



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110710957 A

(43)申请公布日 2020.01.21

(21)申请号 201911063831.2

(22)申请日 2019.11.04

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路388号

(72)发明人 张鞠成 孙云 王志康 蒋明峰
龚莹岚

(74)专利代理机构 北京君泊知识产权代理有限公司 11496

代理人 王程远

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

A61B 5/044(2006.01)

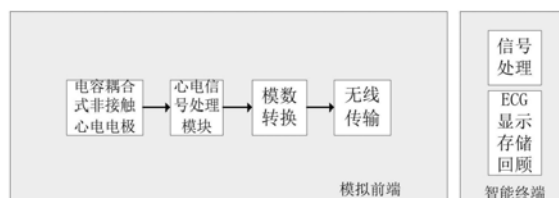
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

非接触式心电实时监测设备

(57)摘要

本发明公开了一种非接触式心电实时监测设备,包括包括电容耦合式非接触心电电极、心电信号处理模块、模数转换模块和无线传输模块,所述心电电极的底层为覆铜片,心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层,在电极顶层中央设置插塞接头用于固定导联线,电极顶层和底层之间设置主动屏蔽层,用于减少噪声和工频干扰,在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰,非接触式心电实时监测设备获取的心电信号通过无线传输实时在智能终端上显示。本发明公开的非接触式心电实时监测设备抗噪声和运动干扰、心电信号质量较好。



1. 一种非接触式心电实时监测设备,包括模拟前端和智能终端,所述模拟前端包括电容耦合式非接触心电电极、心电信号处理模块、模数转换模块和无线传输模块,所述心电信号处理模块包括心电信号放大和滤波处理电路,所述电容耦合式非接触心电电极的底层为覆铜片,心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层,在电极顶层中央设置插塞接头用于固定导联线,电极顶层和底层之间设置主动屏蔽层,用于减少噪声和工频干扰,在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰,非接触式心电实时监测设备获取的心电信号通过无线传输实时在智能终端上显示。

2. 如权利要求1所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述电容耦合式非接触心电电极包括交叉指型电容耦合式非接触心电电极,每个交叉指型电容耦合式非接触心电电极包括间隔分布的两个通道,来自电极a的a1通道和来自电极b的b1通道构成导联 L_{a1b1} ,来自电极a的a2通道和来自电极b的b2通道构成导联 L_{a2b2} ;所述心电信号处理模块包括带通滤波和信号重建模块,电容耦合式非接触心电电极a和电极b获取的心电信号分别经过带通滤波后进行心电信号重建,利用电容耦合右腿驱动电路主动接地。

3. 如权利要求2所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述带通滤波和信号重建由以下方法实现:经过滤波放大后的心电信号 V_{a1b1} 和 V_{a2b2} 分别通过M个紧邻的带通滤波器($m=1,2\cdots M$),选择每个频段的中心频率计算输入阻抗 $Z_{in,m}$;通过带通滤波频段得到的心电信号可以表示为:

$$\begin{cases} V_{a1b1,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina1b1,m}}{Z_{ina1b1,m} + Z_{e,m}(t)} \\ V_{a2b2,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina2b2,m}}{Z_{ina2b2,m} + Z_{e,m}(t)} \end{cases}$$

其中 $V_{s,m}(t)$ 为在对应于第m个频段的未受运动干扰的心电信号, $Z_{e,m}(t)$ 为此频段的电极阻抗;由该公式可以求解得到相应的电极阻抗 $Z_{e,m}(t)$:

$$Z_{e,m}(t) = \frac{Z_{ina1b1,m}Z_{ina2b2,m}(V_{a2b2,m}(t) - V_{a1b1,m}(t))}{V_{a1b1,m}(t)Z_{ina2b2,m} - V_{a2b2,m}(t)Z_{ina1b1,m}}$$

已知 L_{a1b1} 和 L_{a2b2} 的心电数据 $V_{a1b1,m}(t)$ 和 $V_{a2b2,m}(t)$,将 $Z_{e,m}(t)$ 代入通过带通滤波频段得到的心电信号公式即可得到每个频段的心电信号 $V_{s,m}(t)$,将每个频段的心电信号加起来即可得到重建的减轻运动干扰的心电信号;利用该方法最终得到由电极a和b构成的导联 L_{ab} 的心电信号 $V_{ab}(t)$ 。

4. 如权利要求3所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述非接触式心电实时监测设备包括心电无损压缩模块,心电信号经过无损压缩后通过无线传输到智能终端,智能终端接收到心电信号后进行解压缩和信号处理,实时显示心电信号。

5. 如权利要求4所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述心电无损压缩模块利用基于模糊决策粒子群优化方法进行心电波形预测和利用变长编码对心电信号的预测误差进行编码的心电信号的实时无损压缩方法对心电信号进行实时无损压缩。

6. 如权利要求3所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述心电信号通过蓝牙传输到智能终端进行实时显示。

7. 如权利要求3所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述心电信号通过5G

网络传输到智能终端进行实时显示。

8.如权利要求5所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述非接触式心电电极嵌入到转运病床中,心电信号通过5G网络传输到智能终端进行实时显示,实现病人的心电信号实时监测。

9.如权利要求5所述的非接触式心电实时监测设备,其特征在于:所述非接触式心电电极嵌入到汽车座椅中,通过心电信号处理和分析实现疲劳驾驶实时监测。

非接触式心电实时监测设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,具体地说是一种非接触式心电实时监测设备。

背景技术

[0002] 动态心电图是临床常用的心血管疾病的筛查手段,通过记录可疑患者自然生活状态下连续24小时以上的心电信号,发现常规心电图不易发现的心律失常事件及ST段异常改变,获得重要诊断评价依据。临床上广泛使用Ag/AgCl电极配合湿导电凝胶紧贴在人体皮肤上获取动态心电图,然而,心电极片长时间直接接触皮肤会引起过敏反应、皮肤压迫性坏死、感染等不良反应,病人感觉不舒适,影响睡眠质量,依从性低。特别是重症烧伤病人和新生儿等皮肤极度敏感的人群,不适用湿电极进行长期心电监护。

[0003] 非接触式心电监测设备利用不与人体皮肤直接接触的心电电极实时获取心电信号,可以提高心电监测用户的舒适度和依从性。电容耦合式非接触心电监测系统的电极不与人体皮肤直接接触,减少了皮肤清洁步骤和准备时间,缺点主要是心电信号衰减严重、易受噪声和运动干扰的影响、心电信号质量较差。电容耦合式非接触心电电极与皮肤之间的相对运动会产生运动伪迹,电极和绝缘层之间的摩擦会导致电极输入端较大的电压偏移。噪声和运动干扰对心电信号的影响,是导致电容耦合式非接触心电监测系统目前难以获得临床诊断可用的心电图的关键问题。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明针对上述与非接触式心电监测相关的现有技术存在的心电信号衰减严重、易受噪声和运动干扰的影响、心电信号质量较差等问题,提供一种非接触式心电实时监测设备。

[0005] 本发明的技术解决方案是,提供一种非接触式心电实时监测设备,包括模拟前端和智能终端,所述模拟前端包括电容耦合式非接触心电电极、心电信号处理模块、模数转换模块和无线传输模块,所述心电信号处理模块包括心电信号放大和滤波处理电路,所述电容耦合式非接触心电电极的底层为覆铜片,心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层,在电极顶层中央设置插塞接头用于固定导联线,电极顶层和底层之间设置主动屏蔽层,用于减少噪声和工频干扰,在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰,非接触式心电实时监测设备获取的心电信号通过无线传输实时在智能终端上显示。

[0006] 作为可选,所述电容耦合式非接触心电电极为交叉指型电容耦合式非接触心电电极,每个交叉指型电容耦合式非接触心电电极包括间隔分布的两个通道,来自电极a的a1通道和来自电极b的b1通道构成导联 L_{a1b1} ,来自电极a的a2通道和来自电极b的b2通道构成导联 L_{a2b2} 。所述心电信号处理模块包括带通滤波和信号重建模块,电容耦合式非接触心电电极a和电极b获取的心电信号分别经过带通滤波后进行心电信号重建,利用电容耦合右腿驱动电路主动接地。

[0007] 采用以上非接触式心电实时监测设备,本发明与现有技术相比,具有以下优点:

(1) 每个心电电极包括两个通道,同时考虑人体和电极之间电阻和电容变化的影响,通过对心电信号进行带通滤波实时获取电极阻抗,重建得到减轻运动干扰的心电波形;(2) 利用主动屏蔽和电容耦合右腿驱动技术,获得良好的抗噪声干扰性能;(3) 电容耦合式非接触心电实时监测设备为重症烧伤病人和新生儿等皮肤极度敏感的人群的提供了新的动态心电监测方法。

[0008] 作为改进,经过滤波放大后的心电信号 V_{a1b1} 和 V_{a2b2} 分别通过M个紧邻的带通滤波器($m=1,2,\dots,M$),如果每个带通滤波器的带宽足够小,那么每个频段中的电极阻抗可以视为固定值,选择每个频段的中心频率计算输入阻抗 $Z_{in,m}$ 。通过带通滤波频段得到的心电信号可以表示为:

$$[0009] \quad \begin{cases} V_{a1b1,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina1b1,m}}{Z_{ina1b1,m} + Z_{e,m}(t)} \\ V_{a2b2,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina2b2,m}}{Z_{ina2b2,m} + Z_{e,m}(t)} \end{cases}$$

[0010] 其中 $V_{s,m}(t)$ 为在对应于第m个频段的未受运动干扰的心电信号, $Z_{e,m}(t)$ 为此频段的电极阻抗。由该公式可以求解得到相应的电极阻抗 $Z_{e,m}(t)$:

$$[0011] \quad Z_{e,m}(t) = \frac{Z_{ina1b1,m}Z_{ina2b2,m}(V_{a2b2,m}(t) - V_{a1b1,m}(t))}{V_{a1b1,m}(t)Z_{ina2b2,m} - V_{a2b2,m}(t)Z_{ina1b1,m}}$$

[0012] 已知 L_{a1b1} 和 L_{a2b2} 心电数据 $V_{a1b1,m}(t)$ 和 $V_{a2b2,m}(t)$,将 $Z_{e,m}(t)$ 代入心电信号公式即可得到每个频段的心电信号 $V_{s,m}(t)$,将每个频段的心电信号加起来即可得到重建的减轻运动干扰的心电信号。利用该方法最终得到由电极a和b构成的导联 L_{ab} 的心电信号 $V_{ab}(t)$ 。

[0013] 作为改进,所述非接触式心电实时监测设备包括心电无损压缩模块,心电信号经过无损压缩后通过无线传输到智能终端,智能终端接收到心电信号后进行解压缩和信号处理,实时显示心电信号。

[0014] 作为改进,所述心电无损压缩模块利用基于模糊决策粒子群优化方法进行心电波形预测和利用变长编码对心电波形的预测误差进行编码的心电信号的实时无损压缩方法对心电信号进行实时无损压缩。

[0015] 作为改进,所述心电信号通过蓝牙或5G网络传输到智能终端进行实时显示。

[0016] 作为改进,所述非接触式心电电极嵌入到转运病床中,心电信号通过5G网络传输到智能终端进行实时显示,实现病人的心电信号实时监测。

[0017] 作为改进,所述非接触式心电电极嵌入到汽车座椅中,通过心电信号处理和分析实现疲劳驾驶实时监测。

附图说明

[0018] 图1为非接触式心电实时监测设备示意图;

[0019] 图2为交叉指型电容耦合式非接触心电电极结构示意图;

[0020] 图3为交叉指型电容耦合式非接触心电电极底层示意图;

[0021] 图4为心电信号的带通滤波重建方法流程图。

具体实施方式

[0022] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,但本发明并不仅仅限于这些实施例。

[0023] 本发明涵盖任何在本发明的精髓和范围上做的替代、修改、等效方法以及方案。为了使公众对本发明有彻底的了解,在以下本发明优选实施例中详细说明了具体的细节,而对本领域技术人员来说没有这些细节的描述也可以完全理解本发明。

[0024] 如图1所示,本发明的一种非接触式心电实时监测设备,包括模拟前端和智能终端,所述模拟前端包括电容耦合式非接触心电电极、心电信号处理模块、模数转换模块和无线传输模块,所述心电信号处理模块包括心电信号放大和滤波处理电路,所述电容耦合式非接触心电电极的底层为覆铜片,心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层,在电极顶层中央设置插塞接头用于固定导联线,电极顶层和底层之间设置主动屏蔽层,用于减少噪声和工频干扰,在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰,非接触式心电实时监测设备获取的心电信号通过无线传输实时在智能终端上显示。

[0025] 交叉指型电容耦合式非接触心电电极结构如图2所示,电极的底层4为覆铜片,心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层2,在电极顶层2中央设置插塞接头1用于固定导联线,电极顶层2和底层4之间设置主动屏蔽层3,用于减少噪声和工频干扰,在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰。

[0026] 根据一个实施例,所述电容耦合式非接触心电电极为交叉指型电容耦合式非接触心电电极,电极底层如图3所示,每个电极包括间隔分布的两个通道,来自电极a的a1通道和来自电极b的b1通道构成导联 L_{a1b1} ,来自电极a的a2通道和来自电极b的b2通道构成导联 L_{a2b2} 。所述心电信号处理模块包括带通滤波和信号重建模块,电容耦合式非接触心电电极a和电极b获取的心电信号分别经过带通滤波后进行心电信号重建,利用电容耦合右腿驱动电路主动接地。

[0027] 心电信号的带通滤波和信号重建方法流程如图4所示,经过滤波放大后的心电信号 V_{a1b1} 和 V_{a2b2} 分别通过M个紧邻的带通滤波器($m=1,2\cdots M$),如果每个带通滤波器的带宽足够小,那么每个频段中的电极阻抗可以视为固定值,选择每个频段的中心频率计算输入阻抗 $Z_{in,m}$ 。通过带通滤波频段得到的心电信号可以表示为:

$$[0028] \quad \begin{cases} V_{a1b1,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina1b1,m}}{Z_{ina1b1,m} + Z_{e,m}(t)} \\ V_{a2b2,m}(t) = \frac{V_{s,m}(t)Z_{ina2b2,m}}{Z_{ina2b2,m} + Z_{e,m}(t)} \end{cases}$$

[0029] 其中 $V_{s,m}(t)$ 为在对应于第m个频段的未受运动干扰的心电信号, $Z_{e,m}(t)$ 为此频段的电极阻抗。由该公式可以求解得到相应的电极阻抗 $Z_{e,m}(t)$:

$$[0030] \quad Z_{e,m}(t) = \frac{Z_{ina1b1,m}Z_{ina2b2,m}(V_{a2b2,m}(t) - V_{a1b1,m}(t))}{V_{a1b1,m}(t)Z_{ina2b2,m} - V_{a2b2,m}(t)Z_{ina1b1,m}}$$

[0031] 已知 L_{a1b1} 和 L_{a2b2} 心电数据 $V_{a1b1,m}(t)$ 和 $V_{a2b2,m}(t)$,将 $Z_{e,m}(t)$ 代入心电信号公式即可得到每个频段的心电信号 $V_{s,m}(t)$,将每个频段的心电信号加起来即可得到重建的减轻运动干扰的心电信号。利用该方法最终得到由电极a和b构成的导联 L_{ab} 的心电信号 $V_{ab}(t)$ 。

[0032] 根据一个实施例,所述非接触式心电实时监测设备包括心电无损压缩模块,心电信号经过无损压缩后通过无线传输到智能终端,智能终端接收到心电信号后进行解压缩和信号处理,实时显示心电信号。

[0033] 根据一个实施例,所述心电无损压缩模块利用基于模糊决策粒子群优化方法进行心电波形预测和利用变长编码对心电波形的预测误差进行编码的心电信号的实时无损压缩方法对心电信号进行实时无损压缩。

[0034] 根据一个实施例,所述心电信号通过蓝牙或5G网络传输到智能终端进行实时显示。

[0035] 根据一个实施例,所述非接触式心电电极嵌入到转运病床中,心电信号通过5G网络传输到智能终端进行实时显示,实现病人的心电信号实时监测。

[0036] 根据一个实施例,所述非接触式心电电极嵌入到汽车座椅中,通过心电信号处理和分析实现疲劳驾驶实时监测。

[0037] 以上仅就本发明较佳的实施例作了说明,但不能理解为是对权利要求的限制。本发明不仅局限于以上实施例,其具体结构允许有变化。总之,凡在本发明独立权利要求的保护范围内所作的各种变化均在本发明的保护范围内。

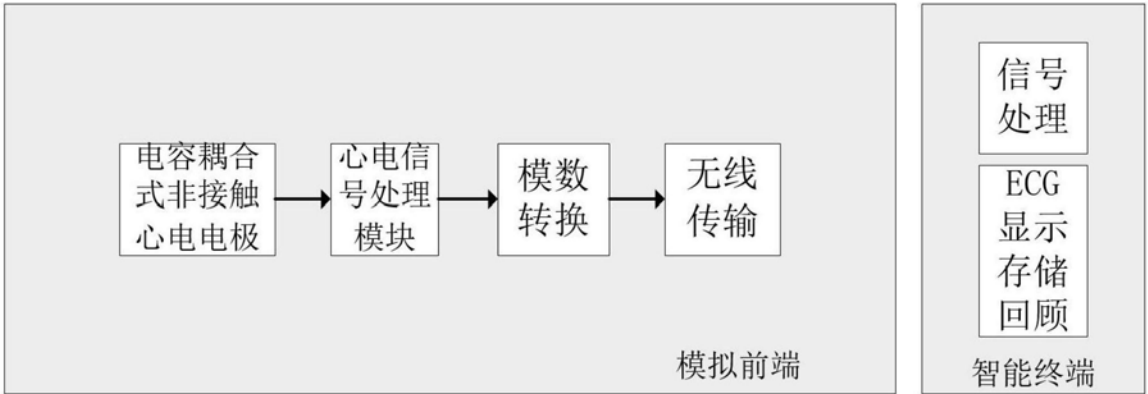


图1

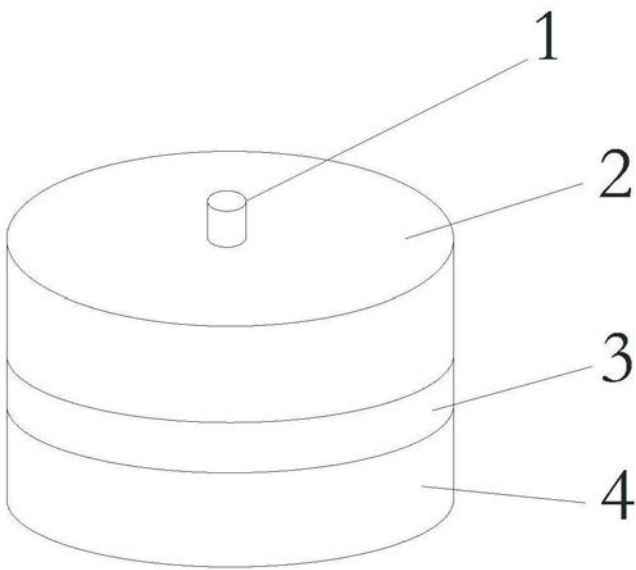


图2

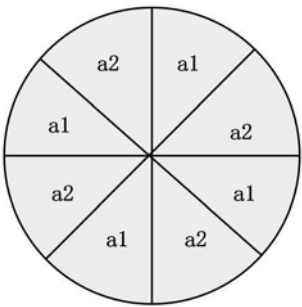


图3

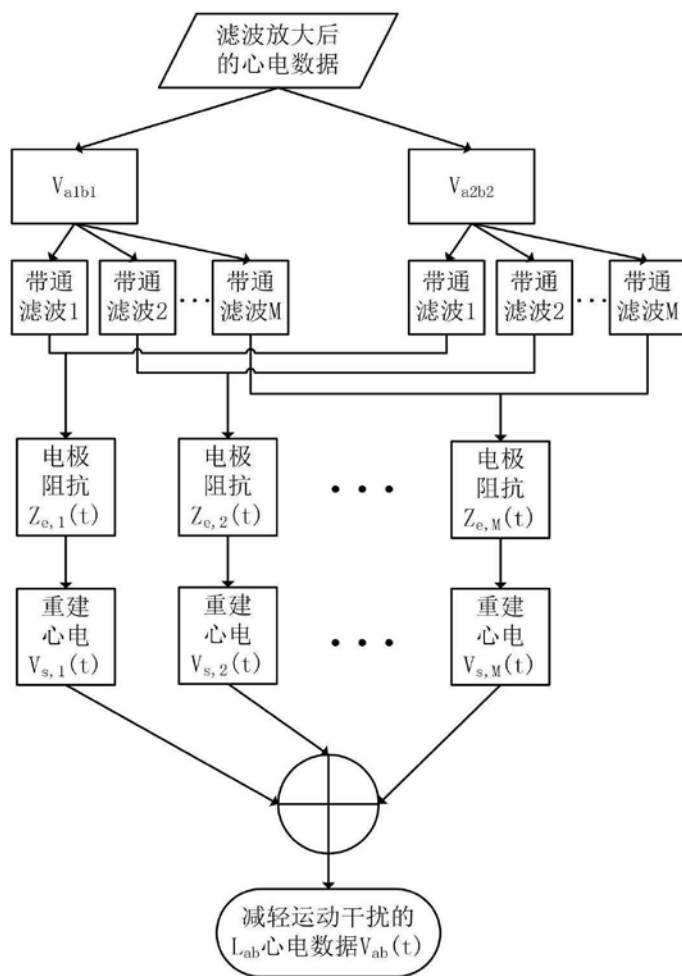


图4

专利名称(译)	非接触式心电实时监测设备		
公开(公告)号	CN110710957A	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201911063831.2	申请日	2019-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	张鞠成 孙云 王志康 蒋明峰		
发明人	张鞠成 孙云 王志康 蒋明峰 龚莹岚		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0428 A61B5/044		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0022 A61B5/0408 A61B5/0428 A61B5/044 A61B5/6887 A61B5/6893 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/7232		
代理人(译)	王程远		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种非接触式心电实时监测设备，包括包括电容耦合式非接触心电电极、心电信号处理模块、模数转换模块和无线传输模块，所述心电电极的底层为覆铜片，心电信号放大和滤波处理电路设置在电极顶层，在电极顶层中央设置插塞接头用于固定导联线，电极顶层和底层之间设置主动屏蔽层，用于减少噪声和工频干扰，在电极顶层外围设置圆环屏蔽外界干扰，非接触式心电实时监测设备获取的心电信号通过无线传输实时在智能终端上显示。本发明公开的非接触式心电实时监测设备抗噪声和运动干扰、心电信号质量较好。

