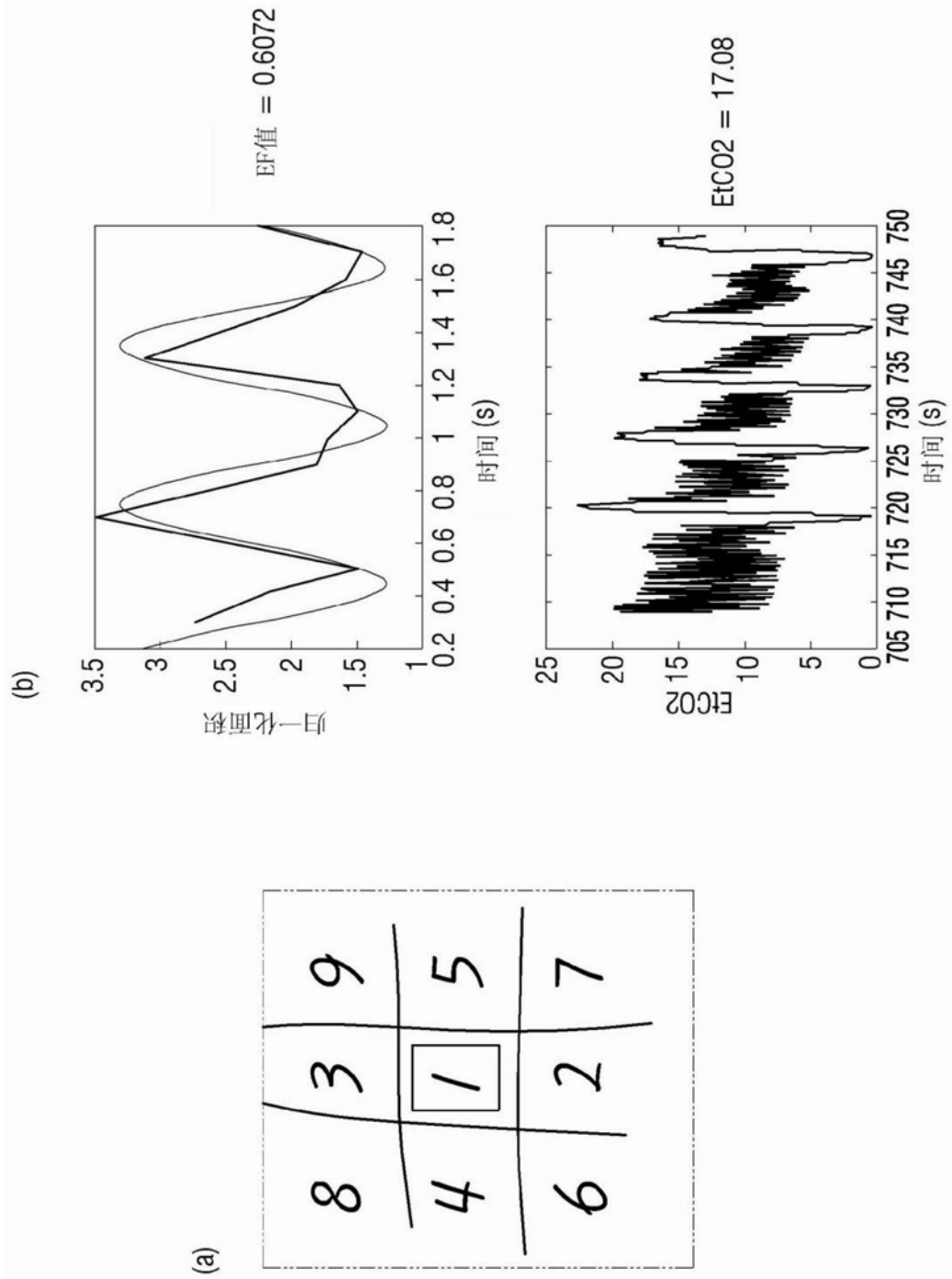


图8

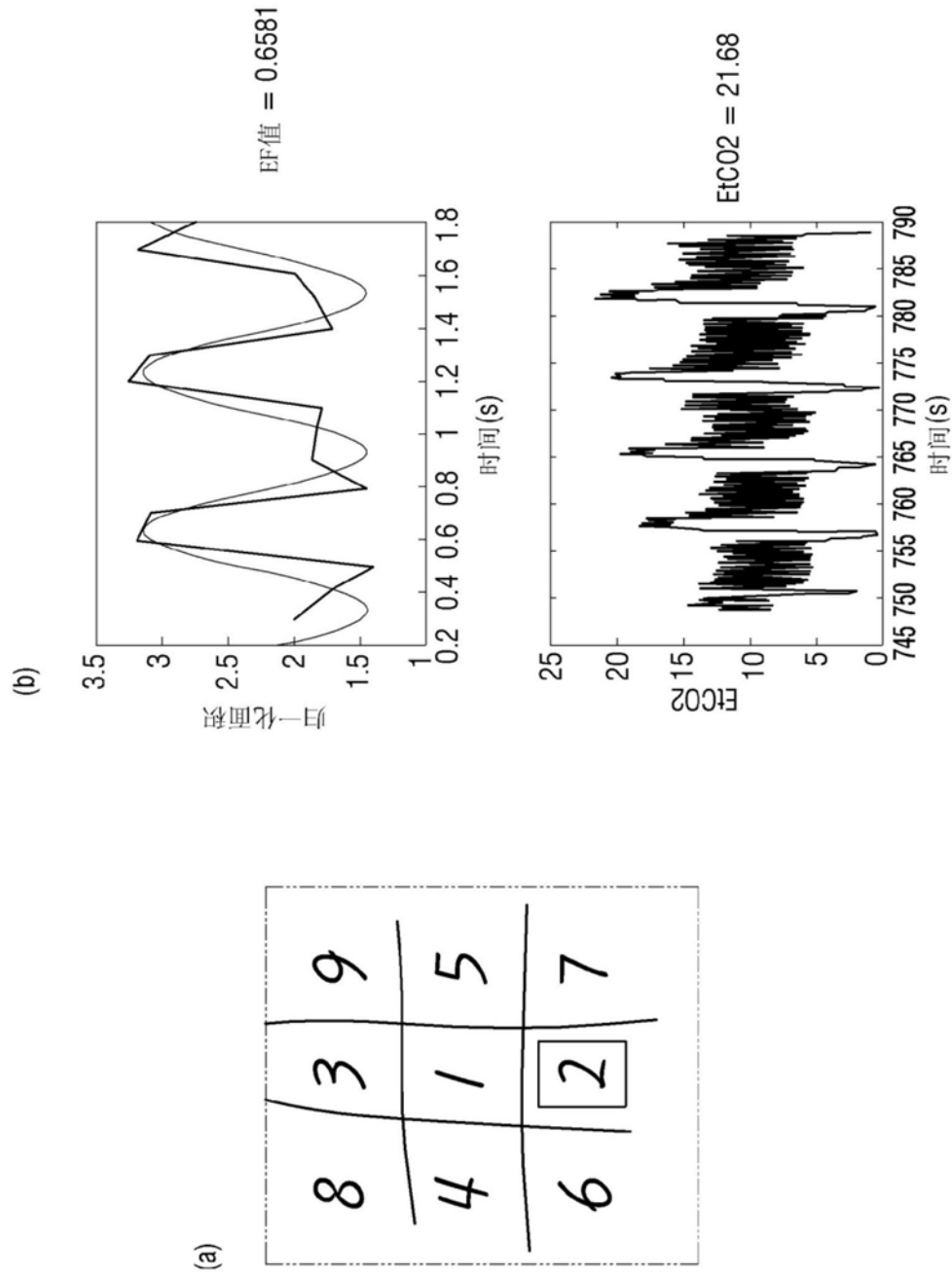


图9

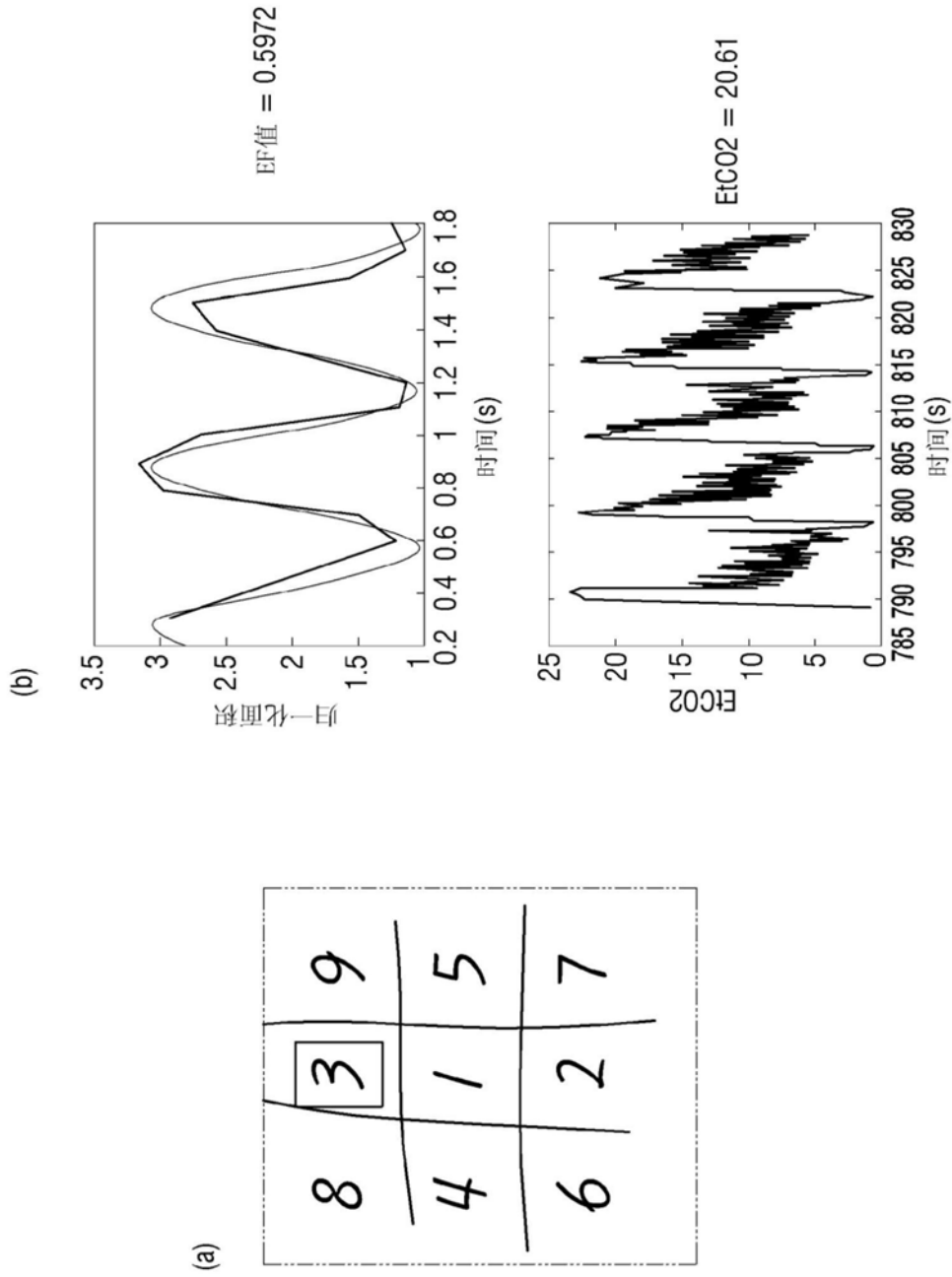


图10

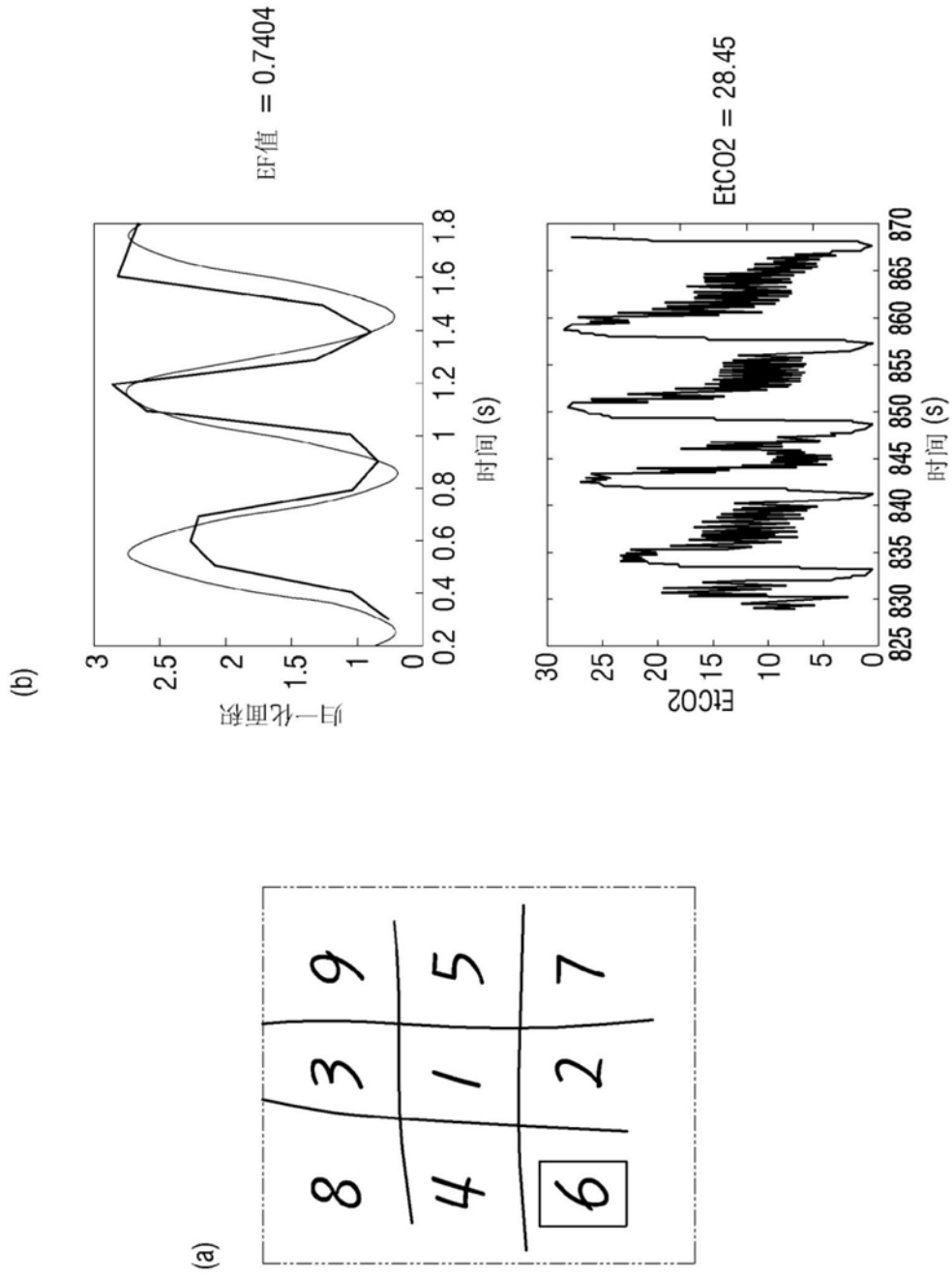


图11

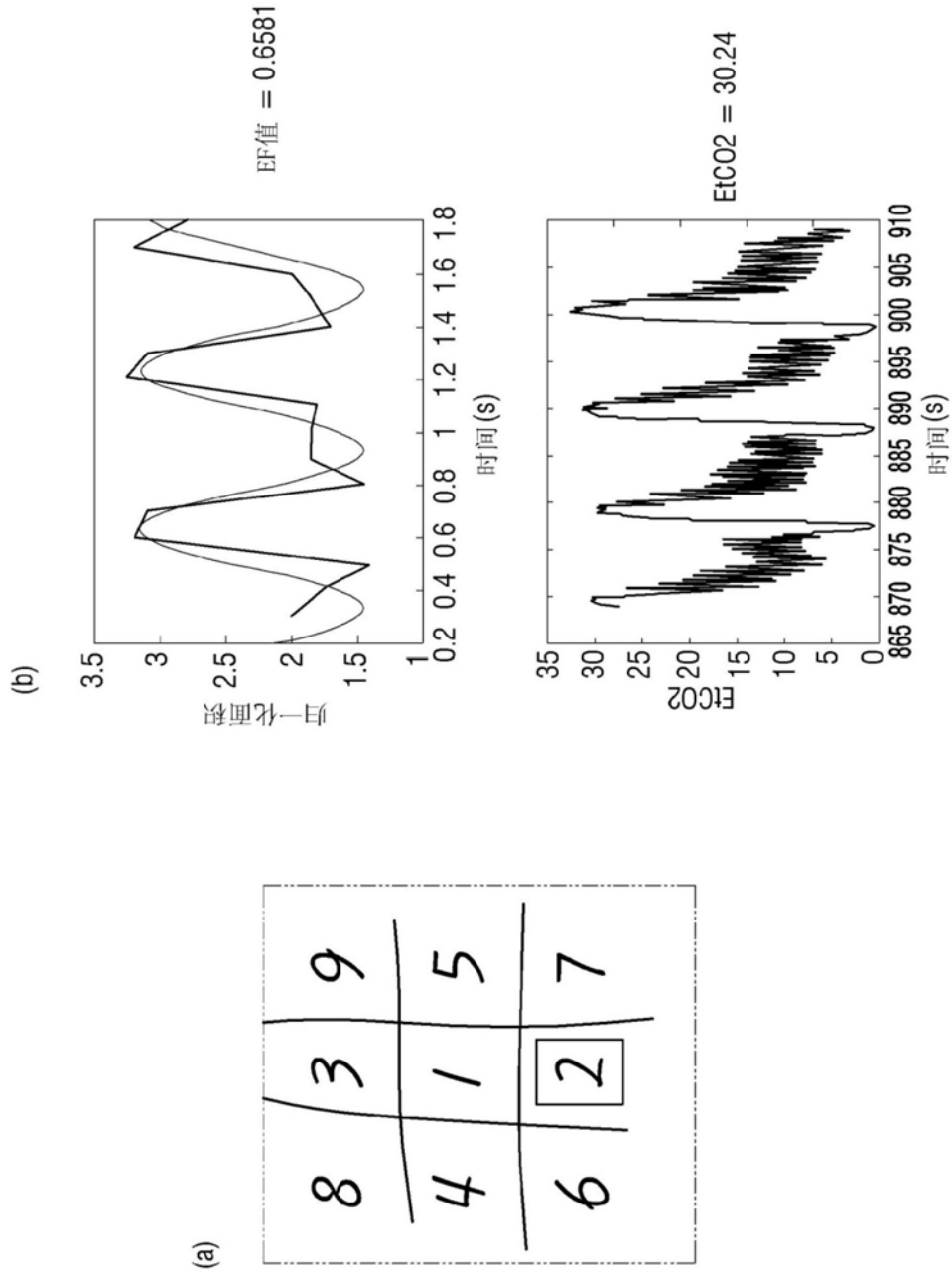


图12

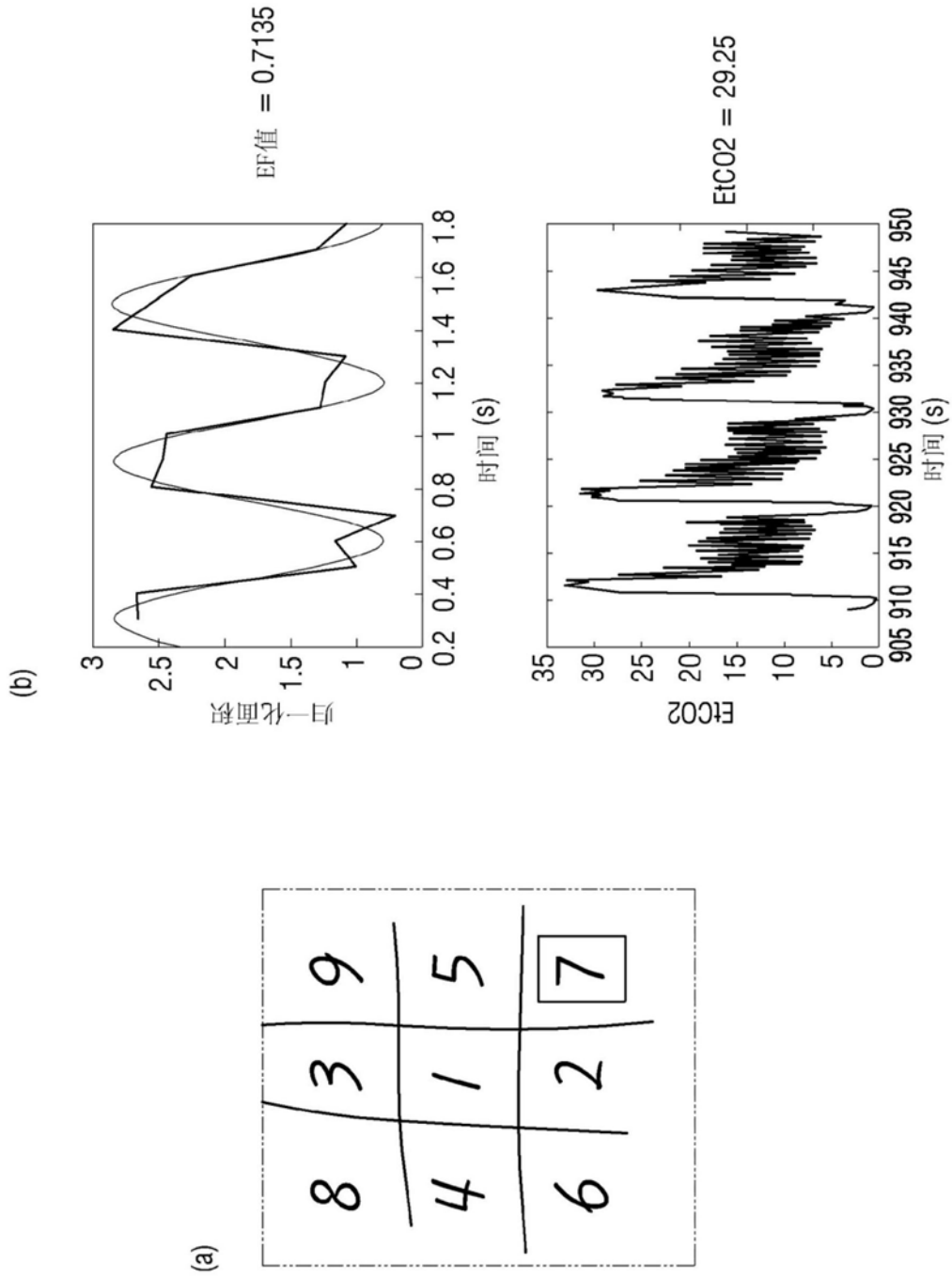


图13

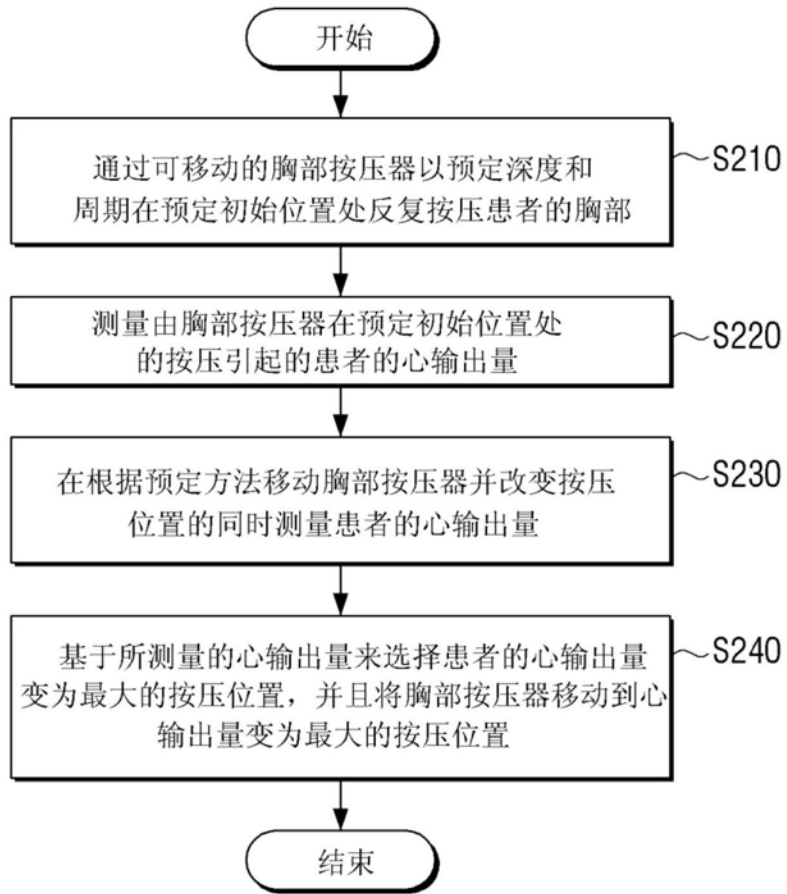


图14

专利名称(译)	自动心肺复苏装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN108697572B	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN201780014204.2	申请日	2017-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
当前申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
[标]发明人	徐侏菴 权云龙 金景洙 罗相勋 朴裁兴 李晶灿 郑允善 刘京旻 朴珉智 金泰均 高贞仁 金智燮 郑载锡 金庠炫 柳柄旭 李柄卓 赵禹相 崔镇宇		
发明人	徐侏菴 权云龙 金景洙 罗相勋 朴裁兴 李晶灿 郑允善 刘京旻 朴珉智 金泰均 高贞仁 金智燮 郑载锡 金庠炫 柳柄旭 李柄卓 赵禹相 崔镇宇		
IPC分类号	A61H31/00 A61B5/02 A61B5/00		
代理人(译)	高岩 杨林森		

审查员(译)	王倩
优先权	1020160011876 2016-01-29 KR 1020160172286 2016-12-16 KR
其他公开文献	CN108697572A
外部链接	SIPO

摘要(译)

公开了一种自动心肺复苏装置及其控制方法。该自动心肺复苏装置包括：可移动的胸部按压器，其用于以预设的深度和周期反复按压患者的胸部；心输出量测量单元，用于根据胸部按压器的按压来测量患者的心输出量；以及处理器，用于通过执行控制使得胸部按压器根据预设方法移动来改变按压位置，其中，处理器控制心输出量测量单元，使得心输出量测量单元测量每个经改变的按压位置处患者的心输出量，基于所测量的心输出量来选择患者的心输出量变为最大的按压位置，并且执行控制使得胸部按压器移动至患者的心输出量变为最大的按压位置。

