



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107296601 A

(43)申请公布日 2017. 10. 27

(21)申请号 201710664033.X

(22)申请日 2017.08.06

(71)申请人 潘金文

地址 510000 广东省广州市增城区增江街
东桥东路27号

(72)发明人 潘金文

(74)专利代理机构 北京高航知识产权代理有限公司 11530

代理人 赵永强

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

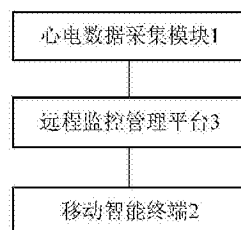
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种远程心电智能监护系统

(57)摘要

本发明提供了一种远程心电智能监护系统,包括心电数据采集模块、移动智能终端和远程监控管理平台,所述的移动智能终端与远程监控管理平台远程通信连接,心电数据采集模块用于通过无线传感器网络采集监护对象的心电数据,并将监护对象的心电数据发送至远程监控管理平台。本发明通过无线传感器网络实现了远程心电的智能监护,系统成本低、且适用于大规模应用。



1. 一种远程心电智能监护系统,其特征是,包括心电数据采集模块、移动智能终端和远程监控管理平台,所述的移动智能终端与远程监控管理平台远程通信连接,心电数据采集模块用于通过无线传感器网络采集监护对象的心电数据,并将监护对象的心电数据发送至远程监控管理平台。

2. 根据权利要求1所述的一种远程心电智能监护系统,其特征是,所述的心电数据采集模块包括微型心电采集节点、汇聚节点、监护基站设备,微型心电采集节点用于采集监护对象的心电数据,并将采集的监护对象的心电数据发送至汇聚节点,汇聚节点用于对微型心电采集节点发送的监护对象的心电数据进行收集和融合,其与监护基站设备无线通信连接,所述监护基站设备通过以太网与所述远程监控管理平台通信连接。

3. 根据权利要求2所述的一种远程心电智能监护系统,其特征是,所述远程监控管理平台包括:数据库,用于保存监护对象的心电数据,还用于查询监护对象的心电数据;数据分析显示模块,用于对监护对象的心电数据进行分析处理,以及显示监护对象的心电波形和相关心电数据。

4. 根据权利要求2所述的一种远程心电智能监护系统,其特征是,所述监护基站设备包括电源管理模块、以太网接口、射频通信模块和信息处理器,电源管理模块用于提供所需电源;以太网接口用于实现监护基站设备接入公网;射频通信模块用于实现与所述微型心电采集节点或汇聚节点的无线通信;信息处理器,用于处理接收到的数据信息,存放各种变量以及缓存心电数据。

5. 根据权利要求2所述的一种远程心电智能监护系统,其特征是,首轮发送心电数据时,微型心电采集节点直接将心电数据发送至汇聚节点,汇聚节点对该心电数据进行解码,若解码成功,该微型心电采集节点将后续的心电数据也直接发送至汇聚节点,若解码不成功,微型心电采集节点选择其他微型心电采集节点作为中转节点来辅助发送心电数据至汇聚节点,其中,该微型心电采集节点选择下一跳的中转节点时,具体执行:

(1) 根据下列公式确定微型心电采集节点的邻居节点的择优连接概率值:

$$U(Q_{ij}) = e \left(\frac{S_{Q_{ij}}}{S'_{Q_{ij}}} \right)^2 + (1 - e) \frac{P_{Q_{ij}}}{P'_{Q_{ij}}}$$

式中, Q_{ij} 表示微型心电采集节点 Q_i 的第 j 个邻居节点, $U(Q_{ij})$ 表示 Q_{ij} 的择优连接概率值, $S_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的节点度,其中节点度表示该微型心电采集节点的直接相邻的节点的数目, $S'_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的邻居节点的平均节点度, $P_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 与微型心电采集节点 Q_i 之间的接收信号强度指示值, $P'_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的邻居节点的平均接收信号强度指示值, e 为设定的权重调整系数;

(2) 对各邻居节点按照择优连接概率值从大到小的顺序进行排列,形成备选中转节点列表,微型心电采集节点从其备选中转节点列表中选择择优连接概率值最大的作为下一跳中转节点。

6. 根据权利要求2所述的一种远程心电智能监护系统,其特征是,微型心电采集节点在发送心电数据时不断调整自身的发射功率,具体为:

(1) 在发送心电数据前,微型心电采集节点 Q_i 以最大发射功率向其他微型心电采集节点发送邻居确认消息,任意微型心电采集节点收到邻居确认消息后,向 Q_i 发送反馈消息,反馈

消息包括自身节点标识、当前剩余能量值、初始最大能量值、接收信号强度值以及与 Q_i 通信时的最小发射功率；

(2) 微型心电采集节点 Q_i 根据反馈消息按照由小到大的顺序排列得到的最小发射功率，形成最小发射功率列表，并定义为 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$ ， n 表示微型心电采集节点 Q_i 的邻居节点数目；

(3) 微型心电采集节点 Q_i 开始时以 W_{i1} 发送心电数据，并按照 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$ 的顺序依次更新发射功率，并按照下列公式依次计算不同发射功率时的节点性能评价值：

$$K(W_{ix}) = \beta \left[\sum_{a=1}^{N_{ix}} \left(\frac{R_{Q_a^{ix}} P(Q_i, Q_a^{ix})}{R_{Q_a^{ix}}^0 P_T} \right) \right]^2 + (1 - \beta) \sum_{a=1}^{N_{ix}} \frac{d_T}{d(Q_i, Q_a^{ix})}$$

其中， $K(W_{ix})$ 表示微型心电采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时的节点性能评价值，其中 $1 = 1, \dots, n$ ， N_{ix} 为微型心电采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时具有的邻居节点数目， Q_a^{ix} 表示微型心电采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时的第 a 个邻居节点， $R_{Q_a^{ix}}$ 、 $R_{Q_a^{ix}}^0$ 分别为 Q_a^{ix} 的当前剩余能量、初始能量， $P(Q_i, Q_a^{ix})$ 为 Q_i 、 Q_a^{ix} 之间的链路质量值， $d(Q_i, Q_a^{ix})$ 为 Q_i 、 Q_a^{ix} 之间的欧式距离， P_T 、 d_T 分别为人为设定的标准链路质量值、标准欧式距离值， β 为设定的权重调整系数；

(4) 当满足下列功率更新停止条件时，微型心电采集节点 Q_i 停止发射功率更新，并将 W_{ix} 作为最优发射功率，按照最优发射功率进行后续心电数据传输：

$$|K(W_{ix})^2 - K(W_{ix+1})^2| < K_T$$

式中， W_{ix+1} 表示在 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$ 中发射功率 W_{ix} 的后一个发射功率。

一种远程心电智能监护系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗领域,具体涉及一种远程心电智能监护系统。

背景技术

[0002] 相关技术中,国内外的许多科研机构和企业都积极致力于研制基于公共电话网PQTN/IQDN、计算机网络(以太网)或GQM/GPRQ网络等通信工具的远程医疗监护产品包括心电监护。但是纵观当前的研究工作或公司产品,存在着如下不足与缺陷:

[0003] 1、成本高、体积大、功耗高,目前有些厂家也开发出了可移动的医疗监护仪,其一般是基于GSM/GPRS网络,设备复杂、成本高、体积大、功耗高,在不间断运行的情况下,只能用几个小时;

[0004] 2、无法大规模应用,GSM/GPRS网络传输带宽有限,在大规模使用时会产生网络堵塞等一系列的问题,可扩展性不高;

[0005] 3、维护成本高,目前来看,GSM、GPRS或以后的3G网络都是收费网络,通信费用高,不适合要求长时间、大流量的远程医疗全民护理网络。

发明内容

[0006] 针对上述问题,本发明提供一种远程心电智能监护系统。

[0007] 本发明的目的采用以下技术方案来实现:

[0008] 提供了一种远程心电智能监护系统,包括心电数据采集模块、移动智能终端和远程监控管理平台,所述的移动智能终端与远程监控管理平台远程通信连接,心电数据采集模块用于通过无线传感器网络采集监护对象的心电数据,并将监护对象的心电数据发送至远程监控管理平台。

[0009] 本发明的有益效果为:通过无线传感器网络实现了远程心电的智能监护,系统成本低、且适用于大规模应用。

附图说明

[0010] 利用附图对本发明作进一步说明,但附图中的实施例不构成对本发明的任何限制,对于本领域的普通技术人员,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据以下附图获得其它的附图。

[0011] 图1本发明的结构框图;

[0012] 图2是本发明监护基站设备的连接框图。

[0013] 附图标记:

[0014] 心电数据采集模块1、移动智能终端2、远程监控管理平台3、电源管理模块10、以太网接口20、射频通信模块30、信息处理器40。

具体实施方式

[0015] 结合以下实施例对本发明作进一步描述。

[0016] 参见图1、图2,本实施例提供一种远程心电智能监护系统,包括心电数据采集模块1、移动智能终端2和远程监控管理平台3,所述的移动智能终端2与远程监控管理平台3远程通信连接,心电数据采集模块1用于通过无线传感器网络采集监护对象的心电数据,并将监护对象的心电数据发送至远程监控管理平台3。

[0017] 优选地,所述的心电数据采集模块1包括微型心电采集节点、汇聚节点、监护基站设备,微型心电采集节点用于采集监护对象的心电数据,并将采集的监护对象的心电数据发送至汇聚节点,汇聚节点用于对微型心电采集节点发送的监护对象的心电数据进行收集和融合,其与监护基站设备无线通信连接,所述监护基站设备通过以太网与所述远程监控管理平台3通信连接。

[0018] 优选地,所述远程监控管理平台3包括:数据库,用于保存监护对象的心电数据,还用于查询监护对象的心电数据;数据分析显示模块,用于对监护对象的心电数据进行分析处理,以及显示监护对象的心电波形和相关心电数据。

[0019] 优选地,所述监护基站设备包括电源管理模块10、以太网接口20、射频通信模块30和信息处理器40,电源管理模块10用于提供所需电源;以太网接口20用于实现监护基站设备接入公网;射频通信模块30用于实现与所述微型心电采集节点或汇聚节点的无线通信;信息处理器40,用于处理接收到的数据信息,存放各种变量以及缓存心电数据。

[0020] 本发明上述实施例通过无线传感器网络实现了远程心电的智能监护,系统成本低、且适用于大规模应用。

[0021] 优选地,首轮发送心电数据时,微型心电采集节点直接将心电数据发送至汇聚节点,汇聚节点对该心电数据进行解码,若解码成功,该微型心电采集节点将后续的心电数据也直接发送至汇聚节点,若解码不成功,微型心电采集节点选择其他微型心电采集节点作为中转节点来辅助发送心电数据至汇聚节点,其中,该微型心电采集节点选择下一跳的中转节点时,具体执行:

[0022] (1) 根据下列公式确定微型心电采集节点的邻居节点的择优连接概率值:

$$[0023] \quad U(Q_{ij}) = e \left(\frac{S_{Q_{ij}}}{S'_{Q_{ij}}} \right)^2 + (1 - e) \frac{P_{Q_{ij}}}{P'_{Q_{ij}}}$$

[0024] 式中, Q_{ij} 表示微型心电采集节点 Q_i 的第j个邻居节点, $U(Q_{ij})$ 表示 Q_{ij} 的择优连接概率值, $S_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的节点度,其中节点度表示该微型心电采集节点的直接相邻的节点的数目, $S'_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的邻居节点的平均节点度, $P_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 与微型心电采集节点 Q_i 之间的接收信号强度指示值, $P'_{Q_{ij}}$ 表示 Q_{ij} 的邻居节点的平均接收信号强度指示值,e为设定的权重调整系数;

[0025] (2) 对各邻居节点按照择优连接概率值从大到小的顺序进行排列,形成备选中转节点列表,微型心电采集节点从其备选中转节点列表中选择择优连接概率值最大的作为下一跳中转节点。

[0026] 本优选实施例定义了下一跳中转节点的选择策略,从而实现快速有效的最优中转节点选取,方法简单便捷,在选择中转节点时,以微型心电采集节点的相对节点度和相对链

路质量状况作为筛选因素,从而选择不容易失效、链路质量最优的中转节点来辅助传输心电图数据,保证心电图数据传输的可靠度。

[0027] 优选地,微型心电图采集节点在发送心电图数据时不断调整自身的发射功率,具体为:

[0028] (1) 在发送心电图数据前,微型心电图采集节点 Q_i 以最大发射功率向其他微型心电图采集节点发送邻居确认消息,任意微型心电图采集节点收到邻居确认消息后,向 Q_i 发送反馈消息,反馈消息包括自身节点标识、当前剩余能量值、初始最大能量值、接收信号强度值以及 Q_i 通信时的最小发射功率;

[0029] (2) 微型心电图采集节点 Q_i 根据反馈消息按照由小到大的顺序排列得到的最小发射功率,形成最小发射功率列表,并定义为 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$, n 表示微型心电图采集节点 Q_i 的邻居节点数目;

[0030] (3) 微型心电图采集节点 Q_i 开始时以 W_{i1} 发送心电图数据,并按照 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$ 的顺序依次更新发射功率,并按照下列公式依次计算不同发射功率时的节点性能评价值:

$$[0031] \quad K(W_{ix}) = \beta \left[\sum_{a=1}^{N_{ix}} \left(\frac{R_{Q_a^{ix}} P(Q_i, Q_a^{ix})}{R_{Q_a^{ix}}^0 P_T} \right) \right]^2 + (1 - \beta) \sum_{a=1}^{N_{ix}} \frac{d_T}{d(Q_i, Q_a^{ix})}$$

[0032] 其中, $K(W_{ix})$ 表示微型心电图采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时的节点性能评价值,其中 $x=1, \dots, n$, N_{ix} 为微型心电图采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时具有的邻居节点数目, Q_a^{ix} 表示微型心电图采集节点 Q_i 在发射功率为 W_{ix} 时的第 a 个邻居节点, $R_{Q_a^{ix}}$ 、 $R_{Q_a^{ix}}^0$ 分别为 Q_a^{ix} 的当前剩余能量、初始能量, $P(Q_i, Q_a^{ix})$ 为 Q_i , Q_a^{ix} 之间的链路质量值, $d(Q_i, Q_a^{ix})$ 为 Q_i , Q_a^{ix} 之间的欧式距离, P_T 、 d_T 分别为人为设定的标准链路质量值、标准欧式距离值, β 为设定的权重调整系数;

[0033] (4) 当满足下列功率更新停止条件时,微型心电图采集节点 Q_i 停止发射功率更新,并将 W_{ix} 作为最优发射功率,按照最优发射功率进行后续心电图数据传输:

$$[0034] \quad |K(W_{ix})^2 - K(W_{ix+1})^2| < K_T$$

[0035] 式中, W_{ix+1} 表示在 $\{W_{i1}, W_{i2}, \dots, W_{in}\}$ 中发射功率 W_{ix} 的后一个发射功率。

[0036] 本优选实施例设置了微型心电图采集节点的功率调整策略,其中还定义了节点性能评价值的计算公式,该计算公式利用微型心电图采集节点在当前发射功率下的邻居节点能量和距离来衡量微型心电图采集节点的性能,能够在一定程度上体现微型心电图采集节点的负荷承受能力和心电图数据传输效率;本优选实施例以微型心电图采集节点的发射功率作为控制条件,计算不同发射功率下微型心电图采集节点的节点性能评价值,并采用取值较为稳定时的最小发射功率作为最优发射功率进行后续心电图数据传输,能够均衡各微型心电图采集节点的能耗和负载,增大微型心电图采集节点的传输心电图数据的效率,从而在整体上延长了心电图数据采集模块1的网络生命周期。

[0037] 优选地, Q_i , Q_a^{ix} 之间的链路质量值按照下列公式计算:

$$[0038] \quad P(Q_i, Q_a^{ix}) = \frac{P_{Q_i} \times P_{Q_a^{ix}}}{\sqrt{P_{Q_i}^2 + P_{Q_a^{ix}}^2}}$$

[0039] 式中, P_{Q_i} 表示链路 Q_i , Q_a^{ix} 之间 Q_i 的接收信号强度值, $P_{Q_a^{ix}}$ 表示链路 Q_i , Q_a^{ix} 之间 Q_a^{ix} 的接收信号强度值。

[0040] 微型心电采集节点之间进行相互通信时,正向和反向的链路质量并不一致,因此容易导致信息传输不准确,从而导致微型心电采集节点不能成功传输信息,本优选实施例用正反两向的接收信号强度指示值来计算 Q_i, Q_a^{ix} 之间的链路质量值,能够更准确地反映 Q_i, Q_a^{ix} 之间的链路质量,从而为微型心电采集节点的发射功率的优化调整奠定良好的基础,进一步保证各微型心电采集节点的能耗和负载均衡,增大微型心电采集节点的传输心电数据的效率。

[0041] 最后应当说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对本发明保护范围的限制,尽管参照较佳实施例对本发明作了详细地说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的实质和范围。



图1

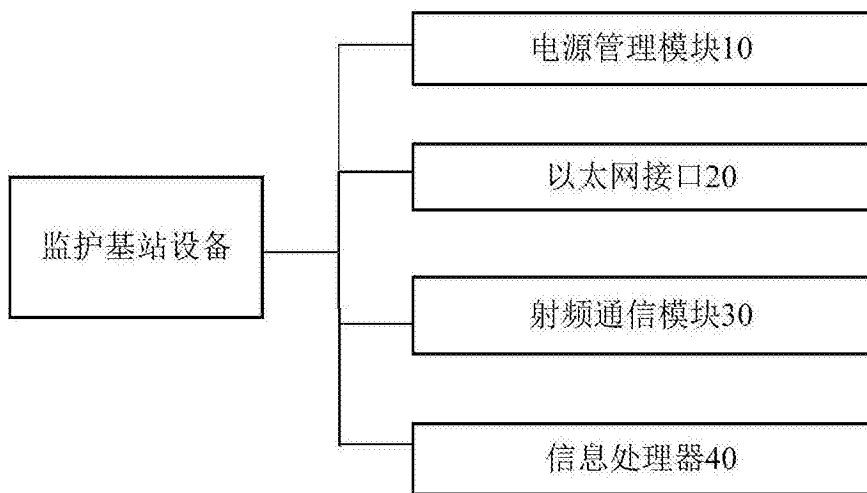


图2

专利名称(译)	一种远程心电智能监护系统		
公开(公告)号	CN107296601A	公开(公告)日	2017-10-27
申请号	CN201710664033.X	申请日	2017-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	潘金文		
申请(专利权)人(译)	潘金文		
当前申请(专利权)人(译)	潘金文		
[标]发明人	潘金文		
发明人	潘金文		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	赵永强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种远程心电智能监护系统，包括心电数据采集模块、移动智能终端和远程监控管理平台，所述的移动智能终端与远程监控管理平台远程通信连接，心电数据采集模块用于通过无线传感器网络采集监护对象的心电数据，并将监护对象的心电数据发送至远程监控管理平台。本发明通过无线传感器网络实现了远程心电的智能监护，系统成本低、且适用于大规模应用。

心电数据采集模块1

远程监控管理平台3

移动智能终端2