

生物医学超声实验

万明习 宗瑜瑾 王素品 陆明珠



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

生物医学超声实验

万明习 宗瑜瑾 王素品 陆明珠



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

图书在版编目(CIP)数据

生物医学超声实验/万明习等编著. —西安: 西安交通大学出版社, 2010.3
ISBN 978-7-5605-3225-7

I. 生… II. 万… III. 生物医学工程-超声学-实验
IV. R318-33 R312-33

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 156699 号

书 名 生物医学超声实验
编 著 万明习 宗瑜瑾 王素品 陆明珠
责任编辑 邹 林

出版发行 西安交通大学出版社
(西安市兴庆南路 10 号 邮政编码 710049)
网 址 <http://www.xjtpress.com>
电 话 (029)82668357 82667874(发行中心)
(029)82668315 82669096(总编办)
传 真 (029)82668280
印 刷 西安交通大学印刷厂

开 本 727mm×960mm 1/16 彩页 16 印张 23 字数 425 千字
版次印次 2010 年 3 月第 1 版 2010 年 3 月第 1 次印刷
书 号 ISBN 978-7-5605-3225-7/R·45
定 价 30.00 元

读者购书、书店添货如发现印装质量问题,请与本社发行中心联系、调换。

订购热线:(029)82665248 (029)82665249

投稿热线:(029)82664954

读者信箱:jdjgy@yahoo.cn

版权所有 侵权必究

前 言

生物医学超声学是一门年轻并蓬勃发展中的交叉学科,也是生物医学工程学最重要的分支之一。西安交通大学生物医学工程专业的“生物医学超声学”课程已开设二十多年,目前已形成了生物医学超声学Ⅰ、Ⅱ两个层次的课程体系,分别适用于生物医学工程或相关专业的本科生和研究生,相应的教材为《生物医学超声学》(上、下册),由科学出版社出版。在教学过程中,我们感觉迫切需要一本生物医学超声方面的实验教材,使学生能够在较短的时间内熟悉本领域的实验仪器设备、技术方法和设计思路等,从而在完成课程学习后能够很快进入角色,开始在本领域从事科学研究和技术开发工作。正是基于这一想法,我们在西安交通大学多年生物医学超声学研究生课程教学,特别是实验教学的基础上着手编写了本书。

本书共包括15个专门实验,总体上可分为四个方面的实验:1. 换能器设计、波束合成与声场实验;2. 超声波传播特性、信号处理、成像与组织定征;3. 超声造影微泡、血流灌注成像与分子成像;4. 超声生物效应、瞬态物理、治疗及其监控成像。全书也可作为从事生物医学超声研究人员和教学人员的参考书。

本书的主要内容如下:第1章是水听器测声压与声功率,由陆明珠负责编写;第2章是超声换能器声场测试与分析,由方莉、康延妮负责编写;第3章为彩色超声成像系统操作与图像分析,由胡亚欣、向睿负责编写;第4章为生物医学样品超声参数测试与估计,由蒋胡杰负责编写;第5章为超声射频信号处理与组织定征,由刘珊珊负责编写;第6章为超声阵列波束合成及其声场测试,由蒋胡杰、徐姗姗负责编写;第7章为生物医学超声成像算法与实现,由卫敏、唐姗姗负责编写;第8章为超声多普勒信号检测与分析,由胡亚欣、胡虹负责编写;第9章为超声造影剂声学特性测试与成像评价,由李瑞雪负责编写;第10章为超声弹性成像,由张大春、唐姗姗负责编写;第11章为高强度聚焦超声治疗与监控成像,由方飞、张思远负责编写;第12章为超声测温,由刘焕青负责编写;第13章为超声空化声学检测,由丁婷负责编写;第14章为声致发光成像,由曹华负责编写;第15章为超声分子生物学效应检测与分析,由冯怡负责编写。所有参编人员均为主编所在学术团队的教师和研究生。最后全书由万明习、宗瑜瑾、王素品和陆明珠统一整理成稿。

生物医学超声学涉及面广,发展很快,由于编者水平有限,在内容选取与写作等方面的不足和错误肯定在所难免,诚请读者不吝赐教,予以批评和指正。

本项工作还得益于国家自然科学基金、973 项目(2010CB732603)的资助,在此表示深深的感谢。

编者

2009 年 5 月于西安交通大学

目 录

前言

第 1 章 水听器测量超声换能器辐射声压、声功率

1.1 实验目的	(1)
1.2 数学物理原理	(1)
1.2.1 PVDF 针式水听器	(1)
1.2.2 PVDF 腹式水听器	(3)
1.2.3 光导纤维水听器	(4)
1.2.4 计算声压、声功率	(5)
1.2.5 声功率的辐射力天平测量	(6)
1.3 实验系统与材料	(8)
1.3.1 实验系统	(8)
1.3.2 实验材料	(10)
1.4 实验步骤	(13)
1.4.1 PVDF 针式水听器的测试步骤	(13)
1.4.2 PVDF 膜式水听器的测试步骤	(13)
1.4.3 FOPH 的测试步骤	(13)
1.5 实验结果与分析	(14)
1.5.1 PVDF 针式水听器的测试结果	(14)
1.5.2 PVDF 膜式水听器的测试结果	(16)
1.5.3 光导纤维水听器的测试结果	(17)
1.5.4 分析讨论	(17)
1.6 结论	(18)

第 2 章 单阵元圆形超声换能器辐射声场分布特性测试与分析

2.1 实验目的	(20)
2.2 数学物理原理	(20)
2.2.1 诊断超声换能器的声场特性	(20)
2.2.2 HIFU 换能器的声场特性	(23)
2.2.3 计算公式	(24)
2.3 实验过程	(25)
2.3.1 实验系统	(25)
2.3.2 实验过程	(27)
2.3.3 实验数据的计算机处理方法	(28)
2.4 实验结果	(29)
2.4.1 聚焦换能器的声场	(29)
2.4.2 非聚焦换能器的声场	(32)
2.4.3 1.2 MHz 单阵元 HIFU 换能器的声场分布	(34)
2.5 讨论	(35)
2.5.1 5 MHz 聚焦与非聚焦换能器声场的比较	(35)
2.5.2 2.25 MHz 聚焦与非聚焦换能器声场的比较	(36)
2.5.3 5 MHz 聚焦与 2.25 MHz 聚焦换能器声场的比较	(37)
2.5.4 5 MHz 非聚焦与 2.25 MHz 非聚焦换能器声场的比较	(37)
2.5.5 超声诊断换能器与 HIFU 换能器的声场比较	(38)

2.6 结论	(38)
--------------	------

第3章 彩色超声成像系统操作与图像分析

3.1 实验目的	(40)
3.2 数学物理原理	(40)
3.2.1 M型超声成像原理	(40)
3.2.2 B型超声成像原理	(41)
3.2.3 彩色多普勒成像原理	(42)
3.2.4 谐波成像原理及优势	(43)
3.3 实验系统与材料	(44)
3.3.1 全数字彩色多普勒超声仪 ASU-3500	(44)
3.3.2 体外血流模拟装置	(48)
3.3.3 横向分辨率测定装置	(49)
3.3.4 最小可测血管测量装置	(49)
3.4 实验过程	(50)
3.5 实验结果与讨论	(50)
3.5.1 ASU-3500 成像参数实验结果	(50)
3.5.2 人体组织器官超声成像实验结果	(60)
3.6 结论	(69)

第4章 生物医学样品超声参数测试与估计

4.1 实验目的	(71)
4.2 数学物理原理	(71)
4.2.1 声速的测量	(71)
4.2.2 声特性阻抗的测量	(73)
4.2.3 超声衰减的测量	(73)
4.3 实验器材与系统	(76)
4.3.1 实验器材	(76)
4.3.2 实验系统	(77)
4.4 实验步骤	(80)
4.5 实验结果与讨论	(81)

4.5.1 SP-801A 输出的负脉冲信号的分析	(81)
4.5.2 中心频率为 1MHz 的换能器输出信号的时域和频域特性	(81)
4.5.3 声速测量的结果及分析	(82)
4.5.4 薄膜样品厚度的测量	(85)
4.5.5 声特性阻抗的测量结果及分析	(86)
4.5.6 衰减系数的测量结果及分析	(87)
4.6 结论	(90)

第5章 超声射频信号处理与组织定征

5.1 实验目的	(91)
5.2 数学物理原理	(91)
5.2.1 二次谐波成像	(91)
5.2.2 超声衰减的测量与成像	(93)
5.2.3 超声背向散射积分的测量与成像	(95)
5.2.4 彩色编码叠加成像	(96)
5.3 实验系统与材料	(97)
5.3.1 实验中用到的仪器设备及实验材料	(97)
5.3.2 实验系统	(98)
5.4 实验过程	(98)
5.5 实验结果与讨论	(99)
5.5.1 利用原始射频数据进行 B 超成像	(99)
5.5.2 二次谐波成像	(100)
5.5.3 衰减系统成像	(103)
5.5.4 背向散射积分成像	(105)
5.5.5 伪彩色编码叠加成像	(110)
5.6 结论	(114)

第6章 超声阵列波束合成及其声场测试

6.1 实验目的	(116)
6.2 数学物理原理	(116)
6.2.1 电子聚焦	(116)
6.2.2 可变孔径	(118)
6.2.3 超声成像的原理	(120)
6.3 实验器材与系统	(121)
6.3.1 实验器材	(121)
6.3.2 实验系统	(121)
6.4 实验步骤	(124)
6.4.1 多模块化系统测声场的实验步骤	(124)
6.4.2 Panametrics 多扫描系统测声场的实验步骤	(124)
6.5 实验结果与讨论	(125)
6.5.1 多模块化系统测声场的结果与讨论	(125)
6.5.2 多扫描系统测声场的结果与讨论	(126)
6.5.3 声场测试实验中的问题	(132)
6.6 结论	(134)

第7章 基于射频数据的超声成像算法与实现

7.1 实验目的	(135)
7.2 数学物理原理	(135)
7.2.1 信号处理模块	(136)
7.2.2 DSC 模块	(138)
7.3 实验系统与材料	(142)
7.4 实验过程	(143)
7.5 实验结果与讨论	(143)
7.5.1 线阵数据处理	(143)
7.5.2 凸阵数据处理	(155)
7.6 结论	(157)

第8章 超声多普勒信号检测与分析

8.1 实验目的	(160)
8.2 数学物理原理	(160)
8.2.1 多普勒效应原理及数学模型	(160)
8.2.2 多普勒信号的检测方法	(163)
8.2.3 彩色多普勒方法与频谱多普勒方法比较	(168)
8.3 实验系统与材料	(169)
8.3.1 实验设备与材料	(169)
8.3.2 实验系统	(169)
8.4 实验过程	(171)
8.5 实验结果与讨论	(172)
8.6 结论	(183)

第9章 超声造影剂声学特性测试与成像评价

9.1 实验目的	(185)
9.2 数学物理原理	(185)
9.2.1 超声造影剂微泡	(185)
9.2.2 造影剂微泡的物理性质	(186)
9.2.3 造影剂微泡衰减系数测试方法	(190)
9.2.4 造影剂成像评价	(192)
9.3 实验系统与材料	(195)
9.3.1 造影剂声学特性测试系统	(195)
9.3.2 超声造影成像系统	(197)
9.4 实验过程	(198)
9.4.1 超声造影剂的制备	(198)
9.4.2 微泡声学特性测试	(198)
9.4.3 超声造影成像	(199)
9.5 实验结果与讨论	(200)
9.5.1 造影剂微泡声学特性测试结果	

及分析	(200)	11.2.3 HIFU 治疗监控成像 ...	(236)
9.5.2 造影剂在血流仿体中成像的 实验结果及分析	(204)	11.2.4 基于 B 超视频数据的处理方法	(236)
9.6 结论	(207)	11.3 实验系统与材料	(237)
第 10 章 超声弹性成像		11.3.1 实验设备	(237)
10.1 实验目的	(208)	11.3.2 系统工作信号流程	(238)
10.2 数学物理原理	(208)	11.3.3 系统工作时序	(238)
10.2.1 实验基本原理	(208)	11.3.4 实验材料	(238)
10.2.2 弹性成像的力学模型 ...	(210)	11.4 实验过程	(239)
10.2.3 弹性成像的基本力学定律与特 征量	(211)	11.5 实验结果与讨论	(240)
10.2.4 互相关技术	(212)	11.5.1 HIFU 治疗参数变化对损伤的 影响	(240)
10.2.5 基于互相关技术的位移/应变 估计原理	(214)	11.5.2 B 超图像对 HIFU 治疗过程的 实时监控	(243)
10.2.6 位移估计误差控制方法	(215)	11.6 结论	(252)
10.3 实验系统与材料	(218)	11.6.1 实验的定性总结	(252)
10.3.1 实验系统	(218)	11.6.2 各种样品治疗结束后的损伤尺 寸比较	(252)
10.3.2 实验材料	(219)	第 12 章 超声无损测温	
10.4 实验步骤	(220)	12.1 实验目的	(255)
10.4.1 仿体的制备	(220)	12.2 数学物理原理	(255)
10.4.2 实验与数据采集	(220)	12.2.1 组织声学参数与温度的相关性	(255)
10.5 实验结果与讨论	(221)	12.3 实验系统与材料	(261)
10.5.1 数据处理	(221)	12.3.1 实验器械	(261)
10.5.2 实验结果与讨论	(222)	12.3.2 实验材料	(262)
10.6 结论	(231)	12.3.3 实验系统	(262)
第 11 章 高强度聚焦超声治疗与监控 成像		12.4 实验过程	(263)
11.1 实验目的	(233)	12.4.1 声学参数温度特性测量系统搭 建和数据采集	(263)
11.2 实验原理	(233)	12.4.2 恒温水浴测温系统的搭建和数 据采集	(263)
11.2.1 HIFU 的基本原理和特点	(233)	12.5 实验结果与讨论	(264)
11.2.2 HIFU 治疗的主要机制	(234)	12.5.1 组织声学特性随温度的改变	(264)

12.5.2 基于超声回波时移的无损测温	(269)	14.3 实验系统与材料	(318)
12.6 结论	(282)	14.3.1 基本实验仪器与材料	(318)
12.6.1 组织声学参数与温度关系	(282)	14.3.2 系统图	(318)
12.6.2 超声无损测温总结	(283)	14.3.3 ICCD	(319)
第13章 空化的声学检测		14.3.4 光电倍增管+光谱仪	(321)
13.1 实验目的	(285)	14.4 实验过程	(323)
13.2 数学物理原理	(285)	14.4.1 实验系统基本搭建	(323)
13.2.1 实验背景	(285)	14.4.2 HIFU 空化阈值检测	(323)
13.2.2 空化物理过程及机制	(286)	14.4.3 声致化学发光实验	(324)
13.2.3 空化检测方法与原理	(286)	14.4.4 系统测试实验	(324)
13.3 实验系统与材料	(293)	14.5 实验结果与讨论	(327)
13.3.1 实验仪器与材料	(293)	14.5.1 HIFU 空化阈值检测结果	(327)
13.3.2 实验系统	(293)	14.5.2 声致化学发光实验结果	(329)
13.4 实验过程	(295)	14.6 结论	(330)
13.4.1 空化阈值测量以及不同 HIFU 电功率条件下接收波形和相应谱变化	(295)	第15章 超声分子生物学效应检测与分析	
13.4.2 搭建空化检测实验系统时的一些关键性问题及其解决方案	(296)	15.1 实验目的	(332)
13.5 实验结果与讨论	(297)	15.2 实验原理	(332)
13.5.1 时域信号	(297)	15.2.1 超声诱导肿瘤细胞凋亡的基本原理	(332)
13.5.2 空化阈值	(299)	15.2.2 凋亡细胞的形态特征	(334)
13.5.3 时频分析	(300)	15.2.3 FITC Annexin V/PI 双染色流式细胞法检测凋亡细胞的原理	(336)
13.5.4 宽带噪声	(304)	15.2.4 双向电泳原理	(337)
13.5.5 空化的定量分析	(305)	15.2.5 MALDI-TOF 质谱及蛋白鉴定原理	(338)
13.6 结论	(307)	15.3 实验系统与试剂	(339)
第14章 声致发光成像		15.3.1 实验系统	(339)
14.1 实验目的	(310)	15.3.2 主要试剂	(341)
14.2 数学物理原理	(310)	15.4 实验步骤	(345)
14.2.1 声致发光概述	(310)	15.4.1 细胞处理	(345)
14.2.2 声致化学发光	(317)	15.4.2 细胞染色与观察	(346)

15.4.3	流式细胞分析前处理 ...	(347)	15.5	实验结果与讨论	(352)
15.4.4	流式细胞分析	(347)	15.5.1	超声作用诱导肿瘤细胞凋亡与 超声作用参数的关系 ...	(352)
15.4.5	蛋白提取与浓度测定 ...	(348)	15.5.2	超声作用下肿瘤细胞形态学特 征的变化	(354)
15.4.6	双向电泳	(349)	15.5.3	双向电泳图谱分析	(354)
15.4.7	胶内酶解	(350)	15.5.4	基于 MALDI-TOF 质谱的蛋白 质鉴定和功能分析	(356)
15.4.8	MALDI-TOF 质谱 ...	(351)	15.6	结论	(357)
15.4.9	质谱峰的分析与蛋白鉴定	(352)			
15.4.10	蛋白功能分析	(352)			
15.4.11	统计分析	(352)			

第 1 章 水听器测量超声换能器 辐射声压、声功率

1.1 实验目的

1. 学习 PVDF (Polyvinylidene Fluoride, 聚偏氟乙烯) 针式水听器 (needle hydrophone)、膜式水听器 (membrane hydrophone)、光导纤维水听器 (FOPH, fiber optic probe hydrophone) 的声压测试原理和辐射力天平测量声功率的测试原理, 将其用于测量超声换能器辐射声压和声功率。
2. 用 PVDF 针式水听器、膜式水听器 HMA - 0200、光导纤维水听器 FOPH2000 测量单阵元聚焦超声换能器的辐射声压, 掌握实验步骤和过程。
3. 比较三种水听器的优缺点和适用范围。

1.2 数学物理原理

1.2.1 PVDF 针式水听器

水听器是把水下声压信号转换为电信号的换能器。当压电材料上的压力 (声扰动) 发生变化时, 压电材料内部的电荷分布就会成比例地发生变化并且会以电压信号的形式体现出来, 因此可通过压电元件表面上的电极提取这些电荷, 经电压放大器或电荷放大器放大后, 由信号处理示波器显示出能反映声波波形的图像, 这样就以很直接的方法完成了超声声场中声压的测量。

目前所采用的水听器主要有 PVDF 针式水听器, PVDF 膜式水听器以及光导纤维水听器 FOPH。PVDF 材料由于灵敏度高和声阻抗优在电声换能器中得到广泛应用。下面首先介绍 PVDF 针式水听器。

顾名思义, PVDF 针式水听器是针形的, 由于直径很小因而可检测测量点的声压, 实际上是针式水听器直径尺寸范围的平均声压; 原则上针式水听器的直径越小越好, 至少小于声场的 1 个波长, 如 15 MHz 的声场, 则针式水听器的直径要小于 0.1 mm。针式水听器是测量声场和声压的首选换能器 (一级标准测量工具), 适合

连续波和脉冲波的测量。针式水听器针尖上有一层通常为几个微米厚的 PVDF 薄膜,现在可以做到 $9\sim 28\ \mu\text{m}$ 的膜厚,这层薄膜就相当于一个高灵敏度的压电换能器,能将接收到的声压信号转换为相应的电压信号,目前换能器直径可做到 $40\ \mu\text{m}\sim 1\ \text{mm}$,在 $1\sim 35\ \text{MHz}$ 频率范围针式水听器具有平坦的测量特性。

针式水听器及其原理如图 1.1 所示。

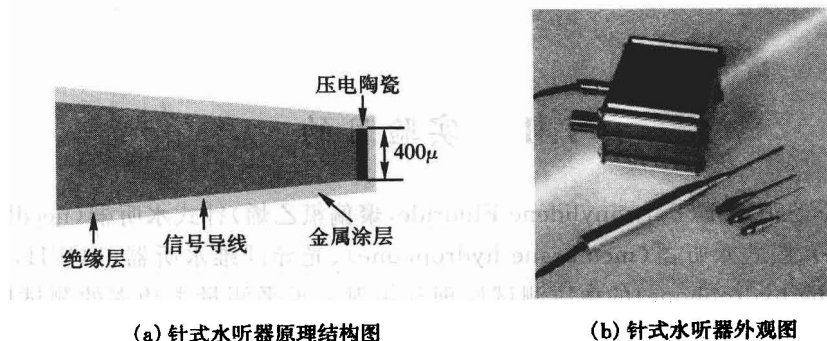


图 1.1 针式水听器结构及外形

由于水听器针尖的聚偏氟乙烯薄膜非常脆弱,因此使用针式水听器时注意不能用手或任何其他物体碰水听器针尖。清洗水听器时,用蒸馏水轻轻冲洗。

针式水听器最大的优点是:水听器体积非常小,不会对测试声场造成大的干扰,同时灵敏度高,使用方便,价钱相对于膜式水听器和 FOPH 水听器来说便宜。

通常针式水听器使用时需要配以水浸式前置放大器,DC 耦合器以及水听器辅助放大器。它们分别介绍如下。

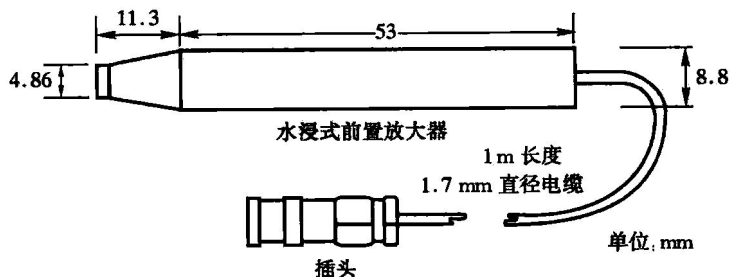


图 1.2 针式水听器前置放大器

前置放大器(submersible preamplifier)的作用是放大水听器接收到的声信号。直流耦合(DC coupler)的作用是提供直流电压,驱动前置放大器;以及作为前

置放大器 and 测量系统之间的声信号耦合器。

由于水听器的输出信号一般非常微弱,因此在将其输入采集和显示系统前,通常还需要经过一个水听器辅助放大器,进一步放大水听器接收到的声信号。

1.2.2 PVDF 膜式水听器

PVDF 膜式水听器主要为测量脉冲波声场而设计的,所以这里注意适合宽带的脉冲声场不适合连续波,是二级标准测量工具。PVDF 膜式水听器是宽频换能器,可用于脉冲、谐波等非线性分析。PVDF 膜式水听器的带宽为 0.5~45 MHz。

PVDF 膜式水听器的原理与针式水听器类似,都是通过 PVDF 薄膜感受压力的变化,从而将声压信号转化为电压信号。但它们的构造不同。针式水听器是针尖状的,只有针尖覆盖有一层几微米厚的薄膜。膜式水听器构造如图 1.3 所示。

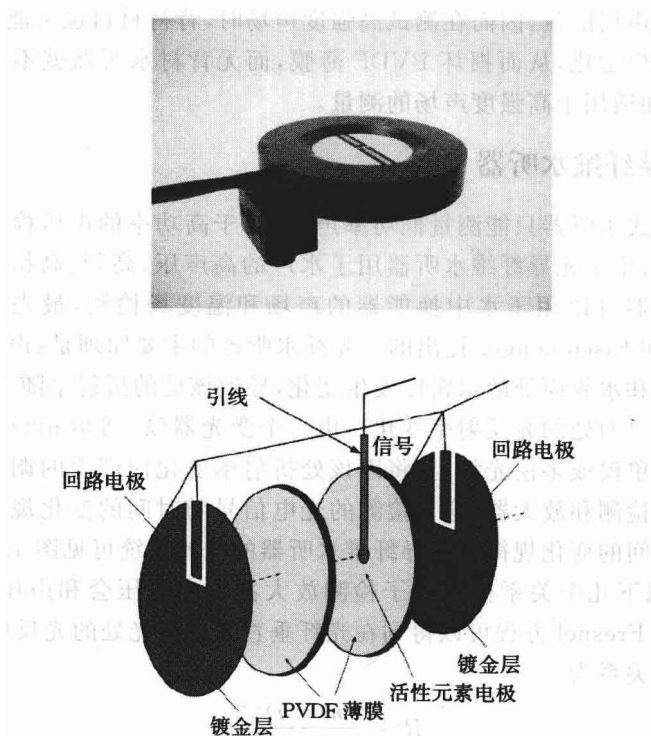


图 1.3 PVDF 膜式水听器外观图

膜式水听器由单层或多层、几个到十几个微米厚的 PVDF 薄膜张开在一个一定直径的圆形支架上,采用真空沉积技术在薄膜两侧各镀上一层金属作为传导电极,它们的重叠部分即为对声敏感的感应单元,膜式水听器通过感应单元来感应声压的变化,并

将其转化为电压信号,而两个电极可以将电压信号传递出去。感应单元的几何尺寸就是膜式水听器的有效孔径尺寸,所以膜式水听器通过孔径尺寸来进行命名,如 ONDA 公司生产的 HMA-0200 指的是 HMA 系列孔径为 0.2 mm 的膜式水听器。

膜式水听器适合于测试脉冲超声场,因为此时需要换能器频带宽,且响应均匀,而膜式水听器的灵敏度在整个测试频率范围内基本上保持一致,因而能很好地重现声波的形状。它的优点是:灵敏度高,带宽宽,密封设计,内置前置放大器和孔径可选。它的缺点是体积大,对测试声场可能会造成干扰;由于响应面积大,由此导致的空间平均效应也会使得测试结果不准确。同时,测试的声压幅值也不能过大,否则会损坏 PVDF 薄膜。

膜式水听器共有两种:无背衬式和有背衬式。第一种 PVDF 膜后无背衬材料,因为容易受到水的推压而发生运动或振动,造成测量错误。而有背衬式水听器由于背衬材料的存在使得其硬度大,不容易发生运动,也降低了测量误差。但是背衬材料会吸收声场能量,因而在测试高强度声场时,背衬材料也可能会由于吸收过多的能量而发生融化,从而损坏 PVDF 薄膜,而无背衬水听器就不会发生强烈的吸收,因而更加适用于高强度声场的测量。

1.2.3 光导纤维水听器

针式和膜式水听器只能测量低功率声压,对于高功率的声压检测一直是个难题,因而应运而生了光导纤维水听器用于水声的高声压、高频、高精度、瞬时测试。光导纤维水听器可以用于水中换能器的声场和温度场检测,最先是由 Phillips、Staudenraus 和 Eisenmenger 提出的。光纤水听器的主要原理是:声场的声压变化会引起光纤头和水界面处的水密度发生变化,导致该处的折射率随声压变化,因而也由此导致其界面处的光反射率变化。由一个激光器($\lambda=808\text{ nm}$)发射激光到置于水声场中的单模或多模光纤上,将因该处折射率变化而产生的调制光由光纤接收耦合到光子检测和放大器,这一检测的光电信号随时间的变化规律就反应了声场中声压随时间的变化规律。光导纤维水听器的检测系统可见图 1.4。

我们由以下几个关系得出光子检测放大器输出电压会和声压成线性关系。首先由菲涅耳 Fresnel 方程可以得到在光纤垂直入射激光处的光反射率 R 与液体的折射率 n 的关系为

$$R = \left[\frac{(n_c - n)^2}{(n_c + n)^2} \right] \quad (1.1)$$

式中: n_c 是光纤的折射率。

然后由 Gladstone-Dale 关系可得到水中折射率 n_w 和声压 p 的关系为

$$n_w(p) = 1 + (n_{w,0} - 1) \left(1 + \frac{p - p_0}{p_0 + Q} \right)^7 \quad (1.2)$$

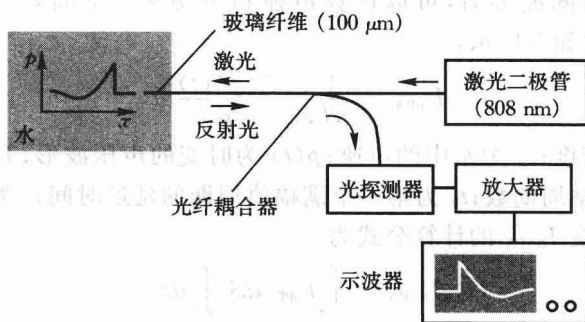


图 1.4 光导纤维水听器 (FOPH) 原理图

其中: Tail 参数($Q=295.5 \text{ MPa}$, $\gamma=7.44$), 静态时($p_0=0.1 \text{ MPa}$, $n_{w,0}=1.329$)。

$$\Delta R(p) = \left[\frac{(n_c - n_w(p))^2}{(n_c + n_w(p))^2} \right] - \left[\frac{(n_c - n_{w,0})^2}{(n_c + n_{w,0})^2} \right] \quad (1.3)$$

最后光电检测输出与声压变化($\Delta p = p - p_0$)的关系为

$$\frac{\Delta U}{U_0} = \frac{\Delta R}{(1+\alpha)R_0} = H \cdot \Delta p \quad (1.4)$$

式中: H 是常数(取平均值 $H_0 = -1.95 \cdot 10^{-3} \text{ MPa}^{-1}$); α 是修正系数。上式表示光电检测输出与声压变化成正比, 实验证明在声压($-12 \text{ MPa} \sim +40 \text{ MPa}$)非线性小于 5%。

相对于 PVDF 水听器, FOPH 的突出优点有: 更高的空间分辨率(光纤探头直径 $100 \mu\text{m}$), 带宽理论上 $>1 \text{ GHz}$, 放大器限制带宽 100 MHz , 快速响应, 可测高幅值正压和高幅值负压, 高的抗电磁干扰能力, 能测试更高幅值的声压, 即使在空化条件下也能精确测量。FOPH 水听器本身可做为标准测试不需要参照标准(因为折射率对于给定材料是确定的); FOPH 的感应尖在受到高幅值声压场产生的空化活动作用而损坏时, 能够快速修复。FOPH 系统适用于高幅值声压场($\geq 0.9 \text{ MPa}$)的测试。

常规的 PVDF 水听器仅可检测小声压的声场。由于采用了光学检测, FOPH 可测量极高的声压, 是 PVDF 水听器的几百到千倍, 声强就是几万到千万倍; 从而解决了高能声场的测试难题。这使得先进的 FOPH 水听器可应用于高强度聚焦超声声场测试领域。

1.2.4 计算声压、声功率

上述三种水听器直接输出的信号是电压信号, 用各自的灵敏度进行转换后, 就成了对应的声压信号。各水听器的使用说明里面都给出其对应的灵敏度。

得到声压-时间波形后,可以计算声强和声功率。空间峰值脉冲平均强度 I_{SPPA} 的计算公式如下所示:

$$I_{\text{SPPA}} = \frac{1}{nT} \int_{t_0}^{t_0+nT} \frac{p^2(t)}{\rho_0 c_0} dt \quad (1.5)$$

式中: ρ_0 为水的密度; c_0 为水中的声速; $p(t)$ 为时变的声压波形; T 为波形的周期; n 为所选波形的整周期数; t_0 为第一个满幅值周期的延迟时间; t 为时间。另外空间平均脉冲平均强度 I_{SAPA} 的计算公式为

$$I_{\text{SAPA}} = \int_S I_{\text{SPPA}} dS / \int_S dS \quad (1.6)$$

式中: S 为积分面积,通常为焦平面上 -6 dB 波束面积。将 I_{SPPA} 在一个包括波束的主瓣和旁瓣的大面积上进行积分,就可以得到声功率。

对于强聚焦的球面换能器,1994 年 Hill 给出了其平均声强 I_{SA} 和峰值声强 I_{SP} 的计算公式,对于施加声功率 W 、声压半高宽为 D 的声场,认为是高斯分布的,则平均声强 I_{SA} 和峰值声强 I_{SP} 的计算公式为

$$\left. \begin{aligned} I_{\text{SA}} &= 0.867W/D^2 \\ I_{\text{SP}} &= 1.56W/D^2 \end{aligned} \right\} \quad (1.7)$$

1.2.5 声功率的辐射力天平测量

声波的动量在遇到目标(吸收或反射)时将产生力,这个力就是辐射力(acoustic radiation force)。超声声功率的定量测量就是用辐射力天平(radiation force balance)来检测的。

辐射力测量声功率的原理就是让被测量换能器的波束完全作用在全吸收靶或全反射靶上,然后用天平测量全吸收靶的辐射力,或经全反射靶反射到吸声腔再测量其辐射力。图 1.5(a) 是全吸收靶辐射力天平原理结构示意图,图中全吸收靶的面积要大于换能器在靶上的波束尺寸。全吸收靶一般用聚氨酯材料做成,图 1.5(c) 是全反射锥靶,图(b) 是刷型的全吸收靶,可测如高强度聚焦超声等大的声功率。

声功率 P 与测量的辐射力成如下关系:

$$P = cmg \quad (1.8)$$

式中: c 是水中声速(依赖于水温); m 是质量变化; g 是重力加速度; mg 是辐射力天平读数。1 W 声功率对应的辐射力是 69 mg。所测量的是平面波的声功率。波束和传播方向成 θ 的声功率计算式为

$$P = \frac{cmg}{2\cos^2\theta} \quad (1.9)$$

辐射力天平测量较小声功率,如小于 5 W 时,精度可小于 5%;测量高功率时精度就差了,可能是由于空化的作用,因此测量高功率要用除气水。