

基于 RR 间期检测、小波变换与优化游程编码的 ECG 信号有损压缩

高俊希

武汉大学数学与统计学院, 武汉 430072, 湖北, 中国

摘要: 传输或存储大量心电图 (ECG) 记录的代价高昂, 在按传输数据量计费的电信信道上尤其如此。远程医疗的发展使 ECG 信号压缩变得更为必要。压缩的目标是在保持 ECG 信号特征的前提下缩减数据规模。本文提出一种基于三维格式转换的 ECG 信号压缩新策略: 先识别出 RR 间期, 据此把信号切分为若干心动周期, 再执行截取与对齐处理; 随后采用三维离散小波变换 (DWT) 削减相邻体素之间的相关性。此外, 本文还提出了一种新的无损压缩技术——优化游程编码 (RLE), 以进一步提高压缩比 (CR)。所提策略在心律失常数据库的多类 ECG 记录上进行了验证。与近年发表的若干工作相比, 本算法在 CR 与均方根差百分比 (PRD) 两项指标上均表现更优。

关键词: 三维小波变换; 压缩比; ECG 压缩; PRD; RR 间期检测

Lossy ECG Signal Compression Based on RR Intervals Detection with Wavelet Transform and Optimized Run-Length Encoding

JunXi Gao

School of Mathematics and Statistics, Wuhan University, Wuhan 430072, Hubei, China

Abstract: It is expensive to transmit or store significant amounts of electrocardiogram (ECG) records, particularly when using telecommunications channels that charge according to the volume of transferred data. The advancement of telemedicine renders compressing ECG signals even more necessary. Compression aims to reduce the size of data while maintaining the features of ECG signals. This paper presents a novel strategy for compressing ECG signals based on 3D format conversion. After identifying the RR intervals, we divide the signal into cardiac cycles and proceed with the cut and align process. A 3D discrete wavelet transform (DWT) is employed to minimize the correlation existing between two adjacent voxels. Moreover, an optimized run-length encoding (RLE), a novel lossless compression technique, has been proposed to increase the compression ratio (CR). The proposed strategy is applied to different types of ECG records of the Arrhythmia database. This algorithm demonstrates improved performance in terms of CR and percentage root-mean-square difference (PRD) compared to several recently published works.

Keywords: 3D Wavelet transform; Compression ratio; ECG compression; PRD; RR interval detection



一、引言

心脏活动可由心电图（ECG）信号的形态特征反映出来，该信号可通过置于皮肤表面的电极采集得到[1]。近十年来远程医疗发展极快，ECG 信号的存储与传输因而成为一个突出问题[2]。在大多数 ECG 采集系统中，高分辨率 ECG 以 1 kHz 的频率记录[3]。以每样本 12 比特的分辨率计算，一天一次的记录平均需要 1 吉比特以上的存储空间。这一数量级远远超出了常规存储与传输系统的承载能力。因此，无论是为了归档还是为了传输后续分析，对 ECG 进行压缩都是可取乃至必要的[4]。ECG 压缩技术通常分为三大类：直接法、基于变换的方法，以及基于特征参数提取原理的方法[5]。直接法不作任何变换，直接对信号样本编码；第二类方法要求把 ECG 变换到时域以外的域中，例如离散小波变换（DWT）；第三类方法则采用 ECG 的参数化建模原理，这些参数会在重建阶段被重新使用[6-7]。

ECG 压缩技术又可分为有损与无损两种。无损方法保证全部诊断信息不丢失，对原始信号保持完全保真；但这类算法的压缩比（CR）很低，会加重带宽与存储的负担。无损算法通常基于统计模型、整数变换、字典法与预测法。相比之下，有损压缩方法会去掉一部分数据，同时保持复原后 ECG 信号的质量（包括其中的关键特征），可以获得很高的 CR。也有一些方案把有损与无损两个过程结合起来先后使用，以进一步优化数据、取得更大的缩减幅度[8]。

在文献中，无论是无损还是有损方向，ECG 信号压缩领域近年都出现了大量研究。无损方向上，Fathi 等[9]在近期论文中降低了远程健康监护系统的能耗，其算法以离散 Krawtchouk 矩作为特征提取器，从 ECG 信号中提取特征。另一项工作中的 ECG 压缩系统则建立在多通道线性预测与自适应线性预测算法之上。

在有损压缩方向，Boukhenoufa 等发表了一种把分层树集合分割（SPIHT）技术与向量 k 树划分（VKTP）编码器相结合的 ECG 数据压缩方法，目的是提升压缩方法的性能并减小重建误差。Shi 等提出了一种深度学习压缩方法，其基础是带残差补偿的二值卷积自编码器。Kolekar 等提出了一种对小波系数作改进游程编码（RLE）的心电图压缩技术。Mohebbian 和 Wahid 提出了一种半无损的数据压缩策略，可用于监护与可视化，模型采用蚁群优化结合 B 样条插值实现压缩。Luanloet 等开发了一种高效压缩技术，其中包含 RLE、标量量化、离散余弦变换（DCT）、Savitzky-Golay 滤波与 Huffman 编码。Chandra 等对小波与编码方案的各种组合作了研究，以确定最优参数。Tun 等用同时带局部阈值与全局阈值的小波压缩对 ECG 编码。Jha 和 Kolekar 采用 DCT 与离散正交 Stockwell 变换完成 ECG 压缩。Hamza 等提出了一种双重编码方案，并给出了一种基于 DWT 的高效 ECG 信号压缩方法。文献则以 ECG 信号的扫描描述为目标，采用线性预测与改进 Huffman 编码进行分析。

把一维 ECG 信号转换为二维后再压缩，可以在高速率记录与传输场景下获得更好的压缩效率。不过，一维与二维 ECG 数据压缩方法各有其优势与不足。因此，本文提出一种基于小波变换与一种高效无损编码器（称为优化 RLE）的生物医学 ECG 信号压缩新方法。该方法作用于体数据形式的 ECG 信号，以提高 CR 并减小重建误差。要得到三维 ECG 信号，首先需要检测 RR 间期，而这又以 QRS 波检测为基础——后者在 ECG 信号的自动分析与压缩中至关重要。一旦各波被识别、其位置被定位，就很容易求得信号的其他参数，例如 RR 间期、心动周期时长（据以计算心率）、诊断心律失常以及评估心率变异性；在本文方法中，它还为截取与对齐处理提供了依据。

本文提出三种 ECG 信号压缩方案：先把原始一维 ECG 信号转换为二维格式，再用一种新算法把 ECG 信号转换为三维。我们首先按照著名的 Pan-Tompkins 方法的若干步骤检测 RR 间期，随后建立评价准则，通过与其他 ECG 信号压缩方法的比较来评估本压缩算法的有效性。

本文其余部分按如下结构组织：第二节给出 ECG 特征、QRS 波检测以及小波变换的简要概念；第三节详

述方法学；第四节讨论所得结果；最后在第五节以结论对全文工作作出总结。

二、背景

本节介绍 ECG 信号的特征，并说明本研究用到的主要概念，包括 QRS 波检测与 DWT 变换。

（一）ECG 信号特征

一段 ECG 信号由 P 波、QRS 波群与 T 波构成，如图 1 所示。通过考察这些波形的变化，可以分析出不同的心脏疾病。正常 ECG 的频带如下：

- ECG 整体范围：0 Hz 至约 100 Hz。
- P 波：低频、低幅的谱成分带，频率为 0.5 Hz 至 10 Hz。
- T 波的谱带与 P 波类似，为 0.5 Hz 至 10 Hz；QRS 波群的频率高于 ECG 的其他波。
- QRS 波群的频率远高于 ECG 的其余波形，其频率成分位于 10 Hz 与 15 Hz 之间。
- 基线与各类运动伪迹的频率介于 0.5 Hz 与 7 Hz 之间；高频成分介于 15 Hz 与 40 Hz 之间。
- 甚低频为 5 Hz 至 15 Hz，极低频则低于 4 Hz。

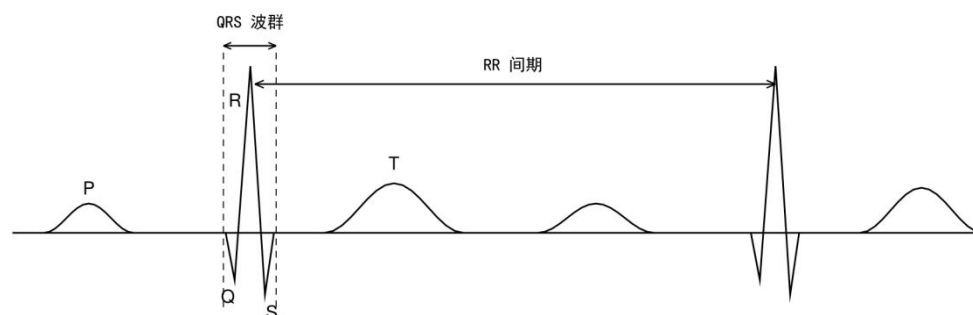


Figure 1 Morphology of an ECG Signal

图 1 ECG 信号的形态

（二）QRS 波检测

QRS 波群的形态因人而异，即便是同一受试者，其形态也会随心动周期而变化，因此检测这些波群是一项困难的任务。此外，QRS 波群的诸多特征还与信号中的其他波形（包括 P 波与 T 波）以及来自不同来源的干扰相重叠。

R 峰检测领域已有多重策略。例如 Giovanni 等提出了一种自适应算法，可提高剧烈体力活动期间 ECG 信号中 R 峰检测的准确度；文献则给出了一种基于智能信号处理（ISP）的 R 峰检测新思路，该方法包含三个主要阶段，其中用分数阶小波变换或分数阶傅里叶变换对 ECG 信号作分解。这些算法的局限在于：对噪声敏感，噪声会削弱 R 峰检测效果；计算复杂度较高；以及难以实时准确地计算 RR 间期——而这一点对远程医疗与可穿戴设备至关重要。

Pan 和 Tompkins 基于这一原理开发了最流行的算法之一。这类技术存在两个主要问题：其一，QRS 波群的带宽因人而异，即便是同一受试者也会随心动周期改变；其二是判决阈值的选取——阈值通常凭经验设定，在作出最终判决之前还必须考虑附加条件。

（三）离散小波变换

由于小波变换能够保留信号的重要性质，它被频繁用于 ECG 数据压缩。它通过在不同层级上分离高频与

低频成分来提供多分辨率分析；其更好的时频局部化能力，使它在处理 ECG 数据的非平稳特性时比 DCT 等传统技术更有效率。DCT 假定信号平稳且时频局部化能力差，并不适合 ECG 压缩。

三维 DWT 把传统小波变换推广到三维，是体数据分析的一个极好框架。图 2 给出了用第一级 DWT 对一维信号（图 2(a)）、图像（图 2(b)）与体数据（图 2(c)）所作的分解。三维 DWT 可作用于三维模型，并在不同空间维度上分解为多个频率成分。这种多尺度分析对本文很有用，因为它使我们能够同时提取全局信息与局部信息。通过组合高通与低通滤波器，三维 DWT 实现了一种分层分解，在不同分辨率上记录不同的特征。

第一步，信息（一维、二维或三维）沿 x 方向滤波，产生一幅低通图像（L）与一幅高通图像（H）；随后 L 与 H 沿 y 方向滤波，在二维或三维信息中产生 4 个子带：LL、LH、HL 与 HH；最后这 4 个子带再沿 z 方向滤波，产生三维的 8 个子带：LLL、LLH、LHL、LHH、HLL、HLH、HHL 与 HHH。其中 LLL 是近似分量，代表整个体数据的总体近似。

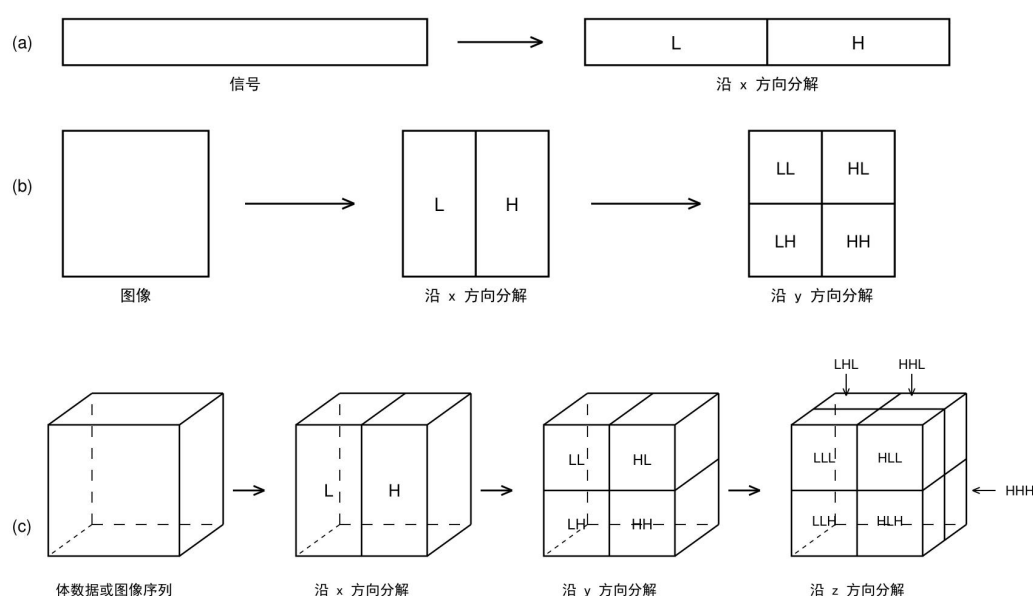


Figure 2 Discrete Wavelet Decomposition for one Level Of Decomposition; (a) Signal, (b) Image, and (c) Volume

图 2 一级离散小波分解；(a) 信号，(b) 图像，(c) 体数据

三、方法

MIT-BIH 心律失常数据库包含 48 组 ECG 数据，采样率为 360 Hz。每段信号都含有 ECG 的两个不同导联，全部 48 条记录时长均为 30 分钟。压缩一维 ECG 信号所采用的步骤如图 3 所示。

本文采用三级 DWT。三级分解使用双正交小波 bior4.4 完成——相比其他小波族，双正交小波非常适合 ECG 信号的压缩。对每条 ECG 信号的小波系数施加自适应阈值，阈值处理在保留关键特征的同时剔除不重要的系数。

本节利用样本之间的相关性来提升压缩效率。施加自适应阈值是为了增加零值的重复次数，也就是说数值较小的系数被舍弃。元素的冗余度在编码阶段意义重大。在量化步骤中我们同样会丢失信息；由于复原信号的质量取决于阈值与量化步长，这种丢失必须是经过确认且有分寸的。量化通过对系数作欧几里得除法来实现。

为了解决压缩后信号反而超过原始信号大小的问题，本文还提出并改进了一种优化 RLE 方法。它计算复杂度低，是一种针对小波系数的有效压缩方法。其具体步骤包括：

1. 为每个出现值确定 n 个二进制位。
2. 为重复值序列的平均长度确定 b 个二进制位。
3. 对序列中的所有出现值，作如下处理：

一若该出现值不重复，则插入一个“0”，其后接以 n 位二进制表示的索引值 i ；

一若存在同一数值的重复出现序列，则插入一个“1”，其后接以 b 位二进制表示的重复次数，再接该数值以 n 位二进制的表示。

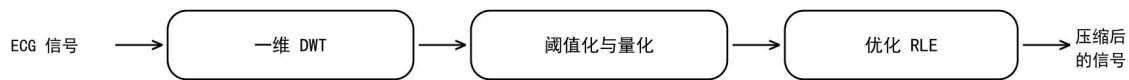


Figure 3 Compression scheme Using 1D DWT

图 3 采用一维 DWT 的压缩方案

众所周知的标准 RLE 用一个 8 比特的数值加一个 8 比特的计数来替换重复元素序列（游程）。随着重复序列长度的增加，标准 RLE 与优化 RLE 的性能都会提升。图 4 给出了优化 RLE 算法的一个图解示例。注意，图 4(a)中长度为 72 比特的序列用标准 RLE 编码为 64 比特，而用优化 RLE 只压缩到 42 比特（图 4(b)）。

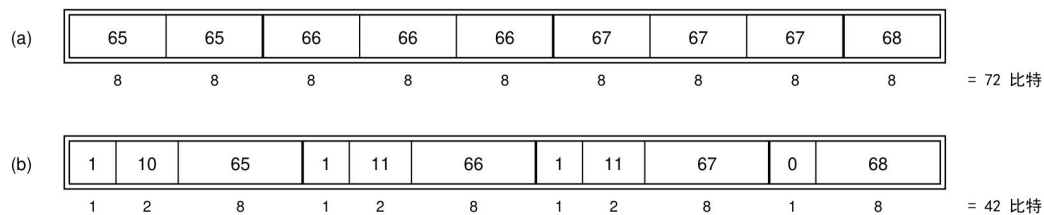


Figure 4 Example of the Optimized RLE (a) Initial Sequence and (b) Coded Sequence with the Optimized RLE

图 4 优化 RLE 示例；(a) 初始序列，(b) 用优化 RLE 编码后的序列

二维 ECG 压缩是一种用于挖掘相邻心搏之间以及相邻像素之间既有冗余的方法，该类算法的框图见图 5。R 峰用于精确测量心搏之间的时间间隔。下面介绍一种可用于寻找 R 峰及相应 RR 间期的算法，它以 Pan 和 Tompkins 的方法为基础。

图 6 给出了 R 峰（RR 间期）检测的每一个步骤。首先对 ECG 信号施加带通滤波器并计算其导数，随后执行一次非线性变换，即平方运算；最后通过阈值判决识别出 R 峰。

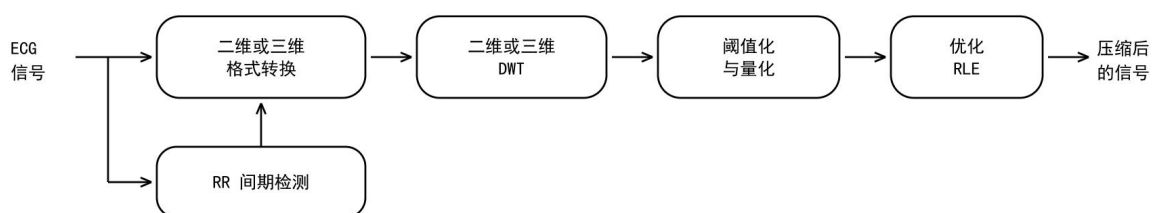
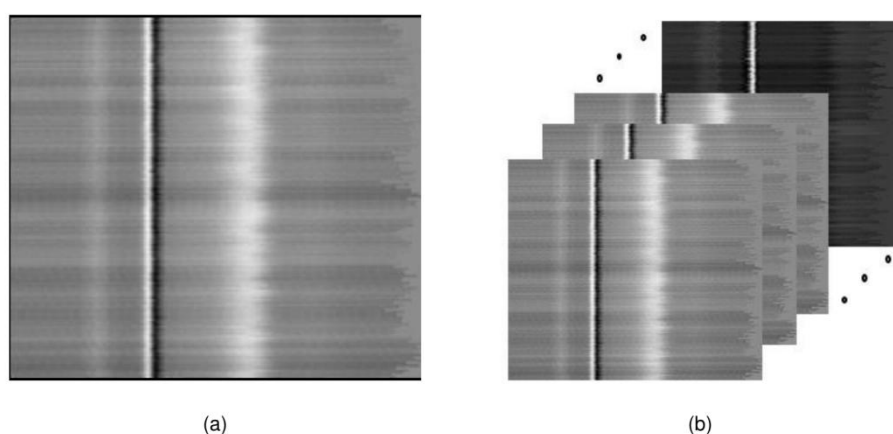


Figure 5 Compression Scheme Using RR Detection with 2D or 3D DWT**图 5** 采用 RR 检测与二维或三维 DWT 的压缩方案**Figure 6** Steps of Detection of R Peaks**图 6** R 峰检测的各个步骤

ECG 信号用一个聚焦于 5 Hz 至 15 Hz 频段的带通滤波器进行滤波, 这样既能让 R 波的大部分能量通过, 又能抑制残余噪声。为此需分别施加一个低通滤波器和一个高通滤波器, 两者串联工作, 等效为带宽约为 [10-12] Hz 的带通滤波器, 从而消除工频 (50 Hz) 处的肌电噪声。信号在这一层级上的导数会呈现很高的极大值。因此我们继续对信号作处理, 施加一个数字微分滤波器 (其传递函数在式 (3) 中记为 $D(z)$, 其中 T 为常数)。所得信号随后被平方, 以消去信号的符号。在下一阶段, R 峰具有最高的幅值。为定位 R 峰的位置, 可对信号作阈值处理——阈值取为最大值的 70%。搜索 R 峰即是在最新得到的信号中检测超过该给定阈值的局部极大值。

由于信号具有伪周期特性, 要把一维 ECG 信号转换成三维格式就必须检测 R 峰。最大 RR 间期决定了二维结构的尺寸, 如图 7 所示。这里采用一种“截取与对齐”处理来构造一张二维网格, 网格中填入归一化后的 ECG 片段, 幅值被缩放到 0 至 255 的范围。为保证片段长度一致, 较短的片段以数值 128 补齐, 该值在重建阶段将被忽略 (见图 7(a))。这种系统化的做法使 ECG 数据得以有效组织与可视化。在三维转换中, 每当一个平面被填满, 就会自动转入下一个平面 (见图 7(b))。

**Figure 7** Format Conversion (a) 1D/2D of 117.dat ECG Signal and (b) 1D/3D of a Set of ECG Signals**图 7** 格式转换: (a) 117.dat 号 ECG 信号的一维/二维转换, (b) 一组 ECG 信号的一维/三维转换

四、结果与讨论

表 1 给出了标准 RLE、算术编码与优化 RLE 三种技术的 CR 与 PRD 数值。ECG 信号在其原始形式 (一维) 下压缩, 八条记录的失真被压到最低 (PRD 值为 1.89%)。优化 RLE 算法的平均 CR 为 7.57, 标准 RLE 算法为 4.60, 算术编码为 6.77。可见本文提出的无损编码器效率最高, 最适合本文的应用场景。

Table 1 Comparison of Numerical Results Obtained from Three Lossless Coders**表 1** 三种无损编码器所得数值结果的比较

记录	优化 RLE (本文) CR	算术编码 CR	标准 RLE CR	PRD (%)
100	8.39	7.70	5.23	2.21
103	7.67	7.55	4.13	2.86
109	6.30	6.18	3.82	0.81
113	8.95	7.36	4.40	3.18
117	7.26	6.46	4.84	1.49
119	6.36	6.13	3.68	2.70
121	8.20	6.43	5.99	0.55
124	7.44	6.40	4.74	1.37
平均值	7.57	6.77	4.60	1.89

选用 bior4.4 母小波的依据来自表 2 的结果。该表使用了 bior4.4、bior3.7 与 db6 三种母小波,以本文优化 RLE 算法下各母小波的 CR/PRD 比值作为比较依据。所求得比值的平均值: bior4.4 为 5.81, bior3.7 为 5.03, db6 为 5.30。要在 CR 与 PRD 之间取得良好折中,就需要尽可能高的 CR/PRD 比值。

Table 2 Compression Results for Different Mother Wavelets**表 2** 不同母小波下的压缩结果

记录	bior4.4 CR	bior4.4 PRD(%)	bior4.4 CR/PRD	bior3.7 CR	bior3.7 PRD(%)	bior3.7 CR/PRD	db6 CR	db6 PRD (%)	db6 CR/PRD
100	8.39	2.21	3.79	7.21	2.15	3.35	7.95	2.33	3.41
103	7.67	2.86	2.68	6.69	2.68	2.49	7.17	3.04	2.35
113	8.95	3.18	2.81	8.56	3.00	2.85	8.79	3.51	2.50
117	7.26	1.49	4.87	5.42	1.34	4.04	6.75	1.47	4.59
121	8.20	0.55	14.90	6.47	0.52	12.44	7.79	0.57	13.66
平均值	8.09	2.05	5.81	6.87	1.93	5.03	7.69	2.18	5.30

本文还把三维压缩的结果与一维、二维的结果作了比较。表 3 显示,采用三维格式取得了良好的压缩效率比值:三维压缩的 CR/PRD 平均值为 4.13,而一维与二维压缩分别为 3.66 与 3.77。

五、结论

本文的压缩技术建立在维度转换(由一维转为二维和三维)格式与三维 DWT 变换之上。为提高 CR,我们还提出了一种新的压缩技术,称为优化 RLE。本文方法一次性作用于所用数据集的一整组 ECG 信号。其局限在于对噪声较为敏感,这可能影响 R 峰的识别。所得结果表明,三维方法非常有效,在 CR 与重建保真度两方面都优于一维与二维域,原因在于三维中相邻体素之间存在很强的相关性。与近年发表的若干工作相比,本文算法是在取得高 CR 的同时把 PRD 降到最低方面最为有效的方法。在不同记录上的稳健表现,使本策略成为实际应用中可靠的选择。在未来的研究中,我们将引入去噪步骤,并将其应用于受不同噪声源污染的 ECG 信号。

参考文献

- [1] 肖立业. 超导输电线路工程化关键问题. 电工电能新技术, 2022, 41(02): 1-10.
- [2] 朱合华. 城市地下管网数字孪生建模. 地下空间与工程学报, 2021, 18(02): 369-378.
- [3] 李元昊. 数控机床热误差补偿技术. 中国机械工程, 2022, 33(08): 905-912.
- [4] Banerjee S, Singh G K. Agent-based beat-by-beat compression of 12-lead electrocardiogram signal using adaptive fourier decomposition. Biomedical Signal Processing and Control, 2022, 75: 103628.
- [5] 李清泉. 车载激光雷达高精度定位技术. 测绘学报, 2024, 5(04): 437-446.
- [6] 赵金洲. 页岩油体积压裂增产技术. 石油学报, 2022, 43(04): 511-520.
- [7] 苑世剑. 大型构件液态模锻成型工艺. 塑性工程学报, 2023, 29(04): 1-8.
- [8] Verma A R, Chandra S, Singh G K, et al. ECG data compression using of empirical wavelet transform for telemedicine and e-healthcare systems. Augmented Human Research, 2023, 8(2): 2.
- [9] 周绪红. 钢混组合桥梁受力优化设计. 中国公路学报, 2022, 35(04): 1-14.
- [10] 戴琼海. 工业视觉缺陷检测深度学习模型. 自动化学报, 2022, 48(06): 1105-1116.
- [11] Alenoghena C O, et al. Telemedicine: a survey of telecommunication technologies, developments, and challenges. Journal of Sensor and Actuator Networks, 2023, 12(2).
- [12] Dotsinsky I. An approach to successful power-line interference suppression in ECG signals. International Journal Bioautomation, 2021, 26(1): 83-92.