**第4章 超声换能器**

**4． 1 超声换能器概述**

**4．1． 1 超声换能器的概念**

通常换能器（transducer，energy changer）都由一个电的储能元件和一个机械振动系统组成。当换能器用作发射器时，从激励电源输出的电振荡信号引起换能器电储能元件电磁场的变化，这种电磁场的变化通过逆压电效应使得换能器的机械振动系统产生振动，从而推动与换能器机械振动系统相接触的介质发生振动，并向介质中辐射声波。接收声波的过程正好与此相反，在接收声波的情况下，外来声波作用在换能器的振动面上，从而使换能器的机械振动系统发生振动，借助于压电效应，引起换能器储能元件中的电磁场发生相应的变化，从而引起换能器的电输出端产生一个相应于声信号的电压或电流信号。通常换能器的工作原理就是利用了压电材料的（逆）压电效应。用来发射声波的换能器称为发射器。当换能器处于发射状态时，将电能转换成机械能，再转换成声能。用来接收声波的换能器称为接收器。当换能器处于接收状态时，将声能变成机械能，再转换成电能。有些情况下，换能器既可以用作发射器，又可以用作接收器，即所谓的收发两用型换能器。图 4－1 给出各种类型的超声换能器实物图。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－1 各种压电换能器

**4．1． 2 超声换能器的分类**

超声波换能器的分类方式有多种多样，常见的有：  
（1）按照换能器的工作介质，可分为液体介质换能器，固体介质换能器以及气体介质超声换能器等。  
（2）按照换能器的工作状态，可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。  
（3）按照换能器的振动模式，可分为剪切振动换能器，扭转振动换能器，纵向振动换能器，弯曲振动换能器等。  
（4）按照能量转换的机理和所用的换能材料，可分为电磁声换能器，静电换能器，机械型超声换能器，磁致伸缩换能器，压电换能器等。  
（5）按照换能器的形状，可分为圆柱形换能器，棒状换能器，圆盘形换能器，环形换能器，喇叭形换能器，菊花形换能器，复合型超声换能器及球形换能器等。  
（6）按照换能器的输入功率和工作信号，可分为检测超声换能器，脉冲信号换能器，功率超声换能器，连续波信号换能器，调制信号换能器等。  
（7）如果按照振子单元数，可分为单元换能器，多元换能器。多元换能器又分为线阵，相控阵，方阵，凸阵等，如图 4－2 所示。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－2（a）线阵（b）相控阵（c）凸面线阵（d）方阵  
（8）按照声束特性分，可分为聚焦换能器和非聚焦换能器。聚焦换能器又分为一维聚焦和二维聚焦；每类聚焦换能器又可以是电子聚焦或者声学聚焦。

**4．1． 3 单振元换能器**

单振元换能器，主要分为主体和壳体，主体包括压电振子，吸声块，匹配保护层等；壳体包括外壳，引线等，其结构如图 4－3 所示。

压电振子是器件的核心部件，实现电能与机械能的相互转换，压电振子两端镀有金属电极，并通过导线连出。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－3 单振元换能器的基本结构  
（1）吸声块吸收背向辐射的声能，减少背向辐射信号对系统的干扰，提高发射脉冲的质量。有没有加吸声块的发射信号效果比较如图 4－4 所示。  
（2）匹配保护层，主要用来保护振子，减少磨损，并进行阻抗匹配，减少反射，使更多的超声能量进入被测介质。加上匹配层的效果如图 4－5 所示，声波的穿透性明显增强。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－4 背向吸声块的作用

![](data:application/octet-stream;base64,)

图4－5 匹配保护层的作用  
（3）有些阵元还包括声束聚焦透镜，加上聚焦透镜之后，声速的方向性明显改善，并可以提高横向分辨率，声束效果如图 4－6 所示。

**4．1． 4 常见的医用换能器**

除了常见的 B 超，A 超以及多普勒超声探头之外，医学临床上还有一些特殊用途的探头，这里做简要介绍，如图 4－7 所示。

柱形单振元探头主要用于 A 超， M 超和

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－6 透镜聚焦对声束的影响 Doppler 超声，又称笔杆式探头。目前在经颅多普勒（TCD）及胎心监护仪器中亦用此探头。其结构与上述的单振元探头的相似，如图 4－8 所示。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－7 B 超探头（a）和眼科 超探头（b）

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－8 经颅超声多普勒探头结构（a）与实物图（b）

**1）多普勒换能器**

连续波多普勒超声换能器的特点在于用两个晶片分别作为发射和接收换能器。按其构造又可分为分隔式，分离式和重叠式多普勒换能器。  
（1）分隔式。  
采用一个压电晶体片，一面是共同接地端，与人体相接触，另一面只将镀层从中间分开

形成发和收相绝缘的两个半片（见图 4－9）。共用接地面接触人体，另一面的发射晶片与发射功放连接，利用逆压电效应产生连续波超声波。而另一面的接收晶片与接收前置放大电路相连，放大接收到的连续波超声信号。

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－9 分隔式多普勒超声换能器的结构  
（a）直线式（b）同心圆式（c）S式（d）古钱式  
（2）分离式。  
结构上把同一晶片切开，形成同面积的收发两个部分，且两部分之间加隔电隔声材料。收，发两部分朝向人体的一面经引线连接到公共地端。而背向人体的一面的两部分分别与发射功放输出和接收前放输人相连。分隔式中，收，发两部分只隔电，而不隔声，而分离式中的收，发两部分既是电绝缘，也声绝缘。因此，减小了基底漏信号，接收到的多普勒信号放大效果得到提高。既提高了灵敏度，也降低了噪声。  
（3）重叠式。  
如图 4－10（b）所示。由两个晶片重叠构成，两晶片间用同频率的晶片或厚度适宜的环氧树脂隔离。接触人体的晶片作接收换能器，另一晶片作发射换能器。如用 PZT 型压电材料作晶片，重叠式可转化为单一晶片，既发又收，故收，发声束间没有夹角，测量精度

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－10 分离式（a）和重叠式（b）多普勒超声换能器的结构较一般分离式高，对较大反射体运动目标的测量灵敏度也较高，在测量人体表浅血管壁运动时，重叠式比分离式多普勒探头的效果好。但重叠式探头的缺点是基底信号较大，对较小的非平面反射体的测量灵敏度低，如果没有较好地平衡基底信号，灵敏度比分离式低。  
2）穿刺活检换能器  
穿刺活检换能器中心部分，有一个 的圆孔，用来通过不同型号的穿刺或活检器。根据超声波显示的部位和深度指导穿刺或活检，在屏幕上可看到针尖的刺人部位，以指导穿刺或活检，如避开胆囊，大血管等器官，同时可经活检器取出组织做细胞学检查，鉴别是否肿瘤。

3）腔内换能器  
换能器加长或变薄以插人脏内检测，如妇科及查结肠用的加长型（长约 20 cm ）换能器，如图 4－11所示。

![](data:application/octet-stream;base64,)

腔内探头 带穿刺功能的凸阵 心脏探头  
图 4－11 特殊功能超声换能器

胎儿血标本可以直接经皮进行脐带穿刺获得（脐带穿刺术）。在 B 超监视下，应用 23号或 25 号穿刺针直接刺人脐静脉，一般脐带上的穿刺点应该在脐带的胎盘附着处附近。脐带穿刺取胎儿血样可以很快进行胎儿染色体分析，尤其是妊娠晚期发现胎儿有异常而需做进一步检测时，短期淋巴细胞培养，在 小时内即能进行胎儿染色体结构分析。在超声探头的引导下，医生将针插人胎盘抽取少量的胎血。

**4． 2 超声换能器的性能指标**

超声换能器的核心部件是压电晶片，前面章节已经介绍过压电材料的性能指标，有相同的指标，这里不再重复。

**1．工作频率**

通常，发射换能器工作频率就等于它本身的谐振频率，这样可以获得最佳工作状态，获得最大的发射功率和效率。主动式超声换能器处在接收状态下的工作频率与发射状态下的工作频率近似相等；而对被动式接收换能器而言，它的工作频率是一个较宽的接收频带，同时要求换能器自身的谐振基频要比接收频带的最高频率还要高，以保证换能器有平坦的接收响应。

**2．换能器的阻抗特性**

换能器作为一个机电四端网络，它具有一定的特性阻抗和传输常数。由于换能器在电路上要与发射机的末级回路和接收机的输人电路相匹配，所以在换能器设计时，计算出换能器的等效输人电阻抗是十分重要的。

对于发射换能器来说，输人阻抗指的是换能器的输人端的输人电压与输人电流的比值。输人阻抗包括电路阻抗和动生阻抗（motional impedance），动生阻抗又称反应阻抗，反应阻抗指的是机械回路经变换器（理想变压器）反映到电路中的阻抗。同时，在使用过程中还要分析它的各种阻抗特性，例如等效电阻抗，等效机械阻抗，静态和动态阻抗，辐射阻抗等。

**3．方向特性**

超声换能器不论是用作发射还是接收，本身都具有一定的方向特性。不同应用的换能器对方向特性的要求也不同。对于一个发射换能器，其方向特性曲线的尖锐程度决定了它的发射声能的集中程度。而对于一个接收换能器，它的方向特性曲线的尖锐程度决定了其探索空间方向角的范围，所以超声换能器的方向特性的好坏直接关系到超声设备的作用距离与范围。关于单圆片换能器的方向性，在 4.3 章节有详细介绍。

**4．频率特性以及频带宽度**

所谓频率特性是指换能器的功率，声压，阻抗及灵敏度等主要参数随频率变化的特性。在超声换能器的应用中，在一定的带宽内获得平坦的阻抗频率特性有重大意义。因为往往超声应用中的换能器负载是变化的，带宽可以适应变化负载以保持匹配，高效率，而失配将导致电路发热，甚至损坏设备。在接收换能器中宽频带可获得窄脉冲，短余振时间波形，获得极高的纵向分辨率。例如，对于接收换能器，工作中需要关注接收换能器的接收灵敏度随工作频率变化的特性；对于发射器则要看它的发射功率随工作频率的变化特性。对被动式换能器，要求它的接收灵敏度频率特性曲线尽量平滑，使其不论是低频噪声，还是高频噪声，只要幅度差不多，则产生的输出电压大小应近似相等。频带宽度

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－12 接收换能器的频率响应以及频带宽度

的含义是，对换能器而言时，是指换能器发送响应或接收灵敏度响应的曲线上声压低于最大响应 3 dB 时两个频率之差，称为换能器的频带宽度 ，如图 4－12 所示。

在图 4－12 中， 为最大响应时的频率，而频带宽度则为 。

**5．功率**

换能器的功率包括换能器的输人功率 ，机电耦合后产生的机械振动所具有的机械功率 ，机械振动向介质辐射的声功率 。 是描写一个辐射器在单位时间内向介质辐射多少声能的物理量。由于输人功率换成机械功率必然存在电损耗 以及机械功率转换成声功率必然存在机械损耗 （由内摩擦等），所以有式（4－1）和式（4－2）的关系表达式：

其中发射声功率最为重要。它的大小直接影响超声的作用效果，换能器的发射声功率一般是随着工作频率而变化的，在其机械谐振频率时可获得最大的发射声功率。此外，还经常用到另外两种功率概念：一是换能器所消耗的总的电功率 ，二是换能器的机械振动系统所消耗的机械功率 。

对于检测，成像类的超声换能器，在不影响检测效果以及成像质量的情况下，发射功率应尽可能小，以减小对患者的声辐射剂量，降低系统的功耗，同时减少对外界的干扰。对于以发射能量为主的换能器，如用于治疗（如 HIFU，碎石机等）或者工业切割，清洗等换能器，其功率需达到设计标称的值，才能达到预期效果。

**6．效率**

换能器的各种效率不仅与其工作频率有关，也与换能器的类型，材料，结构等因素有关。对于发射换能器有时也用发射响应（发射灵敏度）和非线性失真系数两种性能指标。

换能器作为传输网络，有 3 个不同的效率，如式（4－3），式（4－4），式（4－5）所示。  
机电效率：

机声效率：

电声效率：

由上面几式可见， 越高，电损耗功率越小； 越高，机械摩擦损耗功率越小；换能器的最终电声效率是机声效率 与机电效率 的乘积。超声换能器的效率取决于振动类型，换能器材料，机械振动系统的结构（包括支撑结构）以及工作频率的选择。一般电压式超声

换能器的电声效率 在 范围。  
7．接收换能器接收灵敏度（接收声场的响应）  
这是衡量接收换能器最重要的一个指标，又有电压灵敏度，电流灵敏度之分。所谓接收换能器的自由场电压灵敏度，就是指接收换能器的输出电压与在声场中引人换能器之前该点的自由声场声压的比值，如式（4－6）所示：

式中， 表示接收换能器电负载上所产生的电压 表示接收换能器接收面处自由声场的声压 ，有时也用 dB 表示，如式（4－7）所示：

其基准灵敏度取为 称为自由场电压灵敏度级。  
所谓接收换能器的自由场电流灵敏度 （自由场电流响应），是指接收换能器的输出电流与在声场中引人接收器之前的自由声场声压的比值，记为式（4－8）：

式中： 单位是 单位是 。实际中，一般采用电压而非电流灵敏度讨论问题。

**8．等效噪声压**

当换能器用于接收器时，由于接收器内部的电声转换器件（例如压电陶瓷片）在一定温度下内部分子的热运动等将产生噪声，称为自噪声或固有噪声。这种噪声的大小决定了接收器所能测量的有用信号的最小可能值，它包含有许多频率成分，可取在 1 Hz 频带宽度上的均方根电压来量度其大小。

设有一正弦波人射到接收器上，当此电压输出的有效值等于接收器自噪声在 1 Hz 带宽上的均方根电压值时，则入射声压的有效值叫做等效噪声压。接收器等效噪声压在数值上等于自噪声在 1 Hz 带宽上的均方根电压值与接收器灵敏度的比值。等效噪声压对 基准声压所取的分贝数，称为接收换能器的等效噪声声压级。

**4． 3 超声换能器的声场分析**

**4．3．1 平面圆片换能器的声场**

超声辐射场是指超声能量分布的空间，即超声换能器所发射的超声波到达的区域，超声治疗及检测的区域均属于超声场的部分。换能器的辐射超声场与其本身的特性，尺寸，形状等有关；同时，超声波在传播途中与人体组织相互作用，也影响超声场的分布。生物组织不是各向同性的介质，各组织器官有不同的形状，尺寸以及不规则的反射界面，不同组织的声阻抗率也不尽相同；因此，其超声场是很复杂的，但在一般情况下，可假定其为理想介质，其

声场为理想的辐射声场，可以根据 Huygens 原理进行分析。例如，超声诊断应用场景中，可以近似生物软组织为似水介质。任何形状和大小的换能器，其有效的振源表面均可看成由许多小面积的声源组成。换能器相应的声场的分布可以由小面积声源的辐射来计

![](data:application/octet-stream;base64,)

图 4－13 圆片换能器的轴向辐射算确定。

圆形压电晶片是一种常见的换能器，采用厚度伸缩振动方式，产生纵波。以下假设圆片上各点振幅和相位均匀分布，如图 4－13 所示，圆片的半径为 ，振动方向沿 轴。

为简化起见，这里研究声源轴线上的声压分布，在圆片上选择一小片面积 ，先讨论点状声源 在均匀介质中轴线上的声场，且不考虑介质中的声衰减。轴线上任一点 的声压为

式中： 为任一点 至点源的距离； 为点源面积； 为角频率； 为波长； 为声源处起始声压； 为声波传播至 点所需时间。整个圆片产生的声场可以看作各微小面元声场的叠加，故对整个圆面积分，求得整个圆片换能器在轴线上的任一点 的声压为

式中： 是圆片半径，声压随时间作周期性变化。声压振幅为

当 时，级数展开 ，式（4－11）简化为式（4－12）：

又当 时（2）， ，式（4－12）进一步简化为式（4－13）：

式中： ，即圆片面积。