



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114601470 B

(45) 授权公告日 2025. 07. 04

(21) 申请号 202210149675.7

(22) 申请日 2016.12.14

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114601470 A

(43) 申请公布日 2022.06.10

(30) 优先权数据
14/984838 2015.12.30 US

(62) 分案原申请数据
201680082950.0 2016.12.14

(73) 专利权人 威科特康公司
地址 美国新泽西州

(72) 发明人 D.M.施雷克 B.S.施雷克
A.J.施雷克 M.G.范拉尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

专利代理师 姜冰 李啸

(51) Int.Cl.
A61B 5/318 (2021.01)
A61B 5/28 (2021.01)
A61B 5/363 (2021.01)
A61B 5/366 (2021.01)
A61B 5/355 (2021.01)
A61B 5/358 (2021.01)
A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2003216655 A1, 2003.11.20
US 2004002661 A1, 2004.01.01

审查员 孙夏

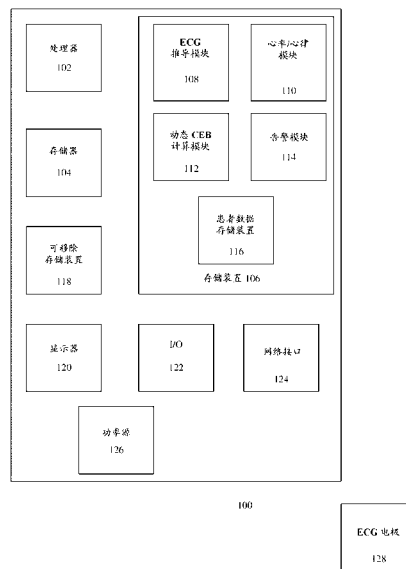
权利要求书2页 说明书14页 附图5页

(54) 发明名称

移动心脏监测装置

(57) 摘要

本公开的发明名称是“移动心脏监测装置”。公开了一种移动心脏监测装置。所述移动心脏监测装置接收用户的心电图(ECG)导联的子集的电压-时间测量,并从ECG导联的子集的电压-时间测量来得出ECG导联的完全集合。所述移动心脏监测装置基于ECG导联的子集中的至少一个来计算心率并监测用户的心律,以及基于所得出的ECG来计算心脏电生物标志物(CEB)。移动心脏装置基于所计算的CEB来检测触发条件,并且响应于检测到触发条件而传送告警。



1. 一种用于获得动态心脏电生物标志物的方法,包括:

存储通用变换矩阵,所述通用变换矩阵通过以下步骤而被生成:对训练集中的每个心电图电压-时间数据阵列应用抽象因素分析技术;且然后对所述训练集合应用单形优化技术;

在移动心脏监测装置接收用户的心电图导联的子集的电压-时间测量,所述移动心脏监测装置从与所述移动心脏监测装置进行通信的四个或五个电极来接收三个正交心电图导联的基本集合的电压-时间测量;

通过以下步骤从心电图导联的所述子集来得出所述用户的心电图导联的完全集合:通过将所存储的通用变换矩阵应用于三个正交心电图导联的所述基本集合以生成n导联心电图,从而从三个正交心电图导联的所述基本集合的所述电压-时间测量来得出所述n导联心电图的心电图导联的完全集合;

基于心电图导联的所述子集中的至少一个导联的电压-时间测量来计算心率并监测所述用户的心律;

通过从心电图导联的所得出的完全集合来计算针对多个心跳的每个心跳的心脏电生物标志物,从心电图导联的所得出的完全集合来计算动态心脏电生物标志物,其中所述动态心脏电生物标志物量化偶极和多极能量含量;其中

从心电图导联的所得出的完全集合来计算针对多个心跳中的每个心跳的动态心脏电生物标志物包括,针对所述多个心跳中的每个心跳:使用抽象因素分析来计算心电图导联的所得出的完全集合的电压-时间数据的本征向量的集合;并从本征向量的所述集合来计算第一、第二和第三本征值,其中所述第三本征值用作针对所述多个心跳中的每个心跳的心脏电生物标志物。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,得出心电图导联的所述完全集合、计算所述心率、以及计算所述心脏电生物标志物均由所述移动心脏监测装置来执行。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,接收三个正交心电图导联的所述基本集合的电压-时间测量包括:

(a) 从与所述移动心脏监测装置通信的四个或五个电极来接收三个正交心电图导联的所述基本集合的电压-时间测量,其中接地位于记录三个正交心电图导联的所述基本集合的电极之一内;或

(b) 接收I、aVF和V2心电图导联的电压-时间测量;或

(c) 接收I、II和V2心电图导联的电压时间测量。

4. 如权利要求1所述的方法,其中

(a) 所述n导联心电图是12导联心电图;或

(b) 所述n导联心电图是15导联或22导联心电图。

5. 如权利要求1所述的方法,还包括:

在所述移动心脏监测装置的显示器上显示所述动态心脏电生物标志物随时间变化的图。

6. 如权利要求1所述的方法,还包括:

(a) 将心电图导联的所得出的完全集合、所计算的心率以及所计算的动态心脏电生物标志物存储在所述移动心脏监测装置的可移动存储装置上;和/或

(b) 在所述移动心脏监测装置的显示器上显示所计算的动态心脏电生物标志物、所计算的心率、心电图导联的所得出的完全集合或心电图导联的所述子集的所述电压-时间测量中的至少一个；和/或

(c) 将心电图导联的所得出的完全集合、所计算的心率和所计算的动态心脏电生物标志物实时传送到远程装置。

7. 如权利要求1所述的方法,其中从心电图导联的所得出的完全集合来计算所述动态心脏电生物标志物包括:

从所述n导联心电图的12导联来计算所述动态心脏电生物标志物。

8. 如权利要求1所述的方法,其中在所述移动心脏监测装置接收用户的心电图导联的子集的电压-时间测量包括:

经由无线通信协议从一组心电图电极来接收心电图导联的所述子集的所述电压-时间测量。

移动心脏监测装置

技术领域

[0001] 所描述的发明涉及移动心脏监测装置,并且更具体来说涉及用于监测心律和动态心脏电生物标志物的移动装置。

背景技术

[0002] 导致急性冠状动脉综合症(ACS)的冠心病是美国的死亡率的主导原因,并且胸痛每年占多于8百万的急诊室就诊。但是,急性心肌梗死(AMI)在急诊室中常常被误诊,并且患有AMI的许多患者在没有识别的情况下被允许离开急诊室。

[0003] 心脏电生理学

[0004] 跨膜离子电流基本上负责作为ECG而被记录的的心脏电位。ECG是一系列复杂生理和技术过程的最终成果。跨膜离子电流通过跨细胞膜并且在相邻细胞之间的离子流来生成。这些电流通过心脏激活和恢复序列来合成,以生成心脏中及周围的心脏电场,其在心动周期期间随时间而变化。此电场经过许多其它结构(包括肺、血液和骨骼肌),其在心脏电场经过其中时干扰心脏电场。Braunwald's Heart Disease, 8th Ed., Saunders, Elsevier (2008), Chapter 12, at p. 149。到达皮肤的电流然后由放置在四肢和躯干上的特定位置中的电极来检测,所述电极配置成产生导联。这些导联的输出通过各种电子装置来放大、过滤、和显示以产生心电图记录,并且诊断准则被应用于这些记录以产生解译。

[0005] 心脏偶极子

[0006] 相互非常近地定位的等强度但相反极性的两个点源(诸如电流源和电流宿)能被表示为电流偶极子。因此,单心脏纤维的激活能被建模为电流偶极子,其在激活的传播方向上移动。这种偶极子通过三个参数来完全表征:强度或偶极矩、位置和定向。偶极矩与细胞内电位的变化率成比例。同样地,多个相邻心脏纤维被同步地激活,以产生激活前端,其创建在激活方向上所定向的偶极子。这个波前端中的所有偶极子的净效应是具有等于所有同时活动的分量偶极子的(向量)总和的强度和定向的单个偶极子。

[0007] 电流偶极子产生特性电位场,其具有在其前面所投射的正电位以及在其后面所投射的负电位。在这个场内任一处记录的实际电位与偶极矩成正比,与从偶极子到记录处的距离的平方成反比,并且与偶极子的轴和从偶极子到记录处所绘制的线之间的角度的余弦成正比。

[0008] 激活方向、电流偶极子的定向、和电位的极性之间的这种关系描述了由电极所感测的电位的极性与激活前端的移动方向之间的基本关系,即,电极在激活前端正朝它移动时感测到正电位而在激活前端正移动离开它时感测到负电位。

[0009] 传输因素是三维物理环境的内容(称作容积导体),其采用效果显著的方式来修改心脏电场。传输因素可被分组成四个广义类别。

[0010] 细胞因素确定电流通量的强度(其产生于局部跨膜电位梯度);它们包括细胞内和细胞外电阻以及相关离子(例如钠离子)的浓度。更低离子浓度降低电流的强度,并且降低细胞外电位。

[0011] 心脏因素影响一个心脏细胞与另一个心脏细胞的关系。两个主要因素是：(1) 各向异性,心脏组织的性质,其引起沿纤维的长度相比跨纤维的宽度的更大电流和更快传播;以及(2)心脏纤维之间连接组织的存在,其中断相邻纤维的有效电耦合。

[0012] 心脏外因素涵盖位于激活区域与身体表面之间的所有组织和结构,包括心室壁、心脏内和胸内血液、心包膜、肺、骨骼肌、皮下脂肪、以及皮肤。这些组织因相邻组织的电阻率的差异(即,躯干内的电不均匀性的存在)而改变心脏场。

[0013] 其它因素包括心脏与记录电极之间的距离的变化,其与胸腔内心脏的偏心率和距离的平方成比例地降低电位量值(意味着心脏位于更靠近躯干的前区而不是更靠近后区,并且右心室和左心室的前间壁方面相比左心室和心房的其它部分位于更靠近后胸腔壁,这意味着心电图电位将在后前面比在后面更高,并且从前左心室投射到胸腔壁的波形将比由后心室区所生成的那些波形更大)。

[0014] 心动周期

[0015] 心脏是电流生成器,并且其电场众所周知压倒性地为偶极子。

[0016] 术语“心动周期”用来指与冠状动脉血流或血压相关的所有或任一电和机械事件,其从一个心跳的开始到下一心跳的开始发生。血压在整个心动周期升高和降低。心动周期的频率是心率。心脏的每一个单‘跳’涉及五个主要阶段:(1)“舒张晚期”,其是半月瓣闭合、房室(AV)瓣打开和整个心脏舒张的时间;(2)“心房收缩期”,其是左和右心房正收缩、AV瓣打开和血液从心房流动到心室的时间;(3)“等容心室收缩”,其是心室开始收缩、AV和半月瓣闭合并且不存在容积的变化的时间;(4)“心室射血”,其是心室被排空但是仍然收缩并且半月瓣打开的时间;以及(5)“等容心室舒张”,压力降低、没有血液进入心室、心室停止收缩并且开始舒张以及半月瓣闭合(因大动脉中的血液正推动其闭合)的时间。心动周期通过一系列电脉冲(其由窦房结和房室结内存在的特异性心脏细胞所产生)来协调。心脏在每个心动周期期间按照由工作心肌和特异性心脏传导系统的解剖和生理学所确定的特性方式来激活和恢复。P. Libby et al., Eds., Braunwald's Heart Disease, 8th Ed., Elsevier, Inc., Philadelphia (2008) at 155。

[0017] 正常心动周期开始于窦房结、位于高右心房(RA)中的特异性组织的区域的自发去极化。电去极化的波然后通过RA并跨房间隔膜扩展到左心房(LA)中。

[0018] 心房通过电惰性纤维环与心室分隔,使得在正常心脏中,电去极化从心房到心室的唯一传输路线是通过房室(AV)结。Av结使电信号延迟了短时间,并且然后去极化的波经由希氏束以及右和左束分支沿室间隔膜(IVS)向下扩展到右(RV)和左(LV)心室中。通过正常传导,两个心室同时收缩。

[0019] 在心脏的完全去极化之后,心肌则在其能够对下一心动周期准备好再次去极化之前必须再极化。

[0020] 标准12导联心电图

[0021] 记录标准表面ECG,其示出来自八个独立导联的12个不同导联‘方向’,尽管仅要求皮肤上的10个记录电极来实现这。这些电极中的六个被放置在覆盖心脏的胸腔上,以记录六个胸腔或心前导联。四个电极被放置在肢体上,以记录六个肢体导联。在标准ECG中,10个记录电极中的每个被放置在其正确位置中是必要的,否则ECG的外形将被显著改变,阻止正确解译。

[0022] 对于简单双极导联(诸如导联I、II和III),导联向量从负电极引导向正电极。对于扩大的肢体和胸前导联,导联向量的原点位于连接电极(其组成复合电极)的轴的中点,即,对于导联aVL,向量从连接右臂和左腿的轴的中点指向左臂。对于胸前导联,导联向量从由三个标准肢体导联所形成的三角形的中心指向胸前电极处。

[0023] 肢体导联记录冠状动脉平面中的ECG,并且因此能够用来确定电轴(其通常仅在冠状动脉平面中被测量)。肢体导联称作导联I、II、III、aVR、aVL和aVF。通过心脏并引导到左(完全在导联I的方向上)的水平线常规被标记为0度(0°)的参考点。其它导联‘查看’心脏的方向按照从这个基线的角度(单位为度)来描述。

[0024] 胸腔导联记录横向或水平平面中的ECG,并且称作V1、V2、V3、V4、V5和V6。其它导联协定存在并且可在临床上使用,其包括V7、V8和V9(其从左后胸来记录)以及V3R、V4R、V5R和V6R(其从右前胸来记录)。

[0025] 使用通用变换矩阵的改进ECG

[0026] 用于检测心肌损伤的改进ECG技术使用单形优化算法和抽象因素分析的数学技术来得出通用变换矩阵,这可适用于所有患者并与时间无关(美国专利No.6901285,通过引用所结合)。此通用变换矩阵在需要时是可适用的,并且在其实现之前不要求每个患者的完整n导联ECG的获取。为了进行这,一个人首先测量和数字化ECG导联的某个集合的电压-时间数据,以定义ECG训练集合。一旦已获取电压-时间数据阵列,抽象因素分析(“AFA”)技术被应用于训练集合中的每个ECG电压-时间数据阵列,以便使所测量的阵列中的误差最小化。最终步骤随后将把单形优化技术(“SOP”)应用于训练集合,以便得出可适用于所有患者并且是时间无关的通用变换矩阵。这个通用变换矩阵随后能被应用于标准测量的3导联子系统(所测量的I、aVF和V2导联)以得出标准12导联ECG,以及能被应用于其它系统,并且能够生成至少22个导联,以能够实现心脏电活动的更精确解译。在与所观测的导联测量相比时,这些得出的ECG导联占信息内容的大约99%。

[0027] ECG是胸痛患者的初始评估中的第一测试,但是多个研究已表明,ECG在初始诊断AMI中具有低灵敏度。

[0028] 心脏血清标志物是在急性心肌缺血(ischemic)损伤中的评估和风险分层中对ECG的重要补充。血清肌钙蛋白评估近来已变成心肌坏死的诊断的黄金标准。但是,血清肌钙蛋白结果一般不是立即可用的,它们也不被实时地连续获得,并且初始治疗协议通常必须通过仅依靠初始患者评估和关联的12导联ECG解译来实现。

[0029] 急性心肌缺血损伤(包括AMI)的快速诊断是对于实现立即治疗的关键。对于推测的急性冠状动脉综合症(ACS)患者,通常在患者到达时间以及其之后每隔数小时、在患者观察的高达24小时内获取ECG和心脏血清标志物,以识别ACS的进展。患者在这些血清标志物与ECG获取之间的时间期间可能处于风险,特别是当患者具有无症状(silent)缺血损伤时。此外,带有胸痛到急诊室就诊的大约95%的患者在没有治疗的情况下被送回家。这些患者也可能处于风险。

发明内容

[0030] 所描述的发明提供了用于监测患者的心率和心律、获取的心电图(ECG)导联、和心脏电生物标志物的移动心脏监测装置。该移动心脏监测装置能够从三个测量的导联来得出

12导联ECG到至少22导联ECG (n导联ECG) ,并且能够从所得出的12导联ECG来计算动态心脏电生物标志物。该移动心脏监测装置能够通过数据网络(诸如蜂窝网络)进行通信,以在基于动态心脏电生物标志物检测到触发条件时传送告警。

[0031] 在所描述的发明的一个实施例中,在移动心脏监测装置接收用户的ECG导联的子集的电压-时间测量。用户的n-ECG导联的完全集合从ECG导联的子集得出。基于ECG导联的所测量子集的至少一个来计算用户的心率并且监测用户的心律。心脏电生物标志物(CEB)从ECG导联的所得出的完全集合来计算。

[0032] 在所描述的发明的另一个实施例中,移动心脏监测装置包括:心电图(ECG)电极,其用于获取用户的ECG导联的子集的电压-时间测量;ECG推导模块,其用于从ECG导联的子集得出用户的ECG导联的完全集合;心率计算和心律监测模块,其用于基于ECG导联的所测量子集的至少一个来计算心率并且监测用户的心律;以及心脏电生物标志物(CEB)计算模块,其用于从ECG导联的所得出的完全集合计算CEB。

[0033] 在所描述的发明的另一个实施例中,移动心脏监测装置包括:处理器以及存储计算机程序指令的存储器,所述计算机程序指令在由处理器执行时使处理器执行包括以下操作的操作:从自心电图(ECG)电极所接收的ECG导联的子集来得出用户的ECG导联的完全集合、基于ECG导联的所测量子集的至少一个来计算心率并且监测用户的心律、以及从ECG导联的所得出的完全集合来计算心脏电生物标志物(CEB)。

[0034] 在所描述的发明的另一个实施例中,用于多个患者的心脏监测的系统包括多个心脏监测装置和中央监测系统。多个心脏监测装置中的每个获取多个患者中的相应一个患者的心电图(ECG)导联的子集的电压-时间测量。多个心脏监测装置中的每个经由网络来传送多个患者中的相应一个患者的ECG导联的子集的电压-时间测量。中央监测系统接收从多个心脏监测装置所传送的多个患者中的每个患者的ECG导联的子集的电压-时间测量。中央监测系统从ECG导联的相应子集来得出多个患者中的每个患者的ECG导联的相应完全集合。中央监测系统从ECG导联的相应所得出的完全集合来计算多个患者中的每个患者的相应心脏电生物标志物(CEB),并且基于对多个患者中的每个患者所计算的相应CEB来检测触发条件针对多个患者中的每个患者是否发生。

[0035] 通过参考以下具体实施方式和附图,本发明的这些及其它优点将对本领域技术人员是显而易见的。

附图说明

[0036] 图1示出按照所描述的发明的实施例的移动心脏监测装置100;

[0037] 图2示出按照所描述的发明的实施例、用户的身体上的ECG电极的放置;

[0038] 图3示出按照所描述的发明的实施例、用于得出n导联ECG的方法;

[0039] 图4示出如通过ECG所测量的典型心脏电信号;

[0040] 图5示出按照所描述的发明的实施例、使用移动心脏监测装置的心脏监测的方法;

[0041] 图6示出按照所描述的发明的实施例、使用移动心脏监测装置的心脏监测和告警通知的方法;

[0042] 图7示出按照本发明的实施例的移动心脏监测装置700与读取器装置710之间的通信;以及

[0043] 图8示出按照所描述的发明的实施例的用于患者的心脏监测的系统。

具体实施方式

[0044] 所描述的发明涉及移动心脏监测装置。所描述的发明的实施例提供用于监测患者的心率和心律、获取的心电图 (ECG) 导联、和心脏电生物标志物的移动心脏监测装置。移动心脏监测装置能够用来远程监测患者, 并用来实时监测心脏病的进展。

[0045] 图1示出按照所描述的发明的实施例的移动心脏监测装置100。移动心脏监测装置100能够被实现为独立装置, 或者能够作为另一移动装置 (诸如蜂窝电话、平板等) 的一部分来实现。按照有利的实施例, 心脏监测装置100是便携式手持装置, 并且因而能够被认为是“移动”或“非固定”装置。如图1中所示, 移动心脏监测装置100包括处理器102, 其在操作上耦合到数据存储装置106和存储器104。处理器102通过执行计算机程序指令来控制心脏监测装置100的总体操作, 所述计算机程序指令定义此类操作。计算机程序指令可被存储在数据存储装置106或者可移除存储装置118中, 并且在期望执行计算机程序指令时被加载到存储器104中。心电图 (ECG) 推导模块108、心率和心律模块110、动态心脏电生物标志物 (CEB) 模块112、和告警模块114以及以下所描述的图3、图4和图6的方法步骤能够通过计算机程序指令 (其被存储在数据存储装置106中) 来定义, 并且当计算机程序指令被加载到存储器104中时通过处理器102执行计算机程序指令来控制。例如, 计算机程序指令能够实现为由本领域技术人员所编程的计算机可执行代码, 以执行图3、图4和图6的方法步骤, 并且实现图1中所示的模块108、110、112和114。

[0046] 处理器102可包括通用微处理器和专用微处理器两者, 并且可以是心脏监测装置100的单处理器或多个处理器之一。处理器102可包括例如一个或多个中央处理单元 (CPU)。处理器还可包括一个或多个图形处理单元 (GPU)。处理器102、数据存储装置106、和/或存储器104可包括一个或多个专用集成电路 (ASIC) 和/或一个或多个现场可编程门阵列 (FPGA)、通过其来补充、或被结合于其中。

[0047] 数据存储装置106和存储器104各自包括有形非暂态计算机可读存储介质。存储器104可包括高速随机存取存储器, 诸如动态随机存取存储器 (DRAM)、静态随机存取存储器 (SRAM)、双倍数据速率同步动态随机存取存储器 (DDR RAM)、或者其它随机存取固态存储器装置。数据存储装置106可包括非易失性存储器, 诸如一个或多个磁盘存储装置 (诸如内部硬盘和可移除盘)、磁光盘存储装置、光盘存储装置、闪速存储器装置、半导体存储器装置 (诸如可擦可编程只读存储器 (EPROM)、电可擦可编程只读存储器 (EEPROM))、紧致盘只读存储器 (CD-ROM)、数字多功能盘只读存储器 (DVD-ROM) 盘、或者其它非易失性固态存储装置。心脏监测装置100还包括可移除存储装置118。可移除存储装置118包括端口以及对应可移除存储介质。例如, 可移除存储装置118能够是安全数字 (SD) 端口和对应SD卡, 但是所描述的发明并不局限于此, 而是也能够使用任何其它类型的可移除存储装置。

[0048] 心脏监测装置100还可包括显示器120以及一个或多个其它输入/输出装置122 (其能够实现与心脏监测装置100的用户交互)。例如, 显示器120可以是向用户显示信息的液晶显示器 (LCD)。其它输入/输出装置122能够包括: 输入装置 (诸如触摸屏、小键盘、按钮等), 用户能够通过其向心脏监测装置100提供输入; 输入端口, 诸如USB端口、mini-USB端口、micro-USB端口等; 以及输出装置, 诸如扬声器、耳机插孔、发光二极管 (LED) 等。心脏监测装

置100还包括功率源126(诸如可充电电池)。

[0049] 心脏监测装置100还可包括一个或多个网络接口124,其用于经由一个或多个网络与其它装置进行通信。按照有利的实施例,网络接口124能够包括蜂窝网络接口,其用于通过蜂窝网络(诸如全球移动通信系统(GSM)网络、码分多址(CDMA)网络、或长期演进(LTE)网络)进行通信。这种蜂窝网络可以是3G或4G网络,能够通过其来传送数据。网络接口124还能够包括短消息服务(SMS)和/或多媒体消息服务(MMS)网络接口,其用于传送和接收文本消息和/或多媒体消息。网络接口124还可包括无线网络接口控制器(WNIC),其用于通过数据网络(诸如WIFI网络)的无线通信。网络接口124还可包括用于短程无线网络(诸如蓝牙)的网络接口。

[0050] 移动心脏监测装置100通信地耦合到ECG电极128。在一个实施例中,ECG电极能够经由线缆而被连接到心脏监测装置100。例如,ECG电极128能被连接到USB线缆,其被插入所述移动装置的USB端口。要理解,所描述的发明不局限于USB线缆,而是也能够使用其它类型的线缆。在另一个实施例中,ECG电极128可与移动心脏监测装置100无线地通信。例如,ECG电极128可经由蓝牙连接与移动心脏监测装置100进行通信。ECG电极128被放置在用户或患者的身体上,并且向移动心脏监测装置100传送ECG导联的子集的电压-时间测量。按照有利的实施例,从ECG电极128接收三个ECG导联的电压-时间测量。在示范实现中,ECG导联I、II和V2通过ECG电极128来测量。在另一个可能实现中,ECG导联I、aVF和V2能够通过ECG电极128来测量。ECG电极128能够包括五个电极以测量三个ECG导联,其中电极之一为接地。在可能实施例中,接地能被包含在其它电极之一中,并且能够使用更少总数的电极。

[0051] 图2示出按照所描述的发明的实施例、用户的身体上的ECG电极的放置。如图2中所示,五个电极202、204、206、208和210被放置在用户上。电极202被放置在左臂(LA)上,电极204被放置在右臂(RA)上,电极206被放置在左腿(LL)上,电极208可被放置在右腿(RL)上,以及电极210被放置在V2导联位置,其处于胸骨附近的第四间隙。电极202、204和206能被放置在其对应肢体上的任何位置,从而使其放置对于用户是简易的。电极208为接地,并且通常被放置在右腿上,从而使其放置对于用户是简易的,但是接地电极的位置并不局限于右腿,而是也能够被放置在其它位置。电极210还对应于对于用户易于定位的解剖位置。如果电极不直接放置在肌肉上(其可能引起干扰),则可改进来自电极的信号。在示范备选实现中,接地能被包含在V2电极(210)中。在这种情况下,不需要电极208,而是能够代替地使用四个电极。在其它可能实现中,接地也能够处于其它电极之一中。使用图2的电极放置,ECG电极测量ECG导联I、II和V2,其是组成标准12导联ECG的导联集合的成员。本领域技术人员将认识到,也可利用放置在身体表面以记录其它基本正交导联集合的其它电极。例如,后胸中的V9的放置(在V2后面)能够替代以上描述的示例中的V2,以得出n导联ECG并构建CEB。

[0052] 返回到图1,ECG推导模块108、心率和心律模块110、动态CEB计算模块112、和告警模块114能被存储在数据存储装置106中。这些模块中的每个模块包括计算机程序指令,其用于在被加载到存储器104中并由处理器102执行时执行操作的特定集合。数据存储装置106还包括患者数据存储装置116,其用于存储各种患者数据,包括从ECG电极128所接收的电压-时间测量、由ECG推导模块108所生成的所得出的ECG数据、由心率和心律模块110所生成的心率和心律数据、以及由动态CEB计算模块112所生成的心脏电生物标志物(CEB)数据。

[0053] 通过将一系列电极放置在患者的皮肤上来测量标准ECG。标准ECG记录包括12导联

波形(表示为I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5和V6),其采用由内科医生使用模式识别技术所解译的特定顺序来布置。在通常配置中,10个电极被放置在身体躯干上,以测量定义标准12导联的电位。按照所描述的发明的实施例,ECG推导模块108能够从由ECG电极128所测量的ECG导联的子集来得出ECG导联的完全集合。按照所描述的发明的一些此类实施例,ECG推导模块108能够从自ECG电极128所接收的3个所测量的导联来得出患者的完整n导联(例如12导联)ECG。ECG推导模块108能够通过应用存储的通用变换矩阵(使用抽象因素分析和单形优化算法从训练ECG数据的集合来生成其)从3个所测量的导联来得出完整n导联ECG。在美国专利No. 6901285(通过引用以其整体被结合于本文中)中更详细描述了用于得出n导联ECG的这种方法。

[0054] 图3示出了按照所描述的发明的实施例、用于得出n导联ECG的方法。图3的方法步骤能够由ECG推导模块108来执行,以从自ECG电极128所接收的3个ECG导联的电压-时间测量来得出完整n导联ECG。参照图3,在步骤302,从ECG电极128来接收ECG导联I、II和V2的数字化电压-时间测量。导联I是左臂(LA)电极与右臂(RA)电极之间的电压:导联I=LA-RA。导联II是左腿(LL)电极与RA电极之间的电压:导联II=LL-RA。导联V2是V2电极处的正极与作为称作威尔逊的中心端子的复合极的负极之间的电压,其通过对来自电极RA、LA和LL的测量求平均来产生,以给出跨身体的平均电位:导联V2=V2-1/3(RA+LA+LL)。

[0055] 在步骤304,从所测量的ECG导联I和II来计算aVF ECG导联。能够从导联I和II的已知几何结构来计算aVF(扩大向量根)导联。aVF导联具有左腿上的正极,并且负极是右臂电极和左臂电极的组合。由于标准12导联ECG中的内置冗余度,前6个导联中任2个的测量能够用来按照下列基于几何的公式来计算其它4个导联:

[0056] 导联III=导联II-导联I

[0057] 导联aVR=-0.87×((导联I+导联II)/2)

[0058] 导联aVL=0.87×((导联I-导联III)/2)

[0059] 导联aVF=0.87×((导联II+导联III)/2)。

[0060] 相应地,aVF导联能够从导联I和导联II被计算为:导联aVF=[((2×导联II)-导联I)/2]×0.87。这产生三个正交导联I、aVF和V2。按照备选实施例,上述等式还能够没有0.87系数的情况下被计算,使得以下等式被用于导联aVR、导联aVL和导联aVF:导联aVR=-((导联I+导联II)/2);导联aVL=((导联I-导联III)/2);以及导联aVF=((导联II+导联III)/2)。虽然图3的方法获取导联I、II和V2的电压-时间测量,并且然后从导联I和II来计算导联aVF,但是在备选实施例中,导联I、aVF和V2的电压时间测量能够从ECG电极直接获取。例如,导联aVF能够如下来获取:导联aVF=LL-1/2(RA+LA)。

[0061] 在步骤306,n导联ECG使用通用变换矩阵从导联I、aVF和V2来得出。通用变换矩阵从ECG数据的训练集合来得出,并且作为ECG推导模块108的一部分被存储在数据存储装置106中。在没有限制的情况下,能够从3个导联(I、aVF和V2)所得出的导联集合的示例为:

[0062] 12导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6;

[0063] 15导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6、X、Y、Z;

[0064] 15导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6、V7、V8、V9;

[0065] 16导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6、V3R、V4R、V5R、V6R;

[0066] 18导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6、V7、V8、V9、X、Y、Z;

[0067] 22导联:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6、V7、V8、V9、V3R、V4R、V5R、V6R、X、Y、Z。

[0068] 通用变换矩阵特定于所得出的n导联ECG中的导联的数量。通用变换矩阵从ECG电压-时间数据阵列的训练集合来生成。具体来说,抽象因素分析(“AFA”)技术能被应用于训练集合中的每个ECG电压-时间阵列,以便使所测量的阵列中的误差最小化。单形优化技术(“SOP”)然后被应用于训练集合,以便得出可适用于所有患者并且是时间无关的通用变换矩阵。除了是时间无关的,通用变换矩阵还能够与其它特性(诸如性别、身体类型等)无关。但是,还有可能的是,更特定的变换矩阵能基于用来得出通用变换矩阵的训练数据而被用于特定特性(诸如性别、身体类型、性别等)。通用变换矩阵是 $N \times 3$ 矩阵,其被应用于3个导联的子集,以生成完整n导联ECG。具体来说, $N \times 3$ 通用变换矩阵被乘以包括对于特定时间的3个导联{I, aVF, V2}的向量,以产生完整n导联ECG。本领域技术人员将理解, {I, aVF, V2}近似基正交导联集合,其是构建通用变换矩阵所必需的。其它这类基正交导联集合可用来执行这个步骤,如由本领域技术人员将认识到的。例如,其它示范基正交导联集合包括{I, aVF, V9}、{V6R, aVF, V2}和{V6R, aVF, V9},但是本发明并不局限于此。

[0069] 返回到图1,心率和心律模块110识别心律,并且从所测量的ECG导联的至少一个来计算用户的心率。ECG通常作为标绘垂直轴上的心脏的电活动对水平轴上的时间的图表来呈现。标准ECG纸在实时记录期间以每秒25mm移动。这意味着,当查看打印的ECG时,沿水平轴的25mm的距离表示1秒。ECG纸用小和大正方形的网格来标记。每个小正方形表示沿水平轴的40毫秒(ms)的时间,并且每个更大正方形包含5个小正方形,因而表示200ms。标准纸速度和正方形标记允许心脏定时间间隔的简易测量。这能够实现心率的计算和心脏内异常电导的识别。在ECG上,所记录的电信号的幅度或电压在垂直维度上表达,并且以毫伏(mV)为单位来测量。在标准ECG纸上,1mV通过10mm的偏转来表示。

[0070] 图4示出如通过ECG所测量的典型心脏电信号。由于正常窦节律期间要去极化的第一结构是右心房,之后紧接着是左心房,所以正常ECG上的第一电信号源自心房,并被称作P波。虽然在ECG的大多数导联中通常仅存在一个P波,但是P波实际上是来自两个心房的电信号(其通常被叠加)之和。存在短生理延迟(其负责PR间隔:在ECG上没有看到电活动的短周期,通过水平或“等电位”直线来表示),因为房室(AV)结在电去极化进行到心室之前减慢电去极化。心室的去极化产生QRS波群(QRS complex),其通常是ECG信号的最大部分。Q波是第一初始向下(downward),或者负偏转是负偏转的第一初始向下,R波是下一向上偏转,并且S波是下一偏转向下。反映心肌I的重新极化的电信号示为ST段和T波。ST段通常是等电位的,并且大多数导联中的T波在可变幅度和持续时间的竖直偏转。T波可继之以附加低幅度波(称作U波)。这个后来的重新极化通常具有与先前T波相同的极性。PR间隔从P波的开始到QRS波群的第一偏转来测量,并且具有120-200ms的正常范围(ECG纸上的3-5个小正方形)。QRS持续时间在等电位线处从QRS波群的第一偏转到QRS波群的结束来测量,并且具有高达120ms的正常范围(ECG纸上的3个小正方形)。QT间隔在等电位线处从QRS波群的第一偏转到T波的结束来测量,并且具有高达440ms的正常范围,但是这随心率而改变,并且在女性中可能略微更长。

[0071] 心率和心律模块110能够通过确定一个或多个ECG导联中的每个QRS波群之间的时间量来计算患者的心率。ECG信号中的每秒的时间能够通过沿水平轴的25mm(5个大正方形)

来估计。相应地, ECG导联的每个QRS波群之间的大正方形的数量提供了每个QRS波群之间的近似时间量, 其能够用来估计心率。例如, 如果每个QRS波群之间的大正方形的数量为5, 则心率为每分钟60跳; 如果每个QRS波群之间的大正方形的数量为3, 则心率为每分钟100跳; 如果每个QRS波群之间的大正方形的数量为2, 则心率为每分钟150跳。要理解, 能够缩放标准纸速率和正方形标记以用于显示器120上的ECG信号的显示, 并且能够类似地估计心率。心率和心律模块110还能够评估所获取和/或所得出的ECG信号以监测心律, 以便帮助识别心律是规则的还是不规则的。

[0072] 动态CEB计算模块112从所得出的ECG来计算CEB。CEB是电生物标志物, 其量化了心脏电场中的偶极能量含量。心脏电场中存在的偶极能量含量越多, 则患者的状况越正常, 而心脏电场中存在的多极能量含量越多, 则患者的状况越异常。CEB能够用作“护理点”诊断测试, 以检测急性心肌缺血损伤 (AMII) (包括急性心肌梗死 (AMI)) 存在还是不存在。CEB还能够用来监测最初未诊断有AMII/AMI的患者, 以实时地监测和检测AMII/AMI的发作和/或进展。心脏的电场开始于细胞级别, 并且在AMII/AMI的情况下存在对电场的极小多极分量。CEB测量心脏的电场中的偶极电活动。

[0073] 按照所描述的发明的实施例, 能够通过计算所得出ECG电压-时间数据的第三本征值从所得出的ECG来计算CEB。具体来说, 抽象因素分析 (AFA) 能够用来计算所得出的ECG电压-时间数据的本征向量。设D表示所得出的ECG电压-时间数据的数据矩阵阵列。协方差矩阵Z然后能够通过将D乘以其转置矩阵来如下构建: $Z = D^T D$ 。协方差矩阵Z然后通过查找矩阵Q来对角线化, 使得 $Q^{-1} Z Q = [\lambda_j \delta_{jk}]$, 其中 d_{jk} 是克罗内克增量, 使得 $d_{jk} = 0$ (若 $j \neq k$) 以及 $d_{jk} = 1$ (若 $j = k$), 并且 λ_j 是等式集合 $Z q_j = \lambda_j q_j$ 的本征值, 其中 q_j 是Q本征向量的第j列。如所计算的第三本征值 (λ_3) 被用作CEB。本发明人已经确定, 第三本征值 (其提供心脏电场的偶极活动的测量) 能够用作CEB, 其指示急性心肌缺血损伤。一般来说, 心脏电场中越多多极 (越少偶极) 力, 则AMII/AMI的可能性越大。CEB具有量化心脏电场中的多极力 (暗示AMI) 的值。例如, 小于66的CEB值能够指示正常状况, 66与94之间的CEB值能够被认为处于不确定区域, 以及大于94的CEB值能够指示异常状况。要理解, 本发明不局限于这些特定截断值, 并且截断值可基于用户可操作性以及更特定的通用变换矩阵的变化而改变。

[0074] 在所描述的发明的有利实施例中, 动态CEB计算模块112通过从针对每个心跳的所得出ECG计算相应CEB值来计算动态CEB。在这种情况下, 抽象因素分析被应用于针对每个心跳的所得出ECG电压-时间数据, 以计算针对每个心脏的所得出ECG电压-时间数据的第三本征值, 从而产生针对每个心跳的相应CEB值。动态CEB数据能够由显示器120显示为CEB对时间的图表。在另一可能实施例中, 预定时间间隔 (例如10秒) 中的所得出ECG中的多个心跳被平均为中值跳, 并且针对那个时间间隔基于中值跳ECG数据来计算静态CEB。在生成中值跳中, 相同形状的跳被组合为精确表示的循环。通过这个过程极大地降低了噪声。预定时间间隔中的连续CEB能够引起在此实例中的动态CEB的显示。

[0075] 在另一可能实施例中, 可计算分形CEB来代替或附加于本征值CEB。能够使用美国专利No. 6920349 (通过引用以其整体被结合于本文中) 中所描述的方法来计算分形CEB。在这种情况下, 空间曲线能够从所得出ECG的至少三个导联的导联值来定义。空间曲线的分形指数作为时间的函数来计算。作为示例, 分形指数的时间变化率能被计算为CEB。负时间变化率指示正常心脏活动, 而正时间变化率指示病理活动。在可能实现中, 动态CEB计算模块

112可计算每个心跳的本征值CEB和分形CEB,并且告警模块114可将本征值CEB和分形CEB的组合用于确定是否已触发告警条件中。也能够构建空间曲线的其它分形分析。一系列多个CEB能够被计算和显示,和/或传送给与内科医生关联的装置,以帮助内科医生了解AMI/AMI的发作和/或进展。

[0076] 告警模块114监测由动态CEB计算模块112所计算的CEB值,并且控制移动心脏监测装置110在检测到某个触发条件时发送告警。在可能实施例中,告警模块114可监测针对每个心跳所计算的动态CEB值,并且确定每个心跳的CEB值是否处于异常区域中。例如,对于本征值CEB,大于94的CEB值能够被认为处于异常区域中。如果在预定时间间隔内,异常区域中心跳的可编程百分比大于阈值,则告警模块114确定已检测到触发条件,并且经由(一个或多个)网络接口124来传送告警消息。例如,告警消息能够是发送给预定远程装置(诸如与患者的内科医生关联的装置)的文本消息。文本消息能够包括触发条件的检测之前的某个时间段的所得出ECG数据和/或所测量ECG导联、所估计心率数据、和CEB数据。类似地,告警消息可以是发送给预定电子邮件地址的电子邮件消息,并且电子邮件消息可包括患者的所得出ECG数据和/或所测量ECG导联、心率数据、和CEB数据。告警模块114还可控制移动心脏监测装置100向与预定远程装置(诸如内科医生的电话)关联的电话号码拨打电话呼叫,并且播放预定语音告警消息。告警模块114还可控制移动心脏监测装置100自动联系紧急响应系统。例如,告警模块可响应于触发条件的检测而控制移动心脏监测装置100自动呼叫911。在可能实施例中,数据能被下载到读取器装置(诸如Vetraplex ECG系统),其能够执行附加计算并显示附加信息。例如,这种装置可从所测量ECG导联来得出15或22导联ECG、显示所得出的15或22导联ECG。

[0077] 图5示出按照所描述的发明的实施例、使用移动心脏监测装置的心脏监测的方法。图5的方法可由图1的移动心脏监测装置100来执行。图5的方法步骤能被重复以为患者提供实时心脏监测。在示范实现中,移动心脏监测装置100能被提供给不在医生的直接监控下的患者(诸如表现出胸痛但是从急诊室被送回家的患者),并且能够执行图5的方法以提供对患者的实时远程心脏监测。在另一示范实现中,图5的方法能够针对医院、医生的办公室等中的患者的实时护理点来执行。

[0078] 参照图5,在步骤502,针对3个ECG导联接收数字化电压-时间测量。例如,能够从ECG电极128接收导联I、II和V2的电压时间测量或者导联I、aVF和V2的电压时间测量。在步骤504,从3个ECG导联的电压-时间测量来得出完整12导联ECG。如上所描述的,ECG推导模块能够使用预先存储的通用变换矩阵来得出12导联ECG。虽然图5的方法得出12导联ECG,但是所描述的发明不局限于此,而是能够类似地得出任何其它n导联ECG。例如,移动心脏监测装置可得出完整15导联或22导联ECG。在步骤506,从ECG导联的至少一个的所接收电压时间测量来计算患者的心率,并且监测心律。在步骤508,从所得出的12导联ECG来计算动态CEB。动态CEB能够通过计算每个心跳的CEB值来构建。能够通过计算与每个心跳对应的所得出的12导联ECG电压-时间数据的第三本征值来构建每个心跳的CEB值。还可能的是,也能够执行其它本征值分析。

[0079] 图5的方法然后进行到三个可能步骤(510、512和514)。按照各种实施例,移动心脏监测装置100可执行这些步骤中的任一个、所有这些步骤、或者这些步骤的任何组合。在步骤510,存储患者的所得出ECG数据、心率数据、心律数据、和CEB数据。这种患者数据能够被

存储在数据存储装置106的患者数据存储装置116中和/或可移除存储装置118上。在可能实现中,移动心脏监测装置100能被用来在特定时间段(例如1或2天)内监测患者,并且在该时间段期间所获取的患者数据被存储在可移除存储装置118上。医生任何能够移除可移除存储装置118,并将患者数据从可移除存储装置加载到医生的计算机(或另一装置),以便观察患者数据。

[0080] 在步骤512,患者的所得出ECG数据、心率数据、心律数据、和ECB数据可被显示在移动心脏监测装置100的显示器120上。患者数据能够在患者数据被获取和计算时被实时显示。能够通过针对所得出的12导联ECG的导联中的每个导联显示对于时间的ECG信号来显示所得出的ECG数据。还可能的是,能够通过显示3维空间ECG循环来显示ECG数据,所述3维空间ECG循环产生于在3维空间中针对彼此来标绘所得出的12导联ECG的3个所测量导联(I、aVF和V2)或者任何其它3个正交导联。还可能的是,移动心脏监测装置能够显示来自自由移动心脏监测装置所得出的完整15导联和/或22导联ECG的ECG向量循环。心率能够作为数值(其根据需要来更新)来显示。动态CEB数据(诸如针对每个心跳或者针对心跳的预定间隔所计算的CEB值)能够作为CEB对于时间的图表来显示。动态CEB数据能够在其被计算时被实时显示。还可能将动态或静态CEB数据作为数值(其在其变化时被更新)来显示。在可能实施例中,CEB数据能被彩色编码,例如将不同颜色用于与正常区域、不确定区域、和异常区域对应的CEB值。

[0081] 在步骤514,向远程装置传送患者的所得出ECG数据、心率数据、心律数据、和CEB数据。例如,患者数据能被传送给与医生或远程监测系统关联的计算机或另一装置。例如,数据能被传送给读取器装置,其能够计算患者的15或22导联ECG。在另一可能实施例中,完整15和/或22导联ECG能够由心脏监测装置来得出,并被传递给远程装置。患者数据能在其被获取和计算时被实时传送。这允许医生即使在患者位于远方时也实时地监测患者数据。在另一可能实现中,患者数据能以可编程时间间隔来传送。在另一可能实现中,患者能够手动触发移动心脏监测装置100来传送数据。例如,移动心脏监测装置可配备有患者/用户能够选择以手动触发患者数据被传送的事件按钮。患者数据可经由任何类型的数据网络(诸如蜂窝网络、WIFI、文本或多媒体消息接发、蓝牙等)使用(一个或多个)网络接口124来传送。在可能实现中,患者数据能被传送给监测服务,其然后能够代替或附加于移动心脏监测装置100中的告警模块114来监测患者数据以检测紧急状况。

[0082] 图6示出按照所描述的发明的实施例、使用移动心脏监测装置的心脏监测和告警通知的方法。图6的方法可由图1的移动心脏监测装置100来执行。图6的方法步骤能被重复以便为患者提供实时心脏监测。在示范实现中,移动心脏监测装置100能被提供给不在医生的直接监控下的患者(诸如表现出胸痛但是从急诊室被送回家的患者),并且能够执行图6的方法以提供对患者的实时远程心脏监测。在另一示范实现中,图6的方法能够针对医院、医生的办公室等中的患者的实时护理点来执行。

[0083] 参照图6,在步骤602,针对3个正交ECG导联来接收数字化电压-时间测量。例如,能够从ECG电极128接收导联I、II和V2的电压时间测量或者导联I、aVF和V2的电压时间测量。在步骤604,从3个ECG导联的电压-时间测量来得出完整12导联ECG。如上所描述的,ECG推导模块能够使用预先存储的通用变换矩阵来得出12导联ECG。虽然图5的方法得出12导联ECG,但是所描述的发明不局限于此,而是能够类似地得出任何其它n导联ECG。在步骤606,从ECG

导联中的至少一个的所接收电压-时间测量来计算患者的心率,并且监测心律。在步骤608,从所得出的12导联ECG来计算动态CEB。动态CEB能够通过计算针对每个心跳或针对心跳的特定间隔的CEB值来构建。能够通过计算与每个心跳对应的所得出的12导联ECG电压-时间数据的本征值来构建每个心跳的CEB值。

[0084] 在步骤610,确定是否检测到触发条件。为了确定是否检测到触发条件,针对每个心跳(或者心跳的间隔)确定与该心跳关联的CEB是否处于异常区域中。例如,对于本征值CEB,大于94的CEB值可被认为处于异常区域中。当具有在预定时间间隔内处于异常区域中的CEB值的心跳的可编程百分比大于阈值时,能够检测到触发条件。也就是说,当 $P > \tau$ 时,检测到触发条件,其中P是在时间间隔t(例如1分钟)中具有处于异常区域中的CEB值的心跳的百分比,并且 τ 是百分比阈值(例如90%)。还可能的是,能够基于对某个时间间隔的平均CEB值、基于在某个时间间隔内针对中值心跳所计算的静态本征值CEB、基于分形CEB、或者基于分形和本征值CEB的组合或者CEB的其它组合来检测触发条件。如果没有检测到触发条件,则该方法返回到步骤602,并且通过重复步骤602、604、606和608来继续监测患者。如果检测到触发条件,则该方法进行到步骤610。

[0085] 在步骤612,当检测到触发条件时,向预定远程装置传送告警。告警能够是经由文本消息、电子邮件、电话呼叫或者任何其它类型的消息而被发送给预定远程装置(诸如与患者的医生关联的装置)的文本消息。告警消息(诸如文本消息或电子邮件)能够包括在触发条件的检测之前的某个时间段内的所得出ECG数据、所计算心率数据、心律信息、和CEB数据。除了包括患者数据的告警消息之外,还能够将带有预定语音消息的电话告警消息发出给预定电话号码。该方法返回到步骤602,并且通过重复步骤602、604、606和608来继续监测患者。

[0086] 如以上所描述的,移动心脏监测装置可向远程装置传送数据。图7示出了按照本发明的实施例的移动心脏监测装置700与读取器装置710之间的通信。移动心脏监测装置700能够与图1的移动心脏监测装置100类似地被实现。读取器装置710是能够进行以下操作的装置:能够接收来自移动心脏监测装置700的数据、从该数据得出附加信息、并向内科医生显示该信息。例如,读取器装置可以是位于内科医生的办公室或医院的Vetraplex ECG系统。按照可能实现,移动心脏监测装置700可向读取器装置710发送ECG导联的子集的所获取电压-时间测量。在其它可能实现中,附加数据(诸如所计算的CEB值、心率数据、心律数据、和/或所得出的12导联ECG数据)也可从移动心脏监测装置700被发送给读取器装置710。移动心脏监测装置700可使用任何类型的数据传输协议向读取器装置710直接发送数据。还可能的是,移动心脏监测装置可将数据上传到数据网络或“云”702,其然后能够将数据传送给读取器装置710和/或与内科医生关联的其它远程装置。读取器装置710可基于ECG导联的所获取的子集或者从移动心脏监测装置700所接收的所得出12导联ECG数据来得出患者的完整15或22导联ECG,并且为内科医生显示所得出的15或22导联ECG。读取器装置还可基于所得出的n导联ECG来计算静态CEB值,并显示该CEB值。在示范实现中,移动心脏监测装置700能够以预定(可编程)时间间隔向读取器装置710(或者向云702)传送数据。还可能的是,移动心脏监测装置700能够响应于在移动心脏监测装置的告警条件的检测或者响应于由患者在移动心脏监测装置700所输入的手动触发(例如事件按钮的选择)而向读取器装置710(或者向云702)传送数据。还可能的是,移动心脏监测装置700能够响应于对于在移动心脏监测装置

700所接收的数据的请求而向读取器装置710(或者向云702)传送数据。

[0087] 图8示出了按照本发明的实施例的用于患者的心脏监测的系统。如图8中所示,该系统包括中央监测系统800以及多个移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812。移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812能够与图1的移动心脏监测装置100类似地被实现。还可能的是,图8的移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812能够在没有告警模块114的情况下或者在没有ECG推导模块108、心律估计模块110、动态CEB计算模块112、和告警模块114中任一个的情况下被实现。移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812各自与相应患者关联,并且向中央监测系统800传送相应患者数据。中央监测系统800监测与移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812关联的每个患者的患者数据。移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812能够经由任何类型的数据网络(诸如WIFI、蓝牙等)来传送患者数据。在一个示例中,图8的系统能够在医院中被实现,并且每个患者能被提供有移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812之一。中央监测系统800然后能够用来同时监测所有患者或者医院的楼层或区上的所有患者。

[0088] 在一个可能实现中,移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812中的每个获取相应患者的3导联ECG电压-时间测量,并且向中央监测系统800传送3导联ECG电压-时间测量。中央监测系统800然后得出每个患者的完整n导联(例如12导联)ECG、基于所得出的ECG来估计每个患者的心率、并且基于所得出的ECG来动态计算每个患者的CEG。在示范实现中,中央监测系统800能够得出每个患者的15或22导联ECG。中央监测系统800还监测针对每个患者所计算的患者CEB数据,以检测触发条件。在有利的实现中,中央监测系统800与以上针对图1的移动心脏监测装置100所描述的相似地执行ECG推导、心率计算、心律解译、CEB计算、和触发条件检测,但是对于多个患者中的每个来执行。在另一可能实现中,中央监测系统800能够与一个或多个读取器装置(例如图7的读取器装置710)进行通信,中央监测系统800能够得出15或22导联ECG,并且能够计算每个患者的CEB值。如果对任何患者检测到触发,则中央监测系统800提供告警。例如,中央监测系统800能够提供听觉告警(例如警报)以及视觉告警(例如闪光灯),以便向医生指示哪一个患者与所检测的触发条件关联。中央监测系统800还能够向与医生关联的装置发送告警消息(诸如文本消息、电话呼叫等)。在另一可能实现中,移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812中的每个能够获取3导联ECG电压-时间测量、得出完整n导联ECG、估计心率、并计算相应患者的CEB、并且然后将相应患者的所得出ECG、所估计心率、和所计算CEB实时地传送给中央监测系统800。中央监测系统800然后监测每个患者的CEB以检测触发条件是否已发生,并且在检测到触发条件时生成患者的告警通知。

[0089] 中央监测系统800能够在一个或多个计算机上使用公知的计算机处理器、存储器单元、存储装置、计算机软件、和其它组件来实现。处理器通过执行计算机程序指令来控制中央监测系统800的总体操作,所述计算机程序指令定义总体操作。计算机程序指令可被存储在存储装置(例如磁盘)中,并且在期望执行计算机程序指令时被加载到存储器中。例如,用于执行图3、图5和图6的方法步骤的计算机程序指令能被存储在存储器和/或存储装置中,并且通过处理器执行计算机程序指令来控制。中央监测系统800包括一个或多个网络接口,其用于经由网络与其它装置(诸如移动心脏监测装置802、804、806、808、810和812)进行通信。中央监测系统800还包括一个或多个显示器,其用于显示各种患者的患者数据,并用

于在针对患者检测到触发条件时显示告警通知。中央监测系统800还包括其它输入/输出装置,其能够实现与中央监测系统800的用户交互(例如键盘、鼠标、扬声器、按钮等)。

[0090] 前述具体实施方式要被理解为在每一个方面是说明性和示范性的而不是约束性的,并且本文所公开的本发明的范畴并不要从具体实施方式来确定,而是从如按照由专利法所准许的完整广度所解译的权利要求来确定。要理解,本文所示和所描述的实施例只是说明所描述的发明的原理,并且在没有背离本发明的范畴和精神的情况下,各种修改可由本领域技术人员来实现。在没有背离本发明的范畴和精神的情况下,本领域技术人员可实现各种其它特征组合。

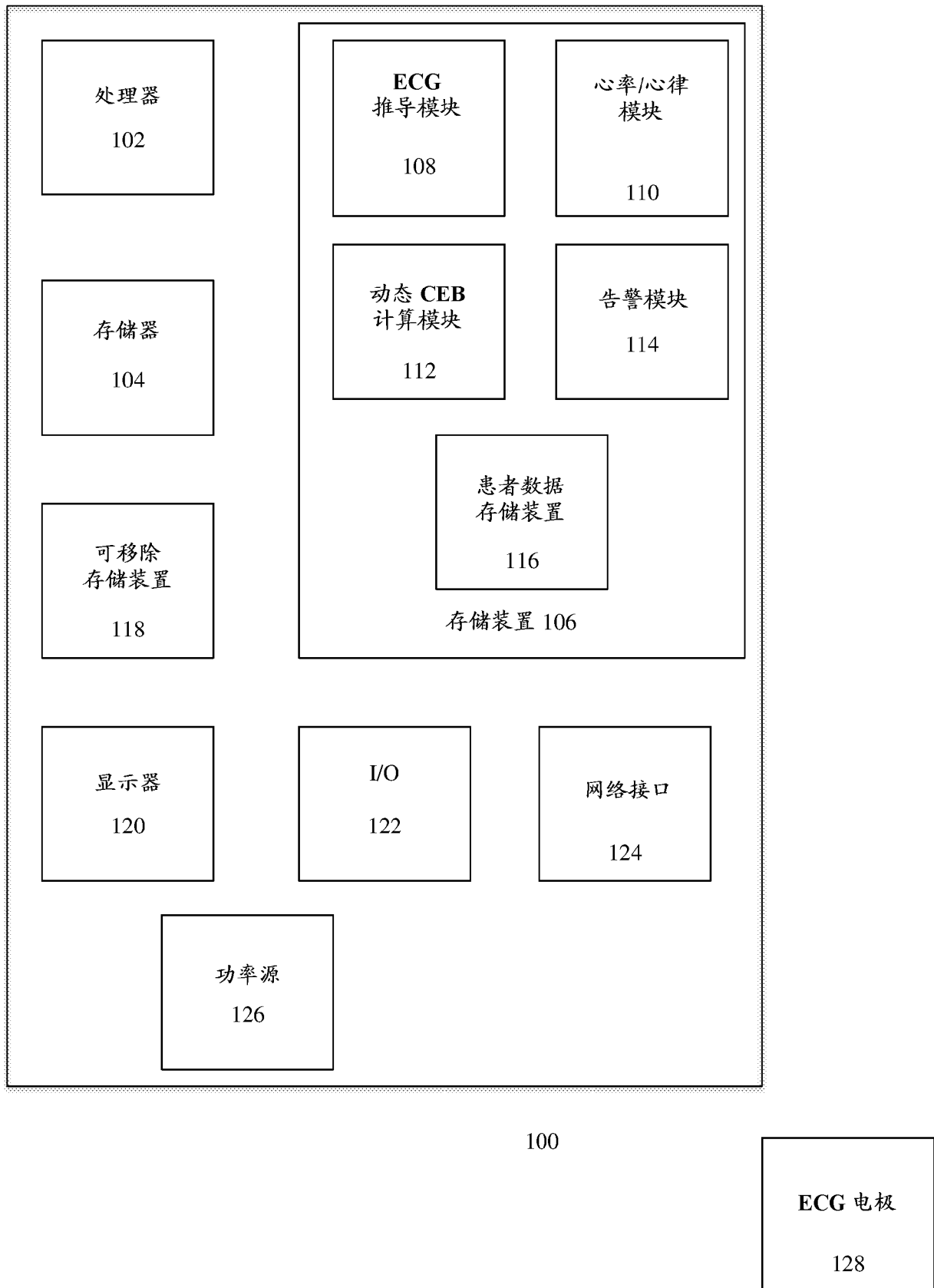


图 1

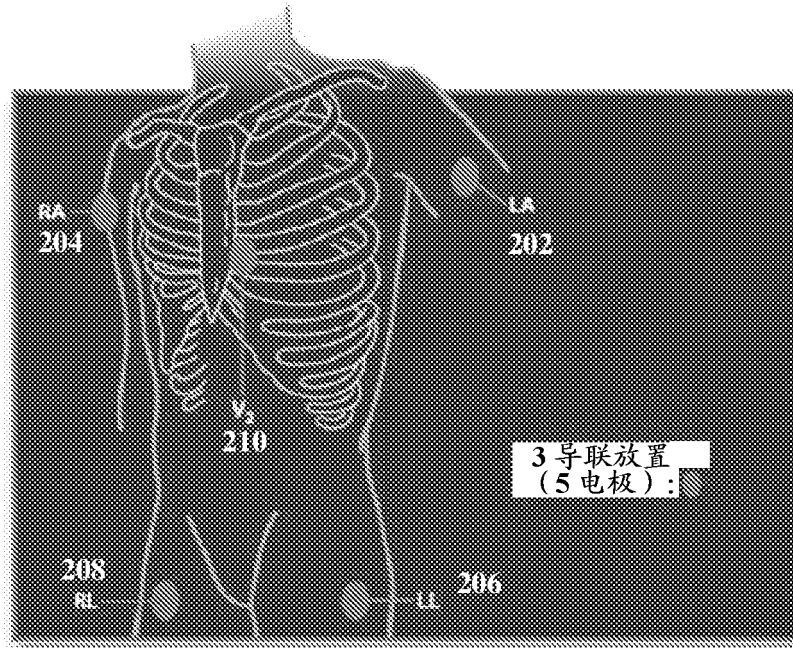


图 2

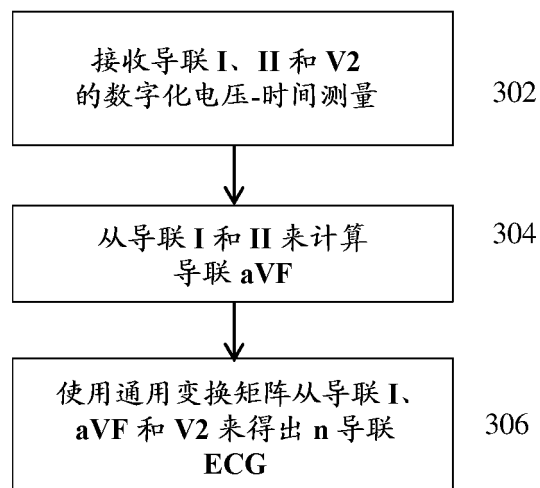


图 3

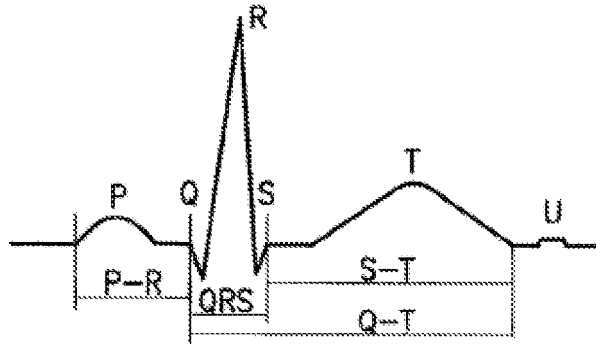


图 4

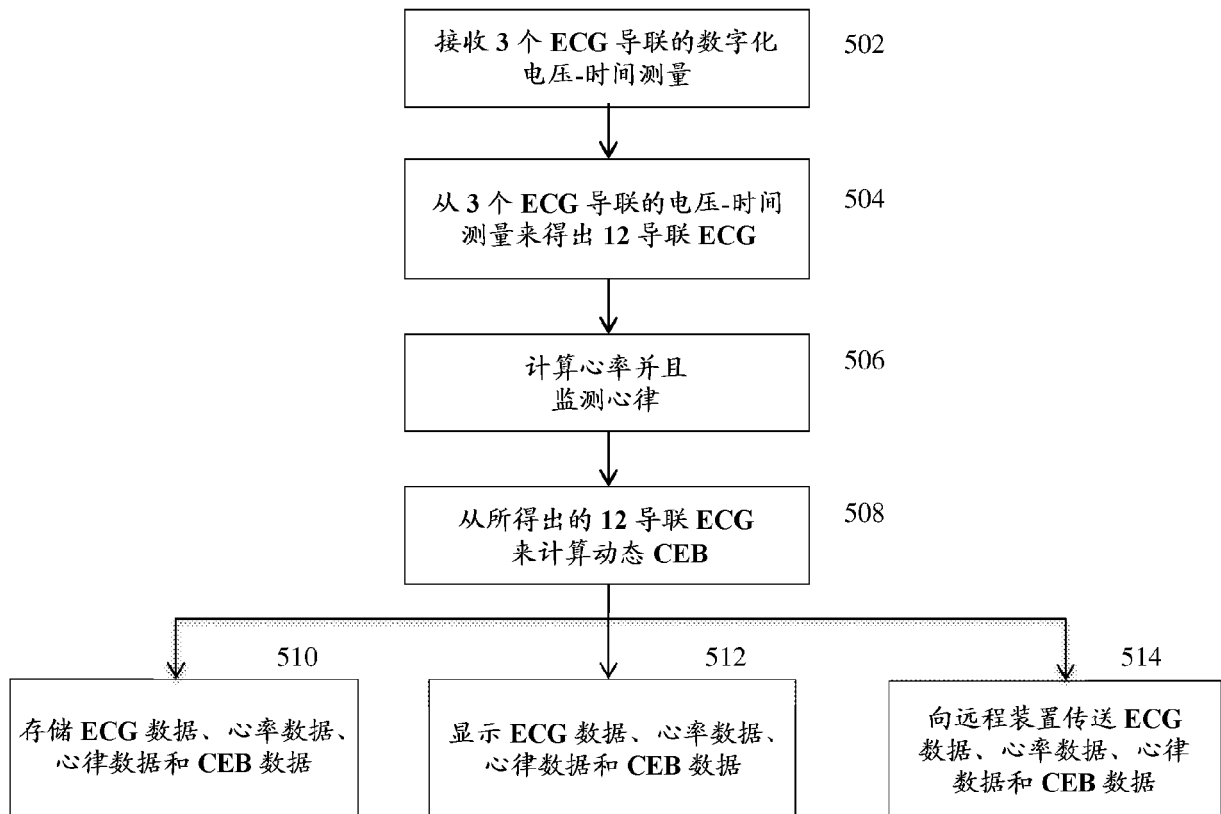


图 5

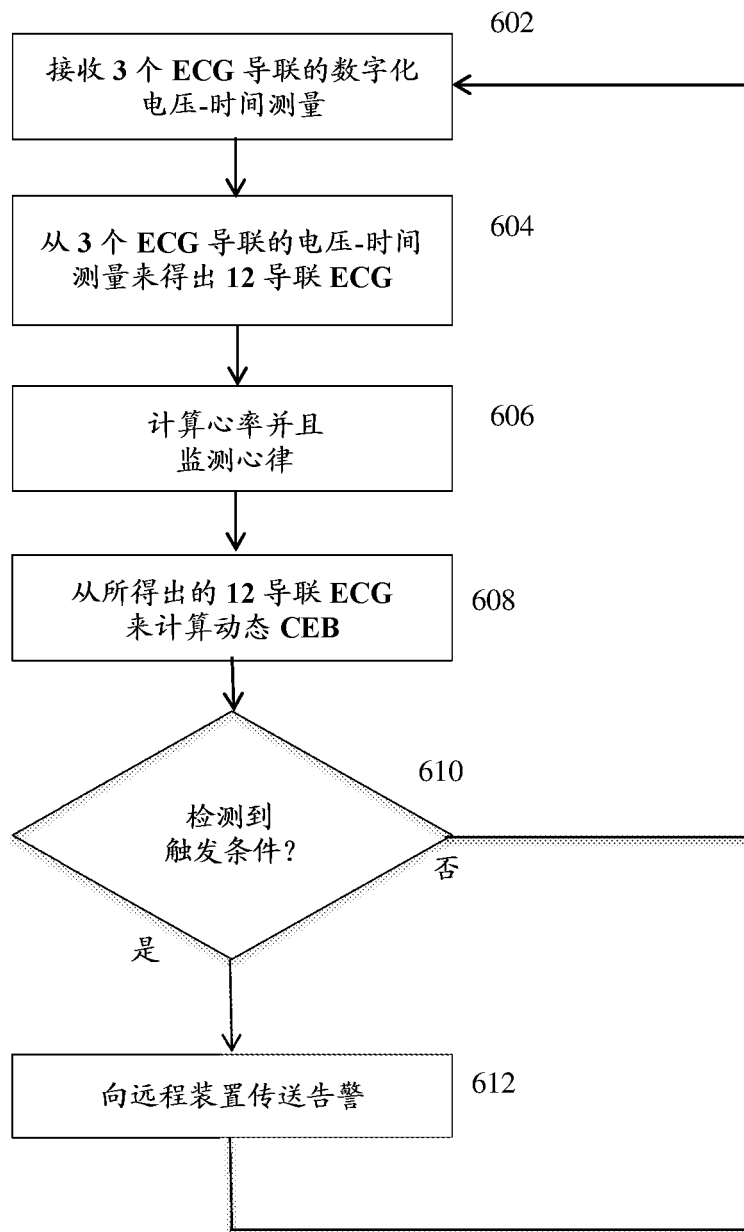


图 6

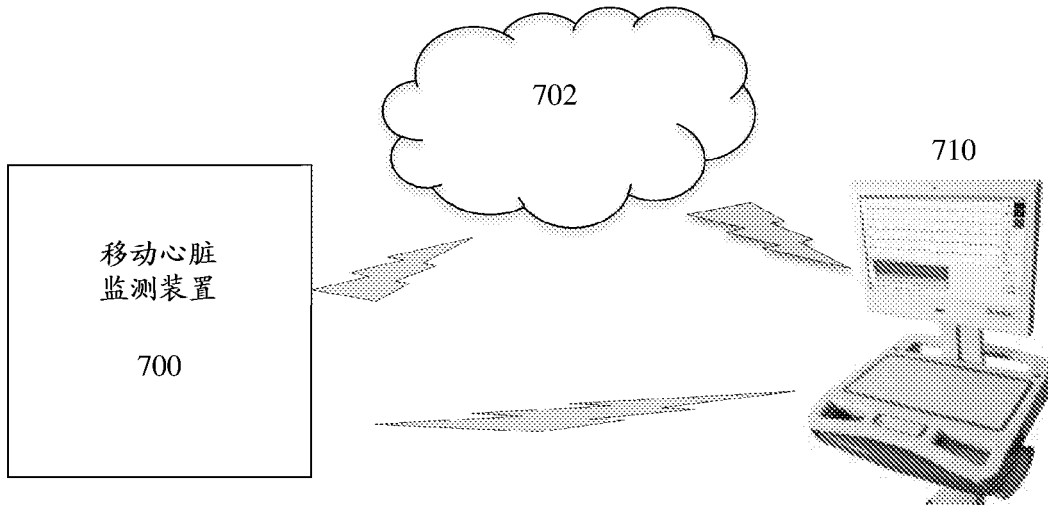


图 7

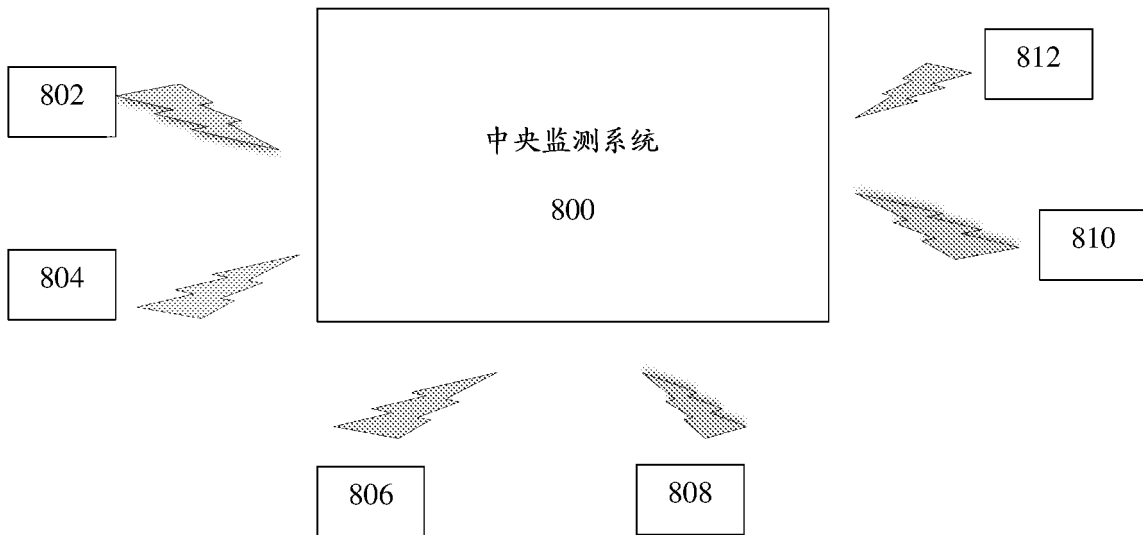


图 8