

分类号\_\_\_\_\_

学号M201672241

学校代码10487

密级\_\_\_\_\_

华中科技大学  
硕士学位论文

用于膀胱容积测量的超声检测系统

研究

学位申请人： 申明柯

学科专业： 软件工程

指导教师： 朱本鹏 教授

答辩日期： 2019年1月22日

**A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for  
the Degree of Master of Engineering**

**Research on ultrasound detection system for  
bladder volume measurement**

**Candidate:**      **Shen Mingke**

**Major:**      **Software Engineering**

**Supervisor:**      **Prof. Zhu Benpeng**

**Huazhong University of Science & Technology  
Wuhan 430074, P.R.China  
January, 2019**

## 独创性声明

本人声明所呈交的学位论文是我个人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知，除文中已经标明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的研究成果。对本文的研究做出贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：

日期： 年 月 日

## 学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，即：学校有权保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权华中科技大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密□， 在\_\_\_\_\_年解密后适用本授权书。  
本论文属于 不保密□。

(请在以上方框内打“√”)

学位论文作者签名：

指导教师签名：

日期： 年 月 日

日期： 年 月 日

## 摘要

据统计国内泌尿系统患病率为 33.4%，死亡率为 1.39%，泌尿系统疾病患者众多，膀胱残余尿量常被用作诊断和治疗泌尿系统疾病的重要指标之一。目前，常用的膀胱残余尿量测量方法存在诸多问题，比如磁共振成像检查费用昂贵和检查持续时间长，植入式传感器生物相容性差和灵敏度低，电阻抗法存在与皮肤的电接触不可靠以及导致阻抗变化的因素较多等。为了解决这些问题，研究人员专注于超声成像系统测量膀胱容积的研究，超声成像系统凭借其无创、无辐射和可重复扫描的优点被广泛应用于医学检查。然而，现在的超声成像系统仍然存在很多问题，比如成像系统算法复杂，导致测量时间长；空间分辨率低，引起成像不清晰，影响测量结果。

针对现有技术存在的问题，本文设计了一种无需成像的超声膀胱容积检测系统。首先，本文提出了一种新型的膀胱容积测量算法——“三点定位”算法，实现了对膀胱容积的测量；设计了一种新型的超声探头结构——“三阵元”超声探头，实现了超声波的三方向发射与接收；对现有的超声回波信号处理算法做出了优化，采用希尔伯特解调算法提取超声信号的包络线，提高了容积测量效率。结果表明，本文设计的超声检测系统实现了测量时间小于 5s 和测量结果相对误差率低于 10% 的设计目标。此系统可以用于泌尿系统疾病患者残余尿量的检测，测量结果可以作为尿潴留和尿失禁疾病诊断的重要依据。

关键词：超声 膀胱容积检测 FPGA “三点定位”算法 希尔伯特解调算法

## Abstract

In China, many people are suffering from urinary system diseases. the prevalence of urinary system is 33.4%, and the mortality rate is 1.39%. Bladder residual urine volume is regarded as one of the important indicators for the diagnosis and treatment of urinary system diseases. At present, there are many methods to detect residual urine in bladder. However, these methods have many disadvantages. The magnetic resonance imaging examination is expensive and the inspection duration is long. The implantable sensor has poor biocompatibility and low sensitivity. Electrical impedance method has more reliable electrical contact with the skin and more factors leading to impedance changes. To address these issues, the researchers focused on ultrasound imaging systems to measure bladder volume. Due to their non-invasive, non-radiative and repeatable scanning advantages, ultrasound imaging systems are widely used for medical examinations. However, there are still many problems with current ultrasound imaging methods, such as the complexity of the imaging system algorithm, resulting in long measurement time; low spatial resolution, resulting in unclear imaging and affecting measurement results.

In this thesis, we develop an ultrasonic bladder volume detection technique without imaging. To begin with, a new bladder volume measurement algorithm, "three-point positioning" algorithm, is proposed to measure the bladder volume. Next, a new type of ultrasonic probe structure, "three-element" ultrasonic probe, was designed to realize three-direction transmission and reception of ultrasonic waves. Finally, in order to improve the volumetric measurement efficiency, the existing ultrasonic echo signal processing algorithm is optimized, and the envelope of the ultrasonic signal is extracted by the Hilbert demodulation algorithm. Experimental results show that the ultrasonic detection system measurement time is less than 5s, and the relative error rate of the measurement results is less than 10%. The

# 华中科技大学硕士学位论文

---

promising results indicate that this system is beneficial for the patients with urinary system diseases.

**Keywords:** Ultrasound Bladder volume detection Field—Programmable Gate Array  
Three-point positioning algorithm Hilbert demodulation algorithm

# 华中科技大学硕士学位论文

---

## 目录

摘要 .....	I
Abstract.....	II
1 绪论 .....	1
1.1 引言 .....	1
1.2 课题的研究现状 .....	2
1.3 课题的研究目的和意义 .....	6
1.4 本文研究内容及章节安排 .....	7
2 超声检测系统方案设计 .....	9
2.1 引言 .....	9
2.2 系统整体方案 .....	9
2.3 超声发射电路方案设计 .....	10
2.4 超声接收电路方案设计 .....	12
2.5 膀胱容积算法 .....	13
2.6 希尔伯特解调包络提取算法 .....	18
2.7 超声探头方案设计 .....	20
2.8 本章小结 .....	22
3 硬件电路设计与实现 .....	23
3.1 引言 .....	23

# 华中科技大学硕士学位论文

---

3.2 超声发射电路设计与实现 .....	23
3.3 超声接收电路设计与实现 .....	25
3.4 供电电源设计与实现 .....	29
3.5 本章小结 .....	29
4 FPGA 程序设计与实现 .....	30
4.1 引言 .....	30
4.2FPGA 程序总体设计 .....	31
4.3FPGA 程序实现 .....	32
4.4 本章小结 .....	37
5 系统测试及验证 .....	38
5.1 引言 .....	38
5.2 实验装置整体设计 .....	38
5.3 整机系统测试 .....	39
5.4 本章小结 .....	44
6 总结与展望 .....	45
6.1 全文总结 .....	45
6.2 工作展望 .....	46
致 谢 .....	48
参考文献 .....	49

# 华中科技大学硕士学位论文

---

附录 1 攻读学位期间发表论文目录 ..... 54

## 1 绪论

### 1.1 引言

近年来，老年人的泌尿系统疾病患病率呈明显上升趋势。泌尿系统疾病是老年人的常见病，患病率随着年龄的增加而显著增加<sup>[1]</sup>，据相关资料统计国内泌尿系统患病率为 33.4%，死亡率为 1.39%<sup>[2]</sup>。膀胱残余尿量常被用作了解膀胱功能、判断尿道梗阻情况的重要依据，已经成为国际上众多机构和组织诊断、治疗泌尿系统疾病和评估治疗效果的重要指标之一。

广泛子宫切除术常被用于妇科恶性肿瘤的手术治疗，该手术必须切除膀胱与子宫相连接的韧带与结缔组织，手术并发症较多，术后膀胱尿潴留和尿失禁是常见的并发症。尿潴留的临床表现为膀胱内尿液过多但无法主动排出，直接导致膀胱过度膨胀和逼尿肌永久损伤，病人腹痛难忍。患者出现排尿不畅、尿潴留和尿失禁是导致泌尿系统感染和肾功能衰竭的重要因素。此类疾病潜伏期较长，不易发觉，病因复杂，一旦发病将不易被治愈，严重影响患者术后康复，使患者长期忍受痛苦，给患者的生活带来极大的不便，因此对于膀胱残余尿量的早期诊断尤其重要。

导尿术是患者正常排尿后将导管插入尿道引出膀胱中的残余尿液<sup>[3]</sup>，目的是消除尿潴留症状，同时测定膀胱内残余尿量，在此过程中患者需要承受较大的痛苦和增加了尿路感染的机会<sup>[4]</sup>。为了减少患者的痛苦，研究人员提出了植入传感器法、生物阻抗法和体外成像法来取代导尿术，但各有其优缺点。本文在对三种方法进行比较的基础上，设计了一种新型的超声膀胱容积检测系统，并对残余尿量的测试效果进行了探讨。

## 1.2 课题的研究现状

目前，膀胱容积测量方法研究热点主要有植入传感器法、生物阻抗法和体外成像法，由于其有各自的优缺点，测量效果也存在差异。

### (一) 植入传感器法

针对导管排尿法出现的问题，研究人员提出了植入式传感器法测量膀胱容积，并取得了很大的成就。2014 年，Albert Kim 团队开发出使用可闻声提供动力的可植入应变传感器（长 40mm，直径 8mm），该系统由可闻声频范围内的机械振动提供动力。该技术显着增大了感应范围，解决了感应供电中常见的未对准问题，并简化了外部接收器电路<sup>[5]</sup>。图 1-1 是植入膀胱的应变传感器的示意图，图 1-2 是应变传感器系统功能示意图。系统的运行机制是：扬声器发出声音，压电悬臂充当声学接收器，通过压电悬臂产生共振将声能转换成电能来对电容器充电；当悬臂不振动时，膀胱形变的压力可以改变电感器的阻抗值，存储的电荷通过对压力敏感的 LC 槽放电，当 LC 槽以固有的谐振频率振荡时，它会发出一个高频信号，该信号可以使用外部接收器检测到，并且其频率对应于测量的压力。经实验证明，接收器的最远应答距离是 10cm，膀胱容积和压力呈线性关系。但是，此方法带来了功率、生物兼容性和遥测等问题。比如，被传感器附着的膀胱组织可能会在一段时间后发生纤维化，这会改变组织的物理性质，例如降低其拉伸能力，使得该技术无法长期使用。

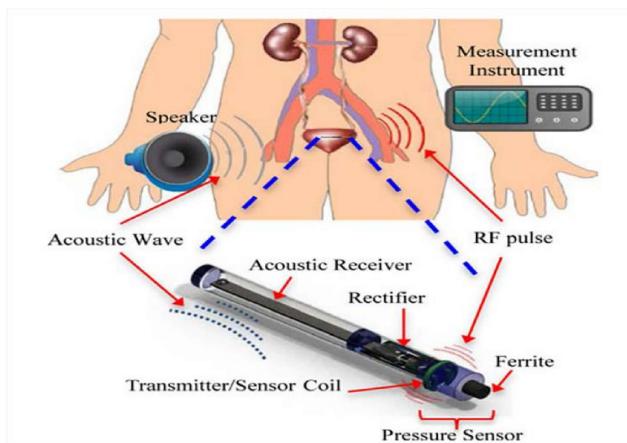


图 1-1 植入膀胱的应变传感器示意图<sup>[5]</sup>

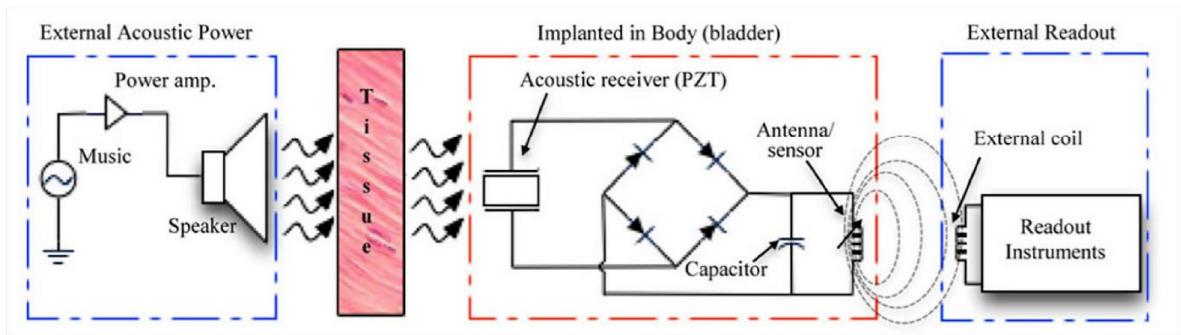


图 1-2 应变传感器系统功能示意图<sup>[5]</sup>

2017 年, Mi Kyung Kim 等人提出了一种带有多级电阻梯的植入式膀胱容积传感器, 如图 1-3 所示, 它采用多级电阻梯形结构, 当膀胱体积改变时, 与相对的导轨接触的臂的数量改变, 这导致传感器的总电阻的离散变化<sup>[6]</sup>。具体来说, 他们设计了一个不同长度的 4 级电阻梯, 以监测膀胱容积的逐渐变化。同时, 传感器材料具有生物相容性, 在体温和血液 pH 值下都很稳定, 且易于制造, 而且通过掺入各种离子可以很容易地调节电阻和降解速率。图 1-4 (a) 是猪膀胱的离体实验光学图像, 结果如图 1-4 (b) 所示, 阻抗值随膀胱容积变化呈现出离散变化。但是, 这种方法不能精确地定量描述膀胱具体的容积值, 没有实际应用意义。

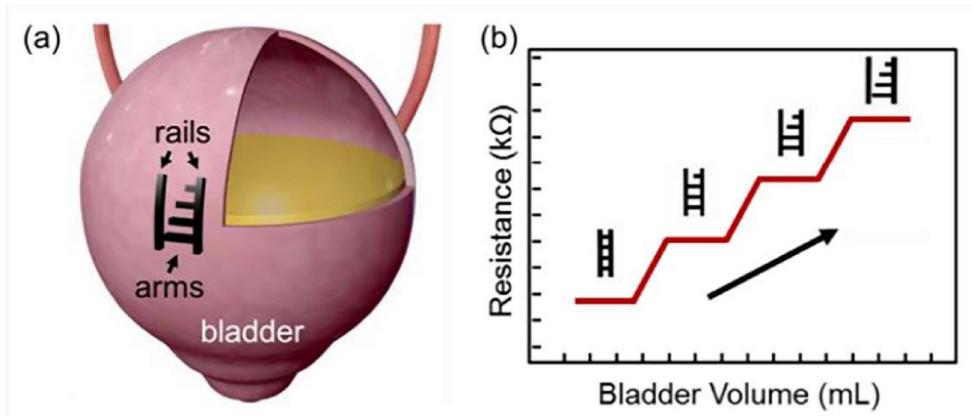


图 1-3 (a) 基于梯形电阻网络的传感器概念图 (b) 传感器总电阻的离散化变化<sup>[6]</sup>

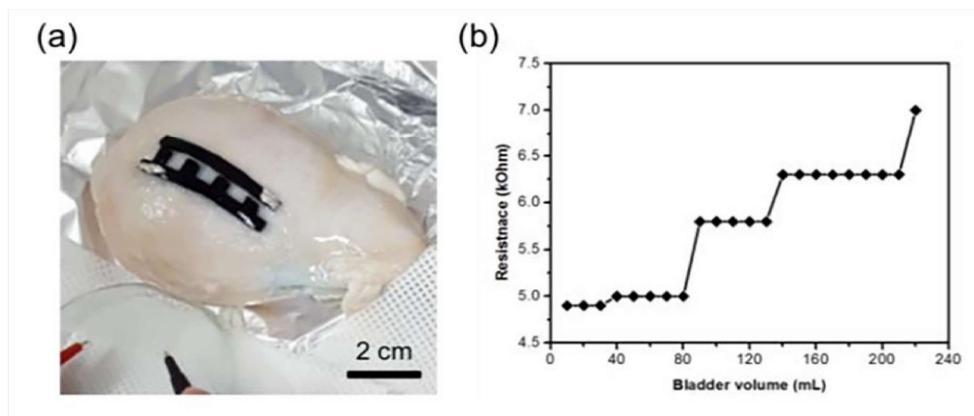


图 1-4 (a) 猪膀胱离体实验光学图像 (b) 随膀胱容积变化的阻抗值<sup>[6]</sup>

2018 年, Flurin Stauffer 团队提出了一种具有高循环稳定性的新型软导体的无芯片无线应变传感器技术, 线圈复合材料由嵌入软硅酮弹性体中的镀金二氧化钛纳米线组成。可植入应变传感器基于谐振电路, 该谐振电路由可拉伸平板电容器和用于感应其谐振频率读出的线圈组成<sup>[7]</sup>。图 1-5 (a) 是系统示意图, 图 1-5 (b) 说明了应变传感器的谐振频率与膀胱容积呈线性关系, 表明所提出的材料和装置用于体内各种组织和器官的连续无线应变监测的可行性。但是, 此装置感应距离很短, 只有几个厘米, 不能用于临床试验。

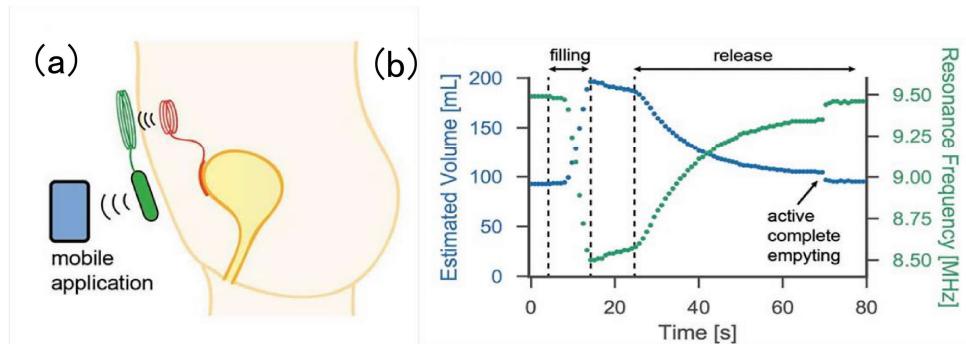


图 1-5 (a) 系统概念示意图 (b) 共振频率与膀胱容积的关系<sup>[7]</sup>

植入传感器需要一次手术, 因此是侵入式的, 一旦植入, 传感器通过无线数据传输具有监测准确、长期测量和患者舒适等优势。目前, 已经报道了各种植入式膀胱监测系统, 根据不同的物理特性来估算体积, 例如阻力<sup>[8]</sup>、应变<sup>[9]</sup>、压力<sup>[10]</sup>、电容<sup>[11]</sup>、磁力<sup>[12]</sup>和传入神经活动<sup>[13]</sup>。一些植入式系统结合无线遥测技术进行了演示, 其中包括不同的供电方案, 比如可充电电池<sup>[14]</sup>、射频波<sup>[15]</sup>和声波的无线电电力传输。这些无线

# 华中科技大学硕士学位论文

---

植入式膀胱监测系统很有前景，但尚未解决诸如生物污损、漂移和灵敏度降低等问题，仍无法取代目前基于导管的检查。对于植入式传感器，可靠性显得尤其重要，因为一旦植入，再次进行校准和替换是很麻烦的。

## （二）生物阻抗法

2014 年，T Schlebusch 提出了使用电阻抗断层成像估计膀胱容积，基于阻抗的膀胱测量系统利用尿液与膀胱组织之间电导率的差异，使用具有多个电触点的腰带来感知骨盆区域的电导分布。尿液电导率主要受其盐水浓度的影响<sup>[16]</sup>，通常在  $5\text{-}26 \text{ mS/cm}$  的阻抗范围内。相反，膀胱周围的组织（肌肉，结缔组织和脂肪）处于  $0.2\text{-}4 \text{ mS/cm}$  的阻抗范围内，随着膀胱容积的增加，腹部阻抗呈线性下降<sup>[17]</sup>。由于与皮肤的电接触不可靠以及导致阻抗变化的因素较多，该方法在实践中并不是非常成功。

## （三）体外成像法

目前，各医院采用的膀胱成像方法有 MR（磁共振）和 B 超。

对于膀胱疾病患者，磁共振检查膀胱的优点是可多平面成像。J. Zhong<sup>[18]</sup> 和 Ma<sup>[19]</sup> 两个团队用磁共振图像测量了膀胱容积，通过将膀胱重建为三维物体来降低膀胱容积估计误差，两种算法的平均错误率不超过 10%。Ma 团队还提出了一种基于边缘检测算法分割膀胱壁边界的新方法<sup>[20]</sup>，精确的边缘检测结果有助于获得准确的膀胱体积估计结果。尽管 MR 成像系统可以多平面成像且无骨骼伪影干扰，但是 MR 成像价格昂贵、成像复杂，大多数情况下不适用于首选。此外，MR 成像不适合急诊患者或特别危重病人，对于在体内含有金属医疗器械的患者（例如心脏起搏器和人工关节）没有耐受性<sup>[21]</sup>。

为了解决这些问题，许多研究人员专注于超声成像系统测量膀胱容积的研究。超声成像系统的优点是迅速、无创、准确以及可重复扫描，适合大规模推广使用，常被用于含液器官的检查。McLean 和 Edell 基于二维超声图像测量膀胱容积，他们的方法侧重于找到在中线纵向扫描中的膀胱的最大横向宽度、高度和深度，计算的体积是宽度、高度和深度的乘积。这种方法计算复杂度低，这只是对膀胱体积的粗略估计<sup>[22]</sup>。随着 3D 超声探头的发展，其高精度和快速计算速度激起了许多研究者的兴趣。Liang

的团队比较了使用 3D 超声探头和 2D 超声探头估计女性膀胱容积的结果。该研究表明，尽管两种超声技术都会导致某些误差，但使用 2D 超声探头的误差平均值几乎是 3D 超声探头的两倍<sup>[23]</sup>。Bózsa 也利用 3D 超声探头估计膀胱容积，他们评估了两种不同的 3D 超声体积算法的准确性，两种算法都获得了良好的性能，结果表明 3D 超声膀胱容积估计可以取代常规导管插入方法<sup>[24]</sup>。

然而，3D 超声探头在探头移动方向上分辨率较低，难以实时成像。为了克服这些缺点，一些研究人员提出使用单一振动源的机械探针进行膀胱扫描，将膀胱视为球体，围绕一个扫描点旋转，对膀胱进行多次扫描，可以得到多个膀胱截面图，计算将多个膀胱截面组合成的膀胱的体积<sup>[25]</sup>。与 3D 探头相比，扫描探针更小且更便宜，计算速度快，机械探针扫描确实是一个好的选择。但是，它的体积计算方法将受到扫描位置的严重影响<sup>[26]</sup>。

### 1.3 课题的研究目的和意义

由表 1-1 可知，和 MR 成像系统相比，虽然使用植入式传感器法和生物阻抗法测量膀胱容积的传感器系统体积较小且穿戴方便，但是其受到自身和各种环境因素的影响，测量准确性受到限制。为了解决这些问题，研究人员专注于超声成像系统测量膀胱容积的研究。超声成像系统凭借其无创、无辐射以及可重复扫描的优势，成为医院诊断膀胱疾病的首选方式。然而，超声成像系统仍然有很多问题未被解决，比如成像系统算法复杂，导致测量时间长，为了保证测量的准确性，单阵元超声探头成像需要 1-2 分钟；空间分辨率低，引起成像不清晰，影响测量结果。针对现有技术存在的问题，本文设计了一种无需成像的超声膀胱容积检测系统。

# 华中科技大学硕士学位论文

表 1-1 三种膀胱容积检测方法的优缺点

测量方法	植入传感器法	生物阻抗法	体外成像法
优点	体积小，只需一次手术，可长期使用，患者感觉舒适。	体积小，穿戴方便，可连续测量。	MR 可以多平面成像，无骨骼伪影干扰；超声成像迅速、无创、无辐射、准确以及可重复扫描。
缺点	生物相容性差，可能被免疫系统攻击；气密性差；传感器功率较低，无法进行高速数据传输；测量准确性受到限制。	电极位置影响测量结果；与皮肤的接触不可靠；尿液电导率影响阻抗结果；噪声较大。	MR 体积大，价格昂贵，不适用于急诊患者，体内有金属异物患者禁用；超声成像的准确性受到操作者的经验与检查技巧的影响。

超声检查在体检中处于至关重要的地位，能够动态地观察各实质器官，发现各实质器官的异常变化，为疾病的早期诊断提供了重要的依据。超声检查具有安全、无创和可重复的优势，可以对膀胱等大多数器官进行全面的检查，利用超声对膀胱进行早期检查，能够及时发现并治疗尿潴留和尿失禁等慢性疾病。定期对泌尿系统疾病患者进行检查，对尿潴留和尿失禁疾病有一定的预防作用。

## 1.4 本文研究内容及章节安排

本文设计的用于膀胱容积测量的超声检测系统，通过膀胱内部组织表面对超声波的反射，对携带有用信息的回波信号进行信号处理，就可以检测出膀胱的某些生理特性。本文采用模拟电路与 FPGA 相结合的方式，模拟电路的功能是驱动超声探头发射

# 华中科技大学硕士学位论文

---

超声波和接收超声回波信号，同时对回波信号进行初步处理；FPGA 的功能是产生发射电路的控制信号，更重要的功能是进行信号处理和计算膀胱容积。

本文的结构安排如下：

第一章 绪论。首先介绍泌尿系统疾病的现状与测量残余尿量的重要性；然后介绍膀胱容积检测技术的国内外研究现状，根据现有技术的不足提出本文的研究目的——设计一种无需成像的用于膀胱容积测量的超声检测系统。

第二章 超声检测系统方案设计。首先介绍系统整体方案，分别介绍超声发射电路和超声接收电路的具体方案设计；其次介绍本文提出的一种新型的膀胱容积计算算法——“三点定位”算法；然后介绍本文对现有的信号处理算法做出改进，使用希尔伯特算法提取超声信号的包络线；最后本文根据新型的膀胱容积算法设计出新型的超声探头结构——“三阵元”超声探头。

第三章 硬件电路设计与实现。首先介绍超声发射电路的设计原理和测试结果；然后介绍超声接收电路的设计原理和测试结果；最后根据电路的实际需要设计相应的电源结构。

第四章 FPGA 程序设计与实现。首先介绍 FPGA 程序的总体设计；然后分别介绍 FPGA 各模块具体程序以及测试结果。

第五章 系统测试及验证。首先介绍整体的实验装置，使用充满水的气球代替膀胱进行实验；然后介绍整个系统的测试过程和展示每一步得到的实验结果；最后对整个测试过程进行总结并进行误差分析。

第六章 总结与展望。对整篇论文进行工作总结和对未来工作的展望。

## 2 超声检测系统方案设计

### 2.1 引言

本文旨在设计一种无需成像的用于膀胱容积测量的超声检测系统，根据课题的研究目的设计具体的电路和程序，本章将介绍超声检测系统的整体设计方案。超声发射电路采用 MOS 场效应管作为开关控制高压脉冲信号的产生，非常符合本文超声检测系统小型化的要求。超声接收电路将回波信号中的高频谐波成分去除掉，提高了膀胱容积测量的准确度。更为重要的是，本文主要采用两种算法进行信号处理：一是“三点定位”算法，二是希尔伯特解调算法。本文提出了一种新型的膀胱容积算法——“三点定位”算法，解决了已有的膀胱容积算法计算复杂和准确度差的问题；采用希尔伯特算法对回波信号进行信号处理，加快了 FPGA 的运算速度，提高了容积测量效率；根据我们提出的新型膀胱容积算法设计相应的超声探头。本章内容将对超声检测系统的设计方案进行详细的介绍。

### 2.2 系统整体方案

本文所研究的用于膀胱容积测量的超声检测系统主要由两部分组成，一是 FPGA 开发平台，主要作用是产生驱动超声发射电路的控制信号、存储超声回波信号和计算膀胱容积；二是超声发射和接收电路，主要作用是产生激励超声探头的高压脉冲信号、放大回波信号、去除回波信号中的高次谐波成分和进行模拟信号与数字信号之间的转换。

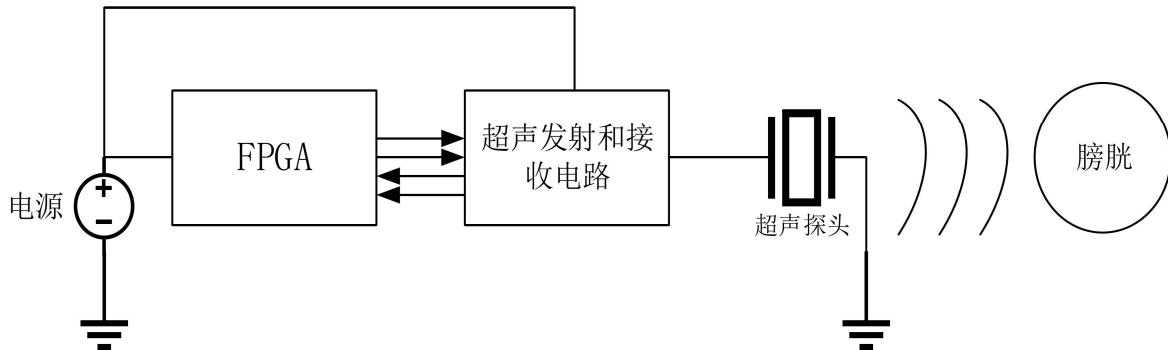


图 2-1 系统示意图

整个系统的示意图,如图 2-1 所示。直流电源为 FPGA 和超声发射接收电路供电,本文中我们采用交流转直流的电源适配器来实现直流供电。通过平台自带的电子开关控制 FPGA 开发平台产生控制信号,以此种方式控制整个系统的运行。在控制信号高电平期间,超声发射电路产生可以驱动超声探头的高压脉冲信号,超声探头发出超声波。超声波具有较强的指向性,可以沿一定方向传播<sup>[27]</sup>。超声波在遇到声阻抗不同的器官组织表面时会发生反射、折射和散射<sup>[28]</sup>。由于超声发射电路和超声接收电路共用一个超声探头,超声回波通过压电效应使沿着超声探头极化方向的两个相对的表面产生极性相反的电荷,超声探头表面产生微弱的电压信号。超声接收电路将这个电压小信号进行放大滤波之后,通过模数转换芯片将此电压信号采集为数字信号,保存在 FPGA 的存储器中。FPGA 通过对超声回波进行信号处理,提取出有用的信息,进而得到膀胱的容积。

### 2.3 超声发射电路方案设计

瞬间的高压脉冲激励超声探头可以产生超声波,这是产生超声波的通用方法。超声换能器能够运行,必须由超声发射电路来驱动,控制信号决定超声发射电路是否正常工作。控制信号将由 FPGA 产生,在第 3 章会详细讲述。目前,对于控制信号的形式主要有两种,一种是正弦波,另一种是方波。超声换能器自身没有限定脉冲波形的形式,理论上讲,两种形式都可以,三角波也是可以的。两者的区别在于,方波信号

中每个周期有一半时间处于高电平，而同样频率的正弦波，每周期只有波峰位于发射电压的最高点，所以方波在驱动能力上更胜一筹。

驱动超声探头必须用瞬间的高压脉冲信号，不是连续地高压振荡信号。产生高压脉冲信号，通用的做法是 RLC 振荡电路，电容的充放电就可以产生高压振荡信号。那么就需要一个开关电路，控制产生高压信号的时间，鉴于系统对体积和功率的要求，本文采用 MOSFET（金属氧化物半导体场效应管）作为开关，只需要一个电压小信号就可以启动 MOS 场效应管，使用小信号控制高压脉冲信号的产生，可以极大地缩小电路板体积，并且功率大幅度降低。

超声发射电路的设计方案，如图 2-2 所示。MOSFET 具有开关速度快、峰值电流大以及容易驱动的特点，特别适合作为高压脉冲信号的控制开关。MOSFET 是电压控制型元件，能在电流小和电压低的条件下工作，满足系统小型化的要求。MOSFET 驱动电路为 MOSFET 提供启动电压和启动电流，当 MOSFET 关闭时，供电电源对振荡电路中的储能电容充电；当 MOSFET 导通时，储能电容放电，产生高压脉冲信号，激励超声探头发出超声波。

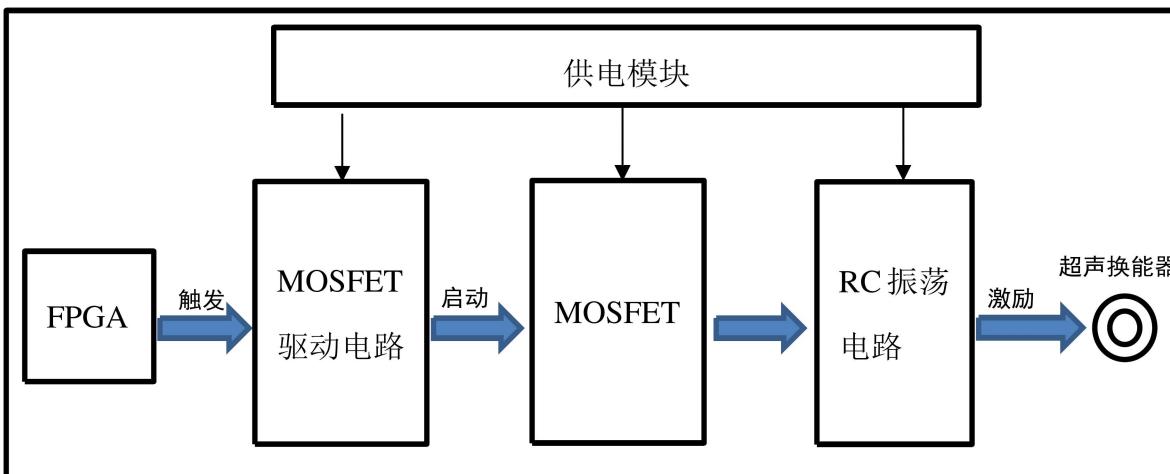


图 2-2 超声发射电路方案框图

## 2.4 超声接收电路方案设计

声波的频率越高能量越高，同时频率越高声波的衰减也越快<sup>[29]</sup>。通常将频率大于20KHz的声波称为超声波，随着传播深度的增加，超声波的衰减越来越大。本文中超声换能器发出的超声波，经过膀胱腔体的吸收和反射之后，超声波的回波信号幅值变为毫伏级别，而FPGA开发平台能识别的最小精度大于回波信号的幅值，必须经过放大预处理之后才能被FPGA开发平台所识别。

经过放大的超声回波内部会有高频谐波成分，高频成分可能来自身体更深位置的反射，也有可能来自于在腔体中的多路径反射。超声探头接收的是某个方向上的超声回波，如果超声波在被第一次反射之后，又被其它膀胱壁反射了一次或者几次，那么接收到的回波信号将会有其它频率的声波出现，这里高频信号对实验结果的影响更大，所以本文中采用了低通滤波器滤掉高频信号。

在不同的系统之间，起传递作用的是交联信号，而交联信号的成分非常复杂，滤波电路将信号中不需要的成分滤掉，提高了信号的分辨率和测量精度，满足了AD转换电路的输入条件。超声回波信号是一种模拟信号，FPGA开发平台只能处理数字信号，这时候就需要将模拟信号转化为数字信号，方法就是对模拟信号进行多次采样，然后量化编码为二进制数字信号，而这些二进制数字信号就可以看作模拟信号的数字化。模数转换的性能要求主要体现在两个方面：（1）采样速率。采样频率 $f \gg 2f_0$ ，其中 $f_0$ 为被采样信号的频率，采样频率越高，得到的数字信号就越接近于模拟信号。（2）分辨率。采样值的位数决定了采样的精度，位数越多，最小精度就越小，分辨率就越高。

超声诊断设备中，大多数情况采用收发共用的超声换能器，共用超声换能器可以减小电路的复杂性，降低电路成本和简化换能器制造工艺。驱动超声换能器需要高压脉冲信号，但是超声接收电路会被高压脉冲击穿，所以为了防止这种情况出现，在超声发射电路和超声接收电路之间加入隔离电路，既可以防止高压脉冲信号通过又可以通过较小的回波信号。隔离级的基本方案有两种，一是采用限流和限幅的方法，高压

脉冲信号经过隔离电路之后变为小信号电压；二是不允许大电压通过，只允许回波小信号通过。

超声接收电路的设计方案，如图 2-3 所示。超声回波首先经过隔离电路，隔离电路的作用阻止高压脉冲损坏超声接收电路的芯片与器件。由于模数转换芯片的最小精度大于未被处理的回波信号的幅度，所以回波信号需要被放大才能被 AD 芯片采集到。由于超声探头的工作频率拥有一定的带宽，回波信号中的频率成分较为复杂，使用滤波器将近场的低频成分与远场的高频成分滤掉，将有价值的信号提取出来。经过放大滤波作用之后的回波信号依旧是模拟信号，而 FPGA 内部是可编程的逻辑门电路，模数转换芯片可以将模拟信号量化采集为数字信号。

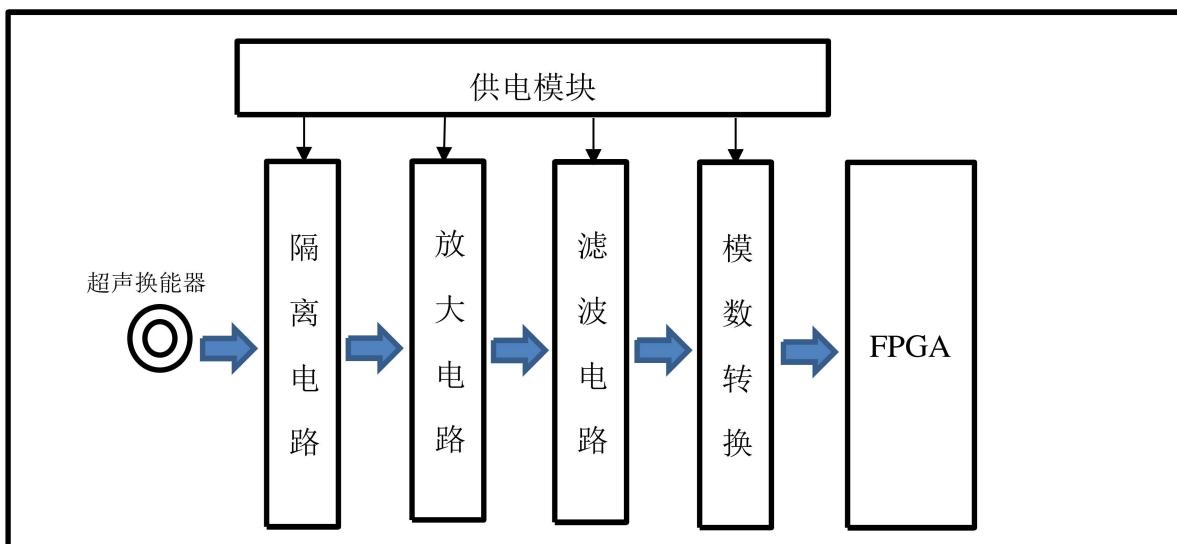


图 2-3 超声接收电路方案框图

## 2.5 膀胱容积算法

目前，采用非成像方式计算膀胱容积的算法主要有两种：一是立体几何法，将膀胱近似为一个球体，超声探头探测膀胱的最大深度、最大宽度和最大深度，膀胱的容

积与三个变量的乘积成正比；二是神经网络法，使用已有的膀胱模型进行训练，得到一个具体的膀胱容积函数模型，然后通过此函数模型对新的膀胱进行测量。

### 2.5.1 已有的膀胱容积算法

#### (1) 立体几何法

随着膀胱容积的增加，膀胱的高度和深度也会随之增加，将超声阵列探头紧贴腹部，测量膀胱的最大深度和最大高度。如图 2-4 所示，D 表示膀胱最大深度，H 表示最大高度。膀胱容积的表达式为：

$$V = 7.1 \times D \times H - 23 \quad (2-1)$$

其中，V 表示膀胱容积。

此方法优化了先前使用三个变量计算膀胱容积的方法，并且很好地测量了大于 100ml 的膀胱容积<sup>[30]</sup>。

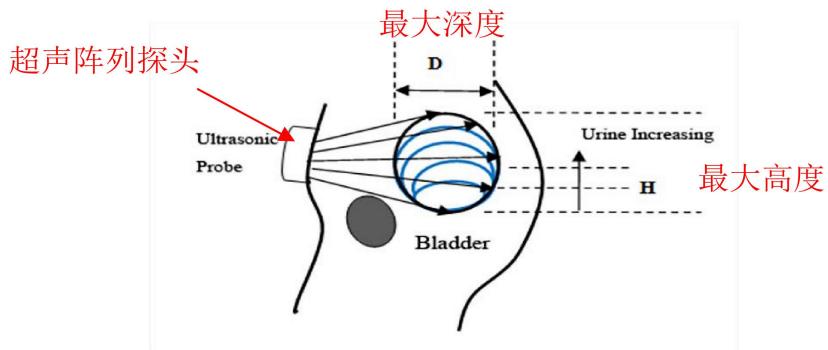


图 2-4 膀胱容积测量示意图<sup>[30]</sup>

这种容积算法使用超声阵列探头的作用是增强计算精度，但是每个阵元探头都需要自己的发射电路和接收电路，直接导致系统出现设备体积巨大、电路结构复杂和功耗较大等问题。

#### (2) 神经网络法

将膀胱模拟成一个球体，使用机械探针进行扫描，每扫描一次就可以获得一帧图像，扫描结束之后可以获得 12 帧，如图 2-5 (a) 所示，每帧可以得到三个有用的属性：左半轴的长度为 L，右半轴的长度为 R 和扫描方向。图 2-5 (b) 展示的是 12 次扫描的方向，12 帧的交点就是膀胱中心位置。使用神经网络算法进行膀胱容积的测量，

这里考虑十二帧模型，使用的神经网络模型是多层感知模型，如图 2-6 所示。输入层和最后一层由实际的物理意义决定，输入层指的是每帧图像左半轴和右半轴的长度，最后一层指的是膀胱的容积。我们只需要设置激活函数和权系数的初始值，取 N 组数据作为训练集，神经网络算法中的反向传播算法会对权系数进行优化，膀胱容积的测量值将无限接近于真实值<sup>[25]</sup>。

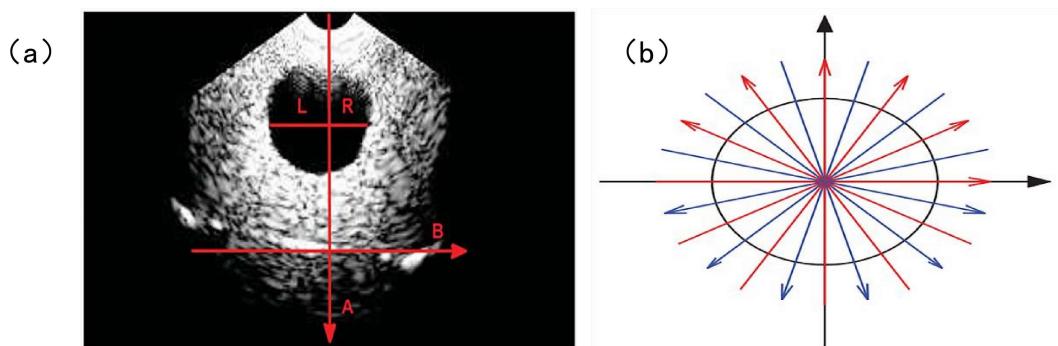


图 2-5 (a) 一帧扫描图像 (b) 12 帧的扫描方向<sup>[25]</sup>

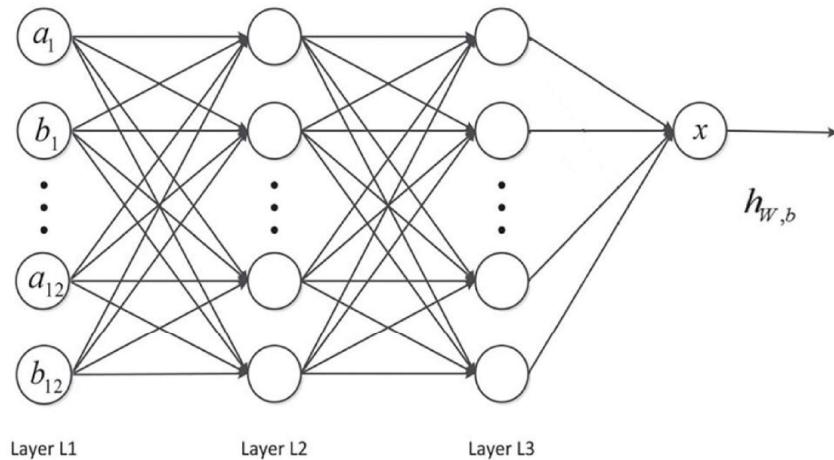


图 2-6 12 帧数据的多层感知模型<sup>[25]</sup>

这种方法不用考虑机械探针扫描位置对计算结果的影响，但是可供训练的数据集有限，数据集数量较少会导致通过训练得到的模型没有代表性，得到的膀胱容积测量值和真实值相比误差较大。

### 2.5.2 “三点定位” 算法

针对以上两种算法存在的问题，本文提出了一种“三点定位”算法计算膀胱容积：超声波可以穿过膀胱壁，膀胱壁也可以反射超声波，在估计膀胱容积的时候，将膀胱模拟成一个球体，超声探头位于膀胱的正上方位置，向膀胱的三个方向发射超声波信号；接收每个方向上的超声波信号经过该方向两侧膀胱壁反射的两次回波信号；根据每个方向上的两次回波信号的时间差确定该方向上膀胱的深度；根据三个方向上膀胱的深度确定膀胱的容积。“三点定位”算法示意图，如图 2-7 所示。

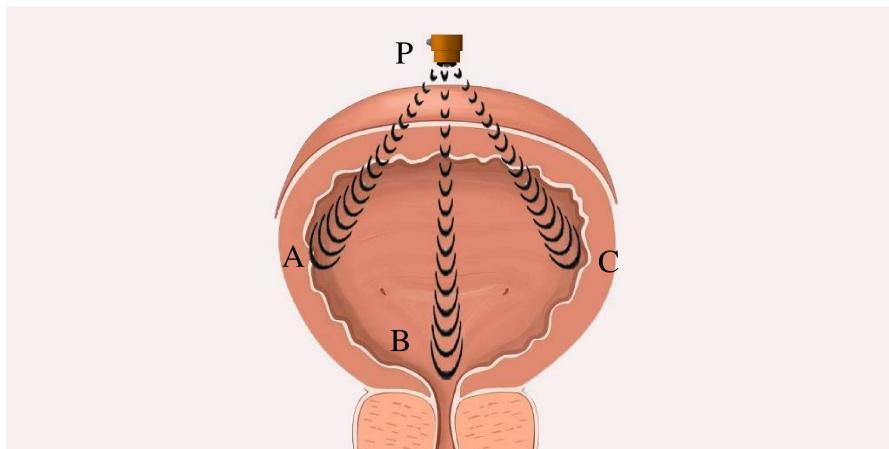


图 2-7 “三点定位” 算法示意图

首先，确定各个方向上的膀胱深度。第  $i$  个方向上两次反射信号从被发射到接收所经历的时间分别为  $\Delta t_{1i}$  和  $\Delta t_{2i}$ ，该方向上两次反射信号的时间差  $\Delta t_i$  为：

$$\Delta t_i = |\Delta t_{1i} - \Delta t_{2i}| \quad (2-2)$$

超声波在膀胱液体中的传播速度为  $S$ ，则该方向上膀胱的深度  $h_i$  为：

$$h_i = S \times \frac{1}{2} \Delta t_i \quad (2-3)$$

其中， $i \geq 1$ 。

在得到每个方向上的膀胱深度之后，将“三点定位”算法示意图简化为如图 2-9 所示，超声探头相当于一个顶点，三条声束就相当于三条棱，反射点就相当于三个顶点，那么在膀胱内的超声波传播路线就可以看作一个四面体模型，膀胱的容积可以用此四面体的外接球体积代替，四面体的模型如图 2-8 所示。

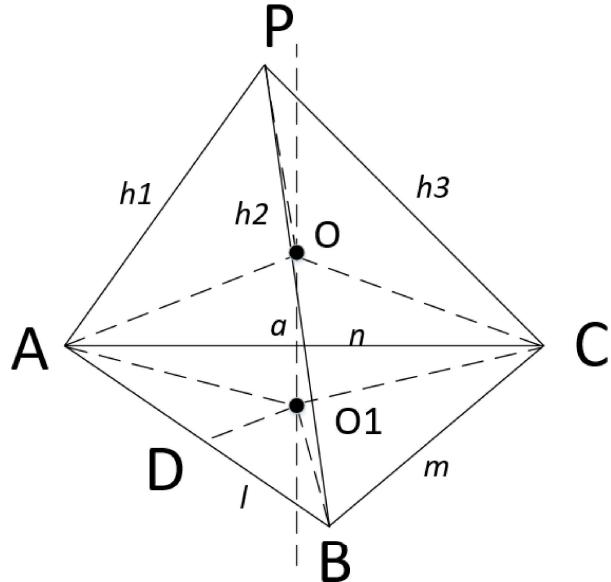


图 2-8 四面体模型

在此四面体模型中，设当从膀胱壁上点 P 向膀胱的三个方向发射超声波信号时，三个方向中各方向与膀胱壁的另一个交点分别为 A、B 以及 C；确定三个方向上膀胱的深度分别为  $h_1$ 、 $h_2$  及  $h_3$ ，即  $PA=h_1$ 、 $PB=h_2$  及  $PC=h_3$ ，这三个方向 PA、PB 及 PC 相互之间的夹角分别为  $\alpha$ 、 $\beta$  及  $\gamma$ 。

设  $AB=l$ ， $BC=m$ ， $AC=n$ ，根据余弦定理，可得

$$l^2 = h_1^2 + h_2^2 - 2h_1h_2 \cos \alpha \quad (2-4)$$

$$m^2 = h_2^2 + h_3^2 - 2h_2h_3 \cos \beta \quad (2-5)$$

$$n^2 = h_3^2 + h_1^2 - 2h_3h_1 \cos \gamma \quad (2-6)$$

在底面三角形 ABC 中，两条垂直平分线的交点就是外接圆圆心  $O_1$ ，过  $O_1$  作  $O_1D \perp AB$ ，且交 AB 于 D，膀胱相当于四面体 PABC 的外接球，那么外接球的球心 O 到四个点 P、A、B 及 C 的距离相等，过点  $O_1$  作一条直线  $a \perp \triangle ABC$ ，那么点 O 在直线 a 上，并且  $OA=OB=OC$ ；

为四面体 PABC 建立空间坐标系，设 A 坐标为 (0,0,0) , B 坐标为 (1,0,0) , 设  $\angle BAC = \theta$  , 则 C 点坐标为  $(n \cos \theta, n \sin \theta, 0)$  , 设 P 点坐标为  $(x_p, y_p, z_p)$  , 根据方程：

$$\begin{cases} x_p^2 + y_p^2 + z_p^2 = h1^2 \\ (x_p - l)^2 + y_p^2 + z_p^2 = h2^2 \\ (x_p - n \cos \theta)^2 + (y_p - n \sin \theta)^2 + z_p^2 = h3^2 \end{cases} \quad (2-7)$$

解得 P 点坐标  $(x_p, y_p, z_p)$  ;

设三角形 ABC 外接圆半径为 r, 那么

$$r = \frac{m}{2 \sin \theta} \quad (2-8)$$

外接圆圆心 O<sub>1</sub> 坐标为  $(\frac{l}{2}, \sqrt{r^2 - \frac{l^2}{4}}, 0)$  , 设球心 O 坐标为  $(\frac{l}{2}, \sqrt{r^2 - \frac{l^2}{4}}, q)$  ;

根据 OP=OA=OB=OC=R, 由  $OP^2 = R^2$  可得:

$$q = \frac{1}{2z_p} (h1^2 - lx_p - y_p \sqrt{4r^2 - l^2}) \quad (2-9)$$

根据  $R^2 = r^2 + q^2$  得到膀胱球体半径 R, 则膀胱容积为

$$V = \frac{4}{3} \pi R^3 \quad (2-10)$$

## 2.6 希尔伯特解调包络提取算法

本文提出“三点定位”算法测量膀胱容积，其中最重要的步骤就是得到超声信号在膀胱中的传播距离。每个方向上的超声信号都会遇到上下两层膀胱壁，会产生两次回波信号，根据每个方向上的两次回波信号的时间差确定该方向上膀胱的深度。本文从超声回波信号中提取的有用信息是两个回波信号的峰值，所以我们可以提取超声信号的信号包络，这样不仅降低了提取回波信号峰值的难度，还加快了 FPGA 的运行速度。

信号包络提取法是一种成熟的信号处理技术，已经应用于多种领域。目前，常用的信号包络提取法主要包括极值法、检波法以及希尔伯特解调法。

## (一) 极值法<sup>[31]</sup>

极值法是最常见和最实用的包络提取法。极值法求包络主要包括以下四个步骤：第一步，使用函数法求出信号的极值点与峰值点；第二步，将信号做绝对值运算；第三步，将所有极值点对应的极值和峰值点对应的峰值连接起来；第四步，对包络线进行优化处理，使包络线更加平滑。

极值法求包络的优点是算法简单、结果可靠。对于简单的信号，极值法求包络线的效果非常接近于真实信号，只需要做简单的优化处理即可。但是，对于比较复杂的信号，比如超声信号的特点是信号成分较多和频率比较高，极值法求包络使用导数法求极值点和峰值点将变得非常麻烦，后期的优化也将变得更加复杂。所以，极值法求包络不适应于超声信号。

## (二) 检波法<sup>[32]</sup>

将某一段时间内的高频信号的峰值点连起来，就得到了两条曲线（一正一负），这两条线就是包络线。包络线和高频信号相比就是低频信号，检波法求包络就是从高频信号中找到低频信号。通常检波法求包络的主要过程包括：（1）取绝对值或者进行平方运算；（2）低通滤波运算；（3）做傅里叶变换求解调谱。检波法求包络的适用范围较小，且由于相关参数的设置不当会导致各种失真。

## (三) 希尔伯特解调法<sup>[33]</sup>

希尔伯特变换的定义：给定一个连续的时间信号 $x(t)$ ，一个线性系统的冲击响应为 $h(t) = \frac{1}{\pi t}$ ，该信号通过此线性系统以后的输出响应 $x_h(t)$ 就是 $x(t)$ 的希尔伯特变换。公式表示为：

$$H[x(t)] = x_h(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{x - \tau} d\tau \quad (2-11)$$

超声信号是一个窄脉冲信号，设为 $s(t)$ ， $\hat{s}(t)$ 为其希尔伯特变换。那么

$$|A(t)| = \sqrt{s(t)^2 + \hat{s}(t)^2} \quad (2-12)$$

其中， $|A(t)|$ 为我们要求的包络面。

图 2-9 中蓝色的信号线为采集到的超声信号，黑色线为经过希尔伯特解调法得到的包络线。可以看出，通过希尔伯特解调法得到的包络线清晰、光滑，较好地凸显了原信号的规律性、周期性以及频率特性，不需要作进一步的优化处理。因此，本文采用希尔伯特算法提取超声信号的信号包络。

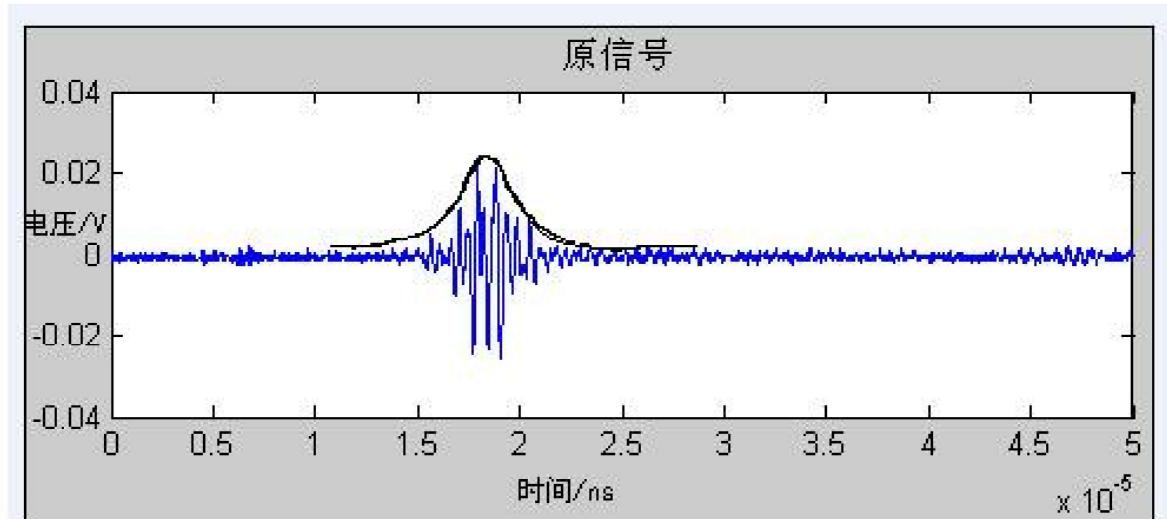


图 2-9 超声信号的包络线

## 2.7 超声探头方案设计

理论分析和临床实践都可以证明，不同的组织器官对超声波的衰减是不同的。超声波在人体内部传播会发生衰减，并且超声波能量的衰减与超声波频率成正比。为了达到超声检查的目标，针对不同的组织器官采用不同的超声频率。由表 2-1 可知超声检查最常用频率范围是 2MHz-13MHz<sup>[34]</sup>。探测深度较大的组织，选择较低的工作频率，例如 2~5MHz；探测密度较大、表面衰减系数较大的组织，采用的超声频率应在 2MHz 以下；探测体积很小的器官或组织，通常我们选取的超声频率大于或等于 10MHz。膀胱是一个充满液体的囊性组织器官，体积较小，所以本文选取中心频率为 3MHz 的超声探头。

表 2-1 不同频率声波的用途<sup>[35]</sup>

0	20Hz	20KHz	1MHz	超声	3MHz	400MHz
次声波	可听见声音		1MHz	超声		
红外线	耳朵		无损探伤	超声检查	声学显微镜	

膀胱是人体重要的组织器官，位于腹部内腔，呈锥形，主要用来存储尿液，充满尿液时呈球形。成年人的膀胱通常可以存储 350~500 毫升尿液，最大容量为 800 毫升。将膀胱近似为一个球形，膀胱的半径范围是 7.13cm~9.38cm。本文中采用的超声探头如图 2-10 所示，超声探头的顶部是超声发射面，内嵌有三个超声阵元，每个阵元的尺寸是 1cm×1cm×1.6cm（长×宽×高）。图 2-10（b）是超声探头的俯视图，超声阵元的中心位于同一个圆周上，且  $\angle 1 = \angle 2 = \angle 3$ ；图 2-10（c）是超声探头的截面图，图中  $\alpha = \beta$ ；图 2-10（d）是超声阵元的实物图。

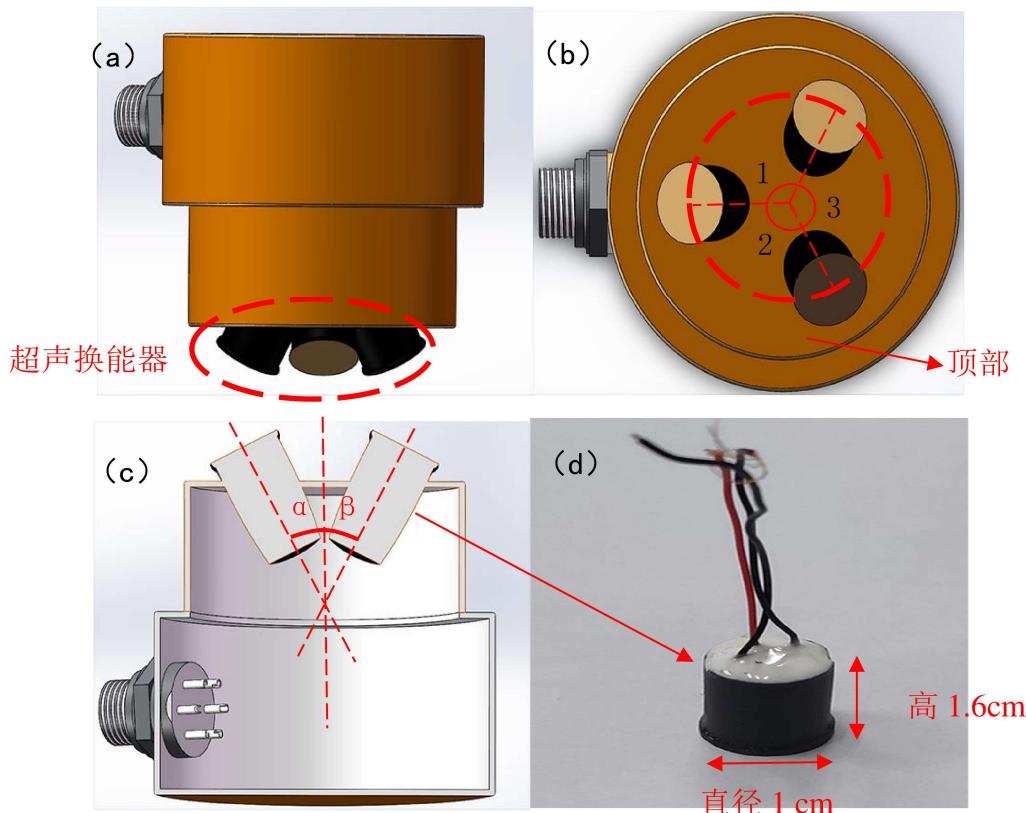


图 2-10 超声探头结构示意图（a）正视图（b）俯视图（c）截面图（d）超声阵元实物图

## 2.8 本章小结

本章首先介绍超声检测系统的整体设计方案，超声检测系统由两部分组成——FPGA 和超声收发电路。其次分别介绍了超声发射电路和超声接收电路的设计方案。再其次本文在现有膀胱容积算法的基础上，提出了一种新型的容积算法——三点定位算法，此种算法的优点是超声换能器数量少、电路结构简单以及结果准确可靠。然后本文使用希尔伯特解调算法提取超声信号的包络线，简化了超声信号，降低了 FPGA 的计算难度。最后根据膀胱容积算法的需要设计超声探头。

(本文中提出的新型膀胱容积算法已申请相关专利，申请号：CN201711155019)

### 3 硬件电路设计与实现

#### 3.1 引言

本文中的硬件电路指的是超声发射电路和超声接收电路，超声发射电路和超声接收电路是超声检测系统的关键部分，对于仪器的性能有很大影响，所以硬件电路的调试至关重要。超声发射电路采用 MOSFET 作为开关电路，在 FPGA 控制信号的作用下产生高压脉冲信号；超声接收电路将回波小信号放大滤波之后进行模数转换，本章内容将对此进行详细介绍。

#### 3.2 超声发射电路设计与实现

影响超声发射电路驱动超声探头效果的因素有两个：工作周期比和控制信号的数量。

在超声检测系统中，超声探头发出超声波的充分条件是短时间的高压脉冲激励，被高压脉冲激励的超声换能器发出持续时间很短的超声脉冲，此后相当长的一段时间，超声换能器处于静止状态，直到超声回波作用于超声换能器，超声换能器表面再次出现电位差。假设经过周期  $T$  之后再一次产生超声发射脉冲，从发射脉冲峰值到衰减为 0 所用的时间叫做发射脉冲持续时间，发射脉冲持续时间与脉冲周期之比被称为工作周期比  $T_w$ <sup>[36]</sup>，即

$$T_w = \frac{\tau}{T} = \tau \times F_p \quad (3-1)$$

其中， $\tau$  为发射脉冲持续时间； $F_p$  为脉冲发射频率； $T$  为脉冲发射周期。对于本文的超声检测系统， $T_w$  应选择比较小的值，保证相邻的高压脉冲没有互相影响。

FPGA 产生控制信号，本文采用的控制信号是方波信号。如图 3-1 (a) 所示，本文采用的是 2 个连续的方波控制信号，超声发射电路的输出高压脉冲信号如图 3-1(b)

所示，一个方波脉冲对应产生一个振荡信号。振荡信号由振荡电路产生，控制信号低电平期间，振荡电路电容充电；控制信号高电平期间，振荡电路电容放电。如果脉冲数量过多，如图 3-2 (a) 所示，那么输出端将会得到连续的高压信号，如图 3-2 (b) 所示，直接后果是无法驱动超声探头。

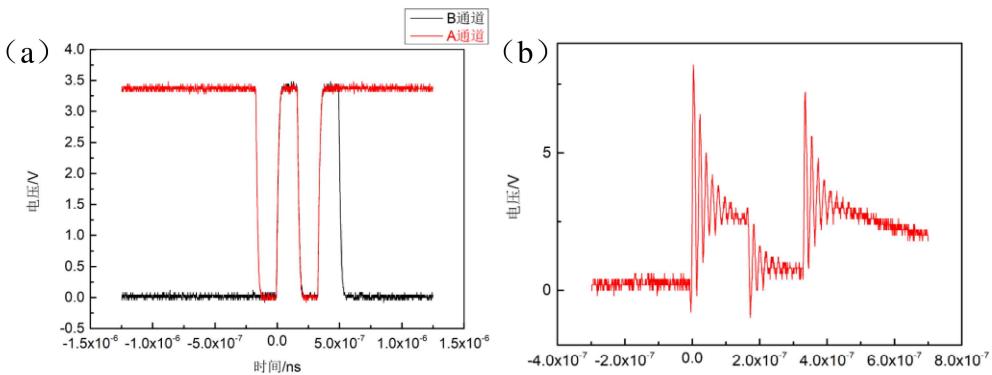


图 3-1 (a) 控制信号 (b) 高压脉冲信号

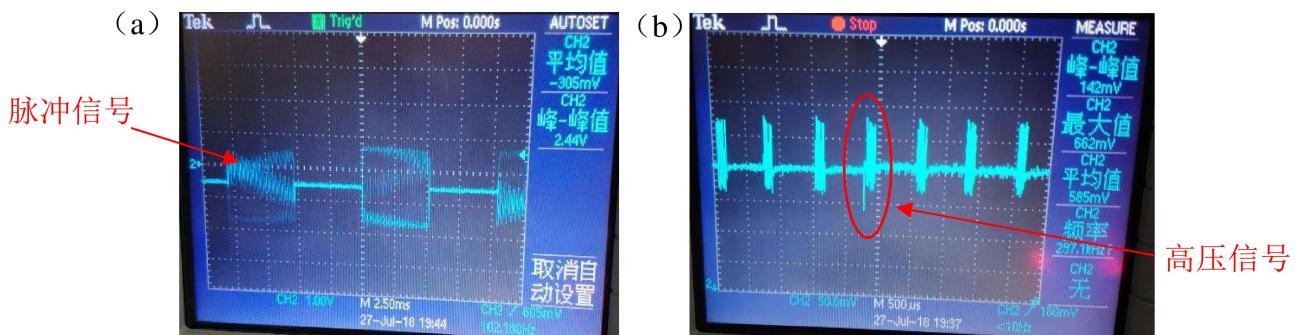


图 3-2 (a) 脉冲数量过多 (b) 连续的高压信号

超声发射电路的电路结构如图 3-3 所示，图 3-3 (a) 是 MOSFET 的驱动电路，图 3-3 (b) 是 MOSFET 电路。MOSFET 是电压控制型器件，可以在电流小和电压低的条件下工作，由于 MOSFET 的极间电容过大造成 MOSFET 的导通时间变长，无法满足超声信号的高频条件，驱动电路可以加快 MOSFET 的极间电容的充电使得导通时间变短。

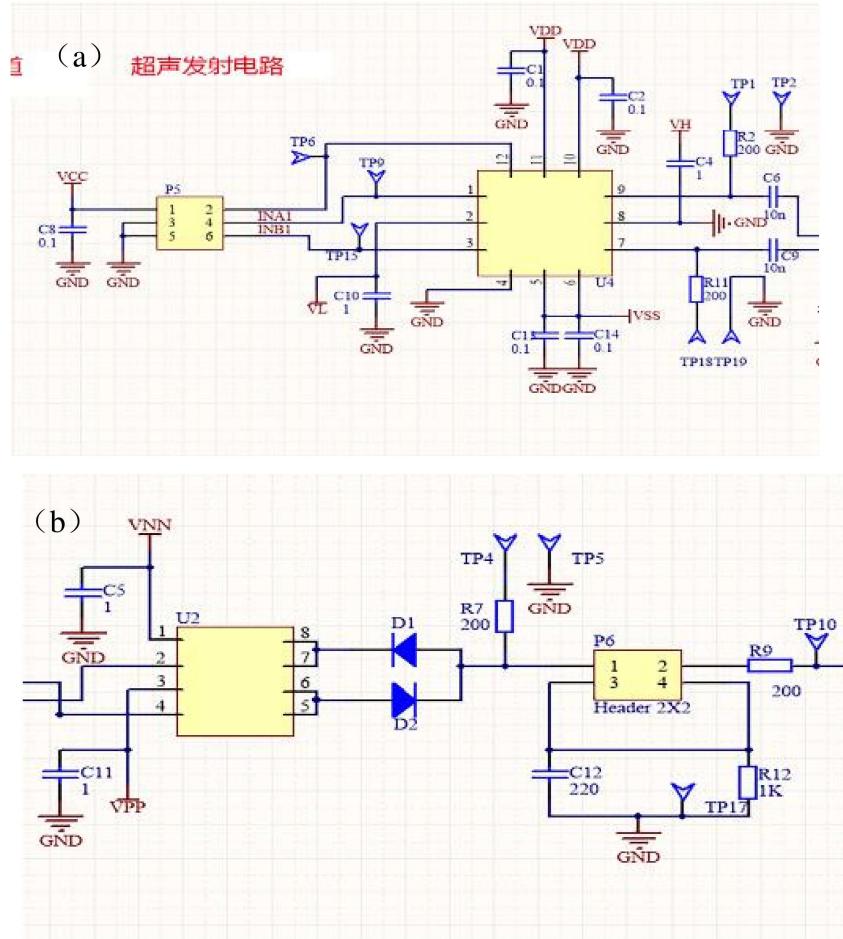


图 3-3 (a) MOSFET 驱动电路 (b) MOSFET 电路

### 3.3 超声接收电路设计与实现

超声接收电路的作用是对超声回波进行接收、过滤和采集，超声回波的信号特性决定了超声接收电路的结构。超声波在传播过程中会发生衰减、谐波成分增多等现象<sup>[37]</sup>，超声接收电路就需要对超声回波进行放大滤波。超声回波是模拟信号，FPGA（现场可编程门阵列）对输入信号的要求必须是数字信号，超声接收电路就需要对回波信号进行采集、量化和编码来满足 FPGA 对信号的要求。

超声波在介质中传播需要克服多重阻力，超声波能量的衰减和传播距离成正比，超声波的幅度和传播距离成反比<sup>[38]</sup>。各层组织器官表面反射系数较小，超声回波衰减非常严重，超声接收电路需要对回波信号进行放大，否则由于信号幅度过小，模数转

换芯片将无法采集到回波信号。本文中通过多级放大电路，将峰-峰值为 20mV 的回波小信号放大 100 倍，得到如图 3-4 所示的超声信号。多级放大电路结构示意图如图 3-5 所示。

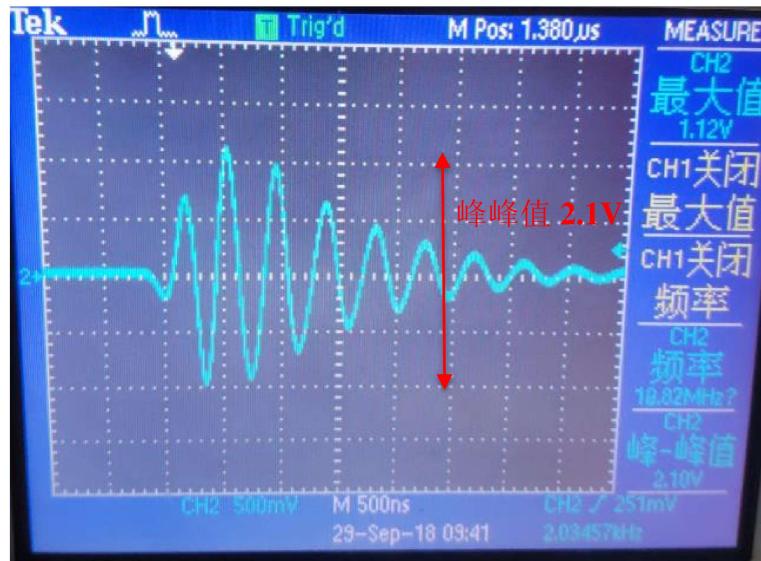


图 3-4 经过多级放大的超声回波信号

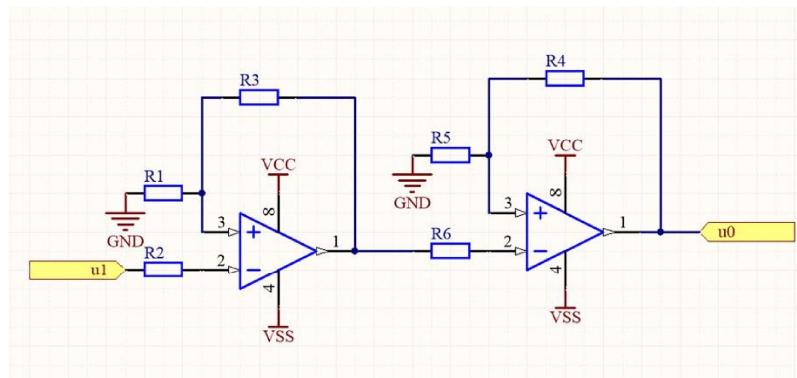


图 3-5 多级放大电路结构示意图

用于检测膀胱容积的超声信号，会被体内多种组织器官反射，反射波的频率会发生改变。通过傅里叶变换可以发现，杂波成分以高频为主，所以本文采用低通滤波器滤除高频信号。电路图如图 3-6 所示。

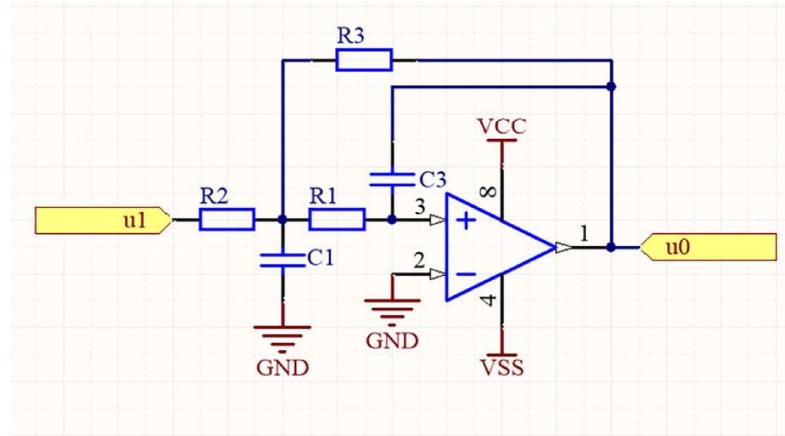


图 3-6 低通滤波电路

超声信号必须经过 A/D 转换才能变为数字信号, A/D 转换必须使用模数转换芯片。本文使用的超声探头中心频率是 3MHz, 采样率必须至少大于中心频率的 2 倍, 通常选用 5 倍的中心频率作为采样频率, 这样可以保证数字信号更接近于模拟信号。本文的超声回波信号峰峰值最大为 2V, 噪声信号峰峰值为 20mV, 8 位的采样精度完全可以区分有用信号与噪声信号, 所以本文采用的模数转换芯片是 AD9280。电路结构图如图 3-7 所示。

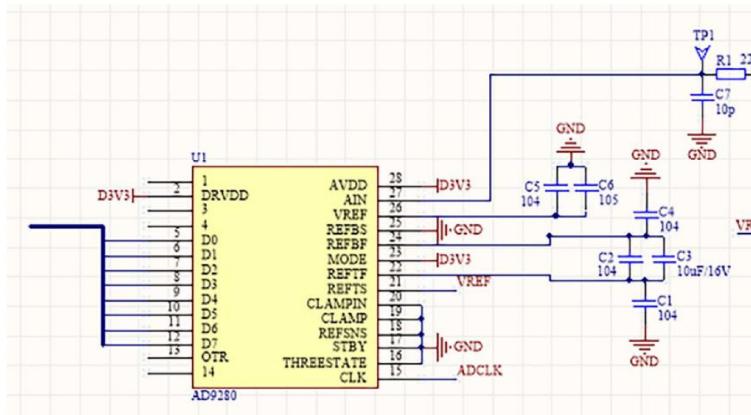


图 3-7 模数转换电路

超声检测系统的发射电路与接收电路共用超声探头，是实现系统小型化、降低系统功耗最常用的办法。然而，共用超声探头导致发射电路的高压脉冲可以直接流入接收电路，接收电路的电压可承受范围只有几伏，瞬间高压击穿接收电路芯片不可避免。目前，此问题的解决方法是在发射电路和接收电路之间连接隔离电路。隔离电路可以

保证回波小信号流入接收电路，同时阻止高压信号进入接收电路，实现了发射电路与接收电路的功能互不干扰。本文采用的隔离电路示意图如图 3-8 所示，隔离芯片 A 端连接接收电路，B 端连接发射电路和超声探头，隔离芯片就相当于一个常闭开关，B 端出现高压脉冲时开关断开保护接收电路。图中的二极管起到稳压和泄流的作用。隔离电路的测试结果如图 3-9 所示，图 3-9 (a) 表示的是 0.2V 的回波小信号可以完整的通过隔离电路，图 3-9 (b) 表示的是大于 0.2V 的信号部分开始出现失真，此处的 0.2V 指的是二极管的导通电压。

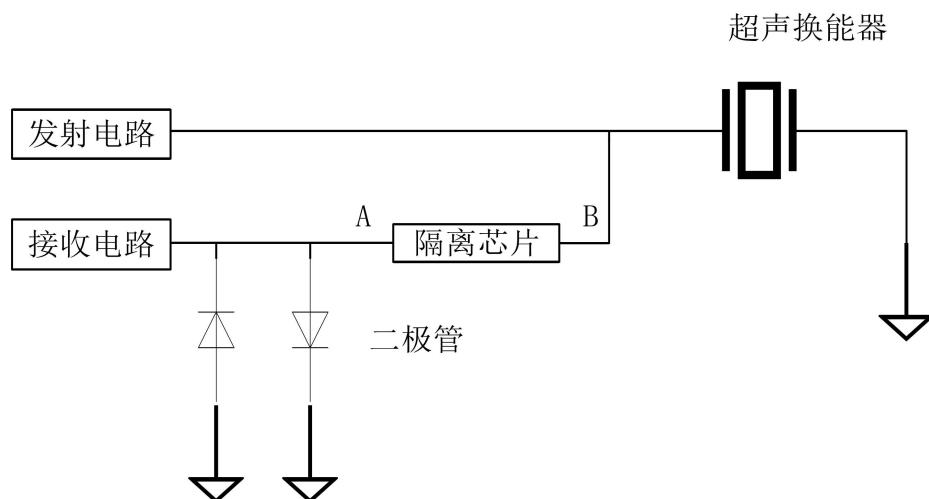


图 3-8 隔离电路

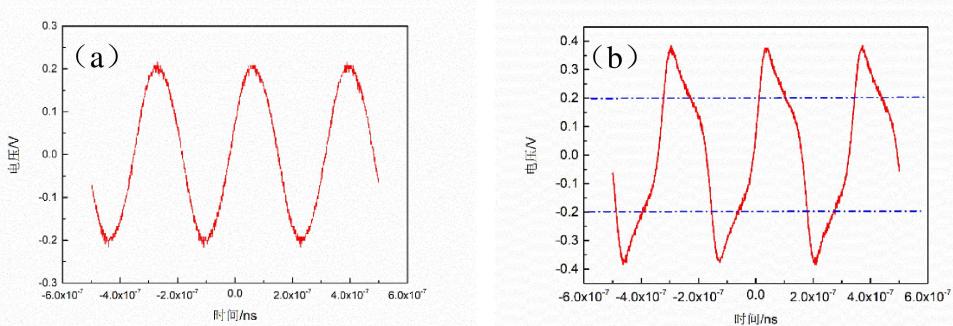


图 3-9 隔离电路测试结果

### 3.4 供电电源设计与实现

超声检测系统的设计目标是小型化、低功耗，降低功耗的主要途径是降低系统供电电压。由于本文中 FPGA 开发平台使用自己的供电电源，本文降低功耗的主要措施就是选取较小的硬件电路供电电压。硬件电路的供电电源选择外接电源适配器，主要对超声发射电路和超声接收电路进行供电。由于驱动超声探头需要一定的高压，结合国内适配器电压标准，本文采用的是 12V 电源适配器。硬件电路内部不同的芯片需要不同的工作电压，本文采用 DC/DC 电压转换芯片，提供各种不同的直流电压。

采用外接电源供电，避免不了杂波信号的干扰，所以在电源两端并联旁路电容，将电流中的噪声信号去除掉；为了避免电流过大而烧毁器件，所以在电路中加入一个具有过载保护作用的保险丝。电源部分的系统框图，如图 3-10 所示。

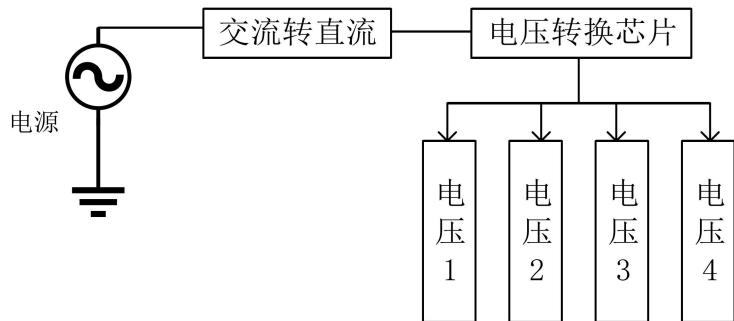


图 3-10 电源部分的系统框图

### 3.5 本章小结

本章首先根据超声回波信号的特性设计硬件电路，超声回波信号的特性是幅值小且频率成分复杂，针对此种特性，超声接收电路对回波信号进行放大和滤波；其次具体介绍了超声发射电路的设计思路、设计原因和电路原理，MOSFET 凭借开关速度快的特性作为开关电路，有助于实现超声检测系统的小型化；然后介绍了超声接收电路的设计思路，并分别介绍了前置放大电路、低通滤波电路、AD 采集模块和收发隔离电路的工作原理和测试结果；最后介绍了硬件电路的电源设计，选择尽量小的电源电压有助于实现系统的低功耗目标。

## 4 FPGA 程序设计与实现

### 4.1 引言

近些年集成电路技术和计算机技术快速发展，芯片的功能越来越强大，促进了医疗产品的智能化发展。自从 FPGA 开发平台被发明以来，发展极为迅速，存储空间越来越大，体积越来越小，速度越来越快，近几年采用新工艺提升性能降低成本，完全满足医疗产品的需要。本文采用 FPGA 开发平台进行信号处理，充分发挥 FPGA 体积小、功耗低以及性能稳定的优势，实现超声检测系统小型化、低功耗和准确率高的研究目标。

FPGA 开发平台内部基本结构是现场可编程门阵列(Field—Programmable Gate Array)，用户使用硬件描述语言(Verilog)对其进行设计，不必手工绘制电路图。用户使用开发平台配套的自动化工具(Vivado 开发套件)进行程序综合和布局布线，使用专用的验证软件进行验证，然后就可以使用生成的二进制文件进行 FPGA 的配置。用户可以根据自己的实际需求，合理利用 FPGA 内部的逻辑资源，实现自己想要的电路结构。

本文采用 FPGA 实现的功能包括控制信号的产生、超声回波信号的存储、膀胱容积的计算和控制容积结果的显示。控制信号是 FPGA 通过时序电路产生的若干个短时间的方波信号。FPGA 将超声回波信号存储在 RAM(随机存储器)中，有助于同时运行多种处理算法。FPGA 使用自身集成的 DSP(数字信号处理)模块进行容积计算，有助于加快运算速度和降低时序分析的难度。本章将会对 FPGA 的程序设计过程进行详细的介绍。

## 4.2FPGA 程序总体设计

FPGA 开发平台主要负责两个任务：一是通过时序电路产生若干个短时间的方波信号作为控制信号，其控制超声发射电路驱动超声换能器。二是将超声接收电路提供的超声回波数字信号存储在 RAM 中，使用本文提出的容积算法计算膀胱容积，同时将超声回波信号通过串口通信协议发送到 PC 端进行验证。

FPGA 程序如图 4-1 所示。按照设计方案，我们通过电子开关决定是否产生控制信号，按键消抖模块负责消除电子开关的抖动对程序的影响；在产生控制信号的同时，数据采集模块开始接收数字回波信号，通过 FIFO 读写控制模块将数据写入 RAM；串口发送模块将 RAM 中的数据发送到 PC 端，同时容积计算模块计算膀胱容积，通过结果显示模块显示结果。

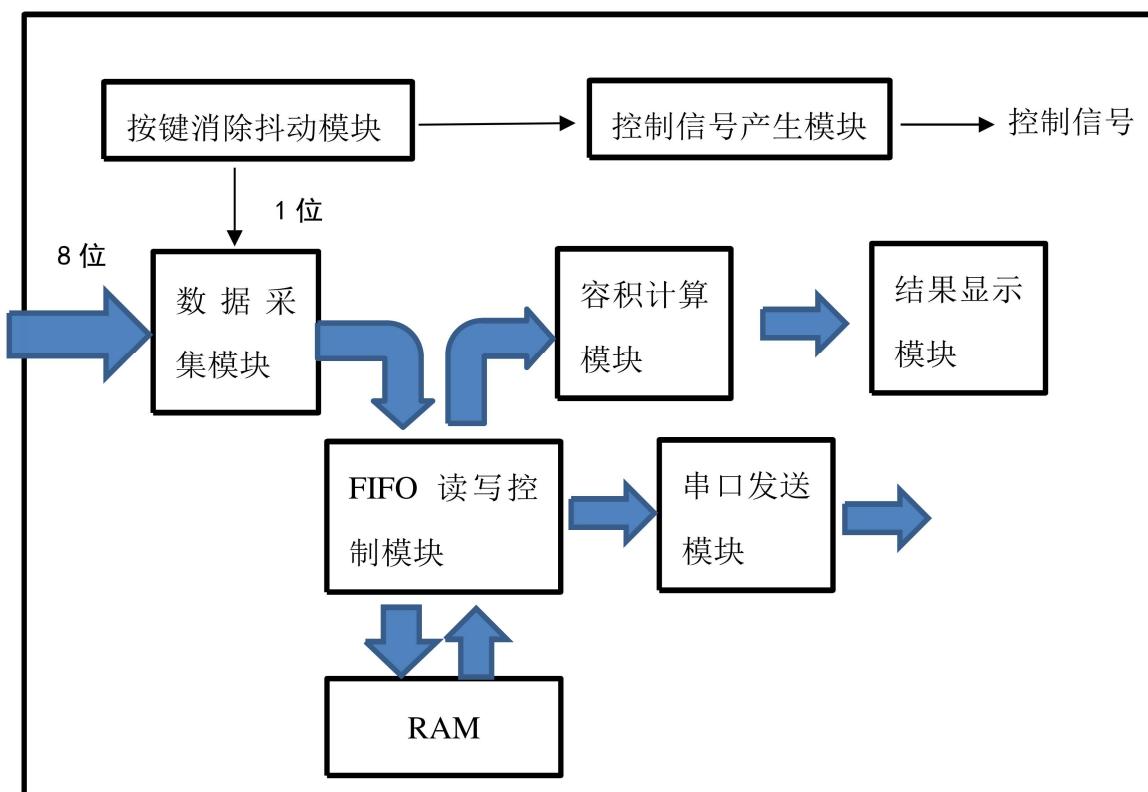


图 4-1 FPGA 程序框图

## 4.3FPGA 程序实现

### 4.3.1 按键消抖模块

电子开关是重要的人机转换接口，在实际应用中为了防止误触，电子开关需要按压到一定程度才会触发。在闭合的瞬间或者断开的瞬间，由于机械结构的原因会产生抖动，可能导致频繁的闭合与断开，为了保证系统可以正确识别按键是否按下，必须采用合理的方法消除这些抖动。

目前消除抖动的方法有两种：在按键数量较少的情况下可以用硬件方法消除抖动，RS 触发器的结构是两个“与非”门，当按键按下时输出低电平，当按键未按下时输出高电平，只要按键没有弹回原状态，输出电平就不会变。如果按键数量较多，经常采用软件消抖的方法，先检查一次按键的状态，在时间间隔 10ms 到 20ms 之后，再检查一次按键状态，比较两次按键状态，判断按键是否按下。通常情况下，一般使用软件消抖法，硬件消抖法需要电路的支持，软件消抖方法需要编写程序就可以了，并且比较准确。

本文采用软件消抖法，仿真测试结果如图 4-2 所示，红色圆圈内的一次高电平表示按键闭合了一次，没有出现多次的闭合与断开，说明抖动被消除。

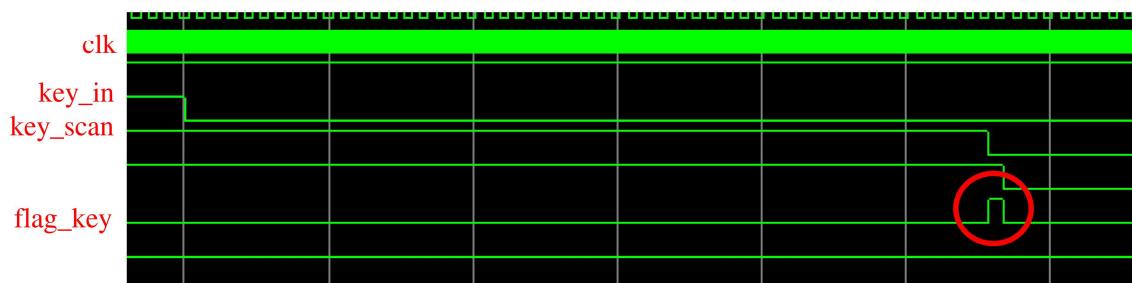


图 4-2 按键消抖模块仿真测试结果

### 4.3.2 控制信号产生模块

有关控制信号周期的大小已经在第三章中提到过，我们应该选择尽量大的周期，这样可以保证相邻的两个超声信号不会相互影响。FPGA 开发平台内部携带晶振时钟

提供全局时钟信号，可以通过时序电路或者锁相环 IP 核产生任意周期的区域时钟信号。本文中超声换能器的中心频率是 3M，由 FPGA 产生周期为 T 的区域时钟信号，在每一个区域时钟信号的上升沿处产生一个控制信号，控制信号的脉冲宽度一般是超声探头中心频率倒数的一半左右<sup>[39]</sup>，即

$$\tau_0 \approx \frac{1}{2f_0} \quad (4-1)$$

其中， $\tau_0$  是窄脉冲宽度信号宽度， $f_0$  是超声探头中心频率。

控制信号的时序仿真结果如图 4-3 所示，示波器测试结果如图 4-4 所示。由图 4-4 可知实际的控制信号存在上升时间和下降时间，控制信号的宽度表示储能电容放电的时间，如果脉冲宽度过小，直接导致储能电容无法完全放电，从而影响激励超声探头的效果，所以控制信号周期的选取应该比理论值大一些。

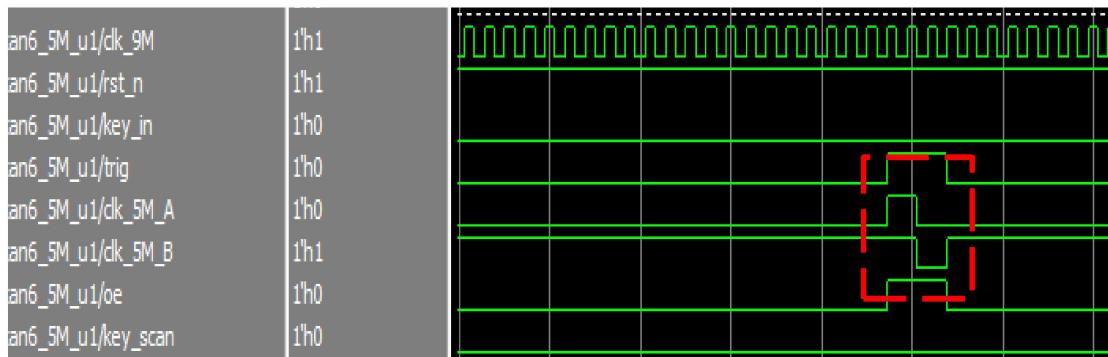


图 4-3 控制信号仿真图像

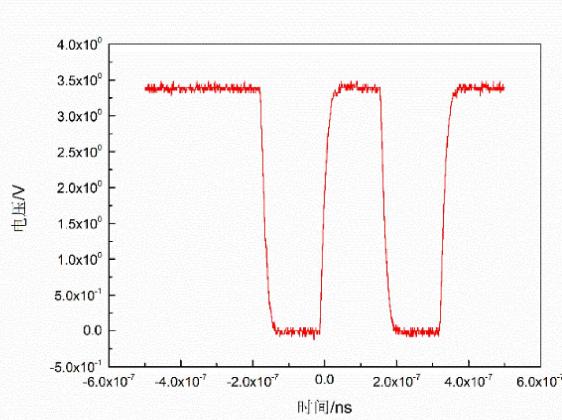


图 4-4 控制信号示波器测试结果

### 4.3.3 FIFO 读写控制模块

FIFO 是一个先进先出的存储器<sup>[40]</sup>，随着集成电路技术的发展，FIFO 芯片的体积越来越小，容量却越来越大，速度越来越快，可以满足各种 PC 端和移动终端的需要。本文采用的是虚拟 FIFO 存储器，也即利用 FPGA 开发平台现有的触发器、寄存器和查找表等现有资源组成一个 FIFO 存储器。

FIFO 的程序流程如图 4-5 所示，程序主要分为 3 个部分：

#### (1) 指针以及空满信号的产生

指针指向一个初始位置，每进行一次读写操作，读写指针加一，指向下一个位置。当读写指针指向同一个位置的时候，无法判断是读空还是写满，所以在指针前面加一个状态位，表示指针循环了几次。当读写指针的地址位相同，状态位也相同，说明读指针循环的次数和写指针相同，说明状态是读空；当读写指针的地址位相同，状态位相反，说明读指针循环的次数少于写指针，说明状态是写满。

#### (二) 二进制指针和格雷码指针的相互转换

根据格雷码编码规则，每 8 位循环一次，和二进制相同，区别在于：进位的时候只有一个数据位发生变化。读写指针处于不同的时钟域，为了直接进行比较，可以采用格雷码的方式，相邻的格雷码只有一个数据位发生变化，可以避免多位数据信号的跨时钟域同步问题。

#### (三) 数据的存储和使能信号的控制

FIFO 不需要寻找具体的存储地址，而是对数据连续地进行缓存，FIFO 内部有专用的地址计数器，每写入一个数据，写地址增加一位；每读出一个数据，读地址增加一位。读时钟频率等于写时钟频率的 FIFO 称为同步 FIFO，读时钟频率和写时钟频率不相等的 FIFO 称为异步 FIFO。异步 FIFO 经常用于大容量数据传输，跨越不同的时钟域，可以防止数据丢失，同时也增加了数据的传输速率。异步 FIFO 为了避免重复写入和读空，设置了专有的写满和读空标志位，在写时钟域中，读指针和写指针相等，

说明 FIFO 数据缓存满，停止写入；在读时钟域中，读指针和写指针相等，说明 FIFO 数据读空，停止读出。

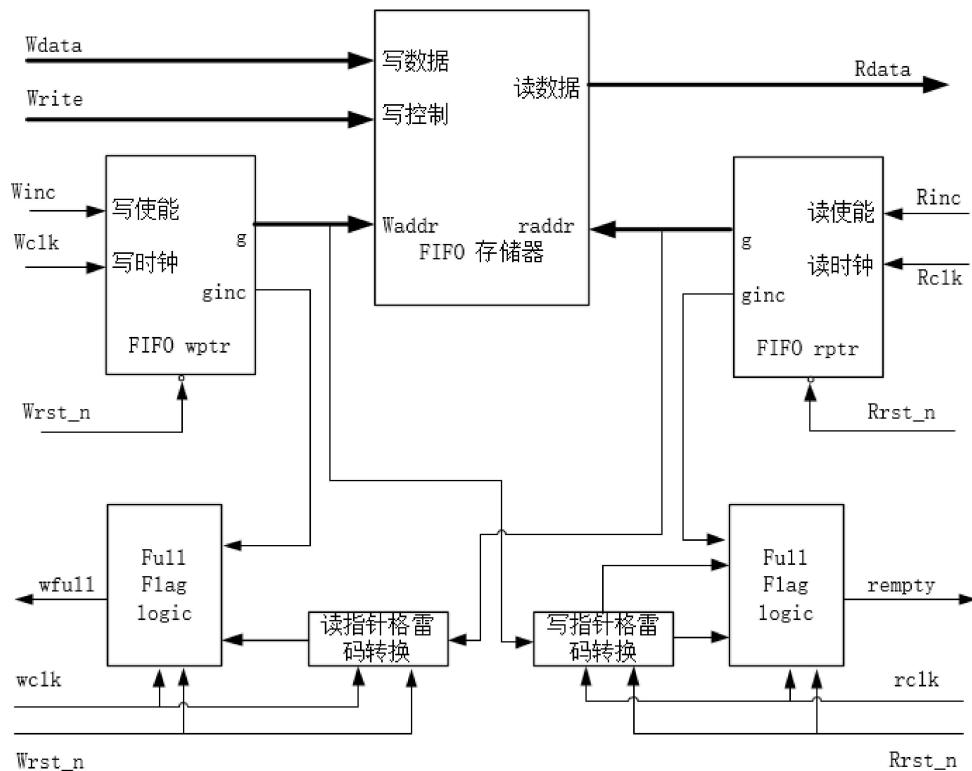


图 4-5 FIFO 程序流程框图

本文中采用的 FIFO 位宽 8 位，深度 1024，在 FPGA 开发平台产生控制信号的同时，模数转换电路开始采集数据，同时 FIFO 开始存储数据，当 FIFO 数据存满的时候开始读数据。图 4-6 展示的是 FIFO 的写时序图，当使能信号为高电平时，将 1024 个数据写入 FIFO，图中黄色箭头所示为写入数据的顺序，黄色方框内为写入的数据，当写满信号为高电平时，说明数据写满，停止写入。FIFO 被写满之后开始读数据，图 4-7 所示为 FIFO 的读时序图，图中黄色方框内为读出的数据，按照先进先出的顺序读出，可以看出读出数据的顺序和写入数据的顺序完全相同，当读空信号为高电平时，说明数据全部读出。

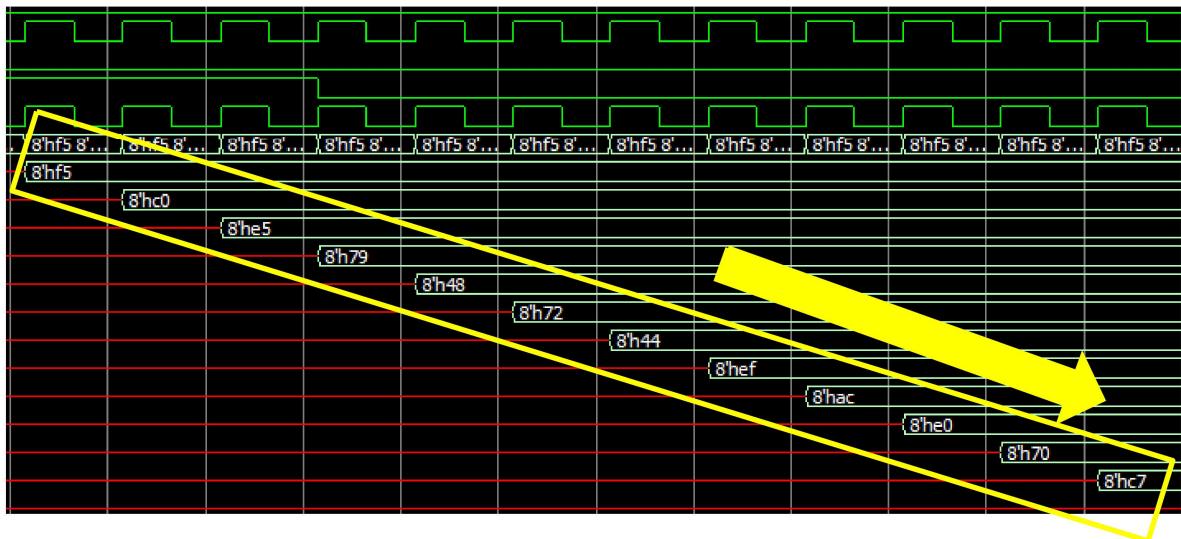


图 4-6 FIFO 写时序图

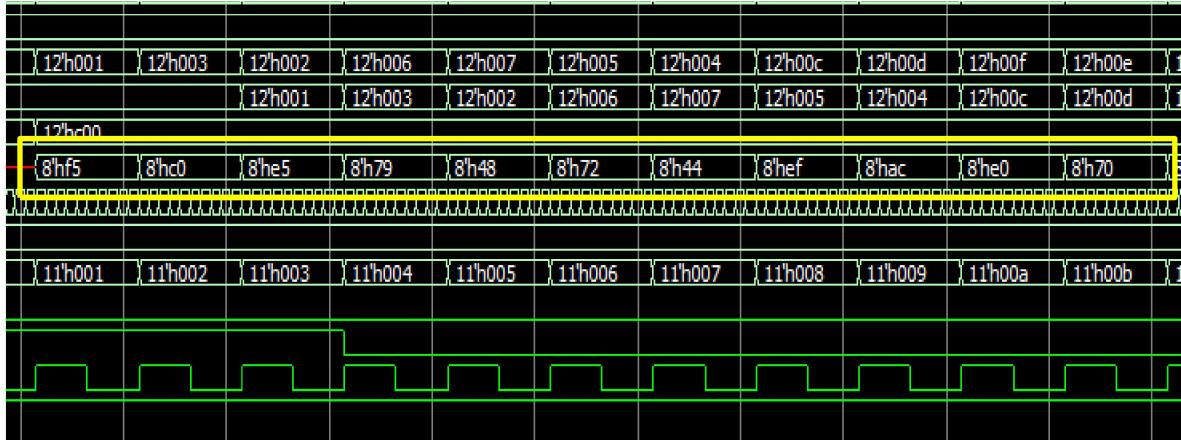


图 4-7 FIFO 读时序图

#### 4.3.4 串口发送模块

串口是一种通用串行数据总线，由两条数据线组成，一条接收数据线，一条发送数据线，可以实现全双工传输，常用于异步通信<sup>[41]</sup>。在 FPGA 开发中，串口通信将并行数据转为串行数据，一位一位地传输数据。这种通信方式，通信协议简单，成本较低，可应用于多种场合。

串口通信协议：将接收到的并行数据转换成串行数据来传送，一帧数据格式如图 4-8 所示，一个数据帧从最低位起始位开始传输，然后分别是 8 位数据位，一个可用的奇偶校验位和一个或者几个停止位。接收器可以辨别起始位和停止位，知道何时开

始和结束数据传输，接收完八位数据位之后，通过奇偶校验位进行验证数据是否接收成功。接收器在检测到起始位之后，接收器时钟频率马上和发送器进行匹配，在检测到停止位之后，接收器恢复自己原始的状态。



图 4-8 串口通信协议

本文中 FPGA 开发平台上的串口发送器将 FIFO 中的数据发送到 PC 端，PC 端将接收到的数据还原成回波信号进行验证。串口发送模块测试结果如图 4-9 所示，将 RAM 中的数据发送到 PC 端，实现了预期的结果。

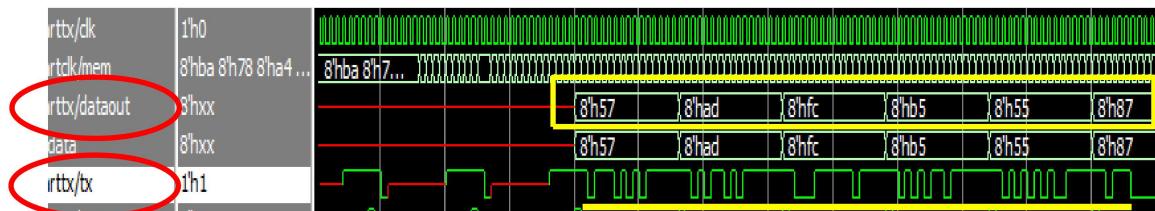


图 4-9 串口通信仿真结果

#### 4.4 本章小结

本章首先介绍了采用 FPGA 开发平台的原因——体积小、速度和存储空间大；然后介绍了 FPGA 程序的总体设计，主要实现两个部分的功能：产生控制程序和计算膀胱容积；最后分别介绍了 FIFO 各个模块的设计原理和测试结果。

## 5 系统测试及验证

### 5.1 引言

针对泌尿系统疾病的现状和存在的问题，本文设计了一种新型的用于测量膀胱容积的超声检测系统。前三章对超声检测系统的设计原理和设计方案进行了详细的介绍，给出了各个电路模块的电路结构图和测试结果。为了验证超声检测系统的硬件设计和FPGA程序的可行性，本章将设计实验进行测试，并进行相关的理论计算和结果分析。

### 5.2 实验装置整体设计

本文设计的实验装置主要包括3个部分：FPGA开发平台、超声发射和接收电路以及超声探头，如图5-1所示。FPGA开发平台核心板的型号是AC7100，基于XILINX公司的ARTIX-7系列100T的XC7A100T-2FFGG484I，这块核心版的优点是速度快、存储容量大以及带宽高，适用于图像处理、高速数据通信和高速数据处理。超声发射电路主要包括MOS场效应管和驱动电路两个部分；超声接收电路主要包括AD转换芯片和以运算放大器为核心的放大滤波电路；电源部分主要包括电压转换芯片和相应的电压转换电路；超声换能器的中心频率是3MHz。



图 5-1 实验装置图

## 5.3 整机系统测试

### 5.3.1 实验过程

本文模拟膀胱的真实测量环境，使用充满水的气球代替膀胱，如图 5-2 所示。由于正常成年人的膀胱容积小于 800ml，根据几何关系，本文中将超声换能器之间的夹角设为  $\alpha = \beta = 10^\circ$ （图 2-10），如果角度设置过大导致本文提出的算法无法测量较小的气球容积。将超声探头放置于气球上方 2cm 处，正对气球中心位置，采用本文提出的测量方案进行实验。本文将以体积为 120ml 的气球为例对实验过程进行介绍。

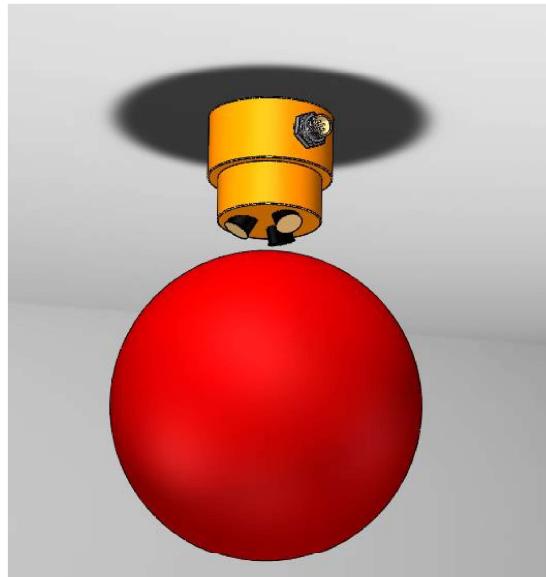


图 5-2 装置示意图

首先按下 FPGA 开发平台的电子开关，FPGA 通过时序电路产生控制信号，控制信号进入超声发射电路，超声发射电路产生高压脉冲激励超声探头发出超声波，超声接收电路接收被上下两层膀胱壁反射的回波信号。我们使用示波器显示回波信号，如图 5-3 所示。

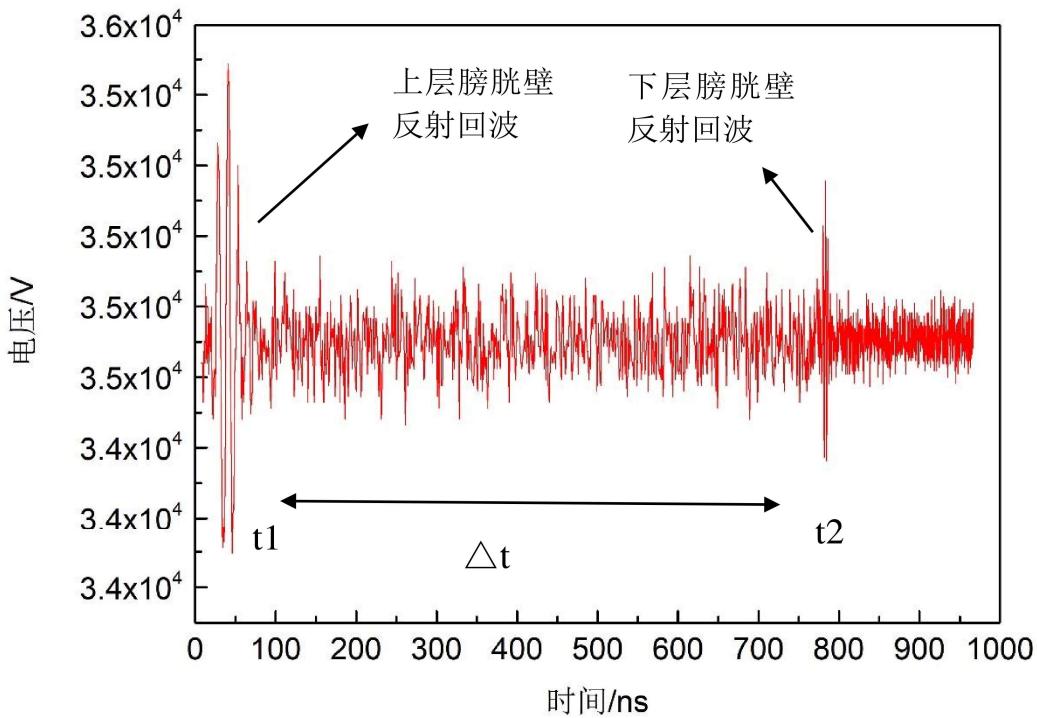


图 5-3 超声回波信号结果图

超声接收电路接收超声回波信号，对回波信号进行放大滤波之后进行模数转换，FPGA 将数字信号存储在 RAM 中。然后，FPGA 使用希尔伯特算法取得回波信号的包络如图 5-4 所示。在包络信号中找到超声信号的两个峰值点，假设两个峰值点的时间分别为  $t_1$  和  $t_2$ ，根据公式 (2-2) 和 (2-3) 可得超声波在膀胱中的传播距离  $h$ 。由三个方向的超声回波分别可以得到三个方向上超声波的传播距离  $h_1$ 、 $h_2$ 、 $h_3$ ，使用公式 (2-4) 至 (2-10) 可得膀胱容积  $V$ 。FPGA 将会在数码管上显示具体的容积数值，此次实验测得膀胱容积为 135ml。从按下 FPGA 开发平台的电子开关到显示容积总共需要 5s 的时间。

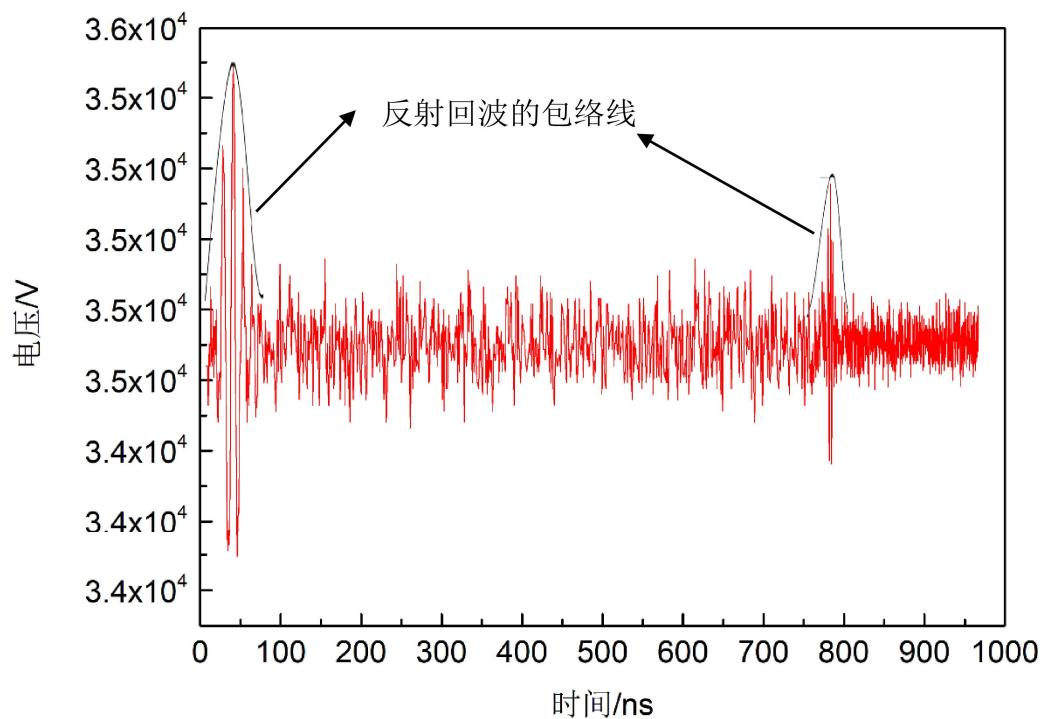


图 5-4 超声回波信号包络图

本文使用超声检测系统分别对体积为 120ml、160ml、200ml、240ml、280ml、320ml、360ml、400ml、440ml、480ml 的气球进行容积测量，得到了多组测试结果，如表 5-1 所示。根据表 5-1 中的数据得到的曲线图如图 5-5 所示，图中黑色线代表容积理论值，红色线代表实验测量值，可以看出理论值与实验测量值基本相等。

表 5-1 不同容积下的测量值与真实值数据

实验次数	真实值/ml	测量值/ml
1	120	135
2	160	178
3	200	228
4	240	270
5	280	315
6	320	309
7	360	390
8	400	435
9	440	490
10	480	530

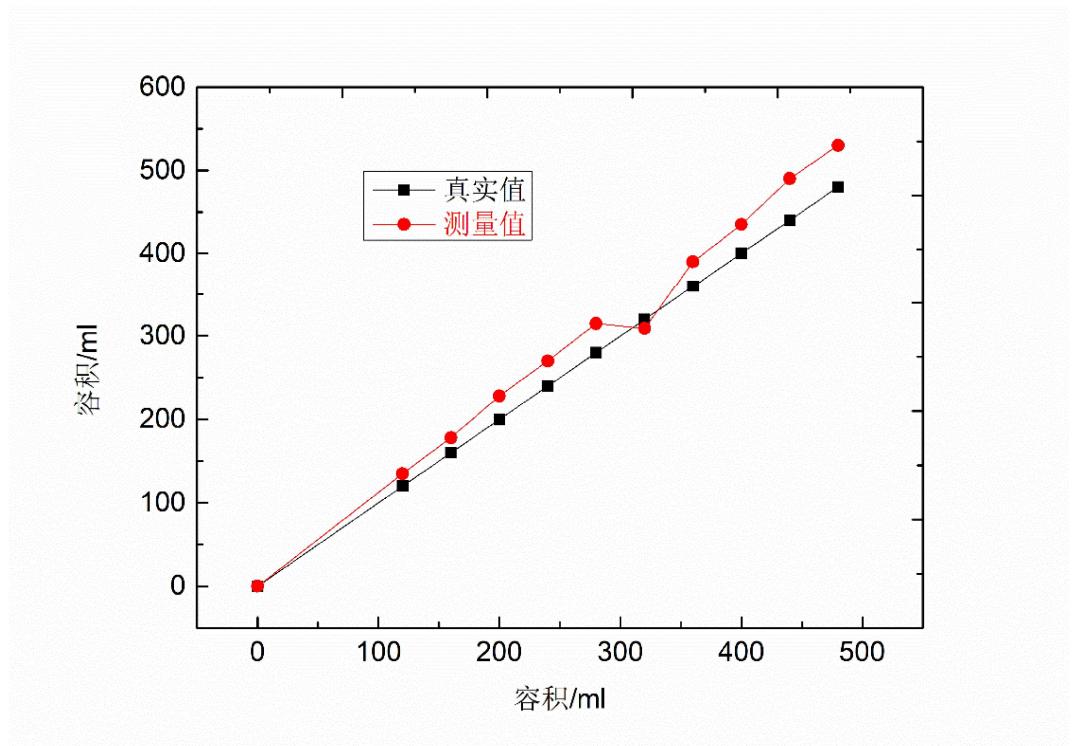


图 5-5 不同容积下的理论值与测量值

### 5.3.2 误差分析

对实验测得数据进行误差分析， $\varepsilon_a$ 表示绝对误差，用公式表示就是

$$\varepsilon_a = x - a \quad (5-1)$$

其中， $x$ 表示每次实验的测量值， $a$ 表示被测量的真实值。

$\varepsilon_r$ 表示相对误差，相对误差是绝对误差和真实值的百分比率：

$$\varepsilon_r = \varepsilon_a / a \times 100\% \quad (5-2)$$

对实验数据进行整理，得到每次实验的相对误差绘制成曲线，如图 5-6 所示。从图中可以看出，相对误差基本稳定在 10% 左右。

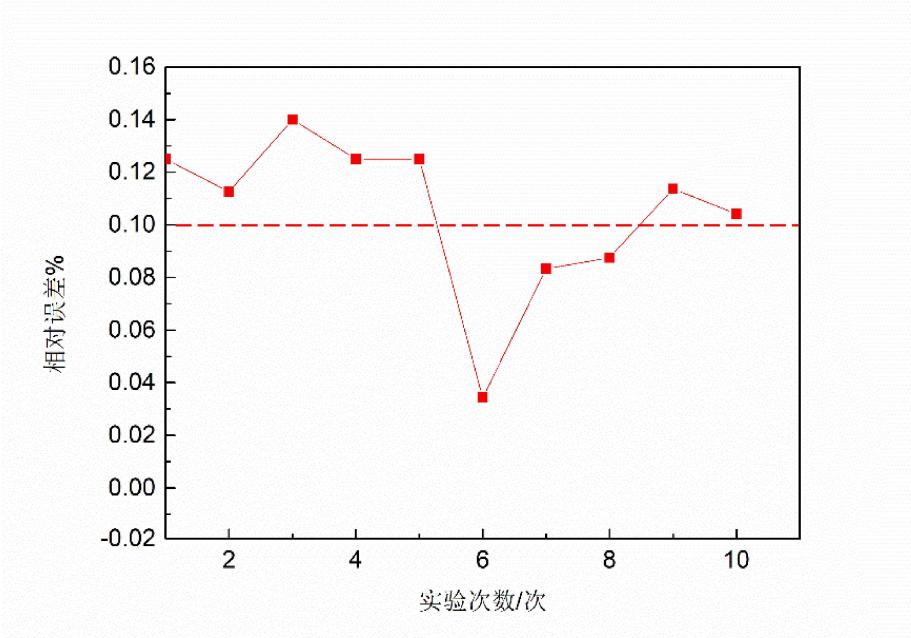


图 5-6 相对误差率

### 5.3.3 实验结论

由图 5-5 可以看出，测量值基本等于真实值，但是测量值总是大于真实值。由图 5-6 可知，相对误差率基本稳定在 10% 左右。随着气球容积的增加，容积测量的绝对误差增加，相对误差率保持稳定，说明本系统适合测量的容积范围小于 800ml。如果气球体积过大，虽然相对误差率稳定，但是测量值的绝对误差较大。

## 5.4 本章小结

本章对整个系统的测试结果进行了介绍。首先给出实验装置图，使用充满水的气球代替膀胱进行实验；其次具体叙述了系统的测试方法，分别对多个不同容积的气球进行测量，由实验结果可知超声检测系统可以准确地测量膀胱容积，相对误差率稳定在 10%，实现了系统准确性的目标；最后，对整个实验进行总结，本文设计的超声检测系统适宜的容积测量范围小于 800ml。

## 6 总结与展望

### 6.1 全文总结

本文的主要工作有：

(一) 设计了基于 FPGA 开发平台的测量膀胱容积的超声检测系统。现有的植入式膀胱测量设备生物相容性差，灵敏度低；生物阻抗测量法，皮肤的电接触不可靠以及导致阻抗变化的因素较多；磁共振成像检查膀胱，检查费用昂贵，检查持续时间长。相比之下，超声检测的优点包括无辐射、无痛苦、分辨率高、穿透力强和经济实用。针对现有技术存在的问题，本文提出了新型的超声膀胱容积检测系统。此系统不需要进行成像，明显缩小仪器的体积，降低了成本；采用三点定位法计算膀胱容积，简化了算法的复杂度；采用希尔伯特解调算法提取超声信号的包络线，降低了信号处理的难度，加快了信号处理的速度；本文根据新型的膀胱容积算法设计出配套的超声探头，实现了一个超声探头可以向多个方向发射超声波的目标。

(二) 设计制作了驱动超声探头的超声发射电路。超声发射电路的设计方法众多，适用于不同的场合。驱动超声探头一般需要十几伏到一百伏的脉冲电压，直接导致超声发射电路体型巨大。本文的设计思路就是采用 MOSFET 作为开关电路，MOSFET 电路可以在低电流和小电压的条件下工作，有助于减小电路规模和降低功耗。实验结果证明，本文的设计方案达到了最初的设计目标，产生了中心频率为 3M 的高压脉冲驱动超声探头。

(三) 设计制作了超声回波接收电路。超声波由于遇到声阻抗系数不同的边界发生反射、散射和透射，同时超声波会被腔体中的液体吸收，所以接收到的超声回波信号较小，需要将信号放大几十至一百倍。本文采用的是多级放大电路，将信号放大 100 倍，然后将信号中的高频成分去除掉，最后通过模数转换芯片将模拟信号量化采集为数字信号。

(四) 优化了提取超声回波有用信息的信号处理算法。FPGA 开发平台采用的是 Xilinx 公司的 ARTIX-7 系列开发板，此型号开发板的优点包括内部资源丰富、存储空间大和计算速度快。FPGA 开发平台负责具体的回波信号处理，使用硬件描述语言实现三点定位算法和希尔伯特算法，由验证结果可知，超声检测系统采用此两种算法测量膀胱容积的相对误差率稳定在 10%。

## 6.2 工作展望

本文所设计的基于 FPGA 开发平台的超声膀胱容积检测仪器，实验证明了此系统的可行性。然而，本文设计的超声检测系统还有很多问题需要解决。

(一) 超声换能器之间的角度对结果存在影响。在测试实验中，对于超声探头中的三个超声换能器之间的夹角，本文选择的是  $10^\circ$ 。超声换能器之间的夹角对实验结果是有影响的，夹角过小可能导致三条超声波束平行，超声的发射和接收出现混乱；如果夹角过大，将至少有一个超声换能器发出的超声波不会穿过膀胱，直接导致膀胱容积可以被测量的范围变小，当膀胱容积较小的时候，本文设计的系统无法对其进行测量。在接下来的工作中，我们将对夹角的范围进行测试，找到一个最优的角度，在此角度下，膀胱容积可以被测量的范围最大。

(二) 本文设计的膀胱容积检测系统没有考虑脂肪组织对测量的影响。膀胱位于腹部下方，与皮肤表层之间有脂肪相隔。实际情况中，脂肪会对超声波有较大的衰减作用，本文设计的实验没有考虑脂肪层对测量的影响。在接下来的工作中，我们将在超声探头与气球之间添加一层材料，此材料可以模拟脂肪层对超声的影响，改进实验过程。

(三) 本文提出的膀胱容积算法的测量范围只适用于膀胱容积较小的情况。本文设计实验的理论依据是成年人的膀胱容量大于 800ml 时就会产生痛感，所以设置了 100ml 到 500ml 的容积测量实验，实验结果表明膀胱容积越大测量值得绝对误差就越大。膀胱的容积受到个体差异的影响，不同的人可能有不同的情况。当患者膀胱体积过大的时候，比如超过 1000ml，那么本文提出的膀胱容积算法将引入较大的绝对测量

# 华中科技大学硕士学位论文

---

误差。所以，在接下来的工作中，我们将对容积算法继续进行改进，加大膀胱容积算法的测量范围，使算法能够满足更多患者的需要。

## 致 谢

两年多的研究生生活即将结束，这段时间将会对我的人生产生巨大影响。我学会了如何自主学习、如何合理安排自己的时间和如何掌控自己的生活，学校是一个小社会，在这里让我学会了如何进行人与人之间的交往，如何扩大自己的交际范围。在此，仅向那些在学习和生活中给予我帮助的老师和同学表示感谢。

本论文是在华中科技大学光电学院教授朱本鹏老师的指导下完成的，朱本鹏老师严谨的科研态度、认真的工作作风和灵活的思维方式使我收获颇多。我也要感谢欧阳君老师、王鲜然师兄和程博士对我在电路设计方面的指导与帮助，还要感谢罗飞师兄帮助我掌握了FPGA的基础开发，同时还要感谢许鹏博师弟对我调试模拟电路提供了很大的帮助。完成毕业设计的过程，让我对科学研究有了清晰的认识和深刻的理解，明白了如何查阅别人已经完成的工作、如何提出新的想法和如何进行科学验证，具备了基本的科研能力。

此外，我还要感谢让我学习了两年半时间的华中科技大学；感谢实验室的杨晓非老师、陈实老师和张悦老师在学习和生活上对我的帮助；感谢任应康、胡浪、黄国明、吴珣、杨琰、张博文、熊梓翔、张桃、邹志秋、沈茂康、梁进龙的陪伴与鼓励；感谢师弟师妹们的支持，你们让我的研究生生活丰富多彩。

最后，需要特别感谢的是我的父母，他们是我求学路上坚强的后盾，不论何时，始终支持我，他们对我无私的爱就是我不断前进的动力。

## 参考文献

- [1] Minassian V A , Drutz H P , Al-Badr A . Urinary incontinence as a worldwide problem.[J]. International Journal of Gynecology & Obstetrics, 2003, 82(3):327-338.
- [2] 陈咪娜, 陈雪萍, 丁炜等. 医养结合型机构老年人尿失禁患病状况及影响因素调查 [J]. 护理研究. 2018, 32(23); 3791-3795.
- [3] Schusler M , Kubina B , Mandel C , et al. Readout scheme for resistive chipless wireless sensors[C]// Sensors, 2013 IEEE. IEEE, 2013.
- [4] Warren J W. Catheter-associated urinary tract infections[J]. Infectious Disease Clinics of North America, 1987, 17(4):299-303.
- [5] Kim A , Powell C R , Ziaie B . An Implantable Pressure Sensing System With Electro-mechanical Interrogation Scheme[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(7):2209-2217.
- [6] Kim M K , Kim H , Jung Y S , et al. Implantable Bladder Volume Sensor Based on Resistor Ladder Network Composed of Conductive Hydrogel Composite[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2017, 2017:1732-1735.
- [7] Stauffer F, Zhang Q, Tybrandt K, et al. Soft Electronic Strain Sensor with Chipless Wireless Readout: Toward Real-Time Monitoring of Bladder Volume[J]. Advanced Materials Technologies, 2018: 1800031.
- [8] Shih-Ching C , Tsung-Hsun H , Wen-Jia F , et al. Design and Evaluation of Potentiometric Principles for Bladder Volume Monitoring: A Preliminary Study[J]. Sensors, 2015, 15(6):12802-12815.
- [9] Waltz F M , Timm G W , Bradley W E . Bladder Volume Sensing by Resistance Measurement[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1971, bme-18(1):42-46.

## 华中科技大学硕士学位论文

---

- [10] Sumitra R , Mohamad S , Ebrahim G Z , et al. A Polypyrrole-based Strain Sensor Dedicated to Measure Bladder Volume in Patients with Urinary Dysfunction[J]. Sensors, 2008, 8(8):5081-5095.
- [11] Melgaard J , Rijkhoff N . Detecting the onset of urinary bladder contractions using an implantable pressure sensor[J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering A Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2011, 19(6):700.
- [12] Lee D S , Kim S J , Sohn D W , et al. Real-time bladder volume monitoring by the application of a new implantable bladder volume sensor for a small animal model[J]. Kaohsiung Journal of Medical Sciences, 2011, 27(4):132-137.
- [13] Wang J , Hou C , Zheng X , et al. Design and Evaluation of a New Bladder Volume Monitor[J]. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2009, 90(11):0-1947.
- [14] Schuriger A , Sitt J D , Dehaene S . An accumulator model for spontaneous neural activity prior to self-initiated movement.[J]. Proc Natl Acad Sci U S A, 2012, 109(42):16776-16777.
- [15] Majerus S J A , Garverick S L , Suster M A , et al. Wireless, Ultra-Low-Power Implantable Sensor for Chronic Bladder Pressure Monitoring[J]. ACM Journal on Emerging Technologies in Computing Systems, 2012, 8(2):1-13.
- [16] Gazinski E. Die elektrische Leitfähigkeit als Maß für die Konzentriertheit des menschlichen Urins[J]. 2004.
- [17] Schlebusch T , Nienke S , Santos S A , et al. Bladder volume estimation from electrical impedance tomography[C]// Engineering in Medicine & Biology Society. IEEE, 2013.
- [18] Zhong J , Jia S , Pu F , et al. Ultrasound Estimation of Female Bladder Volume Based on Magnetic Resonance Modeling[J]. The Journal of Urology, 2010, 183(1):216-220.

# 华中科技大学硕士学位论文

---

- [19] Ma Z , Jorge R N , Mascarenhas T , et al. A level set based algorithm to reconstruct the urinary bladder from multiple views[J]. Medical Engineering & Physics, 2013, 35(12):1819-1824.
- [20] Ma Z , Jorge R N , Mascarenhas T , et al. Novel Approach to Segment the Inner and Outer Boundaries of the Bladder Wall in T2-Weighted Magnetic Resonance Images[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2011, 39(8):2287-2297.
- [21] Gawthrop J , Oates R . Measured bladder volume for radiotherapy of the prostate using the hand-held BladderScan BVI 3000[J]. Radiographer, 2012, 59(59).
- [22] Mclean G K , Edell S L . Determination of bladder volumes by gray scale ultrasonography[J]. Radiology, 1978, 128(1):181-2.
- [23] Liang C C , Wei T Y , Chang S D , et al. Bladder Volume Determination: Two-Dimensional Versus Three-Dimensional Transvaginal Ultrasound[J]. Taiwanese Journal of Obstetrics & Gynecology, 2009, 48(3):4.
- [24] Szabolcs Bózsa, László Pótó, József Bódis, et al. Assessment of Postoperative Postvoid Residual Bladder Volume Using Three-Dimensional Ultrasound Volumetry[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2011, 37(4):522-529.
- [25] Li K, Guo Q, Guo J. Novel algorithms for reducing bladder volume estimation error caused by scanning positions[J]. International Journal of Computer Mathematics, 2017, 94(6): 1138-1154.
- [26] Oh-Oka H, Nose R. Efficacy and problems of bladder volume measurement using portable three dimensional ultrasound scanning device--in particular, on measuring bladder volume lower than 100ml[J]. Nihon Hinyokika Gakkai zasshi. The Japanese journal of urology, 2005, 96(6): 601-609.
- [27] 田文成. 超声波测距系统的研究与实现[D]. 南京: 南京邮电大学, 2017.
- [28] Jambrak A R, Lelas V, Mason T J, et al. Physical properties of ultrasound treated soy proteins[J]. Journal of Food Engineering, 2009, 93(4): 386-393.

# 华中科技大学硕士学位论文

---

- [29]查佳伟. 超声波检测技术在重介旋流器上的应用[D]. 淮南: 安徽理工大学, 2014.
- [30]Niu H , Yang S , Liu C , et al. Design of an Ultrasound Bladder Volume Measurement and Alarm System[C]// International Conference on Bioinformatics & Biomedical Engineering. IEEE, 2011.
- [31]Minassian V A , Drutz H P , Al-Badr A . Urinary incontinence as a worldwide problem.[J]. International Journal of Gynecology & Obstetrics, 2003, 82(3):327-338.
- [32]Longo, Stefano, et al. "A systematic methodology for the robust quantification of energy efficiency at wastewater treatment plants featuring Data Envelopment Analysis." Water research ,2018,141: 317-328.
- [33]Assef, Amauri Amorin, et al. "Modeling and FPGA-based implementation of an efficient and simple envelope detector using a Hilbert Transform FIR filter for ultrasound imaging applications." Research on Biomedical Engineering ,2018,34(1) : 87-92.
- [34]Sedlaczek, Janina, et al. "Effects of low-frequency ultrasound treatment of titanium surface roughness on osteoblast phenotype and maturation." Clinical oral implants research2017,28(10): e151-e158.
- [35]冯若, 姚锦钟, 关立勋. 超声手册[M]. 南京大学出版社, 1999. 725-726.
- [36]Cho M K , Noh E J , Kim C H . Accuracy and precision of a new portable ultrasound scanner, the Biocon-700, in residual urine volume measurement[J]. International Uro-gynecology Journal, 2016, 28(7):1-5.
- [37]Rossi S , Pessione M , Radicioni V , et al. A low power bioimpedance module for wearable systems[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2015:S0924424715002344.
- [38]Kavrut O N . The use of bladder volume measurement assessed by ultrasound in predicting postoperative urinary retention[J]. Northern Clinics of Istanbul, 2016.
- [39]Daurat, Aurélien, Choquet O , Bringuier S , et al. Diagnosis of Postoperative Urinary Retention Using a Simplified Ultrasound Bladder Measurement[J]. Anesthesia & Analgesia, 2015, 120(5):1033-1038.

## 华 中 科 技 大 学 硕 士 学 位 论 文

---

- [40] Xu K, Fang M, Wang W, et al. Ultrasonic gas flow meter based on FPGA and DSP: U.S. Patent Application 10/088,348[P]. 2018-10-2.
- [41] 张 琳. 基于 FPGA 的便携式 B 超诊断仪设计与实现[D]. 成都: 电子科技大学, 2013.

# 华中科技大学硕士学位论文

---

## 附录 1 攻读学位期间发表论文目录

- [1] 朱本鹏, 申明柯, 杨晓非等. 聚焦光致超声材料及其制备方法和内窥式光致超声探头. 中国, 国家发明专利, 专利公开号: CN107050673A, 2017. 1~2
- [2] 朱本鹏, 申明柯, 杨晓非等. 一种膀胱测容方法及仪器. 申请号: CN201711155019