



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113057874 B

(45) 授权公告日 2022.07.08

(21) 申请号 202110303003.2

A61N 1/39 (2006.01)

(22) 申请日 2021.03.22

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 103957862 A, 2014.07.30

申请公布号 CN 113057874 A

CN 107865661 A, 2018.04.03

(43) 申请公布日 2021.07.02

US 2014330090 A1, 2014.11.06

(73) 专利权人 苏州维伟思医疗科技有限公司

US 2005080362 A1, 2005.04.14

地址 215000 江苏省苏州市工业园区星湖

CN 106510689 A, 2017.03.22

街218号生物医药产业园一期项目B1

CN 104736042 A, 2015.06.24

楼205、206、207单元

赵耀德 武剑辉 程春霞. 胸外心脏按压力的计算和控制的数学模型.《中国生物医学工程学报》.2010,

(72) 发明人 郑杰 徐海山

审查员 杜培培

(74) 专利代理机构 苏州三英知识产权代理有限公司

公司 32412

专利代理师 黄晓明

(51) Int. Cl.

A61H 31/00 (2006.01)

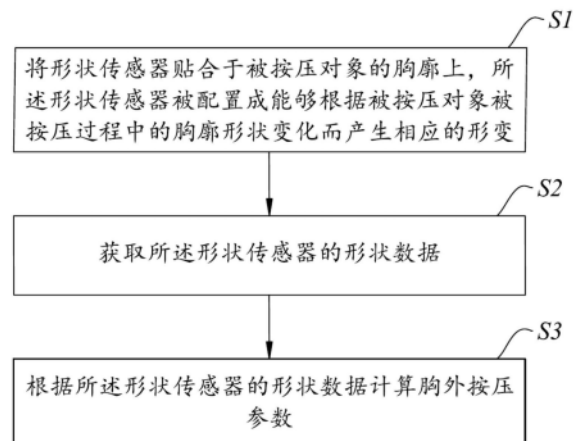
权利要求书3页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

胸外按压参数的测量方法、装置、除颤电极组件及自动体外除颤器

(57) 摘要

本发明揭示了一种胸外按压参数的测量方法,该方法通过形状传感器来测量被按压对象的胸廓形变状态,再根据形状传感器的形状数据计算胸外按压参数。本发明还揭示了一种用于实现前述方法的胸外按压参数测量装置、除颤电极组件及自动体外除颤器。本发明提供的方法及装置可以实时精确的反映胸外按压过程中被按压对象的胸廓形状,可以实时精确的获取按压深度、按压频率、按压滞留深度、按压中断时长等按压参数,而且不易受环境的影响,可以在具有加速度的环境中应用。



1. 一种胸外按压参数的测量方法,其特征在于,具体包括以下步骤:

S1:将形状传感器贴合于被按压对象的胸廓上,所述形状传感器被配置成能够根据被按压对象被按压过程中的胸廓形状变化而产生相应的形变;

S2:获取所述形状传感器的形状数据;

S3:根据所述形状传感器的形状数据在坐标系中建立与所述形状传感器的形状对应的函数图像,根据所述函数图像计算胸外按压参数;

其中,所述函数图像包括实施胸外按压前与所述形状传感器的初始形状所对应的初始函数图像,以及胸外按压过程中与所述形状传感器的实时形状所对应的实时函数图像。

2. 根据权利要求1所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述步骤S3,还包括:

计算所述初始函数图像与实时函数图像之间的最大公法线长度,并以该最大公法线长度来表征胸外按压过程中的实时按压深度。

3. 根据权利要求2所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述步骤S3,还包括:

根据所述实时按压深度建立胸外按压过程中按压深度随时间变化的深度变化波形图。

4. 根据权利要求3所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压深度。

5. 根据权利要求3所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压频率。

6. 根据权利要求3所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压中断时长。

7. 根据权利要求3所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压滞留深度。

8. 根据权利要求3所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中被按压对象的胸骨塌陷量。

9. 根据权利要求1所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述形状传感器为一维线状形状传感器,所述一维线状形状传感器被配置成与按压对象的胸外按压点贴合。

10. 根据权利要求9所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述坐标系为平面直角坐标系,所述平面直角坐标系被配置成以所述初始函数图像的端点或中点为原点。

11. 根据权利要求10所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述平面直角坐标系中所述一维线状形状传感器的初始函数图像与实时函数图像之间所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量。

12. 根据权利要求1所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述形状传感器为二维面状形状传感器,所述二维面状形状传感器被配置成与按压对象的胸外按压点贴合。

13. 根据权利要求12所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,所述坐标系为空间直角坐标系。

14. 根据权利要求13所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,根据所述空间直角坐标系中所述二维面状形状传感器的初始函数图像与实时函数图像之间所界定的体积来确定胸外按压过程中的实时按压体积量。

15. 根据权利要求14所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,建立胸外按压过程中所述按压体积量随时间变化的体积变化波形图,并根据所述体积变化波形图来确定胸外

按压过程中的按压参数。

16. 根据权利要求13所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,在所述空间直角坐标系中过所述二维面状形状传感器的初始函数图像上与胸外按压点对应的点作垂直于所述二维面状形状传感器的初始函数图像及实时函数图像的截面,根据所述初始函数图像和实时函数图像在所述截面上所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量。

17. 根据权利要求11或16所述的胸外按压参数的测量方法,其特征在于,建立胸外按压过程中所述按压面积量随时间变化的面积变化波形图,并根据所述面积变化波形图来确定胸外按压过程中的按压参数。

18. 一种胸外按压参数测量装置,其特征在于,包括:

形状传感器,用于监测被按压对象的胸廓形状变化;

处理器,用于获取所述形状传感器的形状数据,并根据所述形状数据在坐标系中建立与所述形状传感器的形状对应的函数图像,基于所述函数图像得到胸外按压参数;

其中,所述函数图像包括实施胸外按压前与所述形状传感器的初始形状所对应的初始函数图像,以及胸外按压过程中与所述形状传感器的实时形状所对应的实时函数图像。

19. 根据权利要求18所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述形状传感器为一维线状形状传感器或二维面状形状传感器。

20. 根据权利要求19所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述形状传感器上设有用于放置按压动作实施者手掌的垫片。

21. 根据权利要求20所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述垫片的中心设有实施胸外按压时用于与被按压对象的胸外按压点对齐的按压部,所述形状传感器被配置成经过所述按压部。

22. 根据权利要求21所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述形状传感器的背面上设有胶粘物。

23. 根据权利要求18所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述胸外按压参数测量装置还包括与所述处理器连接的数据/充电接口。

24. 根据权利要求23所述的胸外按压参数测量装置,其特征在于,所述胸外按压参数测量装置还包括与所述处理器连接的显示单元,所述显示单元用于显示所述处理器处理得到的胸外按压参数。

25. 一种除颤电极组件,其特征在于,包括:

第一电极片;

第二电极片;

如权利要求18~24中任一项所述的胸外按压参数测量装置;

导联电缆,连接于所述第一电极片、第二电极片及胸外按压参数测量装置上。

26. 根据权利要求25所述的除颤电极组件,其特征在于,所述导联电缆包括分别与所述第一电极片、第二电极片及胸外按压参数测量装置连接的第一分线电缆、第二分线电缆和第三分线电缆。

27. 根据权利要求26所述的除颤电极组件,其特征在于,所述第一分线电缆、第二分线电缆和第三分线电缆通过分线头集成于用于与除颤设备对接的插头上。

28. 一种自动体外除颤器,其特征在于,包括:

除颤主机；

如权利要求25所述的除颤电极组件，所述除颤电极组件被配置成可连接于所述除颤主机上。

胸外按压参数的测量方法、装置、除颤电极组件及自动体外除颤器

技术领域

[0001] 本发明属于医疗技术领域,具体涉及一种胸外按压参数的测量方法、装置、除颤电极组件及自动体外除颤器。

背景技术

[0002] 据《中国心血管健康与疾病报告2019》统计估测,中国每年发生的心脏性猝死(SCD)病例高达54.4万,在该类SCD患者发生心搏骤停时,对其及时实施高质量有效的心肺复苏(CPR)是抢救SCD患者的关键,而胸外按压是心肺复苏流程中的核心过程之一,胸外按压的质量效果直接关系到抢救的成功率和出院生存率。在一些权威抢救指南中都对心肺复苏和胸外按压做了具体的按压参数推荐。例如AHA指南,经过多年的临床研究积累和数据统计,建议在胸外按压时:1、按压深度不小于5cm不大于6cm;2、按压频率在100-120(次/分钟)之间;3、尽可能的减少按压中断;4、完全释放无滞留(每次按压结束后胸廓完全释放后,再开始下一次按压)。因此,在临床应用中,对这些按压参数进行监测和反馈是提高CPR质量和抢救成功率的重要手段。

[0003] 在目前胸外按压参数的测量反馈技术中,主要有两种方案:

[0004] 第一种是采用加速度传感器的技术方案,如US7220235B2专利所描述的技术内容:在对患者胸廓实施胸外按压的按压点上,配置一个加速度传感器,加速度传感器与患者胸廓表面同步运动,通过获取加速度传感器的加速度值,并对加速度值进行二次积分,可以获得加速度传感器的实时位移变化量,实时的位移变化即可代表了胸廓按压点的被按压的深度值,同步可以根据实时的时间参数计算按压频率,以及每次按压结束时是否完全释放胸廓,以及胸外按压被中断的时间累积。

[0005] 第二种是运用磁场测量的原理,如专利US10098573B2和US9585603B2描述的,其包含两个部分,其中一个部分是测量部分,应用时被置于患者胸廓按压点上,随同胸廓被按压时一起同步运动,该部分内含磁场传感器,可以测量到随着按压深度的变化对应的磁场变化;另一个部分是产生磁场源,应用时放置在患者背部正下面(US10098573B2)或者患者旁边(US9585603B2),其产生一个稳定恒定确定的磁场。两个部分配合即可测量到实时的按压深度值,以及对应的AHA指南的其他3个参数信息。

[0006] 上述两种现有方案均有比较成熟的产品应用于临床,但仍然存在一些不足或缺陷。

[0007] 其中,加速度传感器的方案,虽然在正常应用时可以得到满足临床的测量精度,但是在受到震动干扰时,容易产生非常大的测量误差,特别是受到外部振动或者处于运动环境具有加速度,比如机器按压时的测量反馈,或者在救护车上时,车体的颠簸和运动,或者在飞机上时,飞机的加速度值变化范围特别大,无法滤除且比按压的加速度范围大,会完全淹没掉按压深度的加速度信号,或者病人躺在软床上被按压时,此时加速度传感器计算的深度值还包括软床塌陷的值。

[0008] 磁场测量的方案,需要至少两个部分协调工作,这在临床应用时需要增加应用的操作,特别是在急诊抢救的环境,增加了应用的不便行;同时,两个部分的形态也会显著增加成本,特别是难于做成一次性抛弃型的产品,增加了临床设备的管理成本。更重要的,磁场测量方案,在正常应用时的测量精度不高,通常应用时是定性的阈值分析是否处于5-6cm的区间(如专利US10098573B2描述)。

[0009] 因此,针对上述技术问题,有必要提供一种新的胸外按压参数的测量方法及装置。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种胸外按压参数的测量方法、装置、除颤电极组件及自动体外除颤器,以解决现有技术中的问题。

[0011] 为了实现上述目的,本发明提供的技术方案如下:

[0012] 一种胸外按压参数的测量方法,具体包括以下步骤:

[0013] S1:将形状传感器贴合于被按压对象的胸廓上,所述形状传感器被配置成能够根据被按压对象被按压过程中的胸廓形状变化而产生相应的形变;

[0014] S2:获取所述形状传感器的形状数据;

[0015] S3:根据所述形状传感器的形状数据计算胸外按压参数。

[0016] 进一步地,所述步骤S3,具体包括:

[0017] 根据所述形状传感器的形状数据在坐标系中建立与所述形状传感器的形状对应的函数图像;

[0018] 其中,所述函数图像包括实施胸外按压前与所述形状传感器的初始形状所对应的初始函数图像,以及胸外按压过程中与所述形状传感器的实时形状所对应的实时函数图像。

[0019] 进一步地,所述步骤S3,还包括:

[0020] 计算所述初始函数图像与实时函数图像之间的最大公法线长度,并以该最大公法线长度来表征胸外按压过程中的实时按压深度。

[0021] 进一步地,所述步骤S3,还包括:

[0022] 根据所述实时按压深度建立胸外按压过程中按压深度随时间变化的深度变化波形图。

[0023] 进一步地,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压深度。

[0024] 进一步地,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压频率。

[0025] 进一步地,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压中断时长。

[0026] 进一步地,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的按压滞留深度。

[0027] 进一步地,根据所述深度变化波形图来确定胸外按压过程中被按压对象的胸骨塌陷量。

[0028] 进一步地,所述形状传感器为一维线状形状传感器,所述一维线状形状传感器被配置成与按压对象的胸外按压点贴合。

[0029] 进一步地,所述坐标系为平面直角坐标系,所述平面直角坐标系被配置成以所述初始函数图像的端点或中点为原点。

[0030] 进一步地,根据所述平面直角坐标系中所述一维线状形状传感器的初始函数图像

与实时函数图像之间所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量。

[0031] 进一步地,所述形状传感器为二维面状形状传感器,所述二维面状形状传感器被配置成与按压对象的胸外按压点贴合。

[0032] 进一步地,所述坐标系为空间直角坐标系。

[0033] 进一步地,根据所述空间直角坐标系中所述二维面状形状传感器的初始函数图像与实时函数图像之间所界定的体积来确定胸外按压过程中的实时按压体积量。

[0034] 进一步地,建立胸外按压过程中所述按压体积量随时间变化的体积变化波形图,并根据所述体积变化波形图来确定胸外按压过程中的按压参数。

[0035] 进一步地,在所述空间直角坐标系中过所述二维面状形状传感器的初始函数图像上与胸外按压点对应的点作垂直于所述二维面状形状传感器的初始函数图像及实时函数图像的截面,根据所述初始函数图像和实时函数图像在所述截面上所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量。

[0036] 进一步地,建立胸外按压过程中所述按压面积量随时间变化的面积变化波形图,并根据所述面积变化波形图来确定胸外按压过程中的按压参数。

[0037] 本发明还提供了一种胸外按压参数测量装置,包括:

[0038] 形状传感器,用于监测被按压对象的胸廓形状变化;

[0039] 处理器,用于获取所述形状传感器的形状数据,并对所述形状数据进行处理以得到胸外按压参数。

[0040] 进一步地,所述形状传感器为一维线状形状传感器或二维面状形状传感器。

[0041] 进一步地,所述形状传感器上设有用于放置按压动作实施者手掌的垫片。

[0042] 进一步地,所述垫片的中心设有实施胸外按压时用于与被按压对象的胸外按压点对齐的按压部,所述形状传感器被配置成经过所述按压部。

[0043] 进一步地,所述形状传感器的背面上设有胶粘物。

[0044] 进一步地,所述胸外按压参数测量装置还包括与所述处理器连接的数据/充电接口。

[0045] 进一步地,所述胸外按压参数测量装置还包括与所述处理器连接的显示单元,所述显示单元用于显示所述处理器处理得到的胸外按压参数。

[0046] 本发明还提供了一种除颤电极组件,包括:

[0047] 第一电极片;

[0048] 第二电极片;

[0049] 如前所述的胸外按压参数测量装置;

[0050] 导联电缆,连接于所述第一电极片、第二电极片及胸外按压参数测量装置上。

[0051] 进一步地,所述导联电缆包括分别与所述第一电极片、第二电极片及胸外按压参数测量装置连接的第一分线电缆、第二分线电缆和第三分线电缆。

[0052] 进一步地,所述第一分线电缆、第二分线电缆和第三分线电缆通过分线头集成于用于与除颤设备对接的插头上。

[0053] 本发明还提供了一种自动体外除颤器,包括:

[0054] 除颤主机;

[0055] 如前所述的除颤电极组件,所述除颤电极组件被配置成可连接于所述除颤主机

上。

[0056] 本发明有益效果：

[0057] 与现有技术相比，本发明提供的胸外按压参数的测量方法及装置具有以下优点：

[0058] 1、可以实时精确的反映胸外按压过程中被按压对象的胸廓形状；

[0059] 2、可以实时精确的获取按压深度、按压频率、按压滞留深度、按压中断时长等按压参数；

[0060] 3、可以计算被按压对象的胸骨塌陷量，以评估其骨折程度；

[0061] 4、可以实时的计算被按压对象胸廓的按压体积量或某个截面上的按压面积量，从而更精确的反映被按压对象胸廓挤压程度；

[0062] 5、不易受环境的影响，可以在具有加速度的环境中应用，如在飞机、救护车等颠簸环境中不受干扰，可提高测量精度；

[0063] 6、可以在软床等场景下使用二免受干扰；

[0064] 7、仅需配置形状传感器即可完成测量，无需多个部件复杂的配合操作；

[0065] 8、胸外按压参数的测量装置可以很容易的被配置到其他设备上，成为其进行胸外按压辅助监测的辅助装置。

附图说明

[0066] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请中记载的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0067] 图1是本发明一实施方式中胸外按压参数测量装置的结构示意图；

[0068] 图2是本发明一实施方式中胸外按压参数的测量方法的流程图；

[0069] 图3是本发明提供的胸外按压参数的测量方法的一实施方式示意图；

[0070] 图4是图3中A-A剖面的剖视图；

[0071] 图5是图3所示实施方式中一维线状形状传感器的函数图像图；

[0072] 图6是本申请一实施方式中的深度变化波形图；

[0073] 图7是本申请另一实施方式中的深度变化波形图；

[0074] 图8是本发明提供的胸外按压参数的测量方法的另一实施方式示意图；

[0075] 图9是本发明提供的胸外按压参数的测量方法的又一实施方式示意图；

[0076] 图10是图9所示实施方式中二维线状形状传感器的函数图像图；

[0077] 图11是本发明一实施方式中除颤电极组件的结构示意图；

[0078] 图12是本发明另一实施方式中除颤电极组件的结构示意图；

[0079] 图13是本发明一实施方式中自动体外除颤器的结构示意图；

[0080] 图14是图13所示实施方式中自动体外除颤器的一种应用场景示意图。

具体实施方式

[0081] 以下将结合附图所示的各实施方式对本发明进行详细描述。但该等实施方式并不限制本发明，本领域的普通技术人员根据该等实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变

换均包含在本发明的保护范围内。

[0082] 需要说明的是,当元件被称为“固定于”另一个元件,它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件,它可以是直接连接到另一个元件或者可能同时存在居中元件。在所示出的实施例中,方向表示即上、下、左、右、前和后等是相对的,用于解释本申请中不同部件的结构和运动是相对的。当部件处于图中所示的位置时,这些表示是恰当的。但是,如果元件位置的说明发生变化,那么认为这些表示也将相应地发生变化。

[0083] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的,不是旨在限制本发明。本文所使用的术语“和/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0084] 本发明提供了一种胸外按压参数的测量方法及装置,该方法和装置是通过形状传感器来监测对被按压对象实施胸外按压时被按压对象的胸廓形状变化,再基于形状传感器的形状数据来确定胸外按压参数(包括按压深度、按压频率、按压中断时长、按压滞留深度、被按压对象的胸骨塌陷量中的至少一种)。

[0085] 请参照图1所示,为本发明一种较佳实施方式中的胸外按压参数测量装置,其包括形状传感器1和处理器2。

[0086] 其中,形状传感器1被配置成能够贴合于被按压对象的胸廓上用以监测被按压对象的胸廓形状变化,形状传感器1被配置成能够在对被按压对象实施按压时,随着被按压对象的胸廓形状变化而产生相应的形变,从而实时监测被按压对象的胸廓形状变化。形状传感器1可以是呈带状的一维线状形状传感器,也可以是呈片状的二维面状形状传感器。该形状传感器1输出的信号为该形状传感器1上至少一部的形状数据,例如可以是形状传感器1上某的某些特定的点、线、面等的几何形态参数。

[0087] 处理器2用于获取形状传感器1的形状数据,并基于形状传感器1的形状数据进行处理计算得到相关的胸外按压参数。例如处理器2可以根据形状传感器1的形状数据在坐标系中构建能够反映形状传感器1形状的函数图像,即形状传感器1的形状与函数图像之间建立映射关系;函数图像包括对应形状传感器1初始形状(在实施胸外按压前,形状传感器1贴附于被按压对象胸部上所呈现的形状)的初始函数图像及对应按压过程中各个时刻下的形状传感器1实时形状(按压过程中形状传感器1随被按压对象胸廓形变而呈现的形状)的实时函数图像,处理器2可基于形状传感器1的初始函数图像和实时函数图像计算得到按压过程中各个时刻下的按压深度,并根据该按压深度计算得到其他按压参数(如按压频率、按压中断时长、按压滞留深度、被按压对象的胸骨塌陷量等)。

[0088] 处理器2可以被配置于形状传感器1上,也可以被配置为一个独立于形状传感器1之外的独立元件。处理器2可以通过有线通信或无线通信接收来自形状传感器1的信息,从而获得形状传感器1的形状数据。处理器2还可以包含用于存储形状传感器1的形状数据的存储器,以便于后续的数据追踪或形成数据报告。

[0089] 一示例性的实施例中,形状传感器1上设有用于放置按压动作实施者手掌的垫片3,该垫片3的中心处设有在实施胸外按压时用于与被按压对象的胸外按压点(在当前医学临床结论中,尤其是应用广泛的AHA指南中,胸外按压点位于人体两乳头连线的中心,即是

与正中矢状面的交点,也位于人体胸骨上)对齐的按压部31,形状传感器1被配置成经过该按压部31。该垫片3优选为由柔性材料制成,例如可以是由橡胶、布料等柔性材料制成。

[0090] 按压动作实施者在对被按压对象实施胸外按压时,先将形状传感器1和垫片3贴合于被按压对象的胸部上,并使垫片3的按压部31与被按压对象的胸外按压点对齐;然后,按压动作实施者将手掌放置于垫片3上开始实施按压动作,随着按压动作的实施被按压对象的胸廓发生形变,形状传感器1随之产生相应的形变并实时向处理器2输出其形状数据。

[0091] 一示例性的实施例中,形状传感器1的背面(用于与被按压对象胸部皮肤贴合的一面)设有胶粘物,通过该胶粘物可使形状传感器1紧密的粘附于被按压对象的胸部上,从而在实施胸外按压的过程中使形状传感器1的形变始终与被按压对象的胸廓形变保持一致。该胶粘物可以是贴附于形状传感器1背面上的双面胶,也可以是涂布于形状传感器1背面上的胶粘剂。

[0092] 具体地,胸外按压参数的测量装置还包括与处理器2连接的数据/充电接口4,通过该数据/充电接口4可以实现与处理器2之间的数据传输、以及向处理器2供电。该数据/充电接口4可以是USB接口。

[0093] 胸外按压参数的测量装置还可包括与处理器2连接的显示单元5,该显示单元5可用于显示处理器2处理得到的胸外按压参数,从而实现向按压动作实施者实时反馈按压参数,以便按压动作实施者调整按压动作。该显示单元5可以是液晶显示屏。处理器2、数据/充电接口4和显示单元5可以集成于一个模块上,也可以分别被配置成独立的元件。

[0094] 请参照图2所示,示出了本发明一种实施方式中的胸外按压参数的测量方法的具体流程,该方法包括以下步骤:

[0095] S1:将形状传感器贴合于被按压对象的胸廓上(可以是直接与被按压对象的胸廓皮肤接触,也可以是与被按压对象的胸廓皮肤之间存在间隔物),所述形状传感器被配置成能够根据被按压对象按压过程中的胸廓形状变化而产生相应的形变;

[0096] S2:获取形状传感器的形状数据;

[0097] S3:根据所述形状传感器的形状数据计算胸外按压参数。

[0098] 其中,形状传感器可以是呈带状的一维线状形状传感器,也可以是呈片状的二维面状形状传感器。

[0099] 前述步骤S3具体包括:

[0100] 根据形状传感器的形状数据在坐标系中建立与该形状传感器的形状对应的函数图像;

[0101] 其中,所述函数图像包括实施胸外按压前与所述形状传感器的初始形状所对应的初始函数图像,以及胸外按压过程中与所述形状传感器的实时形状所对应的实时函数图像。

[0102] 前述步骤S3还包括:

[0103] 计算所述初始函数图像与实时函数图像之间的最大公法线长度,并以该最大公法线长度来表征胸外按压过程中的按压深度;

[0104] 根据前述实时按压深度建立胸外按压过程中按压深度随时间变化的深度变化波形图;

[0105] 通过前述深度变化波形图来确定胸外按压过程中的实时按压深度、按压频率、按

压滞留深度、被按压对象的胸骨塌陷量等按压参数。

[0106] 下面结合具体的实施例对前述方法作进一步说明：

[0107] 请参照图3所示，示出了形状传感器被配置为一维线状形状传感器11时的一种典型的贴合方式，该一维线状形状传感器11被配置为与被按压对象6的胸外按压点61贴合，并沿被按压对象6两乳头连线方向贴合于被按压对象6的胸廓上，从而使得对被按压对象6实施胸外按压时该一维线状形状传感器11能够随着被按压对象6的胸廓形状变化而产生相应的形变。

[0108] 请参照图4所示，示出了图3中A-A方向的剖视图，图4中11a为按压前一维线状形状传感器11的形状示意，其与按压前被按压对象6的初始胸廓形状一致；图4中11b为按压时一维线状形状传感器11的形状示意，其与按压时被按压对象6的胸廓形状一致。当对被按压对象6的胸外按压点61（胸廓胸骨位置）施加按压时，其胸廓会发生形变，如图4中11b所示，为一种典型的胸廓形变特征。

[0109] 我们临床意义上的按压深度即是胸廓最大形变深度。当我们将有节律的（例如AHA指南的100-120次/分钟）进行按压时，胸廓的最大形变深度是随着时间在动态的变化，如图4中11a所示形态逐渐变化成11b所示形态，形状传感器是完全贴合在被按压对象6的胸廓表面，并与被按压对象6的胸廓形状保持一致，从而使得形状传感器的形状变化等同于胸廓的形状变化。

[0110] 请参照图5所示，是将图3所示实施方式中的一维线状形状传感器11的形状映射到平面直角坐标（也可以是其他平面坐标系，如极坐标系）中所呈现的函数图像。其中，曲线 C_0 为一维线状形状传感器11的初始函数图像，为方便计算以该初始函数图像的左侧端点作为平面直角坐标的原点（其他实施方式中，也可以以初始函数图像上任意一点为原点建立坐标系，如以初始函数图像的中点为原点），并且使平面直角坐标系其中一条坐标轴与初始函数图像相切，曲线 C_t 为一维线状形状传感器11的实时函数图像。

[0111] 在前述平面直角坐标系中，曲线 C_0 为唯一确定的函数图像，该曲线 C_0 表示按压前（按压深度为0时）胸廓的形状，其在坐标系中的可表示为函数 $y_0=f(x_0)$ 。当按压进行时，在任意时刻 t ，胸廓形状发生了变化，通过一维线状形状传感器建立曲线的函数发生了实时的变化，如图5中曲线 C_t ，其在坐标系中的可表示为函数 $y=f(x)$ 。在该平面直角坐标系中，计算曲线 C_0 和 C_t 之间所有公法线的长度，取其中的最大公法线长度（如图5中 h ）来表征胸外按压过程中的实时按压深度（ t 时刻的按压深度），最大公法线长度值即为 t 时刻下胸外按压的胸廓下陷最深处的深度。

[0112] 请参照图6所示，是根据图5所示实施方式中，测得的各个时刻下的实时按压深度所建立的胸外按压过程中按压深度随时间变化的深度变化波形图。从该深度变化波形图可以看出，在按压过程中实时按压深度呈周期性变化。在临床意义中，该深度变化波形图中每个按压周期中的波形峰值即代表该按压周期的按压深度；每段按压时间内形成的波形个数即为该段按压时间内的按压频率（AHA指南建议按压频率为100-120次/分钟）。

[0113] 在实际医疗救治场景中，按压深度可能是波动的。例如，在按压过程中按压未完全释放（进行一次按压后，胸廓为完全回弹到初始位置），又开始了下一次按压，从而产生一定的按压滞留深度，如图6中 t_1 时刻对应的情况。在医疗救治场景中，按压未完全释放，产生按压滞留深度是很常见的情况，且按压滞留深度通常是波动的，通过深度变化波形图可以计

算出按压滞留深度(如图4中,R对应的值即代表按压滞留深度)。

[0114] 在实际医疗救治场景中,可还会出现胸外按压被中断的情况,即超过了某一按压周期的时间端内没有执行按压动作,在该时间段内深度变化波形图中将不会产生深度变化的波形,如图6中 $t_2 \sim t_3$ 时刻对应的情况,通过深度变化波形图可以计算得到按压中断时长。

[0115] 在临床实践中,随着胸外按压的连续进行,大概率情况下,被按压对象6会发生骨折或者胸骨会发生塌陷;此时,被按压对象6的胸廓被按压后无法回弹至骨折前的位置高度。在当前的临床实践中,没有很好的手段可以监测这一过程或者评估骨折的程度及风险,由于心肺复苏恢复自主循环的收益远大于骨折所产生的风险,一般仍会继续进行胸外按压且通常忽略其影响,并仍以5~6cm的按压深度等一系列同样的胸外按压参数进行胸外按压。

[0116] 本发明提供的利用形状传感器附着于患者胸廓监测胸外按压参数时,可以很好的记录和评估骨折或者胸骨塌陷的情况。如图7所示,示出了按压过程中出现胸骨塌陷情况的深度变化波形图,在按压初期阶段,每次按压后被按压对象6的胸廓都能回弹恢复至初始位置(0时刻对应的位置);但是按压的进行,由于出现胸骨塌陷,被按压对象6的胸廓逐渐无法恢复到初始位置,此时,在深度变化波形图中体现为波谷逐渐偏离基线,我们记录这种基线的偏移量为D(如图7中所示),D值即为胸骨塌陷量。

[0117] 其中,图7所示的胸骨塌陷量D与图6所示的按压滞留值R之间有区别的。D值是胸外按压进行了一段时间后,被按压对象6的胸廓被完全释放后回弹复位的位置,是由于出现胸廓塌陷而无法回弹复位至初始位置,D值是两者的深度差。R值是指单独的某一次胸外按压,胸廓还未被完全释放,就开始了下一次的按压,R值是因未完全释放所产生的滞留深度。因此,在计算D值时,是基于如图7所示的某一段区间内波谷偏离基线的平均位置。

[0118] 请参照图8所示,为一维线状形状传感器11的另一种典型的贴合方式,该贴合方式中一维线状形状传感器11经过胸外按压点、且经过心尖(位于左心室)的直线(如图8所示的心脏位置)。由于胸外按压的本质是通过外部压力使得心脏产生挤压从而形成心输出量,而产生心输出量的关键就是挤压左心室内的血液产生泵出;因此,图8所示的贴合方式有助于测量时获取到较准确的胸外按压参数。

[0119] 请参照图9所示,示出了形状传感器被配置为二维面状形状传感器12时的一种典型的贴合方式,该二维面状形状传感器12被配置为与被按压对象6的胸外按压点61贴合,并覆盖于被按压对象6的胸廓上,从而使得对被按压对象6实施胸外按压时该二维面状形状传感器12能够随着被按压对象6的胸廓形状变化而产生相应的形变。

[0120] 请参照图10所示,是将图9所示实施方式中的二维面状形状传感器12的形状映射到空间直角坐标(也可以是其他空间坐标系,如球坐标系)中所呈现的函数图像。其中,曲面 S_0 为二维面状形状传感器12的初始函数图像,曲面 S_t 为二维面状形状传感器12的实时函数图像。

[0121] 在前述平面直角坐标系中,曲线 S_0 为唯一确定的函数图像,该曲面 S_0 表示按压前(按压深度为0时)胸廓的形状。当按压进行时,在任意时刻 t ,胸廓形状发生了变化,通过二维面状形状传感器12建立曲线的函数发生了实时的变化,如图4中曲面 S_t 。在该空间直角坐标系中,计算曲面 S_0 和 S_t 之间所有公法线的长度,取其中的最大公法线长度(如图10中H)来表征胸外按压过程中的实时按压深度(t 时刻的按压深度),最大公法线长度值即为 t 时刻下

胸外按压的胸廓下陷最深处的深度。基于前述实时按压深度建立深度变化波形图,即可计算得到相关的胸外按压参数。

[0122] 在其他实施方式中,也可以以二维面状形状传感器12的某个截面的形状建立函数图像来计算按压参数,如图9中B-B截面或C-C截面,此时的函数图像与图5类似,具体的计算方法不再赘述。

[0123] 在当前的临床实践中,按压深度的意义是达到了预定范围(5~6cm)时,可以相对安全的有效的挤压被按压对象6的心脏,尤其是左心室,从而产生心输出量。但按压深度只是从胸廓面法线方向这个线状维度的量上评估胸廓内心脏被挤压的程度或提出要求,但从胸外按压的机理上,如果从更多维度上度量胸廓被按压的量,可以更好的体现心脏被挤压的程度。本发明的形状传感器可以很好的从更多维度上评估胸腔被挤压的量。

[0124] 例如,在采用一维线状形状传感器11测量按压参数时,可以建立如图5所示的函数图像,根据一维线状形状传感器11的初始函数图像(曲线 C_0)与实时函数图像(曲线 C_t)之间所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量,该实时按压面积量表示胸外按压过程中,某个时刻下被按压对象6胸廓在某个截面上产生的面积压缩量,以实时按压面积量来代替实时按压深度能更准确的表征胸腔被挤压的程度。根据各个时刻下的实时按压面积量可以建立与深度变化波形图类似的面积变化波形图,根据该面积变化波形图可以计算得到胸外按压过程中的按压参数。

[0125] 再如,在采用二维面状形状传感器12测量按压参数时,可以建立如图10所示的函数图像,根据二维面状形状传感器12的初始函数图像(曲面 S_0)与实时函数图像(曲面 S_t)之间所界定的体积来确定胸外按压过程中的实时按压体积量,该实时按压体积量表示胸外按压过程中,某个时刻下被按压对象6胸廓产生的体积压缩量,以实时按压体积量来代替实时按压深度同样能更准确的表征胸腔被挤压的程度。根据各个时刻下的实时按压体积量可以建立与深度变化波形图类似的体积变化波形图,根据该体积变化波形图可以计算得到胸外按压过程中的按压参数。

[0126] 在采用二维面状形状传感器12测量按压参数时,也可以在图10所示的函数图像上,过二维面状形状传感器12的初始函数图像(曲面 S_0)上与胸外按压点61对应的点作垂直于该二维面状形状传感器12的初始函数图像(曲面 S_0)及实时函数图像(曲面 S_t)的截面,根据该初始函数图像和实时函数图像在所述截面上所界定的面积来确定胸外按压过程中的实时按压面积量。根据各个时刻下的实时按压面积量可以建立与深度变化波形图类似的面积变化波形图,根据该面积变化波形图可以计算得到胸外按压过程中的按压参数。

[0127] 在心肺复苏流程中,除颤是必须的治疗手段,在AED除颤的应用中,除颤与胸外按压一般都是交替实施的,为此本发明还提供了一种除颤电极组件,该除颤电极组件包括第一电极片71、第二电极片72、导联电缆8和前述胸外按压参数测量装置。

[0128] 请参照图11所示,示出了本发明一实施例中的除颤电极组件,该除颤电极组件的导联电缆8包括分别与第一电极片71、第二电极片72及胸外按压参数测量装置连接的第一分线电缆81、第二分线电缆82和第三分线电缆83,第一分线电缆81、第二分线电缆82和第三分线电缆83通过分线头84集成于用于与除颤设备对接的插头85上,该插头85被配置成能与除颤设备的主机对接。前述除颤设备不限于自动体外除颤器,对于所有需要用到除颤电极片的除颤仪等设备都可以适用该除颤电极组件。

[0129] 请参照图12所示,示出了本发明另一实施例中的除颤电极组件,该除颤电极组件中第一电极片71、第二电极片72及胸外按压参数测量装置被预制成了特定的位置关系,在临床使用中能够更加快速的实现第一电极片71、第二电极片72及胸外按压参数测量装置在被按压对象6身体上预定部位的贴附,而且其导联电缆8部分的结构也更为简单。

[0130] 请参照图13所示,本发明还提供了一种自动体外除颤器,其包括除颤主机9、及前述除颤电极组件,除颤电极组件被配置成可连接于除颤主机9上以实现除颤主机9对除颤电极组件的控制。图14示出了该自动体外除颤器在人体上的一种应用场景。

[0131] 综上所述,本发明提供的胸外按压参数的测量方法及装置具有以下优点:

[0132] 1、可以实时精确的反映胸外按压过程中被按压对象的胸廓形状;

[0133] 2、可以实时精确的获取按压深度、按压频率、按压滞留深度、按压中断时长等按压参数;

[0134] 3、可以计算被按压对象的胸骨塌陷量,以评估其骨折程度;

[0135] 4、可以实时的计算被按压对象胸廓的按压体积量或某个截面上的按压面积量,从而更精确的反映被按压对象胸廓挤压程度;

[0136] 5、不易受环境的影响,可以在具有加速度的环境中应用,如在飞机、救护车等颠簸环境中不受干扰,可提高测量精度;

[0137] 6、可以在软床等场景下使用二免受干扰;

[0138] 7、仅需配置形状传感器即可完成测量,无需多个部件复杂的配合操作;

[0139] 8、胸外按压参数的测量装置可以很容易的被配置到其他设备上,成为其进行胸外按压辅助监测的辅助装置。

[0140] 对于本领域技术人员而言,显然本发明不限于上述示范性实施例的细节,而且在不背离本发明的精神或基本特征的情况下,能够以其他的具体形式实现本发明。因此,无论从哪一点来看,均应将实施例看作是示范性的,而且是非限制性的,本发明的范围由所附权利要求要求而不是上述说明限定,因此旨在将落在权利要求的等同要件的含义和范围内的所有变化囊括在本发明内。

[0141] 此外,应当理解,虽然本说明书按照实施例加以描述,但并非每个实施例仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施例中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

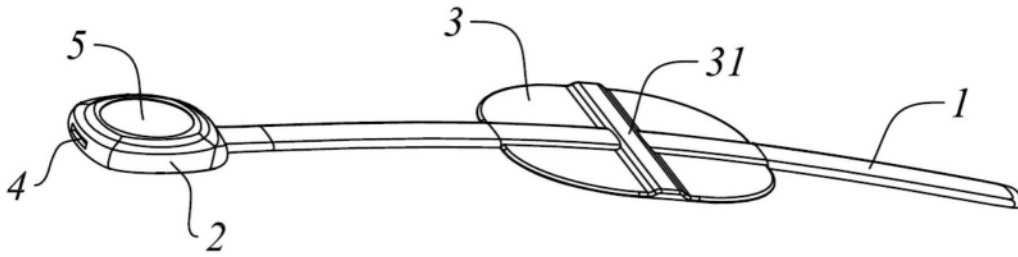


图1

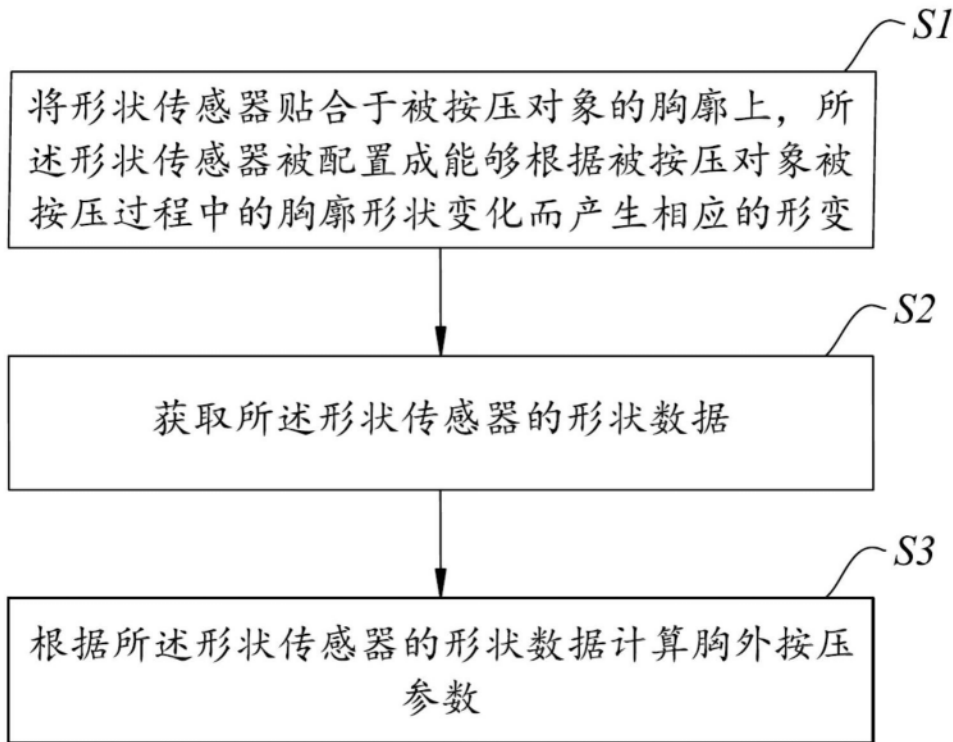


图2

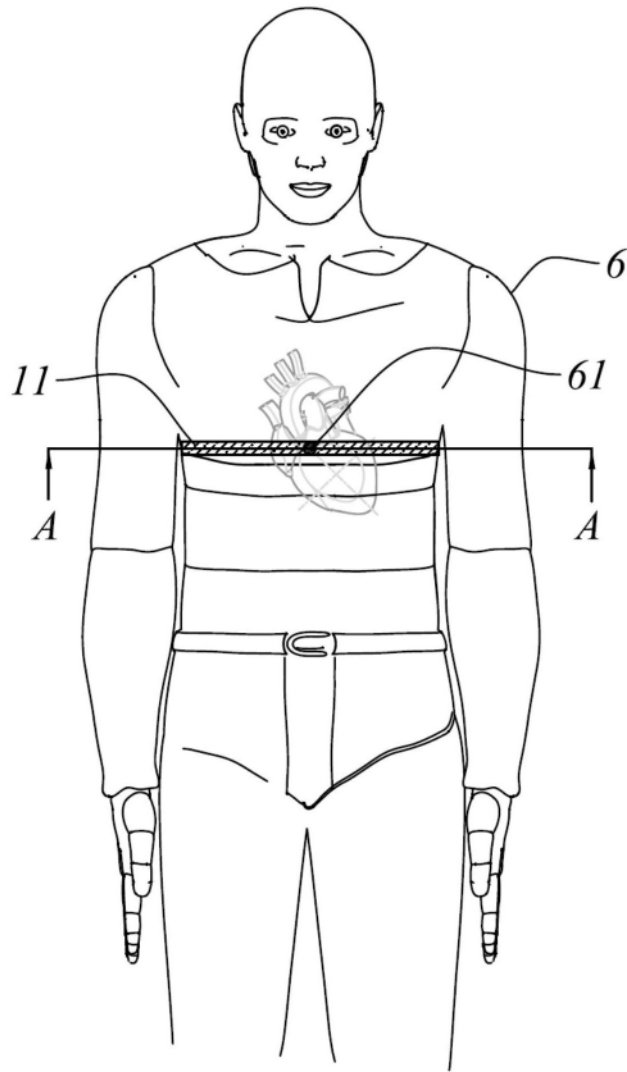


图3

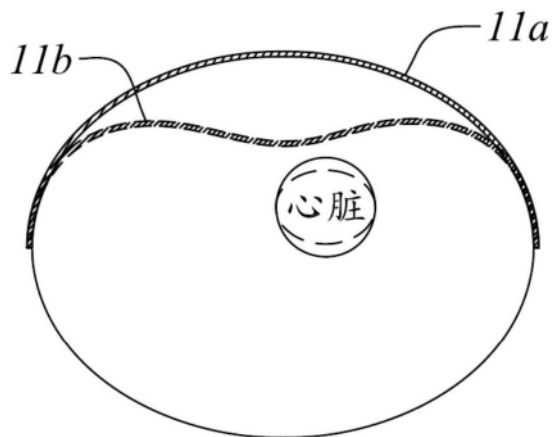


图4

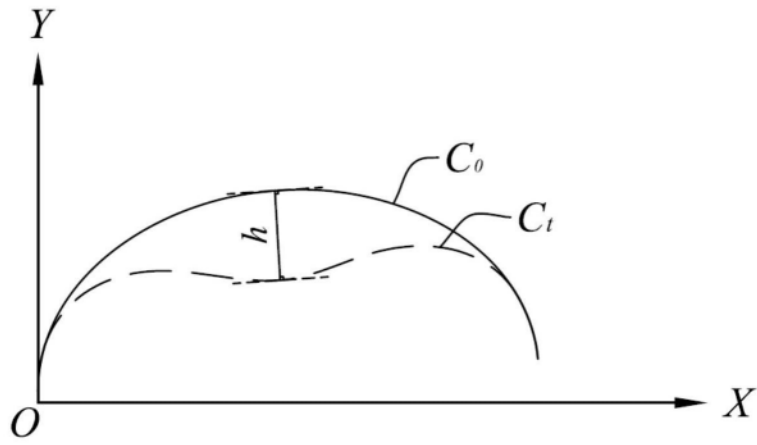


图5

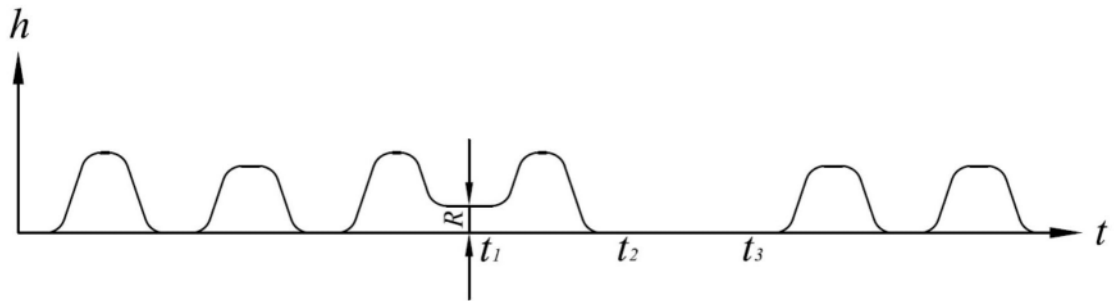


图6

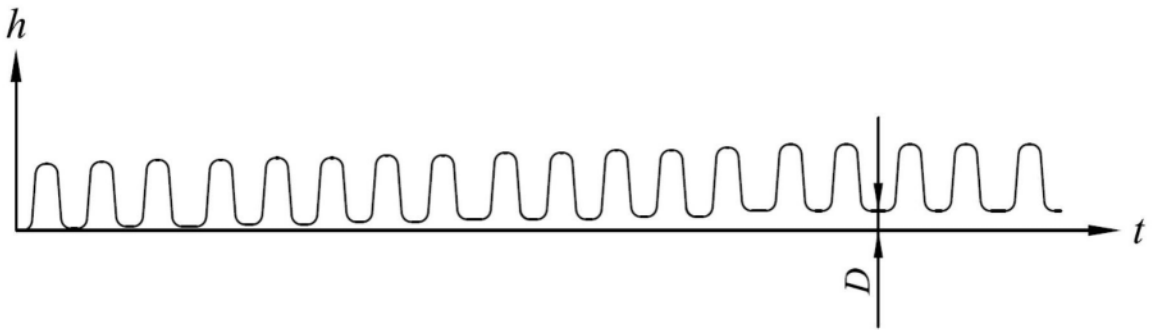


图7

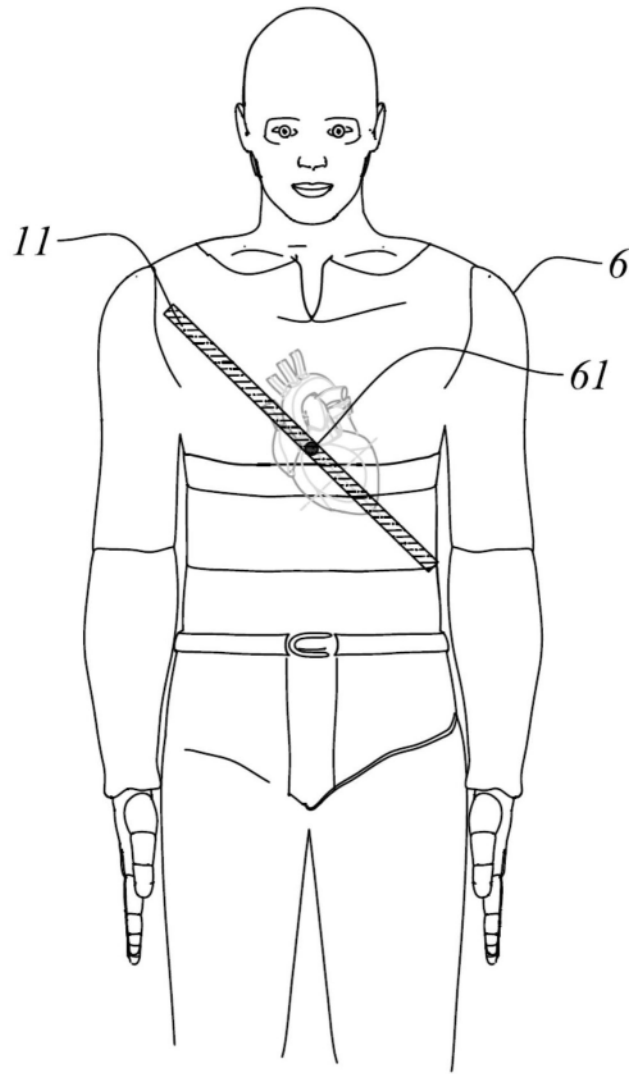


图8

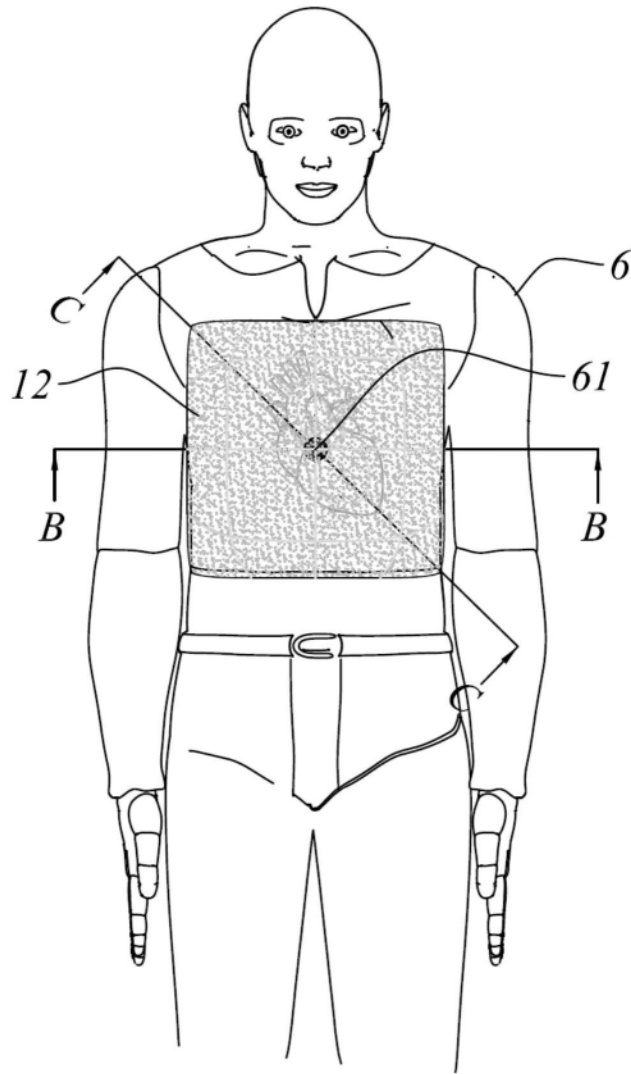


图9

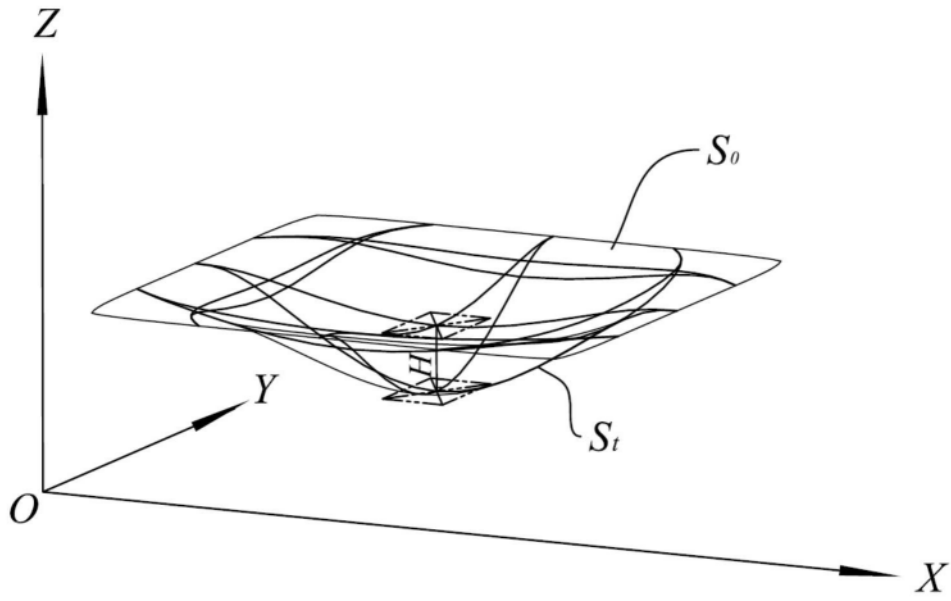


图10

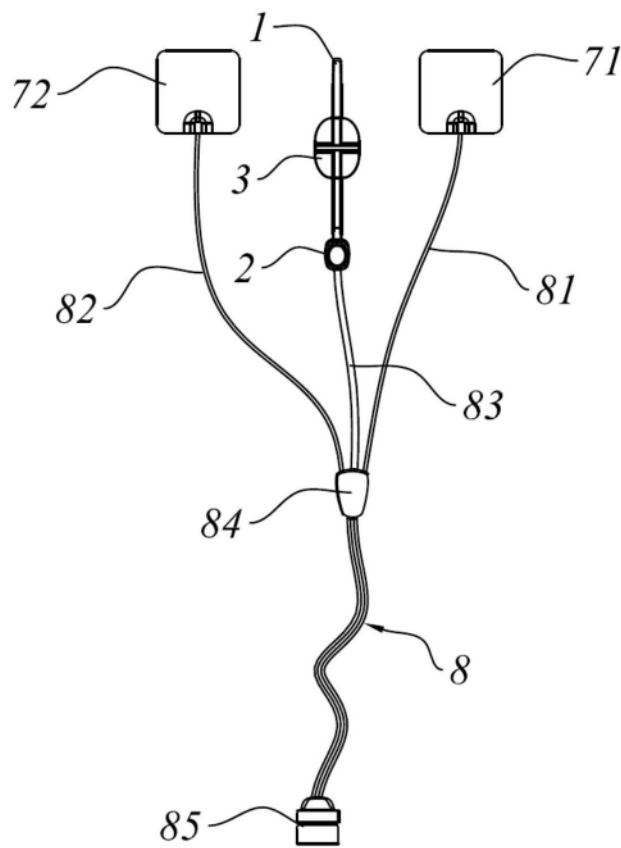


图11

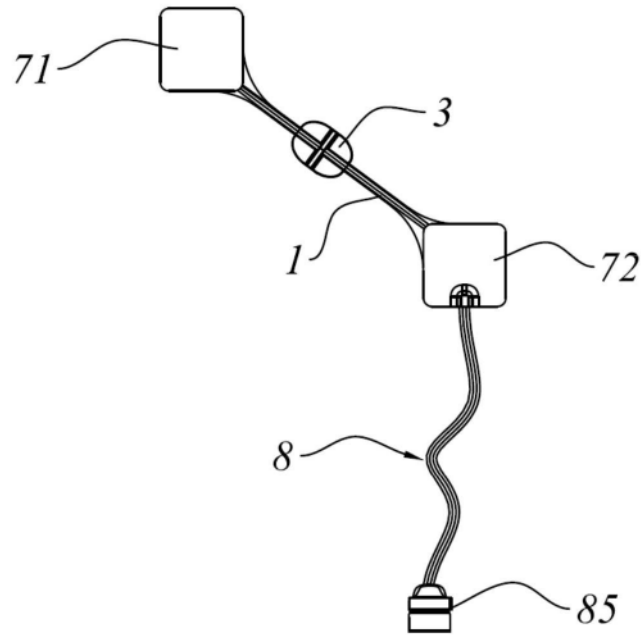


图12

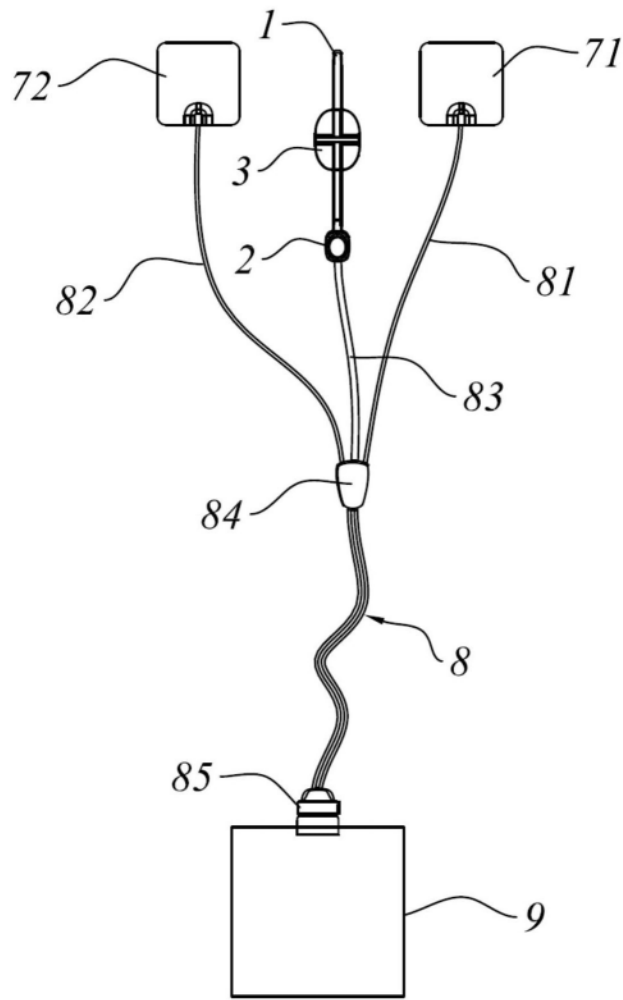


图13

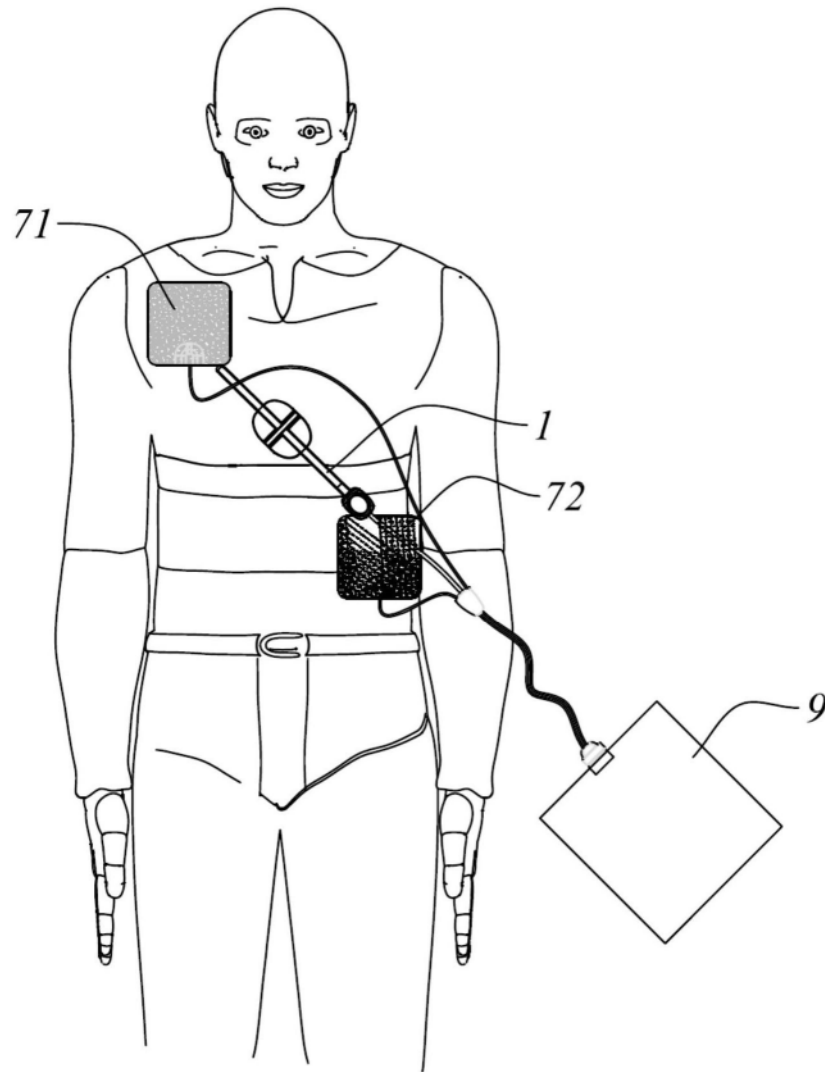


图14