



电容式微机械超声换能器 工作机理与应用基础

王红亮/著



科学出版社

非外借

电容式微机械超声换能器 工作机理与应用基础

王红亮 著



科学出版社

北京

内 容 简 介

电容式微机械超声换能器(CMUT)具有许多优良特性和广阔的应用前景。本书系统地论述了CMUT及其阵列的设计、建模、分析与测试等相关理论与应用基础。主要内容包括CMUT工作原理与理论基础、CMUT建模与特性分析、CMUT阵列设计基础及其指向性分析、CMUT及其阵列的声场特性分析、基于CMUT阵列的超声成像方法研究和CMUT及其阵列的性能测试与分析等。

本书适合于从事微机械超声换能器设计及其相关领域的研究人员、工程技术人员以及相关专业的教师、研究生和本科生参考使用。

图书在版编目(CIP)数据

电容式微机械超声换能器工作机理与应用基础/王红亮著. —北京:科学出版社, 2018. 3

ISBN 978-7-03-056641-6

I. ①电… II. ①王… III. ①超声波传感器-研究 IV. ①TP212.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 038083 号

责任编辑:周 涵 / 责任校对:杨 然
责任印制:肖 兴 / 封面设计:无极书装

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

天津市新科印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2018 年 3 月第 一 版 开本:720×1000 1/16

2018 年 3 月第一次印刷 印张:12 1/2 插页:8

字数:252 000

定价:98.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

前 言

超声成像技术广泛应用于医学、军事、工业、农业等众多领域,而超声换能器是实现超声成像的关键部件之一。基于 MEMS(Micro-Electro-Mechanical System)技术的电容式微机械超声换能器(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer, CMUT)具有许多传统压电超声换能器所不具备的显著优势,应用前景十分广阔,有望成为新一代主流产品。

本书主要介绍了 CMUT 及其阵列的设计、建模、分析与测试等相关理论与应用基础。全书共 8 章。第 1 章介绍了超声换能器在超声成像系统中的作用及其种类,详细论述了微机械超声换能器的工作原理和国内外研究现状等。第 2 章描述了 CMUT 的组成结构与工作原理,详细介绍了相关理论基础等。第 3 章介绍了等效电路模型和有限元分析模型,详细阐述了状态方程-Simulink 模型的推导与建立过程,系统地论述了 CMUT 的发射与接收特性。第 4 章从阵列的指向性入手,详细论述了阵列设计参数对其指向性的影响,系统地阐述了 CMUT 及其阵列的指向性分析方法等,为合理选择 CMUT 及其阵列设计参数奠定了理论基础。第 5 章主要阐述了 CMUT 及其阵列的辐射声场分析理论与方法,并论述了 CMUT 阵列设计参数对其声场分布的影响。第 6 章主要介绍了经典相控阵成像方法、合成孔径聚焦成像方法和相控子阵成像方法,详细论述了几种典型的相控子阵成像方案,并进行了对比分析。第 7 章介绍了相关测试系统与测试方法,并全面阐述了 CMUT 的性能测试情况。第 8 章对全书进行了总结,指出了今后的研究方向和需要深入研究的内容。

本书所涉及的主要内容均源于本人近几年的研究成果,研究过程中得到了国家自然科学基金科学仪器基础研究专款项目、山西省自然科学基金项目、微光机电系统技术教育部重点实验室(天津大学)开放课题和仪器科学与动态测试教育部重点实验室(中北大学)开放基金项目等的大力支持,在此深表感谢。本书在撰写过程中得到了中北大学微米纳米技术研究中心的薛晨阳教授和何常德老师等多位同仁与研究生的大力支持和帮助,出版过程中科学出版社的诸位同志付出了大量心血,在此一并表示衷心感谢!同时,还要特别感谢给予我指导与帮助的天津大学精密仪器与光电子工程学院的王向军教授,并感谢我的家人长期以来的无私支持与鼓励。

因本人水平有限,书中难免有疏漏之处,衷心希望专家、读者批评指正。

王红亮

2017 年 12 月

目 录

前言	
第 1 章 绪论	1
1.1 超声波及其应用	1
1.2 超声成像系统与超声换能器	3
1.3 微机械超声换能器及其研究进展	5
1.3.1 PMUT 及其研究进展	5
1.3.2 CMUT 及其研究进展	15
1.4 超声成像方法概述	28
1.5 本书主要内容	31
参考文献	32
第 2 章 CMUT 工作原理与理论基础	45
2.1 CMUT 组成结构及工作原理	45
2.2 CMUT 理论基础	47
2.2.1 CMUT 薄膜振动理论	47
2.2.2 平板电容模型	51
2.2.3 辐射阻抗	54
2.2.4 集中参数系统模型	55
2.3 本章小结	59
参考文献	60
第 3 章 CMUT 建模与特性分析	61
3.1 概述	61
3.2 CMUT 微元特性分析模型	62
3.2.1 小信号等效电路模型	62
3.2.2 有限元分析模型	63
3.2.3 状态方程-Simulink 模型	65
3.3 CMUT 特性分析模型	69
3.3.1 CMUT 分析模型	69
3.3.2 互辐射阻抗	70
3.4 CMUT 微元的有限元分析	72
3.4.1 静态分析	72

3.4.2 模态分析	73
3.4.3 谐响应分析	75
3.5 CMUT 微元的发射特性分析	75
3.5.1 塌陷现象分析	76
3.5.2 V_{AC} 较小时发射特性分析	76
3.5.3 V_{AC} 较大时发射特性分析	81
3.5.4 $V_{DC}=0$ 时发射特性分析	84
3.5.5 交流信号周期个数对发射特性的影响分析	86
3.5.6 CMUT 微元发射特性分析总结	90
3.6 CMUT 微元的接收特性分析	91
3.7 CMUT 特性分析	95
3.8 本章小结	97
参考文献	98
第 4 章 CMUT 阵列设计基础及其指向性分析	99
4.1 概述	99
4.2 指向性函数	100
4.2.1 指向性函数的定义	100
4.2.2 几种常见的简单换能器阵的指向性函数	101
4.2.3 几种常见的复合换能器阵的指向性函数	102
4.3 阵列设计参数对其指向性影响的直观分析	105
4.3.1 阵元大小对阵列指向性的影响	106
4.3.2 阵元数目对阵列指向性的影响	107
4.3.3 阵元间距对阵列指向性的影响	107
4.3.4 中心频率对阵列指向性的影响	108
4.4 阵列指向性参数的分析与设计参数的选择	109
4.4.1 主瓣、栅瓣与旁瓣的位置	109
4.4.2 主瓣宽度及其影响因素	110
4.4.3 消除栅瓣的条件	112
4.4.4 旁瓣级及其影响因素	115
4.4.5 CMUT 阵列设计参数的选择	116
4.5 CMUT 和 CMUT 阵列的指向性分析	117
4.5.1 CMUT 微元与 CMUT 的指向性分析	120
4.5.2 一维 CMUT 线阵的指向性分析	121
4.5.3 二维 CMUT 面阵的指向性分析	123
4.6 旁瓣抑制方法	126

4.6.1 常见的窗函数加权法	126
4.6.2 Dolph-Chebyshev 加权法	127
4.6.3 CMUT 线阵旁瓣抑制效果与分析	128
4.6.4 CMUT 面阵旁瓣抑制效果与分析	129
4.7 本章小结	130
参考文献	131
第5章 CMUT 及其阵列的声场特性分析	132
5.1 线性声学波动方程	132
5.2 基于瑞利-索末菲积分的声场计算方法	133
5.2.1 瑞利-索末菲积分公式	133
5.2.2 近场特性与近场长度	135
5.2.3 利用瑞利-索末菲积分公式计算 CMUT 及其阵列的声场	137
5.3 基于角谱原理的声场计算方法	142
5.3.1 角谱原理	142
5.3.2 利用角谱原理计算 CMUT 及其阵列的声场	143
5.4 基于空间冲激响应的声场计算方法	146
5.4.1 基于空间冲激响应的声场模型	146
5.4.2 利用空间冲激响应分析 CMUT 及其阵列的声场特性	148
5.4.3 CMUT 阵列设计参数对脉冲回波响应的影响	151
5.5 本章小结	153
参考文献	153
第6章 基于 CMUT 阵列的超声成像方法研究	155
6.1 超声成像方法	155
6.1.1 相控子阵成像方法	155
6.1.2 有效孔径与子阵划分	157
6.1.3 一维线阵的子阵划分与有效孔径	158
6.1.4 二维面阵的子阵划分与有效孔径	161
6.1.5 超声图像形成过程	170
6.2 CMUT 阵列的成像效果分析	170
6.3 本章小结	173
参考文献	173
第7章 CMUT 及其阵列的性能测试与分析	174
7.1 概述	174
7.2 测试系统建立	175
7.3 测试结果与分析	177

7.3.1 小信号条件下 CMUT 发射性能测试与分析	177
7.3.2 大信号条件下 CMUT 发射性能测试与分析	180
7.3.3 $V_{DC}=0$ 时 CMUT 发射性能测试与分析	181
7.3.4 CMUT 接收性能测试与分析	183
7.4 本章小结	184
参考文献	185
第 8 章 总结与展望	186
附录 符号说明	188
彩图	

第 1 章 绪 论

1.1 超声波及其应用

声波属于机械波,根据频率范围可以将其分为次声波、可闻声波和超声波三类。频率低于 20Hz 的声波为次声波;频率范围在 20Hz~20kHz 的声波为可闻声波;频率高于 20kHz 的声波为超声波^[1-3]。超声波具有方向性好、穿透能力强、声能易集中、水中传播距离远等特点,已成为传递物质信息的一种重要手段,可用于医学诊断、无损检测、测距、测速、清洗、焊接、杀菌消毒等方面,在医学、军事、工业、农业等众多领域有着广泛的应用。图 1-1 为不同频段声波的典型应用。

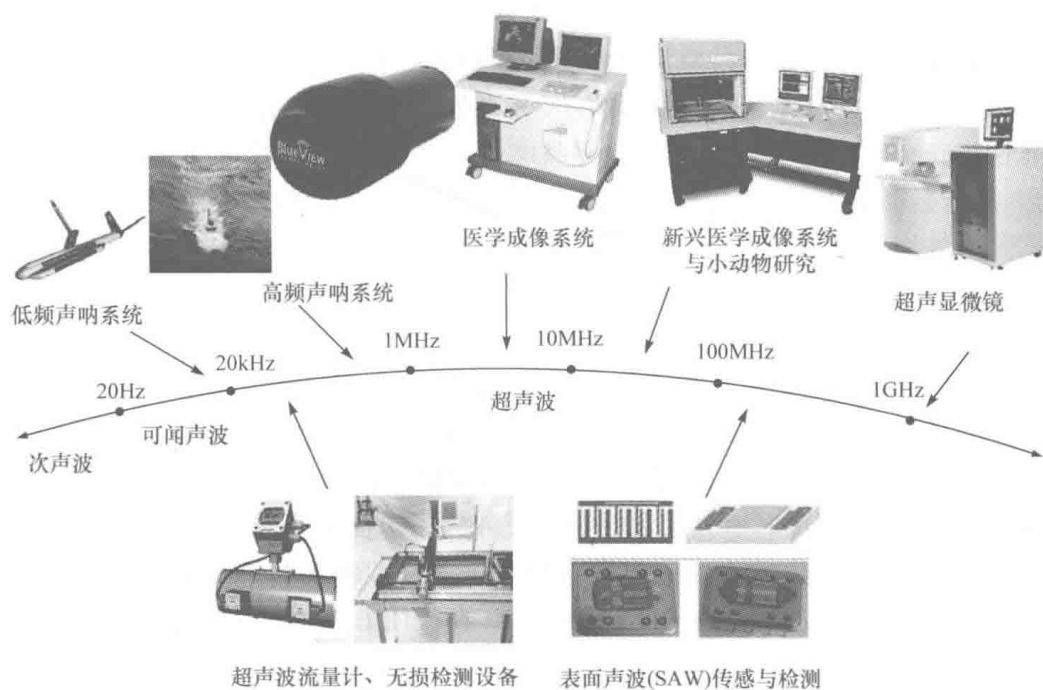


图 1-1 不同频段声波的典型应用

同光波一样,超声波也可以用于成像。超声波成像技术是通过记录物体内的辐射或散射声场,经过转换、重建或反演处理,获得可见图像的方法和技术。由于超声波能在许多不透光的材料中传播,所以超声波成像技术是人们获得不透光物体内部声学特性分布的最直观方法之一。超声波成像技术已在医用超声诊断、医

用超声治疗、无损检测、超声显微镜和海洋地貌探测等多个领域内得到了广泛应用。

在医学方面,由于超声成像具有安全、无创、便携、易用、价格便宜等优势,20世纪末,超声检查已占据各类医学影像检查方式的1/4,超声成像在临床诊断领域发挥着巨大的作用^[4-7]。超声成像在实时监控、定量分析和治疗规划等方面都具有很大的潜力,通过计算机对医学超声图像进行分析,可以给医疗专家提供更精确的辅助诊断数据,使医疗专家摆脱繁重的人工观察和诊断。因此,医学超声图像分析长期以来备受国内外相关研究人员的关注^[7]。毋庸置疑,医学超声影像学极大地拓展了临床医学的领域,丰富了临床医学的内容,为医疗卫生事业的发展做出了积极的贡献,已成为临床医学中不可缺少的、自成体系的一门独立学科^[8]。

无损检测是现代工业领域中保证产品质量与性能、稳定生产工艺的重要手段,世界各国越来越重视无损检测技术的应用^[9]。超声无损检测技术是无损检测领域中使用频率最高、发展速度最快的一种检测技术^[10]。与其他常规无损检测技术相比,超声无损检测技术具有检测对象范围广,检测深度大;缺陷定位准确,灵敏度高;成本低,使用方便;速度快,对人体无害以及便于现场使用等特点。因此,超声无损检测技术已成为国内外应用最广泛的一种无损检测技术,这体现在改进产品质量、产品设计、加工制造、成品检测以及设备服役的各个阶段和保证机器零件的可靠性和安全性上^[10]。超声无损检测技术在船舶、冶金、机械、石油、化工、食品、航天、电子、建筑、农林、水利及医疗等领域的应用越来越广,对材料、工件等的裂纹、疏松、气泡、砂眼、夹渣、未焊透和脱层等缺陷的检测可靠性越来越高^[11]。超声无损检测技术在无损检测领域中发挥着越来越重要的作用,有效地提高了工业产品的质量,有力地推动了现代工业各领域的发展^[3,9-12]。

考虑到电磁波在水中衰减得非常快,无法将其作为水下探测的信号来源,所以利用声波进行水下探测的声呐技术已成为水下工程常用的有效探测手段^[13-15]。水声成像技术作为声呐技术的重要分支之一,可以广泛地应用到军用和民用领域。海底资源勘测、水下地形地貌和水中物体观测的需求促进了水声成像技术的快速发展^[13]。在军事方面,水声成像技术可以应用于基地和舰艇的安全防范、水雷等水下爆炸物的探测与识别、地形匹配导航等。在民用方面,开发海底矿物资源需要进行水下工程勘测;在航道疏浚工程中,需要测量地形地貌和评估工程量;在海洋权益划界谈判中,需要海底地形地貌资料的支持;重要水上活动区域、基地、水下设施和船只等需要防范小型潜器(如微型潜艇)和蛙人等的恐怖袭击;另外,水声成像技术还可以用于海洋石油勘探、鱼群探测、水下工程(护岸工程、水下管线等)探查、船舶导航、沉物打捞、水下考古、水下作业监视、水文测量等^[13-15]。这些广泛的应用需求使得水声成像声呐技术得到了迅猛的发展,且越来越受到各国的重视。

毫无疑问,超声成像技术已成为医学诊断、无损检测和声呐成像等相关领域的

一项关键技术,正发挥着越来越重要的作用。相关领域实际需求的不断提高以及其应用领域的不断扩展,有力地推动着超声成像技术的不断发展,国内外有众多学者正投身于超声成像技术的研究和应用推广。

目前,随着计算机技术、微电子技术和信息处理技术等蓬勃发展,我国的超声成像技术也得到了快速的发展和提高,使其在现代医学、无损检测和声呐等领域得到了广泛的应用,有效地促进了相关领域科学研究活动的发展。但是,与美国、日本等发达国家相比,我国的超声成像技术还有待进一步提高和发展。因此,为了实现我国超声成像技术的跨越式发展,采用新的技术途径,研制具有完全自主知识产权的高性能超声成像系统具有重大的战略意义和现实必要性。

众所周知,超声换能器及其阵列是超声成像系统的一个关键部件,其性能直接决定着成像质量。由于传统压电超声换能器存在许多不足,所以急需改进超声换能器的相关设计与制造方法,以满足各个领域对超声换能器的需求。

鉴于 MEMS 技术的优势,利用 MEMS 技术实现超声换能器及其阵列的设计与制造是目前研究的热点之一。从 20 世纪 90 年代开始,基于 MEMS 技术的 CMUT 的设计理念一经提出,就成为世界上许多科研机构和著名电子电气类公司争相研究的热点,究其缘由,是因为其具有传统压电超声换能器所不具备的显著优势。CMUT 有望成为下一代主流产品,作为关注焦点和重点研究对象,世界上许多国家的科研人员正在积极地对其展开全方位的研究。但是,国内针对 CMUT 的研究起步较晚,基础薄弱,投入的人力物力较少,目前还处于起步阶段。因此,国内迫切需要开展相关理论与应用基础研究,为研制具有完全自主知识产权的高性能成像系统奠定坚实的基础。

1.2 超声成像系统与超声换能器

通常,一个超声成像系统包括超声换能器阵列、发射/接收开关、发射模块、接收模块、控制单元、数据处理单元、图像处理显示单元等组成部分^[2],如图 1-2 所示,其中,发射模块包括发射电路和发射波束形成器,接收模块包括接收电路和接收波束形成器。

从图 1-2 可以看出,一个超声成像系统,不管是医用超声成像系统、超声无损检测系统,还是声呐成像系统等,要实现超声成像,首先要获取包含探测目标信息的超声信号,这一关键任务是通过超声换能器及其阵列来完成的。超声换能器,也称超声传感器,是实现声能与电能相互转换的部件,是超声成像系统的一个关键部件^[2-4,16]。

超声换能器的种类很多。根据工作状态的不同,可以分为接收型超声换能器、发射型超声换能器和收发两用型超声换能器。根据换能机理和换能材料的不同,

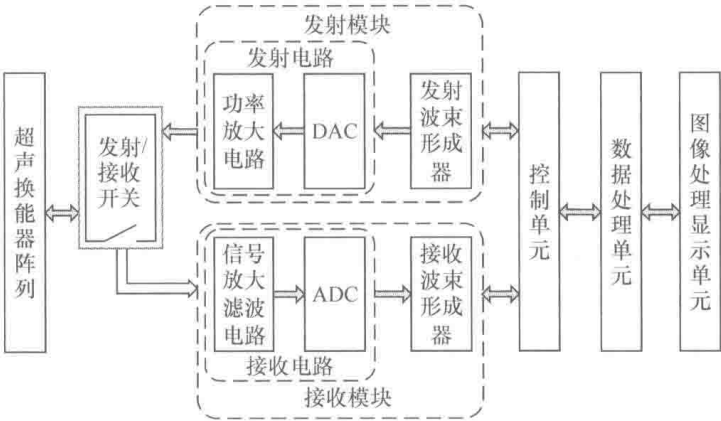


图 1-2 超声成像系统组成框图

可以分为压电换能器、静电换能器(电容型换能器)、电磁声换能器、磁致伸缩换能器、机械型超声换能器等。根据工作介质的不同,可以分为固体超声换能器、液体超声换能器以及气体超声换能器等。根据振动模式的不同,可以分为剪切振动换能器、纵向(厚度)振动换能器、弯曲振动换能器、扭转振动换能器、纵-扭复合以及纵-弯复合振动模式换能器等。根据输入功率和工作信号的不同,可分为功率超声换能器、脉冲信号换能器、调制信号换能器、检测超声换能器和连续波信号换能器等。根据形状的不同,可以分为圆盘形换能器、球形换能器、圆柱形换能器、棒状换能器及复合型超声换能器等^[17]。通常,需要根据实际应用来选取合适的超声换能器。

通常,在实际使用时,单个超声换能器无法满足指向性、发射声功率、接收灵敏度以及信息处理等方面的要求,需要将多个超声换能器按照一定方式排列,组合成阵列,常见的换能器阵列有线性阵、平面阵、圆柱阵、弧形阵、球壳阵、体积阵等多种形式^[18]。

在众多超声换能器中,压电超声换能器是应用最为广泛的一种,是利用压电材料的压电效应制作而成的一种换能器,压电陶瓷是现今最常用的压电材料^[18]。由于受到压电材料、结构形式、加工工艺等因素的影响,传统的压电超声换能器存在声阻抗不匹配、探测距离较短、工作频率受限、温度范围较小、制作工艺复杂、成品率较低、一致性较差等许多不足之处^[19]。

随着集成电路制造技术和微加工技术的快速发展,超声换能器的设计、制造和加工技术也在不断地更新和发展,不断涌现出各种新型制造和加工技术。MEMS 技术是在 20 世纪 50 年代随着集成电路制造技术的发展而出现的一种全新的技术,融合了各种集成电路制造技术和微加工技术,可以把微结构、微传感器、微执行器、控制处理电路甚至接口、通信和电源等制造在一块或多块芯片上^[20,21]。MEMS 技术是解决传统压电超声换能器所存在问题的一个有效途径。目前,采用 MEMS 技术设计、制造超声换能器是超声换能器研究的一个热点。

1.3 微机械超声换能器及其研究进展

鉴于 MEMS 技术的优势,在 20 世纪 90 年代,研究人员开始采用 MEMS 技术设计制作超声换能器。把这种采用 MEMS 技术制作的新型超声换能器称为微机械超声换能器(Micromachined Ultrasonic Transducer, MUT)。与传统散装超声换能器相比, MUT 具有体积小、重量轻、功耗低、成本低、可靠性高、频率控制灵活、频带宽、灵敏度高以及易与电路集成和实现智能化等特点^[22-32]。随着 MEMS 技术的不断发展和完善, MUT 得到了快速发展,出现了不同结构、品种的 MUT。相关设计和微加工技术正在不断提高和完善, MUT 已成为超声换能器的重要研究方向之一,也是目前研究的热点之一。近年来, MUT 已从原型样品的研究,逐步进入到应用领域。MUT 的研究主要包括压电微机械超声换能器(Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer, PMUT)和电容微机械超声换能器(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer, CMUT)两个方面^[4, 22-32]。PMUT 和 CMUT 在研制和应用上各有所长、优势互补、并行发展。

1.3.1 PMUT 及其研究进展

PMUT 是目前应用较为广泛的一种超声换能器,其换能机理与传统的散装压电陶瓷换能器相同,结构形式主要是压电双叠片或压电多层复合叠片,振动模式主要是利用弯曲振动^[23]。

PMUT 一般由压电膜、上下电极和振动膜等组成,如图 1-3 所示。当其处于发射模式时,在压电膜的上下电极之间施加一定的电压,由于压电膜的逆压电效应,它产生的压力使膜结构发生弯曲,从而引起振动膜发生形变。当施加交变电压时,将使振动膜产生振动,向外辐射声压,从而实现由电能向声能的转化。当其处于接收模式时,振动膜由于外界声压的作用而发生形变,并使压电膜发生形变,由于压电效应而产生相应的电荷,从而实现由声能转化为电能,然后通过接收电路实现声信号的接收^[25-29]。

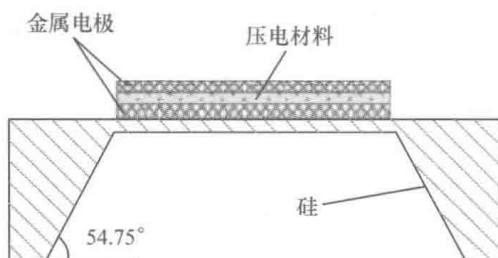


图 1-3 PMUT 结构图

常见的 PMUT 膜片形状有圆形、正方形、长方形、贝壳形、圆柱形和圆顶形等；压电膜材料有 PZT(锆钛酸铅)、ZnO(氧化锌)、AlN(氮化铝)、PMN-PT(铌镁酸铅-钛酸铅)和 PVDF(聚偏二氟乙烯)等,较常用的是 PZT 与 ZnO 材料,振动膜材料常采用硅、二氧化硅、氮化硅和多晶硅等；边界条件有近似固支、近似简支和近似自由振动等；振动模态有双叠片弯曲振动模态、多层叠片弯曲振动模态、厚度振动模态等；工作频率可以从几十 kHz 到 GHz；研制范围从单个 PMUT 到多个 PMUT 组成的阵列；有薄膜 PMUT,也有厚膜 PMUT^[23]。

近 20 年来,国内外许多学者针对 PMUT 开展了大量的研究工作,并取得了很大进展。相关研究工作主要包括 PMUT 振动膜和压电膜材料的选择、结构设计与优化、相关加工工艺流程以及 PMUT 性能分析等方面^[22,23]。

在国外,有许多研究机构对 PMUT 进行了深入研究,如英国剑桥大学、瑞典联邦理工学院、美国明尼苏达大学、美国杜克大学、新加坡南洋理工大学、美国华盛顿大学、马来西亚理科大学、美国加州大学伯克利分校、日本丰桥技术科学大学、美国 GRI(Geospace Research Inc.)公司、法国 VERMON 公司等。

文献[30]中,英国剑桥大学的 Jonathan J. Bernstein 等采用溶胶-凝胶技术沉积 PZT 膜,结合 MEMS 工艺,设计并制作了一种可用于高频声呐成像的 PMUT,其横截面如图 1-4 所示,采用由 PZT 和 P 型硅片组成的压电双叠片膜片结构,膜片有方形和矩形两种,压电系数 d_{33} 从 140pC/N 到 240pC/N。

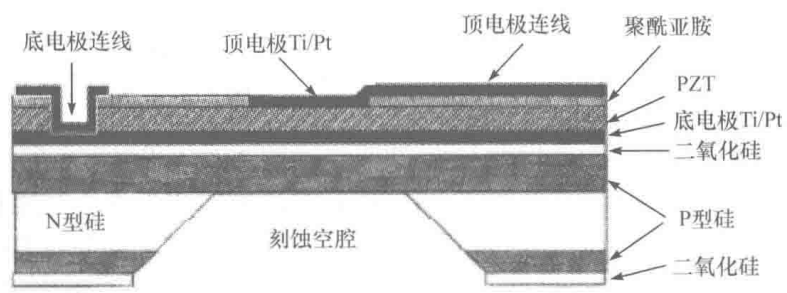


图 1-4 英国剑桥大学设计的 PMUT 横截面示意图

文献[31]~[34]中,瑞典联邦理工学院的 Paul Muralt 和 Jacek Baborowski 等设计并制作了一种基于 PZT 薄膜的 PMUT,如图 1-5 所示,采用 d31 弯曲振动模式,利用溶胶-凝胶技术沉积 PZT 薄膜,振动膜采用硅材料,形状为圆形。

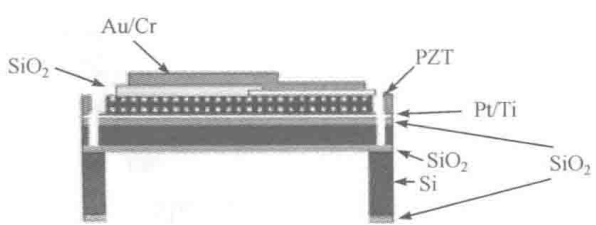


图 1-5 瑞典联邦理工学院设计的 PMUT

文献[35]中,美国明尼苏达大学的 Hisham Mohamed 等设计的 PMUT 如图 1-6 所示,在 PZT 膜上镀有金属电极,并将其置于氮化硅支撑膜上,背衬是单面磨光的 P 型硅片。

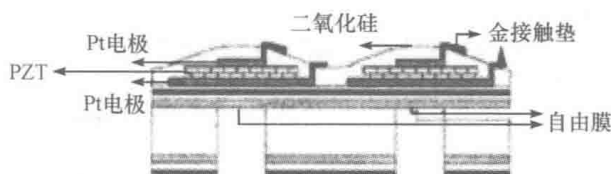


图 1-6 美国明尼苏达大学设计的 PMUT

文献[36]~[38]中,美国 RTI 公司的 David E. Dausch 和杜克大学的 John B. Castellucci 等基于 PZT 薄膜设计并制作了一种可以应用于血管内超声(Intravascular Ultrasonic, IVUS)三维成像和心脏内超声(Intracardiac Echocardiography, ICE)三维成像的 PMUT,如图 1-7 所示,其包含电极、PZT 薄膜、 SiO_2 层和硅层等组成部分。

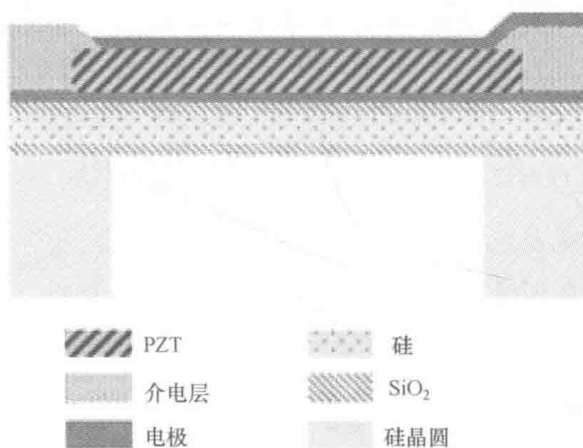


图 1-7 美国 RTI 公司和杜克大学设计的 PMUT

文献[39],[40]中,新加坡南洋理工大学的 Wang Zhihong 等设计并制作了一种基于 PZT 厚膜的 PMUT,如图 1-8 所示,PZT 厚度为 $7\mu\text{m}$,振动膜采用二氧化硅,厚度为 $1.8\mu\text{m}$,边长为 2mm ,工作频率为 41kHz 。

文献[41]~[43]中,美国华盛顿大学的 Firas Akasheh 和 Hongsoo Choi 等基于 PZT 薄膜设计并制作了一种 PMUT,如图 1-9 所示,可用于水中探测或医疗成像。

文献[44]中,马来西亚理科大学的 Mohd Ikhwan Hadi Yaacob 等采用 ZnO 作压电换能材料设计并制作了一种 PMUT,如图 1-10 所示,其工作频率为 50kHz 。

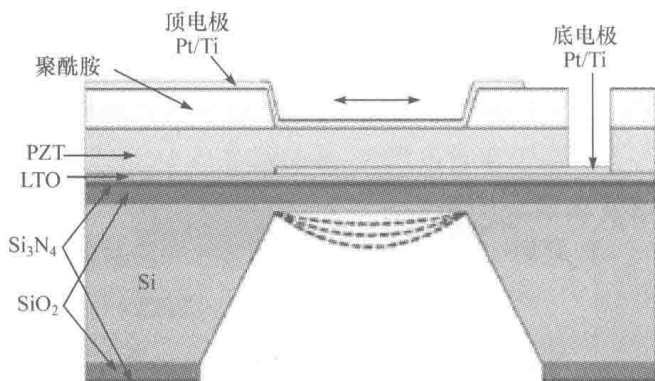


图 1-8 新加坡南洋理工大学设计的 PMUT

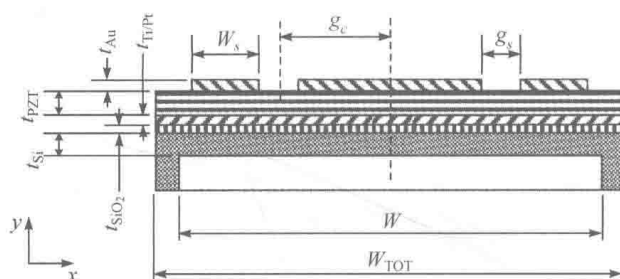


图 1-9 美国华盛顿大学设计的 PMUT

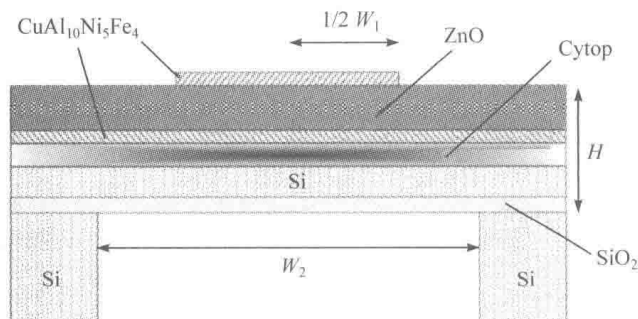


图 1-10 马来西亚理科大学设计的 PMUT

文献[45]中,美国加州大学伯克利分校的传感器与执行器研究中心设计并制作了一种用于超声测距的 PMUT,如图 1-11 所示,采用 AlN 材料制作压电膜,厚度为 $1\mu\text{m}$,直径为 $400\mu\text{m}$,振动膜采用二氧化硅,厚度为 $1\mu\text{m}$,形状为圆形。

文献[46],[47]中,美国加州大学伯克利分校机械工程系的 Firas Sammoura 等从理论上对 PMUT 进行了深入研究,推导并建立了相关理论模型和等效电路模型,并做了详细分析,设计的 PMUT 如图 1-12 所示。

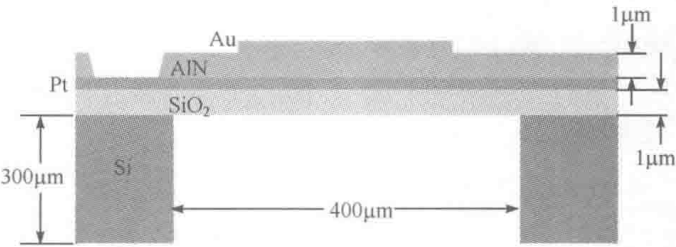


图 1-11 美国加州大学伯克利分校传感器与执行器研究中心设计的 PMUT

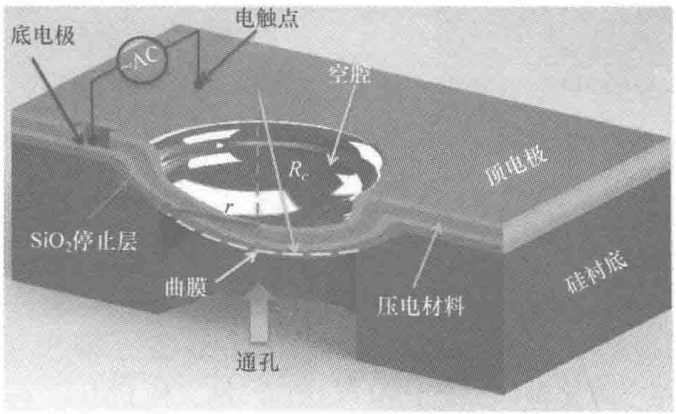


图 1-12 美国加州大学伯克利分校机械工程系设计的 PMUT

文献[48]~[50]中,日本丰桥技术科学大学的 Daisuke Akai 等采用外延生长技术设计并制作了一种基于 PZT 薄膜的 PMUT,如图 1-13 所示。

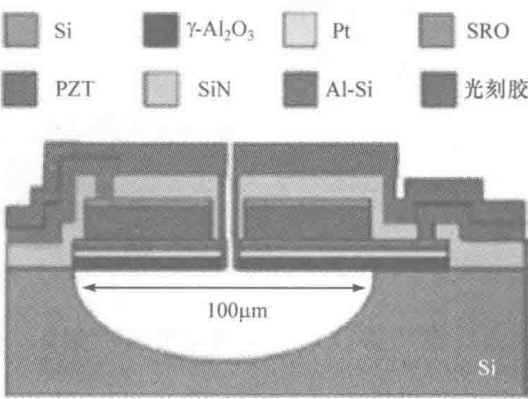


图 1-13 日本丰桥技术科学大学设计的 PMUT

对于 PMUT 阵列,文献[30]中,英国剑桥大学的 Jonathan J. Bernstein 等设计并制作了一种 8×8 的二维 PMUT 阵,封装后如图 1-14 所示,在水中,其频率范围为 0.3~2MHz,可应用于高频声呐成像系统和无损检测等领域。