



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106859596 A

(43)申请公布日 2017.06.20

(21)申请号 201611249212.9

(22)申请日 2016.12.29

(71)申请人 山东海天智能工程有限公司

地址 271000 山东省泰安市泰山区上高街
道办事处汉明堂路中段路东

申请人 复旦大学

(72)发明人 陈炜 陈泓瑜 梅振宁 顾潇
徐珂 张海峰

(74)专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司
31200

代理人 陆飞 陆尤

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

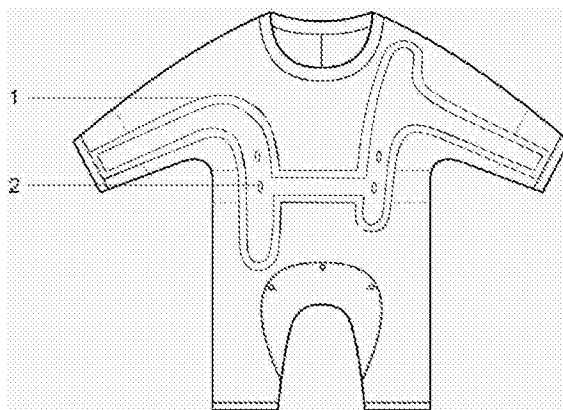
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

可穿戴式新生儿惊厥监控系统

(57)摘要

本发明属于医疗设备技术领域,具体一种可穿戴式新生儿惊厥监控系统。本发明系统包括智能服饰、监控摄像头和系统软件三大部分;其中,智能服饰用于对新生儿运动信号、心电信号采集、发送;智能服饰包括婴儿服饰、信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块;信号采集模块集成在婴儿服饰当中,信号处理模块、信号发送模块、供电模块以外挂附件的形式连接在婴儿服饰上,以减少对新生儿的干扰;监控摄像头放置在新生儿周围,用于对新生儿进行实时监控;软件系统用于接收、分析和储存智能服装测得的数据,并结合运动和心电数据来判断惊厥的发生;当新生儿惊厥发生时,软件做出判断并给相关监护人员警报提醒。本发明可进行长期持续的监控;系统具有可扩展性。



1. 一种可穿戴式新生儿惊厥监控系统,其特征在于,包括智能服饰、监控摄像头和系统软件三大部分;其中,智能服饰用于对新生儿运动信号、心电信号采集、发送;智能服饰包括婴儿服饰、信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块;其中,信号采集模块集成在婴儿服饰当中,信号处理模块、信号发送模块、供电模块以外挂附件的形式连接在婴儿服饰上,以减少对新生儿的干扰;监控摄像头放置在新生儿周围,用于对新生儿进行实时监控;软件系统用于接收、分析和储存智能服装测得的数据,并结合运动和心电数据来判断惊厥的发生;当新生儿惊厥发生时,软件做出判断并给相关监护人员警报提醒。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴式新生儿惊厥监控系统,其特征在于,所述信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块为系统的硬件部分,其中:

信号采集模块又分为心电信号采集模块、运动信号采集模块,以及视频采集模块;信号处理模块、信号发送模块由心电信号生物模拟前端、单片机、蓝牙模块组成;供电模块由锂离子电池和稳压模块组成;系统的工作流程如下:单片机定时通过SPI总线与除视频采集模块外的各信号采集模块通讯,发出采样指令,以较高的采样率收集数据并对之进行抽样低通滤波,实现降采样;同时,单片机通过R波检测算法实时计算心率;上述降采样的ECG、运动、心电信号和心率计算值通过蓝牙模块发送至上位机;与之并行地,视频采集模块实时采集视频信号,并通过流媒体链路上传网路;

信号采集模块包括柔性电极和心电传感器、兼具采样体表温度功能的运动传感器以及视频采集摄像机,除摄像机外均通过SPI总线与微处理器进行通信;其中:

柔性电极和心电传感器用于收集新生儿心电数据,所述柔性电极像衣服一样紧贴在新生儿心脏左右两侧;

运动传感器组成惯性测量单元(IMU),用于收集新生儿的身体运动数据,包括采集运动速度、运动加速度信号和温度信号;

视频采集摄像机将图像通过IP网络传至流媒体系统,软件直接读取流媒体数据来实现实时显示;

信号处理模块、信号发送模块中,心电模拟生物前端对采入的单通道心电信号通过测量放大器进行差分放大、低通滤波、ADC转换,传输数字信号进入单片机,同时运动传感器采集的运动信号也以数字信号的方式传输至单片机,单片机将心电、运动两种数字信号进行低通滤波并且通过R波检测算出心率,将这些信号打包,以数据流的形式传输至蓝牙模块,蓝牙模块通过4.0协议进行无线传输至上位机。

3. 根据权利要求2所述的可穿戴式新生儿惊厥监控系统,其特征在于,婴儿服饰的非洗涤部分为可拆卸,上半身为双层材料设计,通过魔术贴将两层材料粘合,便于硬件的放置和拆卸。

4. 根据权利要求2所述的可穿戴式新生儿惊厥监控系统,其特征在于,在服饰上预留有传感器拓展孔,以便于额外添加传感器,包括柔性电极、运动传感器、温度传感器、湿度传感器、声音传感器。

5. 根据权利要求1、2、3或4所述的可穿戴式新生儿惊厥监控系统,其特征在于,软件系统包括以下模块:

多用户列表模块:用于管理被监控用户,添加被监控用户、删除被监控用户、查看被监控用户基本状态;其支持多用户同时监控,可同时接收多个智能服饰的数据;

生命信号展示模块：用于查看被测用户实时数据，所有数据被可视化展示，所展示的数据包括温度、心率、心率直方图、心电图、左手加速度、右手加速度、周围湿度、声音频率；

惊厥警报模块：用于发出新生儿惊厥警报；当软件判断出新生儿惊厥发生时，自动发出嗡鸣警报，并在生命信号展示模块中标记；

惊厥记录模块：用于存储新生儿惊厥发生时的数据；当惊厥发生时，软件会自动截取惊厥发生时相应的数据进行单独事件记录和保存，历史惊厥事件也可以通过发生时间来查找和查看；

历史数据模块：用于历史数据存储和查看；所以数据都将存储在云端，供看护人员需要时查看；

视频同步模块：用于视频与数据的同步，软件接受监控摄像头所发出的数据流，与心电图数据和运动数据同步显示。

可穿戴式新生儿惊厥监控系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备技术领域,具体涉及新生儿惊厥监控设备。

背景技术

[0002] 在新生儿惊厥发作是最常见的神经系统功能障碍的迹象,需要立即就医。医生通过对惊厥发生时状态的判断,来为新生儿进行早期的干预治疗。大量临床研究表明,在发生惊厥症状的新生儿当中,约有50%患有各种脑功能失调;发生惊厥症状的新生儿的死亡率更是达到30%。新生婴儿的研究表明,1% -5%的婴儿患有惊厥症状,而低出生体重婴儿更容易出现惊厥症状,约6%-13%。因此,新生儿惊厥监控对于新生儿具有重要意义。

[0003] 目前在新生儿重症看护病房(NICU)中通过脑电图(EEG)来检测新生儿惊厥,心电图(ECG)为新生儿惊厥的检测提供了额外的参考。然而这些测量需要在临床实验室这样一个高度结构化的环境中进行,不仅操作复杂而且价格昂贵。在NICU进行长期监控的婴儿,为获得EEG等关键参数,需要在他们脆弱的皮肤上接3-5个电极或者粘贴电极片,通过许多导线连接到外部的监视器。由于新生儿,尤其是早产儿的体表面积很小,没有足够的地方粘贴电极片,并且由于新生儿的皮肤很娇嫩,贴上电极片后容易使得新生儿的皮肤溃烂,对其健康不利。大量的导线会引起婴儿的不适,并且对皮肤造成刺激,影响新生儿睡眠。在现有的技术条件下,医院对新生儿不能全天监控,尤其是脑电图(EEG)和心电图(ECG),通常只能在特定需要情况下才给予监控。因而,新生儿惊厥的发生常常被忽略,惊厥发生时的关键生理参数常常是缺失的,这都给对其及时给予恰当的干预、治疗造成困难。

[0004] 新生儿惊厥也可以通过四肢和眼睛的异常运动来诊断。通常有经验的医生通过观察婴儿动作的速度、频率、幅度和自然程度来判断新生儿惊厥的发生情况以及分析惊厥的类型。然而这样的判断需要大量的经验和长时间的观察。另一方面,当婴儿身边无人照看的时候,新生儿惊厥的发生很容易被漏判。此外,由于新生儿大部分时间是包裹在襁褓中,所以当婴儿发生惊厥时,襁褓阻碍了婴儿异常动作的发生,妨碍的医生对惊厥的诊断。

[0005] 现有惊厥监控主要采用摄像头对新生儿进行视频记录,在惊厥发生后由有经验的医生对视频进行分析。这样的方法不仅需要大量的时间和经验,还容易错过婴儿干预治疗的最佳时期。

[0006] 概括说,现有问题包括:1,监控设备大部分昂贵且需要专业人员操作配合;2. 惊厥监护依赖医生的主观经验,医生判别工作量大;3,婴儿的监控环境不舒适;4,现有惊厥监控系统不能持续24小时监控,漏判现象严重;5,惊厥检测方法单一;6,新生儿惊厥数据匮乏,没有很好的储存和分享的方法。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种进行全天候、全方位监控,监护数据全、监护效果好的可穿戴新生儿惊厥监控系统。

[0008] 本发明提供的可穿戴新生儿惊厥监控系统,包括智能服饰、监控摄像头和系统软

件三大部分。智能服饰用于对新生儿运动信号、心电信号采集、发送；智能服饰包括婴儿服饰、信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块；其中，信号采集模块（包括运动传感器和柔性电极等）集成在婴儿服饰当中，信号处理模块、信号发送模块、供电模块以外挂附件的形式连接在婴儿服饰上，以减少对新生儿的干扰；监控摄像头放置在新生儿周围，用于对新生儿进行实时监控；软件系统用于接收、分析和储存智能服装测得的数据，并结合运动和心电数据来判断惊厥的发生；当新生儿惊厥发生时，软件做出判断并给相关监护人员警报提醒。监护人员可通过实时视频，对新生儿惊厥进行二次确认。智能服饰中含电路部分是可拆卸部分，方便洗涤。

[0009] 本发明中，信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块为系统的硬件部分，如图4所示。其中：

信号采集模块又分为心电信号采集模块、运动信号采集模块，以及视频采集模块。信号处理模块、信号发送模块由心电信号生物模拟前端、单片机、蓝牙模块组成。供电模块由锂离子电池和稳压模块组成。系统的工作原理如下：单片机定时通过SPI总线与各信号采集模块（除视频采集模块）通讯，发出采样指令，以较高的采样率收集数据并对之进行抽样低通滤波，实现降采样。同时，单片机通过R波检测算法实时计算心率。上述降采样的ECG、运动、心电信号和心率计算值通过蓝牙模块发送至上位机。与之并行地，视频采集模块实时采集视频信号，并通过流媒体链路上网路。

[0010] 信号采集模块包括柔性电极和心电传感器、运动传感器（兼具采样体表温度功能）以及视频采集摄像机，除摄像机外均通过SPI总线与微处理器进行通信。

[0011] 柔性电极和心电传感器，用于收集新生儿心电数据。所述柔性电极像衣服一样紧贴贴在新生儿心脏左右两侧。

[0012] 运动传感器组成惯性测量单元（IMU），用于收集新生儿的身体运动数据，包括采集运动速度、运动加速度信号和温度信号等。

[0013] 视频采集摄像机将图像通过IP网络传至流媒体系统，软件直接读取流媒体数据来实现实时显示。

[0014] 信号处理模块、信号发送模块由心电模拟生物前端、单片机和蓝牙模块组成。其中，心电模拟生物前端对采入的单通道心电信号通过测量放大器进行差分放大、低通滤波、ADC转换，传输数字信号进入单片机，同时运动传感器采集的运动信号也以数字信号的方式传输至单片机，单片机将心电、运动两种数字信号进行低通滤波并且通过R波检测算出心率，将这些信号打包，以数据流的形式传输至蓝牙模块，蓝牙模块通过4.0协议进行无线传输至上位机。

[0015] 婴儿服饰的非洗涤部分可拆卸，上半身为双层材料设计，通过魔术贴将两层材料粘合，便于硬件的放置和拆卸。

[0016] 本发明中，传感器可以拓展，在服饰上预留了传感器拓展孔，可以额外添加传感器，包括柔性电极、运动传感器、温度传感器、湿度传感器、声音传感器等。

[0017] 本发明中，软件系统包括以下模块：

多用户列表模块：本软件支持多用户同时监控，软件可同时接收多个智能服饰的数据。该模块用于管理被监控用户，添加被监控用户、删除被监控用户、查看被监控用户基本状态（图10-a）。

[0018] 生命信号展示模块:该模块用于查看被测用户实时数据,所有数据被可视化展示,所展示的数据包括温度、心率、心率直方图、心电图、左手加速度、右手加速度、周围湿度、声音频率(图10-b)。

[0019] 惊厥警报模块:该模块用于发出新生儿惊厥警报。当软件判断出新生儿惊厥发生时,自动发出嗡鸣警报,并在生命信号展示模块中标记(图10-c)。

[0020] 惊厥记录模块:该模块用于存储新生儿惊厥发生时的数据。当惊厥发生时,软件会自动截取惊厥发生时相应的数据进行单独事件记录和保存,历史惊厥事件也可以通过发生时间来查找和查看。

[0021] 历史数据模块:该模块用于历史数据存储和查看。所以数据都将存储在云端,可供看护人员需要时查看。

[0022] 视频同步模块:该模块用于视频与数据的同步,软件接受监控摄像头所发出的数据流,与心电数据和运动数据同步显示。

[0023] 本发明的特点:

1、本发明提出一种新的监控新生儿惊厥发生的方法,通过新生儿运动数据来判断惊厥的发生,心电数据作为辅助手段,提高诊断的准确率;

2、本发明用柔性电极替代传统的粘贴电极片,用于采集心电数据;

3、本发明把信号采集模块与其他模块(信号处理模块、信号发送模块、供电模块)分开。只将信号采集模块设计在衣服,通过减少硬件的重量和体积来提升服装的舒适度;

4、本发明设计的传感器拓展模块,拓展模块可与主模块连接,提供更多的身体特征数据,所述拓展模块可包括柔性电极、运动传感器、温度传感器、湿度传感器、声音传感器;

5、本发明将运动数据、心电数据,视频数据同步储存,同步显示。

[0024] 本发明技术效果

发生惊厥的新生儿的比例占到了全部新生儿的5%,然而世界上大部分贫困地区的出现惊厥的新生儿没有条件获得专业的监护,他们往往因为错过最佳治疗时间而在后期的发育过程中产生后遗症,例如脑瘫、智力低下、甚至死亡。而本发明用传感器和芯片制造出的可传感器新生儿惊厥监控系统不仅不需要专业的医生,而且成本也能控制在千元以内。这样更多的新生儿有机会受到监护,也将会挽救更多的新生命。此外本发明对现有医院的技术也是一种补充,为医院提供完整的数据,全天的监控,惊厥自动警报,个人病程日志。很大程度上提高的监护的有效性。

[0025] 1、本发明可进行长期持续的监控。嵌入式硬件系统(不含视频采集系统)的功耗主要包括信号采集模块功耗、信号处理模块功耗、信号发送模块功耗。而本系统采用的都是低功耗,微处理器采用MSP430高速、低功耗微处理器,传感器体动信号采集采用自适应变采样率,根据设定阈值调节采样率,极大程度上降低了硬件功耗,无线传输部分采用蓝牙4.0低功耗协议,所以系统整体都是节能、低功耗的,能进行长期监控。

[0026] 2、本发明可以通过新生儿的运动和心电数据对惊厥做出判断。现在的新生儿惊厥监控系统并没有通过新生儿的运动数据进行判断。而本发明为判断新生儿惊厥提供了一种新的办法。

[0027] 3、传感器拓展模块使得监控系统变得可定制化,根据不同用户的不同需求搭配不同的传感器拓展模块,大大减少的系统成本,提高系统的可扩展性。

[0028] 4、本发明用柔性导电布代替传统粘贴电极，增加了新生儿的舒适度。

附图说明

[0029] 图1-为服装主体。

[0030] 图2-硬件主体模块。

[0031] 图3-传感器拓展模块。

[0032] 图 4传感器硬件框架。

[0033] 图 5 ADS1292读写命令寄存器指令时序。

[0034] 图 6 MPU9250读写数据格式。

[0035] 图 7视频传输流程。

[0036] 图 8MSP430F5529的工作流程图。其中，(a)内核主程序 (b) 定时器终端服务程序 (c) 中断标志位和定时器循环变量说明，(d)DMA中断服务函数。

[0037] 图 9 系统状态转移图。

[0038] 图10加速度惊厥检测算法流程图。

[0039] 图中标号：1为魔术贴，2为孔眼，3为信号处理模块，4为信号发送模块，5为供电模块，6为导线；7、8为运动传感器，9、11为柔性电极，10、12为导线连接搭扣，13为导线连接搭扣，14为运动传感器/温度传感器/湿度传感器/声音传感器。

具体实施方式

[0040] 下面通过具体实施例进一步介绍本发明。

[0041] 将运动传感器(7、8)，柔性纺织电极(9、11)和导电线(6)嵌入在硬件主体模块(图2)中，(图2)通过魔术贴(2)粘贴在服装主体(图1)上。运动传感器与柔性电极采集到数据传至数据处理模块(1)，与此同时监控摄像头将影像数据通过IP网络传至流媒体系统。信号处理模块(1)在收集多个信号后，将数据以数据包形式通过信号传输模块(2)传至系统软件中。系统软件对数据进行可视化处理，并提取流媒体系统中的影像数据。与此同时软件进行惊厥检测算法的运算。当判断出惊厥发生的时候，系统会自动发出警报提醒医护人员。所有的数据将自动存储在电脑中，通过软件可随时查看历史数据。

[0042] 系统硬件主要分为4个模块(如图4所示)，信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块。信号采集模块又分为心电信号、运动信号采集模块，以及视频采集模块。信号处理、发送模块由MSP430单片机和CC2564蓝牙双模模块组成。供电模块由锂离子电池和稳压模块组成。系统的工作原理如下：MSP430单片机定时通过SPI总线与各信号采集模块(除视频采集模块)通讯，发出采样指令，以较高的采样率收集数据并对之进行抽样低通滤波，实现降采样。同时，MSP430单片机通过R波检测算法实时计算心率。上述降采样的ECG、运动、心电信号和心率计算值将通过蓝牙4.0模块发送至上位机。与之并行地，视频采集模块实时采集视频信号，并通过流媒体链路上网路。

[0043] 下面将分别介绍各模块功能和工作流程。

[0044] 1.1信号采集模块。

[0045] 信号采集模块由心电信号采集前端ADS1292(配合柔性电极)、运动传感器MPU9250(兼具采样体表温度功能)以及视频采集摄像机DS-2CD1201D-I3组成，除摄像机外均通过

SPI总线与微处理器MSP430进行通信。

[0046] (1) SPI接口

SPI (Serial Peripheral Interface), 即串行外围设备接口, 是Motorola公司推出的一种同步串行通讯方式。本项目硬件采用四线制SPI。由于SPI协议简单, 单片机外围硬件成熟, 因而SPI通讯软件接口实现简单, 易于配合中断、DMA等方法使用, 有利于节省内核时间。

[0047] (2) 心电信号采集前端ADS1292 (配合柔性电极)

ADS1292是TI开发的用于生物电势测量的低功耗、2通道、24位模拟前端。它具有低噪声、高精度、高分辨率、高共模抑制比、高传输速率等特性, 借助于其高度集成度和出色的性能, ADS1292可在大大减小尺寸、功耗和总体成本的前提下实现可升级医疗仪器系统的创建, 适合在可穿戴设备中应用该芯片。该芯片采用SPI协议与微处理器通信。

[0048] ADS1292读写命令寄存器指令时序如图5所示。寄存器读取数据时, 首先选通信号 $\overline{CS}$ 置为0后, 数据输入两个字节, 第一个字节表示读取的寄存器首地址, 第二个字节表示将要读取的寄存器数量n再减去一, 紧接着输出n个字节对应相应数量的寄存器存储的数据。寄存器写入数据时, 首先选通信号置为0, 数据输入两个字节, 第一个字节表示写入的寄存器首地址, 第二个字节表示将要写入数据的寄存器数量n再减去一, 紧接着输入n个字节对应相应数量的寄存器即将写入的数据。

[0049] (3) 运动加速度信号和温度传感器MPU9250

MPU9250是InvenSense公司开发的九轴运动跟踪装置, 其融合了3轴加速度、3轴陀螺仪以及3轴磁力计, 兼容SPI、I2C两种传输协议, 能够同时输出九轴的全部数据。本项目使用其中的3轴加速度计, 其角加速度与磁力加速度计的功能可以为之后系统的功能扩展提供空间。该芯片采用SPI协议与微处理器通信。

[0050] MPU9250读写寄存器格式如图6所示。数据以字节形式高位优先存储, 地址同样以字节形式存储, 其中最高位为1表示读取, 最高位为0表示写入。

[0051] (4) 视频采集

为了获得清晰的同步视频图像, 系统采用了海康威视DS-2CD1201D-I3摄像机。数据传输流程如图7所示, 摄像机将图像通过IP网络传至流媒体系统, 软件直接读取流媒体数据来实现实时显示。海康威视监控专用存储系统集成了录像软件, 视频图像前端设备以流媒体协议直接写入存储。这种以流媒体协议写入存储的架构模式, 可以使存储有更多的灵活性, 可以做更多的工作, 比如视频切割, 视频归档, 多画面回放等等, 同时使得视频点播变得更加简单快捷。

[0052] 1.2信号处理模块。

[0053] (1) MSP430F5529简介

MSP430系列单片机是TI公司于1996年开始推出的超低功耗、具有精简指令集(RISC)的16bit混合信号处理器。与其他单片机相比, 该系列单片机具有超低功耗、片上外设丰富等优势, 非常适合心电信号的处理。本系统选用MSP430F5529作为控制芯片。在MSP430系列芯片中, MSP430F5529不仅能够满足功能要求, 整体的功耗和成本也是较低的。

[0054] (2) 微处理器工作流程

MSP430F5529的工作流程如图8所示。首先初始化外围设备和SPI配置, 然后通过寄存器读入配置传感器并且初始化图中的四个标志位, 并且读取滤波器进行数据的预处理, 准备

就绪后开启全局中断。当低通滤波开启标志位LPF_START为1时,将存入的队列进行低通滤波处理,并且进行心率的运算,同时将低通滤波标志位恢复为0。同时,处理完毕后,若DMA传输标志位DMA_Done为1,则通过DMA方式将数据总线直接连接至蓝牙端,发送数据。此外,为了保证系统能够自动中断、自动运作,我们设置定时器定时将中断标志位清零,通过计时器和循环变量,四个标志位顺次清零。

[0055] (a) 程序构架

程序由占用内核的主程序和两个硬件中断服务程序组成,以实现定时采样、定时发送、数据抽样滤波、心率计算等多个任务的调度。如图9所示,通过四个全局标志位,系统工作在一个受限的有限状态机内,在硬件工作正常的情况下可以实现自启动,而软件的阻塞式设计也保证了系统不会进入冗余状态。在该构架下,采样、滤波、发送的任务分别执行,除了特定检查点外互不影响,即保证了系统实时性,又增强了程序可读性,提高了修改、移植效率。

[0056] (b) 标志位

有限状态机的良好运行依赖于标志位的状态正确性。作为内核程序与中断服务程序的消息接口,标志位起到了类似于操作系统中信号量的作用。各标志位的定义如下表1(各标志位定义及功能):

名称	含义	初始值	值改变位置
Sample_Start	允许采样	1	主程序、定时器中断
LFP_Start	采样数据就绪, 允许滤波计算	0	主程序、定时器中断
UART_Start	发送数据准备完毕, 允许发送	0	主程序、定时器中断
DMA_Done	发送完成	1	主程序、DMA 中断

[0057] (c) 中断服务

定时器中断

定时器采用Timer_A,工作于增计数模式,每2ms产生一个中断。

[0058] 定时器中断服务程序完成采样和发送操作。采样每2ms进行一次,采满5组数据后暂停采样,等待主程序中将采样数据移入待算队列后继续。发送每10ms进行一次,在发送前先检查主程序是否将发送队列填写完毕,如果填写完毕则启动DMA发送程序,将数据由发送队列自动地填写至UART发送至寄存器。

[0059] DMA中断

采用DMA_0通道单次地发送指定长度数据至串口发送寄存器,由串口发送完成中断标志位的上升沿触发。在单次发送完成后进入DMA中断服务函数。该函数的任务是改变DMA_Done标志位为1,以便告知主程序发送已经完成。

[0060] (3) 硬件算法

(a) FIR低通滤波

FIR低通滤波器是一种数字信号处理领域广为使用的数字滤波器,它有线性相位、有限启动时间、稳定等特点,因此特别适合运算能力有限的单片机使用。

[0061] 本项目中,由于心电信号和加速度信号存在高频噪声,且蓝牙4.0传输带宽有限,需要使用FIR低通滤波器对采样得到的数据进行抽样滤波以达到去除噪声、减小带宽的目的。低通滤波器参数如下表2(FIR低通滤波器参数):

截止频率 f_c (Hz)	采样率 f_s (Hz)	ω_c (rad/s)	阶数	窗函数
40	500	0.09	30	Rectangular

由于UART发送速率为100Hz,信号的实际带宽必须控制在50Hz以内以防发生混叠。由此设计的抽样滤波器如下式:

$$z[n] = y[nM] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} h[k]x[k - nM]$$

其中, $x[n]$ 为原始采样序列, $y[n]$ 为低通滤波后的序列, $z[n]$ 为对 $y[n]$ 进行M倍降采样得到的序列, $M=5$ 。

[0062] 上述LPF的特征满足对带宽的要求。

[0063] 采用抽样滤波器的一个好处是,滤波器只需要每10ms计算出一个输出即可,这大大减轻了FIR滤波算法设计的负担。实际系统中,为充分利用MSP430F5529硬件乘法器的优势,我们采用了TI官方的DSPIibforMSP430。该库使用32位定点数进行计算,实测可以满足本项目的速度要求。

[0064] (b) 心率计算

MSP430利用采集到的ECG数据计算心率,发送至上位机。心率的计算采用R波检测法[10,11],具体算法如下:

R波提取:对输入序列 $x[n]$,抽取 $y[n]$ 为 $x[n] > TH1$ 的一个子序列,TH1为设定的阈值。同时,记录 $y[n]$ 对应的绝对时间 $T[n]$ 。在 $y[n]$ 中找到 $y_{\max}[n] = \max(\{y[n]\}, n=0, \pm 1, \pm 2, \dots)$,在其两侧寻找最长的子序列 $\{L[n]\}$,满足 $y_{\max}[n] - L[n] < TH2$, TH2为设定的阈值。设 $\{L[n]\}$ 长度为M,记录 $L[\lfloor M/2 \rfloor]$ 对应的绝对时间至 $H[n]$ 。

[0065] 心率计算:对于 $H[n]$ 的每5个元素组成的子列 $H_s[n]$, $T = \frac{1}{5} \sum_{n=1}^5 H_s[n]$ 即为间隔时间,经过对分钟的换算即可得到心率。

[0066] 1.3信号发送模块。

[0067] (1) CC2564蓝牙模块

CC2564是TI开发的双模式蓝牙芯片,同时支持蓝牙3.0和蓝牙4.0的传输,设备兼容性好,易于与电脑、手机、平板电脑等设备建立连接。本项目使用商业化蓝牙开发基板,上有CC2564和为该芯片提供蓝牙协议栈软件驱动的ARMCortex-M0微处理器。微处理器运行SPP协议(Serial Port Profile),可作为串口透传的发送端使用[12]。蓝牙模块的串口与MSP430F5529的串口相连,因此,以下分析均针对UART串口。

[0068] (2) 数据传输协议

数据以数据包的形式从串口发送。为了保证通讯安全,避免信道干扰对于数据的影响,同时结合异步串口的传输特点,设计数据包如表3(发送数据包格式)所示:

帧头		帧长	数据(n Byte)					校验位
HEAD_H	HEAD_L	LENGTH	DATA0	DATA1		DATA(n-2)	DATA(n-1)	CHECK

[0069] 本项目中采用定长数据包, HEAD_H=0x88, HEAD_L=0x71, LENGTH=22, CHECK为奇偶校验, 数值为前21位的位异或。

[0070] 数据段格式见下表4(数据段格式, ACCEL为左右手运动传感器的各轴加速度值, TEMP为温度, HEART RATE为心率):

数据位	0-1	2-3	4-5	6-7	8-9	10-11	12-13	14-16	17
数据	ACCEL0_X	ACCEL0_Y	ACCEL0_Z	TEMP	ACCEL1_X	ACCEL1_Y	ACCEL1_Z	ECG	HEARTRATE

[0071] (3)数据传输速率

串口波特率:115200

传输速率:100package/s = 2200byte/s = 22000bit/s。

[0072] 软件部分主要包括以下6个模块:多用户列表模块,生命信号展示模块,惊厥警报模块,惊厥记录模块,历史数据模块,视频同步模块。

[0073] 多用户列表模块设计:在该模块中,看护人员可以管理被监控用户,添加被监控用户、删除被监控用户、查看被监控用户基本状态。

[0074] 在多用户列表模块中,看护人员可以添加、删除被监控用户。添加被监控用户:点击添加按钮,模块弹出新增用户信息界面。看护人员可以记录被测用户姓名、出生日、性别、父母联系电话、被监控用户照片,完成信息填写并确认后,多用户列表模块中出现新增被监控用户信息简介。用户信息简介包括被检测用户照片、各个参数的状态,参数包括手部运动、心率、温度、湿度、声音。

[0075] 生命信号展示模块:该模块用于查看被测用户实时数据,所有数据被可视化展示,所展示的数据包括温度、心率、心率直方图、心电图、左手加速度、右手加速度、周围湿度、声音频率。

[0076] 该模块与硬件中蓝牙模块进行通信,接收蓝牙数据。所有数据通过可视化处理,变成随时间发生变化得动态曲线或折线。

[0077] 惊厥警报模块:该模块用于发出新生儿惊厥警报。当软件判断出新生儿惊厥发生时,自动发出嗡鸣警报,并在生命信号展示模块中标记。

[0078] 在该模块中,对接收数据进行算法验算,当判断出新生儿惊厥发生时,发出嗡鸣警报。看护人员可在生命信号展示模块中看到标红曲线或折现,标红曲线或折现为惊厥发生时的数据。点击标红曲线或折现,可以查看惊厥发生时具体的先关数值。

[0079] 惊厥记录模块:该模块用于存储新生儿惊厥发生时的数据。当惊厥发生时,软件会自动截取惊厥发生时相应的数据进行单独事件记录和保存,历史惊厥事件也可以通过发生时间来查找和查看。

[0080] 该模块中,所有惊厥事件都以列表形式展示,每个惊厥事件都标记有发生时间,发生类型。看护人员可以通过点击相应的事件查看惊厥发生时候的详细信息。详细信息包括

惊厥发生时所有数据的曲线或折线图。

[0081] 历史数据模块：该模块用于历史数据存储和查看。所以数据都将存储在云端，可供看护人员需要时查看。

[0082] 该模块中，看护人员可以根据时间查看历史的所有数据。数据可通过滑动查看，也可以区域放大查看详情。

[0083] 视频同步模块：该模块用于视频与数据的同步，软件接受监控摄像头所发出的数据流，与心电数据和运动数据同步显示。

[0084] 进入该模块中，自动连接安装在新生儿周围的移动摄像头，提供同步的视频显示，医生可以根据视频与数据的对比，来对婴儿惊厥做出更准确的判断。

[0085] 软件中数据分析算法

根据得到的原始数据，我们通过手腕运动加速度、心率相关特征，进行初步的惊厥算法的设定。

[0086] (a) 心率惊厥检测算法

我们使用一种基于心率变异性(Heart Rate Variability)的方法实现对惊厥的自动检测。该算法分为以下几步：

(1) 从实时心电信号中提取出R-R间期；

(2) R-R间期及其经过插值和重采样后得到的反映HRV的信号。(我们用此信号提取出有用的特征。其中，插值和重采样的目的是消除R-R间期的倒数中原来含有的调和干扰成分)；

(3) 从时间域(Time Domain)和时间-频率域(Time-frequency Domain)提取并选择特征(基于生理信号非平稳的固有特征，将时间域信号映射到时间-频率域上，获得其频率成分随时间变化的信息)；

(4) 使用一种统计分类器来对选择后的特征进行判别，检测惊厥的发生与否。

[0087] 对检测结果的正确性提出评价准则。

[0088] 用 $s(t)$ 代表处理过后的反映HRV的信号， T 代表我们考察的时间长度。

[0089] 时间域上，计算以下特征：

$$\text{Activity} = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t [s(t)]^2 dt, \text{ 其给出标准化的幅值的度量；}$$

$\text{Mobility} = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t \left(\frac{ds}{dt}\right)^2 dt / \sqrt{\text{Activity}}$ ，其给出信号波形斜率与其幅值之比的“平均”度量；

$\text{Complexity} = \sqrt{\int_{t-T}^t \left(\frac{d^2s}{dt^2}\right)^2 dt / \int_{t-T}^t \left(\frac{ds}{dt}\right)^2 dt} / \text{Mobility}$ ，其给出斜率的变化率的度量；

频率域上，使用多普勒时延核，将时域信号映射到时间-频率域上：多普勒时延核表示为：

$$g(v, \tau) = \frac{|\Gamma(\beta + j\pi v)|^2}{\Gamma^2(\beta)}, \text{ 其中 } \Gamma(\cdot) \text{ 代表Gamma函数, } \beta \text{ 是可调正系数。}$$

[0090] (b) 加速度惊厥检测算法

加速度信号采集之后,首先通过低通滤波器,去除了高频噪声和工频干扰,得到一个带限的预处理信号。

[0091] 由癫痫引发的抽搐动作与正常的夜间动作在动作强度和持续时间上都有很大的不同,基于这一点,该算法主要在强调强度高持续时间长的动作的同时抑制持续时间短但有时强度较高的动作[14]。为了达到这个目的,将经过预处理后的加速度信号取平方后加上滑动平均滤波。选择帧长为N,上肢动作阈值为 θ 。

$$y[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=i-N+1}^i (x[j])^2$$

[0092] 其中y序列表示平均能量, θ 为设定的阈值,超过该阈值即判定发生惊厥。关于 θ 值的设定,需要大量数据进行判断。目前只是在按照成人数据进行设定。

[0093] 该算法的软件实现流程图如图(10)所示。

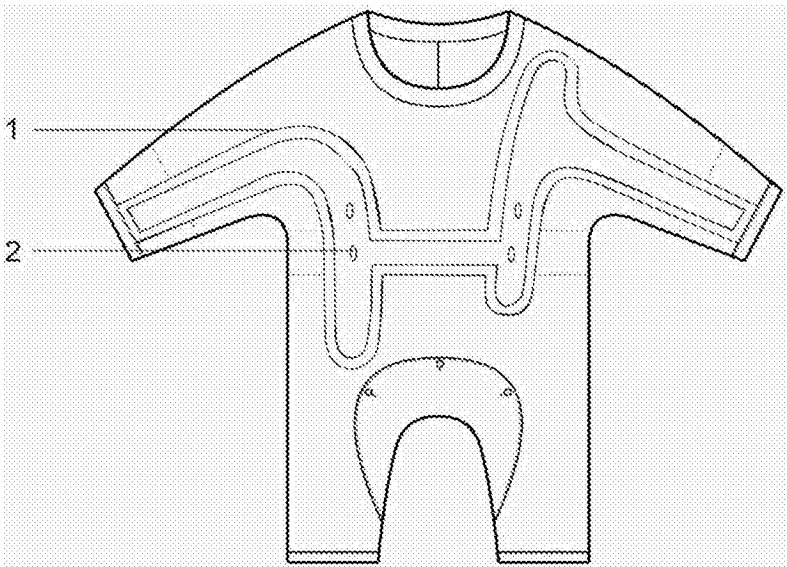


图1

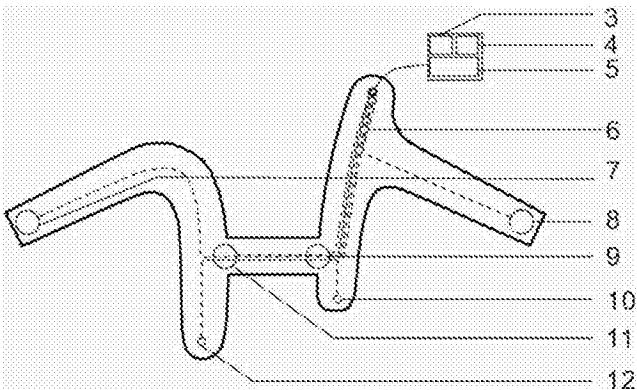


图2

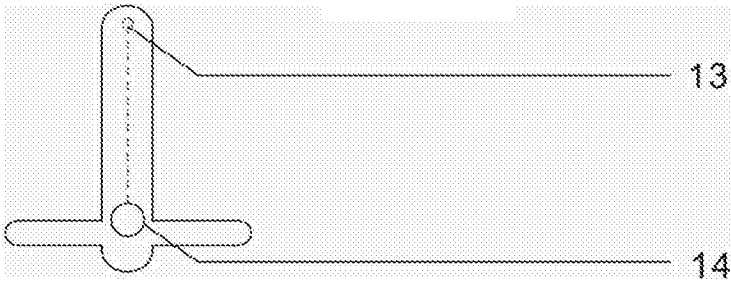


图3

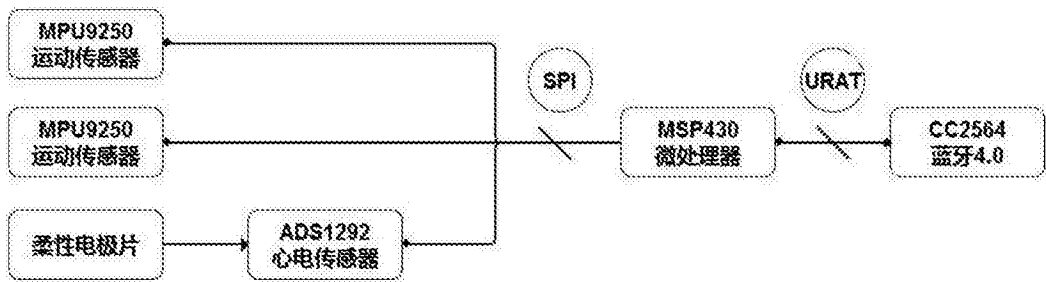


图4

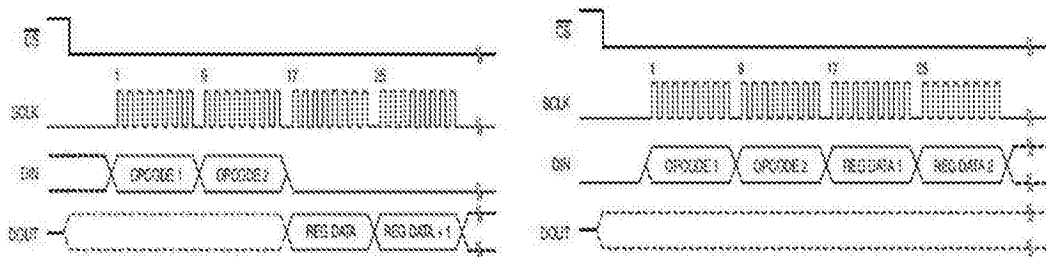


图5

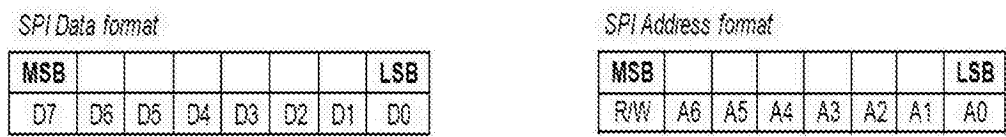


图6

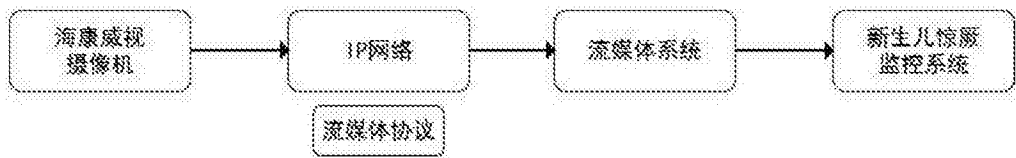


图7

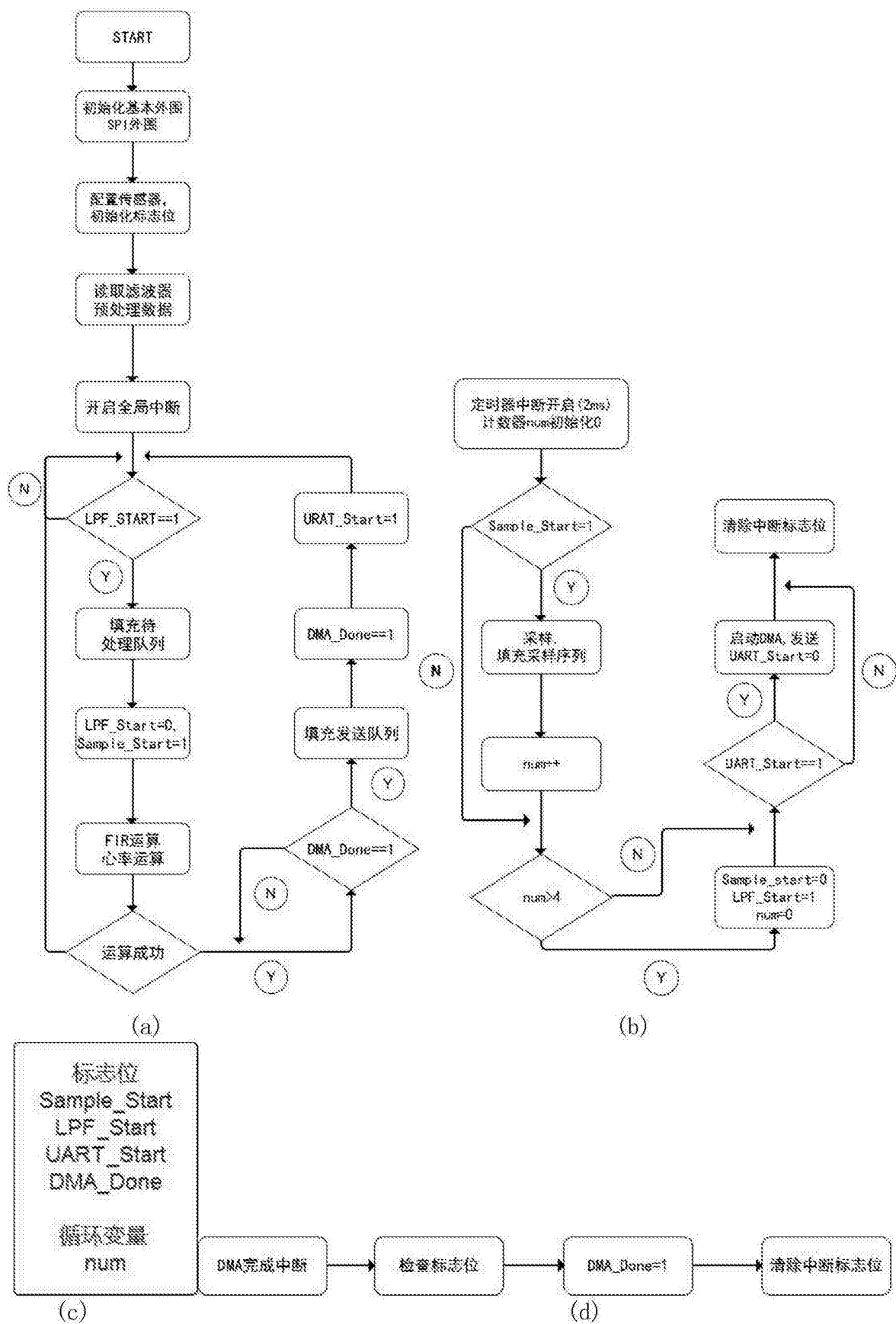


图8

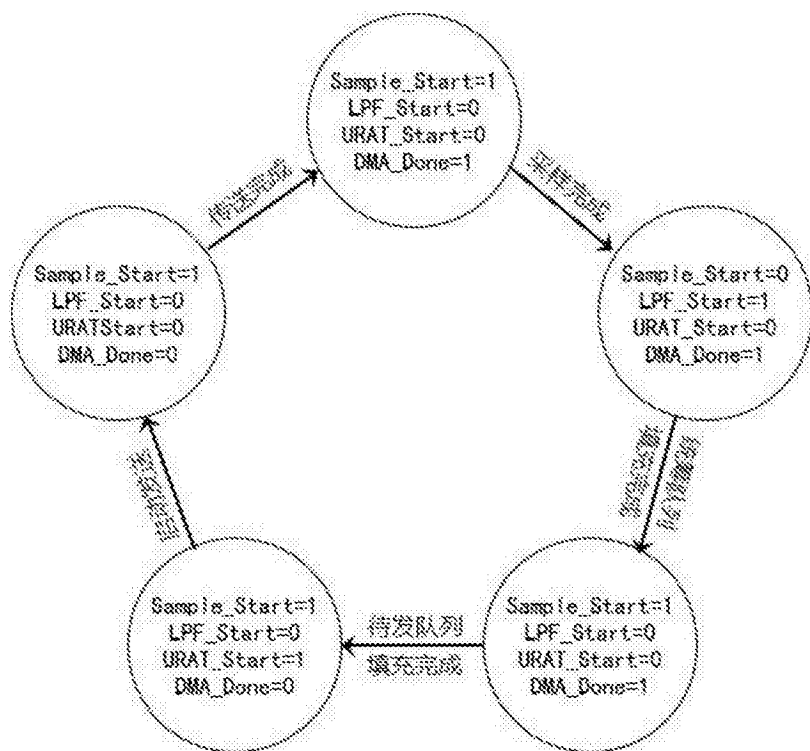


图9

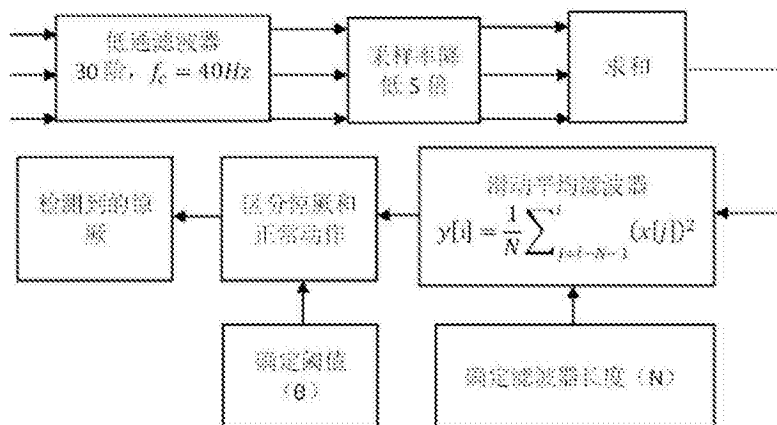


图10

专利名称(译)	可穿戴式新生儿惊厥监控系统		
公开(公告)号	CN106859596A	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201611249212.9	申请日	2016-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	山东海天智能工程有限公司 复旦大学		
申请(专利权)人(译)	山东海天智能工程有限公司 复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东海天智能工程有限公司 复旦大学		
[标]发明人	陈炜 陈泓瑜 梅振宁 顾潇 徐珂 张海峰		
发明人	陈炜 陈泓瑜 梅振宁 顾潇 徐珂 张海峰		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02055 A61B5/1128 A61B5/6804		
代理人(译)	陆飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗设备技术领域，具体一种可穿戴式新生儿惊厥监控系统。本发明系统包括智能服饰、监控摄像头和系统软件三大部分；其中，智能服饰用于对新生儿运动信号、心电信号采集、发送；智能服饰包括婴儿服饰、信号采集模块、信号处理模块、信号发送模块、供电模块；信号采集模块集成在婴儿服饰当中，信号处理模块、信号发送模块、供电模块以外挂附件的形式连接在婴儿服饰上，以减少对新生儿的干扰；监控摄像头放置在新生儿周围，用于对新生儿进行实时监控；软件系统用于接收、分析和储存智能服装测得的数据，并结合运动和心电数据来判断惊厥的发生；当新生儿惊厥发生时，软件做出判断并给相关监护人员警报提醒。本发明可进行长期持续的监控；系统具有可扩展性。

