

基于 Context 模型的 ECG 信号二维压缩

黄博强^{1,2}, 陈建华¹, 汪源源²

(1. 云南大学电子工程系, 云南昆明 650091; 2. 复旦大学电子工程系, 上海 200433)

摘要: 提出一种基于 Context 模型的 ECG 信号二维压缩方案。通过模极大检测和循环匹配识别 R 波特征, 自动构建 ECG 图像, 并根据心动周期信息制作编码数据图, 之后对 ECG 图像进行一维离散小波变换和带截止区均匀量化, 量化系数被分解为重要位置图、符号流、最高位位置流和剩余比特流, 最后结合编码数据图进行基于 Context 模型的自适应算术编码。实验针对 MIT-BIH 心律失常数据库的两个数据集进行压缩。压缩比为 20 时, 新方案的百分均方根误差分别为 2.93%、4.31%, 低于 JPEG2000 压缩方案的 3.26%、4.8%。结果表明新方案优于其它 ECG 压缩算法。

关键词: R 波识别; 编码数据图; Context 模型; 二维数据压缩

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2008) 09-1810-04

2-D Compression of ECG Signals Based on Context Models

HUANG Bo-qiang^{1,2}, CHEN Jian-hua¹, WANG Yuan-yuan²

(1. Department of Electronic Engineering, Yunnan University, Kunming, Yunnan 650091, China;

2. Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: A 2-D compression of ECG signals is proposed based on context models. R waves are recognized by max absolute value detection and repeated matching. An ECG image is constructed automatically and coding data map is created based on the information of cardiac cycles. Then, 1-D discrete wavelet transform and uniform scalar dead zone quantizer are applied to ECG images. Quantized coefficients are decomposed into significance map, sign stream, position of the most significant bit stream and residual bit stream. Based on the coding data map, an adaptive arithmetic coder with different context models is employed for entropy coding of these streams. Two datasets from MIT-BIH arrhythmia database are compressed. With the compression ratio of 20, the percent root mean square difference of 2.93% and 4.31% are achieved, in contrast to 3.26% and 4.8% by JPEG2000 scheme. Results indicate that our method outperforms other compression schemes.

Key words: R wave recognizing; coding data map; context model; 2-D compression

1 引言

心电图 (ECG) 是诊断心脏疾病的重要生理信号。1999 年 Lee 和 Buckley 提出基于二维 DCT 变换的 ECG 压缩方案^[1], 2001 年 Uyar 和 Ider 提出基于二维 DCT 变换的压缩方案来训练 ECG 数据^[2], 同年 Moghaddam 和 Nayebi 使用基于二维小波包变换的方法对 ECG 信号压缩^[3], 2003 年 Bilgin 等采用 JPEG2000 对 ECG 图像压缩^[4]。上述二维压缩方案存在相似性: QRS 检测、预处理 (切割并排列心动周期, 周期归一化, 均值去除)、变换和系数编码。

文献[4]使用信号处理工具箱^[5]识别 ECG 信号的 R 波, 之后将信号切割排列为图像并归一化心动周期, 再对二维小波变换后的图像进行 JPEG2000 压缩。该方案

在两方面值得改进: (1) R 波识别结果不理想。针对 MIT-BIH 心律失常数据库, 在压缩比 (CR) 为 20 时, 该方案直接编码的百分均方根误差 (PRD) 为 7.5%, 而手工对齐误检 R 波后编码的 PRD 为 6.92%。(2) 可选择比 JPEG2000 更好的压缩方案。

基于 Context 模型的熵编码器已在信号和图像压缩领域取得较好应用^[6~8], 基于该编码器的 ECG 信号二维压缩方案主要包括: (1) 利用连续小波变换的模极大与波形奇异点间的关系循环检测 R 波, 切割并排列 ECG 信号为图像。(2) 结合心动周期制作编码数据图, 对 ECG 图像采取一维离散小波变换 (DWT) 和带截止区均匀量化, 量化系数分解为重要位置图、符号流、最高位位置 (PMSB) 流和剩余比特 (RB) 流, 最后结合编码数据图进行基于 Context 模型的自适应算术编码。

2 ECG 信号转为 ECG 图像

ECG 信号可看作伪周期信号,同时具备心动周期内、间相关性.二维压缩算法希望同时利用两种相关性来提升编码性能.因此,根据正确识别的 R 波将 ECG 信号转为 ECG 图像是高效压缩的前提.

2.1 模板大识别 R 波

QRS 波群的检测有很多算法,文献[9]引入小波的多分辨率分析并取得了较满意的结果.研究表明^[10]:若小波 (x) 是光滑函数的一阶导数,当尺度 s 接近 0 时,小波系数模板大值处所对应的信号幅度变化最剧烈.由于 Haar 小波具有一阶消失矩且计算简单,故被用来对 ECG 信号进行 32 个尺度的连续小波变换.

以 MIT-BIH 心律失常数据库 ECG 信号 100 为例,模板大识别 R 波的步骤为:(1)均值去除.基线漂移往往引起 ECG 直流值的变化,均值去除可以最大化心动周期间相关.(2)连续小波变换.图 1(a)为变换后小波系数矩阵拉伸到 0~255 的灰度图.(3)沿尺度方向对小波系数矩阵积分得到尺度积分曲线,如图 1(b)所示.(4)将尺度积分曲线正、负极值的一半作为阈值,根据阈值对曲线量化得到波峰波谷描述图,如图 1(c)所示.(5)将图 1(c)中成对 -1、+1 区域视为 R 波存在区间,根据该区间检测时域 ECG 信号的幅度极大值得到 R 波位置,检测结果如图 1(d)所示.

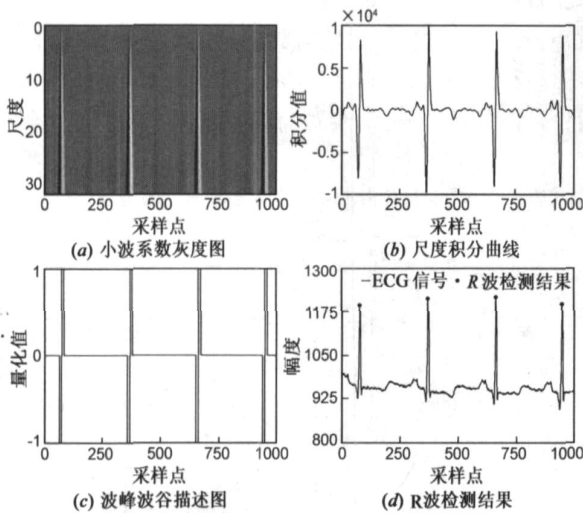


图 1 模板大识别 ECG 信号 R 波示意图

2.2 循环匹配

对不同心脏病患者采集的 ECG 信号(包括 QRS 波群)往往存在较大的特异性,为进一步提高 R 波检测效果,可对上述检测方案增加约束.具体包括:(1)排除误检,确保图 1(c)中每周期只存在一对波峰波谷.(2)考虑静息期,忽略检测所得 R 波位置后 200ms 内的极值.(3)在初检 R 波位置前后 20ms 内搜索最高点,定位 R 波.(4)若检测结果中 RR 间隔大于平均心动周期的 2

倍,表明该间隔内的信号存在漏检 R 波,提取漏检信号再循环检测一次.(5)最终无法检测 R 波的 ECG 信号,直接根据平均心动周期切割.

R 波识别算法的总流程如图 2 所示.由于 ECG 信号数据量大,实际采取分段截取信号,分步处理结果,最后形成图像的方法.实验中分段信号为 10 秒的数据量,即 3600 个采样点.

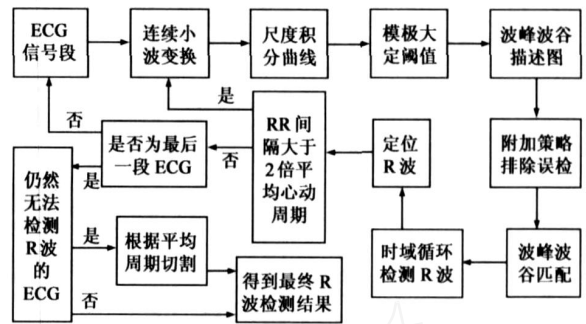


图 2 R 波识别算法的总流程

2.3 产生 ECG 图像

根据上述步骤得到的 R 波检测结果,可将 ECG 信号转为 ECG 图像,具体方法为:(1)根据检测的 R 波个数 N 建立大小为 $N \times 512$ 的图像数组 F ,初值为 0.(2)根据检测的 R 波位置信息将 ECG 信号切割为心动周期序列,将各周期数据填入数组 F 的各行,同时记录心动周期的长度信息.

图像宽度为 512 是基于小波变换层数及心动周期长度的综合考虑,另外图像中 R 波位置的列坐标设为 80,使得每行能显示完整的 QRS 波群.以 ECG 信号 100 为例,图 3(a)、(b)显示了 ECG 图像的产生,图像大小为 512×512 .

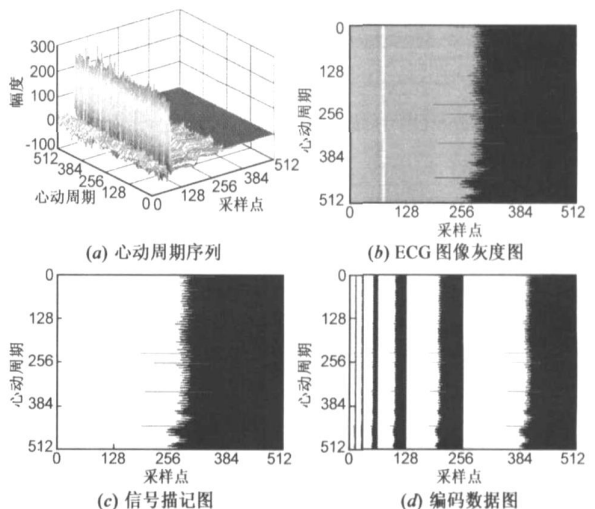


图 3 ECG 图像及编码数据图的产生

3 基于 Context 模型的数据压缩

3.1 小波变换的选取

对自然图像压缩通常采用二维离散小波变换,实验

发现对 ECG 图像采用一维离散小波变换压缩效果更好. 以图 3(b) 为对象, 由于各心动周期长度小于图像列宽, 采用行延拓降低边界影响. 小波变换采用双正交 9/7 滤波器, 变换层数为 5, 边界采用对称延拓. 使用带截止区量化器, 量化

表 1 不同小波变换对 ECG 图像压缩的影响

CR	1-D DWT		2-D DWT	
	Delta	PSNR	Delta	PSNR
3	0.924	60.576	1.094	58.295
4	1.568	54.937	1.870	53.766
5	2.167	52.540	2.616	51.346
6	2.706	50.936	3.384	49.633
7	3.218	49.711	4.208	48.246

间隔为 Delta. 在相同压缩比下通过峰值信噪比 (PSNR) 来比较小波变换的优劣. 结果如表 1 所示.

原因可能是: 自然图像连续变化, 故行与列均具有强相关性; ECG 图像的行数据连续变化, 剪相关性, 但列数据为拼接而成, 剪相关性弱.

3.2 编码数据图的制作

对 ECG 图像编码时, 希望借助某种方式来描绘信号边界, 实际为经过 5 层小波变换后各子带的信号边界, 以便仅对信号编码. 编码数据图满足这一要求.

具体制作过程: 将 ECG 图像中有信号的位置标记为 1, 其它标记为 0, 得到信号描记图. 对该图进行小波变换, 将非零小波系数置 1, 得到编码数据图. 图 3(c)、(d) 分别为图 3(b) 的信号描记图及编码数据图.

3.3 量化、系数分解及扫描

ECG 图像经过一维小波变换后进行带截止区均匀量化^[6], 但量化后的小波系数幅值较大, 不利于直接对其熵编码. 若将量化后的少数非零小波系数分解为一组小字符的符号流, 则可以进行有效的自适应算术编码. 本文将量化后的小波系数分解为: 重要位置图、符号流、PMSB 流和 RB 流^[6]. 由于心动周期期间存在相关性, 故各符号流当前点的数值与前一心动周期相应位置的数值相似, 采用列扫描能更好地利用相关性.

3.4 Context 模型

为高效编码符号流, 使用高阶 Context 模型的算术码编码器^[6]. 建模中需注意: 在尽可能多利用 Context 信息的同时减少模型代价^[8].

Context 模版如图 4 所示, x 为当前待编码的量化系数值, C_1, \dots, C_7 为之前编码的量化系数值. 其中 C_3 表示 x 在小波变换下一尺度中对应的量化系数, 即父节点. 对当前小波系数量化值 x , 需

对四种类型的符号流进行编码, 由于 RB 流符号间的相关性不明显, 对其采用零阶算术编码.

对于重要位置图, C_3 的幅度能够有效估计 x 的重要性^[6], 需对其加强量化精度. 本文对 $|C_3|$

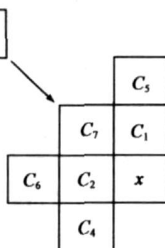


图 4 Context 模版

采用 4 级 Context 量化 (X 代表输入, Y 代表输出).

$$Y = \begin{cases} 0, & X = 0, \\ 1, & X = 1, \\ 2, & 2 \leq X < 4, \\ 3, & X \geq 4. \end{cases}$$

在空间域中 C_1, C_2 是 x 最临近的两点, 同样是重要的 Context 系数. 实验发现 $|C_1|$ 对 x 重要性的预测更好, 故对 $|C_1|$ 采用与 $|C_3|$ 相同的 4 级 Context 量化, 而对 $|C_2|$ 采用 3 级 Context 量化.

$$Y = \begin{cases} 0, & X = 0, \\ 1, & X = 1, \\ 2, & X \geq 2. \end{cases}$$

相对前 3 个系数, 剩下的 4 个系数对 x 重要性的预测能力减弱, 故采用组合量化. 对 $|C_4|, |C_5|$ 组合采用 3 级 Context 量化: 均为零, 其中一个为零, 均不为零. 对 $|C_6|, |C_7|$ 组合采用 2 级 Context 量化: 均为零, 均不为零.

对于符号流, 采用简单的 Context 量化方案, 这是因为非零小波系数的正负号不存在明显的统计相关性, 并且符号流维数相对重要位置图较小^[7]. 本文分别对系数 C_1 和 C_2 进行 Context 建模, 采用 3 级 Context 量化: 正、负与零.

对于 PMSB 流, 设 x 的 PMSB 为 $C_p \{0, 1, \dots, \max(|\log_2(|x|)|)\}$, x 相邻位置的 PMSB 为 $C_{p_i} = \lfloor \log_2(|C_i|) \rfloor, (i = 1, \dots, 7)$. 实验发现在预测 x 的 PMSB 时, C_{p_1} 具有较大优势, 因此将其作为单独的 Context 事件 $T_1 = C_{p_1}$. 为限制 Context 事件以降低模型代价^[6], 将剩余的

$$\text{系数组合成 Context 事件 } T_2 = \left\lfloor \left(\sum_{i=2}^7 C_{p_i} \right) / 6 \right\rfloor.$$

4 实验结果及分析

实验将 MIT-BIH 心率失常数据库中的 ECG 信号分为两组^[4,11], 分别采用 10 分钟和 1 分钟 ECG 信号. 针对文献[4]的实验方法设计了三种方案, 实验误差通过 PRD 衡量.

表 2 方案 1 的实验结果

CR	第一组数据 (PRD)		第二组数据 (PRD)		
	Lu ^[11]	方案 1	Lu ^[11]	Bilgin ^[4]	方案 1
4:1	1.19	0.71	1.11	1.11	0.90
5:1	1.56	0.93	1.47	1.39	1.18
6.6:1	—	1.24	2.04	1.86	1.62
8:1	2.46	1.48	2.50	2.28	1.99
10:1	2.96	1.81	3.11	2.82	2.48
12:1	3.57	2.12	3.82	3.31	2.94
16:1	4.85	2.65	5.46	4.20	3.80
20:1	6.49	3.19	7.52	5.17	4.72

方案 1 使用信号处理工具箱^[5]检测 R 波,根据检测结果产生 ECG 图像,并采用本文编码方案压缩.针对漏检导致心动周期超过图像宽度的情况,根据平均心动周期长度自动切割.方案 2 在方案 1 的基础上手工对齐误检 R 波的心动周期.方案 3 采用本文 R 波检测算法取代方案 1 中的检测算法.

表 3 方案 2 与方案 3 的实验结果

CR	第一组数据(PRD)			第二组数据(PRD)		
	Bilgin ^[4]	方案 2	方案 3	Bilgin ^[4]	方案 2	方案 3
4:1	0.78	0.69	0.69	0.99	0.87	0.86
5:1	0.99	0.90	0.90	1.25	1.15	1.14
6.6:1	1.28	1.20	1.20	1.66	1.56	1.54
8:1	1.52	1.43	1.43	2.02	1.91	1.89
10:1	1.86	1.74	1.74	2.52	2.38	2.35
12:1	2.19	2.02	2.02	3.04	2.80	2.77
16:1	2.74	2.49	2.49	3.93	3.60	3.55
20:1	3.26	2.94	2.93	4.80	4.40	4.31

综合比较表 2、3 可以发现:本文提出的 ECG 信号二维压缩方案比文献[4]的压缩方案效果更好,另外实验结果表明 ECG 信号的二维压缩方案比一维压缩方案的性能更高.但是由于 ECG 图像的产生需要收集一定数目的心动周期,所以二维压缩方案不可避免的带来了时间延迟.以十分钟 ECG 信号为例,本算法 R 波识别需要 7.468 秒,当压缩比分别为 4 和 24 时,编码 ECG 图像的时间相应的需要 0.437 和 0.219 秒(本文所有实验在 2.33GHz 双核 CPU、2GB 内存的 PC 机上实现).

5 结论

由于采用模板大识别 R 波并结合循环匹配、针对 ECG 图像的特点使用一维离散小波变换及列扫描、编码数据图的使用、带截止区均匀量化、小波系数的分解和 Context 模型,新压缩方案能自动将 ECG 信号转化为 ECG 图像,并充分利用 ECG 图像的相关性及变换系数矩阵的空间冗余,合理降低了编码数据量,提高了压缩效率.

参考文献:

- [1] Lee H, Buckley K M. ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transform [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1999, 46(5): 556 - 564.
- [2] Uyar K, Ider Y Z. Development of a compression algorithm suitable for exercise ECG data [A]. Istanopolulos Y. 23rd Annu EMBS Int Conf [C]. Istanbul: IEEE Press, 2001. 3521 - 3524.
- [3] Moghaddam A R A, Nayebi K. A two dimensional wavelet packet approach for ECG compression [A]. Boashash B. Int Symp Signal Processing Applications [C]. Kuala Lumpur: IEEE Press, 2001. 226 - 229.
- [4] Bilgin A, Marcellin M W, Altbach M I. Compression of electro-

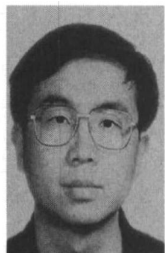
cardiogram signals using JPEG2000 [J]. IEEE Trans Consum Electron, 2003, 49(4): 833 - 840.

- [5] Aboy M, Crespo C, McNames J, Bassale J, Jenkins L, Goldstein B. A biomedical signal processing toolbox [A]. 16th Int EURASIP Conf BIOSIGNAL 2002 [C]. Brno: VUTIUM Press, 2002. 49 - 52.
- [6] Chen J, Zhang Y, Shi X. Image coding based on wavelet transform and uniform scalar dead zone quantizer [J]. Signal Processing: Image Commun, 2006, 21(7): 562 - 572.
- [7] Chen J, Wang F, Zhang Y, Shi X. ECG compression using uniform scalar dead zone quantization and conditional entropy coding [J]. Med Eng Phys 2008, 30(4): 523 - 530.
- [8] Chen J. Context modeling based on context quantization with application in wavelet image coding [J]. IEEE Trans Image Process, 2004, 13(1): 26 - 32.
- [9] Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1995, 42(1): 21 - 28.
- [10] Mallat S. Zero crossings of a wavelet transform [J]. IEEE Trans Inform Theory, 1991, 37(4): 1019 - 1033.
- [11] lu Z, Kim D Y, Pearlman W A. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2000, 47(7): 849 - 856.

作者简介:



黄博强 男, 1981 年生于湖北荆门. 于 2007 年获得云南大学生物医学工程专业硕士学位, 现为复旦大学医学电子学专业博士研究生. 主要研究领域为心电信号处理.
E-mail: 071021083@fudan.edu.cn



陈建华 男, 博士, 1964 年生于云南昆明. 现为云南大学电子工程系教授, 硕士生导师. 主要研究领域为图像压缩, 信号处理, 生物医学信息处理等.
E-mail: chenjh@ynu.edu.cn



汪源源 男, 博士, 1968 年生于浙江温州. 现为复旦大学电子工程系教授, 博士生导师. 主要研究方向为医学超声工程和医学信号、图像处理等.
E-mail: yywang@fudan.edu.cn