

基于多分支多尺度卷积网络的心房颤动检测模型

赵思宇¹, 刘明¹, 刘名起¹, 杨晓茹², 熊鹏¹, 张杰烁¹

1. 河北大学 电子信息工程学院 (河北保定 071002)

2. 保定市生产力促进中心 (河北保定 071023)

附件 1 基于小波变换的心电降噪过程

Supplement 1 ECG denoising process based on wavelet transform

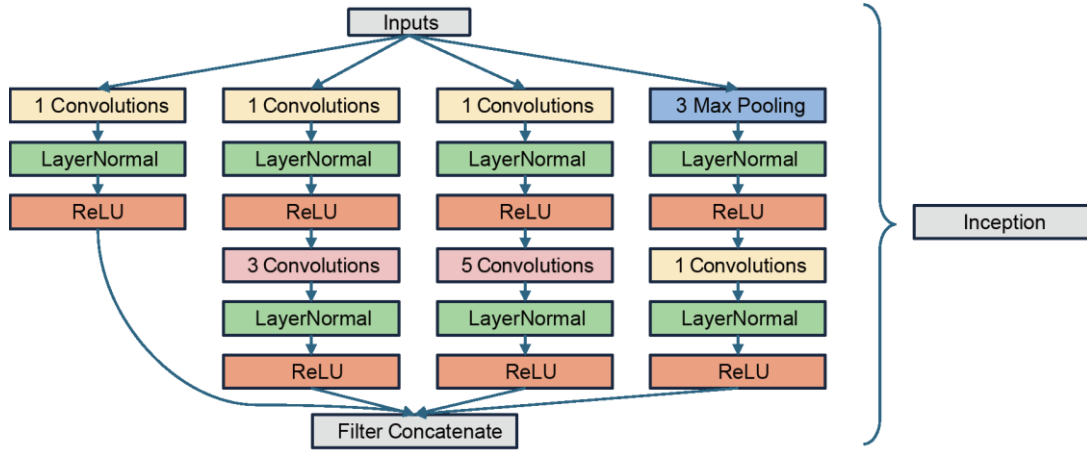
$$\hat{d}_j = \begin{cases} \text{sgn}(d_j)(|d_j| - T_j), & |d_j| \geq T_j \\ 0, & |d_j| \leq T_j \end{cases} \quad (1)$$

$$T_j = \sigma \sqrt{2 \log \|d_j\|} \quad (2)$$

通过选取母小波进行离散小波变换, 对含有噪声心电信号进行分解, 分解等级为 5, 得到近似系数 a_j 和详细系数 d_j , 之后利于 $\hat{d}_j$ 和 a_j 利用逆离散小波变换计算, $\hat{d}_j$ 的计算如上式所示。

附件 2 Inception 模块结构

Supplement 2 Inception module structure



Inception 模块结构如上图所示。Inception 采用多通道的级联设计, 小尺寸卷积核因参数少而计算速度快、感受野小, 但级联后可以逐步扩大感受野; 而大尺寸卷积核虽计算速度慢、参数多, 但感受野广, 级联使用可以捕获更全面的信息。小卷积核与大卷积核的组合有助于网络捕获更广泛的感受野, 从而提取更丰富的信息。每个卷积和池化层后都连接有正则层和激活层, 考虑到心电信号来源于不同导联的特性, 采用了基于层的正则化。

附件 3 不同时间长度对疾病分类准确率影响的测试结果

Supplement 3 Results of the impact of different time lengths on disease classification

accuracy

时间长度	ACC (%)	SE (%)	SP (%)
4 s	95.76	96.35	94.74
6 s	96.89	97.72	95.88
8 s	96.56	97.39	95.23
10 s	96.96	97.97	95.45

本研究对 4、6、8、10 s 的心电数据段展开模型性能测试。测试结果如上表所示。相比于 4 s 和 8 s 的心电数据段，使用 6 s 的心电数据段进行房颤检测时模型的准确率更高；相比于 10 s 的心电数据段，使用 6 s 的心电数据段进行房颤检测时模型的特异性更高。因此，选择 6 s 作为心电片段的长度，既可以充分捕获房颤的关键特征，又能避免由于片段过长引起的性能降低，在保证检测准确性的同时，也适应临床快速筛查的需求。

附件 4 模型在不同输入下的训练和测试时间

Supplement 4 Training and testing time of the model with different inputs

网络输入	模型参数/MB	模型训练/min	单片段测试/s	片段组测试/s
原始信号	4.80	532	0.36	1.47
原始+梯度	4.80	489	0.36	1.48
融合信息	6.43	676	0.48	1.96

本文的模型参数和训练测试时间如上表所示，其中单片段测试指模型测试一条 6 s 信号所需的时间，而片段组测试则是完成 1 024 个片段的测试所需的总时间。当模型输入为两种模式的信号时，模型的网络结构为两通道输入，当仅有单一信号模式作为输入时，两个通道均采用相同的信号作为输入；当输入三种模式的信号时，模型为三通道输入。