

心电仪器复杂电磁环境抗干扰与精度提升方法研究

赵晓敏^{1,2}, 张爱爱¹, 韩伟¹, 李飞星¹, 李方江¹

(1. 河北北方学院附属第一医院, 河北 张家口 075000; 2. 河北北方学院, 河北 张家口 075000)

摘要: 针对复杂电磁环境导致心电信号失真、影响临床诊断准确性的问题, 研究心电仪器复杂电磁环境抗干扰与精度提升方法; 通过构建 S3C2410A 与 ATmega16 双核协同的硬件平台, 采用硬件接口隔离与电源域分割技术提升系统电磁兼容性; 同时利用波束赋形技术计算空域匹配权值并合成定向波束, 辅以干扰识别与动态补偿算法, 实现目标心电信号增强与干扰抑制; 在射频连续波与宽频噪声干扰环境下进行了实验验证; 结果表明, 该方法将心电信号信噪比提升至 0.2 dB, 信号波动范围分别控制在 $[-15\text{ dB}, 73\text{ dB}]$ 、 $[-16\text{ dB}, 73\text{ dB}]$, 与理想指标误差小于 2 dB。该设计满足了 IEC60601 医疗设备电磁兼容标准要求, 能在复杂电磁环境下保障心电诊断的精准性, 为极端场景下的可靠心电监护提供了有效方案。

关键词: 复杂电磁环境; 心电诊断仪器; 抗干扰优化; 精准度提升; 波束赋形

Research on Anti-interference and Accuracy Improvement methods for ECG Instruments in Complex Electromagnetic Environments

ZHAO Xiaomin^{1,2}, ZHANG Aiai¹, HAN Wei¹, LI Feixing¹, LI Fangjiang¹

(1. The First Affiliated Hospital of Hebei North University, Zhangjiakou 075000, China;

2. Hebei North College, Zhangjiakou 075000, China)

Abstract: To address the issue of ECG signal distortion caused by complex electromagnetic environments and its impact on clinical diagnostic accuracy, research is conducted on anti-interference and accuracy improvement methods for ECG instruments in complex electromagnetic environments. This paper builds a hardware platform that combines S3C2410A and ATmega16 dual cores, and adopts hardware interface isolation and power domain segmentation techniques to enhance the system's electromagnetic compatibility; Also, a beamforming technology is used to calculate spatial matching weights and synthesize directional beams, with interference identification and dynamic compensation algorithms supplemented, thus achieving the target's electrocardiogram signal enhancement and interference suppression. Experimental verification is conducted under RF continuous wave and broadband noise interference environments, and the results show that the method increases the signal-to-noise ratio of ECG signals to 0.2 dB, and controls the signal fluctuation range within $[-15\text{ dB}, 73\text{ dB}]$ and $[-16\text{ dB}, 73\text{ dB}]$, respectively, with an error of less than 2 dB from the ideal index. This design meets the requirements of IEC60601 medical equipment electromagnetic compatibility standard and can ensure the accuracy of ECG diagnosis in complex electromagnetic environments, providing an effective solution for reliable ECG monitoring in extreme scenarios.

Keywords: complex electromagnetic environments; electrocardiogram diagnostic equipment; anti-interference optimization; improved accuracy; beamforming

0 引言

心电诊断仪器作为临床心血管疾病筛查与诊断的核心设备, 其信号采集精准度直接关系到诊断结果的可靠性与治疗方案的有效性^[1]。然而, 医院 ICU、移动救护等场景中, 高频医疗设备、5G 基站辐射等形成的复杂电磁环境, 易对微伏级心电信号产生强干扰, 导致信号

失真、基线漂移等问题, 严重影响诊断准确性。因此, 提升心电诊断仪器在复杂电磁环境下的抗干扰能力, 成为保障临床诊断可靠性的关键技术需求。目前, 心电仪器抗干扰技术已形成多类研究方向: 级联 NLMS 自适应滤波器消除心电信号多重干扰, 虽能实现部分干扰分离, 但面对动态变化的复杂电磁干扰时泛化能力不足^[2]; 基于嵌入式技术与优化变分模态分解的心电信号

收稿日期: 2026-02-26; 修回日期: 2026-03-06。

基金项目: 张家口市重点研发计划项目 (2322171D)。

作者简介: 赵晓敏 (1996-), 女, 硕士。

通讯作者: 李方江 (1967-), 男, 副教授, 硕士研究生导师。

引用格式: 赵晓敏, 张爱爱, 韩伟, 等. 心电仪器复杂电磁环境抗干扰与精度提升方法研究[J]. 计算机测量与控制, 2026, 34(3): 309-315.

去噪研究, 仅针对特定频段干扰有效, 环境适应性有限^[3-4]; 基于深度学习的心电信号生成技术, 对心律失常等病理形态的刻画能力有限等挑战, 且缺乏统一的评估标准来衡量生成数据的生理有效性与诊断可用性^[5]。

针对现有技术的不足, 本文将阵列信号处理领域的波束赋形技术引入心电诊断仪器设计, 提出“硬件架构优化+空域滤波算法”的抗干扰方案。通过构建双核协同硬件平台与全链路电磁兼容防护结构, 结合波束赋形的空域匹配权值计算与动态干扰补偿机制, 实现目标心电信号的定向增强与多类型干扰的自适应抑制。本研究旨在突破传统抗干扰技术的维度局限, 提升仪器在复杂电磁环境下的鲁棒性与诊断精准度, 为极端干扰场景下的可靠心电监护提供兼具理论价值与工程可行性的解决方案。

1 面向复杂电磁环境的心电诊断仪器抗干扰优化结构

1.1 心电诊断仪器抗干扰优化结构设计

人体就像是一个巨大的导体, 当心肌细胞内的电压发生变化时, 就会通过肌肉和血液等组织传递到体表。通过在体表两侧采集电位, 并将所获得的电势信号进行差动放大, 就可以对心电信号进行初步的提取^[6]。对采集到的心电信号进行高通滤波和低频滤波, 最后获得一张具有实用价值的心电诊断图。通常情况下, 心脏内部呈现的电位为负, 而身体外部的电位为正, 这种状态被称为极化状态^[7]。心肌细胞在受刺激后, 其电位出现正、负的改变, 即去极化; 之后, 心肌细胞又恢复了极化。心肌细胞在反复的去极化与复极化过程中, 形成了心肌电生理信号。

面向复杂电磁环境的心电诊断仪器抗干扰优化结构, 如图 1 所示。

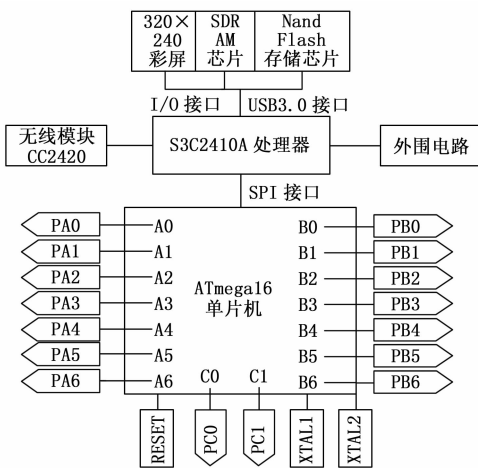


图 1 心电诊断仪器抗干扰优化设计结构

本文中通过关键插图深入展示了面向复杂电磁环境的心电诊断仪器抗干扰优化设计与验证过程。图 1 揭示了系统的核心硬件架构设计精髓。该设计创新性地采用双核协同策略: 高性能的 S3C2410A 处理器 (基于

ARM920T 内核) 负责核心信号处理任务, 其通过外接抗辐射 Nand Flash 存储芯片和低功耗 SDRAM 确保数据存储在稳定性^[8], 并集成医用级抗干扰键盘、高分辨率显示屏以及符合医疗标准的 USB3.0 高速接口, 有效隔离外设引入的电磁噪声并保障数据传输的完整性。

1.2 关键元器件选型与抗干扰参数

为明确抗干扰指标, 心电诊断仪器抗干扰优化结构的元器件选型表如表 1 所示。

表 1 核心元器件选型

元器件类型	型号	核心抗干扰参数	选型依据
处理器	S3C24-10A	ESD 防护等级: ± 8 kV (接触放电), 工作温度: $-40 \sim 85$ °C	满足医疗设备电磁兼容性要求, 适应医院复杂温湿度环境
单片机	ATmega-16	共模抑制比 (CMRR): $80\text{dB}@50\text{Hz}$, ADC 分辨率: 10 位	保障微弱心电信号 ($5 \sim 500 \mu\text{V}$) 采集精度, 抑制工频干扰
抗辐射 Nand Flash	K9F1208-U0C	抗单粒子翻转 (SEU) 阈值: $>100 \text{ MeV} \cdot \text{cm}^2/\text{mg}$	防止电磁辐射导致存储数据错误
电源模块	ADP-3339	输出纹波: $\leq 5 \text{ mV}$, 电压调整率: $0.1\%/V$	为模拟电路提供低噪声电源, 减少电源波动对信号影响

SPI 总线采用 RS485 标准差分信号线, 在总线两端并联 100Ω 终端匹配电阻抑制信号反射, 接口处串联 22Ω 限流电阻与 1 nF 滤波电容组成 RC 滤波电路, 降低电磁辐射耦合。心电信号采集、ADC 转换与处理器、SPI 接口分区布局, 中间设置 2 mm 宽接地隔离带。晶振远离电源模块, 采用“单点接地”设计, 接地阻抗 $\leq 0.1 \Omega$, 避免时钟干扰模拟电路。EMC 防护结构设计中, 心电电极引线采用双层屏蔽线, 内层铜网屏蔽外层铝箔屏蔽, 屏蔽层一端接地。仪器外壳采用 1.5 mm 厚冷轧钢板, 表面喷涂导电漆, 电磁屏蔽效能 $\geq 40 \text{ dB}$ 。

ATmega16 单片机专注于高可靠性的信号采集与传输, 其端口设计极具针对性, 端口 A (PA0-PA7) 内置高精度 ADC 直接接收心电电极的微弱模拟信号, 在源头进行模数转换以减少传输路径干扰, 端口 B (PB0-PB7) 和端口 C (PD0-PD1) 通过可编程上拉电阻配置显著提升数字 I/O 和数据通信 (如 SD 卡交互) 的抗瞬态干扰能力, 独立的 AVCC 电源为模拟电路提供低噪声供电以隔离数字电路开关噪声, 而精心设计的 XTAL1/XTAL2 引脚连接低抖动晶振则从根本上避免了时钟漂移导致的采样时序错误。这套硬件架构通过处理器功能分工、接口信号隔离、电源域分割及阻抗精细控制, 从信号源纯净度、传输路径屏蔽和敏感电路隔离 3 个维度构建了坚实的电磁兼容性 (EMC) 防护基础。引脚主要如下。

端口 A (PA7-PA0): 用于心电信号 A/D 转换器的

模拟输入端,该端口具备高精度模拟信号采集能力,能对来自心电电极的微弱心电模拟信号进行精准接收,之后自动将模拟信号转换为数字信号,并保存数据到相应的寄存器,可初步滤除部分高频噪声^[9]。

端口 B (PB7-PB0):是一种 8 位并行 I/O 接口,适用于心电设备中进行输入、输出的控制。通过对上拉阻抗的合理设置,提高了管脚的抗干扰性能,防止了外部干扰造成的错误信号。

端口 C (PD1-PD0):具有可编程的内部上拉电阻,用于与存储心电数据的 SD 卡进行数据交互,通过合理配置上拉电阻,可有效减少外界干扰对数据传输的影响^[10]。

RESET 重置输入管脚:在心电诊断仪器中,如果发生了严重的故障或者是由于强大的扰动而造成了工作不正常,可以用外部的 RESET 管脚来进行重置,让它回到原来的位置,再次启动稳定的工作,保证了心电诊断的精确性和可靠性。

XTAL1 引脚:负责连接高精度、低抖动的外部晶振,为系统提供稳定的时钟源,避免因时钟不稳定导致的心电信号采样误差。

XTAL2 引脚:用于反向振荡放大器的输出端。与 XTAL1 配合,形成稳定的振荡电路,输出高质量的时钟信号,保证心电诊断仪器各模块的同步运行,减少因时钟不同步产生的干扰。

AVCC:AVCC 是端口 A 与 AD 转换器的电源。在心电诊断仪器中,为心电信号的 A/D 转换提供稳定的电源电压,同时采用低噪声、高稳定性的电源设计,减少电源波动对心电信号转换精度的影响,提高抗干扰能力。

2 基于波束赋形技术的心电诊断仪器抗干扰优化技术

针对复杂电磁环境下心电信号(微伏级)易受定向/非定向干扰叠加影响,传统仅在时域/频域抑制难以兼顾“强干扰抑制+波形保真”的问题,本文提出“多电极空域合成+干扰识别分支+在线补偿”的抗干扰框架。具体创新如下。

1) 算法迁移创新:将阵列信号处理中的波束赋形思想引入体表多电极采集,把多个空间采样点构造造成“等效阵列”,通过权值自适应更新实现空域选择性增强/抑制;

2) 工程实现创新:在双核协同架构中由 ATmega16 完成多通道同步采样与传输,S3C2410A 完成 MVDR 权值求解、波束合成及干扰分支控制,实现采集端稳健+处理端自适应;

3) 鲁棒性增强创新:针对干扰的时变性与类型差异,引入特征匹配的干扰识别机制,并对窄带连续波与宽频噪声分别启用陷波与自适应噪声抵消分支,同时增加基于最小均方误差(MMSE)的幅值/形态补偿,降低波束合成带来的幅值偏差风险。

本文波束赋形并非把心电信号当作自由空间电磁波传播,而是利用心电源经容积导体到达不同电极的传导路径差异与相关性,将多电极观测映射为等效的空间滤波问题;通过对多通道信号加权合成,实现对目标心电分量的增强以及对干扰分量的抑制(等效空域滤波)。

具体算法按照下述步骤进行部署。

1) 初始化:S3C2410A 加载 MVDR 算法库,ATmega16 配置 ADC 采样参数,采样频率 200 Hz,参考电压 3.3 V;

2) 信号采集:ATmega16 通过 8 个电极采集体表电位信号,完成 A/D 转换后,通过 SPI 接口将数字信号传输至 S3C2410A;

3) 权值计算:S3C2410A 基于接收信号计算 MVDR 权值,实时更新权值,更新周期 100 ms,适应电磁环境变化;

4) 波束合成:根据权值对 8 路信号进行加权累加,输出抗干扰后的单路心电信号;

5) 信号输出:将处理后的信号传输至显示屏,刷新频率 50 Hz,同时存储至 Nand Flash,存储格式为 EDF,符合医疗数据标准。

6) 干扰自适应抑制与信号补偿:针对复杂电磁环境中干扰信号的时变性与随机性,设计基于特征匹配的干扰识别模块与动态补偿机制。

波束成形实质上是对心电传感数据的加权累加和最优运算,以实现心脏某方位的心电信号的增强,而对其他方位的干扰进行抑制,近似于空域滤波^[11]。心电诊断仪器的电极布置中,波束矢量与波束阵列的几何形状和波束所传输的方向密切相关。为获得与心电活动主要方向一致的射束,空间域匹配权重被定义:

$$\omega = \frac{u(\theta_1)}{u^T(\theta_1)u(\theta_1)} \quad (1)$$

式中, T 表示共轭转置,将向量的每个元素取共轭复数后,再将矩阵行和列进行交换^[12]; $u(\theta_1)$ 表示主瓣方向对准 θ_1 的波束导向矢量。

阵列方向向量,可表示为:

$$\mathbf{u}(\theta_k) = \left[1, \exp\left(j2\pi d \sin\left(\frac{\theta_k}{l}\right)\right), \dots, \exp\left(j2\pi d(N-1) \sin\left(\frac{\theta_k}{l}\right)\right) \right] \quad (2)$$

式中, d 表示阵元间距^[13]; j 表示虚数单位; k 表示用于遍历所有考虑的方向^[14]; N 表示波束个数; l 表示心电信号相关波长,计算公式为:

$$l = \frac{v}{\eta_{\max}} \quad (3)$$

式中, v 表示心电信号在人体组织中的传播速度^[15]; η_{\max} 表示心电信号的最高有效频率。基于此,构建的阵列方向矩阵可表示为:

$$\mathbf{s} = [u(\theta_1), u(\theta_2), \dots, u(\theta_N)] \quad (4)$$

采集 N 个阵元的接收信号, 构建理论信号协方差矩阵表示为:

$$\mathbf{R} = E[\alpha(t)\alpha(t)^T] \quad (5)$$

式中, $E[\cdot]$ 表示期望运算。 $\alpha(t)$ 表示阵元接收信号矢量, 心电诊断场景下的阵元在 t 时刻接收到的信号, 可表示为:

$$a(t) = s\psi(t) + \varepsilon(t) \quad (6)$$

式中, $\varepsilon(t)$ 表示噪声矢量; $\psi(t)$ 表示用于描述窄带信号的复包络。在阵列信号处理中, 窄带模型假设信号带宽远小于其中心频率, 此时信号在不同阵元间的延迟可近似为相位差, 从而可用复包络形式简化表示。将心电信号近似为窄带信号, 本质上是利用其低频特性与空间相位延迟的线性近似关系, 以实现波束形成权值的计算。

在窄带信号假设下, 接收到的信号可表示为复包络形式, 其包含幅度、载波频率及相位调制信息, 信号的相位变化由调制函数决定^[16]。

将 N 个单元按等距布置, 将 1 单元视为基准单元, 定义阵列法线与入射方向之间的角度, 则生成波束之后的输出信号可以如下所示:

$$x(t) = \sum_{i=1}^N \omega_i a_i(t) \quad (7)$$

式中, ω_i 表示第 i ($i \in N$) 个波束赋形技术中的加权系数, 通过对不同阵元接收信号的加权组合, 实现对特定方向信号的增强和对干扰方向信号的抑制。

通过 S3C2410A 处理器实时分析接收信号的频谱特征, 构建干扰特征库, 该库采用“离线训练与预设模板”相结合的方法构建: 在电磁屏蔽室内, 使用信号发生器和宽带天线模拟射频连续波、宽带噪声、脉冲干扰等 8 类典型医疗环境干扰 (包括手机信号、WiFi、高频电刀、荧光灯干扰等), 通过 8 电极系统采集干扰数据, 提取其特征向量作为预设模板。特征向量为 16 维矢量, 由信号总功率、主峰频率、功率谱密度、高阶统计量 (峭度、偏度)、谱熵、过零率、Hjorth 参数、信号梯度、主瓣宽度以及各频段功率占比等时频域统计量构成, 用于全面刻画干扰的能量分布、频谱结构及波形形态特征。基于此, 采用余弦相似度算法快速匹配射频连续波、宽频噪声等典型干扰类型。为确定余弦相似度匹配阈值的合理取值, 确保干扰识别的准确性与可靠性, 遍历 0.70~0.95 范围内的不同阈值, 统计每个阈值下的虚警率, 结果如图 2 所示。

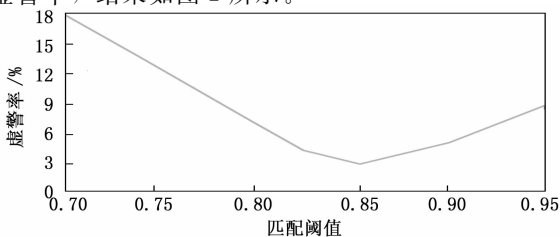


图 2 不同匹配阈值下的虚警率对比

随着匹配阈值的提高, 虚警率逐渐下降, 当达到 0.85 时, 达到最低值。随后开始逐步上升, 表明匹配阈值设为 0.85 能够确保识别准确率。综合考虑抗干扰功能的有效性与系统运行的稳定性, 本文选取匹配阈值 0.85 作为干扰识别的判定标准, 以确保在复杂电磁环境下既能及时触发抗干扰分支, 又能避免因误判导致的信号畸变, 从而保障心电诊断的精准性。

则余弦相似度计算公式为:

$$\cos\theta = \frac{\mathbf{X} \cdot \mathbf{Y}_k^T}{\|\mathbf{X}\| \cdot \|\mathbf{Y}_k\|} \quad (8)$$

式中, \mathbf{Y}_k^T 表示干扰特征向量的转置, $\|\mathbf{X}\|$ 、 $\|\mathbf{Y}_k\|$ 分别表示实时信号与干扰特征向量的 L2 范数。当 $\cos\theta \geq 0.85$ 时, 判定实时信号受第 k 类干扰影响, 触发对应抗干扰分支。

针对射频无线电连续波干扰的窄带特性, 启动陷波滤波分支, 通过动态调整陷波中心频率, 调整步长 1 kHz, 响应时间 ≤ 50 ms, 精准滤除 50 MHz~1 GHz 频段内的强干扰信号。设射频连续波干扰的初始检测中心频率为 f_0 , 根据频谱特征分析得到的干扰频率偏移量为 Δf_i , 则第 t 时刻的陷波中心频率 f_t 动态调整公式为:

$$f_t = f_0 + t \cdot \Delta f_{\text{step}} \cdot \text{sign}(\Delta f_i) \quad (9)$$

式中, $\Delta f_{\text{step}} = 1$ kHz, $\text{sign}()$ 表示符号函数, 当 $\Delta f_i > 0$ 时 $\text{sign}(\Delta f_i) = 1$ 频率上调, 当 $\Delta f_i < 0$ 时 $\text{sign}(\Delta f_i) = -1$ 频率下调。

对于宽频噪声干扰, 采用自适应噪声抵消算法。该算法通过迭代调整一组滤波器权值, 使参考噪声通道的信号经过滤波后与主通道中的噪声成分相匹配, 两者相减后实现噪声抵消。

同时, 考虑到波束赋形过程中可能出现的信号幅值衰减问题, 引入基于最小均方误差的信号补偿算法, 以无干扰环境下的标准心电信号为参考模板, 实时调整补偿系数, 设置收敛因子设为 0.001, 修正波束合成后的信号幅值偏差, 则权向量更新公式为:

$$\omega(t+1) = \omega(t) + \mu e(t) n_{ref}(t) \quad (10)$$

式中, $\mu = 0.001$, 通过迭代使 $e(t)$ 逼近纯净心电信号, 实现噪声能量衰减。该模块提升了系统对复杂电磁干扰的鲁棒性, 避免单一波束赋形技术在强动态干扰场景下的性能衰减, 为诊断结果的精准性提供双重保障。

3 精准度提升实验

3.1 实验对象

选取年龄在 20~60 岁之间, 身体健康状况良好, 无严重心脏疾病、皮肤疾病以及影响心电信号采集的神经系统疾病的人群作为实验对象, 共 30 人, 男女各 15 人。年龄分布于 20~60 岁之间, 平均年龄 38.5 岁, 标准差为 11.2 岁。为覆盖不同年龄段, 将受试者分为 3 组: 20~35 岁组 12 人, 36~50 岁组 10 人, 51~60 岁组 8 人, 各组男女比例均衡, 能够较好反映成年人群的

生理特征与心电信号形态差异,具备一定的人口学代表性。此外,实验采用每名受试者连续采集多段心电信号,每人累计采集70分钟。采集分两个时段进行:白天时段(9:00~11:00)采集40分钟静息态信号(受试者平卧、保持清醒平静呼吸);夜间时段(23:00~次日1:00)采集30分钟睡眠态信号。所有采集过程中受试者均保持平卧体位,以控制体位变化对信号的影响。累计35小时的总数据量有效增加了数据多样性,涵盖不同生理状态下的心电变化,提升了场景覆盖度。

为实现8通道信号采集,电极放置位置采用改良躯干布局,具体如下:除标准三导联的LA(左臂电极,位于左锁骨中线与第五肋间交界处)、RA(右臂电极,位于右锁骨中线与第五肋间交界处)、LL(左腿电极,位于左锁骨中线与剑突水平线交点处)外,额外在以下位置放置5个电极:背部肩胛间区(B1、B2,位于左右肩胛骨内侧缘中点水平)、腹部左右两侧(Abd-L、Abd-R,位于脐水平两侧距正中线5cm处)以及胸部正中(V4,位于胸骨左缘第四肋间)。共计8个电极,所有电极均采用一次性医用级Ag/AgCl预凝胶型湿电极(型号:3M Red Dot 2560),以确保低接触阻抗和信号稳定性。皮肤准备方面,在电极贴附前,先用75%酒精棉球对贴附部位进行脱脂清洁,并用细砂纸轻轻打磨皮肤角质层(以不引起疼痛为度),以降低皮肤阻抗;随后涂抹医用导电膏增强导电性,最终确保电极一皮肤接触阻抗低于5kΩ。所有操作均遵循医用电气设备安全规范,受试者签署知情同意书。

3.2 实验装置

使用ER1型号的心电诊断仪器和N7E采集器,共同采集实验对象的相关数据。该心电诊断仪器的电极布置策略经过科学优化:LA(左臂)电极放置于左锁骨中线与第五肋间交界处,RA(右臂)电极对称放置于右侧对应位置,最大化利用了差分放大原理获取高质量心电信号幅值;LL(左腿)电极定位于左锁骨中线与剑突水平线交点,有效避开了腹部主要的肌电干扰区域。实验中采用医用导电胶粘剂固定电极,显著降低皮肤接触阻抗(通常要求低于5kΩ),抑制了运动伪影。系统由ER1心电诊断仪器与N7E采集器协同工作,支持双导联长达24小时的连续记录(累计时长35小时),满足动态心电监测的严苛需求;采集器配备大容量5100mAh电池保障长时运行,并集成800万像素摄像头,实现了心电信号与体动等多模态数据的同步采集。这种布局与硬件组合显著优化了系统的共模抑制比(CMRR),结合高输入阻抗(典型值>100MΩ)的前置放大器,能够有效衰减环境中普遍存在的共模干扰,特别是顽固的50Hz工频噪声。相关参数,如表2所示。

心肌细胞在舒缩时会有微弱的电活性,这些电活性会引起不同的电位变化,从而形成电流。在心脏跳动的

表2 相关参数

名称	参量
心电诊断仪器	
心率范围	30~250 BPM
导联数	8电极,若干导联重构
单个心电记录时长	0~24 h
心电图累计时长	35 h
续航时长	>48 h
充电时间	2~3 h
采集器	
处理器	2.0 GHz 主频
显示屏	854 * 480 分辨率
电池	5100 mAh
摄像	800万像素

过程中,电流会出现周期性地改变,产生一种类似于心电的信号。为保证心电信号的有效、平稳传递,采用导电胶粘剂将电极固定在皮肤表面,该系统由一条导线连接到一个电极上,完成从人体发出的心电信号的采集。

3.3 实验指标

复杂电磁环境模拟依据IEC 60601-1-2:2014标准搭建。干扰信号通过宽带发射天线辐射,天线与受试者心脏水平位置相距3米,天线主瓣方向对准受试者背部,天线采用垂直极化方式。为全面评估算法的空域滤波性能,实验通过旋转天线方向和调整受试者体位,设置了0°(正面入射)、45°(侧向入射)和90°(切向入射)3种干扰入射方向。具体干扰设置如下。

1) 射频无线电连续波干扰:采用幅度调制信号(1kHz正弦波,调制度80%),在80MHz至1GHz频率范围内进行扫频。重点选取80MHz、160MHz、450MHz、900MHz四个离散频点进行定量分析。选择依据为:80MHz(对应调频广播频段)、160MHz(部分航空/对讲机频段)、450MHz(专业移动无线电频段)、900MHz(GSM/物联网频段),这些频点覆盖了典型医疗环境中的主要射频干扰源,且其谐波分量可能因电路非线性而落入心电信号频带。场强分别设置为3V/m与10V/m两个等级,以覆盖标准中规定的试验电平。

2) 宽频噪声干扰:模拟由多种电气设备共同作用产生的复合电磁噪声,其频谱覆盖150kHz至1GHz的宽频带。干扰信号为带限高斯白噪声,采用1kHz方波进行80%的幅度调制。试验场强在1V/m至3V/m范围内连续变化,以模拟真实环境中起伏不定的背景噪声。所有测试均在电磁屏蔽室内进行,以确保结果的准确性。

在这两种环境下,实际采集和无干扰情况下的心电诊断信号如图3所示。图3清晰揭示了复杂电磁环境对传统心电设备的严重干扰:在射频无线电连续波干扰下,信号波动范围恶化至[-66dB, 45dB],在噪声干扰下更是达到[-35dB, 80dB],与理想的无干扰

情况下的波动范围 $[-15 \text{ dB}, 75 \text{ dB}]$ 存在巨大偏差, 导致诊断信息严重失真。

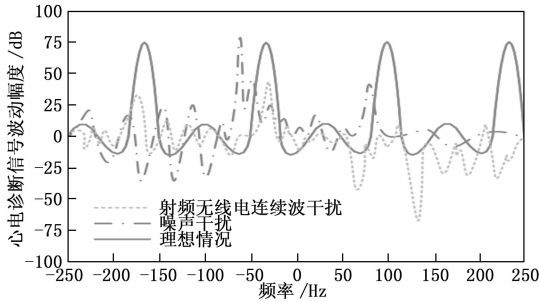


图 3 心电图诊断信号实验指标

3.4 实验结果与分析

为进一步验证 MVDR 算法在实际心电采集场景中的适用前提, 即干扰与心电信号在空域是否具备可分离性, 本研究利用 30 名受试者在电磁干扰环境下的采集数据进行了实验分析。

从每位受试者的数据中, 随机选取 10 段包含典型射频连续波干扰 (频点 900 MHz, 场强 10 V/m) 的 8 通道心电记录, 每段时长 10 秒。对每段数据的 8 通道采样序列估计采样协方差矩阵 R , 其中 $\alpha(t)$ 为 8×1 的阵列快拍矢量。对 R 进行特征值分解, 得到特征值 $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_8$ 。计算最大特征值 λ_1 与次大特征值 λ_2 的比值, 并以分贝形式表示: $ratio(dB) = 10\log_{10}(\lambda_1/\lambda_2)$ 。该比值反映了干扰相对于信号的强度优势以及两者子空间的正交程度——比值越大, 说明干扰与信号在空域上的能量分离越明显, 干扰子空间近似正交于信号子空间。结果如表 3 所示。

表 3 空域可分离性验证结果

测试组	均值	标准差	最小值	最大值
20-35	12.8	1.5	9.6	16.2
36-50	11.9	1.8	8.8	15.1
51-60	10.7	2.1	7.9	14.3
总体	11.9	1.9	7.9	16.2

从表中可见, 在所有受试者数据中, 最大特征值与次大特征值的比值均在 7.9 dB 以上, 全体均值达到 11.9 dB。这意味着干扰分量的能量平均比心电信号能量高出约 15 倍。表明干扰占据了主导的空域维度, 且其对应的特征向量 (干扰子空间) 与心电信号对应的特征向量 (信号子空间) 呈现出较强的正交性。干扰子空间与信号子空间的正交特性, 使得通过加权求和在干扰方向形成深的零陷成为可能, 且不会对信号方向的主瓣增益造成严重破坏。综上, 实测数据验证了在复杂电磁干扰环境下, 心电信号与干扰在空域具有显著的可分离性, 这为本文采用 MVDR 波束赋形进行抗干扰处理奠定了坚实的数据基础。

为确保对比实验的公平性与可复现性, 所有对比方

法均在完全相同的实验条件下进行: 使用相同的硬件平台 (S3C2410A + ATmega16)、相同的 8 电极配置 (位置见 3.1 节), 以及在 3.3 节所述的同一干扰环境下, 对同一批原始心电数据进行处理。具体而言, 所有对比方法均采用相同的电极-皮肤接触阻抗 ($<5 \text{ k}\Omega$)、相同的信号采样频率 (200 Hz) 和采样时长, 并在完全相同的时间段内依次运行, 以确保环境干扰的时变性不引入额外差异。干扰源设置保持统一: 射频连续波干扰的频点、场强及入射方向均固定; 宽频噪声干扰的带宽 (150 kHz~1 GHz)、调制方式 (1 kHz 方波、80% 调制度) 及场强变化范围 (1~3 V/m) 亦保持一致。通过上述严格控制, 实现了“硬件—算法”变量的有效分离, 确保所有性能差异仅源于算法本身, 从而证明本文波束赋形算法的性能提升源于算法创新而非硬件优势。

基于此, 本文选取以下 4 种方法作为对比方法: 级联 NLMS 自适应滤波器设计方法; 基于嵌入式技术的设计方法; 优化变分模态分解的设计方法; 基于深度学习的设计方法、对比分析心电诊断信号的信噪比, 如图 4 所示。

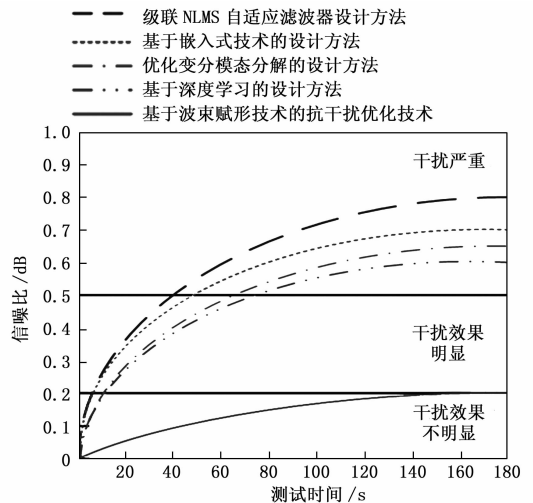


图 4 不同方法的心电信号信噪比

由图 4 可知, 使用级联 NLMS 自适应滤波器设计方法、基于嵌入式技术的设计方法、优化变分模态分解的设计方法、基于深度学习的设计方法信噪比较高, 处于受到严重干扰的情况下, 而使用基于波束赋形技术的抗干扰优化技术信噪比表现最佳, 最大值达到 0.2 dB, 处于干扰效果不明显的情况下。

使用不同方法对比分析抗干扰效果, 如图 5 所示。

图 5 进一步提供了信号波动范围的定量分析: 在射频连续波干扰下 (图 5a), 波束赋形技术将信号波动控制在 $[-15 \text{ dB}, 73 \text{ dB}]$, 与理想指标仅存在 2 dB 的微小误差, 而其他方法的误差普遍超过 30 dB (例如基于深度学习的方法波动范围达 $[-66 \text{ dB}, 10 \text{ dB}]$); 在噪声干扰下 (图 5b), 波束赋形技术的表现同样出色, 波动范围 $[-16 \text{ dB}, 73 \text{ dB}]$ 与理想指标误差仅为

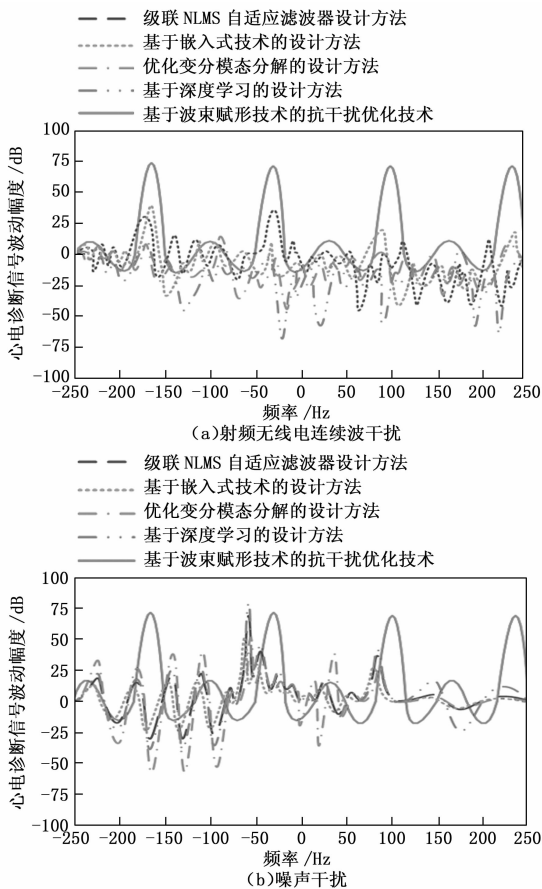


图5 不同方法抗干扰效果对比结果

1 dB,充分证明了其对非结构化宽频噪声干扰的强鲁棒性。这些优异结果的背后机制源于波束赋形技术的核心原理,即通过精确计算阵列方向矩阵和空间域匹配权值,形成主瓣方向对准心脏电活动方向的波束,同时利用加权系数对来自不同阵元的信号进行最优组合,等效于在空间域构建了一个高效的滤波器,显著增强目标方向(心脏)的信号,并深度抑制来自干扰方向的噪声能量,实现了空域滤波对传统频域/时域抗干扰方法的超越。整套设计最终在硬件—算法深度协同优化的基础上,实现了在严苛的 $-15\sim 73$ dB信号波动范围内(误差严格控制在2 dB以内)保障诊断有效性的目标,满足了IEC 60601医疗设备电磁兼容标准的严格要求,为在ICU高频设备密集区、5G基站邻近区等复杂电磁环境下的可靠心电监护提供了具有理论高度和工程实用性的解决方案。

4 结束语

研究通过创新性地引入波束赋形技术与双核硬件架构协同优化的设计范式,成功解决了复杂电磁环境下心电诊断仪器信号失真这一关键难题。实验验证表明,该技术在射频连续波与宽频噪声两类典型强干扰场景下,将心电信号信噪比优化至最大值0.2 dB,信号波动范围严格控制在 $[-16$ dB, 73 dB]区间,与理想指标误

差仅1~2 dB,显著优于对比方案30 dB以上的波动偏差。该方案不仅满足IEC 60601医疗设备电磁兼容标准,更标志着心电诊断设备抗干扰能力从频域/时域处理向空域智能调控的重要范式跃迁。

参考文献:

- [1] 姜宇琛,张月,茶兴增,等.基于多层丝网印刷柔性生物电电极的单导联心电图胸带[J].中国生物医学工程学报,2023,42(5):636-640.
- [2] 姚铃丽,姜海波,段伟嘉,等.级联NLMS自适应滤波器消除心电图信号多重干扰[J].信息化研究,2025,51(1):57-61.
- [3] 陈斌,顾珑.基于嵌入式技术的心电监护仪抗干扰设计[J].自动化与仪器仪表,2024(5):272-275.
- [4] 庄建军,张若愚.基于优化变分模态分解的心电信号去噪研究[J].信息技术,2024,48(12):1-11.
- [5] 林铭俊,肖中举,肖慧,等.基于深度学习的心电生成技术研究[J].现代仪器与医疗,2023,29(5):44-48.
- [6] 邓辉,范咏梅.远程心电诊断系统的应用分析[J].重庆医学,2023,52(1):211-214.
- [7] 郭千禧,刘文涵,罗德宇,等.基于FPGA的便携心电智能诊断加速器及优化选芯方案[J].电子技术应用,2024,50(6):89-95.
- [8] 王睿,张雁飞,张宏超,等.植入型心电监测仪对60岁以上不明原因晕厥患者的诊断和干预价值研究[J].中华心血管病杂志,2024,52(7):784-790.
- [9] 樊伟国,洪葵.心肌病的心电图特点[J].中华心血管病杂志,2025,53(6):703-707.
- [10] 曹烨彤,李凡,刘晓晨,等.基于改进的非负矩阵分解技术的抗运动干扰心电图感知方法[J].电子学报,2024,52(12):4153-4165.
- [11] 韩钰端,林卓琛,张晋昕.时间序列特征提取技术对ECG临床应用价值的推动[J].中国卫生统计,2024,41(5):790-794.
- [12] 张凌志,余凌祺,王云鹤,等.十二导联心电图的起始激动速度和终末激动速度在宽QRS心动过速鉴别诊断中的价值研究[J].中国实用内科杂志,2024,44(11):921-927.
- [13] 林钰洁,王星尧,陈超,等.基于自适应参数的心电压缩方法研究[J].生物医学工程研究,2024,43(3):214-222.
- [14] 宋群,袁青霞,王俊江.基于自动机器学习的运动过程心电检测算法[J].西北大学学报:自然科学版,2023,53(5):771-781.
- [15] 高鑫玮,刘文涵,谢文鑫,等.基于FPGA和卷积神经网络的实时心梗诊断系统[J].电子技术应用,2023,49(11):135-139.
- [16] 张天骐,方竹,王雪怡,等.窄带干扰环境下高动态双二进制偏移载波信号的捕获[J].北京邮电大学学报,2023,46(1):7.