



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101478914 B

(45) 授权公告日 2011.05.11

(21) 申请号 200780023932.6

(22) 申请日 2007.06.18

(30) 优先权数据

60/805,789 2006.06.26 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.12.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/071424 2007.06.18

(87) PCT申请的公布数据

W02008/002783 EN 2008.01.03

(73) 专利权人 麦德托尼克公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 G·J·希尔 G·J·浩布里奇

S·A·奥迪特 R·J·奥布莱恩

J·马苏德

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 顾峻峰

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2006031378 A1, 2006.02.09, 全文.

EP 1524619 A2, 2005.04.20, 全文.

US 2006122667 A1, 2006.06.08, 说明书第
【0039】-【0060】段,【0073】-【0081】段、附图
1-6.

审查员 伍新中

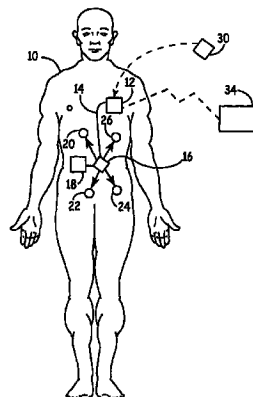
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于生物医学应用中分布式感测与治疗的本地通信网络

(57) 摘要

提供了一种用于植入型医疗设备系统的本地通信网络。该系统包括第一医疗设备和适于植入病人体内的第二医疗设备,所述第二医疗设备包括遥测电路,该第二医疗设备被使能用于将数据通过无线网络链路发送到第一医疗设备。该系统还包括第三设备,该第三设备包括用于产生唤醒信号的信号产生电路。所述第二植入型医疗设备从“关闭”状态转换到高功率“开启”状态以响应由第三设备产生的唤醒信号。



1. 一种植入型医疗设备系统,其包括:

第一医疗设备,所述第一医疗设备构造成能植入到病人体内;

第二医疗设备,所述第二医疗设备构造成能植入到病人体内,所述第二医疗设备包括遥测电路,其构造成能通过无线通信链路将数据发送到所述第一医疗设备,其中所述数据表示被监测到的生理信号;和

第三设备,所述第三设备包括构造成产生唤醒信号的信号产生电路;

其中,所述第二医疗设备从“关闭”状态转换到高功率“开启”状态,以响应所述第三设备产生的所述唤醒信号,从而使所述第二医疗设备的遥测电路能将数据发送到所述第一医疗设备。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第三设备是植入型医疗设备。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述第三设备沿着植入型医疗引线布置。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备包括生理传感器。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备包括治疗传递模块。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备和所述第三设备之一包括电池、可再充电能量单元和能量收集电源中的一个。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述唤醒信号是声信号和射频信号中的一个。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备包括唤醒信号检测器。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述唤醒信号检测器是声变换器和射频能量检测器中的一个。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备对所述唤醒信号的响应包括对电荷积聚的阈值响应。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备对所述唤醒信号的响应包括对所述唤醒信号的发生频率的共振响应。

12. 根据权利要求1所述的系统,进一步包括无线网状通信网络,其中所述第一医疗设备是所述无线网状通信网络的一个节点。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二医疗设备包括多个分布式设备,并且其中多个分布式设备中的至少一个一旦转换到所述高功率开启状态便工作于只发送模式。

14. 一种植入型医疗设备系统,包括:

第一医疗设备,所述第一医疗设备构造成能植入到病人体内;

第二医疗设备,所述第二医疗设备构造成能植入到病人体内;

在所述第一医疗设备和所述第二医疗设备之间提供遥测通信的装置;

产生唤醒信号的装置;

检测所述唤醒信号的装置,其中所述第二医疗设备从关闭状态转换到高功率开启状态,以响应对所述唤醒信号的检测,从而使所述第一医疗设备和所述第二医疗设备之间能够进行遥测通信;以及

用于将数据从所述第二医疗设备发送至所述第一医疗设备的装置,其中所述数据表示被监测到的生理信号。

用于生物医学应用中分布式感测与治疗的本地通信网络

技术领域

[0001] 本发明一般涉及植入型医疗设备,且尤其涉及与组织于分布式网络中的植入型感测设备和/或治疗传递(therapy delivery)设备一起使用的本地通信网络。

背景技术

[0002] 各种各样的植入型医疗设备(IMD)可用于监测生理条件和/或传递治疗。这种设备可包括为诊断目的监测生理信号、监测疾病进展或控制与优化治疗传递的传感器。植入型监测设备的示例包括血液动力监视器、ECG(心电图)监视器和葡萄糖监视器。治疗传递设备的示例包括被使能/启动以传递电激脉冲的设备(诸如心脏起搏器、植入型心律转复除颤器、神经刺激器和神经肌肉刺激器)和药物传递设备(诸如胰岛素泵、咖啡泵等)。

[0003] IMD通常耦合到医疗引线(medical leads),该引线从封装IMD电路的外壳延伸。引线携带传感器和/或电极,并用来在目标监测或医疗传递点布置传感器/电极,同时提供传感器/电极和IMD电路之间的电连接。本文也描述了无引线IMD,其将电极/传感器合并到设备的外壳上或设备的外壳内。

[0004] IMD的功能和全面的病人护理可以通过包括分布在远离IMD的身体位置的传感器得到提高。但是,为了使感测信号的通信能够被传递到IMD而将分布在其它身体位置的传感器与IMD进行物理连接可能是麻烦的、高侵袭性的或取决于传感器植入的位置完全不可行的。Funke(美国专利5,113,859)已经公开了声体总线(acoustic body bus),以允许通过病人的身体进行无线的双向通信。随着植入型设备技术的进步以及持续并远程提供整体病人管理护理能力的增强,出现了对植入型医疗设备之间提供有效通信的明显需求以及对这些设备的需求,这些医疗设备分布于病人的身体或病人身体的各区域。

附图说明

[0005] 图1是在植入型医疗设备系统中实现的本地通信网络的概念图。

[0006] 图2是图解说明在植入型医疗设备系统的网状网络架构内实现的本地通信网络的概念图。

[0007] 图3是概括通信操作的流程图,通信操作是由植入型医疗设备系统中实现的节电的本地化网络执行的。

[0008] 图4是可包含在植入型医疗设备中的组件的功能框图,植入型医疗设备包括在分布式设备群(constellation)中。

具体实施方式

[0009] 在以下描述中,参考了实现本发明的说明性实施例。应当理解可以使用其它实施例而不偏离本发明的范围。为了达到清楚的目的,附图中使用相同的参考数字代表相同/相似组件。本文中使用的术语“模块”指代执行一种或一种以上软件或固件程序、组合逻辑电路的专用集成电路(ASIC)、电子电路、处理器(共享、专用或分组)和存储器或提供描述

的功能的其它适当组件。

[0010] 本发明面向与植入型医疗设备系统一起使用的超低功率、本地通信网络。本文使用的术语设备“群”指代在植入的或外部的查验 (pinging) 设备的信号接收范围内被布置到目标植入点的多台植入型医疗设备。术语“分布式”医疗设备指代以分布的形式植入病人身体或病人身体的区域内而不通过引线或其它连接器硬连线到一起的植入型设备。包含在分布式医疗设备系统内的医疗设备通常包括布置在目标监测 / 治疗传递点的无引线传感器和 / 或治疗传递设备。

[0011] 图 1 是在植入型医疗设备系统中实现的本地通信网络的概念图。IMD 12 植入病人 10。IMD 12 体现为能够传递心脏起搏、心律转复和 / 或除颤治疗以及感测心脏信号和可选的其它生理信号的刺激设备。可替代地, IMD 12 可以体现为能够监测生理信号和 / 或传递治疗的任何 IMD, 诸如神经刺激器、药物泵、血液动力监视器或 ECG 监视器。

[0012] IMD 12 显示为耦合到引线 14。引线 14 携带一个或一个以上电极用于感测和 / 或传递电刺激治疗, 并且引线 14 可以携带附加传感器用于监测生理信号。在其它实施例中, IMD 12 可以耦合到多条引线或可替代地以无引线设备的方式提供, 后者将电极和传感器合并到 IMD 12 的外壳上或外壳内。IMD 12 被使能用于利用 RF (射频) 遥测或其它无线通信与外部设备 34 (诸如家庭监视器或程序设计器) 进行双向通信。合适的 RF 遥测通信系统的一个示例大致在普通转让的美国专利 6, 482, 154 (Haubrich 等人) 中描述, 并将其全部内容并入本文以供参考。

[0013] 病人 10 还被植入多个其它设备 18、20、22、24 和 26, 这些设备被布置为分布式设备群。设备 18 可以是第二治疗传递设备, 诸如另一台电刺激设备或药物泵。设备 20、22、24 和 26 体现为植入型传感器, 且可以包括但并不限于监测压力、血流量、加速、位移或血液 / 组织化学 (诸如氧气饱和度、二氧化碳、pH、蛋白水平、酶水平等) 的传感器。设备 12-26 表示植入型医疗设备的分布式系统, 其中这些设备不通过引线或导体彼此耦合。传感器 20-26 在目标监测点植入, 不受与基于引线的传感器有关的限制。

[0014] 在本地通信网络中, 设备 12-26 拥有无线通信连接。设备 18-26 布置为本地网络查验设备 16 的信号接收范围内的分布式设备“群”或组。本地网络查验设备 16 示为耦合到引线 14。在其它实施例中, 查验设备 16 也可以体现为无引线设备。可替代地, 查验设备 16 可以根据 IMD 12 与设备 18-26 的目标群的接近程度合并到 IMD 12 中以成功接收并响应由查验设备 16 产生的唤醒信号。

[0015] 设备 18 和传感器 20-26 包括电源, 其可以是独立电池、可再充电存储设备 (诸如可再充电电池或电容器, 这些设备可以使用电磁或压电转换器在内部或经皮进行再充电) 或能量收集设备。设备 18 和传感器 20-26 还包括生理传感器 (其在治疗传递设备 18 中是可选的)、处理器以及根据需要控制设备的通信功能并存储数据的相关存储器。设备 18 和传感器 20-26 拥有 RF 遥测发送器或收发器以允许设备 18-26 将数据发送到 IMD12 和 / 或外部设备 34。

[0016] 设备 18 和传感器 20-26 正常情况下处于超低功率“OFF”(关闭) 状态并且响应由查验设备 16 产生的声信号或 RF 查验信号。在 OFF 状态期间, 无有源电路消耗功率, 这使得设备消耗的唯一能量是因为泄漏电流, 泄漏电流通常在 n 安培范围内。数据通信电路不消耗功率, 并且功率控制电路自发地打开与功率有关的设备电路或模块的电源线。功率控制

电路也处于 OFF 状态。

[0017] 查验设备 16 在预定或手动或自动触发的基础上产生查验信号。该查验信号导致设备 18 和传感器 20-26 包含的查验检测器唤醒功率控制电路,之后,功率控制电路唤醒包含在设备 18 和传感器 20-26 中的微处理器,从而将设备 18 和传感器 20-26 转变为高功率“ON”(开启)状态。接下来,微处理器唤醒通信电路。向高功率“ON”状态的转变使设备 18 和传感器 20-26 的遥测电路能够通过 RF 通信链路以双向工作模式接收命令或请求,或以只发送(transmit-only)模式发送数据。查验信号的唤醒响应可以基于达到唤醒阈值的电荷积聚或基于对发生频率的共振响应。在一个实施例中,查验检测器是声传感器或变换器,其开启为自举电路供电的开关以使控制和微处理器电路从超低功率 OFF 状态转为高功率 ON 状态。在可替代的实施例中,查验检测器包括 RF 能量检测器(例如 RFID(射频识别)或标记(Tag)系统中的谐振电路),并且耦合到查验检测器的能量导致开关闭合,随后导致向功率控制电路、微处理器、通信电路和其它设备组件供电。可以实现使设备 18-26 对查验信号进行唤醒响应的其它机制。声或 RF 查验检测器的响应是迅速的,允许在查验信号的产生和感测的生理事件的开始之间有最小的等待时间。因此,整个系统的响应时间可以被最小化以允许对变化的生理条件(诸如心肌缺血和心律失作的发作)作出快速响应。

[0018] 一旦接收到来自查验设备 16 的唤醒信号,设备 18 和传感器 20-26 将开始 RF 数据通信会话以从 IMD 12 和 / 或外部设备 34 发送和 / 或接收数据。传感器 20-26 可以体现为只发送设备,其利用具有冗余的 Aloha 管理通信方案或减少数据报冲突的其它通信协议通过 RF 通信链路将数据发送到 IMD 12 或外部设备 34。例如,可以通过为每台编址设备使用不同的时间延迟信号使数据传输在时间上交错。如果不实现数据传输的自治管理,则工作在只发送模式下的传感器 20-26 的功率消耗会非常低,功率仅在传感器被有效查验时被消耗。植入型传感器 20-26 的寿命可能接近传感器电源的自身放电速率。

[0019] 可替代地,传感器 20-26 可以被使能用于双向通信并且可以根据传感器的功率状态、用于监测生理信号的传感器的工作负荷量以及病人的状态在只发送模式和双向通信模式之间交替。设备 18 将通常被使能用于双向通信但是也可以被体现为具有只发送能力。

[0020] 在过去的实践中,植入型设备被编程为在预定时间“唤醒”或维持在低功率但“警惕”状态以接收通信请求。通过提供查验设备 16 将设备 18-26 从“OFF”状态唤醒,可以在任何时间开始通信会话而不需要等待设备 18-26 的预定唤醒。使设备 18-26 保持在更低功率的 OFF 状态直至被有效查验,维持设备 18-26 在低功率“警惕”状态所需要的功率消耗负担被降低。通过降低使能植入型系统中本地通信连接所需的功率,可以减小设备 18-26 的群的整体尺寸。

[0021] 查验设备 16 可以实现为唤醒所有植入型设备 18-26 的简单信标设备。可替代地,查验设备 16 可以通过基于频率、时间或数字代码实现的编址方案可以被使能定址各个设备或设备组。

[0022] 设备 18 和传感器 20-26 可以根据临床医生的优选和病人的条件在各种模式下工作。例如,设备 18 和传感器 20-26 可以处于“OFF”状态直至被查验设备 16 唤醒,在此之后编址设备被“开启”且启动设备功能,这种功能可能包括感测、数据处理、治疗传递、数据传输、或接收数据请求、编程指令或其它数据 / 命令。在其它实施例中,设备 18 和传感器 20-26 可以工作在低电平状态,实现基本的设备功能,诸如持续或周期性地监测具有数据存

储的生理信号,并且一旦收到来自查验设备 16 的“唤醒”信号就转换到高功率状态以实现附加操作诸如数据处理和数据通信。包含在分布式设备群中的一些设备可以仅在特定时期使用,诸如在治疗调整期间(例如,在 IMD 12 的重新编程期间或改变药物或药物用量期间)。在这种情形下,无论何时临床医生想要收集有关病人状态的附加数据或信息,植入型设备 18-26 都是可用的,其保持在“OFF”状态直至被查验设备 16 有效“开启”。

[0023] 当查验设备 16 通过引线 14 耦合到 IMD 12 时,查验设备 16 可以接收来自导体(该导体通过引线 14 延伸到 IMD 12 的电源)的功率,并且通过导体接收来自 IMD 12 的信号,该导体通过引线 14 延伸以触发查验设备 16 向一个或一个以上设备 18 和传感器 20-26 发出一个查验或唤醒信号。可替代地,查验设备 16 可以体现为自身具有电源(独立电池、可再充电的电池或电容器、或能量收集设备)的无引线设备,并且被使能接收来自 IMD 12 和/或外部设备 34 的 RF 遥测信号用于触发查验信号的产生。在这种情形下,查验设备 16 包括电源、与 IMD 12 的通信链路(可以是无线的或硬连线的),和/或与外部设备 34 的通信链路和用于发出查验信号(可以是声信号或 RF 信号)的信号发生器,以唤醒设备 18 和传感器 20-26。查验设备 16 可以包括处理器和用于控制发往特定设备的查验信号的产生相关存储器,并且查验设备 16 可以运行管理协议以确保 RF 数据的可靠传输。只有查验设备 16 需要维持在低功率警惕状态以接收来自 IMD 12 和/或外部设备 34 的通信请求,从而使分布式设备 18-26 维持在超低功率 OFF 状态下。

[0024] 本地通信网络包括查验设备 16,当新设备植入或当现有设备功能耗尽或物理位置移动时该网络可以随时改变成员数量。在这种情形下,当新的传感器和治疗传递设备被植入以检测、管理病人的疾病进展时,植入设备群可以“在组织上”扩大。

[0025] 设备 18 和传感器 20-26 的每个设备也可以被使能用于与外部设备 34 的双向通信以对工作模式和控制参数进行编程,以及用于将植入设备 18-26 获得的数据发送到外部设备 34。外部设备 34 可以在适当的时候收集数据、对数据进行优先级排列并传递数据,以向病人 10、护理人员、临床医生、临床数据库、应急响应器或其它外部设备或通信网络告知病人状态、生理事件或设备状态。可以参考普通转让的美国专利 6,599,250(Webb 等)、6,442,433(Linberg 等)、6,622,045(Snell 等)、6,418,346(Nelson 等)和 6,480,745(Nelson 等)获得对与用于检测远程病人和对设备进行编程的植入型医疗设备一起使用的网络通信系统的示例的一般性描述,并将其全部内容并入本文以供参考。

[0026] 除了响应查验信号外,设备 18 和传感器 20-26 可以被预编程为在预定间隔自发唤醒并执行感测、数据通信和其它功能,同时将数据发送到 IMD 12 和/或外部设备 34。本发明进一步预期在唤醒模式下,设备 18 和传感器 20-26 可以在只发送模式或双向通信模式下彼此之间进行通信。植入型医疗设备系统包括植入性设备和外部设备,通过该系统的可用 RF 通信链路可以根据特定应用、临床医生优先考虑和各病人的需要来实现。

[0027] RF 通信可以在设备 18-26 与 IMD 12 和/或外部设备 34 之间以任何所选的工作频带(诸如 MICS、MEDS 和 ISM)执行。如果在查验信号产生后的预期时间窗口内,IMD 12 和/或外部设备 34 没有收到来自任何编址设备的数据,则设备 18-26 的群可以被全部或有选择地重新查验。可以根据存储在 IMD 12 或查验设备 16 的存储器中的适当的数据优先权和通信规则重复尝试。

[0028] 在一些实施例中,病人可以被植入分布式传感器 20-26 的群以收集生理数据达到

诊断或检测病人的目的,而不植入治疗传递设备(诸如 IMD 12)。查验设备 16 运行以唤醒传感器 20-26 从而开始数据通信,也可以接收来自传感器 20-26 的 RF 发送的数据并存储起来且发送给外部设备 34。可替代地或另外,可以提供外部查验设备 30,该设备可以唤醒传感器 20-26 以开始传感器 20-26 和外部设备 34 之间的通信操作。当存在 IMD 12 时,IMD 12 也可以响应由外部查验设备 30 产生的外部查验信号。外部查验设备 30 可以实现为可由用户(诸如病人、护理人员、临床医生或应急响应器)手工触发的独立设备。可替代地,外部查验设备 30 可以包含在外部医院监视设备、自动外部除颤器(AED)、外部家庭监视器 34 或病人抖动器(activator)或其它手持设备中。

[0029] 图 2 是图解说明在植入型医疗设备系统的网状网络架构内实现的本地通信网络的概念图。IMD 12 可以实现为网状架构的植入型医疗设备通信系统的网络成员(节点),如美国专利申请 XX/XXX, XXX, (文件号 P25563.00)中的一般性描述。IMD 12 显示为与多个植入型设备 42、44、46 和 48 联网并与外部设备 34 联网。设备 12、42、44、46、48 和 34 中的每个设备作为网状网络的节点起作用,该网状网络允许设备 12、42、44、46、48 和 34 之间的多跳数据发送。每个设备被使能沿着多条路径与其它联网设备的每个设备进行无线通信。为了简单,图 2 只显示较短的通信路径的一些示例。对于网络成员关系的变化,病人状况的变化以及网络成员各自的功率状态变化,网状网络是自我配置、自我修复的网络。植入型联网设备 42、44、46 和 48 可以包括被分配执行网络任务(诸如数据处理、数据存储、网关、预定(scheduling)等)的专用节点。设备 42-48 还可以包括生理感测和/或治疗传递功能。

[0030] IMD 12 被配置为接收来自设备 18 和传感器 20-26 的本地群的数据包,以响应从查验设备 16 接收的查验信号。之后,IMD 12 可以根据网状网络中普遍有效的信道规划和路由方案将从设备 18 和传感器 20-26 的本地群接收的数据发送到任何联网植入型设备 42-48 和外部设备 34。在这种情形下,由 IMD 12 从设备 18-26 的本地群收集的数据可以直接被 IMD 12 使用或通过网状网络发送到植入型系统包含的其它设备供其它设备使用。

[0031] 考虑到单个病人可以被植入多个分布式医疗设备群,每个设备群包括一查验设备。每个设备群将被布置在该群的查验设备的信号接收距离内。当植入多个查验设备时,只有一个设备需要维持在低功率警惕状态下用于接收来自 IMD 或外部设备的通信请求。之后,警惕查验设备将发出查验信号以“唤醒”其余的查验设备,这些查验设备的每个依次向其各自的设备群发出查验信号。同样,每个查验设备也可以配置一处理器以响应查验信号。作为“唤醒主机”运行的职责可以基于单个查验设备功率状态或其它病人相关优先权被传递给不同的查验设备。

[0032] 图 3 是概括由植入型医药设备系统中的节电的本地网络执行的通信操作的流程图。流程图 100 旨在根据本发明的一个实施例图解说明本地通信系统的功能操作,因此不应理解为实现本发明所需要的软件或硬件的具体形式的反应。应当认识到特定形式的软件和硬件将主要通过系统中包含的植入型和外部设备中使用的特定系统架构来确定。在任何现代植入型设备系统的背景下,以及在本文公开的情形下,提供能够完成本发明的软件在本领域技术人员的能力范围内。

[0033] 在块 105 中,一个或一个以上设备被植入病人,形成分布式医疗设备群。植入的设备通常处于块 110 所示的超低功率或 OFF 状态下。在块 115 设备转换到高功率状态以响应查验信号(块 120 和块 125)或之前预定的唤醒时间。如之前所述,查验信号可以由植入设

备（块 120）或外部设备（块 125）产生。包含在设备群中的一个或一个以上设备可以被信号发送定址。一旦转换到高功率工作模式，设备群将根据接收的请求或之前所编程的工作模式执行设备操作。设备操作可以包括感测（块 140）、数据处理（块 145）、治疗传递（块 150）、数据接收（块 155）和 / 或数据发送（块 160）。通常，一台设备在高功率状态期间通过 RF 遥测通信将数据发送到另一植入或外部设备。在块 165，当请求或被编程的任务完成时或当预定的时间间隔到期时，设备（多台）转回到“OFF”状态。

[0034] 在块 170，通过 RF 通信链路从一个设备群发送到植入或外部设备的数据可以进一步沿着通信网络（诸如植入的和外部的设备的网状通信网络）传递到临床数据库或远程病人检测系统。

[0035] 图 4 是可包含在分布式设备群包含的植入型医疗设备中的组件的功能框图。设备 200 包括对由之前所述的植入或外部查验设备产生的查验信号进行响应的查验检测器 202，该检测器 202 可以是声变换器或 RF 谐振电路。查验检测器 202 唤醒功率控制模块 204，接下来，该功率控制模块 204 为微处理器 208 供电。功率控制模块 204 通过适当的电源线（未示出）将电源 206 的电提供给其它系统组件。微处理器 208 通过系统总线 216 被耦合到其它系统组件，诸如存储器 210、感测模块 212、治疗模块 214 和通信模块 218。在微处理器 201 转换到高功率状态后，在微处理器 208 和存储在存储器 210 中的控制算法的控制下，通信模块 218 和其它功能组件（诸如治疗传递模块 214 和感测模块 212）被激活用于根据被编程的工作模式或接收的请求来执行设备功能。在各实施例中，设备 200 的群可以包括其它功能组件，这取决于设备的类型以及特定的应用。

[0036] 这样，前述说明参照具体实施例介绍了用于植入型医疗设备系统的本地通信网络。应当理解可以对引用的实施例作各种更改而不偏离以下由权利要求所述的本发明的范围。

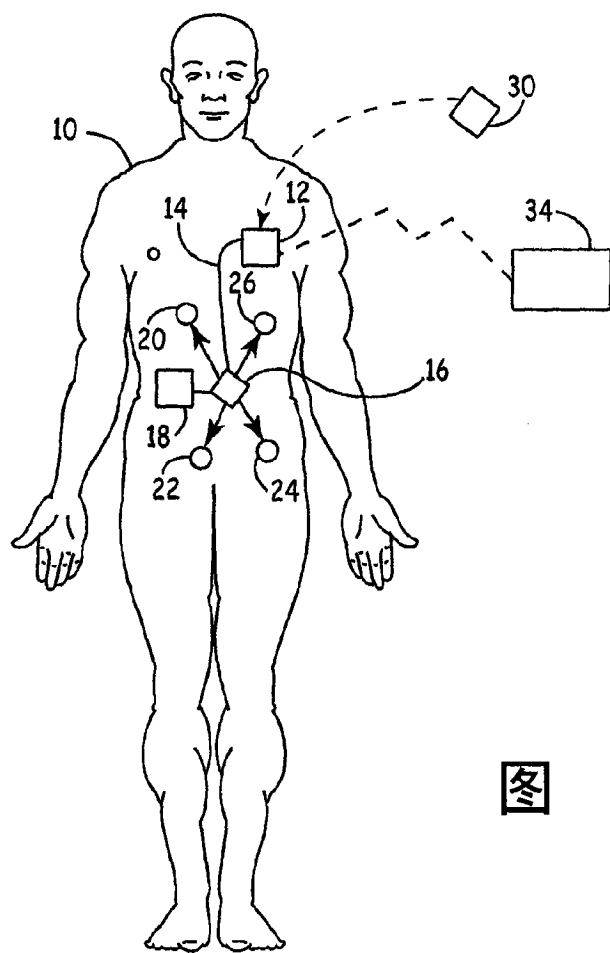


图 1

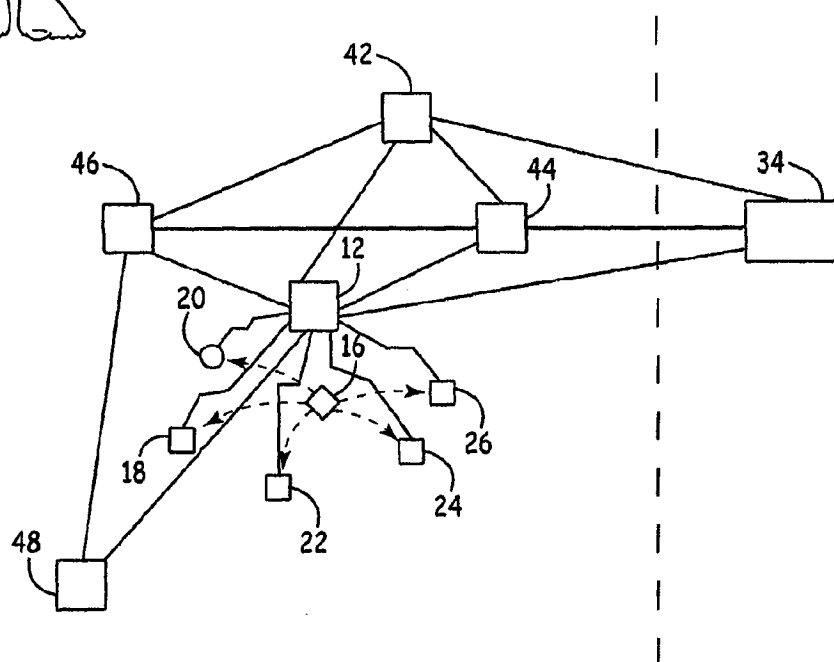


图 2

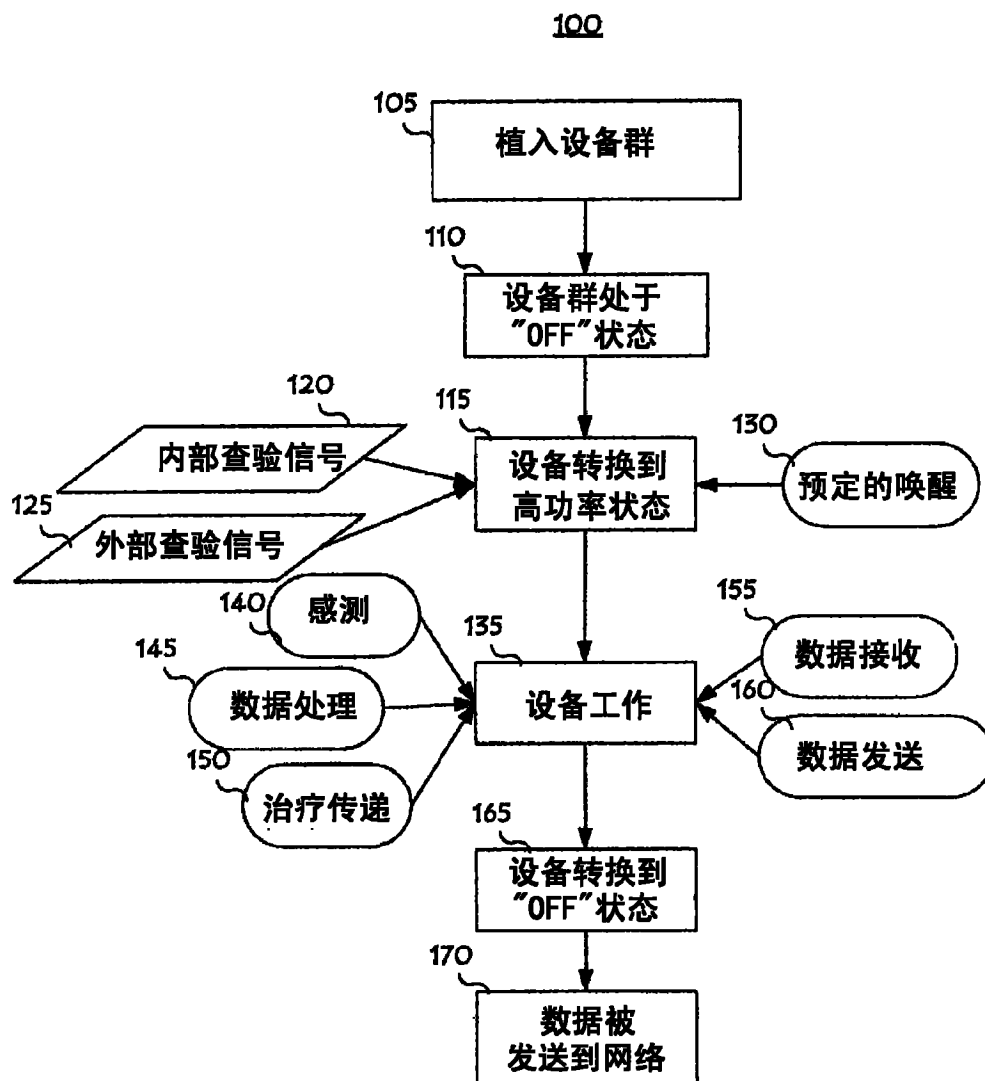


图 3

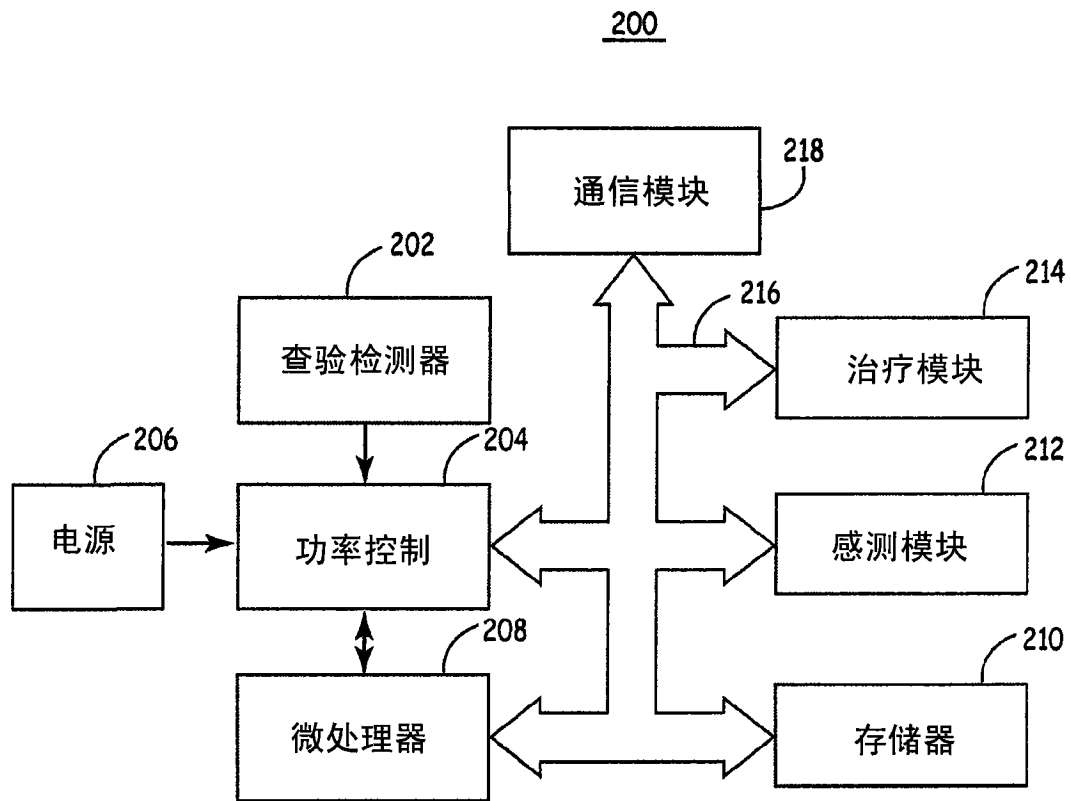


图 4

专利名称(译)	用于生物医学应用中分布式感测与治疗的本地通信网络		
公开(公告)号	CN101478914B	公开(公告)日	2011-05-11
申请号	CN200780023932.6	申请日	2007-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	麦德托尼克公司		
当前申请(专利权)人(译)	麦德托尼克公司		
[标]发明人	GJ希尔 GJ浩布里奇 SA奥迪特 RJ奥布莱恩 J马苏德		
发明人	G·J·希尔 G·J·浩布里奇 S·A·奥迪特 R·J·奥布莱恩 J·马苏德		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/0031 A61B2560/0209 A61N1/37217 A61N1/37276 A61N1/37288 A61N1/3925 A61N1/39622		
优先权	60/805789 2006-06-26 US		
其他公开文献	CN101478914A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于植入型医疗设备系统的本地通信网络。该系统包括第一医疗设备和适于植入病人体内的第二医疗设备，所述第二医疗设备包括遥测电路，该第二医疗设备被使能用于将数据通过无线网络链路发送到第一医疗设备。该系统还包括第三设备，该第三设备包括用于产生唤醒信号的信号产生电路。所述第二植入型医疗设备从“关闭”状态转换到高功率“开启”状态以响应由第三设备产生的唤醒信号。

