

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.03.016

医学信号处理与医学仪器

适用于智能听诊的心肺音、心电同步采集设备设计与研制

王志¹, 陈始圆², 陆嘉文¹, 季云峰³, 陈扶明⁴, 李川涛⁵

1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 海军军医大学海军医学中心航空医学研究室, 上海 200433; 3. 上海理工大学机器智能研究院, 上海 200093; 4. 中国人民解放军联勤保障部队第940医院医学工程科, 甘肃 兰州 730050; 5. 海军军医大学海军医学中心航空生理心理训练队, 上海 200433

【摘要】基于现有听诊器不具备心肺音、心电同时采集的功能,设计一款完备的新型双模心肺音、心电同步采集设备。采用精密微弱信号放大技术实现音频的无损放大,采用高输入阻抗设计实现心电的单电极采集,采用高保真SJR-BTM870-B蓝牙模块实现双模音频无损传输。最后实验结果表明,该研制设备具有重要的临床应用价值和科研价值。

【关键词】电子听诊器;心肺音;心电;音频放大;蓝牙传输

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)03-0361-08

Design and implement of an intelligent stethoscope capable of synchronous acquisition of cardiopulmonary sound and ECG signal

WANG Zhi¹, CHEN Shiyuan², LU Jiawen¹, JI Yunfeng³, CHEN Fuming⁴, LI Chuantao⁵

1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Aviation Medicine, Naval Medical Center, Naval Medical University, Shanghai 200433, China; 3. Institute of Machine Intelligence, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 4. Department of Medical Engineering, 940 Hospital of the Joint Service Support Force of the People's Liberation Army, Lanzhou 730050, China; 5. Aviation Physiology and Psychology Training Team, Naval Medical Center, Naval Medical University, Shanghai 200433, China

Abstract: The existing stethoscope cannot collect cardiopulmonary sound and ECG signal at the same time. Therefore, a dual-mode stethoscope capable of synchronous acquisition of cardiopulmonary sound and ECG signal is developed. The precise weak signal amplification technology is used to realize the lossless amplification of audio. The single-electrode acquisition of ECG signal is realized with high input impedance design, and the high-fidelity SJR-BTM870-B Bluetooth module is used to complete the lossless transmission of dual-mode audio. The experimental results show that the developed device has high application value and research value.

Keywords: electronic stethoscope; cardiopulmonary sound; electrocardiogram; audio amplification; Bluetooth transmission

前言

听诊器作为一种重要的临床诊查工具,具有不可替代的价值。心肺音信号作为重要的临床医学信号^[1],是用来区分心血管疾病的重要依据,其中心音

可分为第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)和第四心音(S4)。第三心音与第四心音音调较轻,不容易听到。在诊断过程中通常使用第一心音、第二心音和心脏杂音进行病情诊断。心电信号与心肺音信号相同,也是心血管疾病筛查过程中重要的数据支撑。因为其无创性和可靠性高,在临床上常用于心血管疾病的诊断。通过心电信号的R波峰和T波末端可判断第一心音(S1)和第二心音(S2)的位置,对心音的精准分割具有重要价值^[2-5]。疫情期间,医生穿着防护服无法使用传统听诊器进行听诊,若采用带有蓝牙模式的电子听诊设备,仍存在交叉感染的风险,因此在诊断时运用智能听诊方式显得尤为重要。智能听诊是通过采集患者的心肺音、通过

【收稿日期】2022-10-22

【基金项目】国家自然科学基金(61901515);海军特色医学中心抗疫专项基金(20M0201);海军军医大学军民融合专项基金(21X0201)

【作者简介】王志,硕士,研究方向:便携生理信号监测设备研制、数字信号处理,E-mail: 1134728031@qq.com

【通信作者】李川涛,博士,助理研究员,研究方向:便携生理信号监测设备研制、数字信号处理,E-mail: lichuantao614@126.com

特征提取和模式识别等方法进行病理音的自动识别,给医生的疾病诊断起辅助作用。心音由于其复杂性,心音的智能听诊一直是研究热点,心音智能听诊的关键在于S1、S2的分割^[6-8],现利用传统信号处理或人工智能处理的方法在解决分割问题时难度较大。在心音分割研究方面, Springer等^[9]利用隐半马尔可夫模型,通过心音状态预期持续时间的先验信息,从而对心音分割。 Fenando等^[10]提出一种基于注意力的双向长短期记忆网络的心音分割方法,证明循环神经网络结合注意力机制可以从不规则和嘈杂的心音中有效地学习心音特征。上述研究均仅使用了心音信号进行S1、S2的分割,虽然识别准确率高,但由于其基于特定数据库开展相关研究,不具有普适性。

随着电子技术、数字化技术和人工智能技术的发展,电子听诊器以及智能听诊均得到了快速的发展。美国3M公司开发了一款Littmann3200的电子听诊器^[11],可以有效降低环境噪音,获取清晰的心肺音,但价格比较高。此外EKO公司研制了心电和心肺音的一体化采集设备,并且开发了相应的智能听诊系统,但是数据库并未公开。基于该设备进行智能听诊研究受限,国内也没有具备心肺音、心电一起

采集的市售设备^[12]。本文设计的适用于智能听诊的心肺音、心电同步采集设备,在传统电子听诊器的基础上增加心电采集功能,通过引入心电信号来辅助分割S1、S2。利用精密放大、无损蓝牙传输等技术能够保证心电、心肺音信号的低噪声、高质量,该系统具有高性能、多功能、低成本等特点,在智能听诊算法研究及临床诊断方面具有广泛的应用前景。

1 系统设计原理与方法

1.1 系统总体框图

该系统框图如图1所示,主要包括心电采集、心肺音采集、蓝牙及电源模块等。系统将麦克风收集到的心肺音信号经过音频前置放大电路进行精密放大,再通过滤波器滤波后输出给音频驱动放大电路传输给耳机,供医生使用3.5 mm耳机进行本地听诊。心电信号采集电路中利用右腿驱动电路及仪表放大电路去除系统中的共模信号,经过带通滤波器去除噪声影响进行精密放大后输出。利用BTM870-B无损蓝牙音频传输模块的双通道特性,即可以同时将心电、心肺音信号发送到电脑、手机等设备,还可以连接蓝牙耳机对心肺音信号进行听诊,做到无接触诊疗。

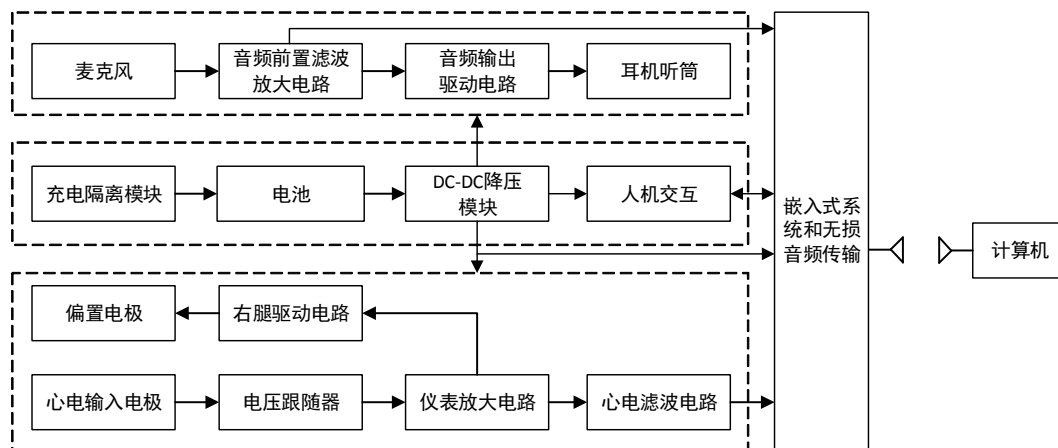


图1 系统总体框图

Figure1 Overall block diagram of the system

1.2 心电采集电路设计

心脏活动的主要表现之一是产生电激动,它出现在心脏机械性收缩之前^[13]。心肌激动的电流可以通过心脏经过身体组织传导至体表^[14],使体表的不同部位产生不同的电位变化,因此可监测体表皮肤来采集心电信号。由于人体生物信号微弱,易受影响。因此设计信号缓冲电路用于解决该问题^[15]。信号缓冲电路由电压跟随器和仪表放大电路两部分组

成。电压跟随器不受后级电路的影响,输出前后信号波形几乎不会受到损失,而且输入阻抗很大近似于开路,电压跟随器具有缓冲、隔离、提高带载能力的作用且信号增益近似为1。利用仪表放大器超高输入阻抗、极高的共模抑制比、低输出阻抗等特性来抑制低频心电信号受到的噪声干扰。

信号缓冲电路如图2所示,由于AD8639具有轨对轨输出摆幅和低噪声特性,利用AD8639运放芯片

来设计电压跟随电路,提高输入信号带载能力,增加输入阻抗,确保心电信号在采集过程中不会失真。图2中,R1、C3与R2、C5分别组成高通滤波器用来滤除高频噪声。仪表放大电路部分采用INA828高精

度仪表放大器芯片,采用差分输入的方式提高共模抑制比,消除电路中的噪声影响。图2中,可通过调节R3、R4的比值来调节仪表放大电路的增益Gain。

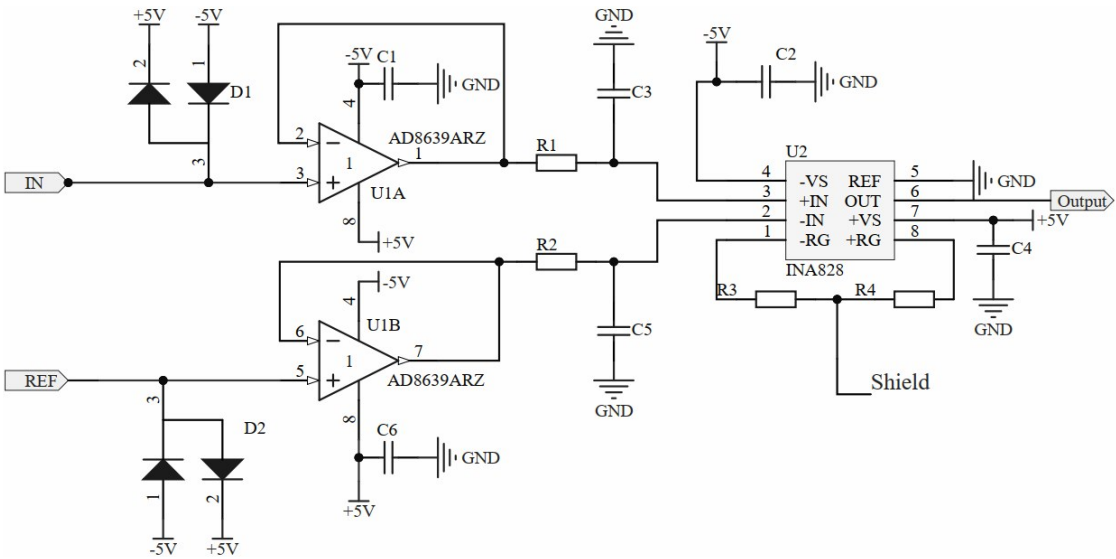


图2 信号缓冲电路
Figure 2 Signal buffer circuit

图3为右腿驱动电路。在进行生物电测量时,人体会产生共模干扰信号^[16],图2中IN、REF二者采集到的共模信号通过Shield端口接入到U3B的反相端,经过U3A后反向输入到人体,从而抵消共模干扰信

号,提高共模抑制比^[17]。根据实际情况更改R5(图3)阻值防止输出电流过大,可通过调节R8(图3)滑动变阻器更改U3B偏置电压,防止输出信号饱和。

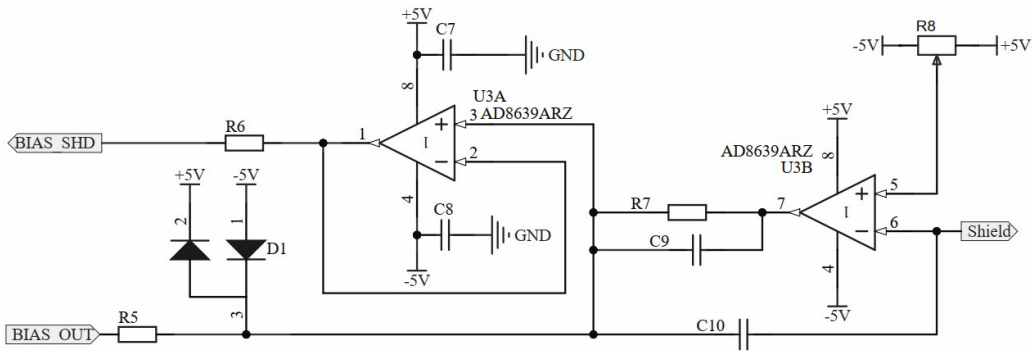


图3 右腿驱动电路
Figure 3 Right-leg drive circuit

图4为心电滤波放大电路,心电信号的频率为0.05~100.00 Hz^[17],其中大部分集中为0.05~40.00 Hz^[18]。因此设计通频带为0.05~40.00 Hz的二阶滤波器用于采集心电信号。图4中C11、R10和C15、R12分别组成低通滤波器,其截止频率为0.05 Hz,R13、C16组成高通滤波器其截止频率为40 Hz。二阶滤波器的截止频率计算公式为:

$$f = \frac{1}{2\pi CR}$$

(1)

为抑制电路噪声电容通常选取较大容值,本设计选用微法级。根据式(1),对于截止频率为0.05 Hz低通滤波器取C11=C15=10 μF,可得R10=R12=2 MΩ。同理对于截止频率为40 Hz的高通滤波器取C16=1 μF,可得R13=250 kΩ。由此设计出通频带为0.05~40.00 Hz的二阶滤波器。

心电信号在经过滤波电路后,整体幅值可能降低,因此设计二级同相比例放大电路,提高信号质量、提高心电信号的信噪比,可以在提高电路稳定性的同时保持信号的高质量、高精度。图4根据实际需求,可通过调节R9与R11、R14与R15的比值从而更

改放大电路的增益倍数。在此电路中,设计第一级放大器的增益 $\text{Gain}=\text{R11}/\text{R9}=10$ 倍,第二级放大器的增益为 $\text{Gain}=\text{R15}/\text{R14}=10$ 倍。由此设计出通频带为0.5~40.0 Hz,放大倍数为100的精密放大滤波电路用来采集心电信号。

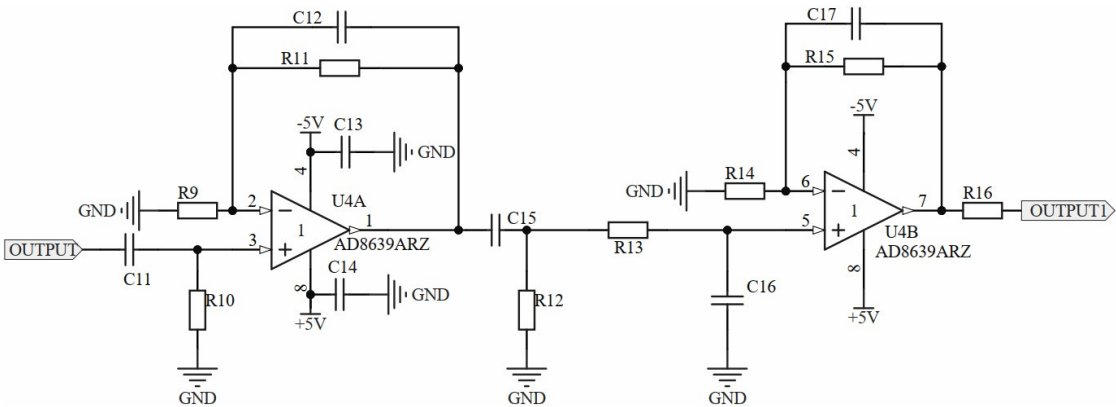


图4 心电滤波放大电路
Figure 4 ECG filter amplifier circuit

1.3 心肺音采集电路设计

心音是人体心肌收缩、心脏瓣膜关闭和血液撞击心室壁、大动脉壁等引起的振动所产生的声音,心音强度、频率及相互关系可以反映心瓣膜、心肌功能及心内血流的情况^[19]。心音信号的频率主要分布为20~400 Hz,其中在多数情况下都可听到,响度最大,最重要的第一心音、第二心音的频率主要集中为20~100 Hz^[20]。肺音的频率范围比较广,大约为50~3 000 Hz^[21],在理

想状态下用耳朵可以感知肺音的频率为1~2 kHz。因此设计采集电路的通频带为20 Hz~2 kHz,放大倍数为10倍的音频采集及放大电路用来采集心肺音信号,其原理图如图5所示。该设计电路中分为音频采集及滤波放大电路,为了放大器在通频带内具有稳定且平缓的幅频响应,因此设计为二级运算放大电路。心肺音采集电路设计中选用的GMI6050-30DB高灵敏麦克风参数如表1所示。

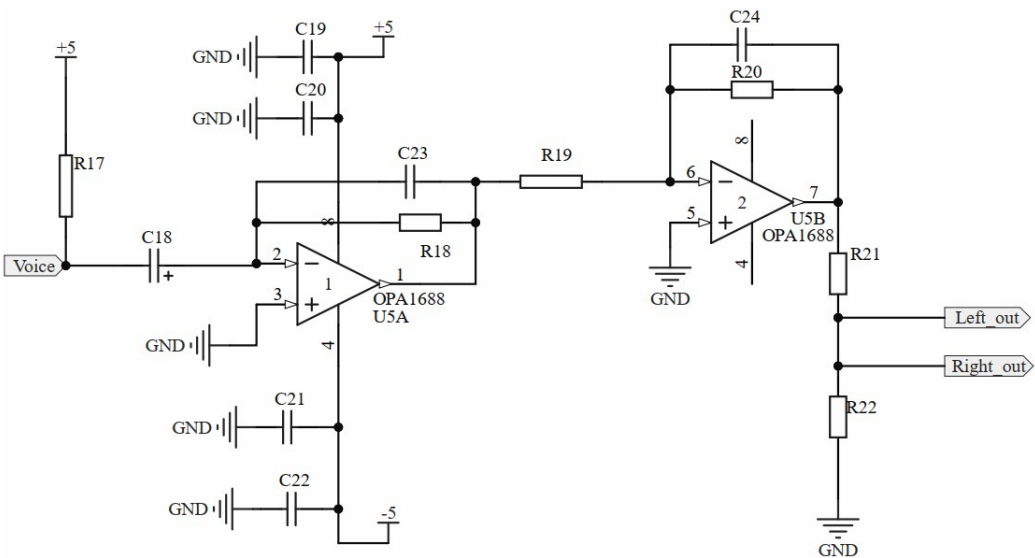


图5 心肺音采集及滤波放大电路
Figure 5 Cardiopulmonary sound acquisition and filter amplifier circuit

表 1 麦克风参数表
Table 1 Microphone parameters

参数	数值	单位
灵敏度	-30+/-4	dBV
标准操作电压	2	V
最大电流	0.5	mA
阻抗	2.2	kΩ
信噪比	68	dB

根据设计需求,麦克风的灵敏度需要转化为每帕斯卡气压下 1 V 的 dB 值,麦克风灵敏度(V/Pa)计算公式为:

$$\frac{V}{Pa} = 10^{\frac{Sensitivity}{20}}$$

(2)

由表 1 得出 GMI6050-30DB 灵敏度为 30 dB,代入式(2)转化为每帕斯卡气压下电压灵敏度(V/Pa)为 31.62 mV/Pa。每帕斯卡气压下的输出电流(I/Pa)可利用欧姆定律得出:

$$\frac{I}{Pa} = \frac{V}{Pa \cdot R}$$

(3)

已得每帕斯卡气压下电压灵敏度的值为 31.62 mV/Pa,由表 1 麦克风参数表得麦克风阻抗 R=2.2 kΩ 带入公式(3)计算出每帕斯卡气压(I/Pa)的输出电流为 14.373 μA/Pa。在该设计中,使用 100 dB SPL 作为该设计的最大声压级,在 100 dB SPL 时气压为 2 Pa,已知每帕斯卡气压(I/Pa)的输出电流,因此在 100 dB SPL 时麦克风输出电流(I₁)为:

$$I_1 = \frac{I}{Pa} \cdot 2Pa$$

(4)

根据公式,计算得出 I₁=28.746 μA。图 5 中电容 C23 与电阻 R18 在前置放大器中形成极点,为不影响麦克风传输功能需计算 C23、R18 的值。根据欧姆定律:

$$R = \frac{V}{I}$$

(5)

将 100 dB SPL 的声压级转化为专业线路电平 V_{out} 为 1.228 V,代入 V=V_{out}=1.228 V、麦克风输出电流 I₁=28.746 μA,得 R18=60 kΩ。

本设备设计在最高频率 f=2 kHz 情况下,电路的响应偏差为-0.1 dB。极点频率的计算公式为:

$$f_p = \frac{f}{\sqrt{\left(\frac{G_0}{G_f}\right)^2 - 1}}$$

(6)

式中,G₀为低频增益,其值为 1;G_f为最高频率 f 增益,其值为 0.989(-0.1 dB)。代入式(6)计算得出极点频率 f_p=13 372 Hz。由式(5)和式(6)得出 f_p、R18 的值并代入截止频率变式:

$$C = \frac{1}{2\pi fR}$$

(7)

可计算出 C23 的值为 158.7 pF,根据实际情况更换为 160 pF。驻极体传声器的内部 JFET(结型场效应晶体管)被电阻 R17(图 5)偏置。这个电阻的值可通过所需的电源电压(V_{cc})、麦克风工作电压(V_{mic})和麦克风电流消耗(I_s)计算出来,计算公式为:

$$R = \frac{V_{cc} - V_{mic}}{I_s}$$

(8)

由表 1 及图 5 得出参数 V_{cc}=5 V,V_{mic}=2 V,I_s=500 mA,代入式(8)可得 R17=6 kΩ。图 5 中电阻 R17 和电容 C18 形成高通滤波器。根据需求设定频率 f=20 Hz,代入式(1)滤波器截止频率计算公式可得出 C18=23.2 μF,实际电路中采用 22 μF 电容。

心肺音信号较弱,为防止在传输中受到影响,使用 OPA1688 双模轨到轨输出音频运算放大器进行缓冲,该运算放大器具有低失真、低噪声、高共模抑制比等特点。图 5 中运放芯片 U5B、电阻 R19、R20 组成反相放大器进一步放大信号,可通过调节 R19、R20 的比值更改增益。

1.4 多功能一体化听诊器探头设计

如图 6 所示,电极 1、电极 2 为心电信号差分输入端接口,电极 3 为右腿驱动电路 Shield 输入端口。选用氯化银电极用来采集心电信号,因其具有电势稳定、抗干扰、低内阻等特点。选择单指向驻极体麦克风用来采集心肺音信号,因其具有抗干扰、体积小、结构简单、电声性能好等特点。如图 6 所示,该系统以空气传导型^[22]探头为基础,在不影响薄膜震动传导传递心肺音的同时,将 3 个电极固定在周边用于采集心电信号。该系统设计的多功能一体化听诊器探头,在不改变传统听诊探头使用方法的基础上,增加采集心电电极,能够做到同时采集心肺音、心电信号。

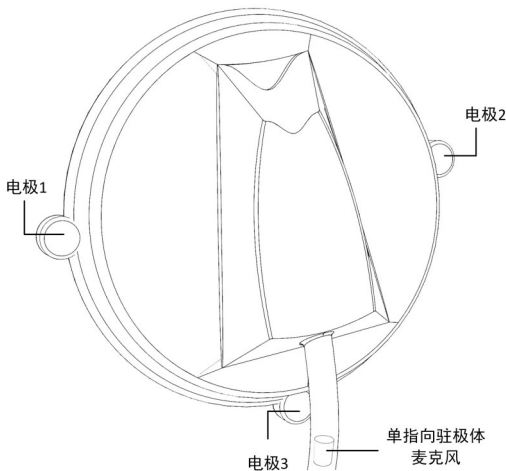


图 6 多功能一体化听诊器探头设计图
Figure 6 Designs for multifunctional integrated stethoscope probe

1.5 无损蓝牙音频传输模块

电子听诊器的音频采样频率是一个关键参数,例如电话采样频率为 8 kHz,无线电广播采样频率为 22.05 kHz,音频 CD 品质采样频率为 44.1 kHz,音频采样频率越高表明对真实语音还原度越高。陈刚^[23]设计的听诊器采样频率为 500 Hz;谢程^[24]设计的听诊器采样频率为 2 500 Hz;Son 等^[25]在对心音分类的实验中,采集 1 000 组心音信号,其频率为 8 000 Hz;2016 年举办的 PhysioNet/CinC Challenge^[26]国际心音分类大赛中音频数据采样频率为 2 000 Hz。本系统采用 SJR-BTM870-B 蓝牙模块,采用 24 位音频采样,传输速率为 192 kHz,能够最大程度上保证传输音频的质量。本系统使用蓝牙双通道、高精度采样特点,一路采集心肺音信号,另一路采集心电信号,有效降低系统的复杂度,提升系统的可靠性。

2 仿真分析与实验

仿真软件使用 DesignSoft 公司研发的 TINA 软件,TINA 软件基于 SPICE 引擎是重要的现代化 EDA 软件之一,用于模拟及数字电路的仿真分析。为验证电路幅频响应特性及电路增益稳定性,利用 TINA 软件对信号进行交流传输特性模拟分析得到伯德图,检查电路的幅频响应是否达到设计需求。

2.1 心电电路仿真结果与分析

心电采集电路设计通频带为 0.5~40.0 Hz,信号增益 Gain 为 100 的二阶滤波放大电路。使用 Tina 仿真软件对心电采集电路进行交流传输特性模拟,得出伯德图结果如图 7 所示。图 7 中 a、b 光标标出在 0.5~40.0 Hz 频率范围内增益 Gain 约等于 40 dB(100 倍)且在范围内幅频响应稳定,由此得出该心电电路满足设计需求。

2.2 心肺音电路仿真结果与分析

在心肺音采集电路的仿真中,采用压控电压源

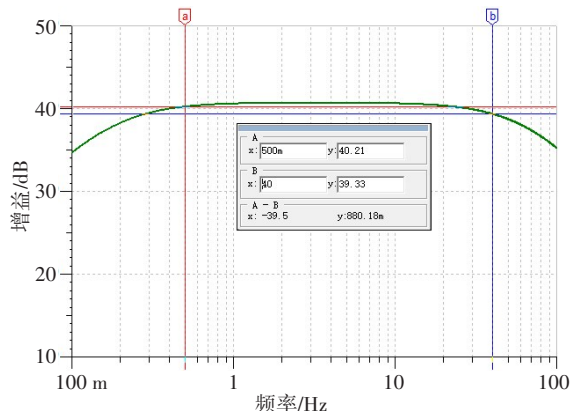


图7 心电采集电路仿真伯德图

Figure 7 Bode diagram of ECG signal acquisition circuit simulation

模拟心肺音音频信号输入(图8),配置电压源的参数为幅值 1 V、波形 1 kHz 正弦波,且 VCCS 的传输比为 8.083 $\mu\text{A/V}$ 。使用 Tina 仿真软件对电路进行交流传输特性模拟,得出伯德图结果如图 9 所示。由于使用压控电压源模拟音频输入,增益测量是从输入电压源进行的,它会产生一些误导的增益幅值。在仿真电路中,VCCS 的有效传输比为 -101.849 dB。前置放大器的增益为 97.5 dB,这使得预期增益为 -4.347 dB。

心肺音采集电路设计放大增益为 10 倍,即增益为 20 dB。图 9 仿真结果中 a、b 光标标出在 2 kHz 时增益为 15.42 dB,叠加损失 4.347 dB 得出实际增益为 19.767 dB,同理在 20 Hz 时实际增益为 19.317 dB。由此得出在 20 Hz~20 kHz 内幅频响应稳定,该设计电路满足设计需求。

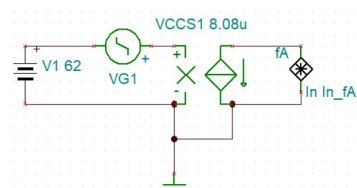


图8 压控电压源仿真配置图

Figure 8 Configuration diagram of voltage control voltage source simulation

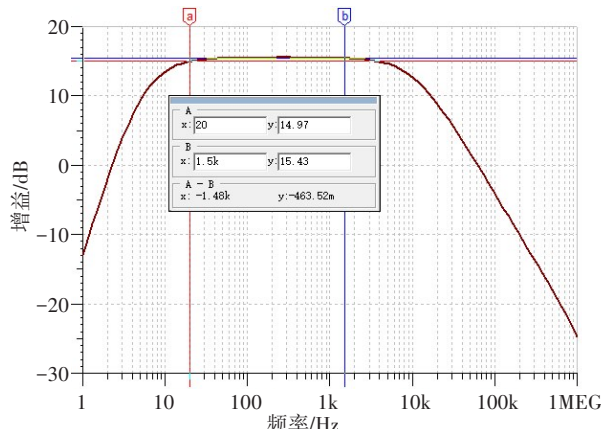


图9 心肺音采集电路仿真伯德图

Figure 9 Bode diagram of cardiopulmonary sound acquisition circuit simulation

2.3 心肺音、心电同步采集设备电路实物图

实验结果表明电路参数设计与仿真结果一致,经过电路板布局、打样测试后得到实物图如图 10 所示,其长为 93.20 mm,宽为 66.40 mm。使用者可通过右侧功能按键进行“开关机”、“音量加减”、“开关蓝牙”等操作,在下方留有 Type-C 接口用于充电。听诊方式可通过蓝牙耳机听诊或由传统 3.5 mm 耳机直连听诊,支持有线耳机、无线耳机同时听诊,可根据使

用场景不同进行切换。此外研究人员可通过蓝牙模块发送数据至计算机端或智能设备来存储数据,便于研究人员后期研究。

2.4 数据采集与分析

为了验证该多模态听诊设备的功能,使用图 10 所示设备作为心肺音、心电采集设备。使用绿联蓝牙耳机接收器做接收设备,采用 Adobe Audition 软件记录信号,共采集 10 名年龄(30±5)岁、坐姿、心脏第一听诊区的心肺音、心电信号,每次采集 1 min,其中截取被试的部分信号,如图 11 所示。

如图 11 所示,通过 10 名被试者心电信号的 R 波峰可定位第一心音起始点位置,T 波末端可定位第二心音起始点位置,其中被试者 b 在 0~0.5 s 时、被试者 d 在 2.5~3.5 s 时、被试者 h 在 3~4 s 时,可以看出心音信号叠加有高频的呼吸信号。本系统通过 Adobe Audition 软件同步显示心电、心肺音,可将传统诊疗过程中的单纯“听”

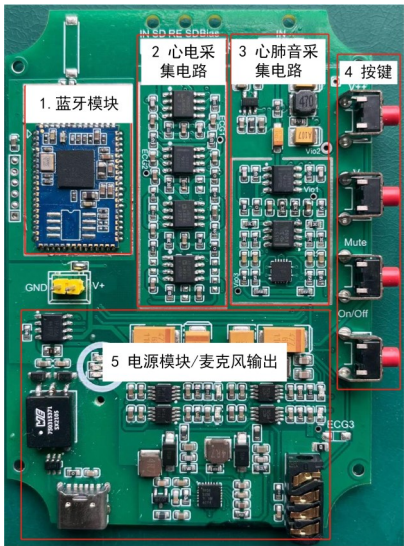


图 10 心肺音、心电同步采集设备电路实物图
Figure 10 Picture of the circuit for the synchronous acquisition of cardiopulmonary sound and ECG signal

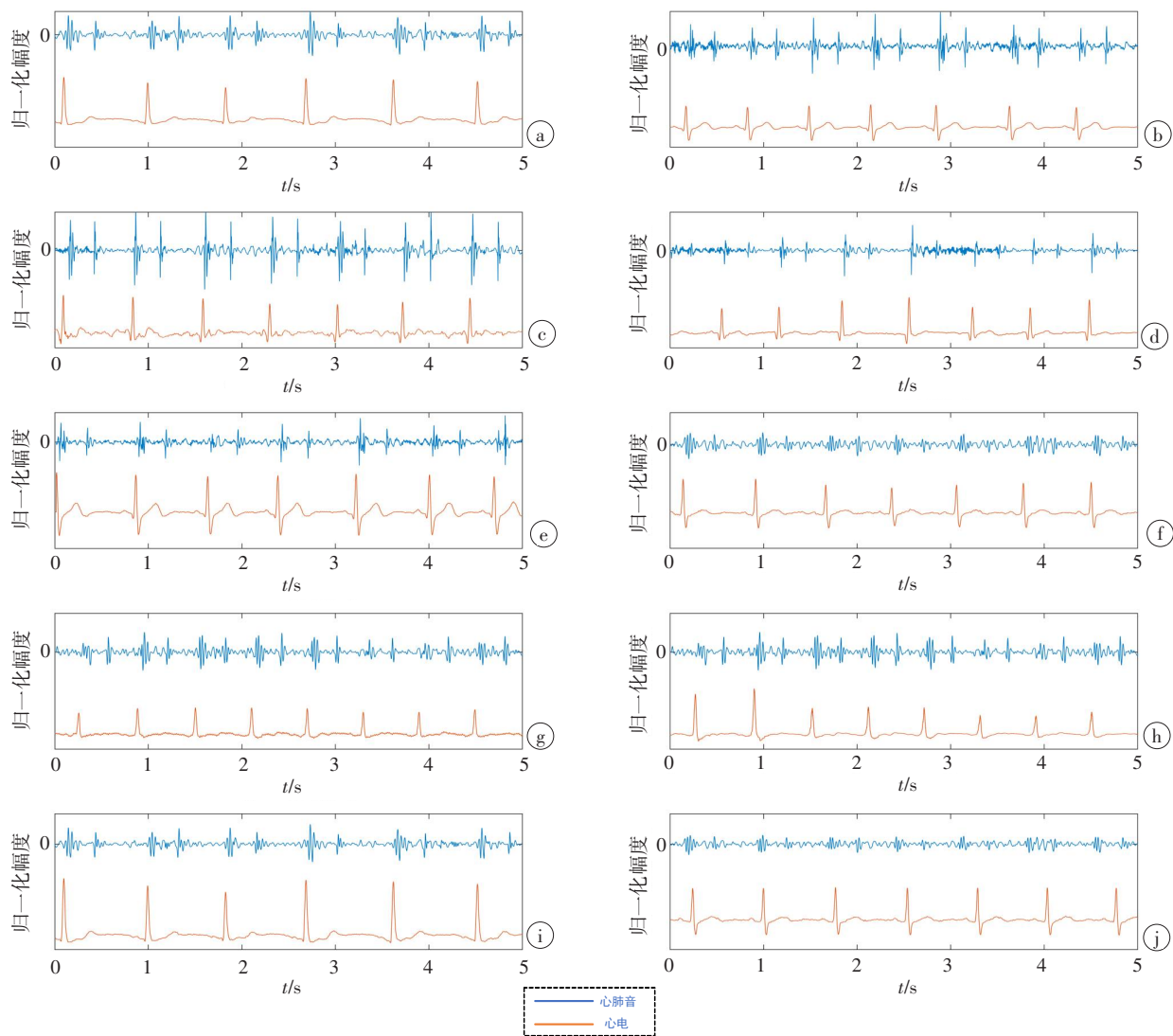


图 11 本系统采集的心电、心肺音信号
Figure 11 ECG signal and cardiopulmonary sound collected by the proposed system

变成了“听”、“看”结合,对疾病诊断时除了听到杂音又能够看到杂音。此外,对时间敏感的诊断如第一心音和第二心音间隙、收缩期、舒张期等时长,通过软件可准确测量,因此可提升病情诊断的精准性。同时,该系统还为心电、心音同时采集提供一种新的设备。

3 结论

本文研制适用于智能听诊的心肺音、心电同步采集设备在保留传统听诊器体件的基础上,创新地设计一种电极布局结构可采集到高质量的心电信号。采用微弱心电信号放大技术、微弱音频放大技术实现了高质量的心肺音、心电信号采集。结合蓝牙能够传输双通道模拟信号的特点,一个通道传输心肺音听诊信号,一个通道传输心电信号,实现心电、心肺音信号的同步传输。为了满足不同的应用场景,系统能够实现本地有线听诊和蓝牙无线听诊,并且蓝牙听诊能够实现一个听诊器两个人同时听诊,该功能对教学临床听诊具有重要的价值,是一种非常有效的解决方案。

通过最后实验结果可以看出,该系统能够采集到清晰的人体心电和心肺音信号,证明系统的有效性。但需要指出的是新冠疫情期间,随着奥密克戎的传染性增强,传统的听诊器无法使用,电子听诊也存在交叉感染的风险,规范电子听诊器的使用、消杀流程和通过实验证明电子听诊的安全性,是课题组接下来要进行的工作。此外,随着疫情常态化,智能诊疗、非接触诊疗和远程医疗的需求日益明显和迫切,项目组研制的适用于智能听诊的心肺音、心电同步采集设备通过持续智能化开发,未来可应用于新冠肺炎集中诊疗病区的患者分级诊疗,可应用于各种传染病病区,也可应用到医疗条件薄弱的医院、诊所。因此,本研究具有重要的临床应用价值,对推动多模态智能听诊技术的发展具有重要的学术价值。

【参考文献】

- [1] 陈尧. 心音心电信号处理的神经网络方法[D]. 成都: 四川大学, 2021. Chen Y. Neural network method for ECG signal processing of heart sound[D]. Chengdu: Sichuan University, 2021.
- [2] Pinto C, Pereira D, Ferreira-Coimbra J, et al. A comparative study of electronic stethoscopes for cardiac auscultation[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2017: 2610-2613.
- [3] 陈定. 基于Cortex-M3和神经网络的心音心电同步数字听诊器的研究与设计[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2022. Chen D. Research and design of digital stethoscope based on Cortex-M3 and neural network for heart sound ECG synchronization[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2022.
- [4] 臧俊斌, 周震正, 向梦辉, 等. 心电与心音信号同步智能检测方法 with 识别技术研究[J]. 电子测量技术, 2022, 45(3): 163-168. Zang JB, Zhou CZ, Xiang MH, et al. Research on synchronous intelligent detection method and recognition technology of ECG and heart sound signal[J]. Electronic Measurement Technique, 2022, 45(3): 163-168.
- [5] 程林. 心音心电采集系统的设计及心音信号分析[D]. 昆明: 云南大学, 2019. Cheng L. Design of ECG acquisition system and analysis of heart sound signal[D]. Kunming: Yunnan University, 2019.
- [6] Chen TE, Yang SI, Ho LT, et al. S1 and S2 heart sound recognition using deep neural networks[J]. IEEE Trans Bio-Med Eng, 2016, 64(2): 372-380.
- [7] Liu Q, Wu X, Ma X. An automatic segmentation method for heart sounds[J]. Biomed Eng Online, 2018, 17: 1-22.
- [8] Renna F, Oliveira JH, Coimbra MT. Deep convolutional neural networks for heart sound segmentation[J]. IEEE J Biomed Health, 2019, 23(6): 2435-2445.
- [9] Springer DB, Tarassenko L, Clifford G. Logistic regression-HSMM-based heart sound segmentation[J]. IEEE Trans Bio-Med Eng, 2015, 63(4): 822-832.
- [10] Fenando T, Ghaemmaghami H, Denman S, et al. Heart sound segmentation using bidirectional LSTMs with attention[J]. IEEE J Biomed Health Inform, 2020, 24(6): 1601-1609.
- [11] 徐玮泽, 俞凯, 徐佳俊, 等. 先天性心脏病心音听诊筛查的人工智能技术应用现状[J]. 浙江大学学报(医学版), 2020, 49(5): 548-555. Xu WZ, Yu K, Xu JJ, et al. Application status of artificial intelligence technology in heart sound auscultation screening for congenital heart disease[J]. Journal of Zhejiang University (Medical Edition), 2020, 49(5): 548-555.
- [12] Sujadevi VG, Soman KP, Vinayakumar R, et al. Deep models for phonocardiography (PCG) classification [C]//2017 International Conference on Intelligent Communication and Computational Techniques (ICCT). IEEE Computer Society, 2017.
- [13] 杨晟辉. 基于MEMS声传感器的电子听诊器设计[D]. 太原: 中北大学, 2018. Yang SH. Design of electronic stethoscope based on MEMS acoustic sensor[D]. Taiyuan: North University of China, 2018.
- [14] Hanna IR, Silverman ME. A history of cardiac auscultation and some of its contributors[J]. Am J Cardiol, 2002, 90(3): 259-267.
- [15] 黄红波. 心音心电采集系统设计与实现及心音信号分析[D]. 云南: 云南大学, 2017. Huang HB. Design and implementation of heart sound ECG acquisition system and analysis of heart sound signal[D]. Yunnan: Yunnan University, 2017.
- [16] Torfs T, Patel A, Castro ID. Active capacitive ECG system with all-digital "driven right leg" common mode suppression [C]//IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). 2021: 1-4.
- [17] Freeman DK, Gatzke RD, Mallas G, et al. Saturation of the right-leg drive amplifier in low-voltage ECG monitors[J]. IEEE Trans Bio-Med Eng, 2014, 62(1): 323-330.
- [18] 黄梓欣, 蔡健革, 朱璟, 等. 智能电子听诊系统[J]. 物联网技术, 2021, 11(10): 3. Huang ZX, Cai JP, Zhu J, et al. Intelligent electronic auscultation system[J]. Internet of Things Technology, 2021, 11(10): 3.
- [19] 刘伟伟. 电子听诊器的设计与应用研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2021. Liu WW. Design and application research of electronic stethoscope [D]. Taiyuan: Taiyuan University of Technology, 2021.
- [20] 李晨歌, 张国军, 段思存, 等. 基于FPGA的MEMS电子听诊器信号采集传输系统[J]. 国外电子测量技术, 2021, 40(4): 135-138. Li CG, Zhang GJ, Duan SC, et al. Signal acquisition and transmission system of MEMS electronic stethoscope based on FPGA[J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2021, 40(4): 135-138.
- [21] 王卫东. 双膜式T型MEMS电子听诊器设计[D]. 太原: 中北大学, 2020. Wang WD. Design of T-type MEMS electronic stethoscope with double film[D]. Taiyuan: North University of China, 2020.
- [22] Barma S, Chen BW, Ji W, et al. Detection of the third heart sound based on nonlinear signal decomposition and time-frequency localization[J]. IEEE Trans Bio-Med Eng, 2015, 63(8): 1718-1727.
- [23] 陈刚. 多功能心肺音检测装置的研制[D]. 深圳: 深圳大学, 2019. Chen G. Development of multifunctional cardiopulmonary sound detection device[D]. Shenzhen: Shenzhen University, 2019.
- [24] 谢程. 基于蓝牙5.0的心音采集与FCNN分类算法研究[D]. 武汉: 中南民族大学, 2021. Xie C. Research on heart sound acquisition and FCNN classification algorithm based on Bluetooth 5.0 [D]. Wuhan: Central South University for Nationalities, 2021.
- [25] Son GY, Kwon S. Classification of heart sound signal using multiple features[J]. Appl Sci, 2018, 8(12): 2344.
- [26] Liu C, Springer D, Clifford GD. Performance of an open-source heart sound segmentation algorithm on eight independent databases[J]. Physiol Meas, 2017, 38(8): 1730.

(编辑: 陈丽霞)