



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108968950 A

(43)申请公布日 2018.12.11

(21)申请号 201810775704.4

(22)申请日 2018.07.13

(71)申请人 无锡太湖学院

地址 214064 江苏省无锡市滨湖区钱荣路
68号无锡学院江苏省物联网应用
技术重点建设实验室

(72)发明人 陈国俊 方宁生 邹山花 孙雪凌
龚畅 王莺

(74)专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
(普通合伙) 32104

代理人 殷红梅 陈丽丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 40/67(2018.01)

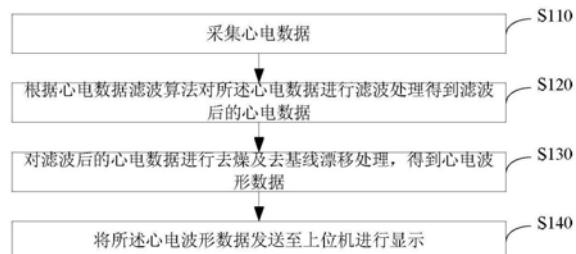
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种数字化心电采集方法、装置及系统

(57)摘要

本发明涉及数字化心电技术领域，具体公开了一种数字化心电采集方法，其中，所述数字化心电采集方法包括：采集心电数据；根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据；对滤波后的心电数据进行去噪及去基线漂移处理，得到心电波形数据；将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。本发明还公开了一种数字化心电采集装置及数字化心电采集系统。本发明提供的数字化心电采集方法实现了对远程心电数据的获取，进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制。



1. 一种数字化心电采集方法,其特征在于,所述数字化心电采集方法包括:
采集心电数据;
根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;
对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据;
将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。
2. 根据权利要求1所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述数字化心电采集方法还包括在所述采集心电数据的步骤后进行的:
保存所述心电数据。
3. 根据权利要求1所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述数字化心电采集方法还包括在所述对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据的步骤后进行的:
对所述心电波形数据根据心电数据自动分析算法进行自动分析,得到心电数据分析结果;
将所述心电数据分析结果发送至上位机进行显示。
4. 根据权利要求3所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述心电数据自动分析算法包括QRS波检测算法和心拍分类算法。
5. 根据权利要求4所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述QRS波检测算法包括:
原始多导联的心电数据需经过噪声抑制滤波,以滤除工频噪声,高频噪声以及基线漂移的干扰;
原始多导联的心电数据生成VCG数据;
计算心向量扫过面积AreaVcg,基于正交导联数据绘制而成的三维的心电向量环;
确定特征点。
6. 根据权利要求4所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述心拍分类算法包括:
对所有心拍的QRS波面积进行统计,得到面积平均值、最大值和最小值;
计算QRS波面积在区间内的直方图分布;
对直方图进行均值平滑;
搜索曲线最大值,对应的位置作为面积分布主导点;
在区间搜索曲线最小值,并在对应的位置进行标记;
在区间搜索最靠近曲线峰值的位置;
对面积各个分界点精心计算,将心拍分为4类。
7. 根据权利要求1所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述心电数据滤波算法包括均值滤波算法和中值滤波算法。
8. 根据权利要求7所述的数字化心电采集方法,其特征在于,所述均值滤波算法包括采用四点均值滤波器对所述心电数据进行均值滤波,其中,所述四点均值滤波器的解析式为:

$$y(n) = \frac{1}{4}[x(n) + x(n-1) + x(n-2) + x(n-3)],$$

其幅度相应为:

$$H(f) = \left| \frac{\sin(4\pi f/f_s)}{4 \sin(\pi f/f_s)} \right|,$$

其中, f 表示输入信号频率分量, f_s 表示采样速率。

9. 一种数字化心电采集装置, 其特征在于, 所述数字化心电采集装置包括:

采集模块, 所述采集模块用于采集心电数据;

滤波模块, 所述滤波模块与所述采集模块连接, 所述滤波模块用于根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;

去燥模块, 所述去燥模块与所述滤波模块连接, 所述去燥模块用于对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理, 得到心电波形数据;

发送模块, 所述发送模块与所述去燥模块连接, 所述发送模块用于将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。

10. 一种数字化心电采集系统, 其特征在于, 所述数字化心电采集系统包括上位机和权利要求9所述的数字化心电采集装置, 所述上位机和所述数字化心电采集装置通信连接, 所述上位机能够对所述数字化心电采集装置的心电波形数据进行显示。

一种数字化心电采集方法、装置及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及数字化心电技术领域,尤其涉及一种数字化心电采集方法、数字化心电采集装置和包括该数字化心电采集装置的数字化心电采集系统。

背景技术

[0002] 随着医院规模的扩大和计算机应用的普及,特别是医院综合管理网络的不断建设,一些大中型医院具备了良好的网络应用环境。同时,在实施医院综合管理网络的过程中,医院内部进行了计算机知识与应用的培训,医护人员对计算机的使用与操作已具有一定的基础。这些良好的条件,使得大中型医院对工作流程的数字化要求越来越迫切。

[0003] 由于我国医疗卫生事业在信息化发展过程中存在一个突出问题——卫生资源配置不合理,即优质资源过度向大医院集中,而且医疗机构内部、医疗机构之间、医疗机构与本行业及其他行业之间普遍存在“技术孤岛”、“业务孤岛”、“信息孤岛”现象,导致了老百姓看病难、看病贵。故医疗机构启动临床医护无线化、电子病历移动化,可保障医疗质量,提高工作效率,减少医疗差错和事故,实时监控护理质量,提高患者临床护理的安全性,提升护理管理水平。通过信息技术改革现有医疗设备、流程,实现医疗设备无线化、网络化,实现远程监控诊断,整合医疗资源,建立医疗数据库,让百姓享受便捷有效的医疗服务。

[0004] 因此顺应国际主流趋势,在国内医疗改革的大环境下,加速医疗服务信息化迫在眉睫。政府正加速医疗服务信息化,建立国家电子病历的基本架构与数据标准,建立国家卫生信息数据字典,在加强卫生信息标准化建设基础上,重点推动以健康档案和电子病历为基础的区域卫生信息平台建设,并提升业务应用系统,构建各级各类医疗卫生机构之间的信息共享和联动服务机制,实现区域卫生协同,惠及居民。通过计算机科学和现代网络通信技术及数据库技术,为各医院之间以及医院所属各部门之间提供病人信息和管理信息的收集、存储、处理、提取和数据交换,并满足所有授权用户的功能需求,实现医疗服务的数字化、网络化、信息化。根据国际统一的医疗系统信息化水平划分,医疗信息化的建设分为三个层次:医院信息管理系统、临床信息管理系统和公共卫生信息化。区域医疗卫生信息系统建设涉及到区域心电平台的方面,可以建立远程心电会诊中心,实现区域内三级医院对基层医院心电检查的即时支持,提高基层医院的医生诊断水平,一般的区域平台侧重于医疗数据的收集,并为下次检查利用。

[0005] 而与上述区域平台的应用模式相比,在社区、乡镇卫生院开展远程心电检查方便也投入较少,能够完善区域医疗卫生信息化系统建设。因此,如何提供适用于远程心电检查的心电数据采集方式成为本领域技术人员亟待解决的技术问题。

发明内容

[0006] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一,提供一种数字化心电采集方法、数字化心电采集装置和包括该数字化心电采集装置的数字化心电采集系统,以解决现有技术中的问题。

[0007] 作为本发明的第一个方面,提供一种数字化心电采集方法,其中,所述数字化心电采集方法包括:

[0008] 采集心电数据;

[0009] 根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;

[0010] 对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据;

[0011] 将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。

[0012] 优选地,所述数字化心电采集方法还包括在所述采集心电数据的步骤后进行的:

[0013] 保存所述心电数据。

[0014] 优选地,所述数字化心电采集方法还包括在所述对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据的步骤后进行的:

[0015] 对所述心电波形数据根据心电数据自动分析算法进行自动分析,得到心电数据分析结果;

[0016] 将所述心电数据分析结果发送至上位机进行显示。

[0017] 优选地,所述心电数据自动分析算法包括QRS波检测算法和心拍分类算法。

[0018] 优选地,所述QRS波检测算法包括:

[0019] 原始多导联的心电数据需经过噪声抑制滤波,以滤除工频噪声,高频噪声以及基线漂移的干扰;

[0020] 原始多导联的心电数据生成VCG数据;

[0021] 计算心向量扫过面积AreaVcg,基于正交导联数据绘制而成的三维的心电向量环;

[0022] 确定特征点。

[0023] 优选地,所述心拍分类算法包括:

[0024] 对所有心拍的QRS波面积进行统计,得到面积平均值、最大值和最小值;

[0025] 计算QRS波面积在区间内的直方图分布;

[0026] 对直方图进行均值平滑;

[0027] 搜索曲线最大值,对应的位置作为面积分布主导点;

[0028] 在区间搜索曲线最小值,并在对应的位置进行标记;

[0029] 在区间搜索最靠近曲线峰值的位置;

[0030] 对面积各个分界点精心计算,将心拍分为4类。

[0031] 优选地,所述心电数据滤波算法包括均值滤波算法和中值滤波算法。

[0032] 优选地,所述均值滤波算法包括采用四点均值滤波器对所述心电数据进行均值滤波,其中,所述四点均值滤波器的解析式为:

$$[0033] y(n) = \frac{1}{4}[x(n) + x(n-1) + x(n-2) + x(n-3)],$$

[0034] 其幅度相应为:

$$[0035] H(f) = \left| \frac{\sin(4\pi f/f_s)}{4 \sin(\pi f/f_s)} \right|,$$

[0036] 其中,f表示输入信号频率分量,f_s表示采样速率。

[0037] 作为本发明的第二个方面,提供一种数字化心电采集装置,其中,所述数字化心电采集装置包括:

- [0038] 采集模块,所述采集模块用于采集心电数据;
- [0039] 滤波模块,所述滤波模块与所述采集模块连接,所述滤波模块用于根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;
- [0040] 去燥模块,所述去燥模块与所述滤波模块连接,所述去燥模块用于对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据;
- [0041] 发送模块,所述发送模块与所述去燥模块连接,所述发送模块用于将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。
- [0042] 作为本发明的第三个方面,提供一种数字化心电采集系统,其中,所述数字化心电采集系统包括上位机和前文所述的数字化心电采集装置,所述上位机和所述数字化心电采集装置通信连接,所述上位机能够对所述数字化心电采集装置的心电波形数据进行显示。
- [0043] 本发明提供的数字化心电采集方法,通过采集心电数据,并对心电数据进行处理后,能够得到心电波形数据,且能够将心电波形数据发送至上位机进行显示,实现了对远程心电数据的获取,进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制,对于构建区域心电平台,继而完善区域医疗卫生信息化系统建设,最终达成国家医疗服务信息化的医疗改革目标有重大意义。

附图说明

- [0044] 附图是用来提供对本发明的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与下面的具体实施方式一起用于解释本发明,但并不构成对本发明的限制。在附图中:
- [0045] 图1为本发明提供的数字化心电采集方法的流程图。
- [0046] 图2为本发明提供的四点均值滤波器幅频特性图。
- [0047] 图3为本发明提供的四点均值滤波效果图。
- [0048] 图4为本发明提供的心电向量环图。
- [0049] 图5为本发明提供的差分阈值法特征点定位图。
- [0050] 图6为本发明提供的数字化心电采集装置的结构示意图。
- [0051] 图7为本发明提供的数字化心电采集系统的结构示意图。
- [0052] 图8为本发明提供的具体实施方式的心电数据采集系统框图。
- [0053] 图9为本发明提供的心电采集终端示意图。

具体实施方式

- [0054] 以下结合附图对本发明的具体实施方式进行详细说明。应当理解的是,此处所描述的具体实施方式仅用于说明和解释本发明,并不用于限制本发明。
- [0055] 作为本发明的第一个方面,提供一种数字化心电采集方法,其中,如图1所示,所述数字化心电采集方法包括:
- [0056] S110、采集心电数据;
- [0057] S120、根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;
- [0058] S130、对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据;
- [0059] S140、将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。

[0060] 本发明提供的数字化心电采集方法,通过采集心电数据,并对心电数据进行处理后,能够得到心电波形数据,且能够将心电波形数据发送至上位机进行显示,实现了对远程心电数据的获取,进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制,对于构建区域心电平台,继而完善区域医疗卫生信息化系统建设,最终达成国家医疗服务信息化的医疗改革目标有重大意义。

[0061] 具体地,所述数字化心电采集方法还包括在所述采集心电数据的步骤后进行的:
[0062] 保存所述心电数据。

[0063] 具体地,所述数字化心电采集方法还包括在所述对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据的步骤后进行的:

[0064] 对所述心电波形数据根据心电数据自动分析算法进行自动分析,得到心电数据分析结果;

[0065] 将所述心电数据分析结果发送至上位机进行显示。

[0066] 具体地,所述心电数据自动分析算法包括QRS波检测算法和心拍分类算法。

[0067] 进一步具体地,所述QRS波检测算法包括:

[0068] 原始多导联的心电数据需经过噪声抑制滤波,以滤除工频噪声,高频噪声以及基线漂移的干扰;

[0069] 原始多导联的心电数据生成VCG数据;

[0070] 计算心向量扫过面积AreaVcg,基于正交导联数据绘制而成的三维的心电向量环;

[0071] 确定特征点。

[0072] 需要说明的是,本发明提供的QRS波检测算法是基于心电向量的QRS波检测方法,将多导联的一维信息向三维空间拓展,利用高维空间中多导联的相关性,使单导联上的独立干扰在高维空间上得到削弱,从而有效提高QRS波的检测正确率。

[0073] 根据心电向量学的理论,多导联的心电图是心电空间向量的运动轨迹在不同导联轴线上的投影。因此,对于每个心拍,不同导联反映的心电波形起止点会有区别,例如QRS波群的起点和终点在有些导联上较明显,在有些导联上则较模糊;因为投影关系有些导联P波开始得较晚,有些导联结束得较早。而事实上心电活动开始和结束的时间是确定的,因此应该综合多导联计算出唯一的全局结果。

[0074] 具体地:

[0075] (1)原始多导联心电数据需经过噪声抑制滤波,以滤除工频噪声,高频噪声以及基线漂移的干扰;

[0076] (2)原始多导联心电数据生成VCG数据,VCG数据的生成可以采用不同的方式,包括以下两种:1)直接采用Frank连接法得到正交导联数据;2)将标准12导数据中转换成VCG数据;

$$[0077] \quad \begin{pmatrix} X(n) \\ Y(n) \\ Z(n) \end{pmatrix} = T \cdot \begin{pmatrix} V_1(n) \\ V_2(n) \\ V_3(n) \\ V_4(n) \\ V_5(n) \\ V_6(n) \\ I(n) \\ II(n) \end{pmatrix},$$

[0078] (3) 计算心向量扫过面积AreaVcg, 基于正交导联数据绘制而成的三维的心电向量环(如图4所示), 定义采样点n到下一采样点n+1时的向量运动的距离:

[0079] $\Delta V_{cg}(n) = \sqrt{(X(n+1) - X(n))^2 + (Y(n+1) - Y(n))^2 + (Z(n+1) - Z(n))^2}$,

[0080] 比单导联电压值更能反应心脏的整体电活动的变化;

[0081] 更进一步考虑到心电向量在各个特征阶段的运动轨迹呈环状(P环, QRS环, T环), 其心电活动的剧烈程度直接体现在心电量的模, 即其顶点到原点(ISO点)的距离。本发明提供新的概念, 即单位时间内心向量扫过的面积:

[0082] $AreaV_{cg}(n) = 0.5 \cdot \Delta V_{cg}(n) \cdot \sqrt{X(n)^2 + Y(n)^2 + Z(n)^2} \cdot \sin\alpha$,

[0083] AreaVcg具有非负性, 而且P波, QRS波以及T波的AreaVcg一般表现为单峰, 便于进一步判定波形和确定特征点。

[0084] (4) 确定特征点

[0085] 利用AreaVcg的非负性和单峰性, 采用单导联特征点常用的差分阈值法或者基于小波的方法可以方便而准确的判定QRS波群, 进而利用同样的方法确定P波和T波的起止点。图5为采用本发明提供的结合差分阈值法计算特征点定位的一个典型例子, 从该图可以看出AreaVcg将复杂的QRS波形转换成容易定位的非负单峰波形, 其起止点定位准确。

[0086] 进一步具体地, 所述心拍分类算法包括:

[0087] 对所有心拍的QRS波面积进行统计, 得到面积平均值、最大值和最小值;

[0088] 计算QRS波面积在区间内的直方图分布;

[0089] 对直方图进行均值平滑;

[0090] 搜索曲线最大值, 对应的位置作为面积分布主导点;

[0091] 在区间搜索曲线最小值, 并在对应的位置进行标记;

[0092] 在区间搜索最靠近曲线峰值的位置;

[0093] 对面积各个分界点精心计算, 将心拍分为4类。

[0094] 初步将心拍分为4类后, 再进行模板匹配, 首先建立1个空模板库, 然后采用一种自学习的过程来生成、丢弃和更新模板库中的模板波形。每一个心拍都与模板库中的模板波形依次进行对比, 直到找到与之相匹配的波形, 如果遍历完模板库, 仍然找不到匹配的模板波形, 则将该心拍作为新的模板加入到模板库中。

[0095] 具体地, 所述心电数据滤波算法包括均值滤波算法和中值滤波算法。

[0096] 可以理解的是, 所述心电数据滤波算法包括均值滤波和中值滤波两部分。心电信号的预处理主要目的是对心电信号进行去噪及去基线漂移, 获得较为纯净的心电波形, 以便提高后续的压缩比, 提高无线传输的性能。

[0097] 具体地,所述均值滤波算法包括采用四点均值滤波器对所述心电数据进行均值滤波,其中,所述四点均值滤波器的解析式为:

[0098] $y(n) = \frac{1}{4}[x(n) + x(n-1) + x(n-2) + x(n-3)],$

[0099] 其幅度相应为:

[0100] $H(f) = \left| \frac{\sin(4\pi f/f_s)}{4 \sin(\pi f/f_s)} \right|,$

[0101] 其中,f表示输入信号频率分量,f_s表示采样速率。

[0102] 如图2所示,为幅频特性图,通过计算,采样率在500Hz时,-3dB截止频率为57Hz,40Hz点响应为-1.424dB,说明滤波器对主要集中在40Hz以下的心电信号有较好的保留,而对100Hz以上的频率又有较好的抑制。

[0103] 从图3可以看出,四点均值滤波器对于原信号的低频部分保存良好,对100Hz以上的高频部分有效抑制,对原信号有较好的平滑效果,能有效的削弱高频噪声对心电信号的干扰。

[0104] 作为本发明的第二个方面,提供一种数字化心电采集装置,其中,如图6所示,所述数字化心电采集装置10包括:

[0105] 采集模块110,所述采集模块110用于采集心电数据;

[0106] 滤波模块120,所述滤波模块120与所述采集模块110连接,所述滤波模块120用于根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据;

[0107] 去燥模块130,所述去燥模块130与所述滤波模块120连接,所述去燥模块130用于对滤波后的心电数据进行去燥及去基线漂移处理,得到心电波形数据;

[0108] 发送模块140,所述发送模块140与所述去燥模块130连接,所述发送模块140用于将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。

[0109] 本发明提供的数字化心电采集装置,通过采集心电数据,并对心电数据进行处理后,能够得到心电波形数据,且能够将心电波形数据发送至上位机进行显示,实现了对远程心电数据的获取,进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制,对于构建区域心电平台,继而完善区域医疗卫生信息化系统建设,最终达成国家医疗服务信息化的医疗改革目标有重大意义。

[0110] 具体地,所述采集模块110可以为高分辨率的24位8通道AD采集电路,直接采集原始信号,供后续的数字算法处理。利用24位AD,直接采集心电数据。输入信号的动态范围为±2.4V,心电信号幅度为±5mV,加上运动伪影和极化电压,约为±300mV;该模式下,可以采集完整的电信号作为原始数据,通过数字滤波算法实现基线的跟踪。

[0111] 作为本发明的第三个方面,提供一种数字化心电采集系统,其中,如图7所示,所述数字化心电采集系统1包括上位机20和前文所述的数字化心电采集装置10,所述上位机20和所述数字化心电采集装置10通信连接,所述上位机20能够对所述数字化心电采集装置10的心电波形数据进行显示。

[0112] 本发明提供的数字化心电采集系统,通过采集心电数据,并对心电数据进行处理后,能够得到心电波形数据,且能够将心电波形数据发送至上位机进行显示,实现了对远程心电数据的获取,进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制,对

于构建区域心电平台,继而完善区域医疗卫生信息化系统建设,最终达成国家医疗服务信息化的医疗改革目标有重大意义。

[0113] 图8所示为心电数据采集系统框图,与传统方案相比,此方案将分立的采样器件用集成AD采样电路代替,这样既简化了硬件设计又提高了采样精度,使采样数据位数提高到24位,到达性能要求。同时集成AD采样电路由下位机上的32位处理器控制,简化系统的控制部分,上位机只需要发送命令和接收数据即可,对于操作平台没有依赖性,满足灵活性需求。

[0114] 硬件电气性能指标:

[0115] 输入电路:输入阻抗>5.1M。

[0116] 输入回路电流:各输入回路不大于0.1uA。

[0117] 定标电压:1mV误差范围±2%

[0118] 灵敏度:提供5,10,20mm/mV三档,转换误差范围±5%;

[0119] 耐极化电压:加±300mV的直流极化电压,灵敏度变化范围±5%;

[0120] 最小检测信号:对10Hz,20uV(峰峰值)偏转的正弦信号能检测。

[0121] 噪声电平:输入端接地时,折合到输入端的噪声电平不大于15μVP-P。

[0122] 抗干扰能力:共模抑制比,各导联不小于89dB。

[0123] 对呈现在病人身上10V共模信号抑制能力,应符合YY1139-2000标准5.9.2要求。

[0124] 50Hz干扰抑制滤波器,不小于20dB。

[0125] 频率特性:

[0126] 幅度频率特性,变化在-3~±0.4dB之间所对应的频率范围不应小于0.05~250Hz。

[0127] 低频特性,时间常数应不小于3.2s。

[0128] 基线稳定性:电压稳定时,不大于1mm.

[0129] 温度漂移:不超过0.5mm/°C.

[0130] 道间影响:在多道心电图机的任何道上,由于道间影响而产生电压偏移必须不大于0.05mv。

[0131] 驱动程序软件控制性能:本产品驱动程序应完成心电数据的预览,采集,保存功能;

[0132] 增益选择包含5mm/mV,10mm/mV,20mm/mV三档;

[0133] 走速选择包含12.5mm/s,25mm/s,50mm/s三档;

[0134] 抗50Hz工频干扰滤波分别开关。

[0135] 软件功能参数:

[0136] 专用的心电测量工具,可以测量幅度、时间、心率等常规参数,可计算、显示电轴图,可测量波形比例的功能,测量精度达毫秒/微伏级,测量参数可以直接发送到报告界面中;

[0137] 支持导联纠错功能,无需重新采集数据,系统可进行纠正;

[0138] 有波形重叠重新排列功能;

[0139] 能查看病人的历次图谱、检查报告形,有图形对比功能,历史图谱同屏对比功能,异常数据报警功能;

- [0140] 具有智能化报告模板,具有自定义诊断模板的功能;
- [0141] 支持长导联采集,图形可以设定打印的起始时间,有预览功能;
- [0142] 系统支持在不同的智能终端上运行,包括普通电脑、带Wi-Fi或3G的平板电脑、PDA等。
- [0143] 具有漏诊自动提示功能:心电图波形因为显示器的分辨率问题,可能有效信息无法完全在屏幕上显示,心电软件系统必须能提供漏诊自动提示功能。图9为智能终端上显示心电采集数据的效果,同时支持android和iOS系统。
- [0144] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

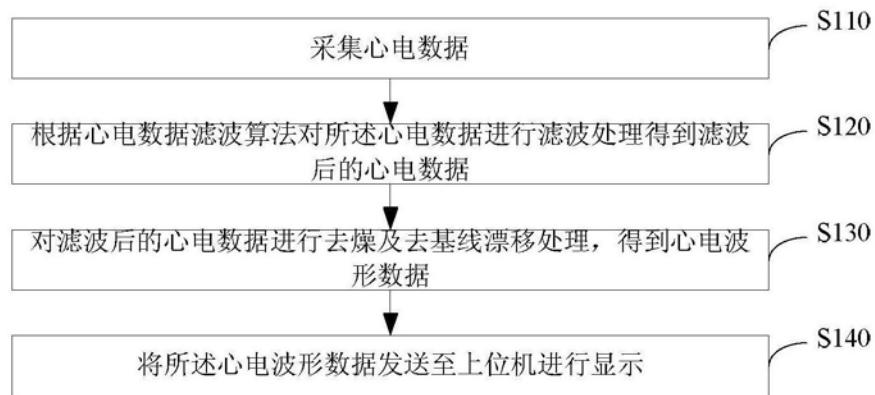


图1

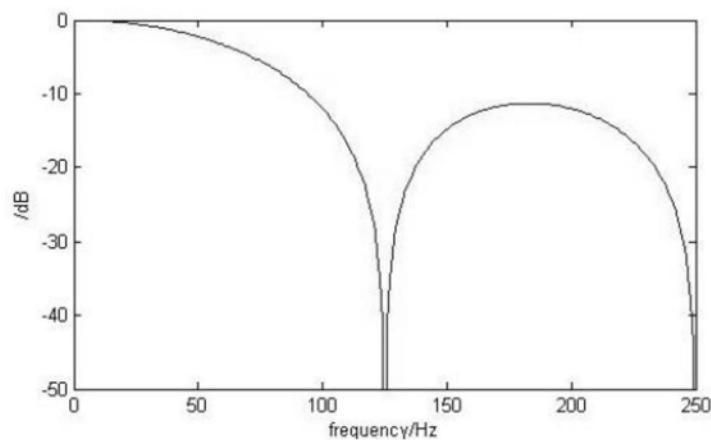


图2

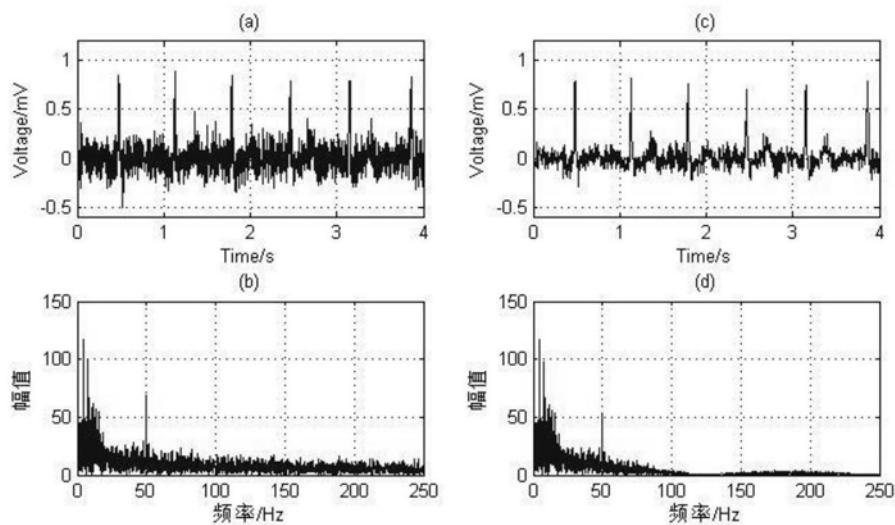


图3

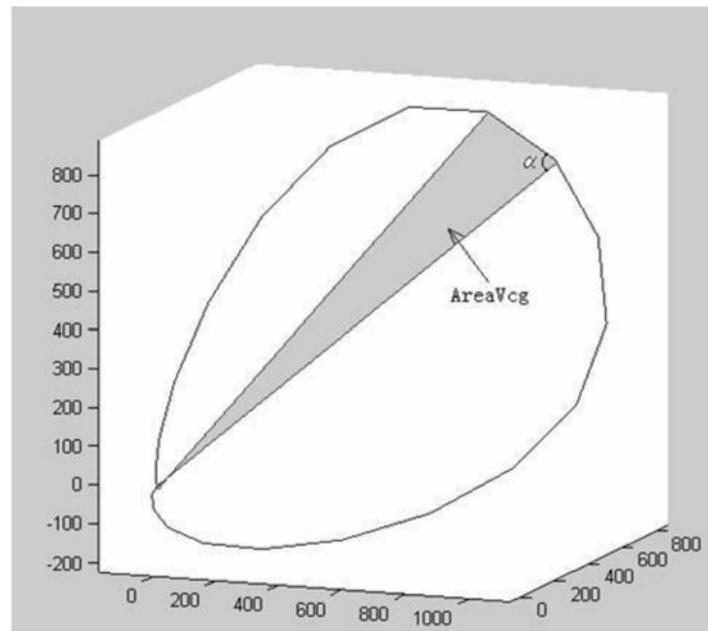


图4

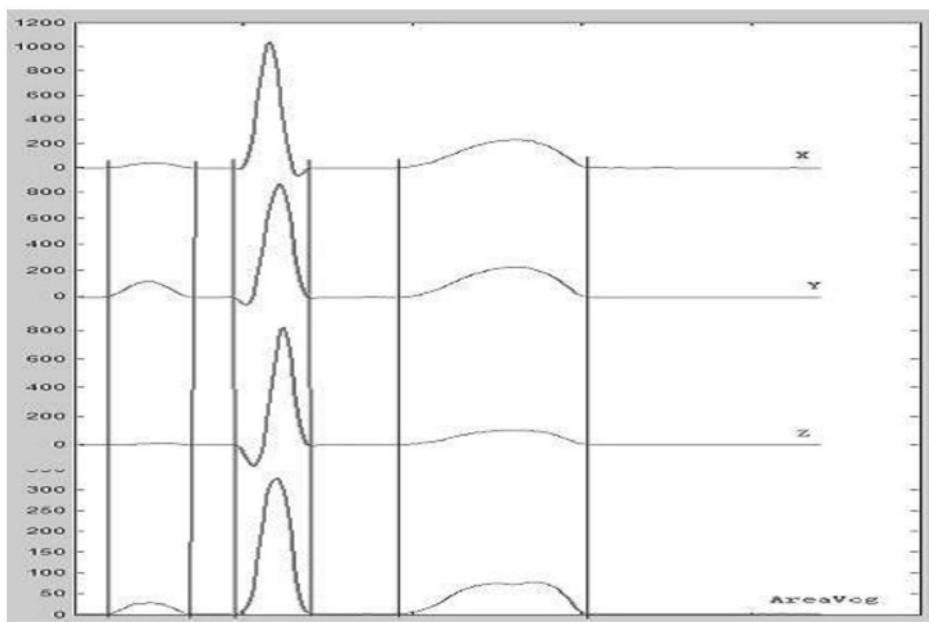


图5

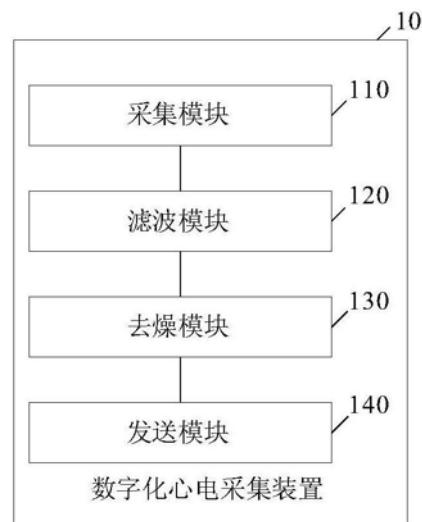


图6

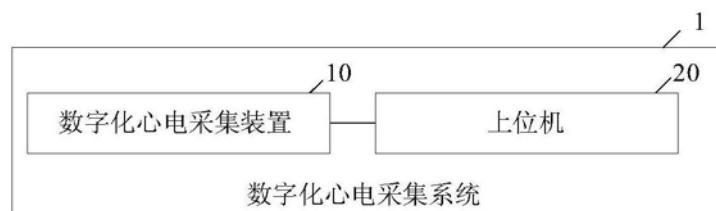


图7

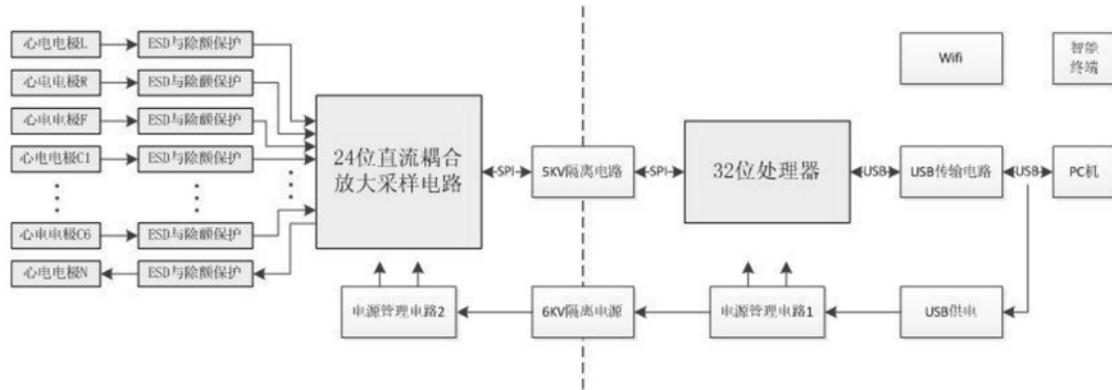


图8



图9

专利名称(译)	一种数字化心电采集方法、装置及系统		
公开(公告)号	CN108968950A	公开(公告)日	2018-12-11
申请号	CN201810775704.4	申请日	2018-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	无锡太湖学院		
申请(专利权)人(译)	无锡太湖学院		
当前申请(专利权)人(译)	无锡太湖学院		
[标]发明人	陈国俊 方宁生 邹山花 孙雪凌 龚畅 王莺		
发明人	陈国俊 方宁生 邹山花 孙雪凌 龚畅 王莺		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 G16H40/67		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0006 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 G16H40/67		
代理人(译)	殷红梅 陈丽丽		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及数字化心电技术领域，具体公开了一种数字化心电采集方法，其中，所述数字化心电采集方法包括：采集心电数据；根据心电数据滤波算法对所述心电数据进行滤波处理得到滤波后的心电数据；对滤波后的心电数据进行去噪及去基线漂移处理，得到心电波形数据；将所述心电波形数据发送至上位机进行显示。本发明还公开了一种数字化心电采集装置及数字化心电采集系统。本发明提供的数字化心电采集方法实现了对远程心电数据的获取，进而能够实现上级医疗机构对下级医疗机构的心电诊断的质量控制。

