



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620212 A

(43)申请公布日 2019. 04. 16

(21)申请号 201910095793.2

(22)申请日 2019.01.31

(71)申请人 天津工业大学

地址 300000 天津市西青区宾水西道399号

(72)发明人 李鸿强 魏小清 王禹寒 谢睿

孙世文 王蒙 王润洁 米海宁

丁文彬

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 程华

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

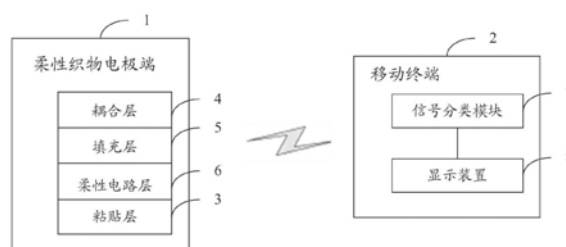
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种非接触式心电信号检测系统

(57)摘要

本发明公开了一种非接触式心电信号检测系统。该系统中柔性织物电极端与移动终端无线连接；柔性织物电极端中柔性织物电极由上向下依次包括耦合层、填充层和柔性电路层；耦合层由导电织物构成，用于对人体心电信号进行非接触式拾取；填充层用于填充耦合层和柔性电路层之间的中空部分，同时固定耦合层和柔性电路层；柔性电路层与耦合层电连接，用于对人体心电信号进行处理，将处理后的人体心电信号无线发送至移动终端；柔性电路层采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成；移动终端包括信号分类模块和显示装置。本发明能提高心电信号检测系统的柔软度，提高心电信号的采集质量，还能提高佩戴者在心电信号检测过程中的舒适性。



1. 一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,包括:柔性织物电极端和移动终端;所述柔性织物电极端与所述移动终端无线连接;

所述柔性织物电极端包括柔性织物电极;所述柔性织物电极由上向下依次包括耦合层、填充层和柔性电路层;所述耦合层由导电织物构成,用于对人体心电信号进行非接触式拾取;所述填充层用于填充所述耦合层和所述柔性电路层之间的中空部分,并固定所述耦合层和所述柔性电路层;所述柔性电路层与所述耦合层电连接,用于获取所述耦合层拾取到的人体心电信号,并对所述人体心电信号进行处理,将处理后的人体心电信号无线发送至所述移动终端;所述柔性电路层是采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成;

所述移动终端包括信号分类模块和显示装置;所述信号分类模块与所述显示装置连接;所述信号分类模块用于对接收到的处理后的人体心电信号进行分类,得到分类结果;所述显示装置用于对所述分类结果进行显示;

所述信号分类模块包括:

预处理单元,用于对所述处理后的人体心电信号进行去噪处理,得到去噪后的心电信号;

第一特征提取单元,用于采用波形形态特征提取算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到时域特征;

第二特征提取单元,用于采用小波包分解算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到频域特征;

第三特征提取单元,用于采用核独立成分分析算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到非线性特征;

组合单元,用于将所述时域特征、所述频域特征和所述非线性特征进行组合,得到多域特征空间;

分类单元,用于采用概率神经网络分类算法对所述多域特征空间进行训练分类,得到分类结果。

2. 根据权利要求1所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述柔性织物电极端还包括粘贴层;

所述粘贴层固定于所述柔性电路层的下方,用于将所述柔性织物电极固定在所述人体的衣物上。

3. 根据权利要求1所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述导电织物的编织材料为镀银纤维。

4. 根据权利要求1所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述填充层的材料为棉纤维。

5. 根据权利要求1所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述心电信号处理电路包括:微处理器、50Hz陷波滤波器、低通滤波器、前置放大器、模数转换电路和无线收发电路;

所述微处理器分别与所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器、所述模数转换电路和所述无线收发电路连接;所述微处理器用于控制所述人体心电信号依次经所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器和所述模数转换电路处理,并将处理

后的人体心电信号经所述无线收发电路发送至所述移动终端。

6. 根据权利要求3所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述镀银纤维的直径为0.08mm。

7. 根据权利要求1所述的一种非接触式心电信号检测系统,其特征在于,所述导电织物是采用三维立体机织法织造而成。

一种非接触式心电信号检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号检测技术领域,特别是涉及一种非接触式心电信号检测系统。

背景技术

[0002] 心血管疾病是威胁人类健康的主要疾病之一,而心电图(ECG)是诊断心血管疾病的主要手段。长期实时监测和分析心电图,对于实现心血管疾病的早期预警和治疗在降低心血管疾病发病率和死亡率中扮演着重要角色。

[0003] 在传统的临床心电信号检测系统中,被广泛使用的是Holter心电图检测系统。Holter心电图检测系统需要使用数个Ag-AgCl电极并通过导电膏固定在人体的各个部位,诸如前胸、手臂和腿部等特殊部位。虽然这种检测系统能够采集到较好质量的心电信号,但操作复杂,普通使用者在没有医护人员帮助的情况下很难正确的操作设备并准确的采集到心电信号。并且由于导电膏的毒性可能会给使用者带来皮肤红肿或过敏等不良后果,更重要的是,在长时间的信号采集过程中由于导电膏中水分的蒸发,采集到的心电信号质量会明显下降。因此,采用湿式电极的心电检测系统不适合用于长时间的心电检测。

[0004] 同湿式电极相比,干式电极使用时不需要导电膏,而是直接接触皮肤,借助人体皮肤的湿润性采集人体的心电信号,这样就避免了导电膏对人体的不适影响。最简单的干式电极就如2004年Valchinov所设计的模型,用一块诸如金属片的导电材料直接置于人体皮肤上进行信号采集。虽然干式电极的心电检测系统可以避免导电膏对人体的不适影响,但由于干式电极与人体皮肤之间的阻抗比较大,采集到的心电信号质量并不理想,因此并没有在临床中得到广泛应用。

[0005] 非接触式电极可以不直接接触皮肤进行人体心电信号的采集。非接触式电极可以简单的描述为通过由人体皮肤、衣物和电极极面构成的电容进行信号耦合来拾取人体心电信号。虽然人体表的心电信号很微弱,但Harland证明可以使用放大器提高系统的输入阻抗来进行心电信号的耦合拾取,目前,设计出的非接触式的采集电极,可以成功的隔着一件T恤采集心电信号,但是这种电极是使用金属板作为极板,导致非接触式信号采集装置的柔软度差;并且刚性的极板与衣物的结合度差,会影响心电信号的采集质量;此外,刚性的极板在长时间佩戴时会让使用者感到不适。

发明内容

[0006] 基于此,有必要提供一种非接触式心电信号检测系统,以提高心电信号系统的柔软度,提高心电信号的采集质量,并且提高佩戴者在心电信号检测过程中的舒适性。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0008] 一种非接触式心电信号检测系统,包括:柔性织物电极端和移动终端;所述柔性织物电极端与所述移动终端无线连接;

[0009] 所述柔性织物电极端包括柔性织物电极;所述柔性织物电极由上向下依次包括耦

合层、填充层和柔性电路层；所述耦合层由导电织物构成，用于对人体心电信号进行非接触式拾取；所述填充层用于填充所述耦合层和所述柔性电路层之间的中空部分，并固定所述耦合层和所述柔性电路层；所述柔性电路层与所述耦合层电连接，用于获取所述耦合层拾取到的人体心电信号，并对所述人体心电信号进行处理，将处理后的人体心电信号无线发送至所述移动终端；所述柔性电路层是采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成；

[0010] 所述移动终端包括信号分类模块和显示装置；所述信号分类模块与所述显示装置连接；所述信号分类模块用于对接收到的处理后的人体心电信号进行分类，得到分类结果；所述显示装置用于对所述分类结果进行显示；

[0011] 所述信号分类模块包括：

[0012] 预处理单元，用于对所述处理后的人体心电信号进行去噪处理，得到去噪后的心电信号；

[0013] 第一特征提取单元，用于采用波形形态特征提取算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取，得到时域特征；

[0014] 第二特征提取单元，用于采用小波包分解算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取，得到频域特征；

[0015] 第三特征提取单元，用于采用核独立成分分析算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取，得到非线性特征；

[0016] 组合单元，用于将所述时域特征、所述频域特征和所述非线性特征进行组合，得到多域特征空间；

[0017] 分类单元，用于采用概率神经网络分类算法对所述多域特征空间进行训练分类，得到分类结果。

[0018] 可选的，所述柔性织物电极端还包括粘贴层；

[0019] 所述粘贴层固定于所述柔性电路层的下方，用于将所述柔性织物电极固定在所述人体的衣物上。

[0020] 可选的，所述导电织物的编织材料为镀银纤维。

[0021] 可选的，所述填充层的材料为棉纤维。

[0022] 可选的，所述心电信号处理电路包括：微处理器、50Hz陷波滤波器、低通滤波器、前置放大器、模数转换电路和无线收发电路；

[0023] 所述微处理器分别与所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器、所述模数转换电路和所述无线收发电路连接；所述微处理器用于控制所述人体心电信号依次经所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器和所述模数转换电路处理，并将处理后的人体心电信号经所述无线收发电路发送至所述移动终端。

[0024] 可选的，所述镀银纤维的直径为0.08mm。

[0025] 可选的，所述导电织物是采用三维立体机织法织造而成。

[0026] 与现有技术相比，本发明的有益效果是：

[0027] 本发明提出了一种非接触式心电信号检测系统。该系统包括：柔性织物电极端和移动终端；柔性织物电极端与移动终端无线连接；柔性织物电极端中的柔性织物电极由上向下依次包括耦合层、填充层和柔性电路层；耦合层由导电织物构成；柔性电路层是采用液

态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成；柔性电路层与耦合层电连接；移动终端包括信号分类模块和显示装置。

[0028] 本发明能够避免传统心电检测系统存在的使用者佩戴不方便、导电膏易脱水导致所采集的心电信号质量下降等问题；以导电织物作为柔性织物电极的耦合层，不仅能够提高心电信号系统的柔软度，而且柔性织物电极更易与衣物结合和分离，能够提高心电信号的采集质量，还能够降低在心电检测过程中刚性电极给佩戴者带来的不适感；柔性织物电极由上向下依次包括耦合层、填充层和柔性电路层，柔性电路层是采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成，实现了将心电信号采集电极同心电信号处理电路集成一体化，避免了传统导联电极和心电信号处理电路的冗杂度；通过无线的方式将心电信号传输到移动终端，并设置包括信号分类模块和显示装置的移动终端，不仅实现了对心电信号直观的监测和心律异常信息的显示，而且提高了检测精度。

附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动性的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0030] 图1为本发明实施例一种非接触式心电信号检测系统的结构示意图；

[0031] 图2为本发明实施例非接触式心电信号检测系统中柔性织物电极端的结构图；

[0032] 图3为本发明具体实施例中导电织物的截面图；

[0033] 图4为本发明具体实施例中导电织物的组织结构图；

[0034] 图5为本发明具体实施例中导电织物表面电阻率测试原理图；

[0035] 图6为本发明具体实施例人体皮肤和电极界面等效电路图；

[0036] 图7为本发明具体实施例隔着不同厚度的棉质T恤测得的心电图。

具体实施方式

[0037] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0038] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0039] 图1为本发明实施例一种非接触式心电信号检测系统的结构示意图；图2为本发明实施例非接触式心电信号检测系统中柔性织物电极端的结构图。

[0040] 参见图1-图2，实施例的非接触式心电信号检测系统包括：柔性织物电极端1和移动终端2；所述柔性织物电极端1与所述移动终端2无线连接。

[0041] 所述柔性织物电极端1包括柔性织物电极和粘贴层3；所述柔性织物电极由上向下依次包括耦合层4、填充层5和柔性电路层6；所述耦合层4由导电织物构成，用于对人体心电信号进行非接触式拾取；所述填充层5用于填充所述耦合层4和所述柔性电路层6之间的中

空部分,并固定所述耦合层4和所述柔性电路层6,所述填充层5的材料为普通的棉纤维;所述柔性电路层6与所述耦合层4电连接,用于获取所述耦合层4拾取到的人体心电信号,并对所述人体心电信号进行处理,将处理后的人体心电信号无线发送至所述移动终端2;所述粘贴层3固定于所述柔性电路层6的下方,用于将所述柔性织物电极固定在所述人体的衣物上;所述移动终端2包括信号分类模块7和显示装置8;所述分类模块7与所述显示装置8连接,所述分类模块7用于对接收到的处理后的人体心电信号进行分类,得到分类结果;所述显示装置8,用于对所述分类结果进行显示。

[0042] 本实施例中,所述粘贴层3由粘扣带组成,粘扣带背面利用绝缘粘胶与柔性电路层6相粘合,粘扣带正面可以将柔性织物电极固定在紧身衣物或弹性胸带上,清洗衣物时,只需将柔性织物电极取下即可。

[0043] 本实施例中,所述导电织物的编织材料为镀银纤维,所述镀银纤维是采用多靶磁控溅射柔性镀膜技术和复合电镀技术制备而成,所述镀银纤维的直径为0.08mm。利用直径为0.08mm的镀银纤维编织导电织物的过程如下:

[0044] 采用三维立体机织法,在镀银纤维厚度方向上加入经线层和纬线层,再通过交错的连接线进行固化,8根镀银纤维作为一根纬纱植入,用顺穿法,每个循环需要4个综框,每个筘号穿入4根经向镀银纤维,筘号为105,采用半自动小样织机织造而成。

[0045] 本实施例中,所述柔性电路层6是采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成。所述柔性基底为聚二甲基硅氧烷或纸张等;所述心电信号处理电路包括:微处理器、50Hz陷波滤波器、低通滤波器、前置放大器、模数转换电路和无线收发电路;所述微处理器分别与所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器、所述模数转换电路和所述无线收发电路连接;所述微处理器用于控制所述人体心电信号依次经所述50Hz陷波滤波器、所述低通滤波器、所述前置放大器和所述模数转换电路处理,并将处理后的人体心电信号经所述无线收发电路发送至所述移动终端2。

[0046] 本实施例中,所述信号分类模块7包括:

[0047] 预处理单元,用于对所述处理后的人体心电信号进行去噪处理,得到去噪后的心电信号。

[0048] 第一特征提取单元,用于采用波形形态特征提取算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到时域特征。所述时域特征包括五种特征,分别为去噪后的心电信号的QRS波宽度、P波宽度、T波宽度、RR间期和PR间期。

[0049] 第二特征提取单元,用于采用小波包分解算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到频域特征。

[0050] 第三特征提取单元,用于采用核独立成分分析算法对所述去噪后的心电信号进行特征提取,得到非线性特征。

[0051] 组合单元,用于将所述时域特征、所述频域特征和所述非线性特征进行组合,得到多域特征空间。

[0052] 分类单元,用于采用概率神经网络分类算法对所述多域特征空间进行训练分类,得到分类结果。

[0053] 下面为本发明提供的一个具体实施例。

[0054] 本具体实施例中导电织物是由直径为0.08mm的镀银纤维织成,导电特性良好。考

考虑到电极极面不是刚性的,电极与人体皮肤之间的耦合电容会发生变化,从而影响非接触式心电信号检测系统信号采集的稳定性。为此本具体实施例采用三维立体机织法进行导电织物的织造。三维立体机织织物是一种空间网状纺织物,在其厚度方向上加入经线层和纬线层,再通过交错的连接线进行固化。这种织物与平面织物相比具有更好的抗磨损性、抗冲击性和抗分层性。更重要的是,三维立体机织织物是基于空间的织物,密度很高,有助于保持导电织物的形状,提高耦合电容的稳定性,保证系统采集到的心电信号的质量。导电织物的截面图如图3所示,图3中带圈的数字,如“①、②、③……”表示纬纱,数字1、2、3和4代表经纱。为了保证镀银纤维构成的导电织物结构的稳定性,本实施例在进行导电织物的织造时,使用了三层平纹为基础的角连锁结构,上、中、下三层基础组织都选用平纹结构,导电织物的组织结构如图4所示,其中图4的(a)部分为穿综图,图4的(b)部分为穿筘图,图4的(c)部分为组织图,图4的(d)部分为纹板图。在使用半自动小样织机织造时,8根镀银纤维作为一根纬纱植入,用顺穿法每个循环需要4个综框,每个筘号穿入4根经向镀银纤维,筘号为105。

[0055] 下面参考美国纺织化学师与印染师协会2005年行业标准(AATCC Test Method 76-2005)对表面电阻率的测量方法,对所织导电织物的表面电阻率进行测量,测量原理如图5所示。具体为:将两片方形铜片电极置于导电织物之上,使用Keithley4200-SCS型高分辨率特征分析仪对铜片电极之间的电阻进行测量。测量过程中需要保证加在铜片电极上的外部压力足够大,以至于再增加压力时所测得的电阻值不再变化。为模拟人体表面环境,整个测试过程中保持测试温度为37℃和湿度为60%。实验共分两组:第一组实验保持铜片电极的长度方向平行于导电织物的长度方向,第二组实验保持铜片电极的长度方向垂直于导电织物的长度方向。每组实验都进行5次,各次实验中设置的铜片电极之间距离都不相同。参见图5,根据以下公式可计算电阻率:

$$[0056] \quad \rho_s = R_s \frac{W}{L}$$

[0057] 其中: ρ_s 为所测得的导电织物的表面电阻率, R_s 为测得的铜片电极之间的电阻, W 为铜片电极的宽度, L 为铜片电极之间的距离。可以得出该导电织物的表面电阻率为 $1.25 \Omega / \square$ 。

[0058] 本实施例中的柔性织物电极端为方形,尺寸为 $40 \times 40 \text{mm}$,其结构如图2所示。第一层为耦合层4,用来进行心电信号的非接触式拾取;第二层为填充层5,用来填充固定耦合层中导电织物平面;第三层为柔性电路层6,通过内部导线同导电织物平面相连,用来对采集到的心电信号进行滤波放大等处理;第四层为粘扣带组成的粘贴层3,可以将柔性织物电极整体固定在紧身衣物或弹性胸带上,方便柔性织物电极的结合或分离。

[0059] 人体皮肤和电极界面:人体皮肤和电极之间耦合时的阻容特性可以等效为一系列串联起来的RC单元,如图6所示,电极和人体皮肤之间存在较小的空隙,衣物和人体皮肤的角质层都可以等效成并联着的RC单元,每一个RC单元相应的阻抗可以表示为:

$$[0060] \quad Z = \frac{1}{\frac{1}{R_i} + j\omega C_i}, |Z| = \sqrt{\frac{1}{\frac{1}{R_i^2} + \omega^2 C_i^2}}$$

[0061] 前置放大电路:心电信号前置放大电路采用运算放大器的电压跟随原理,增大信

号的输入阻抗,降低其输出阻抗。本实施例前置放大电路输入阻抗可达 $100\text{M}\Omega$,共模抑制比大于128dB。其中,人体心电信号相当于电压源 V_s , C_s 是人体皮肤和柔性织物电极之间的等效耦合电容,心电信号由电压源 V_s 发出,经过耦合电容 C_s 输入到运算放大器中。 R_b 为偏置电阻,为运算放大器偏置电流提供回路,电容 C_f 用来给输入端提供反馈,以抑制输入电容的影响提高系统稳定性。 R_a 和 C_a 分别为运算放大器的输入电阻和输入电容。前置放大电路的增益可以表示为:

$$[0062] \quad G(s) = \frac{V_o(s)}{V_s(s)} = \frac{C_s R_b s}{1 + (C_s + C_a) R_b s}$$

[0063] 由上式可以看出,前置放大电路可以等效为一个高通滤波器,滤波器的增益由耦合电容 C_s 和总电容的比值决定,其截止频率受偏置电阻 R_b 的影响。 V_a 和 I_a 分别为运算放大器的固有电压噪声和电流噪声。前置放大电路的输出信噪比(SNR)可以表示为:

$$[0064] \quad \text{SNR} = \frac{|V_s|}{\sqrt{I_a^2 |Z_s|^2 + V_a^2 \left|1 + \frac{Z_s}{R_b}\right|^2 + E_{th}^2 \left|\frac{Z_s}{R_b}\right|^2}}$$

[0065] 其中, E_{th} 是偏置电阻 R_b 产生的热噪声电压。从上式可以看出,输出信号的信噪比主要取决于阻抗 Z_s 和偏置电阻 R_b 。

[0066] 心电信号的幅值在 $0\sim 5\text{mV}$ 之间,频率在 $0.05\sim 100\text{Hz}$ 之间。对于非接触式柔性织物电极来说,如果人体皮肤和电极之间的间距增大,则耦合电容的值就会减少,相应的噪声就会加大。噪声的主要来源有运算放大器的电压噪声 V_a 、电流噪声 I_a 和漏电流产生的噪声。前置放大电路总的输入噪声功率谱密度可以表示为:

$$[0067] \quad V_n^2 = V_a^2 \left(1 + \frac{C_c + C_f}{C_s}\right)^2 + \frac{I_a^2 + I_b^2}{\omega^2 C_s^2}$$

[0068] 上式表明输入寄生电容 C_c 和漏电流 I_b 对系统噪声的影响,输入电容的增加会直接造成系统噪声的增加。此外,由于心电信号的频率比较低,即使很小的电流噪声也会被放大为较大的电压噪声。在柔性电路层中,信号被传输到运算放大器之前,设置的偏置电阻 R_b 可以释放衣物产生的静电并且过滤掉直流分量和运动等低频噪声。

[0069] 本实施例进行低通滤波器的设计时,将截止频率设计为120Hz,本实施例设计的低通滤波器为压控电压源二阶巴特沃斯低通滤波器。

[0070] 在心电信号的采集过程中,人体本身相当于一个天线,而环境中存在着各种电子设备,从而不可避免的会受到环境中50Hz工频的干扰,这些干扰噪声对心电信号具有较大的影响,因而必须设计截止频率为50Hz的陷波滤波器来降低噪声的干扰,该滤波器采用具有对称性的双T有源滤波网络进行设计。

[0071] 柔性电路层采用14位模数转换电路,通过过采样和滤波的方式提升信噪比,将实际的有效位数增加到19位。根据模拟导联模式下芯片分辨率的计算公式:

$$[0072] \quad LSB = \frac{2 \times V_{ref}}{2^N - 1} \times \frac{Gain}{2^N - 1}$$

[0073] 其中, V_{ref} 是芯片内部通过片内线性调节器为模数转换器提供的基准电压, 为 1.8V, $Gain=1.4$ 为芯片信号输入增益, N 为芯片模数转换位数。通过上述公式可以计算出其模数转换的分辨率为 4.9 μ V。模拟信号输入端可以配置为差分形式, 进一步提高共模抑制比, 在单导联工作模式下, 功耗仅为 11mW。

[0074] 非接触式心电信号柔性织物电极端在进行人体心电信号的采集时, 微处理器芯片中需要运行系统控制程序、数据采集及处理等程序, 而且需要对接收到的原始数字信号进行短暂的存储, 因此, 采用的微处理器芯片具有 128k 的存储空间, 能够满足相关程序的运行及数据的存储。本实施例中的微处理器的型号为 ADUCM361。

[0075] 图 7 中 (a) 部分、(b) 部分、(c) 部分为采用本实施例分别隔着 0.25mm、0.51mm 和 0.89mm 棉质 T 恤测得的同一人体心电信号。从图 7 中可以看出, 隔着 0.25mm 棉质 T 恤时, 所测心电波形清晰, 噪声被抑制的很好, 能够很好的反映出心电各个波段的特点。隔着 0.51mm 和 0.89mm 棉质 T 恤时, 虽然所测信号噪声有所增加, 但仍能够反映出心电信号的主要特征。

[0076] 本实施例中, 所述移动终端中的信号分类模块对接收到的处理后的人体心电信号进行分类, 得到分类结果, 具体为:

[0077] 对无线接收到的心电信号进行提升小波变换和改进半软阈值去噪相结合的预处理; 采用基于波形形态的特征提取算法来提取心电信号的五种时域特征, 包括 QRS 波宽度、P 波宽度、T 波宽度、RR 间期、PR 间期; 采用具有良好时频分辨率的小波包分解方法对心电信号进行多尺度分解, 提取小波包系数作为心电信号频域特征; 采用模式识别方法对心电信号进行分解, 选取前 6 个固有模式分量计算近似熵, 并用核独立成分分析提取心电信号的非线性特征; 将时域特征、频域特征和非线性特征组成多域特征空间; 最后采用概率神经网络对心电信号多域特征空间进行训练分类, 得到分类结果。移动终端根据分类结果对心电信号进行波形显示和心律失常诊断信息的显示。

[0078] 本实施例运用电容耦合原理检测心电信号, 电极极面为柔性导电织物, 在保证心电信号采集质量的前提下大大的提高佩戴的舒适性, 同时也更易与衣物结合, 并且能够在移动终端上直观的显示心电信号的波形信息和心律失常诊断信息, 提高检测精度, 能够在人们的日常医疗护理中得到很好的应用。

[0079] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述, 以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想; 同时, 对于本领域的一般技术人员, 依据本发明的思想, 在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述, 本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

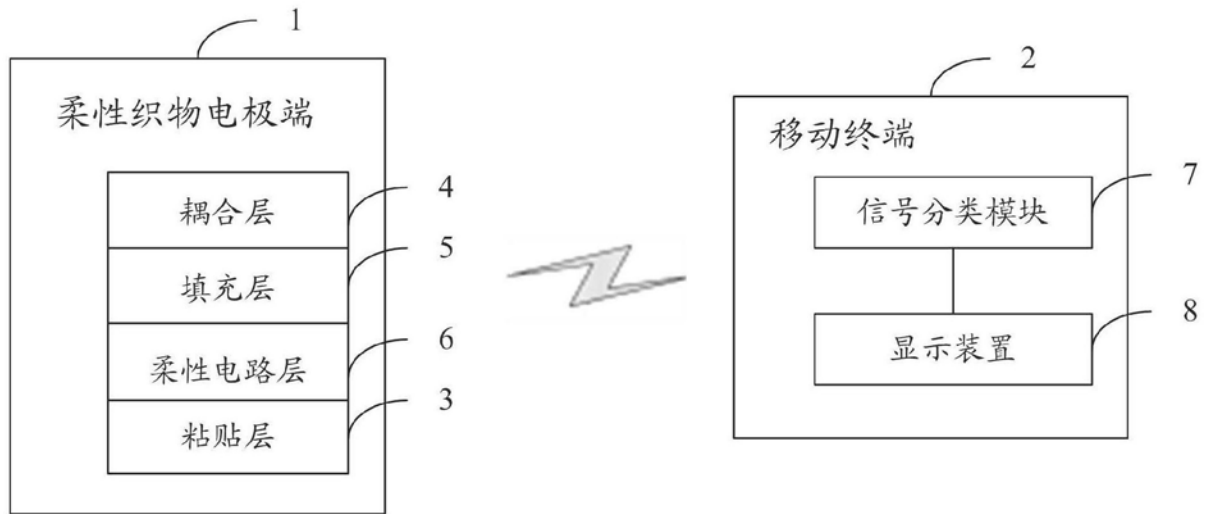


图1

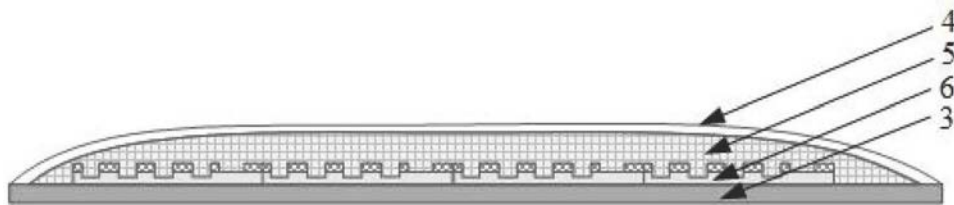


图2

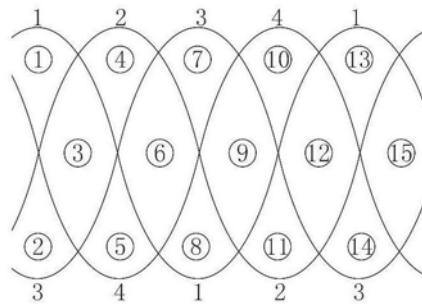
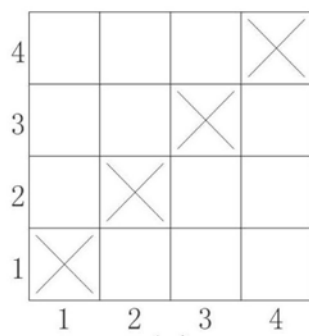
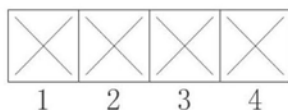


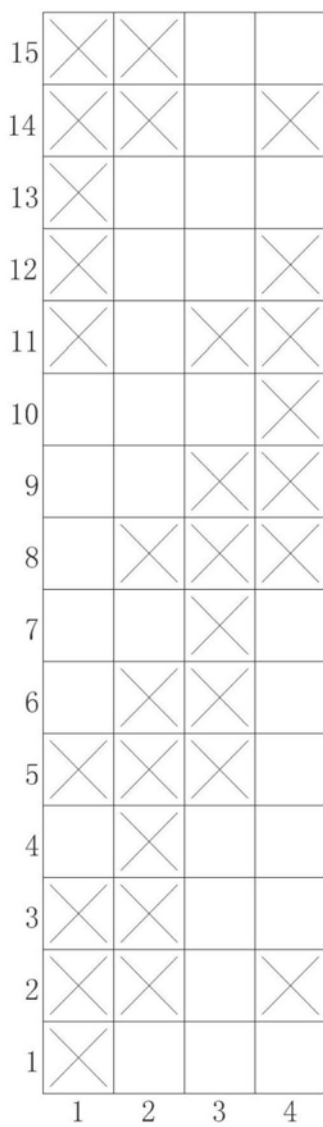
图3



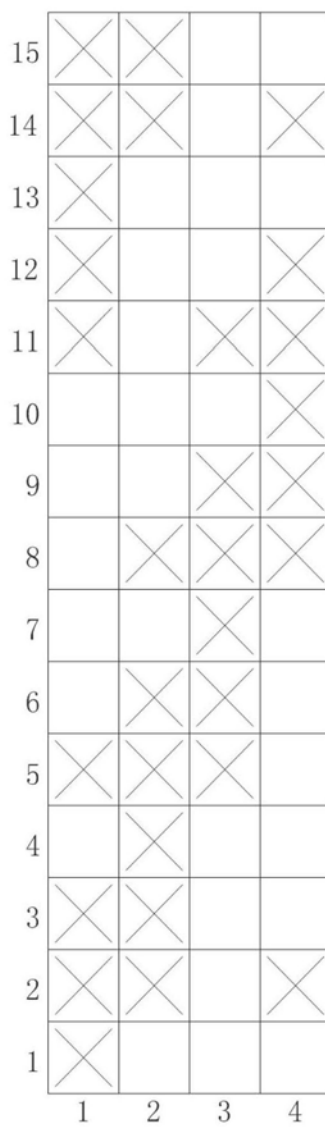
(a)



(b)



(c)



(d)

图4

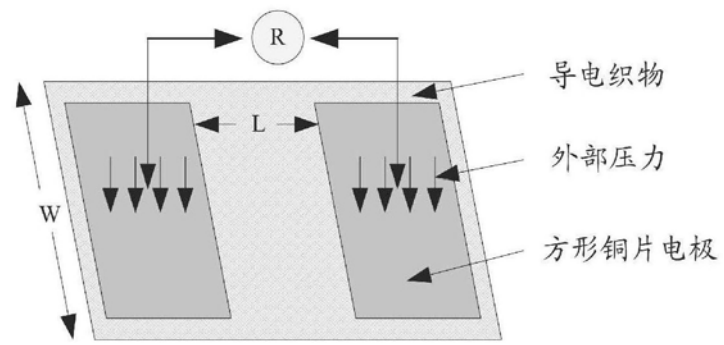


图5

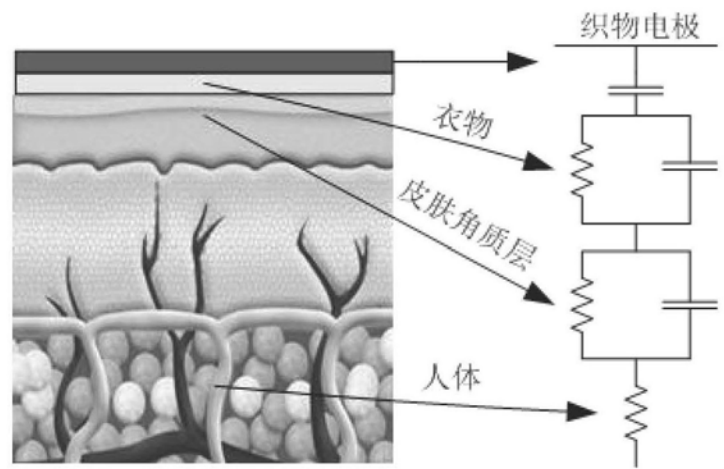
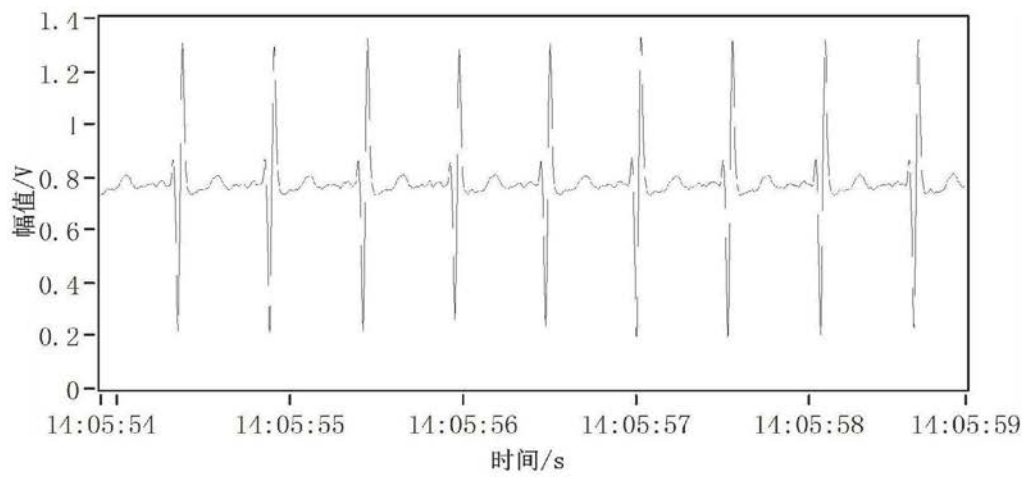
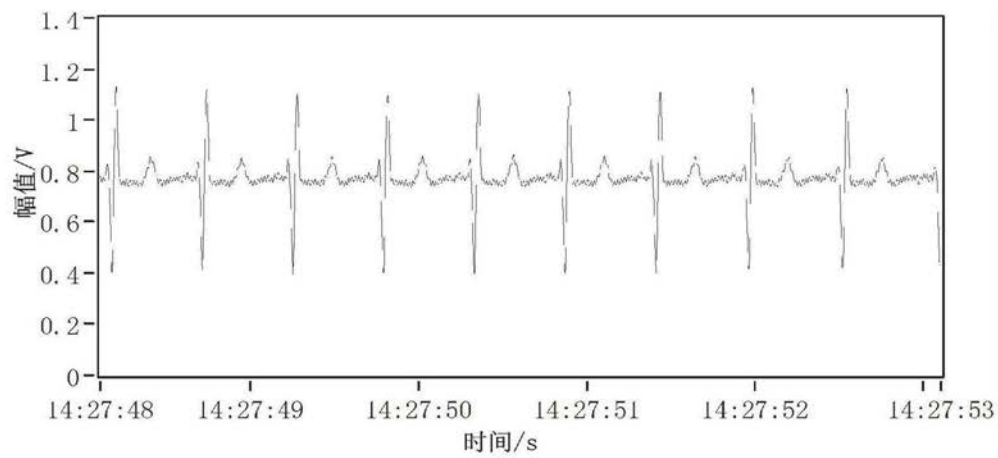


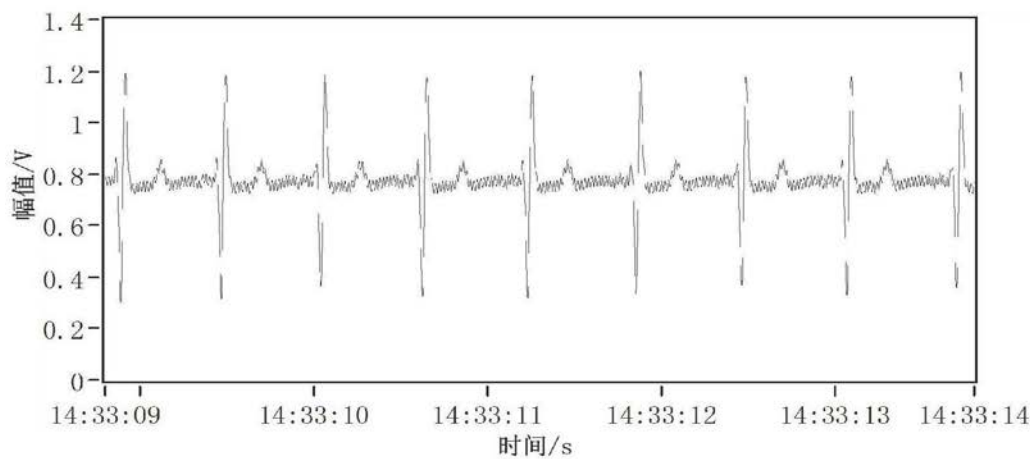
图6



(a)



(b)



(c)

图7

专利名称(译)	一种非接触式心电信号检测系统		
公开(公告)号	CN109620212A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201910095793.2	申请日	2019-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
[标]发明人	李鸿强 魏小清 谢睿 孙世文 王蒙 王润洁 米海宁 丁文彬		
发明人	李鸿强 魏小清 王禹寒 谢睿 孙世文 王蒙 王润洁 米海宁 丁文彬		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253 A61B5/7267		
代理人(译)	程华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种非接触式心电信号检测系统。该系统中柔性织物电极端与移动终端无线连接；柔性织物电极端中柔性织物电极由上向下依次包括耦合层、填充层和柔性电路层；耦合层由导电织物构成，用于对人体心电信号进行非接触式拾取；填充层用于填充耦合层和柔性电路层之间的中空部分，同时固定耦合层和柔性电路层；柔性电路层与耦合层电连接，用于对人体心电信号进行处理，将处理后的人体心电信号无线发送至移动终端；柔性电路层采用液态金属打印的方式在柔性基底上打印心电信号处理电路而成；移动终端包括信号分类模块和显示装置。本发明能提高心电信号检测系统的柔软度，提高心电信号的采集质量，还能提高佩戴者在心电信号检测过程中的舒适性。

