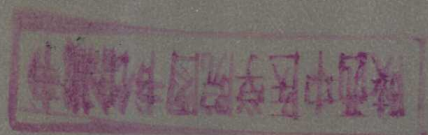


GIOWAI



国外超声医学

CHAOSHENG YIXUE

上海科学技术文献出版社

国外超声医学

《国外超声医学》编译组 编

*

上海科学技术文献出版社出版

(上海高安路六弄一号)

新华书店上海发行所发行

上海新华印刷厂印刷

*

开本 787×1092 1/16 印张 9.75 字数 246,000

1981年4月第1版 1981年4月第1次印刷

印数 1—1,900

书号: 14192·10 定价: 1.25元

《科技新书目》1—207

前 言

超声诊断在临床应用已有三十余年的历史,近十年来进展迅速,已被公认为医学诊断中的三大影象法之一,亦是一种较为理想的非侵入性的诊断方法。

为了介绍国外近年来本学科中的新成就与具有一定代表性的研究工作,我们在上海市声学学会的组织与支持下,编译了《国外超声医学》专辑。本辑主要报道了用计算机进行超声数据处理及形成图象的系统设计、超声换能器的设计与特性测量、灰阶超声的概念及方法、相控阵超声原理(多功能扫描法)、几种新型的多普勒超声仪、C型及穿透式超声成象法等。在临床方面,除两篇评述性文章外,还对超声显象法及超声心动图法作了介绍。希能对国内超声医学专业人员、其他有关专业、基础医学教师及临床各科医师提供参考。

本辑内容选自近年来有关的国际超声医学会议、欧洲超声医学会议、声学会议等论文专著以及各种临床与其他专业期刊。在组织翻译过程中,得到中华医学会上海分会超声诊断学会以及各有关部门的协助与支持,谨此致谢!并请读者对本书提出宝贵的意见和建议。

上海市声学学会医用超声组

1980年9月

目 录

1. 一种计算机超声处理、数据收集及显示系统 (CUPAD)——超声成象的研究	1
2. CUPAD 系统——随机临床超声数据收集的实时处理	4
3. 短脉冲超声换能器的设计和特性	7
4. 八声头显象仪 (Octoson)——新型快速多用途回声仪	15
5. 用校正电路实现压电换能器的最佳响应	18
6. 灰阶超声的物理学前景	25
7. 用第二代灰阶改进图象	29
8. 用于诊断的超声数字式动目标显示器系统	33
9. 多功能扫描法: 设计考虑及性能指标	38
10. 相位检测原理在经皮流速剖面测量仪器中的应用	41
11. 多通道定向多普勒血管显象法	47
12. 应用连续白噪声源的穿透式超声成象	52
13. 高分辨力、高灵敏度的 C 型超声显象系统	56
14. 实时超声扇型扫描的电视同步	62
15. Vidoson 735 型实时超声断层仪	64
16. 超声诊断的进展	66
17. 诊断超声——来自澳洲的观点	76
18. 正常婴儿和早产婴儿回声图的心室收缩时间间期	82
19. 超声心动图评定高血压者的心脏解剖和功能	87
20. 超声心动图的主动脉瓣射血面积——一种心搏量的反映	95
21. 机扫型断面超声心动图法测定左心室喷血比数	99
22. 散在性 (discrete) 主动脉瓣下狭窄的超声心动图法	107
23. 超声心动图对于老年人特发性肥厚性主动脉瓣下狭窄的诊断价值	114
24. 巨大纵隔囊肿所致心脏移位	118
25. 肝、胆、胰的超声诊断法	121
26. 正常胰腺的超声显象成功率与正常标准	132
27. 在阻塞性黄疸中的超声显象法	138
28. 超声诊断用于肾移植	142
29. 多胎妊娠的超声诊断	146
30. 前置胎盘: 在中期妊娠的意义	149
31. 回声对异位妊娠的诊断	152

一种计算机超声处理、数据收集及显示系统(CUPAD)

——超声成象的研究

Goldstein A. 等

本文中叙述在 Kansas 大学医学中心我们研究程序的原理大纲，并叙述我们的显象研究系统的结构。后两项将介绍我们的一些硬件与软件的成就，并对初始的图象给予临床初步评价。

在脉冲回声式超声显象系统中的“信息流”的图示可见图 1。在临床医学中本系统的目的是将有关信息最有效地转给医生，以帮助他们作出诊断。

显象系统的组成部分为：

病员 被超声射束扫描的横断面解剖，
探头 超声脉冲发射以及所获回声的检测，

接收器 放大低能量回声信号。采用对数式放大器，以适应大动态范围的回声能量以及时间增益变化，以补偿组织衰减；

视频检测与信号处理 多数临床仪器检测回声振幅系应用某种模拟式信号处理；

显示 常用 B 型显示超声信息，此为病员横断面的一个缩小图象指示所收到回声的组织解剖尺寸；

医生 在医生大脑的皮层视觉区形成一个最后的图象。医生然后解释这一图象并用

此信息作出诊断。

根据功能将显象仪器分为数据收集、处理和显示单元。

要实现一个有临床实效的显象系统，信息流应该最大。眼—脑结合已成为一个合适的观察系统。因此，其问题是变为什么样的超声数据应予收集以及怎样为多种病变状态的诊断作最好的收集、处理与显示。

为了回答这些问题并学会如何建立一个有临床实效的超声显象系统，我们开始了我们的研究程序。在设计这个程序的过程中，作出一些基础的判断。

1. 可用于设计一个有临床实效的显象系统的情报是很稀少的。已作出决定不建立目前任何一种完整性的系统，因为这将包括许多先决的判断，它将大大压缩本系统的数据处理能力及其挠性(灵活性)。

2. 将建立一个其先决判断愈少愈好的系统，作为一种研究工具来学会如何最好地建立一个实效系统供临床应用。

3. 因其记忆及计算能力并具有可挠性和易于用软件控制注入，这个系统的中心部件为一台数字式计算机。(虽然我们感到计算

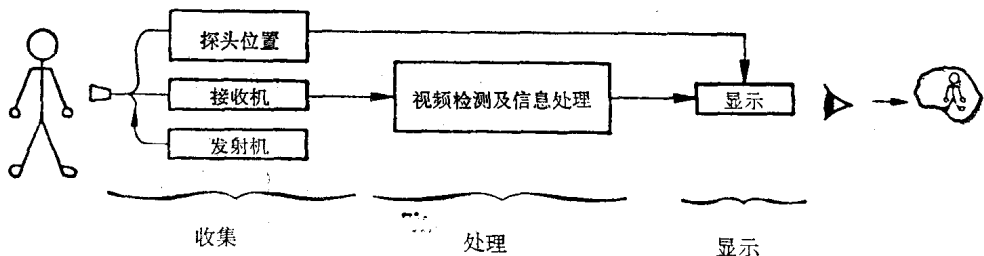


图 1 超声显象系统中的信息流

机在研究系统中的重要性, 但它在最终的临床系统中可能不是必需的、理想的、甚至是实用的。)

4. 为了易于变换数据处理框图, 此系统应为模拟式设计。

5. 接触式B扫描为其数据收集的模式, 因为它得到广泛的临床认可。

6. 在数据收集中使用取样技术。在每次发射脉冲中取出回声系列中的一段样品。这在数据收集率(扫描时间)及系统的可挠性之间有顾此失彼。选择这个低取样率在研究中增加可挠度, 同时仍然可作实时显示。

我们的研究系统的方块图 CUPAD 见图 2。用超声扫描器 (Picker EV-6) 收集超声数据并用特殊设计的连接器进行数字化。然后将数据转入 PDP-15 电子计算机 (铁芯 64K, 两个 250K 字数固定头的磁盘及两个 10.2 兆 (million) 字数的磁盘计算机语言组传动器), 于此处理及存贮。在此扫描的选定间期中, 数据转送至 MIPED 系统作彩色或黑白色电视显示, 在 128×128 析象矩阵单元中, 以 16 种色彩或灰阶代码。

制成的 MIPED 系统(医用成象、处理、增强及显示系统, Medical, Image, Processing, Enhancement and Display, NSF Grant GJ-28779) 供核医学图象处理应用, 它亦有标准特征分离后处理功能并将在我们研究中

的后期应用。

CUPID 将作为一个研究工具来回答下列问题:

1. 哪些超声参数在多种疾病的诊断中是重要的;

2. 如何来最合适地收集、处理和显示此种信息。

在接受到的回声群中包含了许多的信息。从探头获得的电信号可作回声振幅、频率、相位或发射时间延迟的单独或者同时测量。

选择了回声振幅作为第一种超声参数来进行研究。收集供研究的变量包括: 1. 计数分辨率(高至 8 位); 2. 在每一个图象分辨单元中的峰值振幅检测; 3. 在每一析象单元中的回声平均振幅的测量。

被研究的处理变量包括: 1. 计算每个析象单元中全部样品的平均值; 2. 存贮每个析象单元中多个样品中的最大值; 3. 校正每个各别取样的回波系列供计算其组织吸收; 4. 声束图形校正; 5. 测出并去除混响。

要研究的显示变量包括: 1. 高至 16 种彩色电平的彩色电视图象; 2. 高至 16 种灰阶的黑白电视图象; 3. 显示更新率(refresh rate)。

为了客观地估价在不同的时间里完成的各种数据处理框图, 应用同样未加工过的模拟超声数据是重要的。为此目的, 使用了 Honeywell 96 型 2 兆赫 (图 2) 带式记录器。

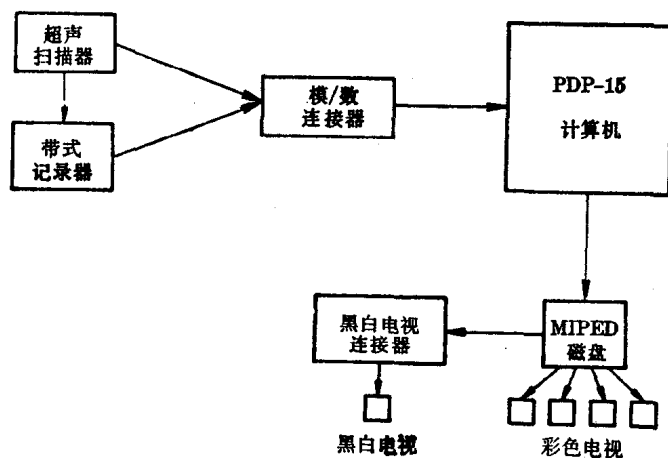


图2 CUPAD 方块图

它将在临床检查中使用，记录来自超声扫描器的数据，以形成一个未加工过的扫描数据的档案。

我们用 CUPAD 要进行的基本实验，将是对临床重要解剖部位的正常与病变组织的

回声振幅作标准化测量。这是一个重要的测量，因为这样我们将为医学诊断而收集及显示有关回声振幅所需要的信息。一旦收集到，将提供一个供数据处理研究用的恰当的数据基数。

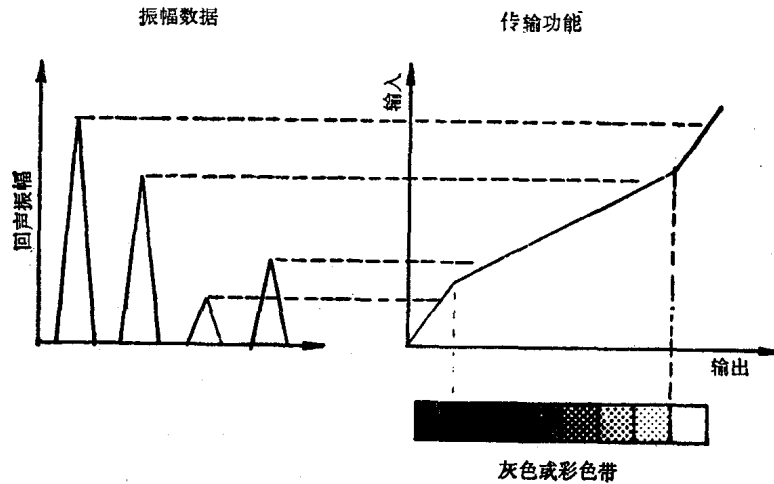


图3 灰阶电平扩展

一种显示中值范围振幅与高折象力的可能性

图3示出一种可被应用的收集与显示技术(灰阶电平扩展)，若有关的临床信息限于最大振幅值的 $\frac{1}{4}$ 至 $\frac{3}{4}$ 的范围，在低段 $\frac{1}{4}$ 振幅中的回声群显示为黑，而在高段 $\frac{1}{4}$ 振幅的回

声群显示为白。留下的6种灰阶则用于显示有关振幅的中段范围。

徐智章译自《Ultrasound in Medicine》1975年第1卷475~480页，杨辟宏校

CUPAD 系统

——随机临床超声数据收集的实时处理

Ophir J. 等

前文所述的 CUPAD 系统包括了一个专门设计在 Picker EV-6 扫描器与 Digital Equipment 公司以及一辅助的软件组件。本章将评述其硬件与软件的结构及作用。

硬件连接器

硬件连接器设计成研究系统的一个部分，以最大挠度(灵活性)及合理的价格为重要准则。这些准则表明一个数据取样数据收集技术，它免除了需要甚高速度的模拟计数转换器的高代价，并提供适当的收集速率。允许电子计算机工作在将收集到的数据作实时处理与显示。

在 B 扫描中皮肤表面上探头的随机活动存在回声数字寄存的校正及标准化问题。界面硬件设计时应考虑消除这些问题。

稍予改动 Picker EV-6 扫描器以供 x 和 y 位置偏转信号的外部应用。此外用了标准的视频及同步输出(图 1)。 x 和 y 位置信号馈送至 2 个 8 位(bit)跟踪模拟数字转换器，它连续转换模拟输入至数字地址编码。取样逻辑电路发生一个取样脉冲给每次接收到的回声波列。这样，延迟连续取样脉冲依次连续取出各个析象单元样品(图 2、3)。取样脉冲的出现导致 x 与 y 地址寄存器保持跟踪转换器的计数电流输出。取样脉冲输出的前沿触发扫描发生器及积分电路。扫描发生器产生一个正比于取样脉冲期的电压，同时积分器产生一个正比于介于触发及为取样脉冲后沿所终止的时期中的视频信号下方的全部面积的电压。然后使用一个模拟除法器将积分器的输出为扫描发生器的输出所除。

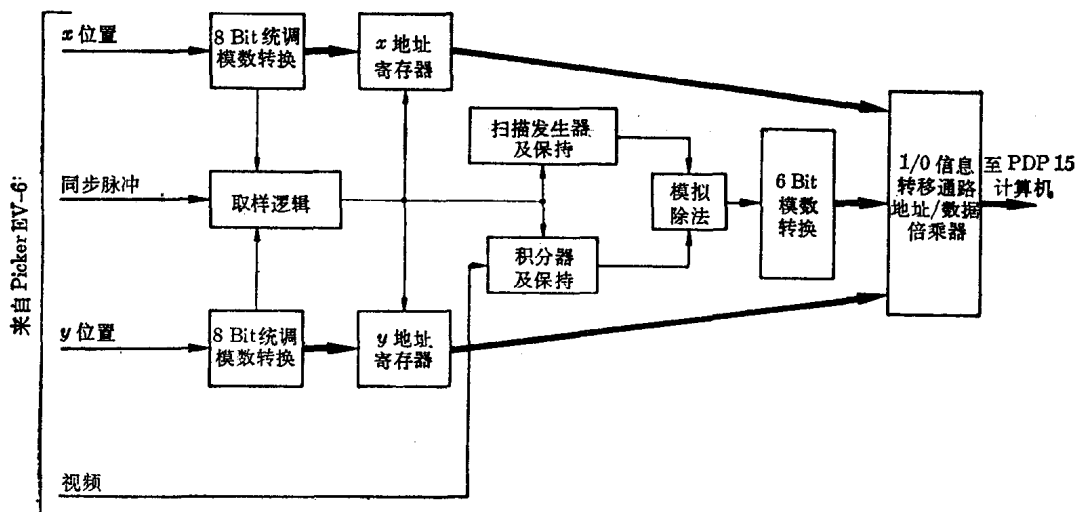


图 1 硬件连接器方块图

粗箭头示计数数据流；中间箭头示模拟数据流；细箭头为控制信号

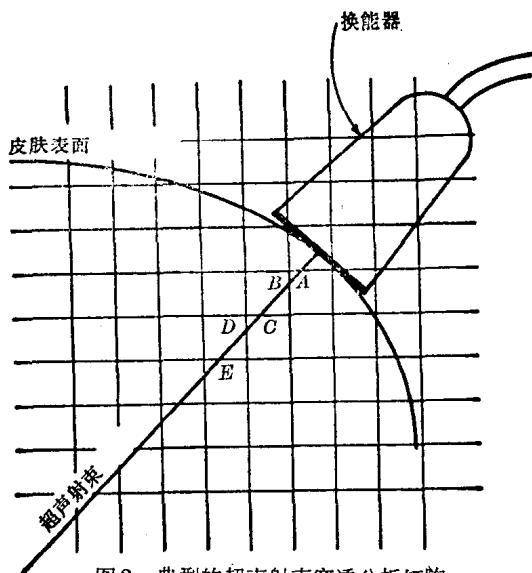


图2 典型的超声射束穿透分析矩阵

病人的横断面被分成 128×128 析象单元的矩阵, 显示其典型界面相交(A、B、C等)。途长的归一化是需要的, 因为途径 $AB \neq$ 途径 BC

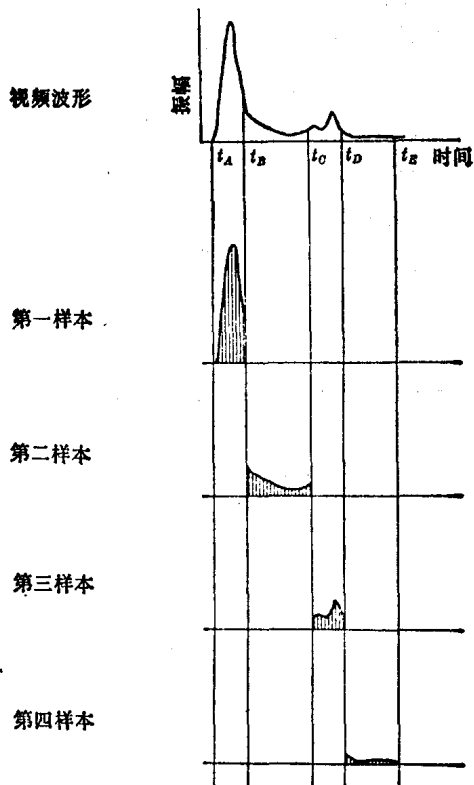


图3 通过析象单元的硬件取样

顶图为一典型的A型回声系列。其它图形示出从这些回声系列中取出成功的样本及其下方(阴影区)的面积测量值。第一个样本取在第一个发射脉冲之后, 第二个样本取在第二个发射脉冲之后, 依次类推。时间 t_A, t_B 等与经过界面A、B等处(在图2中)相符。注意: $t_B - t_A \neq t_D - t_C$

按数字分析, 如果取样脉冲在时间 t_A 发出, 而在 t_B 终止, 在时间 t_B 之后扫描发生器的输出保持在 $K(t_B - t_A)$ 伏, 此处 K 为常数。积分器产生视频信号的时间积分, $V(t)$ 或

$$K \int_{t_A}^{t_B} V(t) dt$$

两个输出相除得到结果为

$$\frac{1}{t_B - t_A} \int_{t_A}^{t_B} V(t) dt$$

此相关于取样期间的视频平均信号。

在相除后, 将商值电压数字化至6位。在完成这个数字化的基础上, 以及数字化地址保存在 x 与 y 地址寄存器中时, 发出一个特征信号并请求一个 I/O 程序中中断。此时软件表现为来自界面输出地址数据倍乘器的 I/O 数据至电子计算的控制。

因此常可获得校正的回声源的 $x-y$ 地址以及严格标准化的视频(信号), 与探头的位置、角度及活动无关。

软 件

在电子计算机中的数据流与所有其它的软件功能为使用程序(图4)所控制。此包括连接器信息处理程序的控制, 原始数据的存贮, 程序前处理, 数据收集的缓冲以及作显示准备。

信息处理为最低限度的程序, 它直接与硬件连接器交换信息并使数据便于正确传输至2个512字线性缓冲器之一。在使用程序的指令下, 信息处理机指令硬件倍乘器首先传输地址, 然后传输数字化视频。这两个数据块存贮在两个相继的计算机字母的线性缓冲器中。重复过程直至来自一个回声波列的全部地址及视频取样已经存贮进一个线性缓冲器为止。从下一个波列来的数据将开始来充满第二线性缓冲器, 同时已经存贮在第一个线性缓冲器中的数据将被一些前处理程序(如最大、平均与 TGC 校正程序)作前处理, 并在 16K 图象缓冲器中以相应的计算机字

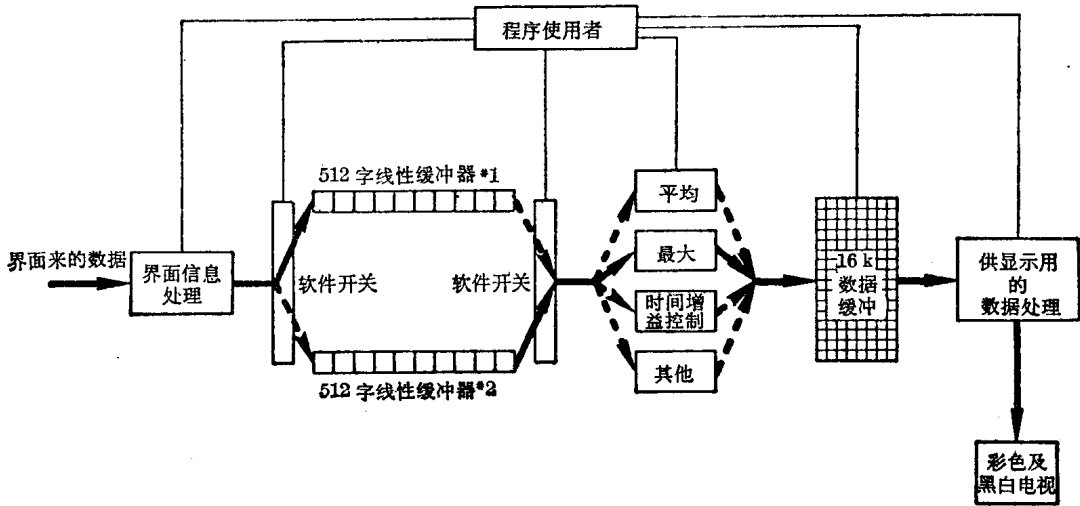


图4 CUPAD 软件数据信息处理方案图

粗线箭头示大数据流的途径。虚线箭头为变换途径。细线示程序使用者的软件控制

母存贮。线性缓冲器的开关动作使电子计算机能与数据收集及前处理同步，故进入的所有数据作适当的数据处理。因为线性缓冲器中的数据是以与探头的有关距离依次存贮，它对本机的 TGC 软件校正有用。这些校正正是使用同一个标准反射器计算衰减系数，然后作衰减校正。

在线性缓冲器中的数据可再被平均器或者最大程序进行处理。在 16K 数据缓冲器中平均法程序保持并记下其运转总和，并且咨询每个析象单元的时间次序的计数。最大程序系将线性缓冲器中每个数据字母，与已存贮在 16K 数据缓冲器中的相关字母作比

较，并只保持其最大值。故无超写问题出现。

从连接器来的数据流周期性地停止以供电子计算机来处理 16K 缓冲器的内容，以作显示准备（例如，在平均器的例子中，它为运转总和除以上述计数器内容）。在相应的电子计算机字母包之后，16K 缓冲器减至 4K 缓冲器，并在固定头磁盘的 5200 型数据盘上消除。此盘直接更新黑白及彩色监视器。

可将产生的图象抹去、暂贮或永久存放在 RP-02 磁盘包中。供今后修正及后处理之用。

徐智章译自《Ultrasound in Medicine》1975 年第 1 卷 481~487 页，杨辟宏校

短脉冲超声换能器的设计和特性

F. S. Foster J. W. Hunt

本文讨论短脉冲(双极性的和单极性的)超声换能器的构造和试验,并分析了几个例子。用新方法推导出了预计短脉冲换能器辐射声场的方程式,在一个短脉冲换能器的理论预计值与实验测量值之间获得了一致。指出了预计脉冲形状与实验所观察到的形状之间的一些差异。

引言

多年来,在医学和无损检测回声式检查的研究方面,广泛利用了压电换能器产生的超声脉冲。短脉冲换能器由于提高了换能器的轴向分辨率及具有非常宽的频率响应这两个原因,引起人们的注意。近来已发展一些回声记录仪和发射系统,用来测量人体组织的象散射和衰减等参数。对这些问题,里兹等^[1]、霍拉西等^[2]、米勒等^[3]和富兰克林等^[4]都作了研究,依靠短脉冲换能器获得了宽频率范围的信息。

虽然已经发表了大量关于短脉冲换能器的文章,但都忽视了两个方面的问题,即实际的结构技术和用实验证实理论预示的声场特性。本文的第一部分讨论了产生双极性脉冲(一个完整的振荡)和单极性脉冲的(半个振荡)换能器结构的制造技术,仔细地说明了测量发射和接收响应的技术,同时举出几个例子。

长期来,人们就意识到短脉冲换能器辐射的声场和连续波激励换能器的声场有显著的不同。我们导出的方程,预示了由一圆形作活塞式振动声源的任意脉冲产生的声场。这些计算运用了富里叶变换和瑞利-索末菲

尔德衍射理论。声场的实验考核是由一个新类型低频扫描的压电微型换能器进行的。

短脉冲换能器的构造

一个简单的超声换能器,可以由一片压电圆片,在它两面镀上电极,并把这圆片安置在适当的吸声背材上构成。在这些研究中我们采用商品名称叫做 PZT5A 的压电材料^[5]。当一个阶跃函数电压加到换能器的电极上,就可发射出一连串超声脉冲。这列脉冲的阻尼取决于背材的声阻抗及前面耦合的介质声阻抗。当背材的声阻抗等于压电片的声阻抗(称为完全匹配)时,发射的超声就由两个大小相等方向相反的脉冲所组成^[7]。从被固定的压电片的前面和背面发出脉冲,脉冲通过压电片厚度,有个时间间隔 τ 。完全匹配所产生的双极性响应,表示利用这种结构和电激励能够获得的最短脉冲。

为了达到完全匹配,这个 PZT 圆片可以被固定在未经极化的 PZT 的背材上。固定工艺要求这个 PZT 圆片和背材之间有一个很薄的粘结夹层,夹层厚度对于换能器工作有明显的影晌,所以必须加以注意。对薄的环氧夹层透射率估计的计算可用金斯勒和富莱^[7]推导的公式:

$$T_1 = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2 \cos^2(k'l) + \left(Z' + \frac{Z_1 Z_2}{Z'}\right)^2 \sin^2(k'l)} \quad (1)$$

其中 T_I = 声强透射率系数; Z_1 = 换能器材料的声阻抗 = $Z_{PZT} = 33.7 \times 10^6$ 瑞利 (千克·米⁻²·秒⁻¹); Z_2 = 背材声阻抗 = Z_{PZT} ; Z' = 材料 1 和材料 2 之间薄夹层的声阻抗 =

$Z_{EPOX} = 2.66 \times 10^6$ 瑞利; $k' = 2\pi/\lambda'$; λ' = 薄层中的波长; l = 薄层的厚度。

图 1 是环氧层厚度对 T_I 关系的曲线图。由于环氧的声阻抗是低的, 因此造成在环氧和 PZT 之间很大的失配, 环氧层的厚度只有 4 微米时, 透射率减少了 10%。于是我们采用好的夹层的标准是平均厚度必须小于 4 微米。值得注意的是, 银层声阻抗与 PZT 正好匹配时, 就是厚达 10 微米时, 入射的超声几乎被 100% 传输。实际上银层电极是在真空条件下蒸发上一层比 1 微米还薄的均匀导电层, 因此它并不影响换能器的工作。

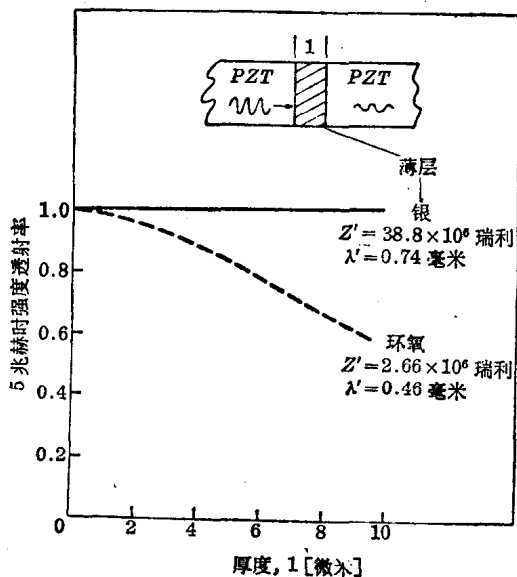


图 1 5 兆赫时透过两片 PZT 之间薄的银层和环氧夹层的超声强度透射率

我们提供了一个技术, 使 PZT 圆片和没有极化的 PZT 背材之间有一个良好的粘结。它们的表面被抛光, 使之平面误差在 ± 2 微米内。表面的平度可用通常标准的牛顿环法检查, 直至达到满意的平度。粘结剂由 Dow Chemical DER 330 环氧树脂和 DEH 12 硬化剂配成。为了降低粘稠性, 混合液应加热到

90°C, 把一小滴配好的环氧树脂硬化剂溶液放在背材上(也是 90°C), 把 PZT 立即粘上压紧, 然后把粘好的样品放在 60°C 的真空炉中, 在低真空中放置两小时, 直到环氧固化。低真空有助于粘结剂中气体的排出。这些程序要极其仔细地操作, 避免混进灰尘和气泡, 因为即使一个极小的气泡都会破坏粘结。

试验系统

装置

要进行试验的换能器浸在标准水槽系统中。发射和接收换能器间最大相距 80 厘米, 可以调节的相对距离为 ± 0.1 毫米。采用 Aero-tech 超声换能器分析仪 (UTA) 来激励发射器, 并放大由接收器来的宽带信号, 激励的阶跃电压幅值为 185 伏、上升时间 25 毫微秒, 接收电路衰减 3 分贝, 具有 0.1~12 兆赫带宽。信号由具有上升时间小于 2 毫微米的 Tektronix 7904 型示波器观察。为了以后分析, 用快速即印照相 (Polaroid Photographs) 记录轨迹。

我们制作了几个换能器, 试验发射特性、接收特性及相对灵敏度 (相对于商用换能器)。发射的响应由施加一阶跃电压后向水中发射超声脉冲的波形确定, 接收的响应由换能器加上一超声假脉冲产生的电压波形确定。

发射响应

测量发射响应的系统与雷伍德^[6]和卡罗米等人^[8]采用的一样。装置见图 2a*, 在时间 $t=0$ 时, 由 UTA 产生的上升时间为 25 毫微秒、幅度为 185 伏的阶跃电压加到要测试的换能器的电极上。由这阶跃电压激励, 发射出超声脉冲, 传播到远场, 由一个厚的接收器检取。接收要满足两个重要的条件: 为了减少由于衍射效应产生的脉冲波形失真, 要求发射器到接收器的距离远些, (这里测量

* 应该为 2b——译者注

距离要有 77 厘米)接收晶体要比脉冲空间宽度厚些(见图 2b*)。

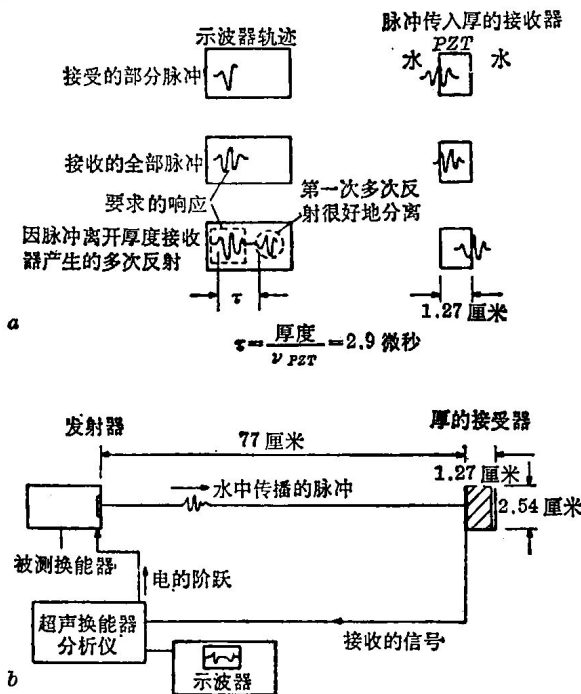


图 2 (a)利用一个厚换能器得到声响应;
(b)用于测量短脉冲换能器发射响应的技术

我们使用标准的接收器是一个直径 2.54 厘米厚 1.27 厘米的 PZT 圆片,接收器厚度要足够观察,长度达 1.27 厘米(相当 2.9 微秒时间)。测得接收器的电容为 560 微微法,在与 50 欧姆负载匹配时,该系统的时间常数是 27 毫微秒。

接收响应

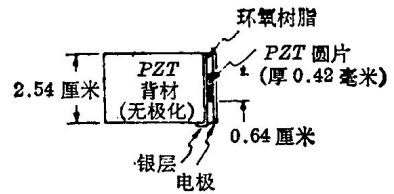
要测试接收器的响应,只要把上面的过程倒过来进行。在厚的换能器(即以前作为接收器用的)加上一个阶跃电压,换能器就发出一连串彼此间隔 2.9 微秒的超声脉冲。这个脉冲序列通过 77 厘米路程到达被测试的换能器,而第一个脉冲作用时,换能器在它的电极上出现一个电压波形,这波形就反映了接收器的响应。

实验结果

双极性的换能器

图 3 是两个双极性换能器的发射和接收

T_1



T_2

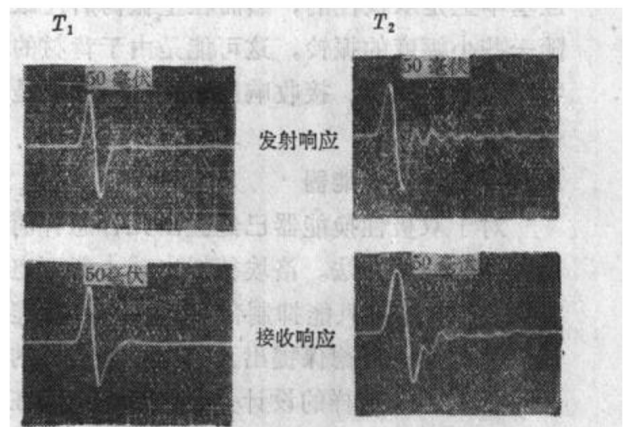
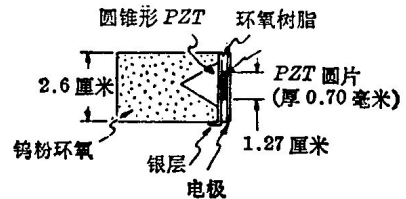


图 3 两个双极性换能器: T_1 是压电圆片与长的圆柱形没有极化的 PZT 完全匹配, T_2 是压电圆片粘上一个匹配的锥形没有极化的 PZT 及钨粉环氧组成的背材。这样装配所发射脉冲的负方向很快就被吸收。然而由于一些小幅度的波动,脉冲被拉长了。(幅度增益 20 分贝;垂直标尺 50 毫伏/格;水平标尺 200 毫微秒/格)

的响应。换能器 1(图 3 中 T_1)是直径 6.4 毫米厚 0.42 毫米的 PZT 圆片,并且与没有极化的 PZT 背材完全匹配。值得注意的是发射脉冲正好是一个完整的超声振荡。简单的理论可指出 T_1 输出的发射脉冲是两个大小相等方向相反的超声脉冲,它的间距等于圆片的渡越时间 $\tau = 100$ 毫微秒。超声脉冲延展了半周,主要是由于衍射效应,当然水中的吸收,阶跃的上升时间及接收放大器的带宽,也都有影响。就象理论所指出, T_1 的接收响

* 应该为图 2a——译者注

应和发射响应在形状和大小方面都是一样的^[9]。但在第二个半周有一个值得注意的长尾，这可能由于在发射和接收测量时的衍射条件不同所产生的。

第二个双极性换能器(图3中 T_2)由一个固定在没有极化的圆锥形PZT上的、直径12.7毫米厚0.78毫米的PZT圆片组成,背材是采用钨粉环氧混合物。这样的设计是布朗和维特提出的^[10],这方法可以吸收由圆片向背材发射的超声。换能器要是用于脉冲回声装置中,这样的方法是必要的。发射响应基本上是双极性的,然而在主振荡后还跟随一些小幅度的振铃,这可能是由于背材的特殊形状引起的。接收响应和发射响应仍是一样的。

单极性的换能器

对于双极性换能器已经提出几种怎样消除背面脉冲的方法。洛埃德提出减小背面电极大小^[11],结果只能抑制背面脉冲,却不能消除这脉冲;范德保提出叉指电极换能器的几种变型^[12],这样的设计是利用压电陶瓷在叉指电极间极化,然后激发出对应同样形状的波形(进一步讨论见布朗和威特的著作^[10]。)

在产生单极性脉冲方面,我们觉得卡齐思提出的方法是最有效的^[13]。换能器 T_3 是用直径12.7毫米厚6.3毫米的圆片安置在一个PZT背材上,后背的电极包围着这相当厚的圆片四周,如图4所示的那样,被激励时,圆片内部产生一个极非均匀的电场,从而发射脉冲由一个半周期和跟随着一个长而低的负尾组成,就象图4所看到那样。

灵敏度

通过比较商用的与被测试的发射响应和接收响应,可估计它的相对幅度灵敏度^[14]。为达到短脉冲换能器灵敏度指标所付出的代价是高的。双极性换能器的相对幅度灵敏度在用于发射时定为-10分贝,在接收时定为-5分贝;至于单极性换能器的相应值,用在

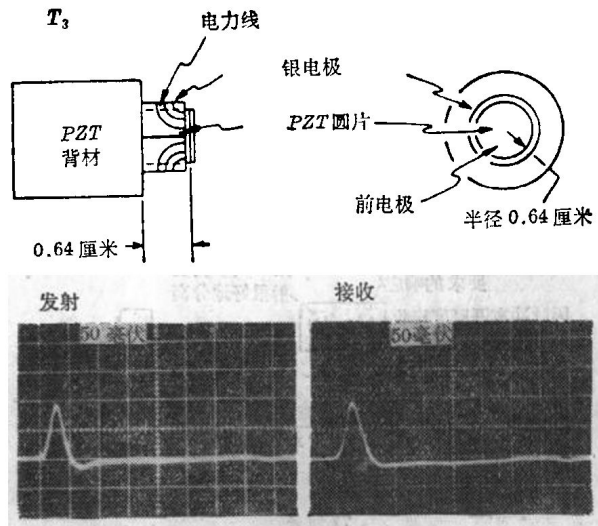


图4 换能器 T_3 是一个单极性的,由一个相当厚的没经极化的PZT圆板作为完全匹配的背材。反面电极还围绕压电片四周。换能器的响应可看成是由于背部来的脉冲造成。在主单极脉冲约1.5微秒后有一个很小的隆起。(增益30分贝,垂直标尺50毫伏/格;水平标尺200毫微秒/格)

发射时是-25分贝,接收时是-20分贝。

按理对于发射情况,可通过增加激发电平来补偿灵敏度的降低,然而这种方法似乎不能提高接收灵敏度。

短脉冲换能器的声场

由于超声短脉冲包含的宽频域,就不能采用截然的近场和远场的概念。理论上预示短脉冲器件的声场可采用两种方法:第一种方法是由斯蒂芬尼森^[15]、弗里德曼^[9]、罗滨生^[16]采用的,利用换能器遍及整个声场的脉冲响应,它的瞬态声压可通过观察点的脉冲响应和换能器发射表面的速度函数的卷积来计算;第二种方法,就是我们采用的富里叶变换法,离开换能器孔径的声压脉冲用富里叶变换分解成连续波(CW)分量。每一个连续波分量传播到场中所观察的点,在这些点都可运用瑞利-索末菲尔德衍射理论^[17],于是这些分量按适当的相位用富里叶反变换重新组合,同时求出强度。

理论上的发展

图5是用来计算的图形。设 ν =频率;

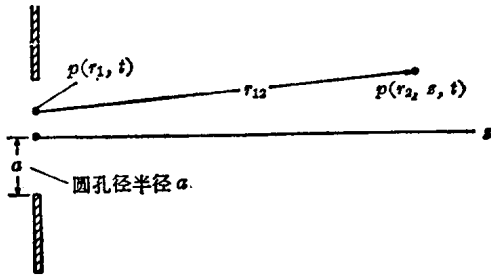


图5 用于计算孔径为 a 的换能器声场瞬态声压 $p(r_2, z, t)$

a = 孔径的半径; r_{12} = 从孔径上 r_1 点到声场中点 (r_2, z) 的距离; $p(r_1, t)$ = 孔径上的瞬态声压; $p(r_2, z, t)$ = 声场中 (r_2, z) 点的瞬态声压; $P(r_1, \nu) = \mathcal{F}\{p(r_1, t)\}$, \mathcal{F} = 富里叶变换; $P(r_2, z, \nu) = \mathcal{F}\{p(r_2, z, t)\}$ 。按富里叶分析我们有:

$$p(r_1, t) = \int_{-\infty}^{\infty} P(r_1, \nu) e^{j2\pi\nu t} d\nu \quad (1)$$

$$p(r_2, z, t) = \int_{-\infty}^{\infty} P(r_2, z, \nu) e^{j2\pi\nu t} d\nu \quad (2)$$

对于离开孔径的声脉冲连续分量用瑞利-索末菲尔德衍射得到:

$$P(r_2, z, \nu) = \frac{1}{j\lambda} \int_0^a \int_0^{2\pi} P(r_1, \nu) \frac{e^{-jk r_{12}}}{r_{12}} d\theta dr_1 \\ = \frac{2\pi}{j\lambda} \int_0^a P(r_1, \nu) \frac{e^{-jk r_{12}}}{r_{12}} r_1 dr_1 \quad (3)$$

把(3)式代入(2)式得

$$p(r_2, z, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2\pi}{j\lambda} \int_0^a P(r_1, \nu) \\ \times \frac{e^{-jk r_{12}}}{r_{12}} r_1 dr_1 e^{j2\pi\nu t} d\nu \quad (4)$$

设 $k = 2\pi/\lambda = 2\pi\nu/V$ 重新组合:

$$p(r_2, z, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{k}{j} \int_0^a P(r_1, \nu) \\ \times \frac{e^{j2\pi\nu(t-r_{12}/V)}}{r_{12}} r_1 dr_1 d\nu \quad (5)$$

其中 V 是超声声速。

方程(5)就可用来计算短脉冲换能器声场中各点的瞬态声压。为简化起见,只考虑远场的瞬态声压和 z 轴的瞬态声压两种情况。

在远场时适用夫琅和费近似即:

$$r_{12} \cong z + \frac{r_1^2 - 2r_1 r_2}{2z} \quad (6)$$

把(6)式代入(5)可得到在 r_2 和 z 处的声压和时间的关系如下:

$$p(r_2, z, t) = \mathcal{F}^{-1}\{K(z, \nu) P(\nu) \\ J(r_2, z, \nu)\} \quad (7)$$

其中

$$K(z, \nu) = ka^2/2jz$$

及

$$J(r_2, z, \nu) = \frac{2J_1(2\pi\nu a r_2/Vz)}{2\pi\nu a r_2/Vz}$$

这里 J_1 是一阶第一类贝塞尔函数。

由于超声声场是柱面对称,所以计算换能器沿 z 轴的瞬态声压,并不需要近似的要求。解积分式(5)得结果:

$$p(0, z, t) \mathcal{F}^{-1}\{P(\nu)[e^{jk(z-\sqrt{z^2+a^2})} - 1]\} \quad (8)$$

方程(7)和(8)是用来分析 T_2 的声场的式子。在叙述这些结果之前,宜先讨论一下瞬态声压如何化成相对强度和一些富里叶变换方法的详细内容。

超声强度

超声强度定义为通过单位面积的超声能量的速率,因此平面超声波声场某点的强度,就等于该点声压的时间均方值除以该点的声阻抗:

$$I(r, z) = \frac{\langle p^2(r, z, t) \rangle}{Z(r, z)} \text{平均} \quad (9)$$

(9)式的单位是瓦·米⁻², 声场点 (r_2, z) (见图5)的相对强度定义为声场中该点的场强对换能器表面的强度的比率,由(9)式得出相对强度公式是:

$$I_{Rel} = \frac{\sum_{n=1}^{128} p_n^2(r_2, z, t)^*}{\sum_{n=1}^{128} p_n^2(r_2, z, t)} \quad (10)$$

其中 p_n 是声压波形的采样点的值,每个波形的采样点数目取128,这与用来讨论声

* 应该为 $I_{Rel} = \frac{\sum_{n=1}^{128} p_n^2(r_2, z, t)}{\sum_{n=1}^{128} p_n^2(r_1, z, t)}$ ——译者注

压波形的富里叶分析一致。

短脉冲的频谱

计算富里叶变换是用通常称为“快速富里叶变换”即 FFT 的离散方法。所考虑波形的离散值就是在离散的时间间隔被采样的。必须极小心地选择采样间隔。采样理论指出，采样间隔的时间必须是 $1/(2\nu_{\max})$ ，其中 ν_{\max} 是所观察的最高频率。当所观察的超声频率高于 15 兆赫时采样时间至少得小于 $\{2(15 \times 10^6)\}^{-1} = 0.033$ 微秒。

FFT 方法计算的富里叶变换，采样间隔为 $0.125(1/\nu_0)$ 的各种长度的正弦脉冲来检验，其结果与用积分变换法得到的实际频谱很相符。

T_2 远场强度分布

T_2 的远场强度分布可用公式(7)和(10)计算。图 6 是脉冲频谱 $P(\nu)$ ，图 7 是几种轴距的相对强度的计算结果。

用前面试验系统一节介绍的装置所做的实验证实了这些结果。换能器 T_2 在水箱中的位置作为原点，一个微型换能器在各个离轴位置作每隔 1 毫米的横向扫描。取这微型换能器的输出拍摄快速即印照相 (polaroid

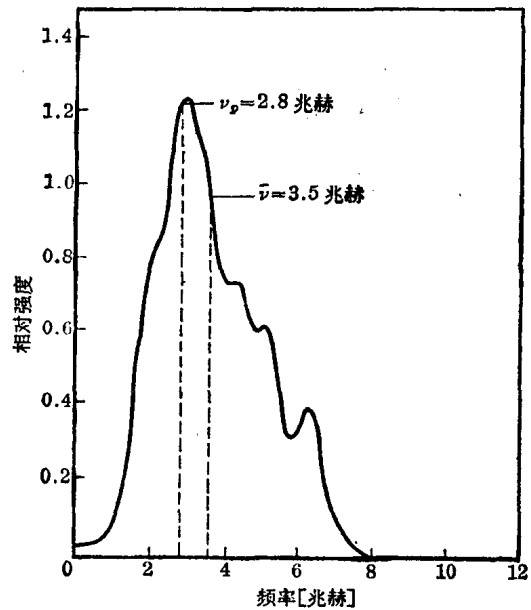


图 6 对 T_2 的从水-有机玻璃界面反射的回波的功率谱 $\|P(\nu)\|^2$

pictures)。微型换能器足够厚，使得其超声输入 (从 T_2 发射的脉冲) 在 0.4 微秒以上，输出可认为是线性的。快速即印相片上的波形被量化，由下列公式计算与强度成比例的值：

$$I(r, z, t) \propto \sum_{n=1}^{20} V_n^2(r, z, t) \quad (12)$$

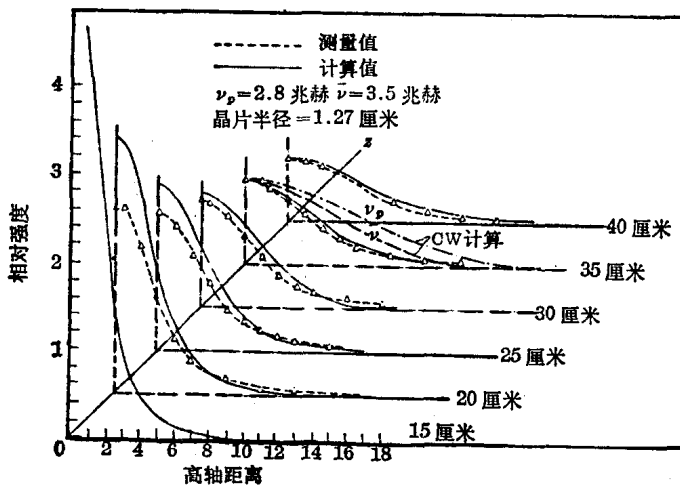


图 7 实线表示用公式(7)和(10)计算的超声强度，该方程用了脉冲的频谱和夫琅和费近似；小三角表示实验中测得的数据，与 $Z = 35$ 厘米和 $r = 0$ 用公式计算的强度相比较，另外两种是用 CW 近似计算，其中频率取 ν_p 时用(---)表示，频率取 $\bar{\nu}$ 时用(——)表示，这些频率在图 6 都被确定了

这里 V_n 表示从快速即印照片上第 n 个采样点的电压, 采样时间间隔是 0.02 微秒。由公式(12)计算出的强度值和对应于该点理论计算的强度, 在场中 $z = 35$ 厘米, $r = 0$ 这点完全一致。这些相对强度被表示在图 7 的直角坐标上。

在远场 ($z \geq 30$ 厘米), 实验和理论计算结果非常一致。如所预期的, 对于 $z < 30$ 厘米, 夫琅和费近似被破坏的区域, 这种一致性逐渐地变弱, 为了比较, 在 $z = 35$ 厘米时取两个频率进行连续波的计算: T_2 的平均频率 $\bar{\nu} = 3.5$ 兆赫和 T_2 的峰点频率 ν_p (见图 6)。与连续波计算相比, 短脉冲分布越近轴心越尖, 而离轴距离超过 1 厘米时, 离轴越远变得越宽。总之, 降到理论计算的或实验测试的超声强度的最大值的 1/2, 在距离 $z = 35$ 厘米处所占的宽度为:

(a) 计算的宽度——8.8 毫米;

(b) 实验的宽度——8.1 毫米;

(c) 在 $\bar{\nu} = 3.5$ 兆赫的连续波, 宽度——12.2 毫米。

值得注意的是短脉冲声场强度的分布没有任何旁瓣。

T_2 轴上的强度分布

应用公式(8)和(10), 可从理论上研究 T_2 轴上的强度分布。其结果绘成图 8 中的实线。如前面所介绍的, 由可动微型换能器沿着 z 轴由 4 厘米移到 40 厘米的实验证明了这点, 这些点在图 8 中用小黑点表示。实验和理论结论非常地一致, 甚至深入到近场也相合。按中心频率的连续波计算却与实验值很不相同, 这说明近场中干扰作用明显增加, 为了比较, 还列出用夫琅和费近似的理论计算的几个点。如所预料, 这些值在近场中分开而在远场会聚于正确的值。

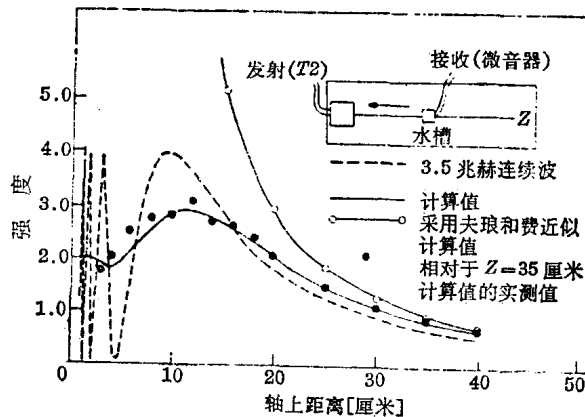


图 8 换能器轴上超声强度分布的计算值和实验中测得的有很好的—致, 但是 CW 计算采用了夫琅和费近似和实验测得的点在近场中就不一致了

讨论和结论

本文详细叙述了几种短脉冲换能器的设计、构造和试验。制造双极性换能器时, 关键步骤是把压电片胶在背材上。制造单极性换能器则把适当的背材与特殊的电极形状结合在一起, 虽然这些器件的灵敏度差一些, 限制它们只能用在脉冲回波工作中, 但我们可看

到, 双极性和单极性换能器在研究超声传递中的衰减和色散是极有用的。短脉冲换能器宽的频率响应是极可贵的, 噪声并不成问题。

采用了富里叶变换的新方法来计算短脉冲换能器的声场各点强度的分布。对于换能器 T_2 的声场中轴上强度和远场强度这两种情况的计算, 通过实验得到证实。实验的方法是—用一个低频 (厚的) 微音器扫描, 而不