



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104661703 B

(45)授权公告日 2017.03.29

(21)申请号 201380033138.5

(22)申请日 2013.01.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104661703 A

(43)申请公布日 2015.05.27

(30)优先权数据
61/636,419 2012.04.20 US(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.12.22(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/023567 2013.01.29(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/158185 EN 2013.10.24(73)专利权人 心脏科学公司
地址 美国威斯康星州(72)发明人 斯里坎斯·斯阿格拉
詹姆斯·W·泰勒(74)专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务
所(普通合伙) 31239
代理人 胡艳(51)Int.Cl.
A61N 1/39(2006.01)
A61H 31/00(2006.01)
A61B 5/0402(2006.01)(56)对比文件
WO 2006/088373 A1, 2006.08.24,
US 2007/0060785 A1, 2007.03.15,
US 2012/0010543 A1, 2012.01.12,
CN 102164573 A, 2011.08.24,
CN 101873844 A, 2010.10.27,

审查员 刘董敏

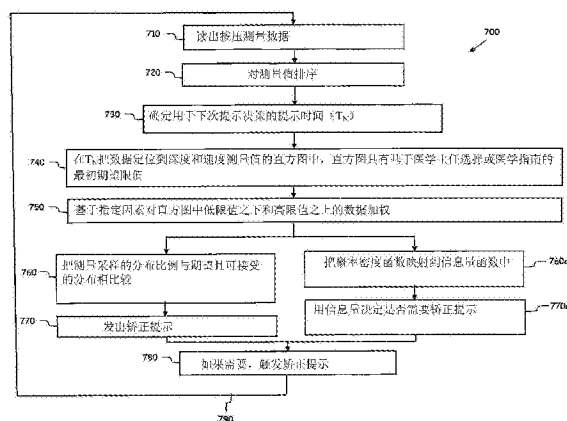
权利要求书1页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

用于适当的胸外按压的矫正提示系统

(57)摘要

一种自动体外除颤器(AED)及用于矫正心肺复苏提示系统的方法。自动体外除颤器包括获取心肺复苏胸外按压的按压测量数据的传感器,以及包括微处理器的控制系统,该微处理器编程成对按压测量数据进行非参数、信息论的分析。该分析包括对提供的按压测量数据排序,确定用于检查的提示时间 T_N ,在 T_N 把按压测量数据定位到按压数据测量深度和速度方面的具有高低极限的最初期望直方图中,限值将直方图的间隔分成多个部分,基于多个因素对按压测量数据进行加权,通过把概率密度函数映射到信息量函数中得出按压测量数据的信息量,以及确定特定矫正提示是否必需。自动体外除颤器还包括提供矫正心肺复苏的提示装置。



1. 一种自动体外除颤器 (AED), 具有矫正心肺复苏 (CPR) 提示系统 (300), 所述自动体外除颤器包括:

提供表示心肺复苏胸外按压的按压测量数据的传感器装置;

适于执行所述按压测量数据的非参数的、信息论分析的控制系统 (202), 所述分析包括:

对提供的所述按压测量数据排序;

确定以后用于检查的提示时间 T_N ;

在 T_N 把所述按压测量数据定位到所述按压测量数据深度和速度方面的具有高、低限值的最初期望直方图中, 所述限值把所述直方图的间隔分成多个部分;

基于多个因素对所述按压测量数据加权;

通过把概率密度函数映射到信息量函数得出所述按压测量数据的信息量; 以及

确定多个矫正提示中的其中一个是否必需; 和

提供矫正心肺复苏指令的提示装置 (114, 116), 所述指令对应于所述多个矫正提示中被所述控制系统确定为必需的其中一个矫正提示。

2. 根据权利要求1所述的自动体外除颤器, 其中所述传感器装置包括多个提供所述按压测量数据的传感器。

3. 根据权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 其中所述传感器装置是心脏辅助设备 (108) 的一部分。

4. 根据以上权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 其中所述多个因素包括时间接近度, 测量误差不对称, 由第一响应者指定的公差, 以及异常数据。

5. 根据以上权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 其中所述直方图的间隔被分成三个部分。

6. 根据以上权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 包括适于提供心电图数据的又一传感器装置。

7. 根据以上权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 其中所述传感器装置包括以下传感器中的至少一个: 压电传感器, 加速计, 力传感器, 超声传感器, 以及红外传感器。

8. 根据以上权利要求1或2的自动体外除颤器, 其中对提供的所述按压测量数据排序包括对所施加按压的深度测量值排序。

9. 根据权利要求1或2所述的自动体外除颤器, 其中对提供的所述按压测量数据排序是基于以下一个或多个: 按压深度; 按压深度的绝对值; 按压的力; 以及呼吸周期中何时施以按压。

用于适当的胸外按压的矫正提示系统

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2012年4月20日提交的美国临时申请第61/636,419号的相关权益,其全部内容通过引用合并在此。

技术领域

[0003] 本发明涉及改进的方法及装置以协助使用者对心脏骤停患者进行心肺复苏(cardio-pulmonary resuscitation, CPR)。具体地,本发明涉及自动体外除颤器(Automated External Defibrillators, AEDs)改进的提示系统,医疗急救设备,以及利用有关心肺复苏性能的传感器数据向执行心脏复苏的个人提供及时、准确,并且清楚的矫正指令的相关方法。

背景技术

[0004] 自动体外除颤器是已知的,并广泛地用于帮助除颤及心肺复苏。自动体外除颤器几十年前就已开发出来,用来在对心脏骤停患者进行救护的过程中提供紧急治疗选择。自动体外除颤器已普遍存在于诸如办公室,购物中心,体育场,以及其他高人流区域的公共场所。自动体外除颤器使得市民能够在公共场所对心脏急症提供医疗救助,以前在公共场所是无法得到这种在心脏突发事件关键的早期阶段的救助的。

[0005] 最近临床指南强调良好质量的心肺复苏对维持昏迷患者的血液循环以及提高电击存活几率的重要性。由于大多数心脏骤停发生在医院外,而是公共场所,像自动体外除颤器的设备对社会具有巨大的价值,它能够协助进行过心肺复苏培训的公众完成更好的按压。目前,一些自动体外除颤器提供了与测量按压深度、按压速度、以及按压有效性的传感器的接口,包括但不限于:压电传感器、压力传感器、加速计、力传感器等。然而,在许多设备中,这些测量不是特别有用的,因为不能证明该测量向救助者提供了有效的指导。

[0006] 因此,渴望得到快速评估心肺复苏是否有效地执行并且向救助者快速地发送适当矫正提示的改进的方法和装置。

发明内容

[0007] 本发明由权利要求1和10限定。从属权利要求涉及优选的实施方式。

[0008] 本发明实施方式通过使用信息论准则在心肺复苏过程中提供矫正提示的方法和装置从而克服了现有技术的问题,其中在心肺复苏过程中处理来自于各种传感器的数据以产生矫正提示,并提供柔性且自适应的用户界面以控制提示。本发明实施方式包括对心肺复苏按压历史的分析以便给出一致且有效的矫正提示。而且,这种实施方式从只不过是小的错误和差别中识别出按压中需要即时矫正的关键错误。此外,公开了更高级的用户界面以及多个心肺复苏提示选择。

[0009] 一个实施方式指向具有矫正心肺复苏提示系统的自动体外除颤器。自动体外除颤器包括获取心肺复苏胸外按压的按压测量数据的传感器。自动体外除颤器还包括具有微处

理器的控制系统,微处理器编程成对按压测量数据自动地运行非参数、信息论的分析,并把结果储存到在控制系统内的存储器中。分析包括对按压测量数据排序,确定提示时间,在提示时间生成深度和速度测量的直方图,其把直方图的间隔划分成多个部分,基于多个因素对按压测量数据加权,通过把概率密度函数映射到信息量函数中得出按压测量数据的信息量,决定特定的矫正提示是否必需,以及确定矫正提示必需时使用自动体外除颤器中提供矫正心肺复苏指令的提示装置。

[0010] 本发明另一实施方式指向具有矫正心肺复苏提示系统的自动体外除颤器。自动体外除颤器包括多个传感器,控制系统,提示模块和自适应用户界面。多个传感器获取心肺复苏胸外按压的按压测量数据和心电图数据。控制系统具有使用按压测量数据的非参数信息论准则对按压测量数据的历史进行分析并决定矫正提示是否必需的装置。在矫正提示被控制系统确定为必需时,提示模块提供矫正心肺复苏指令。

[0011] 根据本发明的实施方式,提供了用使用信息论准则的自动体外除颤器矫正心肺复苏提示的方法。该方法包括用一个或多个与自动体外除颤器连接的传感器接收或读出关于对心脏骤停患者执行的胸外按压的按压测量数据。该方法还包括在自动体外除颤器接收到按压测量数据时对其排序,用自动体外除颤器包括微控制器的控制系统确定提示时间,在提示时间用控制系统生成深度和速度测量值的直方图,基于多个因素用控制系统对数据加权,用自动体外除颤器把深度参数数据的分布与期望且可接受的分布相比较,以及对不正确深度或速度的按压发出矫正提示。

[0012] 注意到提供提示或指令的方法的运作不需要进行治疗是重要的。特别地,在培训场景提供指令而无需真实的心脏骤停患者是可行的。

[0013] 而且,能够用该方法完全自动地执行心肺复苏,即,心肺复苏由自动心肺复苏装置实现无需医生等参与。在这点上,提示理解成向自动心肺复苏装置给出指令。

[0014] 通过考虑以下本发明各实施方式的详细描述并结合附图可更完整地理解本发明。

附图说明

[0015] 图1A大体示出根据本发明实施方式用心肺复苏和自动体外除颤器治疗心脏骤停患者的实例。

[0016] 图1B示出根据本发明实施方式用于自动体外除颤器的心肺复苏辅助设备的实例。

[0017] 图1C示出根据本发明实施方式用于自动体外除颤器的心肺复苏辅助设备用在心脏骤停患者身上的实例。

[0018] 图2大体示出根据本发明实施方式的自动体外除颤器的硬件示意图的实例。

[0019] 图3示出根据本发明实施方式阐述心肺复苏提示系统总图的流程图。

[0020] 图4大体示出根据本发明实施方式用于胸外按压的矫正提示系统的流程图。

[0021] 图5A-C大体示出根据本发明实施方式的潜在直方图较低深度阈值和较高深度阈值变化的实例。

[0022] 图6A-C大体示出根据本发明实施方式由图5A-C中相应的概率密度函数映射得到的信息量 $I(X)$ 。

[0023] 图7大体示出根据本发明实施方式的心肺复苏反馈系统分析和决策步骤广义实施方式的流程图。

[0024] 图8大体示出根据本发明实施方式用于矫正提示的测量和提示系统的流程图。

[0025] 图9A-C大体示出根据本发明实施方式来自传感器的心肺复苏按压周期波形的实例。

具体实施方式

[0026] 在权利要求的范围内,本发明的各种实施方式可以以其它具体形式体现,因此示出的实施方式在所有方面都应当认为是说明性而非限制性的。

[0027] 在本发明的各种实施方式中,公开了一种快速且可靠地评估来自患者的传感器按压数据并发出适当的矫正提示指令的装置和方法。图1A描绘了正经历复苏尝试并用心肺复苏治疗的心脏骤停患者。救助者10在适当的位置向患者20快速提供胸外按压。美国心脏协会(AHA)已建议所有救助者(无论是否培训过)都应当向所有的心脏骤停患者提供胸外按压,并且对于所有患者来说(不管其年龄)胸外按压应当是最初的心肺复苏行为。通过在心脏和大脑中提供关键的血液循环,心肺复苏通常提高了患者的存活机会。

[0028] 许多当前的自动体外除颤器配备成通过向救助者提供口头和/或可视的提示来协助心肺复苏。在图1A中,自动体外除颤器100连接至一对位于患者胸部上的电极104和106。此外,在复苏尝试中,又一中心放置的心肺复苏辅助设备108(有时称作“心肺复苏定位盘”)能够与自动体外除颤器一起使用。在一些实施方式中,自动体外除颤器100备有具有铰接盖112的中心隔间,当不使用自动体外除颤器100时,该隔间可放置电极104和106以及心肺复苏辅助设备108。在图1A中,盖112处于打开形态,因此是准备使用的状态。在一个实施方式中,打开这个盖112启动了自动体外除颤器100,于是开始向使用者传送提示。提示可包括来自扩音器114的语音提示以及来自显示器116的可视提示。其他的实施方式可使用其他的方法来启动自动体外除颤器,诸如按钮或语音识别及提示。

[0029] 作为自动体外除颤器的一部分的各种传感器可用来进行与心肺复苏性能有关的测量。这些传感器可整合到心肺复苏辅助设备108中或者作为另一些心肺复苏设备或传感器的一部分而实现。能够使用的传感器的实例包括压力传感器、力传感器、加速计、压电传感器、超声传感器、光学传感器及其他。图1B和1C描绘了心肺复苏辅助设备108的实例,其能够由救助者10使用在心脏骤停患者20身上。传感器可作为心脏辅助设备108的一部分,作为自动体外除颤器的附件的一部分,作为与自动体外除颤器通讯的单独设备的一部分,或者作为自动体外除颤器本身的一部分而实现。

[0030] 图2示出了根据本发明一个实施方式公开的实现改进的心肺复苏提示系统的自动体外除颤器200的组件的整体框图。基于微处理器的数字控制系统202用于控制自动体外除颤器200的全部操作。电子控制系统202还包括用于测试电极204和206的互连及可操作性的阻抗测量回路。控制系统202包括连接至程序存储器210、数据存储器212、事件存储器214和实时时钟216的处理器208。由处理器208执行的操作程序储存在程序存储器210中。电能由电池218提供并连接至发电回路220。

[0031] 发电回路220也连接至电源控制单元222,盖开关224,看门狗226,实时时钟216和处理器208。数据通信端口228连接至处理器208用于数据传输。在某些实施方式中,数据传输可利用串口,USB端口,火线,诸如802.11X或3G的无线,无线电等实现。救援开关230,维护指示器232,诊断显示器234,语音回路236和听得见的警报238也连接至处理器208。语音回

路236连接至扩音器240。在各种实施方式中,救援灯开关242和可视显示器244连接至处理器208以提供额外的操作信息。

[0032] 在某些实施方式中,自动体外除颤器具有处理器208和协处理器246。协处理器246可以是硬件实现的心肺复苏提示算法,并通过高速数据总线可操作地连接至处理器。在各种实施方式中,处理器208和协处理器246在同一硅片上,甚至可以以多核处理器实现。或者,处理器208和协处理器可以作为多处理器或者甚至是网络处理器布局的一部分而实现。在这些实施方式中,处理器208将一些计算卸载到协处理器上从而优化了从电极204和206感测到的信号的处理。在其他实施方式中,处理器208用具体的指令或最优化算法来优化以执行计算。因此,处理器208可以用较少的时钟周期执行计算,同时控制较少的硬件资源。在其他实施方式中,控制系统202的逻辑和算法可以逻辑地实现,要么以ASIC形式的硬件,要么以FPGA等形式的组合。

[0033] 高电压生成回路248也连接至处理器208,并由处理器208控制。高电压生成回路248可包含半导体开关(未示出)和多个电容器(未示出)。在各种实施方式中,连接器250,252把高电压生成回路248连接至电极204和206。这里高电压回路由电池供电,并且具有高功率。

[0034] 阻抗测量回路254连接至连接器250和实时时钟216。阻抗测量回路254通过模数(A/D)转换器256连接至实时时钟。另一个阻抗测量回路258可连接至连接器250和实时时钟216,并通过模数(A/D)转换器256连接至处理器208。心肺复苏设备260通过连接器252和模数转换器256可选择地连接至处理器208和实时时钟216。心肺复苏设备260可以是胸外按压检测设备或者是手动,自动,或半自动的机械胸外按压设备。在一些实施方式中,心肺复苏设备相当于像是先前提及的心肺复苏辅助设备108的心肺复苏定位盘。一些自动体外除颤器设计的附加详细描述能够在美国专利公告第2011/0105930号和美国专利第5474574,5645571,5749902,5792190,5797969,5919212,5999493,6083246,6246907,6289243,6658290,6993386号中看到,其通过引用合并在此。

[0035] 具有提示性能以及心肺复苏辅助设备的自动体外除颤器已经知道一段时间了,然而,申请人意识到过去的提示设备的许多不足之处。例如,一些过去的系统在应用于实时信号时很难支撑多个过滤器和决策系统,并且支撑可能是计算昂贵的。此外,许多过去的系统不能可靠地检测快速变化的情况并对快速变化的情况作出适当的响应。

[0036] 应当注意到,为了保持有效,提示必须策略地选择并指向响应的关键方面。而且,提示必须是及时的并且与救助者可识别的行为相关联。此外,尽管救助者可能混淆,提示应当是多样并且可辨认的。提示还应当是简洁并且定时的从而提供静态时间来响应提示,避免使救助者不知所措。

[0037] 图3阐述了申请人的心肺复苏提示系统300的概览。在步骤310,系统的第一方面涉及获取或接收来自物理传感器310的信号。来自一个或多个物理传感器的信号可单独使用或者组合使用以改进心肺复苏提示:速度和深度测量的准确性,以及这些测量的时延。例如,提供作用于心肺复苏定位盘(或者其他心脏辅助设备)的力的测量,定位盘的加速,或者患者的物理响应,使得能够提供定位盘定位准确性的改进,以及心肺复苏对患者的效果评估的改进。

[0038] 一旦获取或者接收了数据,数据在步骤320建模以估算执行心肺复苏的救助者的

位置,或者其他有关的救助信息。物理系统的建模可以以各种方法实现从而及时地更好地估算定位盘的位移和位置。提供模型改善了测量的准确性并使得能够更好地理解救助者当前的行为。当前的行为以及识别这些行为的即时性为提供有用的提示提供了基础。

[0039] 接下来,通过识别心肺复苏性能中的关键点,并更新在这些关键时间位移和速度的估算,在步骤330根据模型得出测量值。了解了与这些参数有关的误差的来源使得能够做出矫正。根据模型可以得出另外的参数以改善心肺复苏的其他方面。在一些实施方式中,绝对位置或力可用来提示完全释放按压。按压,抽吸间隔及释放,以及再充满间隔应当保持在相同的适当时间。此外,心肺复苏性能可通过这些参数的提示得到改善。

[0040] 然后在步骤350,参数以及步骤340的阈值预先编程到系统中用于比较。一识别出监测到的参数与理想值不匹配就发出警报。注意到任何人的工作表现都带有一定的变化性,其各种量以及各种间隔可能违反理想值的任意公差。这同样适用于完全自动的心肺复苏设备。幅度及时间的滞后可被系统使用以产生稳定、良好定义的报警状态,其中能够识别并指定影响程度及有益的最小警报时间。

[0041] 如步骤360规定的,对行为进行追踪,并产生提示或指令从而获得对手法的矫正以响应警报。于是,本发明实施方式涉及能够在包含自动体外除颤器或监测设备的系统中解译这些报警条件的系统。由于速度或深度的简单瞬时值不断变化,它们通常不是很重要。用于换气的频繁停顿和时间差使提示系统的行为变得复杂。本发明的实施方式在考虑了按压中需要即时矫正的某些关键误差的同时,提供了分析按压历史并实现一致有效的矫正提示的方法。除了以往对提示的矫正作出的响应之外,还需要考虑性能历史,变化性及变化性的变化,以及不同误差的相对重要性的倾向。

[0042] 对执行的不好心肺复苏按压的准确且及时的提示的有效性取决于智能的提示或指令算法。每当第一响应者或自动心肺复苏设备未能传送以速度和深度形式测量的适当按压时,提示引擎(Prompt Engine)是提供及时且有效的矫正提示或指令的算法。速度以每分钟的按压的形式测量,深度以英寸测量。而且,在第一响应者没有正确配置心肺复苏传感器的情况下或者传感器读数在误差区域内时,能够发出具体的提示使得第一响应者或心肺复苏设备能够提供适当的心肺复苏按压。

[0043] 在图4中能看出用矫正提示系统400产生适当的胸外按压的方法的相关流程图。第一步骤410是对心脏骤停患者执行心肺复苏胸外按压并监测该心肺复苏胸外按压。接下来,在步骤420,自动体外除颤器或心肺复苏监测设备的传感器获取按压测量数据(即,深度,时间,波形形态)。根据申请人的系统在步骤430进行数据的计算和分析以确定按压是否有效。这个数据和与数据有关的相关时序信息一起计算。接下来,在步骤440运用决策规则以确定对正在执行的当前心肺复苏的矫正是否必需。最后,如果被认为是合适的,在步骤450发出听得见的和/或可视的矫正提示/指令决定。

[0044] 总之,相比其他一些以往的心肺复苏监测和数据分析技术,本发明方法的各种实施方式的一个显著优势缘于非参数统计(而不是参数统计)的使用。

[0045] 参数统计是针对正态分布环境下的事件表示而定义的,完全以平均值和方差的形式定义。参数统计是统计学的分支,其假定数据来自于概率分布类型,并对分布参数做出推论。一般而言,最著名的基础统计方法是参数化的。

[0046] 统计学中的非参数技术不依赖于属于任何特定分布的数据。换句话说,它们是分

布自由的方法。基于观测值排序的统计学在非参数方法中发挥了主要作用。

[0047] 在当前期望进行合适的检测并为适当的心肺复苏按压设定报警条件的情况下,一组伴随有测量误差的按压深度与间隔不满足准确的参数分布。计算趋于比按压周期中一次或多次测量到的实际深度和间隔值更加合乎自然。通过对按压深度的幅度及间隔进行计算和排序,可以得到更加合乎自然的提示系统。

[0048] 在本发明的实施方式中,测量部分设计成每一个按压周期中提供M个深度测量值和间隔测量值,这样在N个按压周期可以得到N*M个测量值。对深度和间隔测量值进行排序有助于生成深度和按压速度的直方图。

[0049] 与过去的方法不同,本发明实施方式通常指向用于时间序列分析的非参数测量。在本发明中按压深度和速度的实际值不用于决策。基于医学主任选择 (Medical director choice (s)) 或根据预选的美国心脏协会 (AHA) 配置,生成来自N个周期的最后4*N个测量值的最初期望的直方图。影响深度变化的特定期望直方图/概率模式的因素包括:(a) 按压深度的高、低阈值的选择;(b) 特定按压周期与提示决策时间的接近度;(c) 急诊医师或医学主任建议的公差;(d) 机器性能差异及在高低阈值的误差;以及(e) 从最初几个按压测出的按压深度范围看出的患者体型和肥胖状况。

[0050] 图5A、5B和5C示出了深度低阈值 (D_L) 502和深度高阈值 (D_H) 504的特定值的可能的直方图变化的几个实例。在图5A中,为直方图中的较低和较高限值设置硬阈值。在图5B中,由附加的 D_{L1} 和 D_{H2} 值(分别是506和508)引入公差,该公差是对称的,并且在较高和较低限值上是相同的。在图5C中,引入非对称的公差,并且该公差在较高和较低限值上是不同的。

[0051] 直方图表示一组值或时间序列值在当前情况下的概率分布。在本发明中,如图5A、5B和5C所示,直方图的子区段箱是可调的。直方图的幅度是成比例的,并且直方图的总面积等于1。换句话说,如果所有的测量值都在规定的限值内,那么在限值外部的面积为零。当测量值在规定的限值外时,那么限值内的面积减少,而限值外的面积增加。

[0052] 信息论是涉及信息量化的应用数学和电气工程的分支。这种量化在信息分类中是有用的,在本发明中用在提示系统中以分类胸外按压有关的信息是否表明需要矫正提示。离散的随机变量X的平均信息量或熵H是衡量与X值有关的不确定量。

[0053] 以下给出熵的定义:

$$[0054] \quad H(X) = - \sum_{x \in X} p(x) \log p(x)$$

[0055] 这里 $p(x)$ 是结果的概率密度函数,或本发明中(深度或速度)的测量值。X是所有可能的结果的集合。

[0056] 在本发明的实施方式中,基于使用者和先前部分中建议的预定义选择,对良好按压期望的集合的概率密度函数做出一些假设。

[0057] 在本发明的实施方式中,信息量 $I(X)$ 仅考虑是 $p(x)$ 的函数。换句话说:

$$[0058] \quad I(X) = f(p(x))$$

[0059] 在实际的实现中,这个函数可能是由深度或速度的较低和较高阈值的选择,基于时间接近度的加权,需要矫正的严重程度以及测量中可能的错误指定的映射。

[0060] 图6A、6B和6C表明由图5A、5B和5C所示的相应概率密度函数(或)直方图映射出的信息量。

[0061] 涉及心肺复苏反馈系统的任何决策和反馈主要涉及深度和速度的最后几个采样,并利用深度和速度的最后几个采样的加权平均值或自回归移动平均值(auto-regressive moving average,ARMA)。这种方法具有许多劣势,包括:由加权平均方案引起的延迟的报警或提示反应时间;提示系统完全受到自回归移动平均值模型的约束,对超出正常范围的巨大变化不能做出适当的反应;一个或两个异常值可能决定提示系统的行为;并且对速度和深度正态分布的假设不可能总是真的。

[0062] 在这种情况下,发现决策系统使用非参数、信息论的方法是更好的。当考虑到心肺复苏反馈系统中计算的低频率时,非参数、信息论的方法变得更加有用的。由于提示在N秒内仅出现一次,因此不需要更加频繁地计算非参数统计。即使是在矫正提示的需要非常低时,报警条件每秒仅计算两次。

[0063] 图7描绘了运用信息论方法矫正提示建议的方法的实施方式的概述性公开内容。运算方法700公开了,在步骤710首先感测按压测量数据。具体地,测量系统测量并以以下格式传送深度或与深度成比例的参数,测量时间,以及测量状态:{时间(秒),时间(采样数),深度,状态}。一旦获得数据,涉及控制系统的步骤运行,控制系统包括微处理器,并且该微处理器编程成自动地运行按压数据的分析并把结果储存到控制系统内的存储器中。

[0064] 在步骤720,提示系统在测量值到达时对其排序。取决于本发明的特定实施方式,对测量值的排序可以以各种形式呈现。在一些实施方式中,基于正在执行的按压的深度对测量值排序。在一些实施方式中,深度通常根据水平放置的患者胸部上大体平坦位置的高度来测量。其他实施方式对执行的按压的深度的绝对值进行排序。一些实施方式对执行按压的猛烈或强有力程度进行排序,而其他实施方式基于执行的按压的深度测量值及呼吸周期中执行的按压的时间或位置提供排序。实施方式可包括基于以下一个或多个因素对按压测量数据进行排序,这些因素包括:按压深度;按压深度的绝对值;按压力;在呼吸周期中何时执行按压;这些值中的任何一个或多个相对于范数(例如,标准偏差)或预定值的统计分析;或者前述排序规则或其变型的任何组合。在各种实施方式中,排序可以是升序或降序的。

[0065] 在步骤730,由先前的提示时间 T_P 和提示(T)与需要矫正的紧急情况之间的间隔来决定提示时间 T_N 。接下来,在步骤740,在提示时间 T_N 把数据定位到深度和速度测量值的直方图中,这些测量值适用于基于医学主任选择或医学协会指南具有有限值的最初期望的直方图。直方图的间隔被分成三个部分:在速度和深度测量值的较低和较高限值之间(限值根据用户选择及美国医学协会指南)的一个部分(部分1);在较低限值之下的部分(部分2);以及在较高限值之上的部分(部分3)。接下来,在步骤750,落入到部分2和3中的数据观测值进一步由四个因子进行加权:时间接近度(随着时间流逝加权值减少;越接近的事件具有越大的加权值);可能的测量误差不对称;由第一响应者或医学管理人员指定的公差(诸如与充分的按压相比,对不充分的按压深度给出更多的优先级);以及像是停顿及巨大测量值或用户相关误差的异常值。

[0066] 在步骤760,把步骤750计算的测量采样在三个部分中分布的比例与期望且可接受的分布相比较。在步骤770,当比例指示存在不充分按压或者过深或过快按压的较高可能性时,发出适当的矫正提示。

[0067] 作为步骤760和770的替代,在步骤760a,系统可替代地首先使用以上讨论的方程

式来导出测量值在决策窗中的信息量。在一些实施方式中,使用表格或类似技术把概率密度函数映射到信息量函数中。接下来,在步骤770a,信息量可用来确定特定矫正提示的需要。

[0068] 接下来,在步骤780,即使只有一个测量值显示出即时矫正的需要,信息量也可以用来触发矫正提示。最后,在步骤790,如果在 T_N 不需要矫正提示,那么在0.5秒后($T_N+0.5$ 时)重复计算,并重复先前的步骤。(取决于提示系统的设计,能够更加频繁或者不那么频繁地重复计算。具体地,在一些实施方式中,在超过0.5秒的时间之后重复计算,而在一些实施方式中,在少于0.5秒的时间之后重复计算。)或者,在重复早先的步骤之前,应当等待介于提示(T)之间的最小时间。图8给出了测量系统和提示系统800的实施方式。这里示出的测量系统和提示系统可以在同一系统中或者是在由通信信道连接的两个独立系统中。

[0069] 自动体外除颤器能够获取表示心肺复苏按压的信号,甚至能够直接或间接地测量按压的深度和速度。自动体外除颤器也记录患者在装上电极之后的心电图(ECG)信号。这些组件由图8中的测量系统810表示。本发明的实施方式描述了在心肺复苏过程中测量表示循环和按压的信号的系統。这种信号能够用压电,电阻式,电容式,磁性,光学和/或声学换能器测量。

[0070] 在心肺复苏胸外按压过程中,这些变化的频率能够说明按压的速度,仔细的校准能够提供按压的充裕度,在测量传感器像是加速计或力传感器的某些情况下甚至能够提供实际的按压深度。此外,在图8中示出了表示计算和提示系统820的组件。

[0071] 在图9A-C中示出了几个来自于传感器(非校准的)的心肺复苏按压周期波形的典型变化。波形形状,幅度以及信号通常依赖于记录传感器的种类,患者体型大小及机电特性,信号采集背后的物理现象,任何有关的预处理以及发生在时间点上的按压或自然循环的种类。

[0072] 每个波形都需要校准,并且能够测量速度和深度(如果可能的话)。除了按压的实际深度之外,这些波形中的一些更多地表示了血液流动和循环。然而,他们全部都保持了与胸外按压速度有关的信息。

[0073] 图9A和9B给出了许多来自于传感器的未校准的测量值的心肺复苏按压周期波形的实例。图9C给出了许多表示测量波形特性的多样性的心肺复苏按压周期波形的实例。

[0074] 在本发明的实施方式中,有许多为了运转提示系统而要求按顺序的输入。首先,对每一个采样,具有详细信息[采样数;时间(秒);深度;状态]的结构从测量模块传递至提示引擎。接下来,原始的传感器输入以预定的采样速度或在测量周期中每产生新的深度测量值时到达提示引擎。“深度”信息可以是在特定采样速度 F_s 赫兹或者是只有在对应于完全推到底部和完全释放到顶部的状态下做出测量的离散时间的瞬时连续幅值。“状态”可以是四种状态中的一种:推动,到达底部,释放及到达顶部。按压周期可以根据特定深度传感器显示的信号特性来定义。

[0075] 于是,提示系统的各种实施方式可为每个采样传送以下其中一个输出:不作为;提示按压;提示更重按压;提示更轻按压;提示更快按压;提示更慢按压。

[0076] 用户选项包括:都提示(提示深度及速度矫正);仅提示深度(仅提示深度);以及仅提示速度(仅提示速度)。用户选择可包括:提示时间;优先级;以及患者自适应对固定。

[0077] 深度(‘adepth’)更新发生在以上提及的四个状态,并储存在能够容纳M个先前按

压 ($4 \times M$ 个测量值) 的缓冲器中。间隔和速度更新可发生在以上状态中, 并储存在能够容纳 M 个先前按压周期 ($4 \times M$ 个测量值) 的缓冲器中。

[0078] 在本发明的实施方式中, 当在 $t = T_N$ 作出矫正提示决定时, 基于以下因素在直方图中对各新来的测量值进行定位及加权, 这些因素包括: 各新来的测量的值, 由系统或医学主任选择的较高和较低限值, 时间与决策点的接近度, 测量中可能的错误, 指定的公差, 以及测量异常值。

[0079] 例如, 在有效的速度限值内的测量值会具有权重 1, 而那些在有效限值外的测量值的权重是以上因素的函数。换句话说, 落在 R_L 和 R_H 之间的速度测量值在直方图计算中具有计数 1, 就在 R_H 之上的速度测量值具有计数 1.1, 进一步远离 R_H 的测量值具有计数 1.2, 以此类推。与靠近规定限值的异常值相比, 进一步远离规定限值的异常值对矫正提示具有更大的影响。在另一模型中, 较长停顿的存在可表明心肺复苏活动的停止, 于是可以停止对有效心肺复苏速度的持续计算。换句话说, 所有权重可以归零。

[0080] 深度决策规则类似于上面描述的速度决策规则。在另一模型中, 较长停顿的存在可表明心肺复苏活动的停止, 于是可以停止对有效心肺复苏深度的持续计算。换句话说, 所有权重可以归零。在速度和深度决策系统中, 在较高和较低限值之间的箱内的面积, 在较高限值之上的面积和在较低限值之下的面积的比例指示了矫正提示方案。

[0081] 采取的四种矫正提示如下: {更重按压, 更轻按压, 更快按压, 更慢按压}。在测量过程/算法中或者在第一响应者/传感器的相互作用中检测出未知错误的情况下, 附加的标准提示可以是 {更重按压并完全释放}。每隔 N 秒, 产生矫正提示。当选择都提示时, 与深度有关的提示和与速度有关的提示交替。例如, 与深度有关的提示在 $t = T$ 秒, $3T$ 秒, $5T$ 秒等; 而与速度有关的提示在 $t = 2T$ 秒, $4T$ 秒, $6T$ 秒等。针对在 $[R_L, R_H]$ 范围外的速度给出矫正速度提示。针对在 $[D_L, D_H]$ 范围外的深度给出矫正深度提示。当无需矫正时, 不给出矫正提示。在心肺复苏过程中没有按压的情况下 (停顿), 默认的提示是: 更重按压和更轻按压。

[0082] 从上次推动状态开始超过 T_0 秒以上的任何时间识别为停顿; 换句话说, 如果在 $T_0 = 1.2$ 秒内没有检测出新的按压, 那么每隔 T_0 秒, 以下更新发生在间隔和深度测量值中: $\{0.0, 0.0\}$ 。

[0083] 本发明的系统可以有各种实施方式。在第一实施方式中, 给出了固定时间, 交替深度/速度矫正的系统。在这个模型中, 提示之间的时间是固定的, 第一次提示是深度矫正, 接下来是速度矫正提示, 并且重复这个次序直至心肺复苏按压周期结束。在时间 $T, 3T, \dots$, 针对深度用限值 $\langle D_L, D_H \rangle$ 来检查矫正提示报警条件; 如果在限值外, 发出矫正提示警报或标记。否则, 不进行任何动作。在时间 $2T, 4T, \dots$, 针对速度用限值 $\langle R_L, R_H \rangle$ 来检查矫正提示报警条件; 如果在限值外, 发出矫正提示警报或标记。否则, 不进行任何动作。在这个模型中, 提示的最大频率由提示之间的时间限制。提示的平均频率由心肺复苏时期中要求的深度和速度提示需要决定。

[0084] 在第二实施方式中, 给出了固定时间, 仅深度矫正的系统。这个实施方式是第一实施方式的变型, 然而, 深度提示的频率增加了因子 2。在时间 $T, 2T, 3T, \dots$, 针对深度用限值 $\langle D_L, D_H \rangle$ 来检查矫正提示报警条件; 如果在限值外, 发出矫正提示警报或标记。否则, 不进行任何动作。

[0085] 在第三实施方式中, 给出了固定时间, 仅速度矫正的系统。这个实施方式是第一实

施方式的变型,然而,速度提示的频率增加了因子2。在时间 $T, 2T, 3T, \dots$,针对速度用限值 $< R_L, R_H >$ 来检查矫正提示报警条件;如果在限值外,发出矫正提示警报或标记。否则,不进行任何动作。

[0086] 在第四实施方式中,给出了固定时间,优先级是深度然后是速度的矫正系统。在这个实施方式中,矫正提示之间的时间保持恒定。如果不需要与深度有关的矫正提示,那么仅给出与速度有关的提示(如果需要的话)。

[0087] 在第五实施方式中,给出了可变时间,优先级是深度然后是速度的矫正系统。在这个实施方式中,相邻的矫正提示之间的时间是可变的,因此使得最小有效延时成为可能。矫正提示之间的最小时间是固定的(T_{MIN}),于是矫正提示可能出现在任何时间点($T_{MIN}+nT_D$)。通常, $T_{MIN} \gg T_D$,并且 $n=0, 1, 2, \dots$ 。提示系统总是首先寻找任何与深度有关的矫正提示的需要,如果无需深度矫正,然后寻找与速度有关的矫正提示。

[0088] 在第六实施方式中,给出了可变时间,基于可变自适应阈值的系统。这个实施方式类似于第五实施方式,然而,主要差别在于基于患者状况的自适应阈值。基于前几秒的有效深度计算,提示系统会针对较肥胖的患者进行调整。类似地,对于各响应者,系统能够基于最初几秒按压进行适应。这个操作方案可适用于较早前的所有模型。

[0089] 在第七实施方式中,给出了基于测量误差和心肺复苏质量的报警条件。在传感器系统突然失效和/或依据不清楚的“按压-释放”周期正在进行差质量的心肺复苏的情况下。

[0090] 在第八实施方式中,给出了多个用于深度/速度矫正系统的传感器源。在缺少用于深度测量的精确传感器时,一个或多个其他的传感器能够提供仅深度(或)仅速度的矫正提示。在以下情况时,附装至第一响应者手部的传感器可提供手柄部移动的测量,并可表明手柄部移动的深度和速度,假设它们接触了在患者胸部上的第二传感器。

[0091] 在第九实施方式中,给出了机器的心肺复苏自适应决策规则。在心肺复苏由机器执行时,一旦提示系统学会了依据速度和深度的按压精准度,提示系统就保持静音模式,并且仅在预料外的时间对中断或停顿进行观察。

[0092] 在第十实施方式中,给出了学习装置和模拟人的决策准则。在这个实施方式中,用于展示的自适应装置是直观的。用户可在基于PC的系统中选择可行的实施方式,并对模拟人开始按压。会应用对应于使用的模拟人的矫正因素,这样提示系统会给出合适的矫正提示。

[0093] 尽管以上这十个实施方式是分开陈述的,其他的实施方式可包括以上描述的两个或多个实施方式或其部分的组合。

[0094] 也应当意识到,示范的实施方式仅是实例,并不旨在以任何方式限制本发明的范围,适用性或结构。更确切地说,前述详细描述公开使本领域技术人员能够实施示范的实施方式。应当了解,在不脱离本发明如所附权利要求陈述的范围及其法律等价物的情况下,可以在元件的功能和布局上做出各种变化。

[0095] 以上实施方式旨在说明性而非限制性的。附加的实施方式也在权利要求的范围内。尽管已参照特定实施方式描述了本发明,本领域技术人员会认识到,在不脱离本发明实质及范围的情况下,可以在形式和细节上做出变化。

[0096] 对于本领域技术人员来说,一阅读本公开,本发明的各种改型就是显而易见的。例如,相关技术领域的普通技术人员会认识到,在本发明的实质范围内,本发明不同实施方式

中描述的各种特征能够与其他特征单独地或者以不同的组合方式适当地组合,不组合,以及重新组合。同样,以上描述的各种特征都应当认作是示范实施方式,而不是对本发明范围或实质的限制。因此,以上并不打算限制本发明如权利要求定义的范围。

[0097] 以上描述可涉及方法步骤或特征。这种公开也适用于自动体外除颤器的控制系统,该控制系统适于在自动体外除颤器的操作过程中提供方法步骤或特征。控制系统可包括合适的装置,例如,编程成自动地运行分析并把结果储存到在控制系统(202)内的存储器(210)中的微处理器(208)。而且,在所有实施方式中,该分析可以是非参数、信息论的分析。

[0098] 本发明概念可总结如下:一种自动体外除颤器(AED)以及用于矫正心肺复苏提示系统的方法。自动体外除颤器包括获取心肺复苏胸外按压的按压测量数据的传感器,以及包括微处理器的控制系统,该微处理器编程成对按压测量数据进行非参数、信息论的分析。该分析包括对提供的按压测量数据排序,确定用于检查的提示时间 T_N ,在 T_N 用较高和较低极限把按压测量数据定位到按压数据测量深度和速度方面的最初期望直方图中,限值将直方图的间隔分成多个部分,基于多个因素对按压测量数据进行加权,通过把概率密度函数映射到信息量函数中得出按压测量数据的信息量,以及确定特定矫正提示是否必需。自动体外除颤器也包括提供矫正心肺复苏的提示装置。

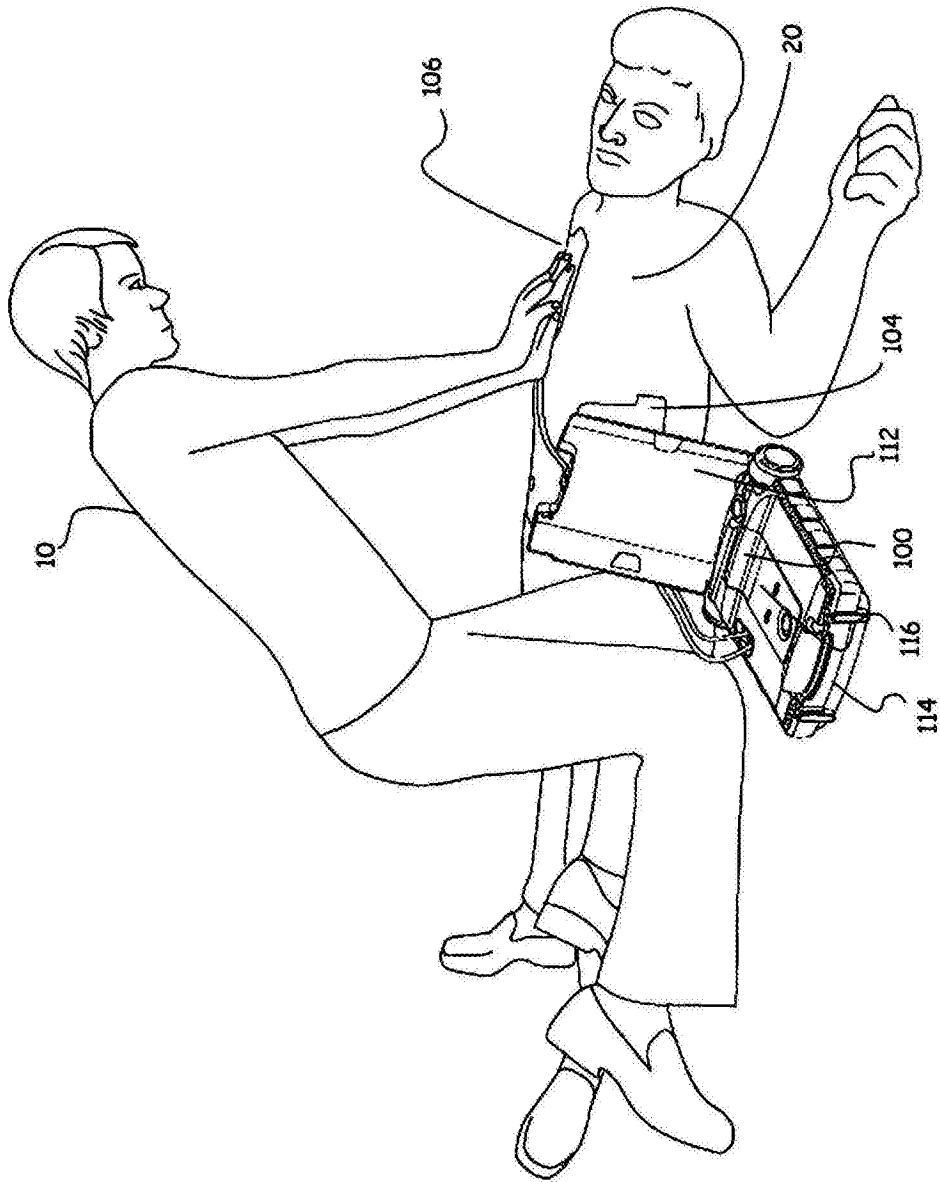


图1A

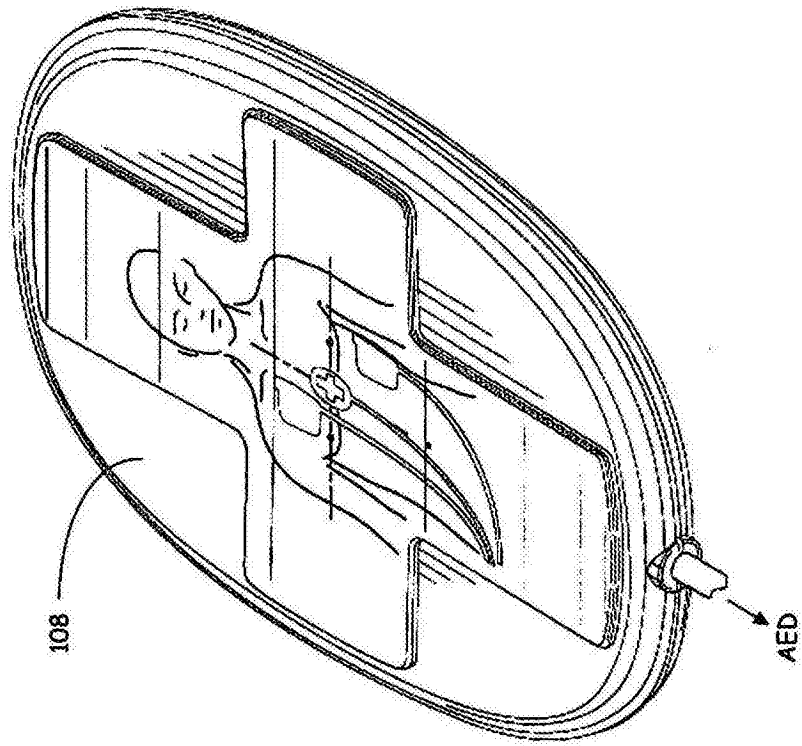


图1B

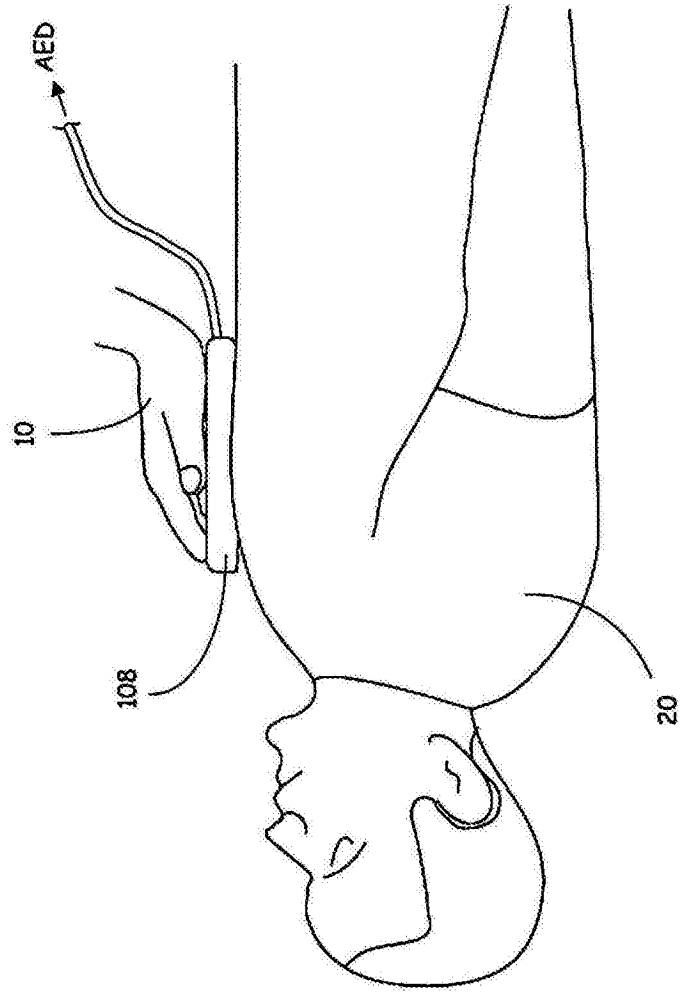


图1C

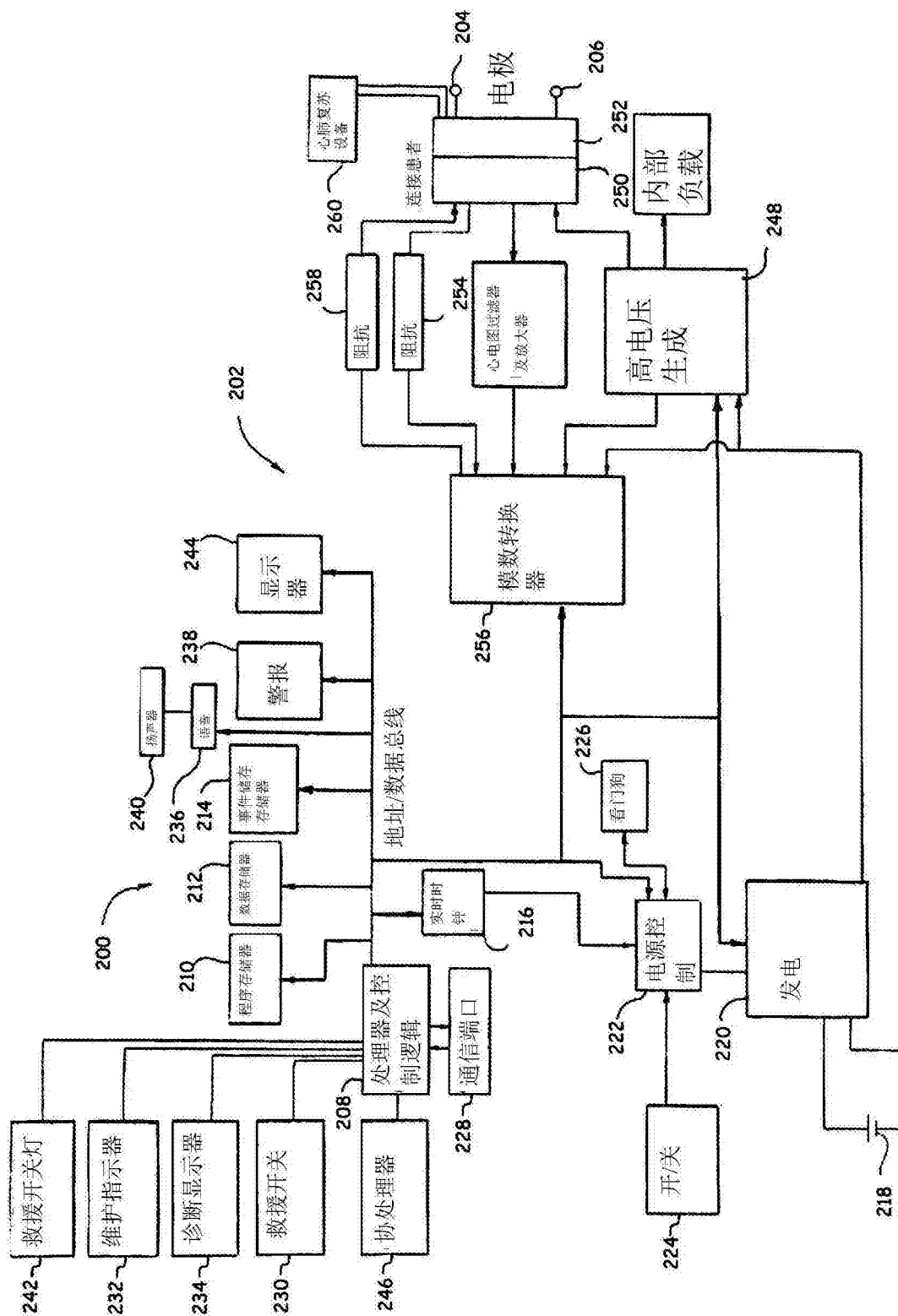


图2

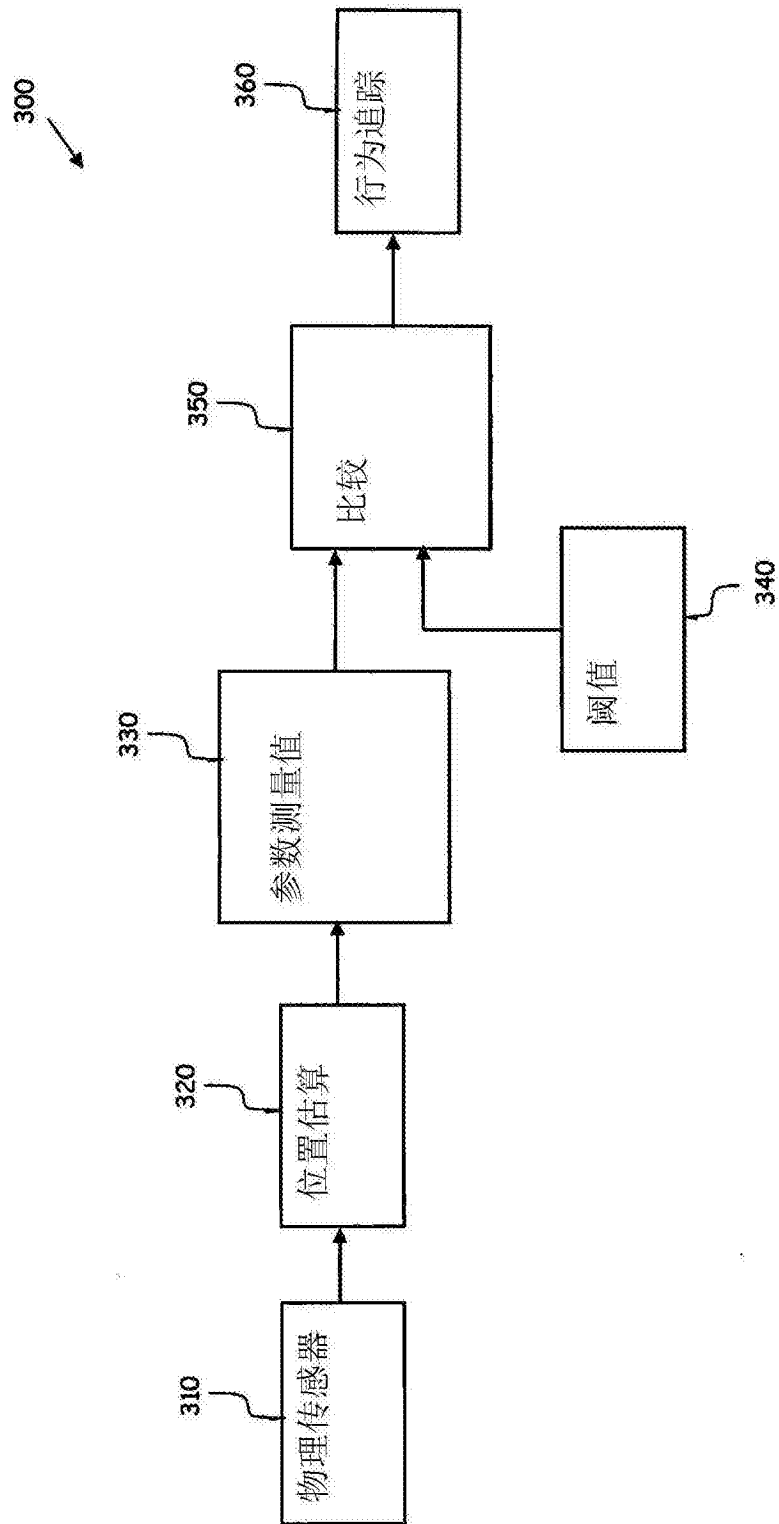


图3

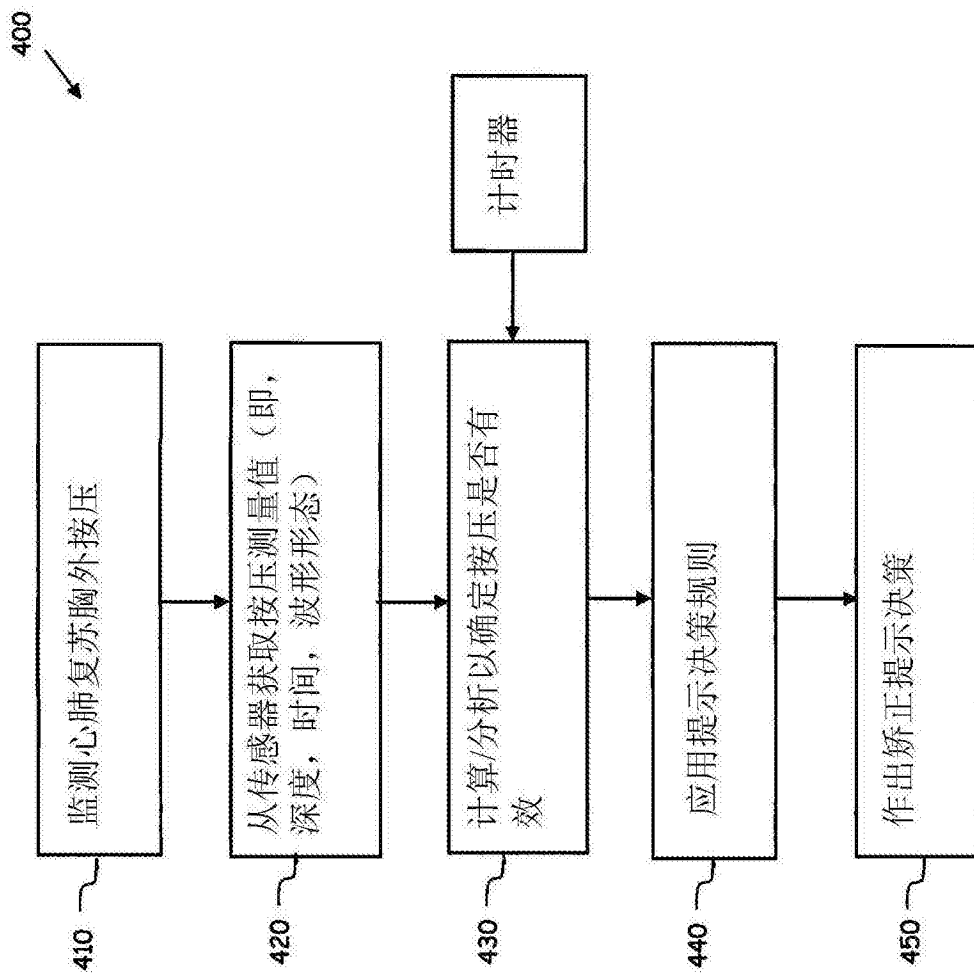


图4

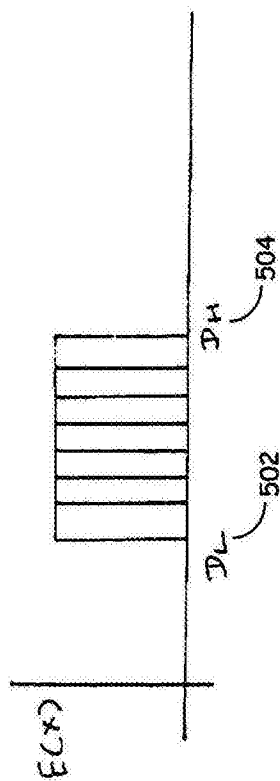


图5A

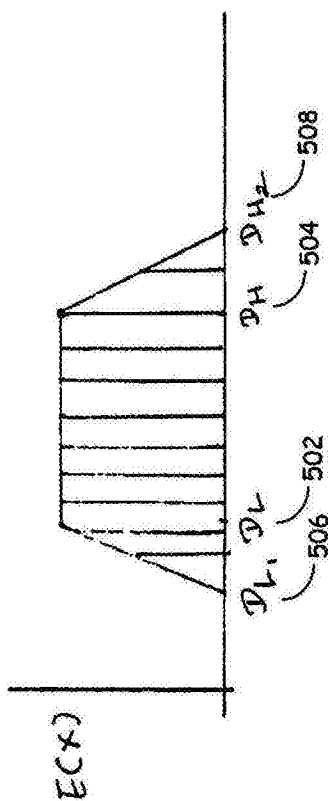


图5B

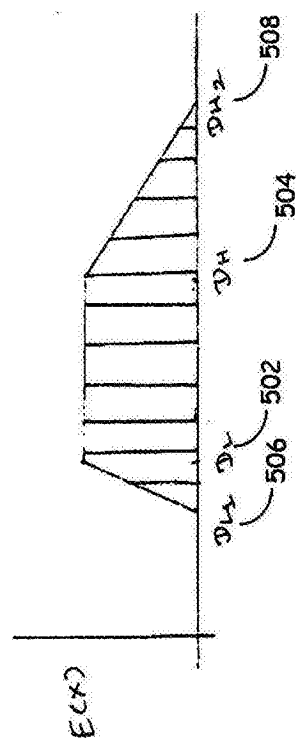


图5C

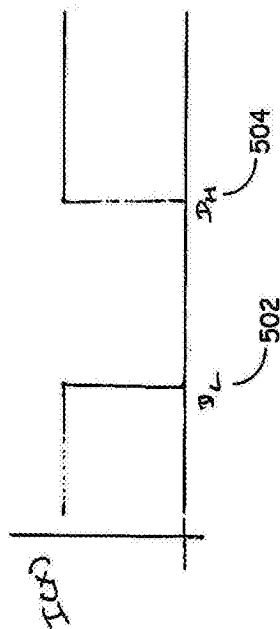


图6A

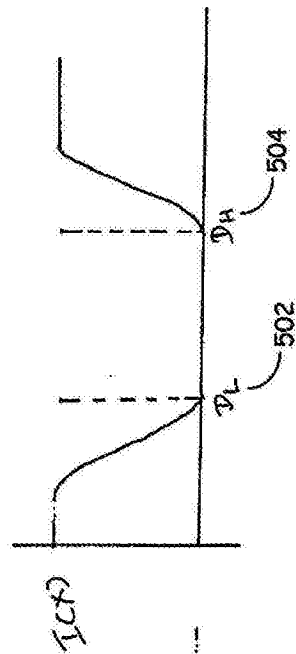


图6B

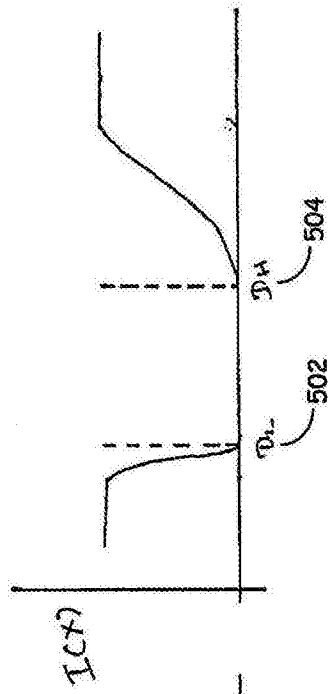


图6C

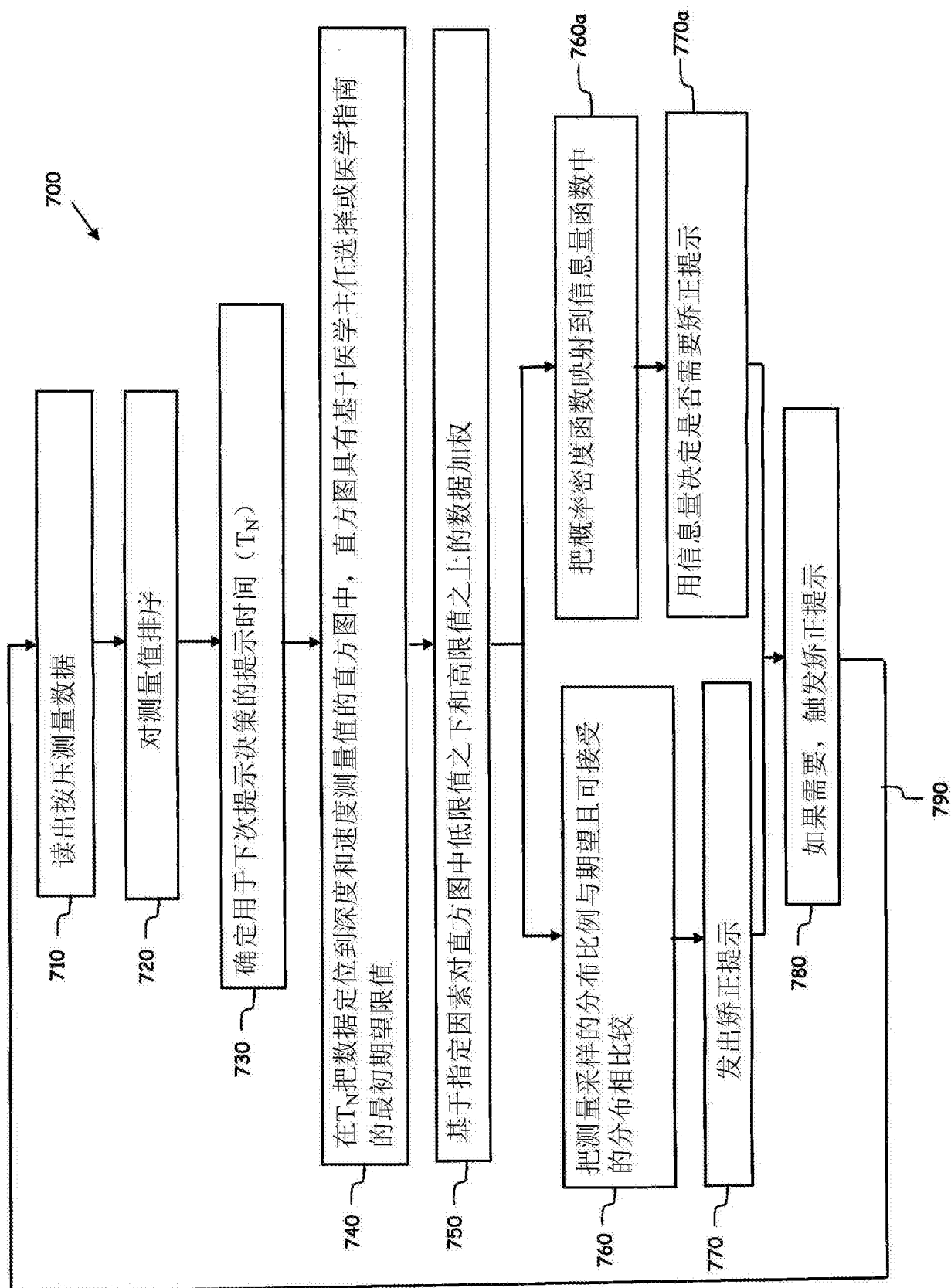


图7

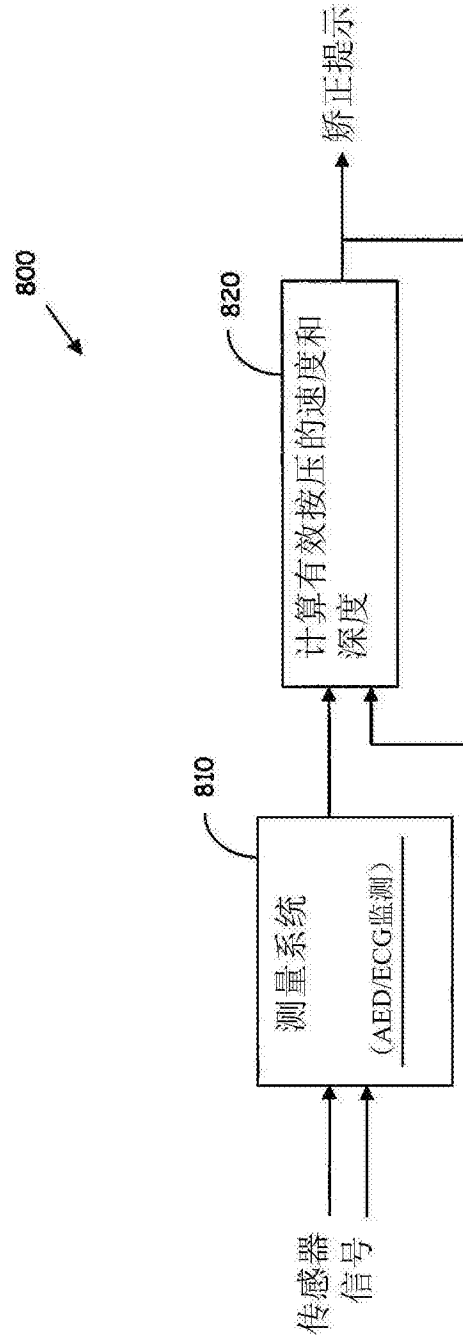


图8

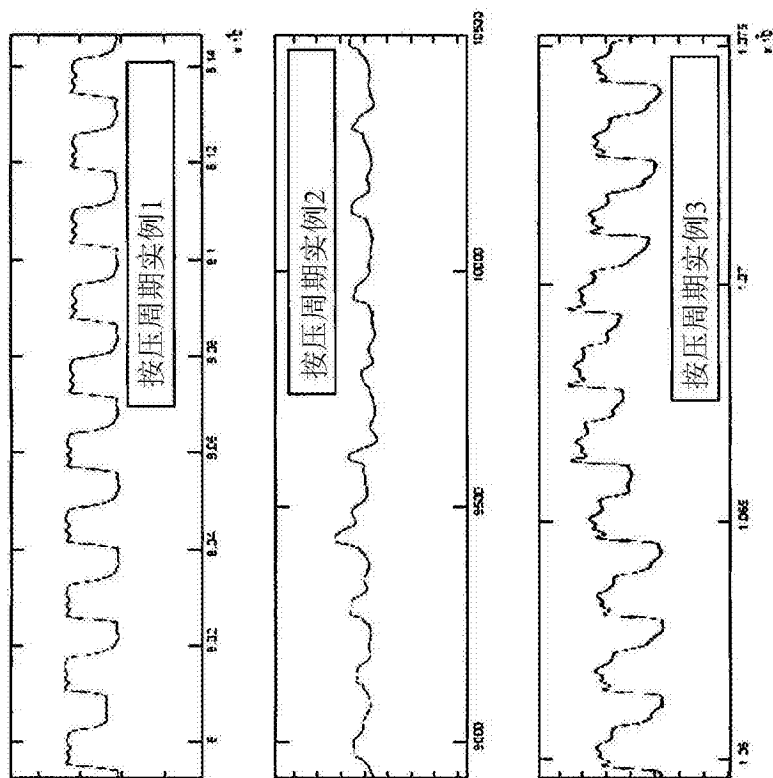


图9A

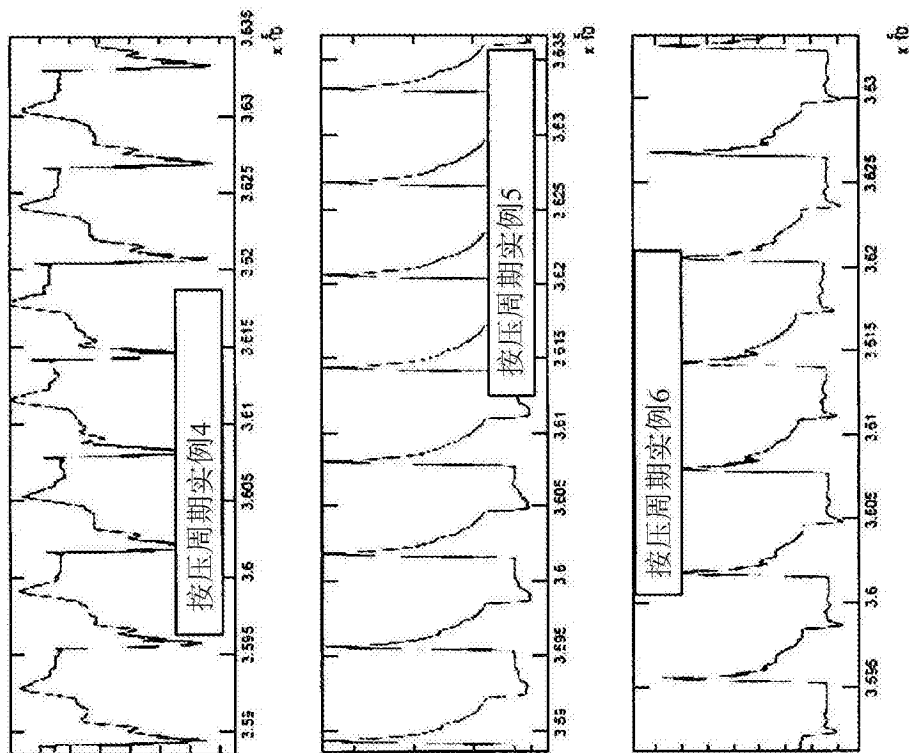


图9B

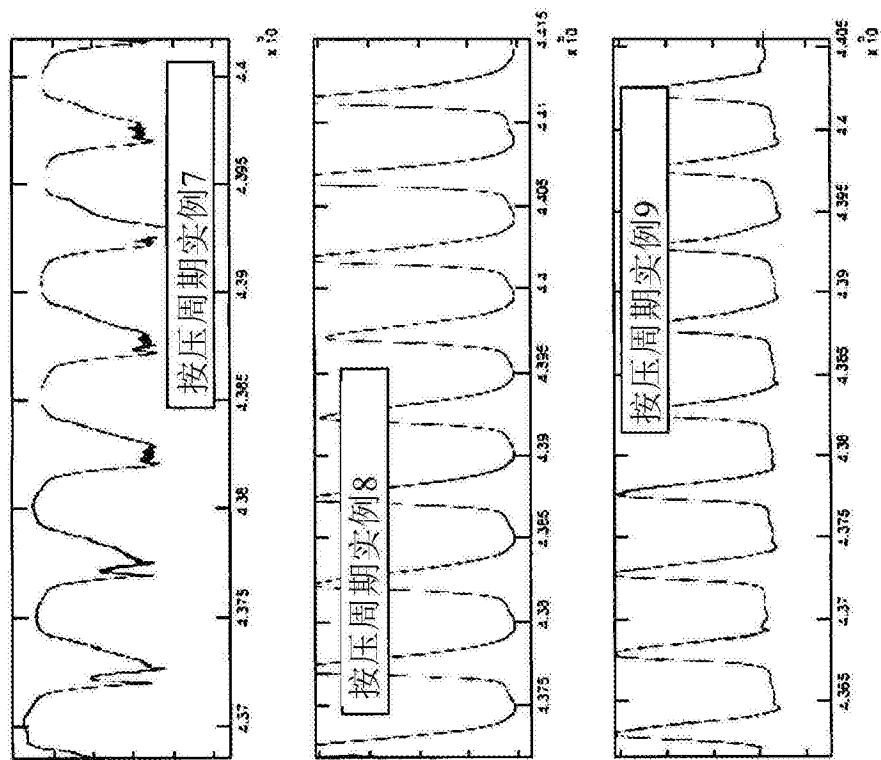


图9C