

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/0402 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910024050.2

[43] 公开日 2010年3月17日

[11] 公开号 CN 101669819A

[22] 申请日 2009.9.25

[21] 申请号 200910024050.2

[71] 申请人 西安电子科技大学

地址 710071 陕西省西安市太白路2号

[72] 发明人 吴家骥 高力鑫 焦李成 石光明

张向荣 侯 彪 公茂果 马文萍

[74] 专利代理机构 陕西电子工业专利中心

代理人 王品华 朱红星

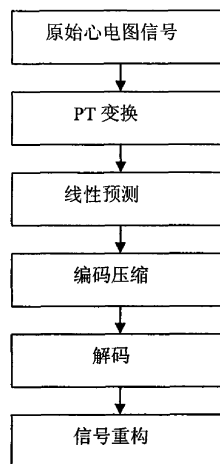
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

## [54] 发明名称

基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号无损压缩方法

## [57] 摘要

本发明公开了一种基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号无损压缩方法，属于数据处理技术领域。其压缩过程是：对原始的心电图信号进行 PT 变换；将变换后的原始信号值与估计值相减，得到整段心电图信号的残差信号；对残差信号进行自适应可变阶 RICE 编码输出编码比特流，完成对心电图信号的无损压缩；对压缩的比特流进行解码；重构信号，完成解压缩。本发明作为一种无损压缩方法，保证了所压缩心电图信号的信息完整及正确性，可用于心电图信号的传输和存储。



1. 一种基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号无损压缩方法, 包括如下步骤:

(1) 对原始的心电图信号进行 PT 变换;

(2) 对变换后的信号按如下过程进行预测;

(2a) 选取一段信号进行训练, 得到固定预测系数组;

(2b) 对当前点 $X_n$ 之前的  $2k$  个点进行训练, 得到动态预测系数组,  $k$  为预测阶数;

(2c) 根据设定的门限选择采用动态预测系数组或固定预测系数组, 当训练矩阵行列式值低于门限阈值时, 则选取固定预测系数组作为预测系数, 反之, 采用当前的动态预测系数组作为预测系数;

(2d) 根据确定的预测系数, 利用自回归公式, 求得当前点 $X_n$ 的估计值;

(2e) 重复 (2b) - (2d), 得到整段信号的估计值, 完成对变换后心电图信号的预测;

(3) 将变换后的原始信号值与估计值相减, 得到整段心电图信号的残差信号;

(4) 对残差信号进行如下自适应可变阶 RICE 编码;

(4a) 设当前点 $e_n$ , 根据 $e_n$ 之前的  $n$  个点的数值大小的分布, 求得这  $n$  个点数值大小绝对值的均值; 设定以 $2^2$ 为门限, 每 $2^2$ 为一阶, 根据均值所在的门限, 选择 $e_n$ 的编码阶数;

(4b) 根据如下定义, 确定 $e_n$ 的前码段和阶数码段, 其中  $k$  为编码阶数:

前码段:  $e_n$ 整除 $2^k$ , 所得商为 $n_a$ , 则以 $n_a$ 个 1 和一个 0 作为前码段;

阶数码段:  $e_n$ 整除 $2^k$ , 所得余数为 $n_e$ , 则以  $k$  个 $n_e$ 的二进制码作为阶数码段;

(4c) 将前码段和阶数码进行合并, 完成 $e_n$ 的编码;

(4d) 重复 (4a) - (4c) 完成对残差信号的编码;

(4e) 输出编码比特流, 完成对心电图信号的无损压缩。

2. 根据权利要求 1 所述方法, 其中步骤 (2d) 所述的根据确定的预测系数, 利用自回归公式, 求当前点 $X_n$ 的估计值 $X_{en}$ , 是将确定的预测系数代入如下公式, 对其进行最小化求得:

$$\sum_{i=1}^N \left\| X_{en} - \sum_{t=1}^k a_t X_{n-t} \right\| + \sum_{i=1}^k \left\| X_n - \sum_{t=1}^k a_t X_{e(n-t)} \right\|$$

其中,  $k$  为预测阶数,  $a$  为确定的预测系数,  $X_{n-t}$  为  $X_n$  的第前  $t$  个点,  $X_{e(n-t)}$  为  $X_{en}$  的第前  $t$  个点。

3. 根据权利要求 1 所述方法, 其中步骤(4c)所述的将前码段和阶数码段进行合并是将阶数码段与前码段进行连接, 前码段在前, 阶数码段在后, 连接成为  $e_n$  的整个码段。

4. 一种基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号的解压缩方法, 包括如下步骤:

步骤 A, 根据解码端收到的比特流, 按如下过程进行解码:

(1A) 根据解码端收到的 0, 1 比特个数, 确定残差信号的当前点  $e_n$  的前码段译码  $n_a$  和阶数码段的译码  $n_e$ ;

(2A) 根据得到的阶数码段的比特位数确定阶数  $k$ ;

(3A) 由前码段译码  $n_a$ 、阶数码段的译码  $n_e$  和阶数  $k$ , 得到当前点  $e_n$ :

$$e_n = n_a \times 2^k + n_e;$$

(4A) 重复(1A)-(3A), 得到整段残差信号值  $e_x$ ;

步骤 B, 将得到的残差信号值  $e_x$  与变换后心电图信号的估计值  $X_e$  相加, 得到 PT 变换后的原始信号值  $X$ , 即:

$$X = e_x + X_e;$$

步骤 C, 对变换后的心电图信号进行 PT 反变换, 得到原始心电图信号。

## 基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号无损压缩方法

### 技术领域

本发明属于数据处理技术领域，涉及数据压缩，用以实现对心电图 ECG 信号的不损压缩。

### 背景技术

心电图信号是最重要的生物信号之一。随着现代医学的发展，心电图信号在临床诊断中对诊断准确性的辅助作用也越来越大，应用越来越广泛，在现代医学中的地位越显重要，心电图信号为现代医学临床诊断的发展也做出了突出的贡献。为了不影响临床诊断，信息的不损压缩是最好的选择，由于心电图信号数据量较大，所以对于心电图信号进行压缩显得十分必要。

近期，有些学者提出了一些针对心电图信号的压缩方法，如基于小波变换的方法，基于线性预测的方法等，但多数方法均为有损压缩方法，对心电图信号的完整性和正确性无法完全保证。

现有的应用较广的 RAR, ZIP 方法，是在数据压缩领域较为成熟且适应性广的两种方法，RAR 及 ZIP 方法均是主要利用改变数据的原有存储格式来实现对数据的压缩，两者核心的算法均是在 LZW 编码算法的基础上实现的，属于基于字典的编码压缩算法。这两种方法虽然可实现对心电图信号的不损压缩，但是压缩率过低，造成不必要的存储和传输空间的浪费。

### 发明内容

本发明的目的在于克服上述已有技术的缺点和不足，提出一种基于 PT 变换与线性预测结合的心电图信号无损压缩方法，以保持信息的完整及正确性，提高压缩率，节约存储和传输空间。

实现本发明目的的技术关键是采用 PT 变换，自回归线性预测及自适应的可变阶 RICE 编码，其实现步骤包括如下：

- (1) 对原始的心电图信号进行 PT 变换；
- (2) 对变换后的信号按如下过程进行预测；
  - (2a) 选取一段信号进行训练，得到固定预测系数组；

- (2b) 对当前点 $X_n$ 之前的  $2k$  个点进行训练, 得到动态预测系数组,  $k$  为预测阶数;
- (2c) 根据设定的门限选择采用动态预测系数组或固定预测系数组, 当训练矩阵行列式值低于门限阈值时, 则选取固定预测系数组作为预测系数, 反之, 采用当前的动态预测系数组作为预测系数;
- (2d) 根据确定的预测系数, 利用自回归公式, 求得当前点 $X_n$ 的估计值;
- (2e) 重复(2b)-(2d), 得到整段信号的估计值, 完成对变换后心电图信号的预测;
- (3) 将变换后的原始信号值与估计值相减, 得到整段心电图信号的残差信号;
- (4) 对残差信号进行如下自适应可变阶 RICE 编码:
- (4a) 设当前点 $e_n$ , 根据 $e_n$ 之前的  $n$  个点的数值大小的分布, 求得这  $n$  个点数值大小绝对值的均值; 设定以 $2^2$ 为门限, 每 $2^2$ 为一阶, 根据均值所在的门限, 选择 $e_n$ 的编码阶数;
- (4b) 根据如下定义, 确定 $e_n$ 的前码段和阶数码段, 其中  $k$  为编码阶数:  
前码段:  $e_n$  整除 $2^k$ , 所得商为 $n_a$ , 则以 $n_a$ 个 1 和一个 0 作为前码段;  
阶数码段:  $e_n$  整除 $2^k$ , 所得余数为 $n_e$ , 则以  $k$  个 $n_e$ 的二进制码作为阶数码段;
- (4c) 将前码段和阶数码进行合并, 完成 $e_n$ 的编码;
- (4d) 重复(4a)-(4c)完成对残差信号的编码;
- (4e) 输出编码比特流, 完成对心电图信号的无损压缩;

本方法与现有技术相比具有以下优点:

- a. 本发明作为一种无损压缩算法, 可以对原信号进行完全恢复, 保持了数据的完整及正确性, 特别是心电图信号作为一种医学信号, 其数据信息完整及正确性的保持十分必要。
- b. 本发明由于采用了 PT 变换方法, 使得信号在变换后具有更好的可预测性。
- c. 本发明采用了自回归的线性预测器, 并设计了一种针对信号特点自适应的 RICE 编码方法。使其对不同的信号均能达到较优的编码压缩性能。
- d. 仿真结果表明, 本发明与 RAR, ZIP 压缩方法相比, 无损压缩性能较优

## 附图说明

图 1 是本发明的流程示意图；

图 2 是用本发明对一段心电图信号进行 PT 变换后的结果。

## 具体实施方式

参照图 1，本发明的具体实现步骤如下：

步骤 1，对原始的心电图信号进行 PT(peak transform)变换；

PT 变换是一种非线性的几何变换，它可以将高频信号转化为低频，其定义如下：

曲线段：定义为有限区间 $[a, b]$ 内的连续函数  $f(x)$ 。

曲线段叠加：给定两个曲线段 $f_1(x)$ ， $f_2(x)$ 分别定义在有限区间 $[a_1, b_1]$ ， $[a_2, b_2]$ 上，且  $b_1 \leq a_2$ ，叠加所生成的新的曲线段  $f(x)$ 定义在 $[a_1, b_1 + b_2 - a_2]$ 。

则：

$$f(x) = \begin{cases} f_1(x), & x \in [a_1, b_1] \\ f_2(x) - f_2(a) + f_1(b), & x \in (b_1, b_1 + b_2 - a_2] \end{cases}$$

其中， $f_2(a)$ 为 $f_2(x)$ 在  $a$  点的函数值， $f_1(b)$ 为 $f_1(x)$ 在  $b$  点的函数值。新的曲线段  $f(x)$  就是由 $f_1(x)$ ， $f_2(x)$  通过连接和移位得到的。

PT 变换只改变了曲线段的顺序，且是可逆的。反向变换可以依照他们的原始顺序来重新叠加曲线段。

按如上定义，我们对原始的心电图信号进行一次 PT 变换，得到变换后的信号，如图 2 所示，其中图 2a 为原始心电图信号，图 2b 为 PT 变换后的心电图信号，可以看到，变换后的信号，较原始信号更为平滑，高频分量明显减少。

步骤 2，使用自回归线性预测器对变换后的信号进行  $k$  阶线性预测，求得估计信号，由估计信号进一步求得残差信号。

(2a) 选取一段变换后的信号，根据下式进行训练，得到固定预测系数组：

$$\bar{a} = (C^T C)^{-1} C^T \bar{x} \quad (1)$$

其中 $\bar{a}$ 为预测系数组的向量， $C$ 为估计矩阵， $\bar{x}$ 为所选取信号段的向量；

(2b) 根据(1)式对当前点 $X_n$ 之前的  $2k$  个点进行训练，得到动态预测系数组， $k$ 为预测阶数；

- (2c) 根据设定的门限选择采用动态预测系数组或固定预测系数组，当(1)式中的矩阵 $(C^T C)^{-1}$ 的行列式的值小于此门限时，则选取固定预测系数组作为预测系数，反之，采用当前的动态预测系数组作为预测系数；
- (2d) 根据确定的预测系数，按照如下公式进行自回归：

$$\sum_{i=1}^N \left\| X_{en} - \sum_{t=1}^k a_t X_{n-t} \right\| + \sum_{i=1}^k \left\| X_n - \sum_{t=1}^k a_t X_{e(n-t)} \right\| \quad (2)$$

其中， $X_{en}$ 是当前点 $X_n$ 的估计值， $k$ 为预测阶数， $a$ 为确定的预测系数， $X_{n-t}$ 为 $X_n$ 的第前 $t$ 个点， $X_{e(n-t)}$ 为 $X_{en}$ 的第前 $t$ 个点。

通过(2)式求出估计值 $X_{en}$ ；

- (2e) 重复(2b)-(2d)，得到整段信号的估计值 $X_e$ ，完成对变换后心电图信号的预测；
- 步骤3，将变换后的原始信号值 $X$ 与估计值 $X_e$ 相减，由下式得到进一步编码压缩所需的预测残差信号值 $e_x$ 。

$$e_x = X - X_e \quad (3)$$

步骤4，对残差信号进行如下自适应可变阶 RICE 编码；

- (4a) 设残差信号的当前点 $e_n$ ，根据 $e_n$ 之前的 $n$ 个点的数值大小的分布，求得这 $n$ 个点数值大小绝对值的均值；设定以 $2^2$ 为门限，每 $2^2$ 为一阶，根据均值所在的门限，选择 $e_n$ 的编码阶数；
- (4b) 根据如下定义，确定 $e_n$ 的前码段和阶数码段，其中 $k$ 为编码阶数：  
前码段： $e_n$ 整除 $2^k$ ，所得商为 $n_a$ ，则以 $n_a$ 个1和一个0作为前码段；  
阶数码段： $e_n$ 整除 $2^k$ ，所得余数为 $n_e$ ，则以 $k$ 个 $n_e$ 的二进制码作为阶数码段；
- (4c) 将前码段和阶数码进行合并，完成 $e_n$ 的编码；
- (4d) 重复(4a)-(4c)完成对残差信号的编码；
- (4e) 输出编码比特流，完成对心电图信号的无损压缩；

参照图1，本发明的解压缩过程如下：

步骤A，根据解码端收到的比特流，按如下过程进行解码：

- (1A) 根据解码端收到的0, 1比特个数，确定残差信号的当前点 $e_n$ 的前码段译码 $n_a$ 和阶数码段的译码 $n_e$ ；
- (2A) 根据得到的阶数码段的比特位数确定阶数 $k$ ；
- (3A) 由前码段译码 $n_a$ 、阶数码段的译码 $n_e$ 和阶数 $k$ ，得到当前点 $e_n$ ；

$$e_n = n_a \times 2^k + n_e;$$

(4A) 重复(1A)-(3A)，得到整段残差信号值 $e_x$ ；

步骤 B，将得到的残差信号值 $e_x$ 与变换后的心电图信号估计值 $X_e$ 相加，得到变换后的原始信号值 $X$ ，即：

$$X = e_x + X_e;$$

步骤 C，对变换后的心电图信号进行 PT 反变换，得到原始心电图信号，实现重构，解压缩完成。

本发明的效果可以通过以下具体实验数据进一步说明。

### 1, 试验条件与内容

本发明的实验是选取 MIT-BIH 心电图信号压缩测试数据库中的 8 个文件大小一致，信号长度相同的心电图信号文件作为测试样本，对选取的测试样本分别按照本发明压缩方法，RAR 压缩方法，ZIP 压缩方法进行无损压缩测试，对三种方法的压缩率进行比较。

### 2, 试验结果

三种不同方法得到的压缩率如表 1 所示。

表 1 三种方法得到的压缩率

测试样本	本发明方法压缩率	RAR 压缩方法压缩率	ZIP 压缩方法压缩率
11442_01	2.03	1.91	1.27
08730_01	2.25	2.02	1.23
08730_02	2.15	1.92	1.18
11950_01	2.12	1.96	1.27
08730_04	2.06	1.86	1.13
12531_02	2.05	1.95	1.32
12621_02	2.16	1.94	1.18
12490_01	2.22	2.06	1.35

从表 1 可见，本发明压缩方法与 RAR 压缩方法，ZIP 压缩方法相比，所有测试文件的压缩率均高于后两者。对比三种方法，RAR 压缩方法的压缩率略低于本发明方法，而 ZIP 压缩方法则在压缩率上均低于本发明方法与 RAR 压缩方法。



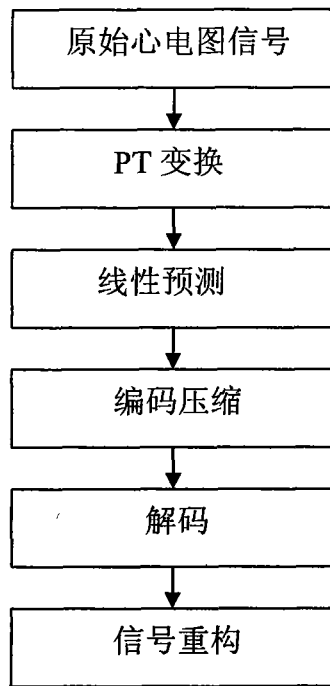


图 1

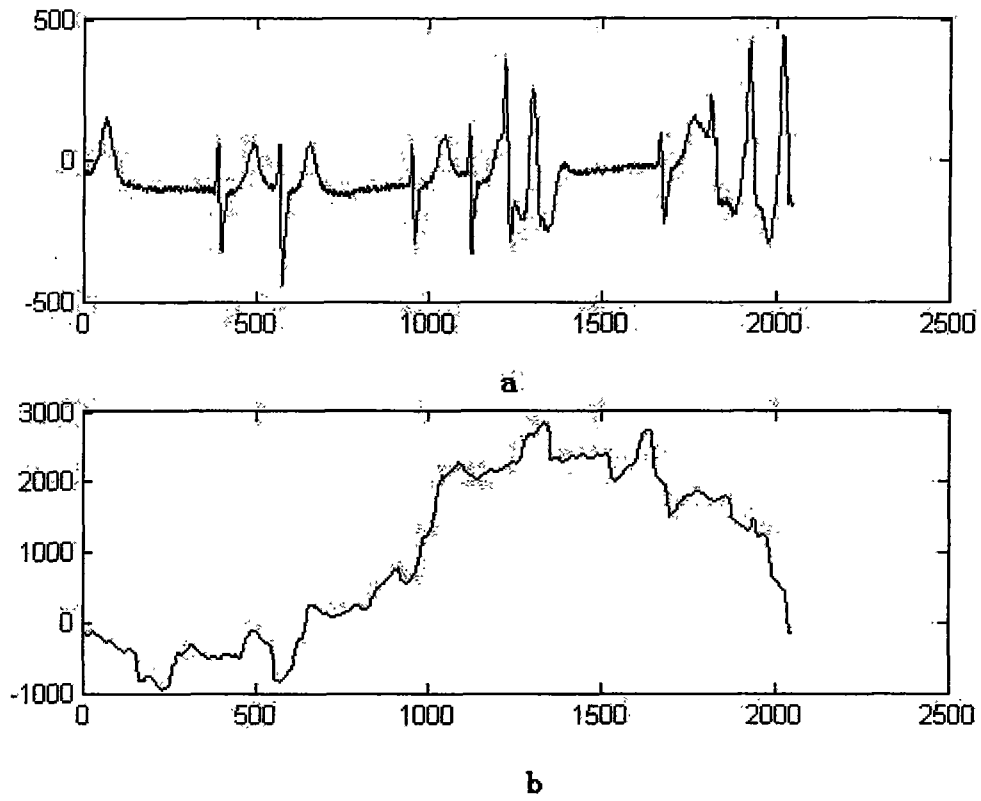


图 2