

基于压电效应和指端动脉压力模型的指端动脉脉搏波最优检测方法

刘家宇, 卜朝晖*, 龚晶晶, 李家乐, 姬钊策

上海理工大学生物医学工程研究所, 上海

收稿日期: 2025年4月16日; 录用日期: 2025年5月9日; 发布日期: 2025年5月16日

摘要

心血管疾病是导致每年全球死亡人数最多的病因。指端动脉压力脉搏波可以提供有关心血管系统功能的信息, 对心血管疾病的研究具有重要的生理学和临床意义。为了准确地测量指端动脉压力脉搏波信号, 文章设计了一个基于压电效应和指端动脉压力模型的指端动脉脉搏波最优检测方法, 同时, 为了保证测量结果具有良好的准确性、稳定性和一致性, 还设计了一个专用于本方法的压电传感指套。首先, 通过压电效应和指端脉搏波形成原理, 建立了电荷源等效模型和指端脉搏波的双弹性腔等效电路模型, 分析双弹性腔等效电路模型得到指端脉搏波的信号特征点; 接着, 利用扁平张力法获取不同受试者的最佳取脉压力值, 以提高后续测量的灵敏度; 随后, 通过电荷源模型分析和脉搏波的信号特征点设计了信号调理和采集电路; 最后, 经过实验仿真与分析, 对比波形特征点的位置, 得到的仿真结果与理论推导相符; 将测量到的指端动脉脉搏波信号与采用示波器显示的脉搏波信号进行对比分析, 发现脉搏波波形特征点一致, 实现了对脉搏波信号的准确测量。

关键词

指端动脉压力脉搏波, 压电效应, 最佳取脉压力, 压电传感指套

Optimal Detection Method for Pulse Wave in Finger Arteries Based on Piezoelectric Effect and Finger Arterial Pressure Model

Jiayu Liu, Zhaohui Bu*, Jingjing Gong, Jiale Li, Fance Ji

Institute of Biomedical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Apr. 16th, 2025; accepted: May 9th, 2025; published: May 16th, 2025

*通讯作者。

文章引用: 刘家宇, 卜朝晖, 龚晶晶, 李家乐, 姬钊策. 基于压电效应和指端动脉压力模型的指端动脉脉搏波最优检测方法[J]. 建模与仿真, 2025, 14(5): 388-404. DOI: 10.12677/mos.2025.145402

Abstract

Cardiovascular disease is the cause of the largest number of deaths worldwide each year. The finger-end arterial pressure pulse wave can provide information about the function of the cardiovascular system, which is physiologically and clinically important for the study of cardiovascular diseases. In order to accurately measure the fingertip arterial pressure pulse wave signal, this paper designs an optimal detection method of the fingertip arterial pulse wave based on the piezoelectric effect and the fingertip arterial pressure model and at the same time, in order to ensure that the measurement results have good accuracy, stability, and consistency, a piezoelectric sensing finger cuff dedicated to this method is designed. Firstly, through the piezoelectric effect and the principle of pulse wave formation at the fingertip, the charge source equivalent model and the double elastic cavity equivalent circuit model of the pulse wave at the fingertip were established, and the signal characteristic points of the pulse wave at the fingertip were obtained by analyzing the double elastic cavity equivalent circuit model; then, the optimal values of the pulse-taking pressures of different subjects were obtained by using the flat tension method in order to improve the sensitivity of the subsequent measurements; then, through the analysis of the charge source model and the pulse wave's Then, the signal conditioning and acquisition circuits were designed through the charge source model analysis and the pulse wave signal characteristic points; finally, after the experimental simulation and analysis, the locations of the waveform characteristic points were compared, and the simulation results were in line with the theoretical derivation; the pulse wave signals of the finger-end arteries were compared and analyzed with those displayed by the oscilloscope, and the pulse wave characteristic points were consistent, so as to realize the accurate measurement of the pulse wave signals.

Keywords

Finger Arterial Pressure Pulse Wave, Piezoelectric Effect, Optimal Pulse Taking Pressure, Piezoelectric Sensing Finger Cuff

Copyright © 2025 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

心血管疾病是导致每年全球死亡人数最多的病因[1]-[3]。指端动脉压力脉搏波可以提供有关心血管系统功能的信息，对心血管疾病的研究具有重要的生理学和临床意义[4]，通过分析脉搏波的形态、幅度和速度等参数，可以评估心脏收缩功能、动脉弹性和血管阻力等指标，从而了解心血管健康状况[5]。

目前国内常见的测量指端动脉脉搏波的方法主要有光电容积测量、超声回波测量以及压力传感测量。光电容积脉搏波描记法(PPG)以 LED 光源和探测器为基础，通过测量透射或反射到光电接收器上的光强度获得 PPG 信号，然而当血液中的血红蛋白浓度发生变化时，血液对光线的吸收能力也会发生变化，从而影响光电容积脉搏波信号的强度和形状[6]；利用超声回波信号测量指端动脉脉搏波信号的原理是基于超声多普勒效应和血液流动的特性，使超声回波信号的相位和幅值发生变化，从中提取指端脉搏波信号[7]，但是，超声回波信号测量指尖动脉脉搏波信号的方法存在一些限制，会影响其结果的可靠性和精确度。

因此，本课题设计了一个基于压电效应和指端动脉压力模型的指端动脉脉搏波最优检测方法。首先

通过压电效应和指端脉搏波形成原理，建立了电荷源等效模型和指端脉搏波的双弹性腔等效电路模型，分析双弹性腔等效电路模型得到指端脉搏波的信号特征点；接着，利用扁平张力法获取不同受试者的最佳取脉压力值，以提高后续测量的灵敏度；随后，通过电荷源模型分析和脉搏波的信号特征点设计了信号调理和采集电路；最后，经过实验仿真与分析，对比波形特征点的位置，得到的仿真结果与理论推导相符；将测量到的指端动脉脉搏波信号与采用示波器显示的脉搏波信号进行对比分析，发现脉搏波波形特征点一致，实现了对脉搏波信号的准确测量。

2. 柔性压电传感技术

压电传感技术基于压电体的压电效应来实现检测功能。本设计所使用的柔性压电传感技术是由聚偏二氟乙烯(Polyvinylidene Fluoride, PVDF [8])制成的柔性压电薄膜，其化学性质稳定、灵敏度高、频带宽，广泛地应用于运动姿态识别和心音探测等用途[9]-[11]。

2.1. 压电效应理论模型

当外力施加在压电材料表面时，晶体内部的正负电荷中心相对位置发生变化，从而使得晶体上下表面产生相反极性的电荷，即为正压电效应[12]-[15]。压电效应所产生的电荷量可以通过压电方程计算得出，按照习惯性轴取向对压电晶体建立三维坐标系[9]，如图 1 所示。Z 轴为极化方向，X 轴、Y 轴、Z 轴方向两两垂直，构成压电晶体的三维坐标系。

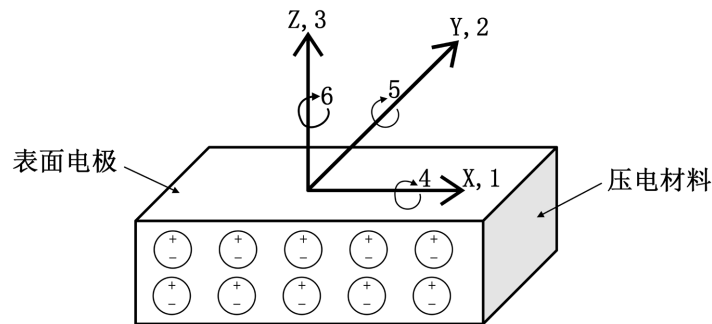


Figure 1. Piezoelectric crystal three-dimensional coordinate system establishment
图 1. 压电晶体三维坐标系建立

在不施加外界电场的情况下，PVDF 压电薄膜的第一类压电方程表达式为：

$$\begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{pmatrix} \quad (1)$$

式(1)中 D_1 、 D_2 、 D_3 分别表示在 X、Y、Z 方向上产生的电荷位移(C/m^2)，当压电晶体受到外部机械力作用时，其内部就会产生相应的电位移。 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 、 T_6 分别表示晶体在 1、2、3、4、5、6 方向上所受到的力。其中，晶体在 1、2、3 方向上所受到的力为正应力，4、5、6 方向上的为剪应力。 d_{ij} 为压电系数，表示 j 方向上的作用力将在 i 方向上测得。目前，所使用的 PVDF 柔性压电薄膜是已经经过极化处理的，其极化过后的压电方程表达式为：

$$\begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{pmatrix} \quad (2)$$

通常压电薄膜的厚度只有几十到几百微米,并且只有一对电极面,即只在 Z 轴方向的表面进行极化,因此所测量的是正应力 T_1 、 T_2 、 T_3 在 Z 轴方向上产生的电位移 D_3 ,剪切力 T_4 、 T_5 、 T_6 所引起的电位移 D_1 、 D_2 是无法测量的。压电薄膜的压电方程表达式最终为:

$$D_3 = d_{31}T_1 + d_{32}T_2 + d_{33}T_3 \quad (3)$$

2.2. 压电传感器测量电路模型

当 PVDF 压电薄膜受到外力作用时,在 Z 轴方向的两个极化表面会产生数量相等但极性相反的电荷。在实际研究中, PVDF 压电薄膜可以被视作一个电荷发生器,其两端的电极等效于电容的两个极板。此时 PVDF 压电薄膜的电容量 C_a 公式如下表示:

$$C_a = \frac{\varepsilon S}{d} = \frac{\varepsilon_r \varepsilon_0 S}{d} \quad (4)$$

式(4)中 S 为极板间面积; d 为压电片厚度; ε 为压电材料的介电常数; ε_r 为压电材料的相对介电常数; ε_0 为真空介电常数。

在实际应用中, PVDF 压电薄膜有两种等效电路模式,分别是电荷源等效模型和电压源等效模型[16]。将 PVDF 压电薄膜等效为电荷源模型时,将其表示为一个电荷源 Q 和自身电容 C_a 并联的电路结构,但在实际应用过程中压电薄膜需要和对应的测量电路使用导线将其连接,因此为了测量的精确度需要考虑到引入的导线自身电容 C_c 、自身绝缘电阻 R_a 、传感器的输入电阻 R_i 和传感器的输入电容,实际使用过程中的电荷源等效电路如图 2 所示。

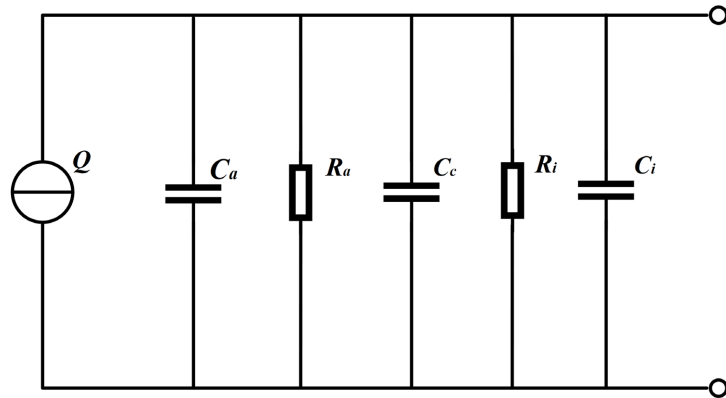


Figure 2. Charge source equivalent circuit model
图 2. 电荷源等效电路模型

为了得到脉搏波的电压,电荷源等效的电路模型对应电荷放大电路模型,即电荷积分运算电路[17]。其主要功能是将电荷量输出转换为电压信号,电荷放大器电路具有深度负反馈、放大倍数高等特点。考虑到放大器具有极高的输入电阻,其输入电流几乎为零,可以将传感器的绝缘电阻 R_a 和传感器的输入电

阻 R_i 忽略不计, 电荷放大电路模型的简化模式如下图 3 所示。

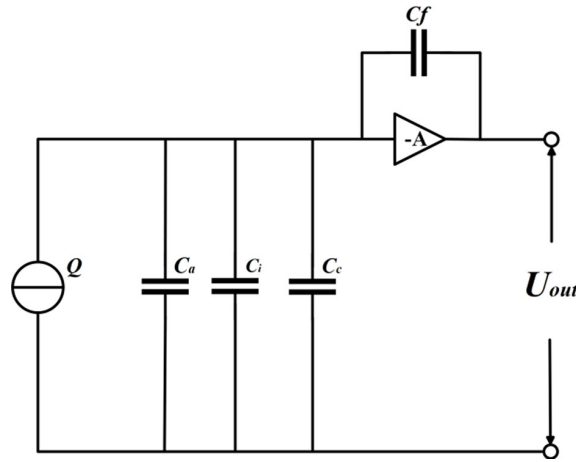


Figure 3. Charge amplifier circuit model
图 3. 电荷放大电路模型

依据密勒定理, 将运算放大器反馈回路的阻抗折算入运放电路的输入端, 放大器的输入电压表达式如下所示:

$$u_i = \frac{Q}{C_a + C_c + C_i + (1+A)C_f} \quad (5)$$

输出电压表达式如下所示:

$$u_{out} = \frac{-AQ}{C_a + C_c + C_i + (1+A)C_f} \quad (6)$$

由于运算放大器具有非常高的增益, 因此在输出表达式中 $(1+A)C_f \gg C_a + C_c + C_i$, 因此电压输出表达式可以简化为:

$$u_{out} = \frac{-AQ}{(1+A)C_f} \approx -\frac{Q}{C_f} \quad (7)$$

由式(7)可知电荷放大器电路输出电压与反馈电容 C_f 和输入的电荷量 Q 有关, 而传感器的电缆电容 C_c 则与放大器的输出无关。

3. 指端动脉压力脉搏波

脉搏波信号包含人体的重要生理信息[18]。动脉脉搏波在动脉血管中进行传输, 在血管的各级分支中不断反射, 使得脉搏波在传输过程中不仅受到心脏的影响, 同时也会受到动脉及分支中诸如血管阻力和血管壁弹性等多种生理、病理因素的影响。为了能够得到准确的指端脉搏波信号, 同时找到合适的取脉方法并设计出相应的压电传感指套, 需要对其模型进行研究。

3.1. 指端动脉脉搏波信号模型

在人体血液循环过程中, 随着心室的收缩, 主动脉瓣开启, 血液流入主动脉内。由于血管系统的阻力, 部分血液在流入主动脉后不能立即排进静脉中, 暂时滞留在主动脉近端, 引起主动脉扩张以及压力上升。在心室舒张时, 主动脉随即关闭, 血液射血停止, 主动脉依靠其弹性恢复原状。这种主动脉周期

性扩张与收缩产生的压力波沿动脉向周围组织传播,形成了动脉脉搏波[19]。这一压力波沿动脉向外周血管进行传播时,如传至手指末端动脉时,由于动脉血管直径、弹性的变化,血管的分叉以及微血管如微动脉和毛细血管的阻力作用,导致部分压力波向心脏反射,与向前的压力波相遇并叠加,形成重搏波。1967年美国的 Goldwyn 提出了双弹性腔模型[20],该模型在单弹性腔的基础上串联了一个弹性腔室,可以在心脏舒张时期很好地描述出现的重搏波、潮波等。其等效电路模型如图4所示。

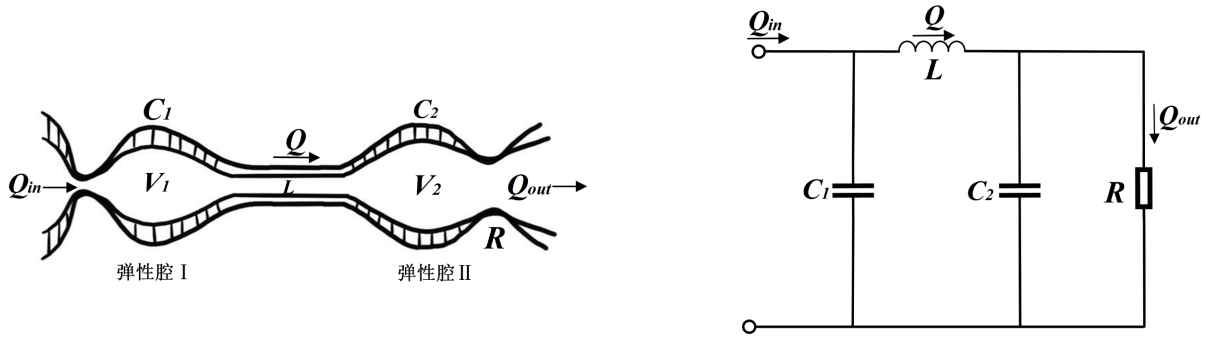


Figure 4. Equivalent circuit model of double elastic cavity
图 4. 双弹性腔等效电路模型

在该模型中,弹性腔 I 的顺应性等效为电路中的电容 C_1 , 表征主动脉弓及其主要分支的集总顺应性(反映其对压力变化的响应能力);弹性腔 II 的顺应性等效为电路模型中的 C_2 , 表征腹主动脉及其主要分支的集总顺应性;连接两腔体的血柱等效为电路中的电感,表征血液的惯性。字母 Q_{in} 、 Q 和 Q_{out} 分别代表不同弹性腔位置的血液流量; V_1 和 V_2 分别代表两个弹性腔内部的容积。根据质量守恒定律,对于第一个弹性腔,流入的血液流量与流经血柱的血液流量之差代表当前腔内血液体积的变化率,其公式为:

$$Q_{in} - Q = \frac{dV_1}{dt} \quad (8)$$

同理,对于第二个弹性腔:

$$Q - Q_{out} = \frac{dV_2}{dt} \quad (9)$$

C_1 、 C_2 代表各自弹性腔的顺应性,因此可以假设两个弹性腔内的容积 V 与腔内压力 P 呈现线性关系,则

$$\frac{dV_1}{dt} = \frac{dV_1}{dP_1} \frac{dP_1}{dt} = C_1 \frac{dP_1}{dt} \quad (10)$$

$$\frac{dV_2}{dt} = \frac{dV_2}{dP_2} \frac{dP_2}{dt} = C_2 \frac{dP_2}{dt} \quad (11)$$

假设弹性腔 I 与弹性腔 II 之间的血管长度为 L , 截面积为 A , 根据动量守恒公式,可以将其描述为当前血管中血液动量的变化率等于其血管两端受到的力的差值,也就是这个力的差值造成了血液速度变化。其动量守恒公式为:

$$\frac{d}{dt} \left(\rho A l \frac{Q}{A} \right) = P_1 A - P_2 A \quad (12)$$

其中, ρ 为血流密度; l 为血管段长度; Q 为血管段内的血液流量; Q/A 为流体速度。上式简化为:

$$L \frac{dQ}{dt} = P_1 - P_2 \tag{13}$$

其中， L 代表血液惯性，其计算公式为：

$$L = \rho \frac{L}{A} \tag{14}$$

假设弹性腔压力 P_2 和流入远肢血管床的血流 Q_{out} 之间关系为线性，即：

$$Q_{out} = \frac{P_2}{R} \tag{15}$$

则系统的状态方程表达式为：

$$\begin{cases} \frac{dQ}{dt} = \frac{1}{L}(P_1 - P_2) \\ \frac{dP_1}{dt} = \frac{1}{C_1}(Q_{in} - Q) \\ \frac{dP_2}{dt} = \frac{1}{C_2}\left(Q - \frac{P_2}{R}\right) \end{cases} \tag{16}$$

消去 Q 、 P_1 得：

$$\frac{d^3P_2}{dt^3} + \frac{1}{RC} \frac{d^2P_2}{dt^2} + \left(\frac{1}{LC_1} + \frac{1}{LC_2}\right) \frac{dP_2}{dt} + \frac{P_2}{LRC_1C_2} = \frac{1}{LC_1C_2} Q_{in} \tag{17}$$

2008 年浙江大学团队通过无创心功能监测仪对比分析实测波形，发现其与由双弹性腔模型仿真得到的脉搏波波形基本一致，且相对于一阶模型而言，双弹性腔模型较好地反映了波形细节，尤其是脉搏波下降过程中的重搏波现象[21]。指端脉搏波由心脏舒缩运动产生，并经主动脉根部传播到全身动脉系统中。挠动脉脉搏波与心血管系统中许多的生理参数有关。方程中的 C_1 、 C_2 、 L 、 R 取不同值时，可形成具有各种震荡波纹的曲线，较好地描绘出脉搏波的主要特征点，如主波、重搏波等，反映不同参数对脉搏波形特征的作用。经分析， C_1 主要影响脉搏波幅度， C_2 主要影响重搏波波幅， L 主要决定重搏波的位置， R 主要影响脉搏波的幅度，各参数对脉搏波的影响如表 1 所示。

Table 1. Effect of parameters on pulse wave
表 1. 参数对脉搏波的影响

参数变化	收缩压	舒张压	脉压	重搏波
$C_1 \uparrow$	减小	增大	减小	变明显
$C_2 \uparrow$	缓慢增大	不明显	缓慢增大	明显
$L \uparrow$	缓慢增大	不明显	缓慢增大	明显
$R \uparrow$	增大	增大	基本不变	变明显

式(17)的解由直流分量、非震荡衰减分量和震荡衰减分量组成，这些分量共同描绘了动脉压力随时间变化的曲线，即动脉压力脉搏波信号的波形图，如图 5 所示。

图 5 中，特征点 A 代表主波波峰，B 代表潮波，C 代表重搏波波谷，D 代表重搏波波峰。结合双弹性腔等效电路模型和动脉压力脉搏波信号波形，使用压电传感技术可以直接测量到指端动脉脉搏波信号，其信号特征如下：

- 1) 动脉脉搏波信号频率较低，大部分频率集中在 0.1 Hz~5 Hz 之间，幅值在 20~60 mV 左右。
- 2) 易受干扰。脉搏波信号是微弱信号，使用压电传感器在采集过程中容易受到非动脉压力变化产生的干扰。在实际采集过程中需要去除这些干扰，比如设计相应的指套、使用合适的滤波办法等。
- 3) 变化性强。脉搏波波形图包含了大量的生理、病理信息，同时压力脉搏波信号波形和对测量部位所施加的压力有较大的关系，如何施加合适的取脉压力同样值得研究。

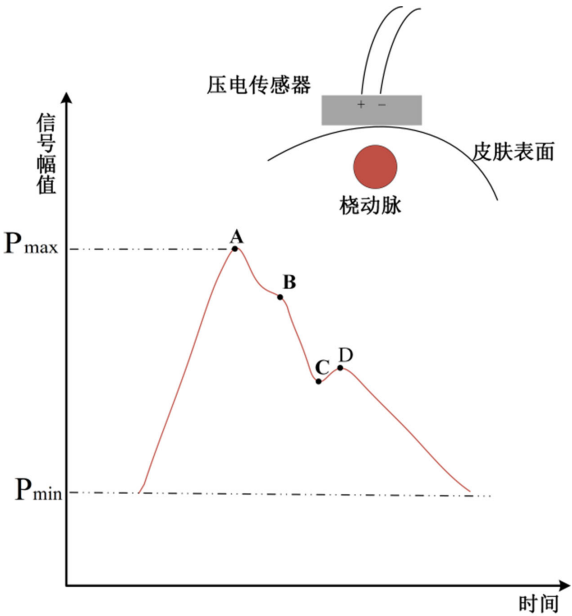


Figure 5. Arterial pressure pulse waveform
图 5. 动脉压力脉搏波波形图

3.2. 压力脉搏波信号获取方法研究

使用压电传感器采集动脉压力脉搏波信号时，通常将压电传感器放置于动脉血管浅表的皮肤附近。压电传感器采集压力脉搏波信号的本质原理是采集动脉血管腔内压力随时间变化的波形图，而在人体指端部位附近有动脉的分支血管，因此本设计使用柔性压电薄膜放置于指腹部位，其结构图如图 6 所示。

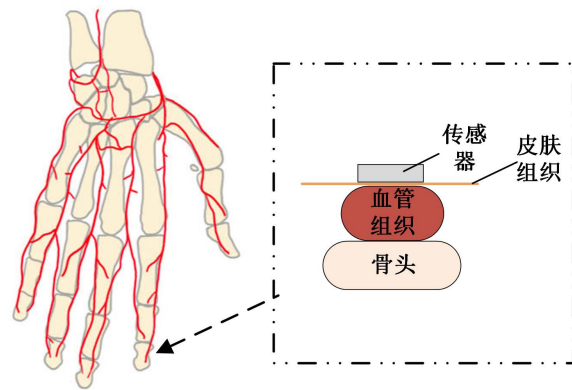


Figure 6. Piezoelectric sensors collect pressure pulse wave structure
图 6. 压电传感器采集压力脉搏波结构图

压电传感器静置于指端部位不施加任何额外力, 则难以采集到指端动脉血管的压力变化。为了能够尽可能采集到准确的指端动脉压力脉搏波信号, 本研究基于扁平张力法, 设计合适的取脉方法, 提升后续血管内皮功能检测指标的准确性。

扁平张力法最早是由 Pressman 和 Newgard 提出[22], 用于进行无创连续血压测量。其基本方法是外界对测量部位施加动态压力, 以使得血管壁在受到压力时, 挤压呈扁平状态。

使用外力向动脉浅表附近的皮肤施加压力过小时, 动脉血管未达到扁平状态, 血液对血管壁的压力有一部分施加在水平方向, 如图 7(a)所示。反之, 当施加的力过大时, 动脉血管被压力挤压过扁, 如图 7(c)所示, 阻断血液的流通, 导致流经动脉血管的血液流量减少, 长时间的监测会导致传感器所测到的脉搏波信号幅值过小且不准确。只有当动脉血管呈现扁平状态时, 血液向血管表面的压力才能够尽可能地处于垂直方向, 如图 7(b)所示, 此时所施加的力的值就是最佳的取脉压力值。

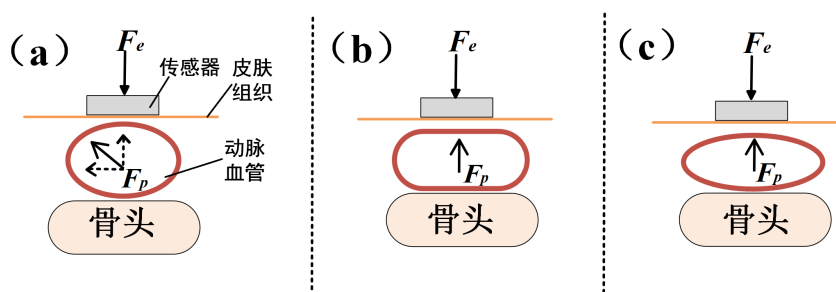


Figure 7. Vascular state under different external pressure conditions: (a) too little external force applied; (b) appropriate external force applied; (c) too much external force applied

图 7. 不同外界压力条件下的血管状态: (a) 施加外力过小; (b) 施加外力合适; (c) 施加外力过大

图 8 是使用外部气囊包裹于手指指端并将压电传感器放置于气囊内部、指端指腹皮肤上, 在示波器上测得的在不同气囊气压值下的脉搏波信号波形图。

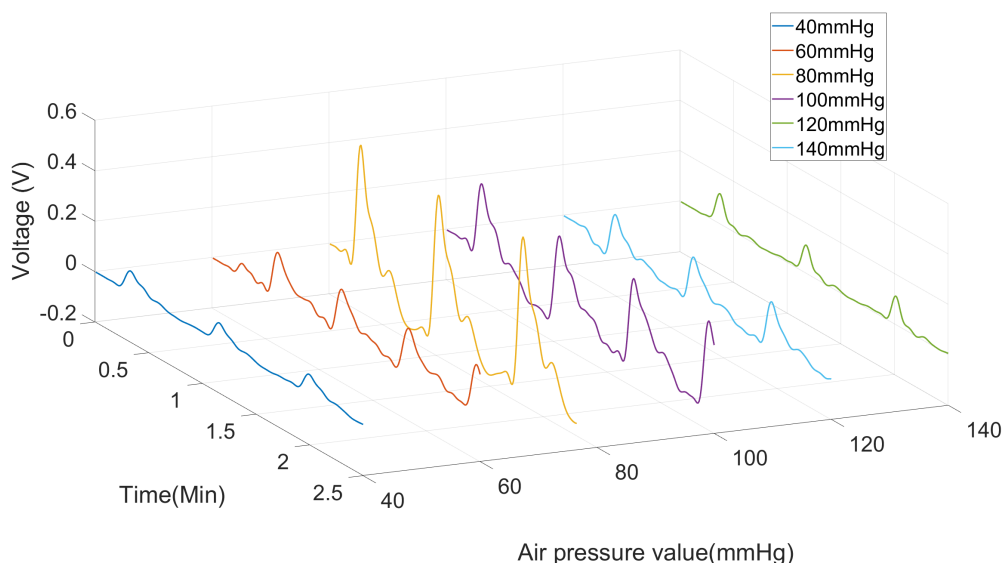


Figure 8. Comparison of pulse wave shapes of arterial pressure corresponding to different pulse pressures

图 8. 不同取脉压力对应的动脉压力脉搏波波形对比图

从图 8 中可以看出在施加不同气囊压力的情况下, 脉搏波信号的幅值和波形特征都发生了相应改变。

为了进一步对此进行研究,从而找到合适的取脉压力办法,从初始状态(气压值为 0 mmHg)开始不断向气囊充气,手指受到挤压产生形变,所采集到的脉搏波信号幅值不断增加,当所采集到的脉搏波信号幅值为最大值时,可近似认为此时血管呈现扁平状态。继续不断向气囊内部充气,脉搏波信号幅值不断降低,直至指端动脉血管接近闭塞状态,采集到的指端脉搏波信号幅值最小。外部施加压力和所采集到的指端脉搏波信号幅值的关系曲线如图 9 所示。

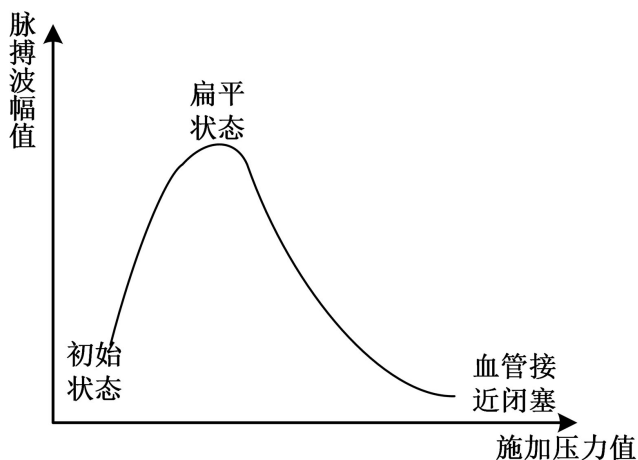


Figure 9. Pulse wave envelope of arterial pressure with increased external force
图 9. 随施加外力增加的动脉压力脉搏波包络线

由此可以认为,当施加的外部压力合适时,压电传感器能够采集到幅值最大的脉搏波信号波形,也认为此时施加的力可以使得指端动脉血管呈现扁平化状态,这个压力值就是最佳取脉压力值。

4. 信号处理模型

4.1. 脉搏波信号预处理

4.1.1. 电荷放大电路

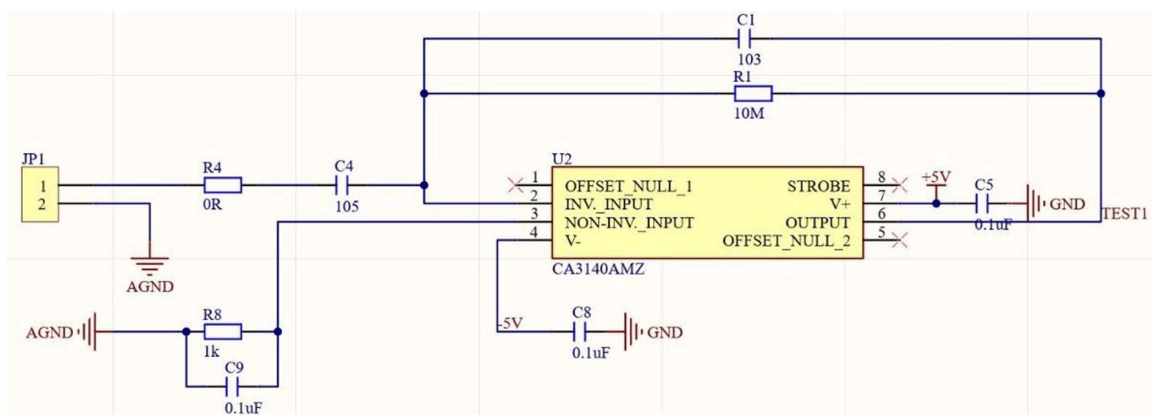


Figure 10. Charge amplifier circuit schematic
图 10. 电荷放大电路原理图

电荷放大电路具有深度负反馈、输入阻抗高等特点。通常电荷放大电路应用于压电传感器电路中,其构成积分运算电路,将电荷量积分转换成电压量。本设计使用的 PVDF 压电薄膜所采集到的为指端

动脉压力脉搏波波形的微分波形,在经过电荷放大电路后,对电荷信号做了一次积分,还原了指端动脉压力脉搏波原波形,为后续进一步对脉搏波信号做处理奠定了基础。由于 PVDF 压电薄膜所产生的电荷信号能量微弱,因此电荷放大器的输入端具备非常高的输入阻抗以及极低的输入偏置电流。

在本课题中，为了处理可能出现的负极性信号的脉搏波信号，在使用 CA3140AMZ 芯片搭建电荷放大器时，为了防止电容持续充电导致饱和，在电路中并联了反馈电阻，保证稳定电路中的直流分量。反馈电阻的选值需要满足公式： $R \gg 1/\omega C$ 。通过变换，得到传感器输出频率 $f \gg 1/2\pi RF$ 。考虑到脉搏波信号的频率范围通常在 0~10 Hz，选择 10 nF 的反馈电容和 10 MΩ 的反馈电阻。电荷放大器电路图如图 10 所示。

4.1.2. 电压放大电路

PVDF 压电传感器采集到的脉搏信号经过电荷放大器后,已经还原为指端动脉压力脉搏波波形,但是此信号十分微弱,为了后续对其进行数据的分析与处理,设计了一个电压放大电路,放大倍数为 15 倍。由于脉搏波信号存在负极性的信号,使用 OP07AH 芯片搭建运放电路时,采用双电源供电。在设计电路时,考虑到电源中含有高频噪声和交流成分,在电源与地之间设置一个 0.1 μF 的电容。电路原理图如图 11 所示。

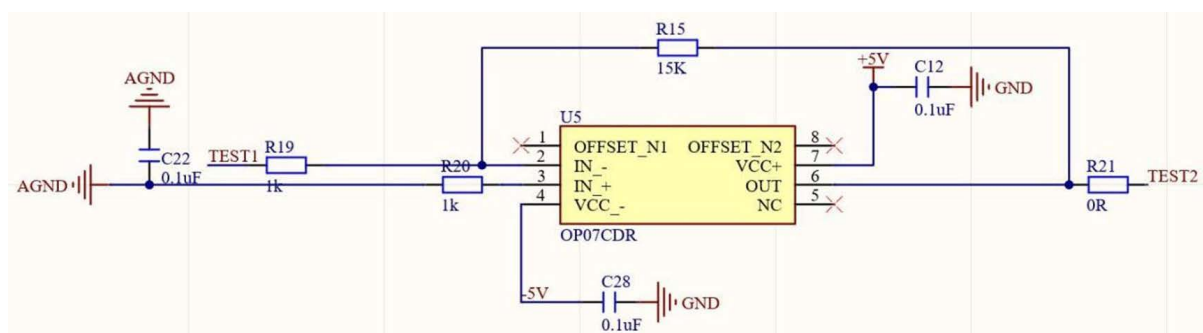


Figure 11. Voltage amplifier circuit schematic

图 11. 电压放大电路原理图

4.1.3. 模拟低通滤波电路

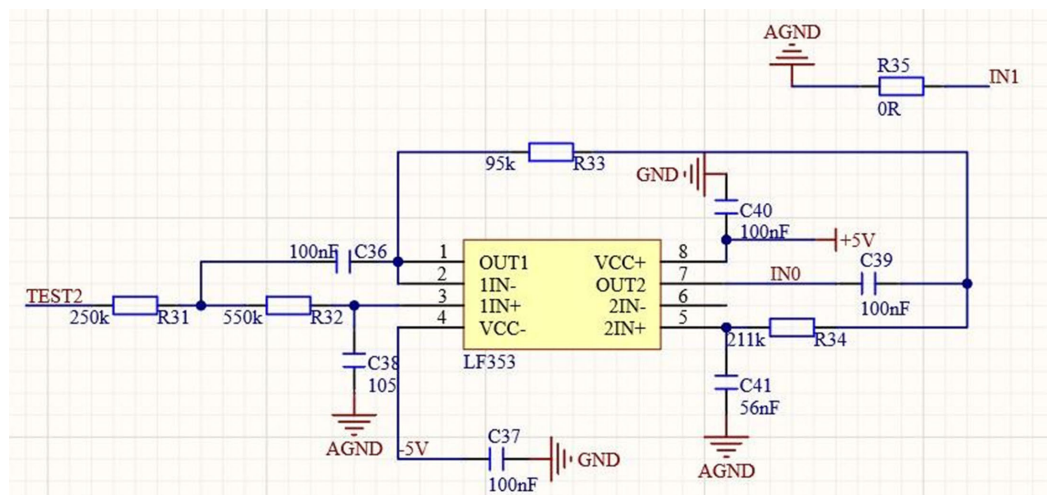


Figure 12. Low pass filter circuit schematic

图 12. 低通滤波电路原理图

经过放大后的信号不仅含有所需要的指端动脉压力脉搏波信号,也包含有额外引入的噪声,而动脉

压力脉搏波信号的频率范围为 1~15 Hz 左右,属于低频信号,因此设计有源低通滤波电路对噪声信号进行抑制,并选择截止频率为 20 Hz 的有源低通滤波器。有源低通滤波器可以通过降低增益来滤除高于截止频率的频率成分,并保留低于截止频率的信号。电路原理图如图 12 所示。

4.2. 信号采集电路

用 PVDF 压电薄膜采集到的脉搏信号经过电荷放大电路、电压放大电路和有源低通滤波电路后,为了进一步在系统中进行处理,因此需要模-数转换,将模拟信号转换成数字信号进行数字信号处理。

本设计所选用的芯片是 ADS1256，其参考电压设置为 2.5 V，分辨率为 24 位，所以最低可以分辨的电压为 0.143 μ V，适用于本系统采集指端动脉压力脉搏波信号。图 13 是基于 ADS1256 芯片设计的外围电路图。

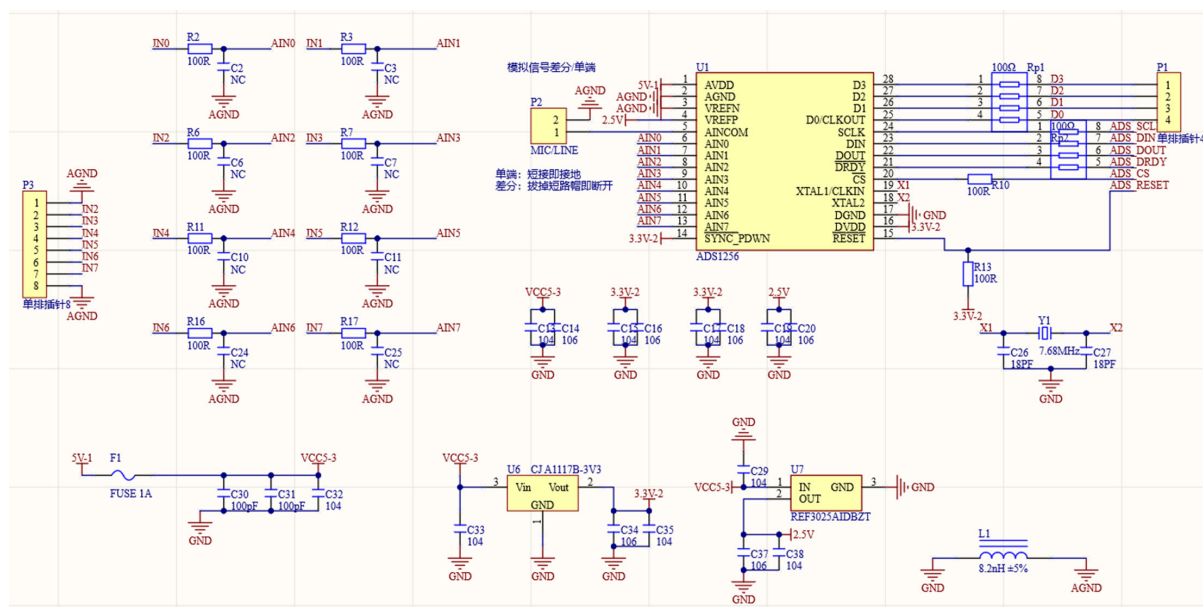


Figure 13. ADS1256 peripheral circuit schematic

图 13. ADS1256 外围电路原理图

5. 压力传感指套设计

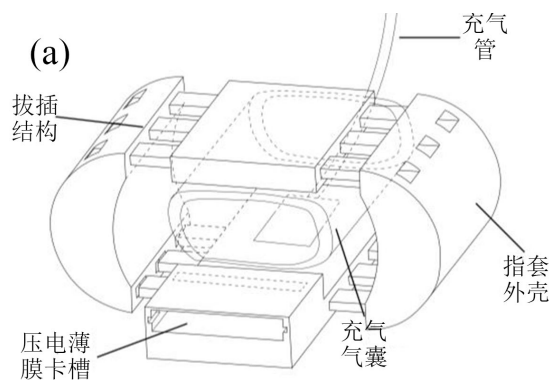


Figure 14. 3D structure diagram and physical diagram of piezoelectric sensing finger sleeve

图 14. 压电传感指套的 3D 结构图和实物图

本文结合柔性压电传感技术和获取指端动脉压力脉搏波的方法设计了相应的压电传感指套。整个指套外壳采用可插拔式结构, 稳固且易更换部件。最后, 对周围人群进行手指指端部位测量, 确定指套尺寸, 适配不同受试者。

在确定完压电传感指套的结构和尺寸后, 对其进行 3D 建模, 选择树脂材料进行 3D 打印, 保证了指套的轻便和耐用性。最终, 压电传感指套的 3D 结构图和实物图如图 14 所示。

6. 实验仿真结果与分析

为了验证本课题所设计的脉搏波检测系统的准确性, 首先验证了所设计的压电传感指套和信号调理电路能够获取到准确的指端动脉压力脉搏波信号; 随后验证了信号采集电路, 发现使用 ADC 采集到的信号与实际测量到的脉搏波信号一致, 符合设计要求。

6.1. 信号调理电路仿真与分析

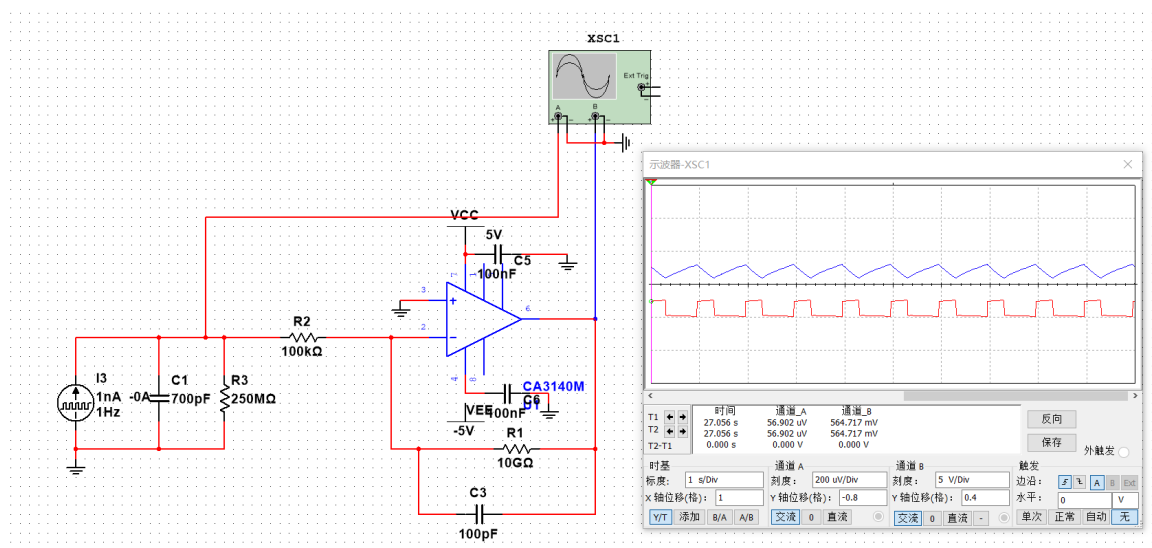


Figure 15. Charge amplifier circuit simulation diagram

图 15. 电荷放大电路仿真图

为了验证电荷放大电路的效果, 使用 Multisim 进行仿真。由于 Multisim 没有直接提供电荷源的模型, 因此使用电流源进行替代。为了模拟电荷源的效果, 需要选择等效的并联电容 C_0 , 范围通常在 500~1000 pF 之间。为了模拟脉搏波的频率, 将电流源的频率设置为 1.5 Hz, 等效电阻范围为 200~300 MΩ, 在这里选值为 250 MΩ, 同时, 设定脉冲的占空比为 50%。仿真结果如图 15 所示。

根据仿真结果, 红色波形代表脉冲输入, 近似为方波。蓝色波形代表输出, 近似为三角波, 从波形上可以观察到脉冲信号的间隔时间约为 666 ms。根据输入和输出波形特征点的位置, 可以得出电荷放大器对输入信号进行了一次积分处理。综上所述, 电荷放大电路的仿真结果符合理论分析。

为了验证电压放大电路的效果, 在仿真电路中, 设定交流电源有效值为 100 mV, 频率模拟脉搏波真实频率设定为 1.5 Hz, 仿真结果如图 16 所示。

红色波形是输入有效值为 100 mV, 频率为 1.5 Hz 的正弦波信号, 蓝色波形为输出波形, 从图中观察到输出信号的幅值约为输入信号幅值的 15 倍, 即电压放大器的增益约为 15 倍。此时滑动变阻器接入电路中的阻值为 15 KΩ, 根据计算公式 $U_0/U_i = R_6/R_3 = 15$, 理论值与仿真结果相符。同时, 输出波形与输入波形相位相反, 满足设计要求。

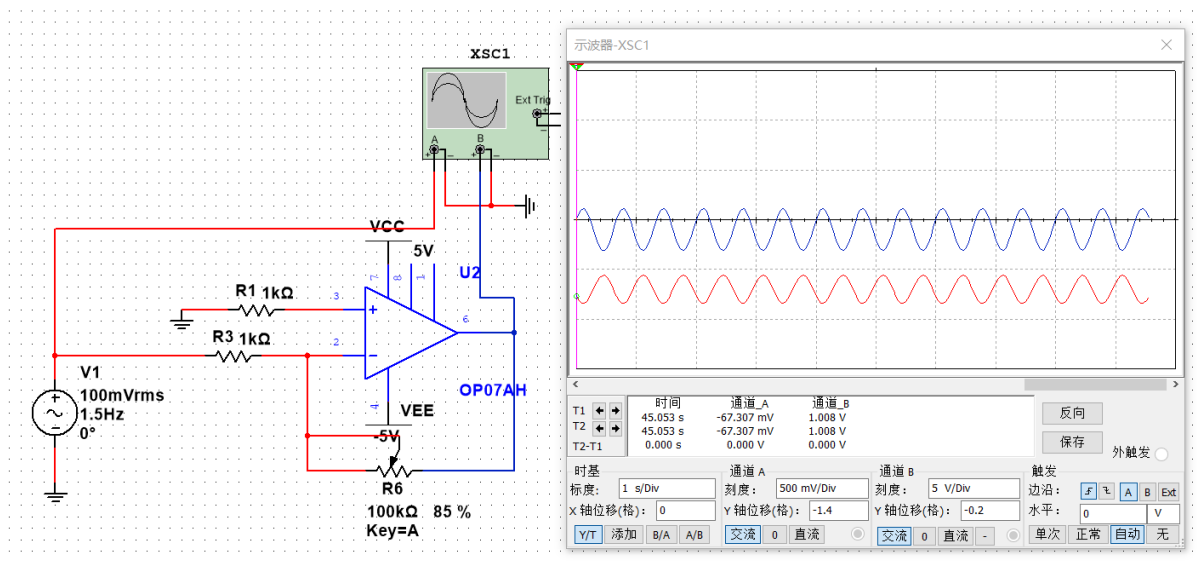


Figure 16. Voltage amplifier circuit simulation diagram

图 16. 电压放大电路仿真图

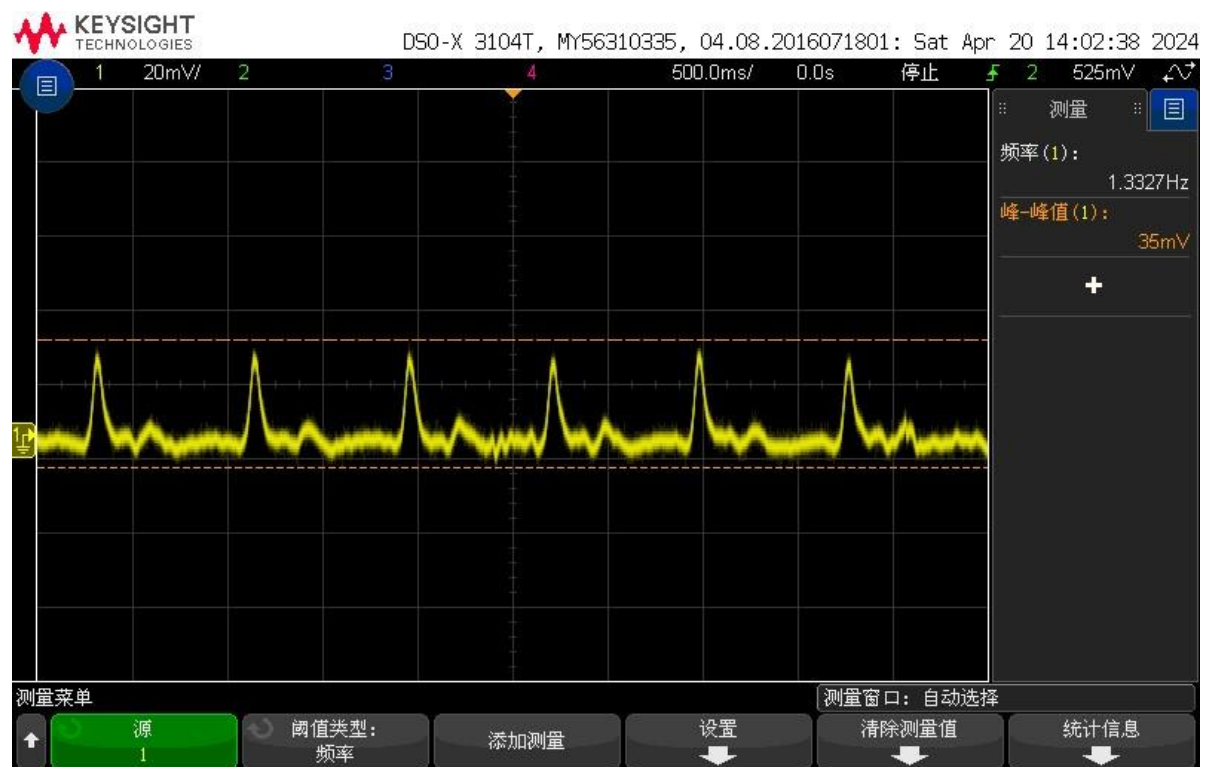


Figure 17. Connecting piezoelectric films directly to oscilloscopes

图 17. 直接将压电薄膜连接至示波器

仿真结束后，为了验证本课题设计的压电传感指套和信号调理电路获取指端动脉压力脉搏波信号的效果，分别将压电薄膜直接接入示波器和将压电薄膜先接入信号调理电路输入端，再将信号调理电路的输出端连接至示波器，采集指端动脉压力脉搏波信号。图 17 为 PVDF 柔性压电传感器直接测得的指端脉搏波信号，图 18 为经过信号调理电路后的脉搏波信号。

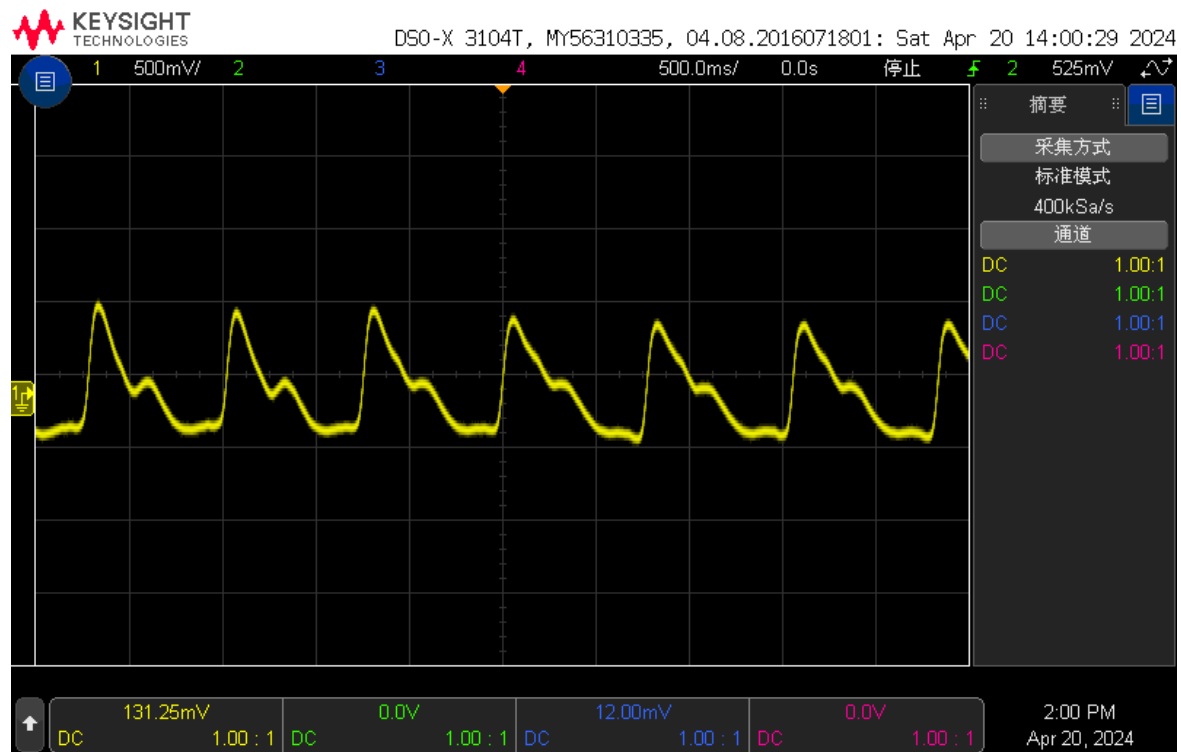


Figure 18. Connect the piezoelectric film to the signal conditioning circuit and then to the oscilloscope
图 18. 将压电薄膜连接至信号调理电路后再接入示波器

根据示波器显示的波形，对比分析波形特征点的位置，可以得出经过信号调理电路后对输入信号进行了一次积分放大，同时也进行了放大和滤波等处理，满足设计的要求。

6.2. 信号采集电路验证与分析

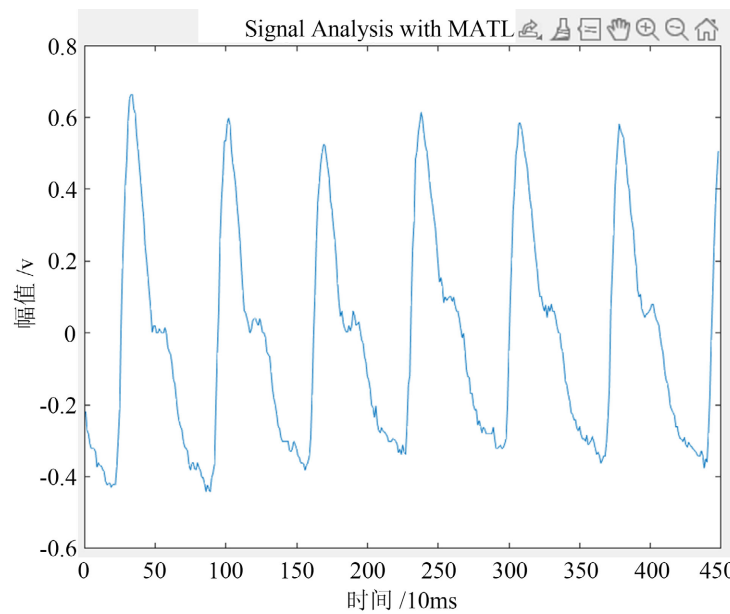


Figure 19. Pulse wave signal map
图 19. 脉搏波信号图

为了验证 A/D 采集的效果, 将信号调理电路输出端连接至脉搏波信号采集电路的信号输入端, 使用串口打印的方式将信号采集电路采集到的信号传输至 PC 端, 将数据导入 Matlab 中绘制脉搏波波形, 如图 19 所示。

实验分析表明, 当采样速率为 100 SPS 时, ADC 采集到的信号与实际使用示波器测量到的脉搏波信号一致, 符合设计要求。

7. 结论

本文实现了基于压电效应和指端动脉压力模型的指端动脉脉搏波最优检测方法设计, 可以准确检测指端动脉压力脉搏波。同时, 为了保证测量结果具有良好的准确性、稳定性和一致性, 设计了一个专用于本方法的压电传感指套。本文通过压电效应和指端脉搏波形成原理, 建立了电荷源等效模型和指端脉搏波的双弹性腔等效电路模型, 并分析双弹性腔等效电路模型得到指端脉搏波的信号特征点, 利用扁平张力法获取不同受试者的最佳取脉压力值。

在本文实验中, 通过电荷源模型分析和脉搏波的信号特征点设计了信号调理和采集电路, 并对其进行仿真实验与分析, 对比分析波形特征点的位置, 得到的仿真结果与理论推导相符; 随后, 将测量到的指端动脉脉搏波信号与采用示波器显示的脉搏波信号进行对比分析, 发现脉搏波波形特征点一致, 实现了对脉搏波信号的准确测量。

本文方法目前仍存在抗运动干扰能力不足等问题, 在未来的研究中考虑从改进传感结构方面着手, 使传感结构整体包裹性更强, 不受运动干扰。

参考文献

- [1] Chiriaco, M., Pateras, K., Virdis, A., Charakida, M., Kyriakopoulou, D., Nannipieri, M., *et al.* (2019) Association between Blood Pressure Variability, Cardiovascular Disease and Mortality in Type 2 Diabetes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Diabetes, Obesity and Metabolism*, **21**, 2587-2598. <https://doi.org/10.1111/dom.13828>
- [2] 魏远玲, 赵强. 半乳糖凝集素-3 与高血压左心室重构的相关研究及进展[J]. 医学综述, 2020, 26(8): 1510-1514.
- [3] 《中国心血管健康与疾病报告 2022》编写组. 《中国心血管健康与疾病报告 2022》要点解读[J]. 中国心血管杂志, 2023, 28(4): 297-312.
- [4] 赵安. 基于光电容积脉搏波的亚临床动脉弹性功能研究[D]: [博士学位论文]. 重庆: 第三军医大学, 2008.
- [5] Takayanagi, Y., Koike, A., Kubota, H., Wu, L., Nishi, I., Sato, A., *et al.* (2020) Pulse Wave Transit Time during Exercise Testing Reflects the Severity of Heart Disease in Cardiac Patients. *Drug Discoveries & Therapeutics*, **14**, 21-26. <https://doi.org/10.5582/ddt.2019.01082>
- [6] 胡炳, 展格格, 邱政宣, 查依敏, 卜朝晖. 基于 PPG 的便携式血管内皮功能检测系统的设计[J]. 电子测量技术, 2020, 43(11): 22-28.
- [7] 张浩强, 安蒙蒙, 卜朝晖, 郑政. 基于超声回波信号的指端脉搏波提取[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(10): 1306-1311.
- [8] Reitsma, J.B., Glas, A.S., Rutjes, A.W.S., Scholten, R.J.P.M., Bossuyt, P.M. and Zwinderman, A.H. (2005) Bivariate Analysis of Sensitivity and Specificity Produces Informative Summary Measures in Diagnostic Reviews. *Journal of Clinical Epidemiology*, **58**, 982-990. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.02.022>
- [9] Zaccaria, M., Fabiani, D., Zucchelli, A., Belcari, J., Bocchi, O., Cramer, T., *et al.* (2016) Electret Behavior of Electrospun PVDF-Based Polymers. 2016 *IEEE Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena (CEIDP)*, Toronto, 16-19 October 2016, 137-140. <https://doi.org/10.1109/ceidp.2016.7785653>
- [10] Hou, J., Zhang, Y., Zhang, S., Geng, X., Wang, Y., Chen, C., *et al.* (2020) Respiration Signal Extraction from Pulse Wave Collected by PVDF Sensor. *IEEE Access*, **8**, 149878-149886. <https://doi.org/10.1109/access.2020.3016566>
- [11] Rehman, W.-U., Muhammad, A., Younas, M., Wu, C., Hu, Y. and Li, J. (2019) Effect of Membrane Wetting on the Performance of PVDF and PTFE Membranes in the Concentration of Pomegranate Juice through Osmotic Distillation. *Journal of Membrane Science*, **584**, 66-78. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2019.04.042>
- [12] Shi, L., Wei, X. and Wei, Y. (2012) Comparative Analysis on Piezoelectric Effect and Electromagnetic Effect for the

-
- Further Study of Multi-Piezoelectric Effect. *Proceedings of 2012 International Conference on Measurement, Information and Control*, Harbin, 2-5 June 2012, 907-911. <https://doi.org/10.1109/mic.2012.6273433>
- [13] Liu, G., Liu, G., Li, Y., Zou, L. and Yin, G. (2023) Investigation on Non-Contact Measurement of DC Voltage Using Inverse Piezoelectric Effect. *2023 5th International Conference on Intelligent Control, Measurement and Signal Processing (ICMSP)*, Chengdu, 19-21 May 2023, 569-572. <https://doi.org/10.1109/icmsp58539.2023.10171100>
 - [14] Yang, L., Ding, Q. and Zhao, C. (2008) Piezoelectric Drill Based on Converse Piezoelectric Effect. *2008 Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves, and Device Applications*, Nanjing, 5-8 December 2008, 143-146. <https://doi.org/10.1109/spawda.2008.4775766>
 - [15] Ren, G. (2021) Review of Piezoelectric Material Power Supply. *2021 International Conference on Electronics, Circuits and Information Engineering (ECIE)*, Zhengzhou, 22-24 January 2021, 136-139. <https://doi.org/10.1109/ecie52353.2021.00035>
 - [16] 彭承琳, 侯文军, 杨军. 生物医学传感器原理与应用[M]. 第3版. 重庆: 重庆大学出版社, 2019.
 - [17] 陈璐. 可穿戴脉搏检测与心血管疾病诊断系统[D]: [硕士学位论文]. 重庆: 重庆大学, 2014
 - [18] 张永会, 高长青, 王嵘. 脉搏波分析方法及其应用[J]. 北京生物医学工程, 2019, 38(3): 319-326.
 - [19] 罗志昌, 张松, 杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京: 科学出版社, 2006: 165-166.
 - [20] Goldwyn, R.M. and Watt, T.B. (1967) Arterial Pressure Pulse Contour Analysis via a Mathematical Model for the Clinical Quantification of Human Vascular Properties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **BME-14**, 11-17.
 - [21] 孙磊. 心血管系统仿真建模与脉搏波分析研究[D]: [硕士学位论文]. 杭州: 浙江大学, 2008.
 - [22] Pressman, G.L. and Newgard, P.M. (1963) A Transducer for the Continuous External Measurement of Arterial Blood Pressure. *IRE Transactions on Bio-Medical Electronics*, **10**, 73-81. <https://doi.org/10.1109/tbmel.1963.4322794>