



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106788885 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201611117030.6

(22)申请日 2016.12.07

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 于文彬 刘哲 杨博

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220

代理人 郑立

(51)Int. Cl.

H04L 1/00(2006.01)

H04L 25/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

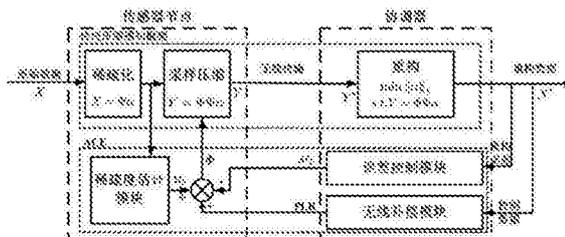
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种心电信号压缩率自适应调节无线传输系统和传输方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于压缩感知的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统和传输方法,涉及信号压缩重构领域,包括传感器节点和协调器,传感器节点用于获取原始信号、数据采样压缩以及将压缩后的数据发送到协调器;协调器用于接收和恢复压缩数据;传感器节点包括稀疏度估计模块,协调器包括无线补偿模块和误差控制模块;稀疏度估计模块用于计算数据的稀疏度以及根据稀疏度估计采样率,无线补偿模块用于补偿无线通讯过程中的丢包,误差控制模块用于控制重构误差。本发明采用压缩感知技术加闭环控制来实现,有效针对不同患者不同数据稀疏度来实现不同的压缩采样率;同时可以根据无线信道的情况自适应的调整压缩率,实现出现丢包的时候不丢失心电数据。



1. 一种心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,包括传感器节点和协调器,所述传感器节点被配置为获取原始信号、数据采样压缩以及将压缩后的数据发送到所述协调器;所述协调器被配置为接收所述压缩数据和恢复所述压缩数据;所述传感器节点还包括稀疏度估计模块,所述协调器还包括无线补偿模块和误差控制模块;所述稀疏度估计模块被配置为计算数据的稀疏度以及根据稀疏度估计采样率,所述无线补偿模块被配置为补偿无线通讯过程中的丢包,所述误差控制模块被配置为控制重构误差。

2. 如权利要求1所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,所述传感器节点采用的稀疏化方法为快速傅里叶变换、离散余弦变换或者小波变换中的一种。

3. 如权利要求1所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,所述稀疏度估计模块被配置为根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型以及根据所述协调器发送的丢包信息得到每帧数据所需要的采样率。

4. 如权利要求1所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,所述传感器节点被配置为根据原始数据生成引导数据;所述引导数据被配置为在恢复数据时估计重构误差;在压缩数据中随机选择10%的数据作为所述引导数据。

5. 如权利要求4所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,所述传感器节点被配置为根据原始数据生成控制数据。

6. 如权利要求5所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,其特征在于,所述传感器节点被配置为将压缩数据、引导数据和控制数据打包发送给所述协调器,所述控制数据是无线传输过程中的包头。

7. 一种心电信号压缩率自适应调节无线传输方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、在传感器节点,原始心电数据 $X^{N*1}$ 首先被稀疏化得到 $X_s^{N*1}$ ,其中N为每帧需要压缩的原始数据长度;

步骤2、根据 $X_s$ 的稀疏度K来计算随机观测矩阵 $A^{M*N}$ 的维度M,通过离线建模得到M与K的关系;

步骤3、通过观测矩阵A将数据压缩成 $Y^{M*1}$ ,

$$Y = A \cdot X_s$$

步骤4、根据原始数据生成引导数据,引导数据用来在恢复数据时估计重构误差,在压缩数据Y中随机选择10%的数据作为引导数据;

步骤5、根据原始数据生成控制数据,控制数据是无线传输过程中的包头;

步骤6、传感器节点将压缩数据、引导数据和控制数据打包,通过无线网络发送给协调器节点;

步骤7、协调器节点接收到数据包后,恢复所述压缩数据。

8. 如权利要求7所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输方法,其特征在于,所述稀疏化的方法为快速傅里叶变换、离散余弦变换或者小波变换中的一种。

9. 如权利要求7所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输方法,其特征在于,步骤2中所述的离线建模的方法为:

首先,根据不同的稀疏度对数据帧进行分类,离线采集用户大于10000个数据帧D,采用快速聚类算法将数据分为两类;

其次,根据数据的稀疏度和采样率的分布进行建模,所建模型为分段线性模型:

$$M_s = \begin{cases} C_1 K + C_2, x \in \Omega_1 \\ C_3 K + C_4, x \in \Omega_2 \end{cases}$$

其中,  $\Omega_i$  ( $i=1, 2$ ) 由上述的分类方法来确定, 参数  $C_i$  ( $i=1, 2, 3, 4$ ) 通过求解优化问题来得到:

$$\min z = \sum_i \left( \frac{1}{a} s_i - r_i - \frac{b}{a} \right)$$

$$\text{s. t. } s_i - a r_i - b \geq 0$$

其中,  $s_i$  表示每个数据帧的稀疏度,  $r_i$  表示每一帧的采样率,  $a$  和  $b$  即为分段函数中的系数;

最后, 根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型, 可以得到每帧数据所需要的采样率  $M_s$ , 根据协调器发送的丢包信息 PLR 得到

$$M = M_s / (1 - \text{PLR});$$

由此确定随机观测阵  $A$  的维数  $M * N$ 。

10. 如权利要求 7 所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输方法, 其特征在于, 步骤 7 还包括以下步骤:

首先, 确认所述压缩数据、所述引导数据和所述控制数据是否完整, 如果部分压缩数据丢失, 无线补偿模块将估计信道状况; 如果引导数据或者控制数据丢失, 下一帧的采样率将只由稀疏度估计模块来决定;

其次, 在传感器节点端, 稀疏度估计模块的输入是下一帧数据的稀疏度, 输出是对下一帧的压缩率估计  $M_s$ ; 在协调器端, 误差控制模块的输入是误差的历史数据, 根据这些历史数据误差控制模块可以调整下一帧的采样率;

最后, 无线补偿模块可以获取当前无线信道的丢包率 PLR, 然后将丢包率 PLR 发送给传感器节点。

## 一种心电信号压缩率自适应调节无线传输系统和传输方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及压缩编码、信号重构以及无线信道等领域,尤其涉及一种心电数据压缩以及无线传输的方法。

### 背景技术

[0002] 心电数据无线传输系统一般包括传感器节点(ECG传感器)、汇聚节点(协调器)和后台基站。传感器节点将采集到的心电数据首先发送到汇聚节点。协调器作为展示平台将得到的数据显示出来,同时将数据继续发送到后台基站。一般协调器可以是手机或者PDA,基站一般是医疗机构。由于这种穿戴式无线传输系统对设备体积和重量都有限制,所以对系统进行能量有效性设计,传感器采集的心电数据需要经过压缩。传统的压缩方式一般用于有线心电设备,当无线传输出现丢包时,一般的压缩方式就会出现数据的缺失。压缩感知技术主要有两个特点:无差别采样和分布式简单编码,这使得它成为传感网中数据采集的新方法。压缩采样采集的数据如果在传输中出现丢失,不会出现源数据的缺失,而是以误差的形式表现在解压的数据上。

[0003] 很多先前工作指出基于稀疏性的压缩可以用于ECG信号以及其他身体参数信号。当压缩感知方法应用到心电信号压缩时,一个重要的假设是心电信号的稀疏度是恒定的,这个假设当数据帧的长度足够时可以成立,但是同时也增加了系统的响应时间。实际上,对于一个实时心电诊断系统来说,响应时间应当小于300毫秒,这就需要每一帧数据对应的采样时间要更少。当数据帧长度减小后,数据稀疏度变化就非常大了。除了稀疏度变化以外,对于重构误差的估计是基于压缩感知的心电监测系统的另一个挑战。理论上讲,当系统满足某些条件时(如数据为K稀疏的、采样率满足某些经验公式的要求、测量矩阵满足限制等距原则等),重构误差会有上界。但是,对于一个实时心电检测系统,根据上面所说,数据的稀疏度是变化的。而且,不稳定的无线信道会导致丢包率的增加,使得数据欠采样,这也会影响系统的重构质量。因此,对于传统的压缩感知架构,重构误差会有很大的波动。另外,由于协调器无法得到原始数据,所以很难得到重构误差的准确数值。

[0004] 国内申请号为201410428685.X的名称为“一种具有无线传输功能的便携式心电监护仪”的专利申请,通过单片机处理采样信号,通过蓝牙模块将数据发送到PDA并实现数据的上传,整个系统没有考虑到数据的压缩与能量有效性设计。国内申请号为201110206698.9的名称为“基于小波算法的心电信号传输方法和系统”的专利提出了通过小波编码的心电压缩方法,国内申请号为201510974314.6的名称为“心电信号压缩传输方法及其心电监护系统”的专利申请提出了通过基于卷积压缩编码的方式将心电数据压缩并传输,这两种方法能够提高数据传输的效率但是没有考虑到传输出现丢包对解压缩质量的影响。

[0005] 现有技术中对一般数据采用传统编码压缩方式,未能考虑是否适合无线传输的需要;另外无线传输出现丢包时,数据重构质量无法保证;压缩方法对数据的时延没有设置上限,无法实现实时的监控。因此,本领域的技术人员致力于开发一种基于压缩感知的心电信

号压缩率自适应调节无线传输方法,将数据编码压缩方式和无线传输的特点结合起来,以保证数据重构质量,满足心电数据实时监控的要求。

## 发明内容

[0006] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是如何保证数据重构质量,满足心电数据实时监控的要求,具体地说,如何在无线传输出现丢包的时候,不影响心电数据的传输;如何在没有原始数据的情况下估计数据的重构误差;如何保证系统的数据时延。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了一种心电信号压缩率自适应调节无线传输系统,包括传感器节点和协调器,所述传感器节点被配置为获取原始信号、数据采样压缩以及将压缩后的数据发送到所述协调器;所述协调器被配置为接收所述压缩数据和恢复所述压缩数据;所述传感器节点还包括稀疏度估计模块,所述协调器还包括无线补偿模块和误差控制模块;所述稀疏度估计模块被配置为计算数据的稀疏度以及根据稀疏度估计采样率,所述无线补偿模块被配置为补偿无线通讯过程中的丢包,所述误差控制模块被配置为控制重构误差。

[0008] 进一步地,所述传感器节点采用的稀疏化方法为快速傅里叶变换、离散余弦变换或者小波变换中的一种。

[0009] 进一步地,所述稀疏度估计模块被配置为根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型以及根据所述协调器发送的丢包信息得到每帧数据所需要的采样率。

[0010] 进一步地,所述传感器节点被配置为根据原始数据生成引导数据;所述引导数据被配置为在恢复数据时估计重构误差;在压缩数据中随机选择10%的数据作为所述引导数据。

[0011] 进一步地,所述传感器节点被配置为根据原始数据生成控制数据。

[0012] 进一步地,所述传感器节点被配置为将压缩数据、引导数据和控制数据打包发送给所述协调器,所述控制数据是无线传输过程中的包头。

[0013] 本发明还提供了一种心电信号压缩率自适应调节无线传输方法,包括以下步骤:

[0014] 步骤1、在传感器节点,原始心电数据 $X^{N*1}$ 首先被稀疏化得到 $X_s^{N*1}$ ,其中N为每帧需要压缩的原始数据长度;

[0015] 步骤2、根据 $X_s$ 的稀疏度K来计算随机观测矩阵 $A^{M*N}$ 的维度M,通过离线建模得到M与K的关系;

[0016] 步骤3、通过观测矩阵A将数据压缩成 $Y^{M*1}$ ,

[0017]  $Y=A \cdot X_s$

[0018] 步骤4、根据原始数据生成引导数据,引导数据用来在恢复数据时估计重构误差,在压缩数据Y中随机选择10%的数据作为引导数据;

[0019] 步骤5、根据原始数据生成控制数据,控制数据是无线传输过程中的包头;

[0020] 步骤6、传感器节点将压缩数据、引导数据和控制数据打包,通过无线网络发送给协调器节点;

[0021] 步骤7、协调器节点接收到数据包后,恢复所述压缩数据。

[0022] 进一步地,所述稀疏化的方法为快速傅里叶变换、离散余弦变换或者小波变换中

的一种。

[0023] 进一步地,步骤2中所述的离线建模的方法为:

[0024] 首先,根据不同的稀疏度对数据帧进行分类,离线采集用户大于10000个数据帧D,采用快速聚类算法将数据分为两类;

[0025] 其次,根据数据的稀疏度和采样率的分布进行建模,所建模型为分段线性模型:

$$[0026] \quad M_s = \begin{cases} C_1 K + C_2, x \in \Omega_1 \\ C_3 K + C_4, x \in \Omega_2 \end{cases}$$

[0027] 其中,  $\Omega_i$  ( $i=1, 2$ ) 由上述的分类方法来确定,参数  $C_i$  ( $i=1, 2, 3, 4$ ) 通过求解优化问题来得到:

$$[0028] \quad \min z = \sum_i \left( \frac{1}{a} s_i - r_i - \frac{b}{a} \right)$$

$$[0029] \quad \text{s. t. } s_i - a r_i - b \geq 0$$

[0030] 其中,  $s_i$  表示每个数据帧的稀疏度,  $r_i$  表示每一帧的采样率,  $a$  和  $b$  即为分段函数中的系数;

[0031] 最后,根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型,可以得到每帧数据所需要的采样率  $M_s$ , 根据协调器发送的丢包信息 PLR 得到

$$[0032] \quad M = M_s / (1 - \text{PLR});$$

[0033] 由此确定随机观测阵  $A$  的维数  $M \times N$ 。

[0034] 进一步地,步骤7还包括以下步骤:

[0035] 首先,确认所述压缩数据、所述引导数据和所述控制数据是否完整,如果部分压缩数据丢失,无线补偿模块将估计信道状况;如果引导数据或者控制数据丢失,下一帧的采样率将只由稀疏度估计模块来决定;

[0036] 其次,在传感器节点端,稀疏度估计模块的输入是下一帧数据的稀疏度,输出是对下一帧的压缩率估计  $M_s$ ;在协调器端,误差控制模块的输入是误差的历史数据,根据这些历史数据误差控制模块可以调整下一帧的采样率;

[0037] 最后,无线补偿模块可以获取当前无线信道的丢包率 PLR,然后将丢包率 PLR 发送给传感器节点。

[0038] 为了解决无线心电监测系统中的时延限制和误差估计问题,在本发明公开了一种针对实时心电监测的自适应压缩感知引擎。在传感器节点端,采用一个离线稀疏度模型来获取数据的采样率,同时检测无线丢包率以及在协调器端设计一种基于丢包和重构质量的在线更新模型。本发明设计了一个闭环的控制引擎以保证重构质量。系统可以根据数据稀疏度的变化和无线丢包来调整采样率。系统的延时不超过300毫秒。本发明分析了心电信号稀疏度的时变特性,建立了采样率和稀疏度之间的离线模型并在传感器节点端进行应用,几乎没有增加传感器节点的计算量。本发明引入引导数据,估计数据的重构误差。建立误差变化和压缩率变化关系的模型。通过在线更新稳定重构误差。

[0039] 基于压缩感知的无线传输系统架构如图1所示,包含传感器节点和协调器两个部分。传感器节点主要负责获取原始信号、数据压缩以及发送到协调器。协调器负责接收压缩数据和恢复数据。图1的上半部分是传统的压缩感知模块框图。在传感器节点端,压缩感知模块的输入是原始心电数据  $X$ 。经过稀疏化和采样后,传感器节点的输出是  $Y$ , 然后发送到协

调器。协调器接收到Y(有些数据在传输中丢失)并恢复出原始数据。一般来说, $\Psi$ ,K和M都是常数。由协调器计算恢复出来的数据X'就是对原始信号X的估计。如果数据稀疏度和无线信道变化很大的时候,恢复的数据X'和原始数据X有很大的差别。图1的下半部分是本发明提出的自适应压缩感知引擎,包括3个部分:稀疏度估计模块、无线补偿模块和误差控制模块。稀疏度估计模块用来计算数据的稀疏度以及根据稀疏度估计采样率。无线补偿模块用来补偿无线通讯过程中的丢包。误差控制模块用来控制重构误差。

[0040] 本发明所述的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统运行的步骤如下:

[0041] 步骤1:在传感器节点,原始心电数据 $X^{N*1}$ 首先被稀疏化得到 $X_s^{N*1}$ ,其中N为每帧需要压缩的原始数据长度。稀疏化方法一般采用的方法是快速傅里叶变换、离散余弦变换或者小波变换等。

[0042]  $X_s = \text{fft}(X)$  或者  $X_s = \text{dct}(X)$  或者  $X_s = \text{dwt}(X)$

[0043] 步骤2:根据 $X_s$ 的稀疏度K来计算随机观测矩阵 $A^{M*N}$ 的维度M,首先要离线建模得到M与K的关系,建模的方法为:

[0044] 首先,根据不同的稀疏度对数据帧进行分类。离线采集用户一定数量的数据帧D(数目大于10000),采用快速聚类算法将数据分为两类:

[0045] 其次,根据数据的稀疏度和采样率的分布进行建模。确定模型为分段线性模型:

$$[0046] \quad M_s = \begin{cases} C_1 K + C_2, & x \in \Omega_1 \\ C_3 K + C_4, & x \in \Omega_2 \end{cases}$$

[0047] 其中, $\Omega_i$  ( $i=1,2$ )由上面的分类方法来确定,参数 $C_i$  ( $i=1,2,3,4$ )通过求解优化问题来得到:

$$[0048] \quad \min z = \sum_i \left( \frac{1}{a} s_i - r_i - \frac{b}{a} \right)$$

$$[0049] \quad \text{s. t. } s_i - a r_i - b \geq 0$$

[0050] 其中, $s_i$ 表示每个数据帧的稀疏度, $r_i$ 表示每一帧的采样率,a和b即为分段函数中的系数。

[0051] 根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型,可以得到每帧数据所需要的采样率 $M_s$ ,根据协调器发送的丢包信息PLR得到

$$[0052] \quad M = M_s / (1 - \text{PLR})$$

[0053] 由此确定随机观测阵A的维数 $M*N$ 。

[0054] 步骤3:通过观测矩阵A将数据压缩成 $Y^{M*1}$ 。

$$[0055] \quad Y = A \cdot X_s$$

[0056] 步骤4:根据原始数据生成引导数据。引导数据用来在恢复数据时估计重构误差。在压缩数据Y中随机选择10%的数据作为引导数据。

[0057] 步骤5:根据原始数据生成控制数据。控制字节是无线传输过程中的包头。这三种数据同时发送给协调器。协调器接收数据,同时确定数据的完整性。

[0058] 步骤6:传感器节点将压缩数据、引导数据和控制数据打包,通过无线网络发送给协调器节点。

[0059] 步骤7:协调器节点接收到数据包后,首先确认三部分数据是否完整。如果部分压缩数据丢失,无线补偿模块将估计信道状况。如果引导数据或者控制数据丢失,下一帧的采

样率将只由稀疏度估计模块来决定。在传感器节点端,稀疏度估计模块的输入是下一帧数据的稀疏度,输出是对下一帧的压缩率估计 $M_s$ 。在协调器端,误差控制模块的输入是误差的历史数据,根据这些历史数据误差控制模块可以调整下一帧的采样率。无线补偿模块可以获取当前无线信道的丢包率PLR,然后将PLR发送给传感器节点。

[0060] 本发明的优点是:采用压缩感知技术加闭环控制用来实现无线心电传输系统,可以有效的针对不同患者的不同数据稀疏度来实现不同的压缩采样率;同时可以根据无线信道的情况自适应的调整压缩率,实现出现丢包的时候不丢失心电数据。

[0061] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

## 附图说明

[0062] 图1是本发明的一个较佳实施例的系统架构图;

[0063] 图2是本发明的一个较佳实施例的系统硬件结构图。

## 具体实施方式

[0064] 以下结合附图对本发明作进一步描述。本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0065] 本实施例硬件结构图如图2所示,系统中传感器端微处理器采用ADSP-BP592;蓝牙模块采用HC-06无线蓝牙串口透传从机模块;存储模块采用ADSP-BP592片上flash;心电采样模块采用AD8232运放前端;AD采样芯片采用PCF8591T;传感器和协调器之间通讯采用CC2530节点;协调器由PDA担当。

[0066] 本实施例硬件系统运行的步骤如下:

[0067] 第一步:设备佩戴

[0068] 步骤11:将心电传感器设备佩戴在胸前。

[0069] 步骤12:通过平板电脑连接ECG蓝牙模块。传感器以360Hz的频率实时采集人体心电数据,协调器会将无线信道的实时状况发送到传感器。

[0070] 第二步:建模过程

[0071] 步骤21:传感器首先采集10000组(至少)用户数据,通过随机生成观测矩阵A。用观测矩阵以恒定的压缩率50%对用户数据进行压缩,并把原始数据和压缩数据发送给协调器,协调器解压缩数据,获得数据重构质量,并生成用户数据库D。D的每个数据中都包括数据帧的压缩率和数据的稀疏度。

[0072] 步骤22:采用快速聚类算法进行聚类:

[0073] 输入:数据集合D

[0074] 输出:聚类中心 $\mu'_1, \mu'_2$

[0075] 1) 计算数据集合中各帧的稀疏度出现的次数,将出现次数最多的两个峰值 $\mu_1, \mu_2$ 做为初始聚类中心;

[0076] 2) 判断若满足 $|\mu_j - \mu'_j| > \epsilon$ 则执行第(3)步,若不满足,执行第(5)步;

[0077] 3) 根据 $c^{(i)} := \operatorname{argmin} \|d_{(i)} - \mu_j\|^2$ 将数据集合分为两类;

[0078] 4) 每一类重新计算聚类中心  $\mu'_j = \frac{\sum_{i=1}^m 1\{c^{(i)} = j\}}{\sum_{i=1}^m 1\{c^{(i)} = j\} x^{(i)}}$ ;

[0079] 5) 输出  $\mu'_1, \mu'_2$ 。

[0080] 步骤23: 根据数据的稀疏度和采样率的分布进行建模。确定模型为分段线性模型:

[0081] 
$$M_s = \begin{cases} C_1 K + C_2, & x \in \Omega_1 \\ C_3 K + C_4, & x \in \Omega_2 \end{cases}$$

[0082] 其中,  $\Omega_i$  ( $i=1, 2$ ) 由上面的分类方法来确定, 参数  $C_i$  ( $i=1, 2, 3, 4$ ) 通过求解优化问题来得到:

[0083] 
$$\min z = \sum_i \left( \frac{1}{a} s_i - r_i - \frac{b}{a} \right)$$

[0084] s. t.  $s_i - a r_i - b \geq 0$

[0085] 其中,  $s_i$  表示每个数据帧的稀疏度,  $r_i$  表示每一帧的采样率,  $a$  和  $b$  即为分段函数中的系数。

[0086] 第三步: 正常工作

[0087] 步骤31: 在传感器节点, 原始心电数据  $X^{N*1}$  首先被稀疏化得到  $X_s^{N*1}$ , 其中  $N$  为每帧需要压缩的原始数据长度。稀疏化方法采用离散余弦。

[0088]  $X_s = \text{dct}(X)$

[0089] 步骤32: 根据上面得到的稀疏度  $K$  和采样率  $M_s$  关系的模型来计算随机观测矩阵  $A^{M*N}$  的维度  $M_s$ 。

[0090] 稀疏度  $K$  的计算公式为:

[0091]  $K = \|X_s\|_0$

[0092] 步骤33: 根据每帧数据的稀疏度分类和对应的模型, 可以得到每帧数据所需要的采样率  $M_s$ , 根据协调器发送的丢包信息  $PLR$  得到

[0093]  $M = M_s / (1 - PLR)$

[0094] 此确定随机观测阵  $A$  的维数  $M*N$ 。

[0095] 步骤34: 通过观测矩阵  $A$  将数据压缩成  $Y^{M*1}$ 。

[0096]  $Y = A \cdot X_s$

[0097] 步骤35: 传感器节点将压缩数据  $Y$  通过无线网络发送给协调器节点。

[0098] 步骤36: 协调器节点接收到数据包后, 首先确认数据是否完整。如果部分压缩数据丢失, 无线补偿模块将估计信道状况。如果引导数据或者控制数据丢失, 下一帧的采样率将只由稀疏度估计模块来决定。在传感器节点端, 稀疏度估计模块的输入是下一帧数据的稀疏度, 输出是对下一帧的压缩率估计  $M_s$ 。在协调器端, 误差控制模块的输入是误差的历史数据, 根据这些历史数据误差控制模块可以调整下一帧的采样率。无线补偿模块可以获取当前无线信道的丢包率  $PLR$ , 然后将  $PLR$  发送给传感器节点。

[0099] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解, 本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此, 凡本技术领域技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案, 皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

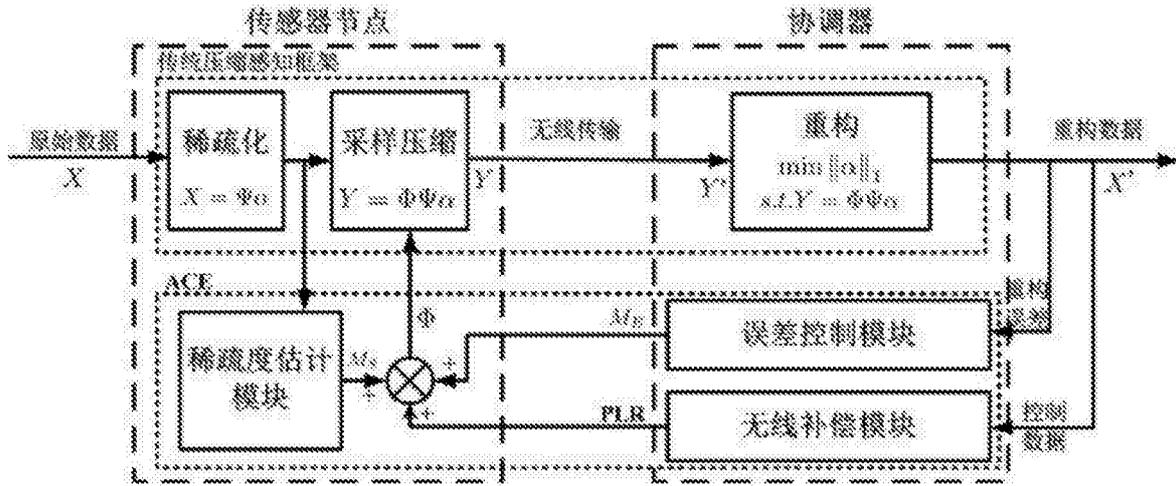


图1

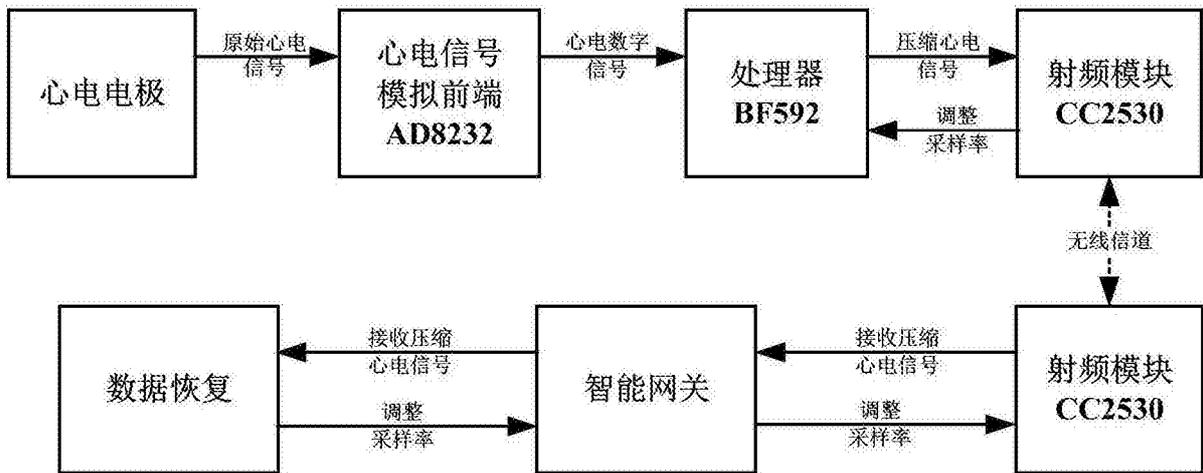


图2

专利名称(译)	一种心电信号压缩率自适应调节无线传输系统和传输方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN10678885A</a>	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611117030.6	申请日	2016-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	于文彬 刘哲 杨博		
发明人	于文彬 刘哲 杨博		
IPC分类号	H04L1/00 H04L25/02 A61B5/00 A61B5/0402		
CPC分类号	H04L1/009 A61B5/0006 A61B5/0402 A61B5/7221 A61B5/7232 H04L1/0001 H04L1/0079 H04L25/0202		
代理人(译)	郑立		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于压缩感知的心电信号压缩率自适应调节无线传输系统和传输方法，涉及信号压缩重构领域，包括传感器节点和协调器，传感器节点用于获取原始信号、数据采样压缩以及将压缩后的数据发送到协调器；协调器用于接收和恢复压缩数据；传感器节点包括稀疏度估计模块，协调器包括无线补偿模块和误差控制模块；稀疏度估计模块用于计算数据的稀疏度以及根据稀疏度估计采样率，无线补偿模块用于补偿无线通讯过程中的丢包，误差控制模块用于控制重构误差。本发明采用压缩感知技术加闭环控制来实现，有效针对不同患者不同数据稀疏度来实现不同的压缩采样率；同时可以根据无线信道的情况自适应的调整压缩率，实现出现丢包的时候不丢失心电数据。

