

柔性传感器生理信号监测系统设计及应用

吴宇涛*, 林章豪, 林迪龙, 程芷霞

五邑大学应用物理与材料学院, 广东 江门

收稿日期: 2026年4月18日; 录用日期: 2026年5月11日; 发布日期: 2026年5月19日

摘要

早产儿接受生命体征监护过程中, 存在皮肤损伤风险, 监测参数数量多, 操作复杂, 数据预警发布不及时, 本文设计一种非接触式柔性床垫式监测系统, 该系统传感硬件部分, 整合聚偏氟乙烯心跳传感器, 这类传感器英文名称为polyvinylidene fluoride, 缩写PVDF, 同时整合导电银-碳浆式呼吸传感器和GT1050温度传感器。控制部分依托意法半导体微控制器, 这类芯片英文名称为STMicroelectronics Microcontroller, 缩写STM32, 实现三通道同步数据采集与信号预处理, 并具备本地可视化显示功能。在实验室环境进行模拟测试, 确认静息状态下, 系统有心跳、呼吸及体温信号采集。测试数据显示, 心跳信号波形清晰, 主频集中在1~3 Hz范围内, 呼吸信号保持稳定的周期性变化, 可完整呈现呼吸运动过程, 体温测量误差不超出 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 范围, 该系统拥有实用潜力, 可为后续面向新生儿的非接触式多模态监护系统开发, 积累技术验证结果和工程实践基础。

关键词

柔性传感器, 心跳监测, 呼吸感知, 体温采集, 床垫系统

Design and Application of a Physiological Signal Monitoring System Based on Flexible Sensors

Yutao Wu*, Zhanghao Lin, Dilong Lin, Zhixia Cheng

School of Applied Physics and Materials, Wuyi University, Jiangmen Guangdong

Received: April 18, 2026; accepted: May 11, 2026; published: May 19, 2026

Abstract

During vital sign monitoring of preterm infants, there are risks of skin injury, a large number of

*通讯作者。

文章引用: 吴宇涛, 林章豪, 林迪龙, 程芷霞. 柔性传感器生理信号监测系统设计及应用[J]. 传感器技术与应用, 2026, 14(3): 476-490. DOI: 10.12677/jsta.2026.143048

monitored parameters, complex operation procedures, and delayed data warning release. To address these issues, a non-contact flexible mattress-based monitoring system is designed in this study. In the sensing hardware, a polyvinylidene fluoride (PVDF) heartbeat sensor is integrated, along with a conductive silver-carbon paste-based respiration sensor and a GT1050 temperature sensor. The control unit is built on an STMicroelectronics microcontroller (STM32), enabling three-channel synchronous data acquisition, signal preprocessing, and local visualization display. Simulation experiments were conducted under laboratory conditions. The results demonstrate that the system can successfully acquire heartbeat, respiration, and body temperature signals under resting conditions. The heartbeat signal exhibits a clear waveform with dominant frequency components concentrated in the range of 1~3 Hz. The respiration signal shows stable periodic variations, accurately reflecting the breathing process. The temperature measurement error is within $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$. The proposed system demonstrates strong practical potential and provides a technical validation basis and engineering reference for the future development of non-contact multimodal monitoring systems for neonates.

Keywords

Flexible Sensors, Heartbeat Monitoring, Respiration Sensing, Body Temperature Acquisition, Mattress-Based System

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

早产儿生理系统发育未完善, 会面对高风险并发症, 持续准确监测心跳呼吸体温等生命体征, 可辅助早期识别与干预, 现行监护系统存在三方面局限[1]-[3], 第一是安全性问题, 刚性贴附式电极会对发育不成熟的早产儿皮肤造成机械性损伤, 公开记载显示, 新生儿重症监护病房(Neonatal Intensive Care Unit, NICU)中, 约 32% 的皮肤损伤和监护设备相关[4]-[6]。第二是操作复杂性, 传统监测设备分散布置, 各类线缆繁杂, 护理操作空间受约束, 还抬高医源性风险发生概率, 第三是预警滞后性, 现有单参数预警模型应对复杂生理场景时灵敏度较低, 缺少集成化的多模态联合预警平台, 柔性电子技术发展, 可开拓解决上述问题的新方向[7]-[9], 柔性传感器拥有良好可弯曲性, 模量低, 贴合度高, 在新生儿非接触式高舒适度监测中展现出独特优势[10]-[13]。

现有监护系统存在安全性集成性不足, 本文设计一款依托柔性传感器的床垫式生理信号监测系统, 系统接入 PVDF 心跳传感器, 导电银-碳浆压阻式呼吸传感器、GT1050 温度传感器, 同步采集心跳呼吸体温三类生理数据, 信号处理无线传输, 搭建上位机完成数据可视化显示。实验室进行模拟测试, 验证系统信号采集能力稳定性, 测试数据显示, 该系统可稳定获取多参数生理信号, 可以作为新生儿非接触式生命体征监测的可行方案。

2. 总体设计

2.1. 系统总体结构

系统整体架构可参见图 1, 分为传感区处理区交互区三个部分, 传感区负责获取被测对象的生理信号, 包括心跳呼吸体温等多类参数, 处理区以 STM32 微控制器为核心, 传感器输出信号的调理模数转换数据处理, 交互区依托无线通信模块将数据传输至上位机, 实时显示和数据存储。三个功能区域协同运

行，搭建起完整的监测模式。

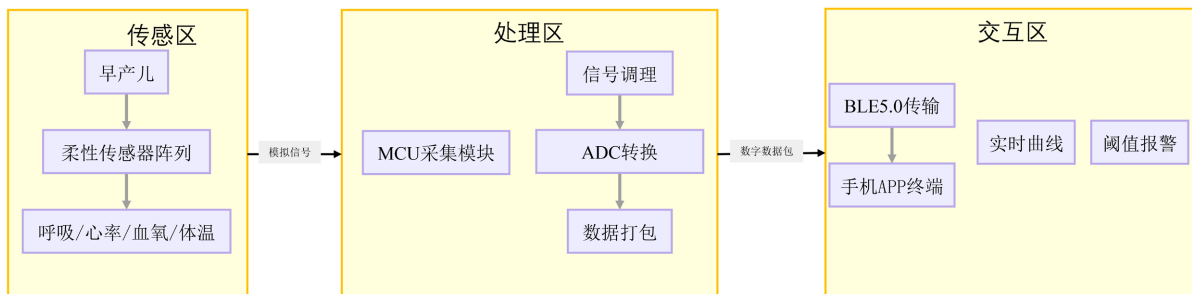


Figure 1. Overall system architecture
图 1. 总体设计结构

2.2. 系统组成

从系统功能角度出发，本系统主要由以下几个模块构成：

(1) 生理信号采集模块

该部分功能为获取被测对象的生命体征信息，是整个监测系统的数据来源，该模块依靠柔性传感器，人体生理信号的感知转换，心跳信号采集选用 PVDF 压电薄膜传感器，可借助压电效应，把心脏搏动产生的微弱机械振动转换为电信号，呼吸信号采集选用导电银 - 碳浆压阻式柔性传感器，通过检测呼吸运动引发的形变变化完成呼吸信号获取。体温监测选用 GT1050 温度传感器，进行人体体表温度的测量。

(2) 信号处理模块

信号处理模块是系统的数据处理核心，主控单元选用 STM32F103C8T6 微控制器，该模块负责处理各传感器输出的模拟信号，信号采样工作，传感器采集得到的信号，先经由前端调理电路初步放大与滤波，再送入 STM32 内部的模数转换器 Analog-to-Digital Converter ADC 做数字化转换。STM32 依托多通道采样方式，多路生理信号的同步采集，对采集得到的数据初步处理整理。

(3) 无线通信模块

提高系统使用灵活性，本设计选用蓝牙通信方式搭建无线数据传输链路，蓝牙模块经串口连接，接收下位机发出的生理信号数据，再将数据以无线方式传送至上位机设备，系统运行阶段，STM32 把采集得到的多通道生理信号，按照预先设定的数据帧格式打包，再经由串口发送给蓝牙模块，实时数据传输。

(4) 上位机监测模块

上位机软件以串口通信方式接收下位机发出的数据帧，数据解析处理，图形界面中，系统可实时输出心跳呼吸体温等生命体征的变化曲线，帮助监测人员直接观测被监测对象的生理状态，上位机带有数据存储功能，采集得到的原始数据可存入本地文件，支撑后续分析数据调试算法评估系统性能相关工作。

2.3. 系统工作流程

这套系统的工作流程可分为四个部分，分别为生理信号采集、信号处理、数据传输、可视化显示，柔性传感器阵列先捕捉被测对象心跳、呼吸、体温这类生理信号，将信号转换为对应电压或电阻变化信号，模拟信号经前端调理电路处理后，由 ADC 模块模数转换，下位机端滤波和数据整理。处理完毕的数据按照预设数据帧格式打包，经串口送入蓝牙通信模块，再由蓝牙模块以无线方式传送至上位机设备，上位机软件接收数据，可在图形界面实时绘制心跳、呼吸、体温的变化曲线，同时支持数据存储和后续分析。

3. 硬件设计

3.1. 主控模块

如图 2 是本系统核心控制单元，选定 STM32F103C8T6 微控制器，这款芯片以 ARM Cortex-M3 内核为基础，最高运行频率可达 72 MHz，拥有较高的数据处理能力，片上外设资源类型丰富，可以适配多通道生理信号采集处理工作的各项要求。

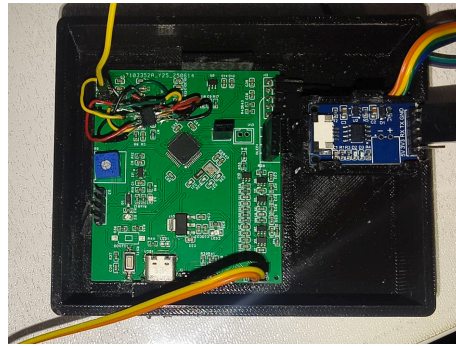


Figure 2. Main control module
图 2. 主控模块实物图

控制器内部集成多通道 12 位模数转换器 ADC，可完成多个传感器信号的同步采样，该芯片自带多组定时器，还有 USART 串口接口等外设资源，可支撑数据采集控制无线通信两类功能开发，STM32 负责管控各传感器通道的信号采样，调用 ADC 模块转换模拟信号，对采集得到的数据简单滤波整理，按固定格式打包处理后的数据，通过串口传输至蓝牙通信模块。整个系统中，STM32 承担控制中心的功能。

3.2. 心跳信号采集模块

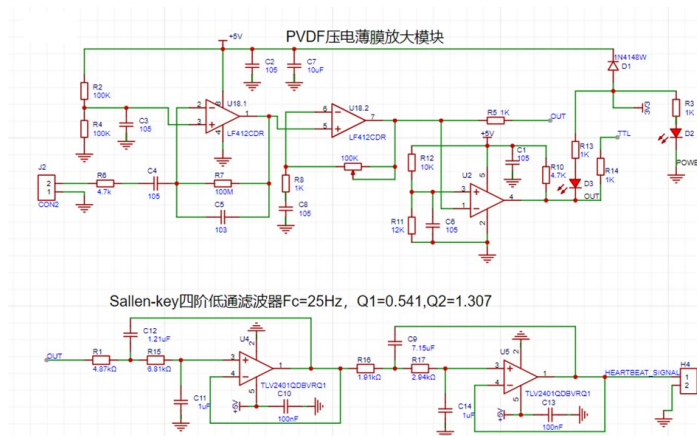


Figure 3. PVDF heartbeat signal conditioning circuit
图 3. PVDF 心跳信号电路原理图

如图 3 为 PVDF 心跳信号调理电路原理图，该电路处理传感器输出的微弱信号，放大与滤波操作，心跳监测使用聚偏氟乙烯压电薄膜传感器，PVDF 为该材料英文缩写，传感器依靠压电效应完成工作，心脏搏动产生微弱机械振动，作用于传感器后，传感器将机械振动转换为对应电荷信号。PVDF 输出信号幅值偏小，前端信号调理电路处理信号，放大电路提高信号幅度，高通滤波电路压制低频噪声与基线漂移，

信号整体质量提高。PVDF 膜片以层压工艺集成在床垫内部，可不与皮肤直接接触，捕捉胸腹区域的周期性微动，实现非接触式心跳监测，这种信号获取方式，可降低皮肤受刺激的概率，提高监测过程的舒适性。

3.3. 呼吸信号采集模块

本模块选用自主研发的导电银碳浆压阻式柔性传感器，承担感知功能，这类传感器以柔性聚合物制作基底，印刷银碳浆复合材料后形成导电网络结构，自带良好柔性，可承受一定拉伸形变，呼吸运动带动胸部产生周期性形变，传感器内部导电网络结构随之变动，电阻值生成对应改变，最终实现呼吸信号感知。呼吸信号存在频率较低的特点，设计者完成后级滤波放大电路开发，电路整体结构可见图 4，将其接入由精密电阻构成的惠斯通电桥中。由于该初始信号极其微弱且伴随共模干扰，系统随后接入具有高输入阻抗和高共模抑制比的差分放大电路(采用 TLV2401 运算放大器)。该增益由外围电阻决定，实现了约 10 倍的初级信号放大,有效提取了呼吸差模信号。考虑到人体静息呼吸频率通常处于 0.2~0.5 Hz (12~30 次/分钟)极低频段，电路后级设计了 Sallen-Key 四阶滤波电路。通过精确配置电容电感参数，将带通/低通截止频率严格控制在 0.1~1.5 Hz 范围内，彻底滤除心电伪影及 50 Hz 工频干扰。

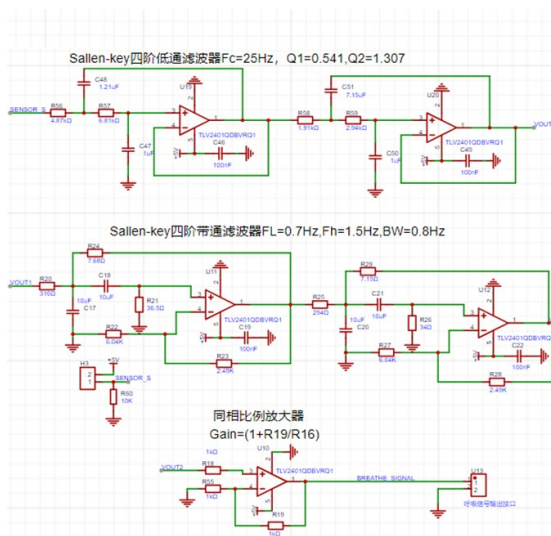


Figure 4. Respiration signal conditioning circuit
图 4. 呼吸信号电路原理图

3.4. 体温信号采集模块

体温监测选用 GT1050 柔性温度传感器，这款传感器体积小，热响应速度快，适合婴儿体表温度测量，GT1050 可输出随温度变化保持线性关系的模拟电压信号，信号可直接送入 STM32 微控制器的 ADC 通道进行模数转换，简化电路设计，对应电路结构可见图 5。

温度传感器的输出端与由运算放大器构成的电压跟随器相连，以此来达成信号缓冲的目的。这种结构的输入阻抗能够达到 MΩ 级别，而输出阻抗相对较低，如此便可以切实减小后级电路对传感器输出所造成的负载影响，进而提高测量精度。在电路之中引入了一阶低通滤波单元，其截止频率被设计在大约 0.5 至 1 Hz 的范围之内。鉴于人体体温变化的过程比较缓慢，此滤波范围能够留存温度信号的变化趋向，同时还能抑制环境的干扰，从而提高信号的稳定性。借助后续软件进行多点平均处理，能够进一步降低随机噪声对测量结果产生的影响。

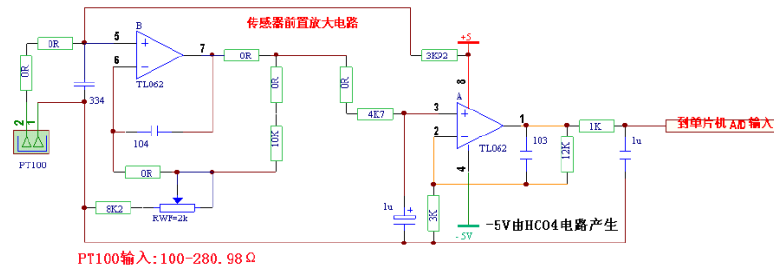


Figure 5. Temperature signal circuit
图 5. 体温信号电路原理图

3.5. 蓝牙通信模块

实现生理信号数据的无线传输与远程监测，本系统选用 DX-BT24-A 蓝牙主从一体模块搭建通信链路，S 以 USART 串口连接蓝牙模块，交互数据信息，采集打包后的生理数据按设定波特率送入蓝牙模块，再由蓝牙模块以无线方式传送到计算机或移动终端这类上位机设备，完成数据实时传输与远程监测。该电路可保障单片机和蓝牙模块之间通信稳定可靠，同时提高系统整体抗干扰能力，优化数据传输稳定性。

4. 软件设计

4.1. 下位机系统设计

系统上电之后，会先完成各项硬件资源的初始化配置，软件流程图如图 6 所示。像系统时钟、GPIO 接口、ADC 模块、串口通信接口等等。主控芯片运用内部高速时钟源，经过倍频后将系统主频配置为 72 MHz，以此来满足多通道数据处理的实时性要求。在信号采集这方面，系统采用 ADC 多通道扫描模式，针对 PVDF 心跳传感器、呼吸传感器、温度传感器对应的模拟输入通道展开轮询采样。ADC 分辨率设定为 12 位，这样能兼顾信号精度和转换速度。依据人体生理信号特征，采样频率统一设定成 100 Hz，这个频率能够覆盖心跳(大概 1~3 Hz)、呼吸信号(大约 0.2~0.5 Hz)的主要频谱范围，同时还能避免过高采样率造成的数据冗余和系统负担。

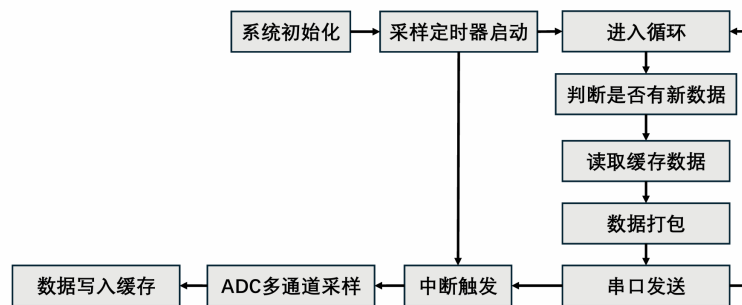


Figure 6. Lower computer software flowchart
图 6. 下位机软件流程图

各传感器通道采集的数据在 ADC 转换完成后，通过中断服务程序依次写入对应的数据缓冲区。缓冲区采用数组形式实现，并设置读写指针，实现数据的先进先出(FIFO)管理。在具体实现中，系统为心跳、呼吸及温度信号分别分配独立缓存空间。每当 ADC 完成一轮多通道采样后，中断函数将各通道数据按顺序存入缓冲区，同时更新写指针位置，实物如图 7 所示。

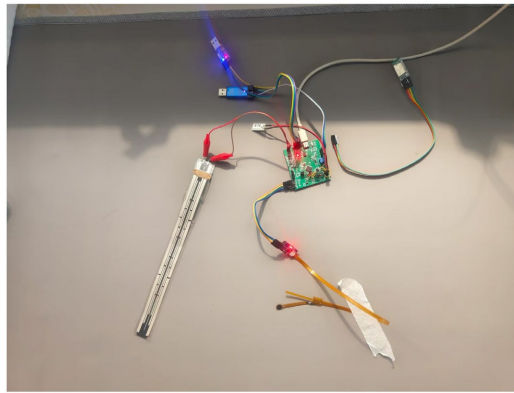


Figure 7. Lower computer hardware prototype
图 7. 下位机硬件实物图

4.2. 信号处理与参数提取

(1) 信号预处理算法

下位机在完成数据采集工作之后，会针对原始信号展开预处理、特征提取操作。心跳与呼吸信号的幅值相对较小，并且很容易受到身体动作干扰的影响，所以要借助滤波、去噪等方式来提高信号的质量。为了能够达成对生命体征的定量分析，需要从经过处理的信号里提取诸如心率和呼吸频率等关键参数。本系统依据不同类型信号的特点，分别设计对应的数据处理办法，对心跳信号、呼吸信号、体温信号进行分通道处理，在确保实时性的基础上，提高信号稳定性、特征识别的准确性。

在信号处理工作中，依据不同生理信号的频率特性，设计了对应的滤波、处理算法。对于呼吸信号而言，因其频率大多集中在 0.2~0.5 Hz 这个范围，系统在硬件方面采用 Sallen-Key 四阶带通滤波电路，将截止频率设置成 0.1~1.5 Hz，以此抑制低频漂移和高频干扰。在软件处理阶段，进一步运用滑动平均滤波算法来平滑处理信号，把窗口长度设定为 $N = 15$ (对应时间窗口大概 0.15 s)，进而兼顾平滑效果和响应速度。对于心跳信号，鉴于其频率范围约是 1~3 Hz，系统采用一阶高通滤波器做预处理，把截止频率设定为 0.5 Hz，用来去除基线漂移。同时结合硬件滤波电路，达成对有效心跳信号的提取。对于温度信号，由于其变化过程比较缓慢，系统采用一阶低通滤波器来处理，截止频率设定为大约 1 Hz，并且在软件端采用多点平均算法进行平滑处理，平均点数设定为 $M = 10$ ，从而提高测量稳定性。系统整体采样频率为 100 Hz，能够覆盖呼吸和心跳信号的主要频谱范围，还可为后续信号处理提供充足的时间分辨率。

PVDF 传感器输出的心跳信号具有幅值小、低频成分明显的特点，易受到基线漂移及环境的影响。 $x(n)$ 为原始信号， $y(n)$ 为滤波后信号， α 为滤波系数。该滤波器能够有效去除低频漂移，保留心跳信号的周期性脉冲特征。为进一步限制异常干扰，对信号进行幅值限幅处理，当信号幅值超过设定阈值时进行截断，以避免突发噪声对后续检测造成影响。其离散形式可表示为：

$$y(n) = x(n) - x(n-1) + \alpha y(n-1)$$

呼吸信号主要表现为低频缓慢变化信号，其频率通常处于 0.2~0.5 Hz 范围。为提高信号平滑性，系统采用滑动平均滤波方法， N 为滑动窗口长度。在实际应用中，窗口长度选取为 10~20 个采样点，以兼顾平滑效果与响应速度。滤波后的呼吸信号便于后续特征提取。其表达式为：

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(n-i)$$

温度信号变化较为平缓，受瞬时干扰影响较小，但仍存在采样抖动问题。为提高测量稳定性，系统

采用多点平均方法进行处理,其中, M 为平均点数。该方法能够有效降低随机噪声,提高温度测量。即对连续若干采样值求平均:

$$T = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M T_i$$

(2) 生理数据提取

在完成信号预处理工作之后,要从处理好的信号中提取关键生理参数,以此达成对被测对象生命体征的量化分析。基于心跳信号峰值检测结果,提取相邻心跳间隔(RR 间期)序列,并计算其标准差作为心率变异性(HRV)的初步表征指标。该指标可反映心率调节的动态变化特征。心率借助检测心跳信号中的峰值来达成。先是在滤波后的信号中设定阈值,要是信号超过阈值并且满足一定时间间隔条件,就判定为一个有效心跳峰值。记录相邻峰值之间的时间间隔 Δt , HR 代表心率(次/min), Δ 是相邻心跳峰值时间间隔(s)。为防止误检,系统设置最小峰间间隔大概为 0.5 s,用于滤除高频噪声引发的伪峰。那么心率计算公式如下:

$$HR = \frac{60}{\Delta t}$$

呼吸频率通过检测呼吸信号的周期变化获得,在呼吸信号分析基础上,进一步对异常呼吸模式进行初步识别。当连续呼吸周期超过设定阈值(如 10 s)未检测到有效呼吸峰值时,可判定为疑似呼吸暂停事件。该方法可用于对异常呼吸状态进行初步筛查。对滤波后的呼吸信号进行峰值或谷值检测,记录相邻周期之间的时间间隔 Δt ,在实际处理中,通过设定最小变化幅度阈值,避免微小波动被误判为呼吸周期,提高检测准确性。则呼吸频率为:

$$RR = \frac{60}{\Delta t_r}$$

整个处理算法逻辑如图 8 所示,温度信号无需复杂特征提取,直接采用滤波后的平均值作为当前体温测量结果。为进一步提高稳定性,可采用滑动窗口更新方式,对温度值进行动态更新。

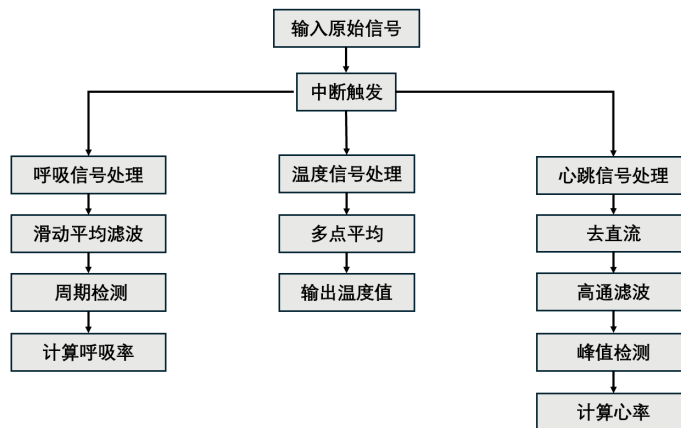


Figure 8. Signal processing algorithm flowchart
图 8. 信号处理算法逻辑图

4.3. 数据通信设计

下位机负责将采集之后处理好的多通道生理信号进行数据封装工作,然后通过串口把数据发送给蓝

牙模块，蓝牙模块接着用无线方式将数据传输到上位机。整个通信帧结构如图 9 所示，为了保证数据传输的稳定、完整，系统需要统一数据帧结构，并且结合校验机制达成数据可靠传输。在通信阶段，每一帧数据都包括帧头、数据字段、校验字段，用来达成数据同步与错误检测。数据帧结构设计如下：帧头用于标记一帧数据的起始地方，一般设置为固定值像是 0xAA。上位机借助检测帧头达成数据流同步，避免解析错位。数据字段涵盖各通道采集数据，像心跳信号幅值、呼吸信号值、温度数据等。每个数据采用固定字节长度比如 2 Byte 进行表示，以此保证解析的统一。校验位用于检查数据在传输的时候是否出现错误。系统采用简单的累加和校验方式，也就是对数据字段求和后取低 8 位当作校验值。



Figure 9. Data frame structure
图 9. 数据通信帧结构图

在硬件实现方面，串口与蓝牙模块建立通信连接。串口通信采用异步通信方式，配置参数包括波特率、数据位、停止位及校验位等。本系统中，串口波特率设置为 115,200 bps，数据位为 8 位，无校验位，停止位为 1 位，在保证数据传输速率的同时，兼顾通信稳定性。在数据发送过程中，下位机将封装好的数据帧通过串口逐字节发送至蓝牙模块。

4.4. 上位机软件设计

上位机界面呈现如图 10 的样子，借助串口来接收下位机发送过来的数据流。通信建立起来之后，用户于软件界面里选择相应的串口号、波特率，并且启动数据接收功能。系统采用连续读取的方式，从串口缓冲区获取原始数据字节流。因为数据是以连续流的形式传输的，为确保解析的正确性，上位机首先通过检测固定帧头来实现数据同步。当检测到帧头 0xAA 后，依照预设的数据帧结构依次读取后续数据字段，还计算校验值进行一致性验证。

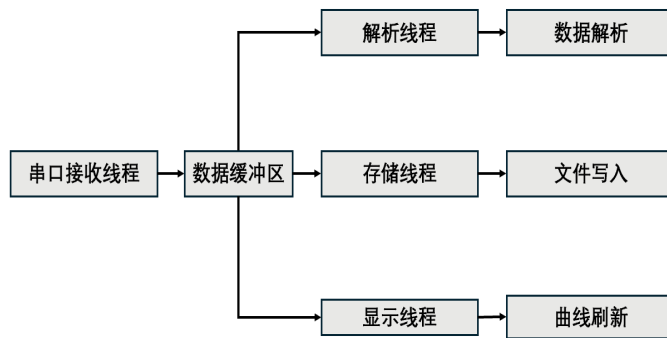


Figure 10. Upper computer processing flow
图 10. 上位机多线程处理流程图

把各通道数据送到对应的显示模块，达成心跳、呼吸、体温信号的实时可视化。系统界面一般含有多条动态曲线，用来展示不同生理参数随时间的变化状况。为达成平滑显示，系统采用缓冲队列存储最新数据点，并且按照固定刷新周期 50 ms 更新曲线。显示过程中，通过滑动窗口方式保留最近一段时间的数据 10 s，形成连续滚动波形，以此提高观测直观性(图 11)。

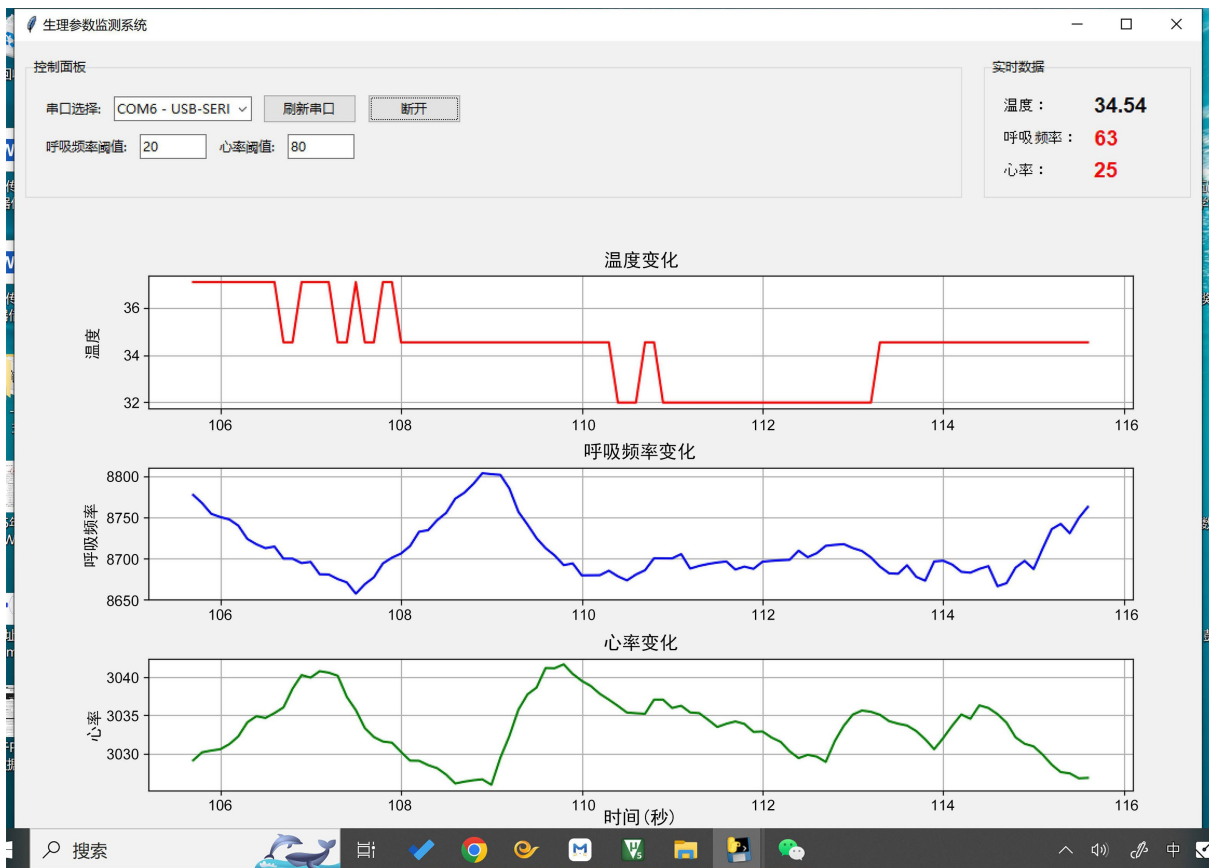


Figure 11. Upper computer interface
图 11. 上位机界面显示图

在数据接收过程中，系统能够将解析后的原始数据、计算结果依照时间顺序写入本地文件。数据存储格式一般采用文本文件(比如 CSV)或者二进制文件。CSV 格式有着良好的通用性，方便在 Excel 或 MATLAB 等软件中进行后续处理。文件内容包括时间戳、心跳数据、呼吸数据、温度数据等字段，方便进行多维分析。

5. 实验与结果

5.1. 实验目的

此实验要验证所设计的柔性床垫式生理信号监测系统在实验环境中的采集有效性。对银-碳浆呼吸传感器、PVDF 心跳传感器还有 GT1050 温度传感器在静息状况下的输出特点加以评估，验证三通道同步采集机制是否可行，把测温结果和参考设备做对比分析，从而初步判断系统的测量能力。

5.2. 实验方法

本实验运用 QuickLung 精密测试肺来模拟新生儿呼吸信号，此测试肺能够通过调节自身内部机械结构，模拟出不同的肺顺应性、气道阻力，进而重现多种生理和病理呼吸状态，以此模拟新生儿静息状态下的生理参数。实验在实验室恒温环境下展开，把模拟器放置于床垫上运行，保持尽量少动连续采集约 10 分钟时间，PVDF 传感器放置于模拟器背部下方区域，导电银-碳浆式呼吸传感器放置在胸部下方，GT1050 温度传感器放置于腋下区域。鉴于当前阶段还未进入临床测试环节，本实验是要验证系统采集模

块有效性，为后续优化提供数据支撑。为评估本系统在实验条件下的信号采集能力，本文进行了时长约 10 分钟的数据采集工作。在本系统中，呼吸信号的准确获取是实现生命体征监测的关键，因此以呼吸传感器作为主要研究对象，对其灵敏度、线性度、响应时间及迟滞等性能参数进行重点分析。相比之下，心跳及温度传感器均为成熟器件，其性能已在相关研究中得到充分验证，本文不再重复测试。

5.3. 实验结果

(1) 导电银 - 碳浆呼吸传感器如图 12 展示导电银 - 碳浆呼吸传感器在不同压力作用下的电阻变化率曲线，施加压力增大时，传感器电阻变化率逐步上升，低压区间变化幅度大，高压区间变化放缓，整体呈现非线性特征，该传感器可对外界压力变化做出响应，感知胸部起伏引发的形变。传感器在 0~30 N 范围内表现出明显的压阻响应特性。在低压区间(0~10 N)内，输出信号呈现良好的线性关系。对该区间进行线性拟合，得到灵敏度为 2.63%/N，拟合优度 R^2 为 0.956，说明传感器在低压力范围内具有较高灵敏度和良好的线性响应性能。随着压力进一步增大，输出逐渐趋于平缓，表现出一定非线性特征。

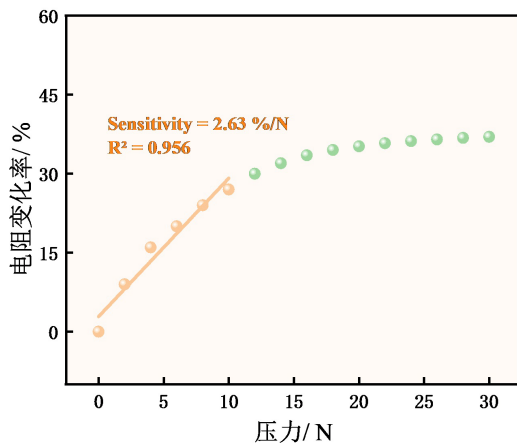


Figure 12. Capacitance variation of PVDF sensor
图 12. 呼吸传感器电阻变化率曲线及线性拟合

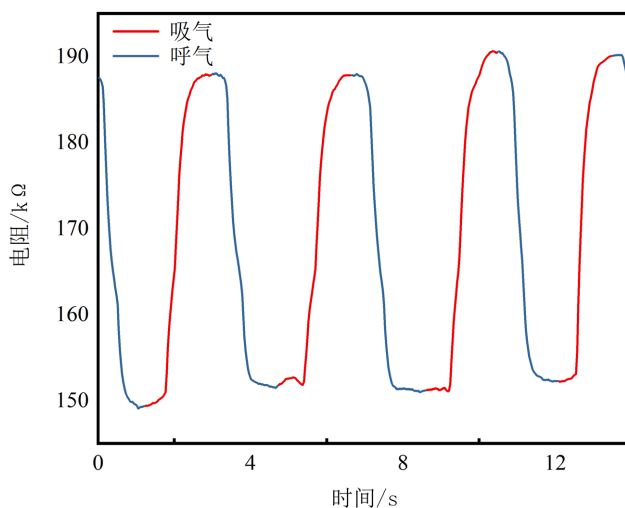


Figure 13. Respiration signal waveform
图 13. 呼吸信号时域波形图

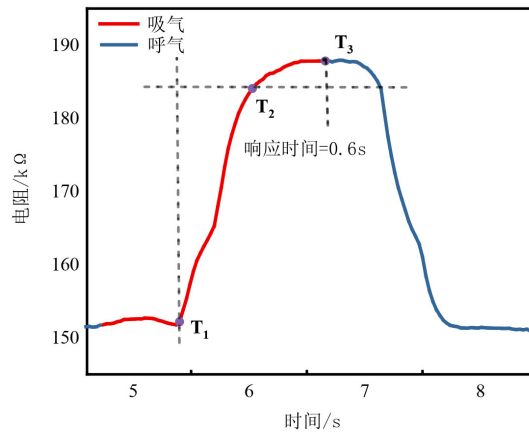


Figure 14. Dynamic response of sensor

图 14. 传感器动态响应曲线

图 13 是导电银 - 碳浆呼吸传感器采集到的呼吸信号时域波形。信号吸气阶段呼气阶段对应电阻变化规律清晰，波形稳定，重复测试结果偏差小，信号周期和预设呼吸频率吻合，整套设备测量结果可准确反映人体呼吸运动过程。图 14 是传感器动态响应曲线，在瞬态加载过程中，传感器输出由初始值迅速上升至稳定值。响应时间定义为输出达到最终稳定值 90% 所需时间，由图中 T_1 至 T_2 时间差计算得到，约为 0.6 s。

为评估传感器的稳定性，对其加载与卸载过程进行分析。结果表明，在相同压力条件下，加载与卸载曲线存在一定差异，但整体偏差较小。根据最大偏差与满量程输出的比值估算，传感器迟滞误差小于 10%，表明其具有较好的重复性和稳定性，能够满足呼吸信号监测需求。

(2) PVDF 心跳传感器

图 15 给出了 PVDF 心跳传感器在不同压力作用下的电容变化曲线。随着压力的增加，传感器电容值呈近似线性上升趋势，表明其对外界微小压力变化具有良好的响应特性，为心跳信号的检测提供了基础。如图 16 为 PVDF 心跳传感器采集得到的心跳信号时域波形。从图中可以观察到信号呈现出明显的周期性脉冲特征，波形清晰且具有一定幅值变化。通过频域分析可知，信号主频主要集中在 1~3 Hz 范围内，与人体静息状态下的心率范围基本一致，说明该传感器能够有效捕捉心脏搏动产生的微弱振动信号。

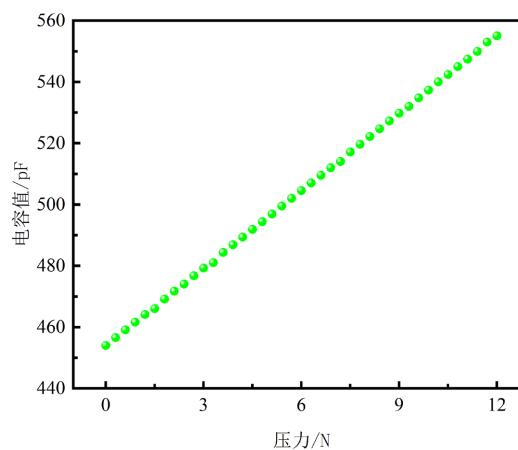


Figure 15. Capacitance variation of PVDF sensor

图 15. PVDF 心跳传感器在不同压力下的电容变化曲线

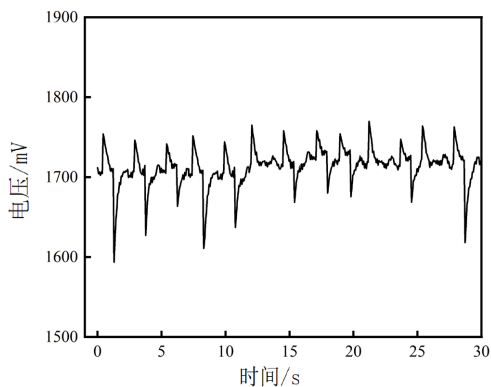


Figure 16. Heartbeat signal waveform
图 16. 心跳信号时域波形图

(3) GT1050 体温传感器

图 17 呈现传感器在不同温度条件下的电阻变化曲线，传感器电阻保持完整的单调变化关系，整体变化平滑，无明显突变，可确认自身拥有稳定的温度响应特性，图 18 为 LTS420 变温平台运行过程中，不同测温方式得到的结果对比曲线，对比两条曲线可发现，系统测量温度与设定温度基本一致，二者变化趋势重合度高，测量误差范围控制在 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 以内，设计完成的温度采集模块可满足高精度测量要求。图 19 展示 GT1050 温度传感器的动态响应过程，观察图像内容可知，温度发生突变时，传感器输出可在较短时间内响应，温度变化过程连续。

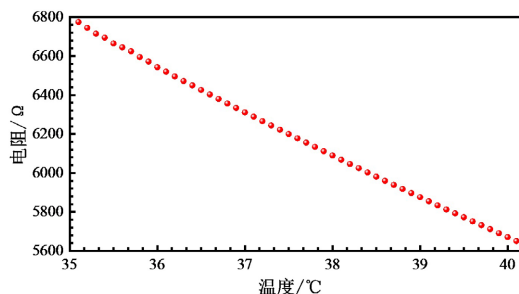


Figure 17. Temperature-resistance characteristics
图 17. GT1050 温度传感器在不同温度下的电阻变化曲线

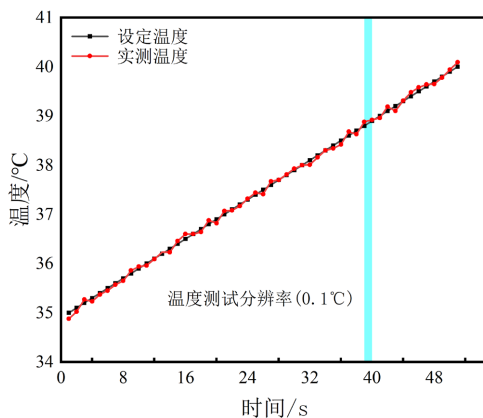


Figure 18. Temperature comparison results
图 18. LTS420 变温台测温结果对比图

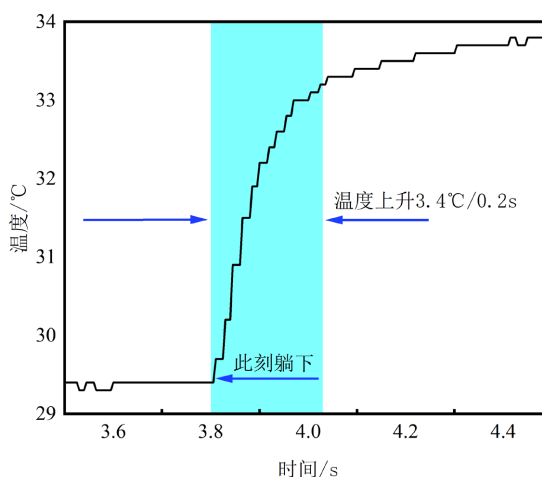


Figure 19. Temperature dynamic response
图 19. GT1050 传感器温度动态响应曲线

5.4. 实验结果分析

整理全部实验数据可发现，本次设计的多参数生命体征监测系统，可有呼吸、心跳及体温信号的稳定采集，各传感通道输出连续，波形清晰，呼吸信号呈周期性变化，周期处于 3~5 s 区间，对应呼吸频率处于 12~20 次/min 区间，心跳信号拥有稳定脉冲特征，主频集中在 1~3 Hz 范围内，对应心率处于 60~90 bpm 区间。体温信号整体变化平缓，可反映短时间内体表温度的稳定趋势。

取本系统测试数据，和市售参考设备对比，多数采样时段内，二者变化趋势保持一致，测量结果偏差范围较小，体温测量误差控制在 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 范围内，呼吸信号心跳信号的周期特征频率特征，都和参考设备输出结果基本吻合，这一结果说明系统拥有测量准确性和可靠性，可满足健康个体静息状态下生命体征监测的基本需求。动态性能测试中，温度传感器对突变过程的响应时间约为 0.6 s，可快速跟踪。

现有系统在静态环境下运行状态稳定，放到实际护理场景中模拟运行，仍暴露不少局限，受试者出现轻微肢体活动时，信号稳定性出现下降，可看出系统抗干扰能力仍有提高空间，后续可优化滤波算法，抑制低频漂移，同时调整传感器封装结构，强化机械方面稳定性，降低体动干扰对信号采集的影响。从临床应用角度来看，呼吸频率异常及呼吸暂停是早产儿常见风险指标，尤其在呼吸窘迫综合征等疾病中具有重要诊断意义。本系统能够连续获取呼吸及心跳信号，并具备对呼吸周期变化及异常状态的初步识别能力，具有一定潜在应用价值。

6. 结论

本文梳理早产儿生命体征监护过程中，存在皮肤损伤风险，多参数监测流程复杂等情况，设计并制备一款依靠柔性传感器搭建的床垫式生理信号监测系统，系统整合 PVDF 心跳传感器，导电银-碳浆压阻式呼吸传感器，GT1050 温度传感器三类器件，依靠 STM32 微控制器完成多通道生理信号同步采集，数据处理与无线传输，在上位机端实时可视化显示。实验验证显示，这套系统可稳定获取心跳呼吸体温等生命体征信号，波形清晰，本身带有符合规律的周期性特征，后续研究将调整传感器结构，优化信号处理算法，提高系统应对体动环境时抗干扰能力，探索其实际应用于新生儿监护的潜力。然而，当前系统仍存在一定局限性。一方面，在体动干扰条件下信号稳定性有所下降，可能影响特征提取的准确性；另一方面，受限于采样精度及算法复杂度，HRV 等高级生理指标分析仍处于初步阶段，尚需结合临床数据进一步验证。

参考文献

- [1] Suarmini, K.A., Megaputri, P.S., Susiana, N.K. and Purnami, L.A. (2024) Risk Factors for the Incident of Respiratory Distress Syndrome in Neonates at the Regional General Hospital of Buleleng District, 2020. *Jurnal Ners dan Kebidanan Indonesia*, **12**, 33-40. [https://doi.org/10.21927/jnki.2024.12\(1\).33-40](https://doi.org/10.21927/jnki.2024.12(1).33-40)
- [2] Putra, R.A. (2024) Analysis of Risk Factors for Necrotizing Enterocolitis (NEC) in Newborns: A Systematic Literature Review. *Scientific Journal of Pediatrics*, **2**, 120-126. <https://doi.org/10.59345/sjped.v2i1.97>
- [3] Khasawneh, W. and Khriesat, W. (2020) Assessment and Comparison of Mortality and Short-Term Outcomes among Premature Infants before and after 32-Week Gestation: A Cross-Sectional Analysis. *Annals of Medicine and Surgery*, **60**, 44-49. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2020.10.017>
- [4] Wang, F., Zhang, S., Liu, C. and Ni, Z. (2023) Post-Traumatic Growth and Influencing Factors among Parents of Premature Infants: A Cross-Sectional Study. *BMC Psychology*, **11**, Article No. 388. <https://doi.org/10.1186/s40359-023-01360-7>
- [5] Nemomssa, H.D. and Alemneh, T.B. (2023) Device for Remote and Realtime Monitoring of Neonatal Vital Signs in Neonatal Intensive Care Unit Using Internet of Things: Proof-of-Concept Study. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, **37**, 585-592. <https://doi.org/10.1007/s10877-022-00929-8>
- [6] Toma, T.M., Merga, H. and Dube, L. (2024) Incidence and Predictors of Mortality among Preterm Neonates Admitted to Jimma University Medical Center, Southwest Ethiopia: A Retrospective Follow-Up Study. *International Journal of Public Health*, **69**, Article 1606897. <https://doi.org/10.3389/ijph.2024.1606897>
- [7] Javaheri Abkenar, M., Khanali Mojen, L., Shakeri, F. and Varzeshnejad, M. (2020) Skin Injuries and Its Related Factors in the Neonatal Intensive Care Unit. *Iranian Journal of Neonatology*, **11**, 94-98.
- [8] Wilgocka, K., Skrzetuska, E., Krucińska, I. and Sujka, W. (2023) Textronic Solutions Used for Premature Babies: A Review. *AUTEX Research Journal*, **23**, 18-28. <https://doi.org/10.2478/aut-2021-0034>
- [9] Jia, S., Gao, H., Xue, Z. and Meng, X. (2022) Recent Advances in Multifunctional Wearable Sensors and Systems: Design, Fabrication, and Applications. *Biosensors*, **12**, Article 1057. <https://doi.org/10.3390/bios12111057>
- [10] Chen, H., Chen, W., Bao, S., Lu, C., Wang, L., Ma, J., *et al.* (2020) Design of an Integrated Wearable Multi-Sensor Platform Based on Flexible Materials for Neonatal Monitoring. *IEEE Access*, **8**, 23732-23747. <https://doi.org/10.1109/access.2020.2970469>
- [11] Zhang, T., Chai, Y., Wang, S., Yu, J., Jiang, S., Zhu, W., *et al.* (2023) Recent Study Advances in Flexible Sensors Based on Polyimides. *Sensors*, **23**, Article 9743. <https://doi.org/10.3390/s23249743>
- [12] Nishikawa, T., Yamane, H., Matsuhisa, N. and Miki, N. (2023) Stretchable Strain Sensor with Small but Sufficient Adhesion to Skin. *Sensors*, **23**, Article 1774. <https://doi.org/10.3390/s23041774>
- [13] Zhang, J., Wang, J., Zhong, C., Zhang, Y., Qiu, Y. and Qin, L. (2024) Flexible Electronics: Advancements and Applications of Flexible Piezoelectric Composites in Modern Sensing Technologies. *Micromachines*, **15**, Article 982. <https://doi.org/10.3390/mi15080982>