

復旦大學

本科畢業論文



論文題目： 液体超声波多普勒实验系统的设计
与血液流速的测量

姓 名： 戴植锐 学 号： 15307110218

院 系： 物理学系

专 业： 物理学

指导教师： 乐永康 职 称： 教授

单 位： 复旦大学物理学系

完成日期： 2019 年 05 月 15 日

目录

目录.....	2
摘 要.....	4
Abstract.....	5
第一章 超声波流量测量发展概况.....	6
1.1. 工业超声波流量测量发展概况 ^[1]	6
1.2. 超声波血流测量发展概况 ^[2]	6
1.3. 课题的研究意义.....	7
第二章 超声波的传播.....	8
2.1. 液体中的超声波 ^[3]	8
2.2. 固体中的超声波 ^[3]	8
2.3. 超声波在不同介质的界面的反射、折射规律.....	8
2.4. 超声波的散射、吸收和衰减 ^[3]	11
2.5. 超声波的多普勒效应 ^[3]	12
第三章 离散傅里叶变换 ^[4]	14
3.1. 引言.....	14
3.2. 离散傅里叶变换(DFT)的谱精度.....	14
3.3. 信号截断与窗函数.....	14
3.4. 快速傅里叶变换(FFT).....	15
第四章 系统设计与实现.....	16
4.1. 压电型超声换能器.....	16
4.2. 电路设计.....	19
4.3. 管路设计及实现.....	21
4.4. 信号分析方法.....	23
第五章 实验结果与分析.....	25
5.1. 单一多普勒频移量的观察与水中声速的测量.....	25
5.2. 连续波(CW)与脉冲波(PW)的比较.....	26
5.3. 流动液体中的多普勒频移现象的观察.....	27
5.4. 颗粒浓度对测量的影响.....	32
5.5. 颗粒大小对测量的影响.....	34
5.6. 实验装置对流速的测量能力.....	35
5.7. 血液流速的测量.....	35
第六章 总结.....	37

6.1. 论文完成的主要工作.....	37
6.2. 存在的问题与展望.....	37
参考文献.....	38
致谢.....	38
附录.....	38

摘 要

由于超声波具有简便、方向性良好、快速、无创伤、无射线辐射等优点，超声波广泛应用在测距、测速、障碍物检测、探伤、医学诊断与治疗等领域。其中，超声波的多普勒效应在测速和医学诊断等方面有非常重要的应用，比如自动驾驶系统中超声波阵列对周边物体的速度感知、工业上对封闭管道中的液体的流速测量、医学上对血流的成像等。

本论文以设计教学实验系统，利用超声波多普勒效应测量液体流速为主要目标。首先介绍了超声波流量测量的发展情况，接着介绍了超声波的传播和离散傅里叶变换等相关理论知识，然后详细讨论了系统设计与实现中的细节，并介绍了三种系统设计方案；接着分析了三种系统的测量结果，并讨论影响测量的诸多因素；接着尝试对手背静脉血管进行血流测量；最后总结了本文的各项工作，并提出下一步的工作安排。

关键词： 超声波；多普勒；流体流速

Abstract

Because ultrasound is convenient, of good directionality, fast, non-invasive, non-radiated, etc., ultrasound is widely applied in many fields such as distance and speed measurement, barrier detection, flaw detection, medical diagnose and treatment. In between, the doppler effect of ultrasound plays an important role in speed measurement and medical diagnose, etc. For example, in auto-cars, ultrasound matrix is used for sensing the speed of surrounding objects. In industry, devices based on ultrasound doppler effect are used for measuring the flow speed in a closed pipeline. In medical industry, D-Mode ultrasound is used for imaging the blood flow of patients.

In this paper, we aim to design an experiment teaching system which can measure the flow speed by the ultrasound doppler effect. First, we briefly introduce the development of flow measurement with ultrasound. Then we introduce some theories of ultrasound the discrete Fourier transformation etc. Next, we discuss several details about system design and implementation, and propose three designs. Then, we analyze the outcome from these three designs and discuss some factors that influence the measurement. Next, we try to measure and analyze the blood flow in the venules of the back of the hand. Finally, we summarize the work and put forward the plan to improve the project.

Key words: ultrasound, doppler, flow speed

第一章 超声波流量测量发展概况

1.1. 工业超声波流量测量发展概况^[1]

在工业生产、科学研究等诸多领域，都有计量和控制物料流量的需求，有的是为了控制用料比例，有的是为了进行成本核算，有的是为了进行反馈控制，等等。测量的场景也多种多样，如开放的沟渠、封闭的管道内部或管道外壁等。测量的流体也多种多样，比如有气体和液体，流体中颗粒物的浓度和粒径有差异等。因此，流量测量仪表种类繁多，有生活中常见的机械式水表、分别适用于气体和液体的玻璃转子流量计、使用超声波的流量计等。

利用超声波测量流体流速的基本思路有两种。一种是利用超声波在流动的介质和静止的介质中的速度差异，通过测流动流体中顺流和逆流的声速，或基于此的物理量，测得流体的速度；另一种是利用超声波在流体中的多普勒效应测得流体的速度。前者主要关注的是超声波信号的飞行时间，或者是可以反映飞行时间的相位变化；而后者关注的是超声波信号的频率变化。

1928年，法国的 O. Rutten 研制出世界上第一台超声波流量计，基于相位差法。1958年，A.L. Herdrich 等人发明了折射式超声波探头，以消除由于管壁中声波的交混回响而产生的相位失真，解决了超声波探头采用管道外夹式时的交混回响问题。20世纪70年代，集成电路技术和高性能锁相技术高速发展，推动了超声波流量计的发展，超声波流量计开始广泛应用于工业生产。^[1]

其中，超声波多普勒流量计主要用于测量含有适量能反射超声波信号的微粒的液体，如工厂排放液、原油等。由于存在散射体是应用超声多普勒效应的前提，超声多普勒流量计一般不能用于纯液体，除非能通过施加合理的扰动或暂时性地引入如气泡之类的散射体来获得反射信号。

与压差流量计等传统流量计使用的方法相比，超声多普勒流量测量具有如下优点：

- 1) 超声多普勒流量测量的核心原理是波源与观察者相对运动导致频移，因此精度受流体温度、压力、粘度、密度等参数的影响小；
- 2) 使用外夹式的超声波多普勒流量测量方法时，探头无需与流体直接接触，无需改动管道设计，不干扰流场，可测量高腐蚀性、高粘度或不导电的等传统流量计不能测量的流体。

1.2. 超声波血流测量发展概况^[2]

血流的测量对于心血管疾病的诊断具有非常重要的价值。传统的血流计量方

法有^[2]:

- 1) 注入示踪法^[2]: 将某些示踪物质注入血管, 然后测量其移动速度;
- 2) 容积法^[2]: 将某一器官或机体某一部分的静脉回流阻断, 测量阻断期间阻断影响区域的容积变化, 从而获得流入该区域组织的血量;
- 3) 电磁流量计法: 在血管的垂直方向加磁场, 当血管中血流通过时, 产生感应电动势, 进而可以得到血流速度^[2];

传统的血流量测量方法对机体容易造成伤害, 操作繁复, 安全性不足, 且空间分辨率和时间分辨率都比较低。随着科学技术的发展, 超声多普勒、核磁共振等方法都可以无损、快速、高分辨率地测量血流。其中超声多普勒相比核磁共振具有明显的成本优势和便捷性。

医学超声相比工业超声发展更加迅速, 技术革新快。医学超声分 A (Amplitude) 型、B (Brightness)、C (Constant) 型、D (Doppler) 型和 M (Mechanical) 型。而血流超声是 D 型超声的主要用途之一。结合 A 型、B 型超声发展出的相位编码等技术, 血流超声从一维不断演进到如今的二维彩色血流显示, 在心脏、外周血管检查和某些肿瘤的良恶性鉴别上, 可以用于补充和完善 B 超的诊断。

虽然血流检测已有了不小的发展, 但超声波测量血流得信号中仍有许多有待解决的问题, 且其数据量往往较为庞大, 需要更高效得处理方法。

1.3. 课题的研究意义

超声波多普勒效应在工业和医疗领域发挥着重要作用。其中, 超声波多普勒测量液体流速的精度、响应速度的提高需要对换能器、驱动接收电路、信号分析等各个环节进行优化和创新。本课题通过设计一套合理的适用于教学、实验研究的超声多普勒液体流速测量系统, 帮助学生理解其中各环节的原理, 进而发现和解决存在的问题, 推动超声多普勒检测手段的发展。

第二章 超声波的传播

2.1. 液体中的超声波^[3]

由于液体没有剪切弹性，只有体积弹性，液体中声波的传播形式只能是纵波。在线性声学条件下，液体中声速的公式为：

$$c = \sqrt{\frac{1}{\kappa'_v \rho_0}} \quad (2.1)$$

其中， κ'_v 为液体的绝热压缩系数。

对于水，20℃时， $\rho_0 = 998 \text{ kg/m}^3$, $\kappa'_v = 45.8 \times 10^{-11} \text{ m}^2/\text{N}$ ，由上式计算得 $c_0 = 1479 \text{ m/s}$ 。本课题实验测得 25℃下，实验使用的水（含有一定的杂质）的声速为 1502m/s。

2.2. 固体中的超声波^[3]

除了体积弹性之外，固体还具有剪切弹性、弯曲弹性、扭转弹性等，所以固体中既可以传播纵波，也可以传播横波。根据介质形状的不同，还可以产生弯曲波、扭转波等其他波形。本课题仅考虑固体中得纵波和横波。

对于无限大且各向同性的均匀固体，其中的声速公式为：

$$c_l = \sqrt{\frac{E(1-\sigma)}{\rho_0(1+\sigma)(1-2\sigma)}} \quad (2.2)$$

$$c_t = \sqrt{\frac{E}{2\rho_0(1+\sigma)}} \quad (2.3)$$

其中，E 为杨氏模量， σ 为泊松比， ρ_0 为密度。

一般固体的泊松比 σ 为 0.33 左右，因此， $c_l/c_t \approx 2$ 。

本课题实验测得亚克力的纵波声速为 2605m/s，取亚克力的泊松比为其典型值 0.37，则可得横波声速为 1392m/s。

2.3. 超声波在不同介质的界面的反射、折射规律

2.3.1. 引言

本课题中，当超声波从管道外导入管内，再导出到管外接收时，需考虑超声波在各种界面处得反射、折射和波型转换规律。

超声波在不同介质的界面的反射和折射遵循 Snell 定律：

$$\frac{\sin\theta_i}{c_i} = \frac{\sin\theta_r}{c_r} = \frac{\sin\theta_t}{c_t} \quad (2.4)$$

其中， $\theta_i, \theta_r, \theta_t$ 分别为入射角、反射角、折射角， c_i, c_r, c_t 为对应介质中的声速，

有 $c_i = c_r$.

与此相关的还有界面处的声压反射系数、声压透射系数、声强反射系数和声强透射系数。它们的形式与反射、折射的情况有关。

2.3.2. 声波入射到两种非固体介质界面上

如图 1 所示，由于非固体介质中只存在纵波，声波在两种非固体介质界面的反射、折射行为比较简单。

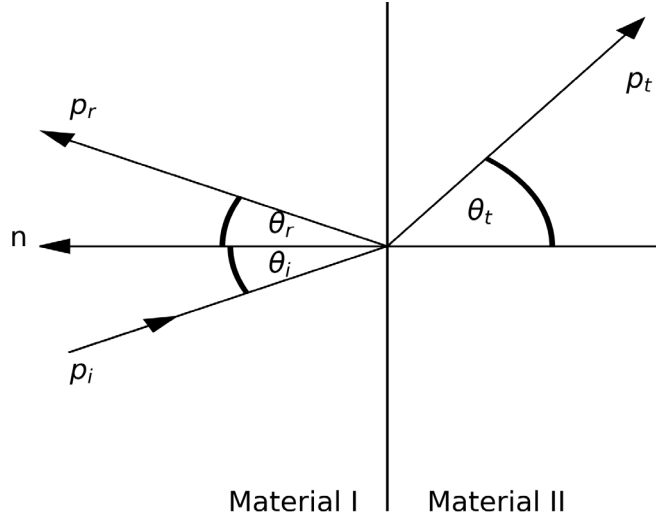


图 1 声波在两种非固体介质界面上的反射与折射

^[3]设介质 I 的密度为 ρ_1 ，声速为 c_1 ，声特性阻抗为 $R_1 = \rho_1 c_1$ ，法向声阻抗率为 $Z_1 = R_1 / \cos \theta_i$ ，介质 II 的密度为 ρ_2 ，声速为 c_2 ，声特性阻抗为 $R_2 = \rho_2 c_2$ ，法向声阻抗率为 $Z_2 = R_2 / \cos \theta_t$ 。 P_i 为入射波， p_r 为反射波， p_t 为透射波。

声压反射系数：

$$r = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.5)$$

声压透射系数：

$$t = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.6)$$

声强反射系数：

$$\tilde{r} = r^2 \quad (2.7)$$

声强透射系数：

$$\tilde{t} = t^2 \quad (2.8)$$

2.3.3. 声波入射到液-固介质界面上

由于液体介质中只能传播纵波，而固体介质中可以传播纵波和横波，如图 2 所示，液体介质 I 中有入射纵波 p_{iL} 和反射纵波 p_{rL} ，固体介质中有折射横波 p_{tT} 和折射纵波 p_{tL} 。

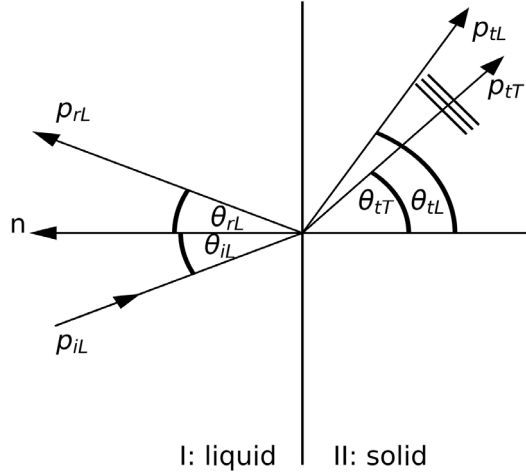


图 2 声波在液-固介质界面上的反射与折射

设介质 I 的密度为 ρ_1 ，纵波声速为 c_{1L} ，声特性阻抗为 $R_1 = \rho_1 c_{1L}$ ，法向声阻抗率 $Z_1 = R_1 / \cos\theta_{iL}$ ，介质 II 的密度为 ρ_2 ，纵波声速为 c_{2L} ，横波声速为 c_{2T} ，纵波的声特性阻抗为 $R_{2L} = \rho_2 c_{2L}$ ，纵波的法向声阻抗率为 $Z_{2L} = R_{2L} / \cos\theta_{tL}$ ，横波的声特性阻抗为 $R_{2T} = \rho_2 c_{2T}$ ，横波的法向声阻抗率为 $Z_{2T} = R_{2T} / \cos\theta_{tT}$ 。

由式 (2.4) 可得：

$$\frac{\sin\theta_{iL}}{c_1} = \frac{\sin\theta_{rL}}{c_1} = \frac{\sin\theta_{tL}}{c_{2L}} = \frac{\sin\theta_{tT}}{c_{2T}} \quad (2.9)$$

反射纵波的声压反射系数：

$$R_{rL} = \frac{Z_{2L} \cos^2 2\theta_{tT} + Z_{2T} \sin^2 2\theta_{tT} - Z_{1L}}{Z_{2L} \cos^2 2\theta_{tT} + Z_{2T} \sin^2 2\theta_{tT} + Z_{1L}} \quad (2.10)$$

折射纵波的声压透射系数：

$$T_{tL} = \frac{\rho_1}{\rho_2} \frac{2Z_{2L} \cos 2\theta_{tT}}{Z_{2L} \cos^2 2\theta_{tT} + Z_{2T} \sin^2 2\theta_{tT} + Z_{1L}} \quad (2.11)$$

折射横波的声压透射系数：

$$T_{tT} = -\frac{\rho_1}{\rho_2} \frac{2Z_{2T} \cos 2\theta_{tT}}{Z_{2L} \cos^2 2\theta_{tT} + Z_{2T} \sin^2 2\theta_{tT} + Z_{1L}} \quad (2.12)$$

一般情况下， $c_{2L} > c_{2T} > c_{1L}$ ，所以介质 I 中存在两个临界角：

纵波临界角（第一临界角）：

$$\theta_{kL} = \arcsin \frac{c_{1L}}{c_{2L}} \quad (2.13)$$

横波临界角（第二临界角）：

$$\theta_{kT} = \arcsin \frac{c_{1L}}{c_{2T}} \quad (2.14)$$

显然, $\theta_{kL} < \theta_{kT}$. 当入射角 $\theta_{iL} = 0$ 时, 固体介质中只有折射纵波; 当 $0 < \theta_{iL} < \theta_{kL}$ 时, 固体介质中存在折射纵波和折射横波, 随着 θ_{iL} 的增大, 折射纵波的声强透射系数逐渐减小, 折射横波的声强透射系数逐渐增大; 当 $\theta_{kL} \leq \theta_{iL} < \theta_{kT}$ 时, 固体介质中只存在折射横波, 纵波全反射, 随着入射角 θ_{iL} 的增大, 折射横波的透射系数逐渐减小; 当 $\theta_{iL} \geq \theta_{kT}$ 时, 固体中不存在透射波, 声波全反射。

2.3.4. 声波在其他情形下的反射、折射规律

要讨论所有的情形需要大量的篇幅, 因此, 这里仅作简要的归纳。

对于声波入射到固-液介质界面的情况, 液体介质中只可能存在折射纵波, 而固体介质中, 无论入射的是纵波还是横波, 都有同时存在反射纵波和反射横波。

对于声波入射到固-固介质界面的情况, 情况则要复杂许多, 两种固体介质中均有同时存在纵波和横波的可能。

但无论条件如何变化, 只要把对应的纵波声速和横波声速代入式 (2.4) 中, 即可计算出所有的临界角。

2.4. 超声波的散射、吸收和衰减^[3]

2.4.1. 引言

本课题中, 超声波在传播时, 不可避免地存在衰减, 了解衰减的成因有助于我们寻找合适的方法来减小衰减, 提高接收信号的强度。

广义上, 声波在介质中传播时, 其强度随传播距离的增加而逐渐减弱的现象, 统称为声衰减。按照引起声强减弱的原因, 可以把声衰减分为三种: 吸收衰减、散射衰减和扩散衰减。扩散衰减是超声波自身的性质导致的。一般情况下只需考虑与外因有关的前两种。

2.4.2. 吸收衰减

吸收衰减的机制比较复杂, 涉及介质的粘滞性、热传导及各种弛豫过程。在本课题的系统设计中是不可避免的。吸收衰减的影响可以在系统中纯液体处于静止状态时做仔细的测量, 根据衰减的程度、背景噪声的大小和超声换能器的功率上限, 选择合适的超声波发射功率来进行后续的测量。

2.4.3. 散射衰减

声波在一种介质中传播时, 因碰到另外一种介质组成的障碍物而向不同方向

产生散射，从而导致声强减弱的现象，统称为散射衰减。散射衰减既与介质的性质、状况有关，又与障碍物的性质、形状、尺寸及浓度有关。

本课题中，与散射衰减相关的主要是人为制造的气泡和添加的球形氧化铝颗粒。这里用刚性小球作为它们的理想模型来进行分析。对于刚性小球的声散射，设小球的半径为 a ，密度为 ρ' ，速度为 c' ，声波的波速为 c ，波长为 λ ，波数 $k = 2\pi/\lambda$ ，当 $ka \ll 1$ 时，有关于小球声强散射系数的瑞利散射公式：

$$T_s = a^2(ka)^4 \left| \frac{1-gh^2}{3gh^2} - \frac{1-g}{1+2g} \cos\theta \right|^2 \quad (2.15)$$

其中， $g = \frac{\rho'}{\rho}$ ， $h = \frac{c'}{c}$ ， θ 为散射波传播方向与入射方向的夹角。

瑞利散射公式适用于 $ka \leq 0.5$ 的情况，在这种情况下，小球的半径 a 一定时，与频率的 4 次方成正比，而当频率一定时，与小球的半径的 6 次方成正比。 ka 很小时，后向散射比较均匀，而随着 ka 的增大，其散射声场变得更加复杂，前向散射甚至出现衍射峰。而目前的讨论都是基于单个刚性小球的，对于多个刚性小球，情况又更加复杂^[3]。

在本课题中，由于颗粒物或气泡既是产生反射信号的重要散射体，可以增强反射信号，又是导致声波信号衰减的一个主要因素，其大小和浓度都需要进行合理的控制。

2.4.4. 总体的衰减规律

吸收衰减和散射衰减都遵从指数衰减规律，在不考虑扩散衰减的情况下，声压随传播距离 x 的变化为：

$$p = p_0 e^{-\alpha x} \quad (2.16)$$

其中， α 为衰减系数，等于吸收衰减系数和散射衰减系数之和。

2.5. 超声波的多普勒效应^[3]

2.5.1. 引言

多普勒效应是 1842 年奥地利物理学家 Christian Doppler 在研究行星与观察者之间相对运动，使得观察的星光频率发生改变而引起色彩变化时首次发现并命名的。

当波源和观察者相对静止不动时，设此时的声速为 c ，则有：

$$f = \frac{c}{\lambda} \quad (2.17)$$

当波源和观察者之间存在相对运动时，设沿着观察方向的相对运动的速度为

v_r ，则有：

$$f' = \frac{c+v_r}{\lambda} = \frac{c+v_r}{c} f \quad (2.18)$$

可以看到，此时观察者观察到的频率发生了变化，频率的变化量为：

$$\Delta f = f' - f = \frac{v_r}{c} f \quad (2.19)$$

Δf 即为我们常说的多普勒频移。而要测得这个频移，需要运用离散傅里叶变换来对测得的信号进行频谱分析。

2.5.2. 管道中的多普勒效应

实际测量中，由于一开始的波源并非运动的液体，而是超声换能器。因此，实际上发生了两次多普勒效应，一次发生在超声波换能器向液体中的颗粒发射超声波的过程中，一次发生在液体中的颗粒向超声换能器反射超声波的过程中。运用两次式（2.19），可以得到管道中测量液体流速的多普勒频移为：

$$\Delta f = \frac{2\mu \cos\alpha}{c} f \quad (2.20)$$

其中， α 为探头与液体流动速度所成的夹角， μ 为液体流动的速度大小。

第三章 离散傅里叶变换^[4]

3.1. 引言

离散傅里叶变换是本课题中对测得的离散信号数据进行频谱分析的重要工具。

对于一个周期函数 $f(x)$ ，可以用傅里叶变换（Fourier Transformation, FT）将函数从 x 表述的空间变换到 x 的共轭量表述的空间中：

$$F(k) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-ikx} dx \quad (2.20)$$

若一个函数不是周期函数，则需要选取要研究的区间，将函数延拓为周期函数，再进行傅里叶变换。

傅里叶变换在信号处理上有非常重要的应用，可以将时域信号变换到频域上，便于我们研究信号中的功率分布和相位变化与频率的关系。

然而实际上我们不可能采集到一个连续的或是无限长的信号，而是一系列的离散值。因此，对于一个有限长度的离散信号 $\{a_i\}_{i=0}^{N-1}$ ，需要使用离散傅里叶变换：

$$\tilde{a}(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} a_n \quad (2.21)$$

3.2. 离散傅里叶变换(DFT)的谱精度

当采样率为 f_s ，采样时间为 T 时，采样点数为 $N = f_s T - 1$ ，采样间隔为 $\Delta t = 1/f_s$ ，则（2.21）式中指数的部分可以改写为：

$$j\frac{2\pi}{N}k\frac{1}{\Delta t}(n\Delta t) = j\frac{2\pi}{N}kf_s t = j2\pi kf_0 t, f_0 = \frac{f_s}{N} \quad (2.22)$$

f_0 为频谱的基频，也就是离散傅里叶变换的频谱精度， j 为虚数单位。根据采样定理，傅里叶变换频谱的最大频率为 $f_{\max} = f_s/2$ ，所以 k 的取值范围为 $0 \leq k \leq f_s/f_0$ 。

3.3. 信号截断与窗函数

对于一个信号，受限于信号处理器的数据容量和运算速度，在进行傅里叶变换之前需要从原始信号中截取出需要的一部分或将原始信号分成多个部分来做变换。这样的一个截取过程称为信号截断。

信号截断分为周期截断和非周期截断。对于周期截断，傅里叶变换可以准确地反映出截取部分的频率分布；而对于非周期截断，由于傅里叶变换基于输入是周期信号的假设，变换实际上默认对信号进行了周期延拓，而非周期截断的边界处存在信号幅值的突变，得到的频谱中，原来的频率不再是一个很窄的峰，而出

现了一定的展宽，峰的位置也发生了一定的变化，而且峰的功率变小，减少的部分实际上是分到了其他的频率上，这种现象称为“泄漏”。

有时非周期截断是不可避免的。因此，为了减少泄漏造成的误差，可以引入一个加权函数，降低截取部分的边界突变造成的影响，这个加权函数就称为窗函数。

但是窗函数并不能消除泄漏，所以避免泄漏的最好的办法就是实现周期截断。

本课题中，实现周期截断的方法是对数据列的首和尾进行修剪，使首尾可以相接成为周期性信号，而不导致泄漏。

3.4. 快速傅里叶变换(FFT)

信号处理系统中，乘法运算的速度要低于加法运算。而傅里叶变换涉及大量的乘法和幂次运算。如果简单地运用式(2.21)进行离散傅里叶变换，计算复杂度为 $O(n^2)$ ，计算的效率很低。快速傅里叶变换是利用式(2.21)中，求和式中的项存在反复利用(即其运算矩阵存在对称性)的情况，而发展出的快速计算算法，其复杂度为 $O(n \log n)$ 。

使用 FFT 时，需要注意数据列的长度最好为 2 的幂次，才能充分发挥 FFT 的性能优势。

第四章 系统设计与实现

4.1. 压电型超声换能器

4.1.1. 压电效应

压电效应是法国物理学家居里兄弟（P&J. Curie）于 1880 年发现的。压电效应是指某些电介质在其适当的方向施加作用力时，内部的电极化状态会发生变化，进而引起表面的束缚电荷的分布变化。1881 年，居里兄弟再次进行了试验，证明了理论预言的逆压电效应的存在^[3]。

1921 年，瓦拉塞克（Valasek）在酒石酸钾钠晶体（RS）中发现了铁电现象。1935 年巴希（Basch）在磷酸二氢钾晶体（KDP）中也发现了铁电现象。经极化处理的铁电材料具有良好的压电性能。目前广泛运用的是锆钛酸铅（PZT）压电陶瓷。其压电性能优越，机械强度高，易于加工成各种不同的形状和尺寸，又具有非水溶性，不容易因受潮而损坏，可以通过改变形状和选用不同的电极化轴，得到所需的各种振动模式，而且价格低廉^[3]。

压电效应使得电介质的受力形变情况可以转变为电信号，逆压电效应使得电介质可以将输入的电信号转变为电介质的形变。而超声波是一种机械波，导入介质中时会引起介质的振动，这也是一种形变。因此，这一对效应使得我们可以通过合理的设计，用一个超声换能器就完成超声波的发射和接收。

4.1.2. 不同压电型超声换能器的应用

压电型超声换能器种类比较多，主要的差别为晶片材料的选择和晶片的数目。材料不同，换能器的工作频率范围有明显的不同。压电陶瓷材料的超声换能器，制作简单、成本低。其中，夹心式超声换能器的工作频率一般为 20~100kHz，多用于功率超声、水下声源、非金属材料检测和超声治疗等。采用单片或双片结构的弯曲振动换能器，工作频率约为 20~60kHz，多用于空气中的测量与控制。单片厚度或切向振动的换能器，工作于 0.2~15MHz，主要用于工业无损探伤、医用 A 超或理疗、水声换能器等。而超声诊断用的 B 超探头是采用精密工艺和复杂结构的多晶片阵列探头，晶片数目一般在 64~256，探头的形状有线性、扇形、凸阵等，且探头趋向于高频与宽带特性，便于进行编码和调制。

为了能测得和血细胞相当大小的微粒的多普勒效应，本课题参考医疗上血流成像设备的超声波频率，选用了 2.5MHz~5MHz 的超声波探头。

4.1.3. 超声换能器的结构

超声换能器的结构如图 3 所示，1 为匹配层，用于传导超声波，2 为压电晶片，3 为背衬，起支撑晶片的作用，缩短脉冲时间，减少后发射，获得更高的频率性能，但是也导致发出的超声波强度有所损失。

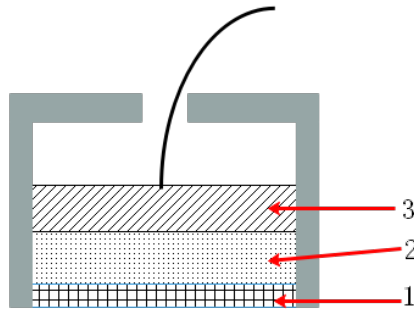


图 3 超声换能器结构示意图

4.1.4. 超声换能器的声阻抗匹配

由式 (2.5) 和式 (2.10) 可知，超声波的反射系数与界面两侧的介质的声阻抗有关，在本课题中，对于有管道的设计，超声波在管壁处的反射系数应尽可能低，使得超声波可以更多地进入管内与液体相互作用。而要减小反射系数，就需要使得两种介质的声阻抗尽可能地接近，实现较为平滑的过渡。

两种介质声阻抗失配而导致声波传播困难的情况是经常发生的，其中最为典型的是压电晶片与工作对象介质如水、人体组织、空气等之间的阻抗失配。阻抗失配不但降低超声波的传输效率，而且使压电元件以高 Q 值谐振，影响换能器的发射接收灵敏度等性能指标。

目前厂商一般会给超声换能器加上一个匹配层，如图 3 中层 1，既保护晶片，又为用户进行后续的声阻抗匹配提供了方便。对于测量人体组织、钢材、塑料等材料，一般使用常见的医用超声耦合剂，填充超声换能器与其接触面之间的空隙，即可获得良好的声阻抗匹配效果。

4.1.5. 超声换能器的电阻抗匹配

视工作频率和工作功率的不同，超声换能器对驱动电路的要求也多种多样。一方面，为了获得较好的频率性能，需要对压电晶片进行电阻抗匹配；另一方面，超声换能器电路与驱动电路之间也需要进行电阻抗匹配。一般情况下，超声换能器生产商都会完成对压电晶片的电阻抗匹配，将换能器在其工作频率下对应的阻抗调节为 50Ω 。

本课题使用的是 2.5MHz 至 5MHz 之间的数种不同晶片直径的单晶或双晶超

声换能器。通过使用 LCR 表测量，可知这些换能器在其标定工作频率下的电阻抗均为 50Ω 。但稍微偏离工作频率之后，换能器的阻抗就明显偏离 50Ω ，这样驱动电路将不能很好地将功率传输给晶片，使得换能器在工作频率处有很好的频率特性。而如果需要更改换能器的工作频率，则需要对换能器进行再次匹配。

对于双晶探头，需要注意区分发射晶片和接收晶片。厂商针对晶片的发射与接收做了专门的处理，一般是不能将两个晶片交换使用的。

4.1.6. 本课题使用的超声换能器

本课题使用的超声换能器如表格 4.1-1 所示。

表格 4.1-1 课题使用的换能器型号与参数

编号, 厂商	工作频率	探头类型	探头直径	焦距
4358、4359	4MHz	单晶直探头	14mm	
3913、3914	4MHz	双晶直探头	14mm	5mm
5P20FG15, 宇时先锋	5MHz	双晶直探头	20mm	15mm
常州灵探	2.5MHz	单晶直探头	8mm	
常州灵探	5MHz	单晶直探头	8mm	
常州武超	4MHz	单晶直探头	10mm	

其中，常州灵探和常州武超均提供了探头的检测报告，具体参数如表格 4.1-2、表格 4.1-3 和表格 4.1-4 所示。

表格 4.1-2 常州灵探超声波设备有限公司生产的 2.5MHz, $\phi 8\text{mm}$ 探头的详细性能参数

检测项目	值
回波频率误差	$\leq 10\%$
灵敏度余量	$\geq 32\text{ dB}$
空载始波占宽	$\leq 18\text{ mm}$
分辨率	$\geq 22\text{ dB}$
声束偏斜角	$\leq \pm 1^\circ$

表格 4.1-3 常州灵探超声波设备有限公司生产的 5MHz, $\phi 8\text{mm}$ 探头的详细性能参数

检测项目	值
回波频率误差	$\leq 10\%$
灵敏度余量	$\geq 35\text{ dB}$
空载始波占宽	$\leq 12\text{ mm}$
分辨率	$\geq 24\text{ dB}$
声束偏斜角	$\leq \pm 1^\circ$

表格 4.1-4 常州武超电子研究所生产的 4MHz, $\phi 10\text{mm}$ 探头的详细性能参数

检测项目	值
回波频率误差	$\leq 5\%$
灵敏度余量	$\geq 48\text{ dB}$
空载始波占宽	$\leq 12\text{ mm}$
分辨率	$\geq 30\text{ dB}$

4.2. 电路设计

4.2.1. 引言

本课题的主要任务是设计适用于教学实验室的实验设备，因此考虑尽可能多地利用实验室原有的器材。课题中使用函数信号发生器 Suin TFG3908A 作为超声波换能器的信号源，使用 OWON NDS202U 作为超声波换能器的接收设备。

4.2.2. 驱动电路的设计

由于某些探头，比如宇时先锋的 5MHz 双晶探头，不能用函数信号发生器直接驱动而获得较强的接收端信号，且在实际测量中，超声波有时有较大的衰减，需要增大发射端的发射功率，需要使用射频功率放大器来对函数信号发生器的输出进行功率放大，以超声换能器有较大的输出功率，进而得到较强的接收端信号。

本课题的超声换能器驱动电路采用两级放大结构，如图 4 所示。

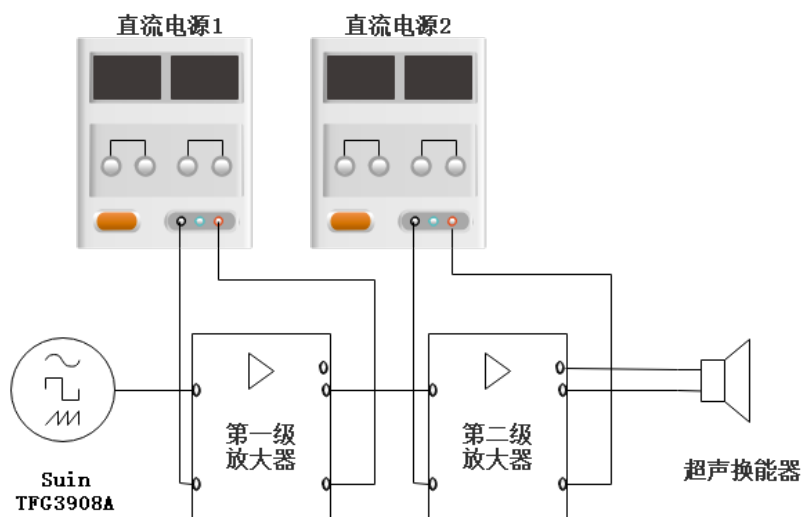


图 4 超声换能器驱动电路示意图

其中第一级放大器的参数如表格 4.2-1 所示，第二级放大器的参数如表格 4.2-2 所示。

表格 4.2-1 第一级放大器参数

参数	值
供电电压	最大 15V
工作电流	最大 0.9A
工作频率	100kHz~70MHz
增益	最大 47dB, 与供电电压相关
输入功率限制	0.1mW
输出功率	最大 6W
输入/输出阻抗	50Ω
输出谐波	≤-18dBc
接口类型	SMA 母头

表格 4.2-2 第二级放大器参数

参数	值
供电电压	最大 28V
工作电流	4~5A
工作频率	2~30MHz
输入功率限制	1~1.5W
输出功率	最大 50W
输入/输出阻抗	50Ω
接口类型	SMA 母头

当第一级放大器的功率足以驱动超声换能器时，应将第二级放大器从电路中移去。仅保持二级放大器在低压状态下，不对信号进行放大，仍会引入高次谐波。

综合两级放大器的输入输出要求，函数信号发生器的设置如表格 4.2-3 所示。

表格 4.2-3 Suin TFG3908A 函数信号发生器参数设置

参数	值
波形	正弦
频率	2.5MHz~5MHz
输出阻抗	50Ω
幅值单位	dBm (仅在输出阻抗为 50Ω时有效)
幅值	-18dBm

4.2.3. 示波器的设置

本课题采用 OWON NDS202U 示波器作为超声换能器的接收装置，通过计算机控制示波器采集信号和回传数据。考虑到频谱分析的精度要求，以及示波器的数据传输能力，设置其采样率为 25MSa/s，通道的采样深度为 20M。示波器的连接如图 5 所示。



图 5 示波器通道的连接

4.3. 管路设计及实现

为了充分地研究各种测量方式的差别和优劣，本课题一共设计了 3 种管路。

4.3.1. 设计一：开放水槽式设计

如图 6 所示，1 为超声波换能器，2 为水泵，3 为速度控制阀，4 为步进电机，5 为丝杆，6 为滑轨及底座，7 为控制与测量电路。

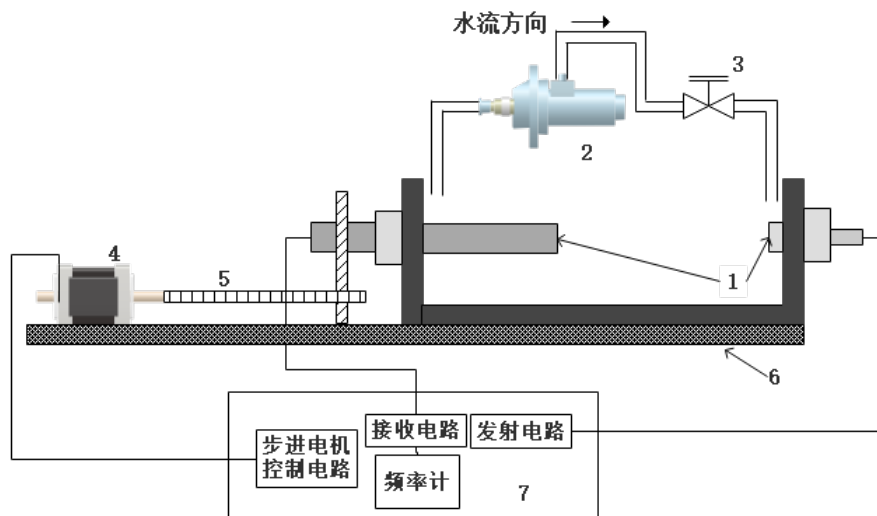


图 6 开放水槽式设计的系统示意图

实验过程中，水槽中装满水。左右两边的超声换能器分别负责超声波的接收和发射。

此装置支持两种方法产生多普勒效应。一种是水槽中的水静止不动，步进电机以一定的转速控制图中左边的超声换能器前进或后退，这样就使得两个换能器之间存在相对运动，从而产生多普勒效应。另一种是使用水泵驱动液体在水槽中循环流动，超声波在抵达接收端的过程中与液体或液体中的颗粒相互作用，最终

产生多普勒效应。

4.3.2. 设计二：封闭管道与探头内置式设计

如图 7 所示，1 为超声换能器，一共有 6 个，分别测量系统的轴向、径向和与轴向成 45° 的方向。所有的换能器都是可更换的设计。其中，最左边的探头可以移动，用于测量不同的轴向深度。也可以利用这个可活动的探头测量不同距离时超声波的飞行时间，进而测量出水中的声速。图中 2 为进水/出水管，每个法兰盖上有 8 根，可以连接到水泵上，通过控制 8 根管的流速制造出多样的流场。

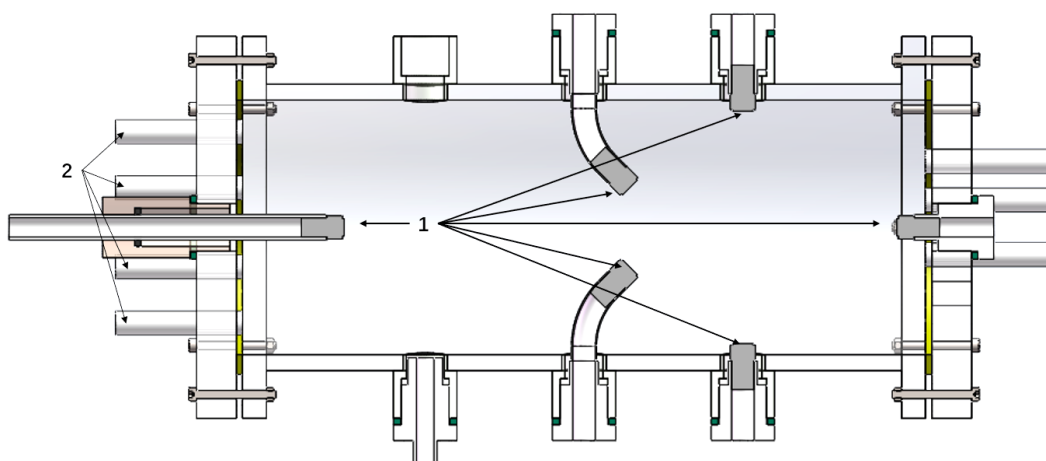


图 7 封闭管道与探头内置式设计剖面示意图

4.3.3. 设计三：封闭管道与探头外夹式设计

如图 8 所示，1 为探头，共 2 个，分别负责发射和接收；2 为可转动的探头支架；3 为与管道贴合良好的支架。2 与 3 构成一个声楔，用于将超声波导入管内或导出管外。

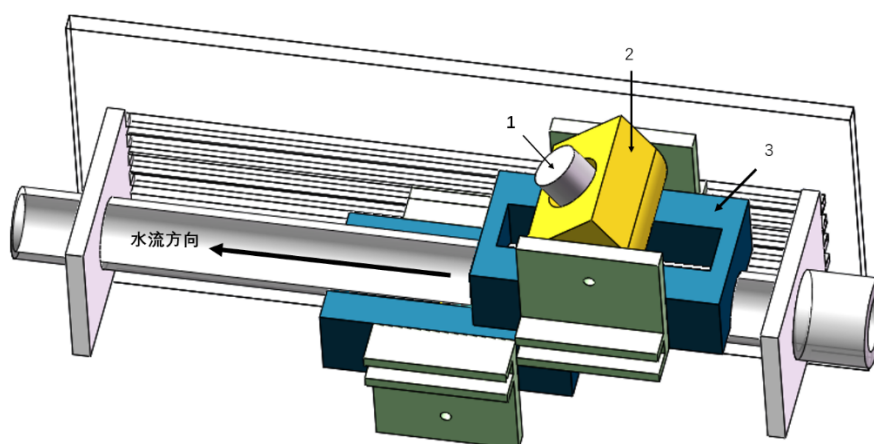


图 8 封闭管道与探头外夹式设计的示意图

支架在转动和移动的过程中，不能使得探头与管道外壁相贴合，此时探头与管壁之间还有空气，反射和衰减严重，使得超声波导入管内的效率大打折扣。而一般的医用超声耦合剂为非常接近液体的胶质，不能稳定地填充在探头和管壁之间。本课题采用了一种清洁软胶作为填充物。实验测得这种软胶的密度为 1.1g/cm^3 ，声速为 1540m/s ，和水的密度与声速很接近，适合用作耦合材料。

为了提高对管道中液体流速的时间分辨能力，需要使得进入接收端的超声波仅有横波或纵波，避免两者由于波速不同而出现多普勒信号的发混回响。根据式 (2.4) 至 (2.14) 描述的超声波在界面处的反射、折射和波形转换规律，代入亚克力、水和软胶的声速，可以得到发射探头角度在 35° 以上即可，但会损失一定的接收信号强度。由于本课题不涉及对数据的实时处理，采用的探头入射角度为 $25^\circ \sim 30^\circ$ ，可以获得较强的接收信号。

但实验过程中发现接收端接收到的信号的强度还与软胶的填充状况有非常密切的关系。实验中通过一定的固定方法使软胶尽可能紧密填充，得到的信号幅值一般在 $2\sim 17\text{mV}$ 之间。

4.4. 信号分析方法

4.4.1. 引言

接收到的信号需要用一定的方法进行处理和分析，才能提取出所期望的多普勒频移量。

由于液体中颗粒的速度存在分布，实际测量得到的接收端信号中包含了多个不同的多普勒频移量 $\delta\omega_i$ ，因此测得的信号为：

$$s(t) = s_1(t) + s_2(t) = \sum a_i \cos(\omega_i t + \phi_0) + \sum a_i \cos[(\omega_i + \delta\omega_i)t + \phi_i] \quad (4.1)$$

可见其在频谱上将表现为原始频率对应的峰和多个多普勒频移量组成的波包。

4.4.2. 工业上的分析方法

课题中实验的超声波频率为 MHz 级别，在实时信号处理的过程中，如果直接对采样进行频谱分析，将要求信号处理器具有足够高的采样率，而为了保证频谱精度，需要同时提高采样长度，这将要求信号处理系统具有较大的存储空间。而为了实现较大的存储空间，还要保证存储器具有足够高的数据吞吐能力，一般采用 SRAM 或 DDRAM，而且处理较长的数据序列需要运算速度更高的处理器，这将使得设备成本显著提高。

因此，为了降低对信号处理系统的要求，一般在将接收端的信号经过放大和适当的降噪处理后，先将信号与一个标准参考信号（一般选取超声波的发射频率

的正弦波)进行乘法混频,再经过一个低通滤波器去掉高频部分,只留下接收端信号与标准参考信号的频差部分,之后再采样和频谱分析。最终的频谱为以0Hz为起点的多普勒信号谱,0Hz对应一开始时的超声波频率。

这种方法虽然降低了对设备的硬件要求,但是使得频差的符号被消去,得到的频谱是对原始的多普勒频移分布以参考信号为对称轴进行的平均统计结果。

4.4.3. 课题选取的信号分析方法

本课题中,信号采集使用的是最高可达1GSa/s采样率的示波器,其存储深度最大为40M(单通道模式)和20M(双通道模式)。因此可以直接将示波器采集的数据在电脑中利用相关软件进行频谱分析。

利用Python库Scipy、Numpy和Matplotlib,可以完成对数据的分析和可视化。对混频后再处理和不混频直接分析两种方法都予以实现。

而实验发现,频谱中的多普勒频移波包中有时含有大量毛刺,不利于对主要频移量直接进行很好的定位。可以考虑选用平均值的方法对谱线进行了平滑处理,再使用寻峰算法定位主要频移量。但这一操作会使得峰的定位结果发生一定的变化。

有关上述分析方法的核心Python代码,详见附录。

第五章 实验结果与分析

5.1. 单一多普勒频移量的观察与水中声速的测量

4.3.1 所讲的开放水槽设计中，采用了步进电机驱动超声换能器移动的设计，这样使得我们可以观察到非常单一的多普勒频移现象，并且可以利用这一频移的单一性来对水中的声速进行测量。

改变步进电机的转速来改变探头的移动速度，测量对应的速度下接收探头靠近波源和远离波源时对应的接收信号，进行频谱分析，可以得到如图 9 所示的多普勒频移结果。可以看到，原始信号的整个主峰发生了偏移。

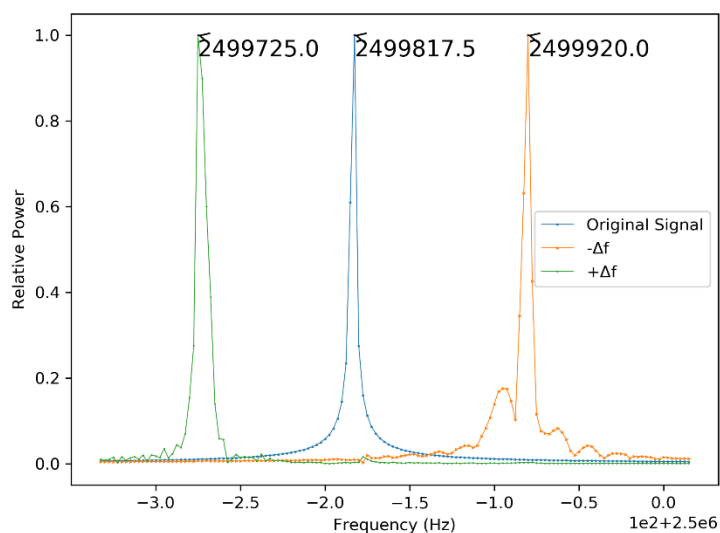


图 9 接收探头以 7.4cm/s 接近波源和远离波源时对应的多普勒频移现象
由此可以测得水中的声速，结果如图 10 所示。

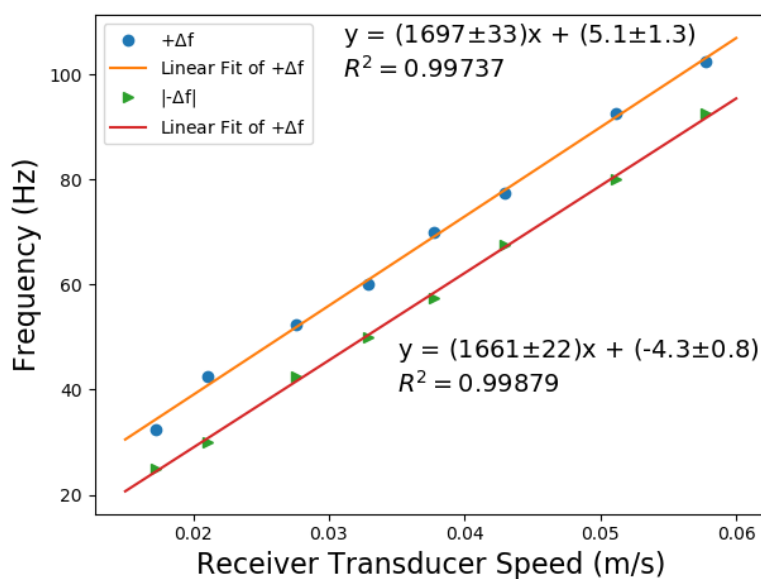


图 10 利用多普勒频移测量水中声速的结果

静止状态下，测得接收端信号的频率为 2499817.5Hz，则由图 10 中的拟合结果可以得到水中的声速分别为沿 $-\Delta f$: $(1472 \pm 29)\text{m/s}$ 和沿 Δf : $(1505 \pm 20)\text{m/s}$. 结果均与标准值相当，相对误差分别为 2.0%和 1.3%。

5.2. 连续波 (CW) 与脉冲波 (PW) 的比较

如图为利用设计三的探头外置式装置，探头以 30° 入射，引入气泡，分别使用连续波和脉冲波测量的结果。

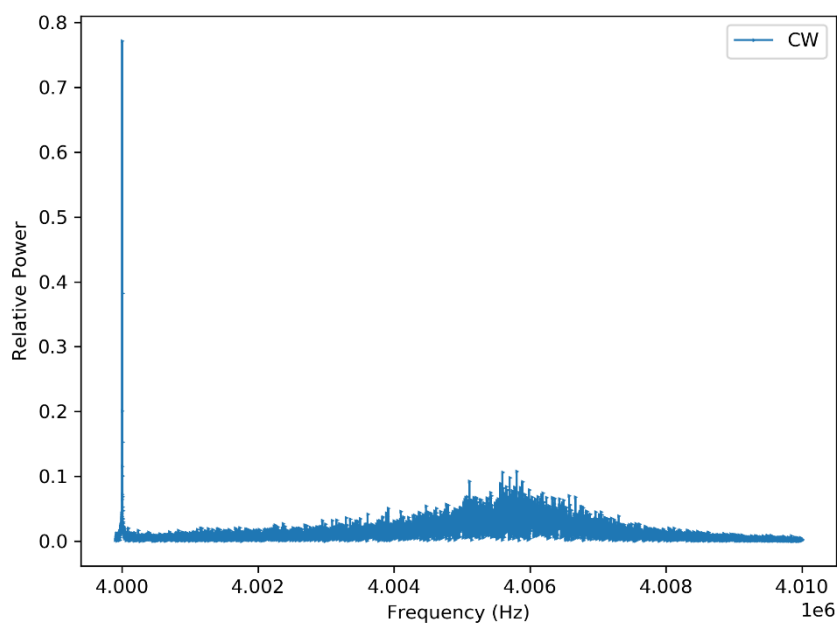


图 11 连续波 (CW) 测量结果

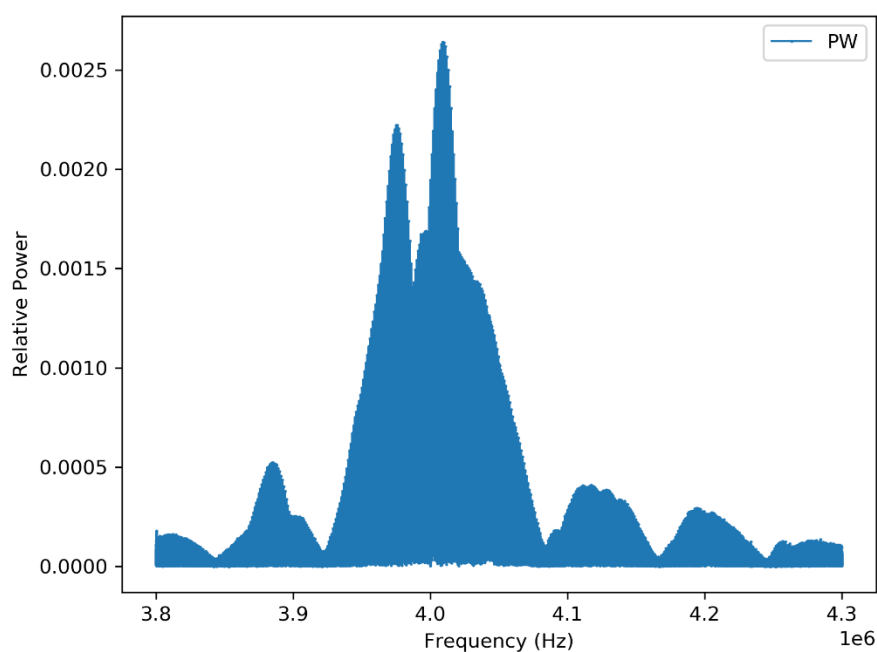


图 12 脉冲波 (PW) 测量结果

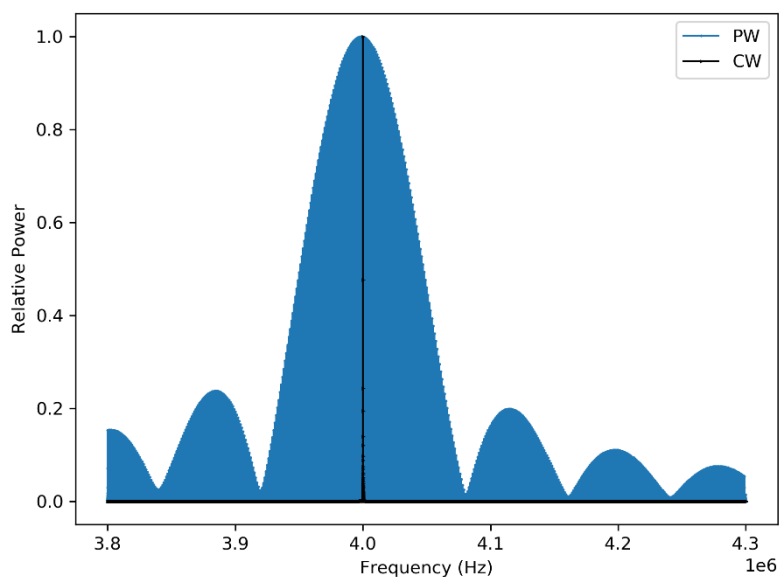


图 13 脉冲波和连续波的驱动信号

由图 13 可以看到，脉冲波发射出的超声波的频率展宽大，因此图 12 中多普勒频移信号淹没在这一巨大的展宽中。而图 11 中可以清晰地看到多普勒频移信号。

5.3. 流动液体中的多普勒频移现象的观察

5.3.1. 探头的布置对测量结果的影响

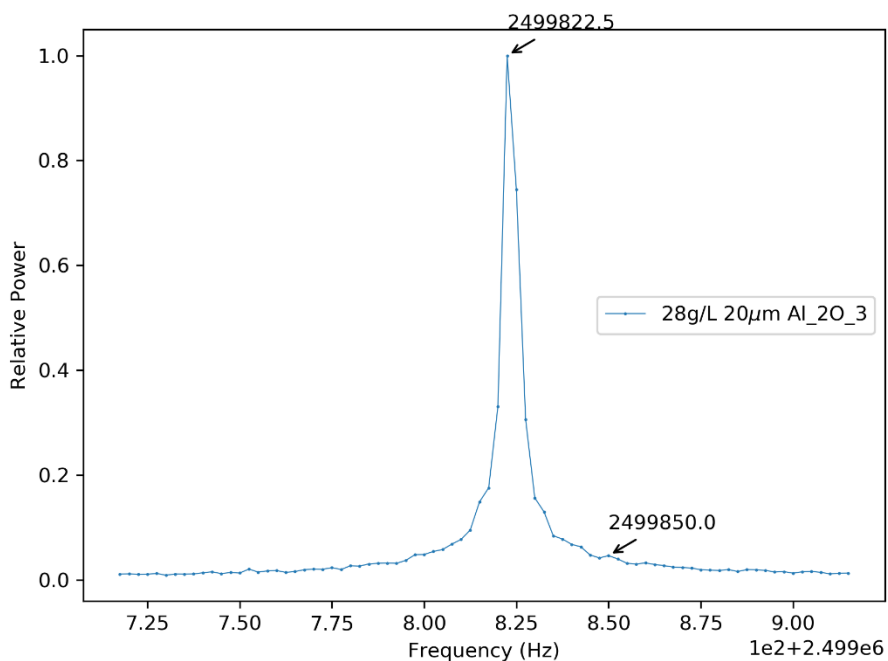


图 14 开放式水槽测量液体流速时的多普勒效应，不断添加颗粒并测量，图示的 $20\mu\text{m}$ 颗粒浓度已达 28g/L ，依然没有明显的多普勒频移峰出现

对于开放水槽设计，保持探头静止不动，用水泵驱动开放水槽中的水流动，加入颗粒，如图 14 所示，均无法观察到明显的多普勒频移现象，一些细微的疑似为多普勒频移的峰高度太低而与背景有所混淆。这是由于探头布置不合理导致多普勒频移对应的反射波绝大部分都没有进入到接收探头。

5.3.2. 湍流可导致多普勒频移现象

在开放式水槽设计中，探头布置方向与液体流动的方向是平行或反平行的。在 4.3.2 介绍的设计二中，封闭腔体两侧安装的超声换能器也是类似的，实验发现湍流也可以导致多普勒频移现象的产生。由式 (2.5) 和式 (2.6) 可以知道，反射和折射发生的重要条件是在声波的传播路径中存在声阻抗的不连续性，但并非只有不同的介质才能形成这样的不连续性。对于有湍流的液体流场，其密度分布不再是各向同性的，因此存在着大量的界面使得超声波发生反射和折射，从而也可导致多普勒频移现象。如图 15 所示为利用设计二测得的结果，将活动探头更换为水泵接口，右边的单晶探头更换为双晶探头。水泵向腔内快速注水时，由于腔体的尺寸限制，可造成明显的湍流。但是由于湍流具有一定的无归性，多普勒频移的信号在频谱中的相对功率依然很小。

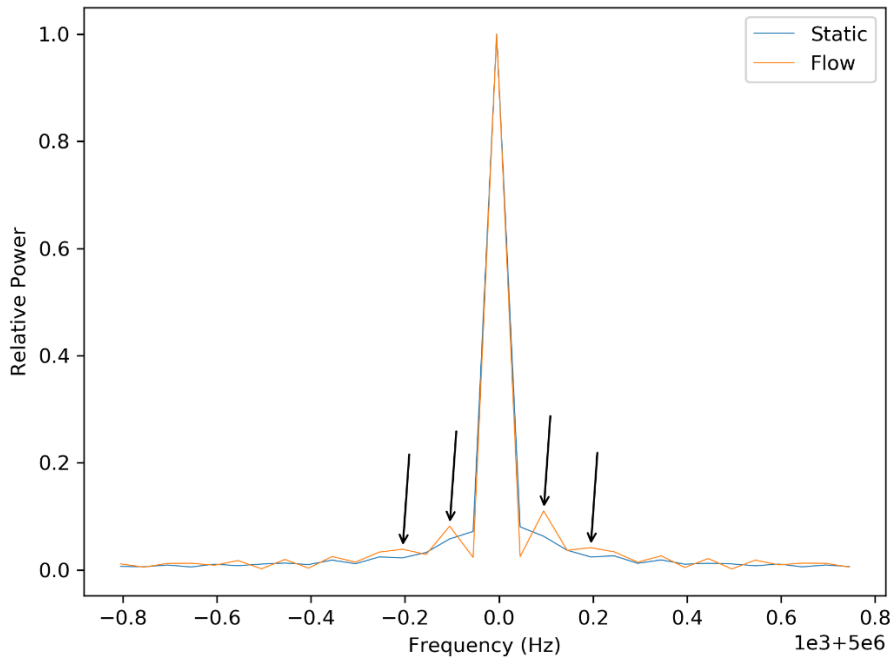


图 15 湍流导致的多普勒频移

5.3.3. 合理的探头布置对测量多普勒频移的重要性

虽然湍流等其他较为剧烈的扰动制造的流场的声阻抗不均匀性也可以导致多普勒效应，但是这终究不是实际测量所期待的。因此，合理的探头布置对测量多普勒频移是非常重要的。

结合 2.4 和 2.5 可以知道，多普勒效应的关键声波来源是颗粒物，它们作为

对声波的散射体，在频率与粒径的乘积满足瑞利散射公式时，以后向散射为主，且散射具有较好的均匀性。多颗粒的散射形成宏观的反射行为。这种反射声波的行为贡献了多普勒频移信号强度的绝大部分。因此，合理的探头安装方式应该如图 16 所示。

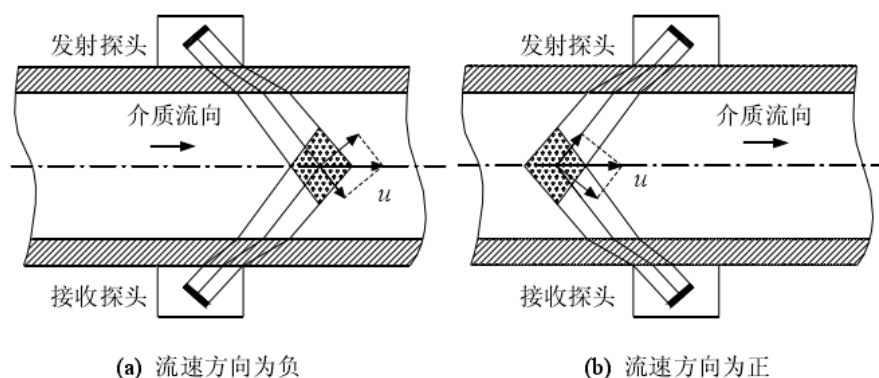


图 16 探头外夹式安装示意图^[1]

5.3.4. 探头角度的选取

本课题中，设计三的探头外置设计可以用于研究探头角度的不同对多普勒频移信号测量的影响。其结果如图 17 至图 19 所示。

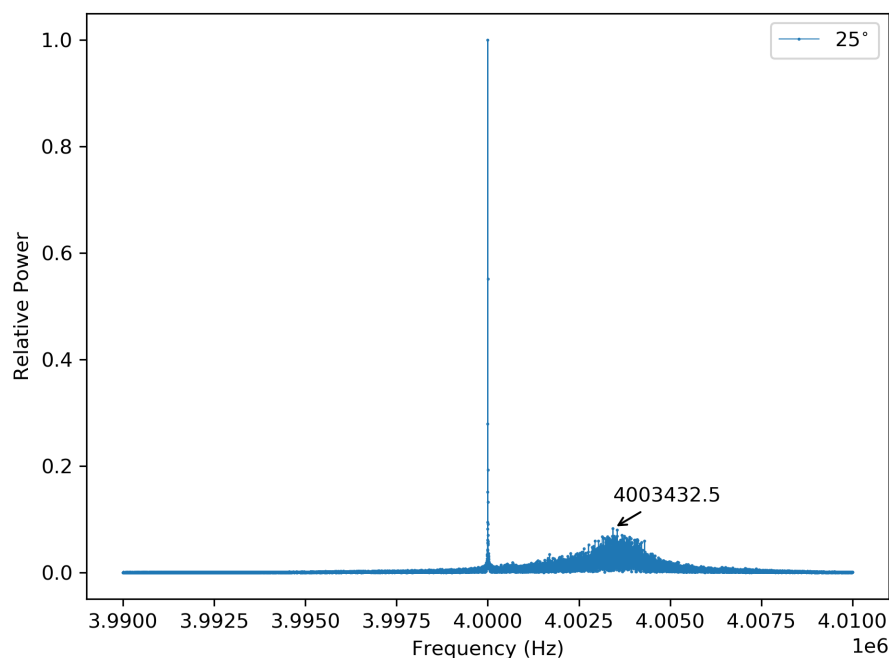


图 17 外置探头入射角度为 25° 时的测量结果

可以看到，随着探头入射角度的增大，原始频率（主峰）的功率开始下降，而多普勒频移构成的波包的相对功率（相对于主峰）逐渐增大。由图 16 可知，

随着入射角度的增大，采样区域离发射探头和接收探头正下方的距离更远，而超声波本身存在一定的扩散，使得更远处的采样区覆盖的区域更大。也就是说，适当增大入射角度可以提高超声波与液体中颗粒的耦合率，进而提高多普勒频移测量的相对强度。

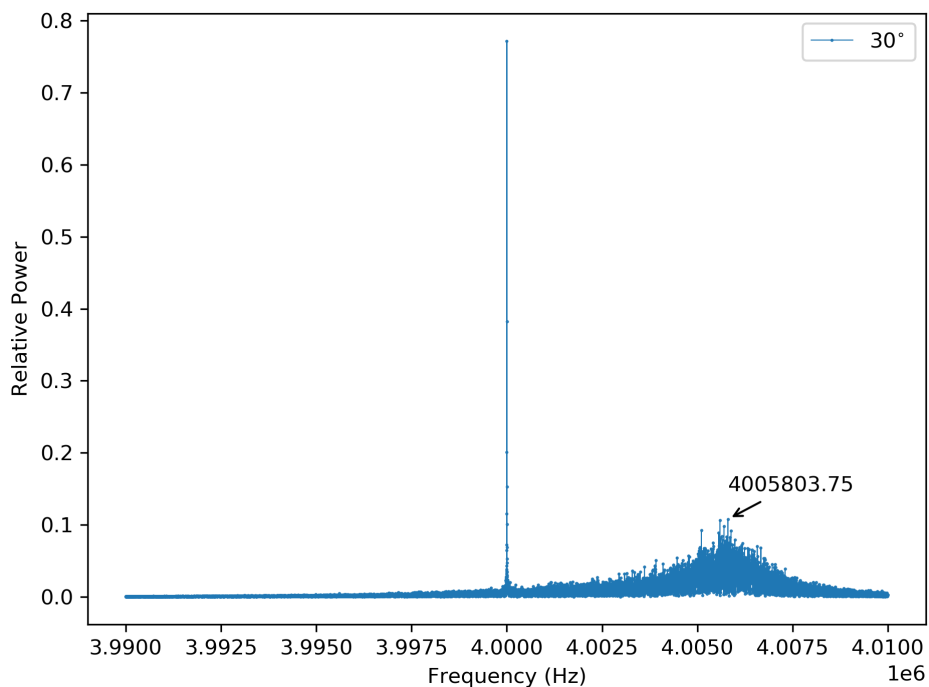


图 18 外置探头入射角度为 30° 时的测量结果

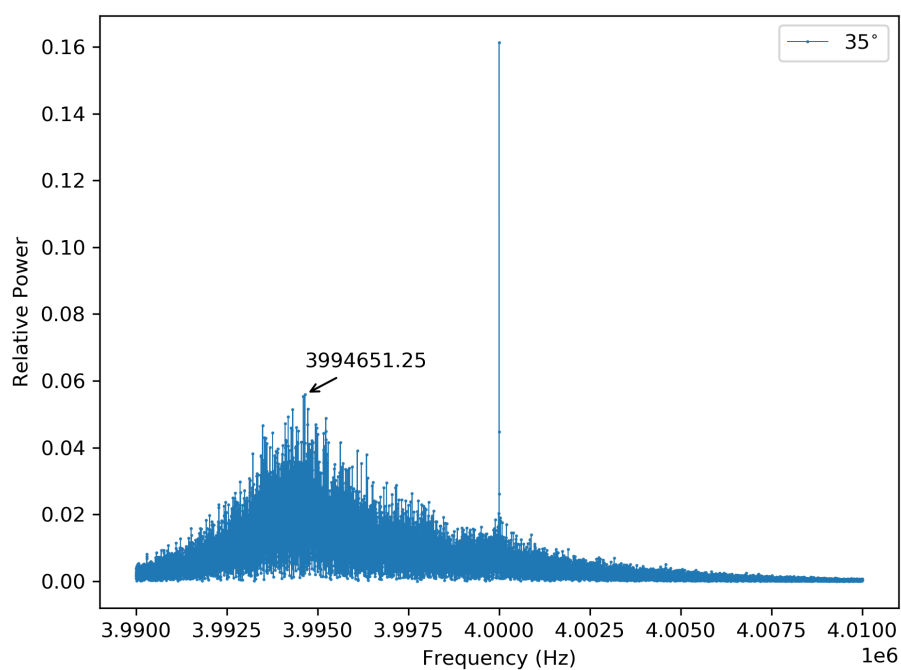


图 19 外置探头入射角度为-35° 时的测量结果

5.3.5. 探头内置与外置对测量的影响

探头内置时会对流场造成一定的干扰，如图 20 所示为设计二的探头内置装置的结果，探头面向液体流动的方向（多普勒频移量为正的方向）。

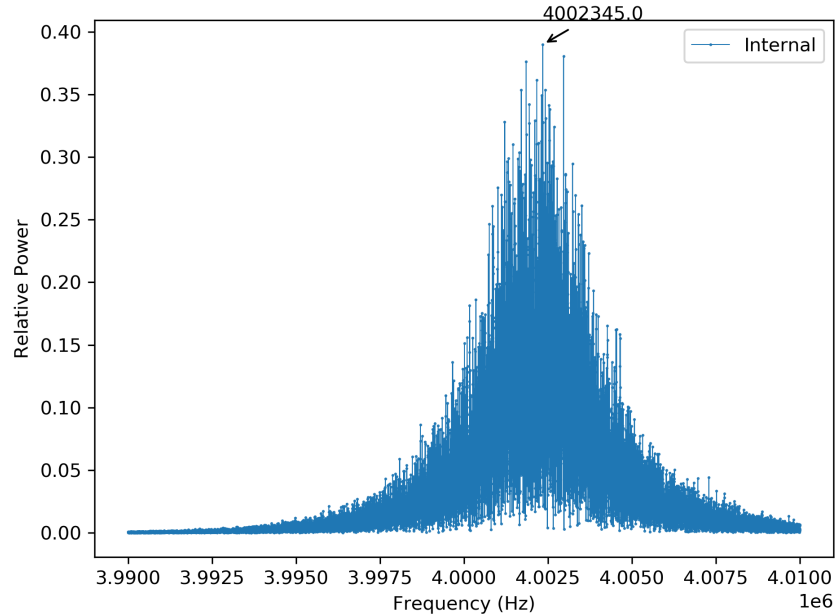


图 20 内置探头面向液体流动方向时的多普勒频移测量结果

而图 17 图 17 至图 19 为探头外置时的测量结果。可以看到，探头内置使得多普勒频移信号显著增强，但也使得几乎所有的超声波主峰信号在内置探头的扰动下，与颗粒充分作用，转变为多普勒频移的信号。

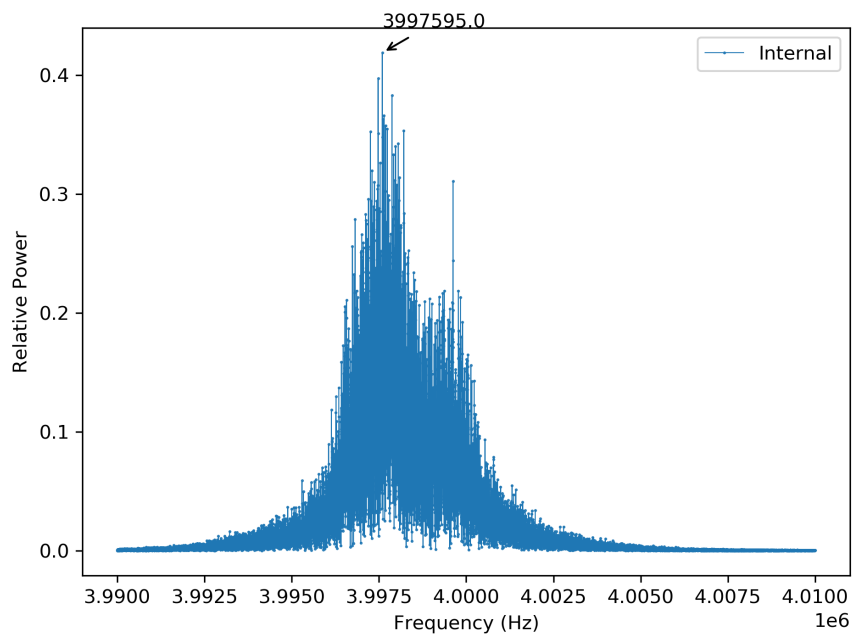


图 21 内置探头朝向液体流动方向时测量的多普勒结果

但这个问题可以通过增强探头的流线型设计来缓解，如图 21 所示，通过将探头方向扭转 180° ，由于内置探头本身有一个 45° 的弯角，具有一定的流线造型，使得液体流经探头区域时收到的干扰大大降低。

5.4. 颗粒浓度对测量的影响

颗粒的浓度决定了参与多普勒效应的有效颗粒的浓度，对多普勒频移的波包的相对功率大小有较大的影响，但在未影响水泵状态时，基本不影响多普勒频移量的测量结果。

如图 22 至图 24 为使用设计三，利用气泡，对颗粒浓度进行定性测量的结果。可以看到，随着气泡浓度的增大，多普勒频移波包的宽度变大，表明气泡的速度分布范围变大了；当液体中存在大量气泡时，可以发现测得的多普勒频移量有所减小，原因是气泡过多，降低了水泵的效率，对液体的流动造成了一定的阻碍。

因此，在测量过程中应当控制液体中颗粒物的浓度在一个合适的水平，使得既能测到强度足够大的信号，又能避免大量气泡的引入影响被测液体的流动。

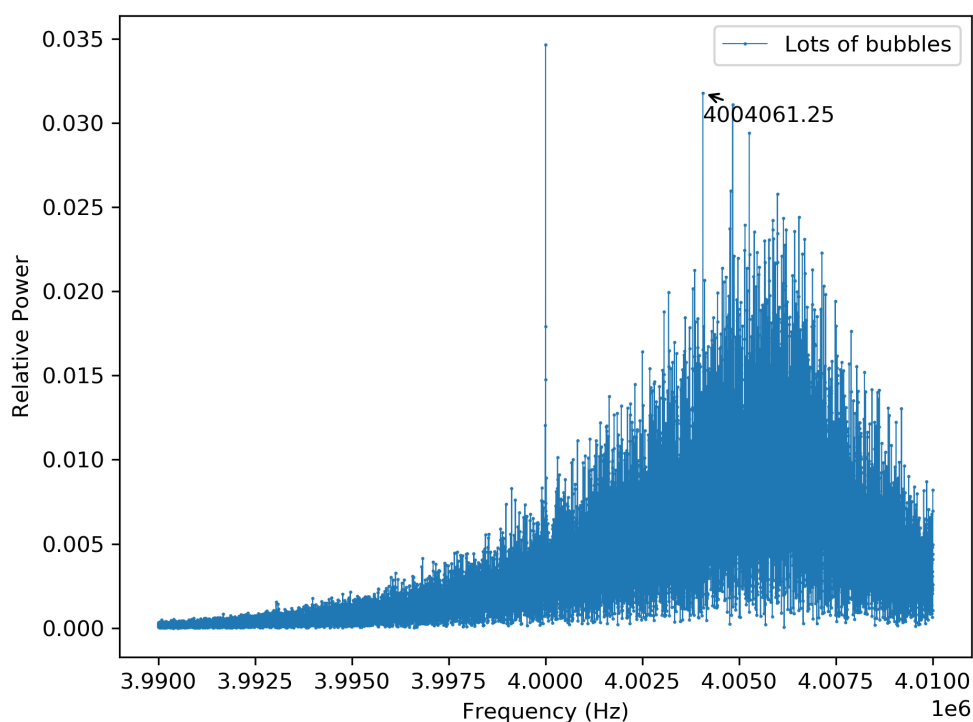


图 22 液体中存在大量气泡时的多普勒频移测量结果

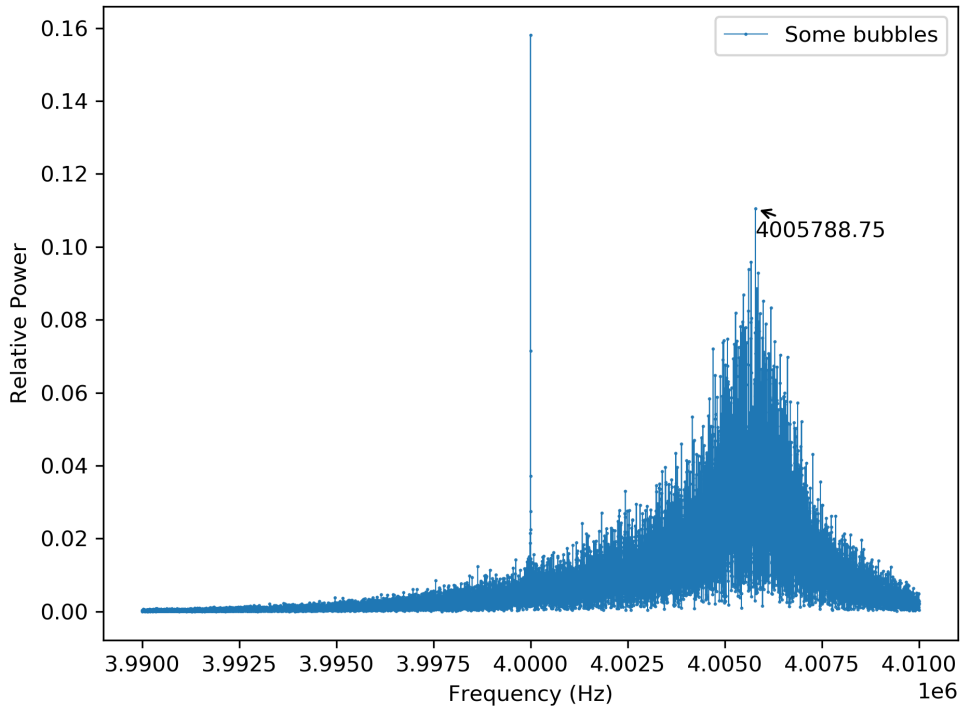


图 23 液体中存在中等数量气泡时的多普勒频移测量结果

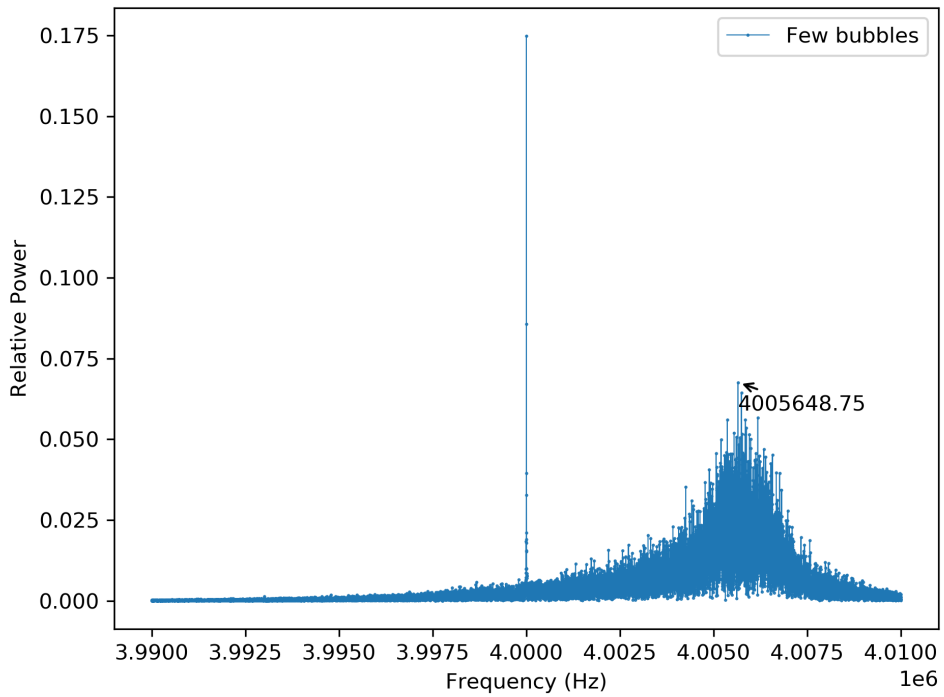


图 24 液体中存在少量气泡时的多普勒频移测量结果

5.5. 颗粒大小对测量的影响

由 2.4 可知, 当频率一定时, 颗粒的声强散射系数与颗粒直径成 6 次方关系。随着颗粒直径的增大, 颗粒对声波的散射能力增强, 对声波反射的几率也增大了。当对声波反射的贡献增长大于散射的影响时, 颗粒的增大有利于提高实验中多普勒频移信号的强度; 当散射成为粒径增大带来的主要影响时, 颗粒的增大将干扰多普勒频移信号的测量, 使得测得的信号幅度减弱。如图 25 和图 26 所示。

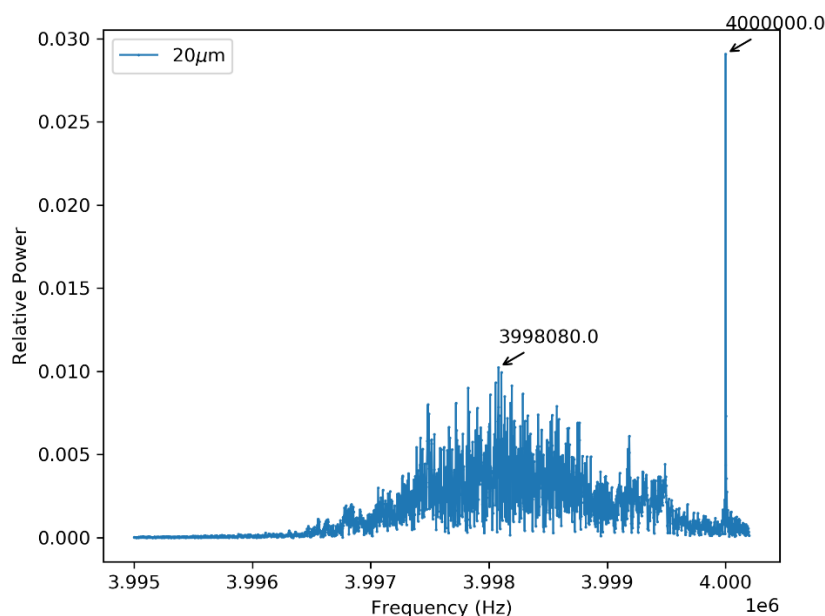


图 25 使用 20 μm Al_2O_3 颗粒和设计二的探头内置装置的测量结果

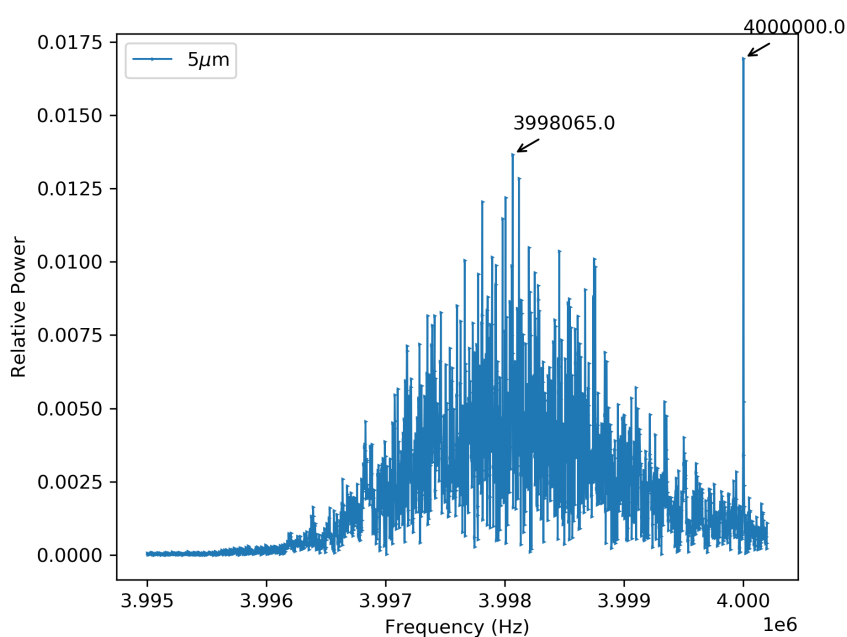


图 26 使用 5 μm Al_2O_3 颗粒和设计二的探头内置装置的测量结果

5.6. 实验装置对流速的测量能力

利用设计三的探头外夹式装置，通过控制进水口阀门的大小来控制流速，并通过测量出水口在一段时间的出水量来测量管道中的液体流速，测量两个外夹式探头以 30° 入射角入射时的超声波回波信号。经过程序的傅里叶频谱分析，提取出多普勒频移的波包中的中心频移量（功率最大的频移量），得到如图 27 所示的结果。

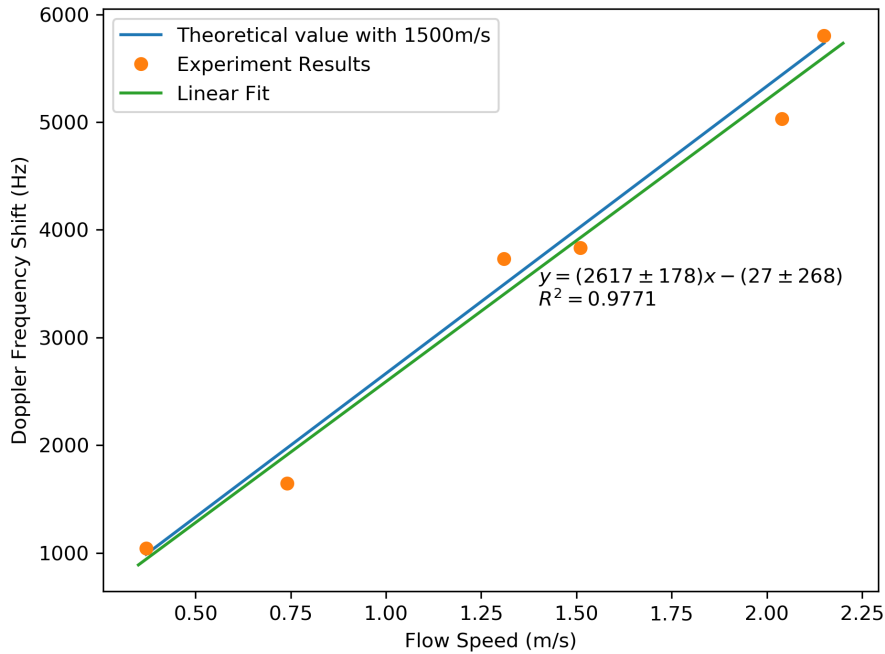


图 27 利用设计三测得的不同流速下的多普勒频移结果

根据式 (2.20)，拟合得到水中的声速为 $1528 \pm 104\text{m/s}$ ，与理论的 1500m/s 相符合，但相对误差较大，达到 7%。主要是因为：

1. 采用引入气泡作为散射体的方法在不同流速下难以保持一样的气泡浓度。
2. 在流速不同的情况下，气泡经水泵细化的程度不同，气泡寿命也有所差异。而且在流速较低的情况下，气泡影响了水泵的工作状态，对液体流速的干扰更加明显。
3. 探头外夹式装置中，声楔使用的作为耦合材料的清洁软胶的紧密填充状态仅能维持比较有限的时间，不够稳定。

5.7. 血液流速的测量

基于前面的一系列实验，设计出一个可行的血液流速的测量方案：

采用 5MHz 的小型探头，发射端置于掌心，接收端置于手背，调整发射端和接收端的位置，使得超声波正好经过手背的血管进入接收端。测量结果如图 28

所示。

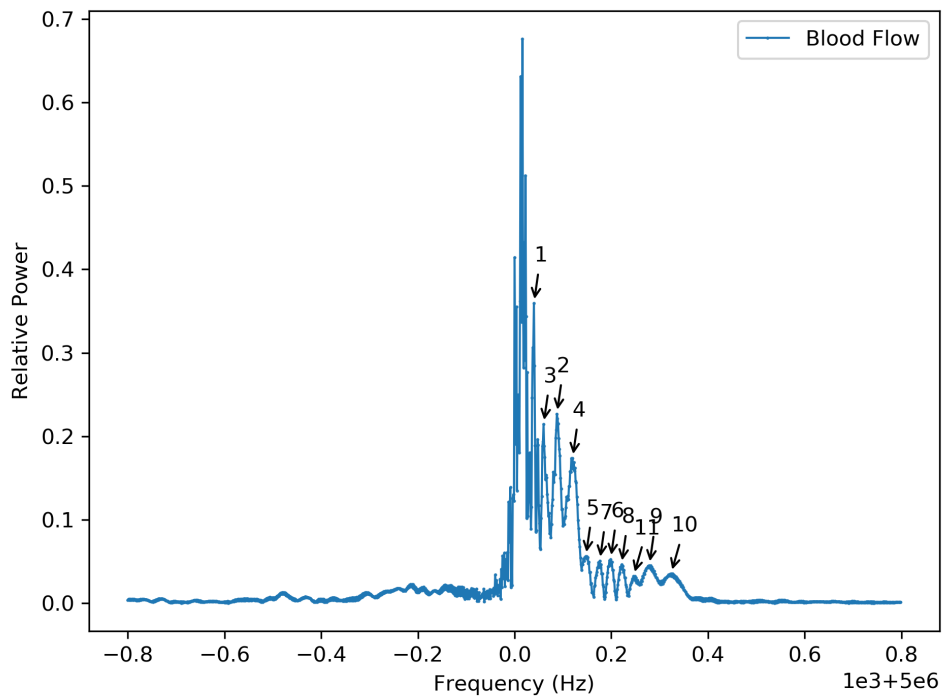


图 28 血液流速的测量结果

图中标出的 11 个峰的频移量分别为：40.0Hz, 87.5Hz, 60Hz, 120Hz, 147.5Hz, 198.75Hz, 176.25Hz, 221.25Hz, 278.75Hz, 323.75Hz, 246.25Hz. 范围在 40~330Hz 之间。静脉血管血流速度一般为 5-10cm/s^[5, 6]，取声速为肌肉组织中的声速 1600m/s，则对应的频率范围为 150~330Hz，与测量结果相吻合。

而且图中的血流信息对应的多普勒峰大致分为 3 组，1 所在的高峰位，2-4 所在的中等峰位，5-10 所在的低峰位，这与循环系统心脏的三阶段：心房收缩，心室舒张（0.1 秒）--心房舒张，心室收缩（0.3 秒）--心房和心室都舒张（0.4 秒）。低峰位的速度最快，与心脏跳动的第二阶段对应；心脏跳动的第三阶段持续时间最长，其在频谱上表现出的成分比例应该最高，对应高峰位；则中等峰位与心脏跳动的第一阶段对应。

第六章 总结

6.1. 论文完成的主要工作

本文主要完成了基于液体中超声波的多普勒效应的教学实验仪器的设计和实现，提出了 3 种不同的设计方案，并详细分析了每种设计方案可以呈现的测量结果和物理问题。完成了教学仪器研发过程中原理探究、基本技术问题的解决、影响因素探索、实验内容设计等早期的基本环节。

本文中有诸多创新点。一是不断探索和简化仪器的设计又保证了最核心的功能点，二是运用了 3D 打印技术，使得第三个设计方案中声楔的部分可以根据需要不断地定制修改，三是运用了生活中成本低廉的清洁软胶作为超声波的耦合材料，取得了不错的效果，此外还借助 Python 语言完成对所有数据的自动化分析和数据可视化。

6.2. 存在的问题与展望

1. 3 种设计方案需要选取出各自的优势进行整合，最终形成一套完整的功能较为丰富的超声波多普勒液体流速测量实验仪；
2. 限于时间和精力，对不同频率的超声波、不同颗粒物的引入还没有深入的探索，其中建议尝试从 0.5MHz 到 5MHz 的各种频率，探索超声波频率与颗粒物之间的匹配关系；由于气泡存在诸多的不可控性，而且对水泵的工作状态有明显的影响，建议选购滑石粉、镁粉、亚克力粉、PEI 粉等密度更接近水的密度但略大于水的密度的材料来进行尝试，寻找出比气泡更好的替代品；
3. 设计方案三中的声楔选用了清洁软胶作为耦合材料，但软胶作为一种软物质，声波在其中的传播情况有待进一步的探索。而且需要改进声楔的设计，使得可以它较好地维持软胶地填充状态，或不再依赖于清洁软胶的填充，只需普通的超声耦合剂；
4. 改进内置超声波换能器的安装设计，使其更符合流体力学，降低对流场的干扰，使得系统在利用超声波多普勒效应研究流场上具有强大的能力；
5. 如何进行多普勒频移信号的快速测量和检出仍是一个值得探索的问题，可以尝试应用 ZOOM-FFT 算法。
6. 尝试设计一个小阵列，进一步探究血液流动的变化。

参考文献

- [1] 罗守南, 基于超声多普勒方法的管道流量测量研究, 清华大学博士学位论文, 北京: 清华大学出版社, 2004.
- [2] 吴运平, 陈立波, 童.J. 现代物理知识, 现代血流测量方法, DOI (2004) 19-21.
- [3] 冯若, 超声手册, 南京: 南京大学出版社, 1999.
- [4] 程佩青, 数字信号处理教程, 清华大学出版社有限公司 2001.
- [5] How fast does blood travel through our arteries and veins?, Quora, 2016.
- [6] I.T. GABE, J.H. GAULT, J. ROSS, D.T. MASON, C.J. MILLS, J.P. SCHILLINGFORD, E. BRAUNWALD, Measurement of Instantaneous Blood Flow Velocity and Pressure in Conscious Man with a Catheter-Tip Velocity Probe, 40 (1969) 603-614.

致谢

感谢乐永康老师的鼓励与指导, 在我对课题的开展很没把握的时候给予了充分的鼓励与支持, 并帮我联系了不少专家, 征询他们的意见。

感谢复旦天欣科教仪器有限公司的胡顺全老师和陈希江老师在技术上提供的诸多指导。尤其是胡顺全老师制作的开放水槽式装置, 给我的后续实验设计带来了非常重要的灵感。

附录

本课题数据处理的核心 Python 代码

1. 数据序列的修剪:

```
import math
def trim_edge(x, y, tolerance=1.0e-4):
    assert len(x) == len(y), 'x and y should be of the same length!'
    begin = 0
    end = len(y) - 1
    while not math.isclose(y[begin], 0, abs_tol=tolerance):
```

```

begin += 1
while not math.isclose(y[end], 0, abs_tol=tolerance):
    end -= 1
return x[begin:end+1], y[begin:end + 1]

```

2. FFT:

```

def fft_analyse(x, y, range_ratio=1.0, accuracy=10.0, trim=True):
    assert len(x) == len(y), 'x and y should be of the same length!'
    assert 0 < range_ratio <= 1.0, 'ratio should be between 0 and 1.0'
    if trim:
        trim_x, trim_y = trim_edge(x, y)
        x, y = trim_x, trim_y

    current_accuracy = 1 / (x[1] - x[0]) / len(x)
    if current_accuracy > accuracy:
        x, y = extend_data(x, y, repeat_time=int(current_accuracy / accuracy) +

```

1)

```

fft_y = abs(fft(y))
fft_x = fftfreq(n=len(x), d=x[1]-x[0])
fft_len = round(len(fft_x) // 2 * range_ratio)
if trim:
    return fft_x[0:fft_len], fft_y[0:fft_len], trim_x, trim_y
else:
    return fft_x[0:fft_len], fft_y[0:fft_len]

```

3. 曲线平滑

```

def smooth_signal(data):
    tmp = [data[0]]
    for i in range(1, len(data) - 1):
        tmp.append((data[i-1]+data[i]+data[i+1])/3)
    return tmp

```

4. 包络检测:

```

def detect_envelop(data):

```

```
data = np.array(data)
h_data = hilbert(data)
return np.sqrt(data**2+h_data**2)
```