

医学仪器

医用电子仪器

第二册

云南省卫生干部进修学院
医用电子仪器教研组 编

上官绍武

刘辉军 主编

施廷华

云南省卫生干部进修学院印刷

一九八五年六月

前　　言

这套书是根据我校《医疗仪器专业》(招收应届高中毕业生三年制)的教学需要而编辑的。全套书包括《X射线机》五册共26章；《医用电子仪器》四册共22章；《理疗仪器》二册共19章。主要内容为各类仪器的结构原理、线路分析和安装修理。

因目前医学仪器种类繁多，更新换代很快，从而技术资料十分广泛。在处理不断出现的新仪器和基本内容的矛盾时，我们采取了以收集目前我国各医院最普遍应用的仪器为主，并加入适当先进仪器的编辑方法。

鉴于医学仪器所涉及的基础知识很广，在处理基础知识广而篇幅不能过大的矛盾时，我们只有让教材在学完理工科中等专业以上的数、理、化、电工和电子技术基础的课程之后采用，使该书在涉及基础部分的篇幅尽量从简。

本教材《X射线机》部分由施廷华同志主编；《医用电子仪器》部分由上官绍武、刘辉和施廷华同志主编；《理疗仪器》由罗树华同志主编。

特别提出的是，本教材除收集了编者整理、翻译的国内外大量技术资料外，还整理收编了国内前辈和同行编著中的不少资料，在此特对有关作者深切致谢。

本书除可供医疗仪器专业作为大专、中专教材试用外，尚可供生物医学工程技术人员，医疗卫生人员和医学管理人员学习参考。

由于我们对医学仪器的知识了解有限，又缺乏一定的教学实践，书中必然存在不少缺点和错误，殷切希望批评指正。

编　　者

一九八五年六月于昆明

目 录

第一章：超声诊断的物理基础	1
第一节 超声的基本概念	1
第二节 超声的发生	9
第三节 超声的物理基础	12
第四节 超声的分辨力	29
第五节 超声脉冲反射法	34
第六节 诊断用超声换能器	36
第二章 超声诊断仪简介	45
第一节 类型和原理	
第二节 断层显象型超声诊断仪原理	54
第三节 超声多普勒技术	75
第三章 常见基本电路	87
第一节 同步扫描电路	87
第二节 高频脉冲发生器	102
第三节 放大电路	107
第四节 回波接收放大电路中的增益控制	121
第五节 显示电路	125
第六节 标志电路	145
第七节 多种生理信号图形的实时同步显示	
第四章 A型超声诊断仪电路原理	155
第一节 J T C - 4型超声波诊断仪	155
第二节 C S - 3超声波诊断仪	159
第三节 C T S - 5型超声波诊断仪	176
第五章 C X D - 1超声心动图仪	206
第一节 超声心动图临床操作与使用	206
第二节 C X D - 1型超声心动图仪整机概况及各单元工作原理	214
第三节 整机结构与故障维修说明	272

第六章 CX-II 超声显象仪原理分析	280
第七章 日立 EUB-26 型 B 超简介	296

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 ~~超声的基本概念~~

超声的定义

超声和声波都是振动在弹性体(介质)中的传播，是一种机械压力波，因此是机械能的一种表现形式。

在上述超声的定义中涉及到振动、弹性体、波动(波)等几个物理概念，要确切了解什么是超声，必须首先阐明什么是振动、弹性体和波动。

振动

即指物体沿着直线或弧线经过某一中心位置(或称平衡位置)作来回的、周期性的运动。例如钟摆的运动就是一种振动，其摆动轨迹如描绘下来呈正弦形曲线，这是振动的最基本形式，也称简谐振动。简谐振动的物理概念可阐述为：物体在跟位移成正比的、并且总是指向平衡位置的力的作用下的振动，也就是物体在外力作用下以振幅(A)、固频率(ω)作周期性振动。超声振动属于简谐振动。

弹性体

物体在外力作用下可发生形状或体积的变化者称为弹性体。由于弹性体内存在着弹性力的相互作用，当外力撤除后，物体能恢复原来的形状或体积。

波动(波)

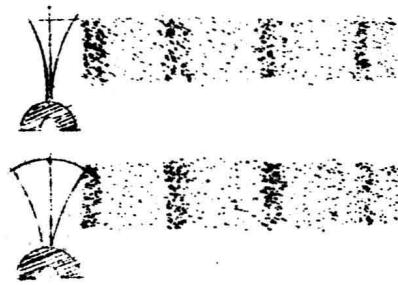
振动在弹性体中的传播就称为波动或波。波动的物理过程是：如果在弹性介质中的某一个质点发生位移，由于介质质点间的弹性力使质点位移由一个质点向另一个质点相继传递，但弹性所产生的恢复力使每个质点重复它的起始点，惯性使质点绕其平衡位置来回运动，于是形成波动。当波动在介质内传播时，由于质点相互间弹

性力的连系及质点位移的传递，因此在波传播经过的方向上，质点交替产生稠密区和稀疏区，稠密区表现为压力增加，稀疏区则为压力变小。从上述波动的物理过程也说明，波动所传播的只是运动的形式，即振动和振动能量，而物质并没有迁移，换言之即波动所传播的只是物质（质点）的运动（振动）状态，而物质（质点）本身并没有远离，只在其平衡位置附近作来回的振动。

波动的形成原因，也即振动的始动原因，可由于弹性体内部某处本身受激后产生扰动，扰动在弹性体内传播而形成波动，例如爆炸波的传播。另一种原因是振动体作为能源，能源的振动引起与之直接接触的弹性体的质点产生压力的变化相继由一点传向另一点，于是产生了由振动源发生在弹性体内的传播过程，即形成波动，声波和超声都属这种波动原因。

例如置于空气中的音叉被敲击后产生振动，振动作用到周围介质的质点即空气分子，使空气分子沿水平方向振动起来，表现为交替的空气压缩区和稀疏区，由于空气分子间弹性力的作用，空气压缩区和稀疏区连续交替地产生，从音叉所在处向四周扩散，如作用到人耳，便引起声音的感觉（图 1—1）。

在上述例子中，音叉是振动源，空气是弹性介质，连续交替的空气压缩区和稀疏区是音叉振动在空气中传播的形式。在压缩区里气体压力稍大于大气压，稀疏区里气体压力稍小于正常大气压，这种压力变化量称为声压。已如上述，振动在弹性介质中的传播在物理学上称为波动，换言之，不论其振源是什么，凡在弹性介质中发生的波动过程统称为机械波，或简称为波。振动频率为 16—20,000 周／秒的波是人的听觉器官所能感受的，称为声波，振动频率超过 20,000



周／秒的称为超声。

由于超声和声波都属于波的范畴，从波的物理概念可进一步阐明超声波的基本概念。

波 的 类 型

振动在弹性介质内传播时，因介质质点振动方向的不同，可区分为不同类型的波：

纵波（P波）

介质质点振动方向和波的传播方向一致，例如上述音叉在空气中的振动所产生的声波，空气分子沿水平方向振动，与声波传播方向一致。波传播时介质发生体积的变化（图1—1、2）。纵波在固体、液体、气体介质中均可传播，因这些介质均可有体积的变化。

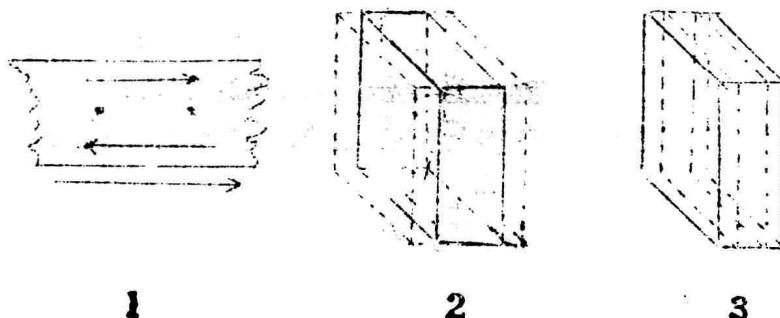


图 1—2 纵波示意图

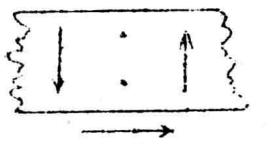
(1) 介质质点振动方向及波传播方向；(2)、(3)振源作厚度方向的振动。

横波(S波、切变波、变形波)

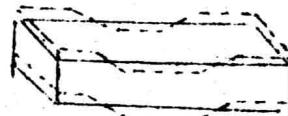
介质质点振动方向和波的传播方向相垂直，波传播时介质全部也可以切变形式作振动。如图 1—3 所示。因液体及气体无切变弹性，故不能传播横波。

表面波

如使一固体或液体的表面振动，即可产生只沿其表面传播的波。如图 1—4 所示。表面波其质点运动轨迹呈椭圆形，其波长常甚短，传播表面波的表面厚度至少数倍于波长。



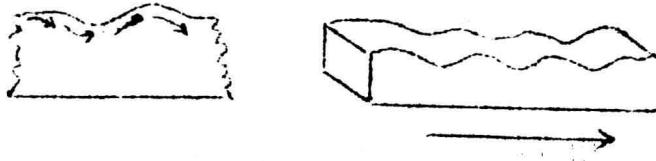
1



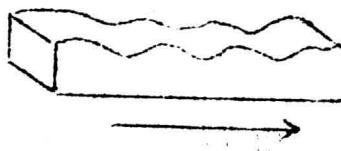
2

图 1—3 横波示意图

- (1) 介质质点振动方向及波传方向；
- (2) 波传播时介质全部产生的切变振动。



1



2

图 1—4 表面波示意图

- (1) 介质质点振动方向；(2) 表面波形态及传播方向。

波的类型之另一个分类法，是按波动传播时弹性体介质质点的振动状态划分，可分为平面波、球面波与柱面波。

在说明什么是平面波与球面波之前，首先要了解相位和波阵面的概念。

所谓相位，即指波动传播的某一时刻质点的振动状态，或质点振动为某种状态时的时间。

所谓波阵面，即波动传播到介质中的某些点上时，这些点同时以同相位开始振动，连结这些点所成的面，叫波阵面。

因此，如果波阵面为平面的波，即波在空间任何点具有相同的传播方向，就称为平面波（见图1—10）。

波阵面为球面的称为球面波（图1—11），波阵面为柱面的称为柱面波。

沿波动传播方向所指向的线，叫波线，波线垂直于波阵面，平面波因其波阵面是平面，波线是互相垂直的直线，而球面波的波线，就是沿其球面的半径方向的线（参阅图1—10；1—11）。

医学诊断用的超声波，都是用压电晶体片在厚度上的振动作振源，所以在空气和液体中产生的是纵波，其波阵面是平面，属于平面波。

波 的 变 换

波在传播经过两种声阻抗率不同的介质分界面时，如波的入射不是呈垂直方向，就可产生波的变换。例如，纵波在液体内传播，斜射于沉没在液体内的固体表面上时，在液体与固体分界处产生反射波，反射波仍在液体内传播，因此还是纵波，由于投射到固体上的纵波不呈垂直方向，在固体内折射传播的有纵波及横波，两者具有不同的振幅和传播方向，这就是波的变换，其产生与波的入射角度、介质的性质及声阻抗有关。

超声在人体内传播时也可有波的变换，例如超声通过骨骼时除有纵波外，还有横波传播，但由于超声探查时探头（振源）方向与

人体大致呈垂直的角度，所以在人体内传播主要仍是纵波，横波很微弱，在实用上可忽略不计。

波的几个物理量

任何波动，都可用下述几个物理量来表示它的物理特征：

周期和频率

波在介质传播时，介质质点完成一次全振动，即质点在平衡位置来回振动一次所需的时间称为周期（ T ），在单位时间（1秒钟）内介质质点完成全振动的次数称为频率（ f ），频率的单位为周／秒（c/s），或赫芝（Hertz），简称赫（Hz），1赫即每秒振动1周。10kHz即10,000周／秒，1MHz即1,000,000周／秒，或用1Mc/s表示。波的频率由振源频率所决定。

频率与周期的关系为：

$$f = \frac{1}{T}$$

医用超声波诊断的频率多为1—1.5兆周／秒，近来甚至有用高达20兆周／秒的频率。频率的选择主要根据组织器官的深度、病灶的大小等条件。

波的振幅

波在介质传播时，介质质点振动从平衡位置到最大位移的距离，称为波的振幅（A）。振幅与超声的压强（P）成正比，与介质的密度（ρ）、超声速度（c）及介质质点振动的圆频率（ω）成反比：

$$A = \frac{P}{\omega \rho c}$$

介质质点的振动，就是机械能的表现，在其振动的不同相时，具有动能或势能，介质质点振幅越大，则波的能量也越大。振幅的示意图见图 1-5。

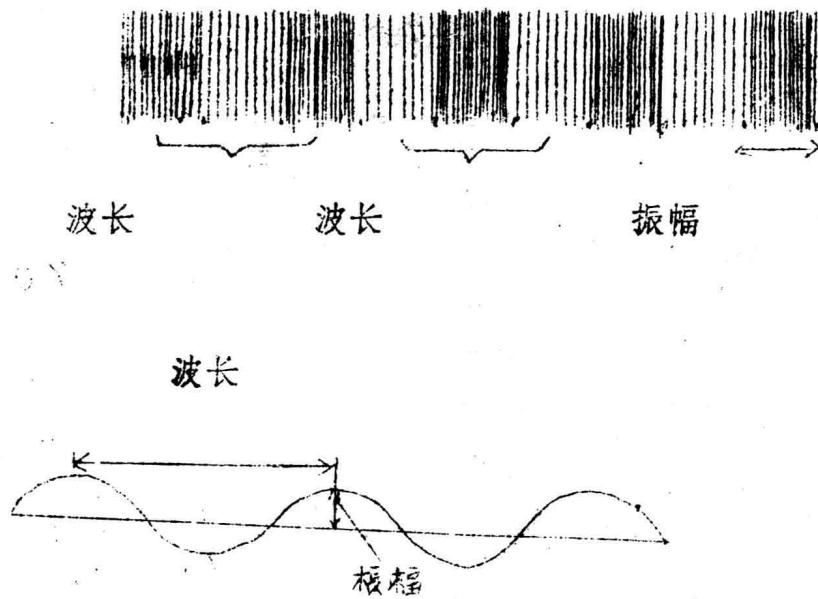


图 1-5 波的振幅及波长示意图

传播速度

波在介质中每单位时间内传播的距离称为波的速度 (c)。纵波的传播速度主要与介质的密度 (ρ) 及弹性模量 (E) 有关，弹性模量标志该介质体积变化率的大小：

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

超声属于纵波，也适用上述公式。如更精确地计算波的传播速度，则介质的温度、介质所受的压强等均应考虑在内。当超声强度很高时，波速与频率也有依从关系。文献上报道的各种物体、组织的超声传播速度常不一致，就是因为各作者测定超声速度的条件及

方法不完全相同。表 1-1 列举空气、水以及人体几种组织的超声速度供参考(1-1)。

表 1-1 空气、水及人体组织的超声速度

物 质	超声传播速度 (米/秒)	物 质	超声传播速 度(米/秒)
空气	330	人体软组织(平均值)	1,540
淡水	1,410	血液	1,570
海水(30℃)	1,545	头颅骨	3,360
脑组织	1,540	角膜	1,550
脂肪	1,476	房水	1,532
肌肉(平均值)	1,590	水晶体	1,641
肝脏	1,550	玻璃体	1,532
肾脏	1,560	巩膜	1,604

实用上，超声在人体的传播速度一般以平均值等于 1,500 米/秒计算。

波长

在纵波传播时，两个相邻的稠密区(压缩区)中心点的距离，或两个相邻的稀疏区中心点的距离，称为波长(λ)。在波传播的一个周期时间内，波所传播的距离等于一个波长。在横波中，两个相邻波峰间或两个相邻波谷间的距离，就是波长(见图 1-5)。

波长、波速与周期是描述波的特性的三个重要的物理量，它们之间的关系可用下式表示：

$$\lambda = C T = \frac{C}{f}$$

波长、波速、频率这三个参数，只要知道其中的两个，第三个

就可按上式求出。例如超声在人体传播速度按 1, 500米／秒计算，则医学诊断常用的超声波长如表1—2：

表1—2 超声频率与波长对照表

频率(兆周)	1.25	2.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
波长(毫米)	1.2	0.67	0.6	0.5	0.3	0.21	0.15	0.1	0.075

第二节 超声的发生

医学诊断用的超声发生器，目前都是根据压电效应的原理制造。压电效应包括正压电效应及逆电效应，正压电效应即在某些晶体的一定方向上施加压力或拉力时，在晶体的某些面上出现异名电荷，此现象为法国物理学者居里兄弟（P. & J. Curie）于1880年所发现，因此也称为居里效应。具有压电效应性质的晶体，称为压电晶体。把压电晶体置于交变的电场方向和晶体的压电轴方向一致，压电晶体就沿一定的方向发生强烈的压缩或拉伸，这就是逆压电效应。

下面以石英为例说明压电效应的原理。石英是六面棱形的天然晶体，在它的不同轴上有不同的物理性质，x、y轴为压电轴，z轴为光学轴。晶体在某一个压电轴的万向受压或拉伸时，就在一个压电轴的两端和垂直于压电轴的面上产生相反的电荷，而且最大电荷发生在压电轴的两端。因此，从晶体切割出压电材料时，必须保证晶体片有两个对着压电轴两端的面。根据上述原理，在制作超声发生器时，石英晶体片常用x切割法，即所切薄片之面与x轴垂直。图1—6示石英的x切割法，矩形石英块的棱b垂直于x轴，与z轴平行；面1相当于x轴的两端，与y轴平行。因此在石英晶体片的x轴方向上加压力，或在y轴方向上拉伸晶体片时，棱b及面1上各自成对地产生正负电荷。反之，在石英晶体片x轴方向上加拉力，或在y轴上加压力，则在棱b及面1产生与上述相反的电荷（图1—7）。在z轴上加压力都不引起压电现象。晶体的压电

效应原理可用下面的示意图加以解释(图1-8)。

把石英晶体片放在交变的电场中，在电场作用下，石英晶体片可沿x轴产生厚度的伸张和压缩，同时在y轴方向也产生压缩和伸张(图1-9)。

上述x切割法的石英晶体片，由于在晶体片的两面产生厚度的压缩及伸张，也即晶体片产生厚度上的振动，此种振动加于弹性介质时，介质将沿着晶体片x轴方向振动，产生交替的压缩与稀疏(或伸张)区，这样就产生了纵波。如外加的交变电场频率在20千周/秒以上，这种纵波就是超声波。

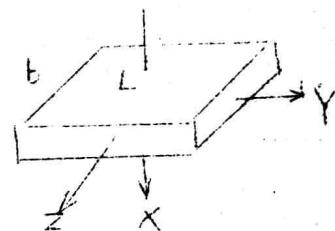
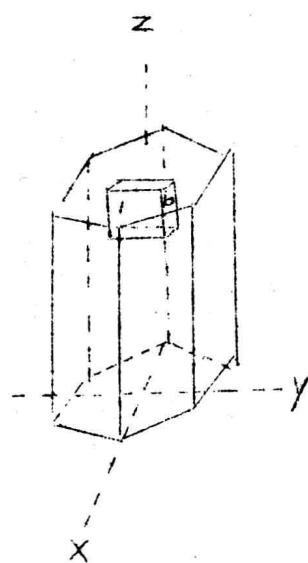
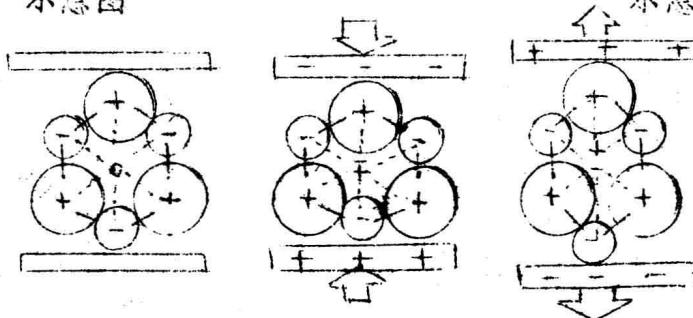


图1-6 石英晶体片X切割法示意图 图1-7 石英晶体片压电轴示意图



- 10 - 图1-8 石英晶体压电理论的说明(据L·Bergmann)

当外加的交变电场频率与石英晶体片固有的振动频率一致时，由于共振原理，晶体片的振幅可达最大。石英的固有频率与其厚度有关，晶体片越薄则固有频率越高。当石英片作厚度振动时，其固有频率为：

$$f_d = \frac{1}{2d} \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

上式中 f_d 为石英固有频率 (kc/s)， d 为石英片厚度 (毫米)。由于石英的弹性模量 (E)、密度 (ρ) 均为已知，故从上式可得：

$$f_d = \frac{5,400}{2d} = \frac{2,700}{d} \text{ kc/s}$$

如 $f_d \cdot d = 2,700 \text{ kc/s}$ ，即当 $d = 1$ 毫米时，石英的固有振动频率为 $2,700 \text{ kc/s}$ ，此值又称为石英的振动系数，不同的压电晶体其振动系数也不同。但实际测得的石英固有振动频率 $2,830 \text{ kc/s}$ 与按理论公式计算的结果有差异，这是因理论值没有把石英片的横向振动 (例如沿 y 轴的伸张及压缩) 等因素考虑在内，因此实用上石英之振动系数按 $2,830 \text{ kc/s}$ 计算。上式也可简化为：

$$d = \frac{\lambda}{2}$$

即晶体片厚度与其波长的 $1/2$ 相等。

在超声诊断仪的探头上，主要元件就是压电晶体片，用逆电效应使晶体片产生超声振动，也即把电能转换成机械能。从人体反射回来的超声振动作用到晶体片上，由于正压电效应，在晶体片上产生高频交变电压，即把机械能转换成电能。因此，超声探头称为换能器。目前常用于换能器的晶体片有锆酸铅、钛酸钡、石英、硫

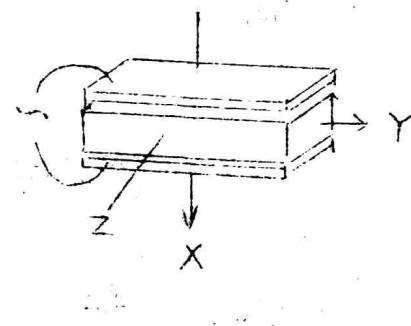


图 1-9 石英晶体逆压电效应示意图

磷酸等人工或天然晶体。钛酸钡及锆钛酸铅是在高温下烧结的多晶陶瓷体，把毛坯烧结成陶瓷体后，经过适当的研磨修整，得到所需的几何尺寸，再用高压直流电场极化后，就具有压电性质。如外加交变电场方向与原直流电场方向相同，钛酸钡片变厚，反之则变薄。

第三节 超声的物理性质

超声的物理性质与声波及光波有类似的地方，也有某些明显的差异，以下从与超声诊断有关的方面叙述其物理性质。

超 声 场

被超声充满的空间范围称为超声场。下面讨论有关超声场能量空间分布的情况。

超声场能量的标志

超声是能量的一种表现形式，其能量的值一般用声压、声强来表示。

一、声压：超声传播时，由于介质质点振动形成稠密区与稀疏区，稠密区的介质密度增大，其压强大于介质静止时即无超声传播时的压强，稀疏区的介质密度减小，压强也变低，这种周期性增大及减小的压强就构成了声压。压强即垂直于介质振动方向的平面上每单位面积(厘米²)上所受的压力，超声的压强变动于正值(稠密区)与负值(稀疏区)之间，所以也称为交变压强或交变声压振幅，以P代表声压，则P与介质密度(ρ)、介质质点振动速度(v)及超声速度(c)成正比。

$$P = \rho c v$$

声压的单位用微巴(μ bar)，1微巴= d_n/cm^2 (达因/厘米²)，或用大气压表示，1大气压的值等于 $980 \times 10^3 d_n/cm^2 = 1 kg/cm^2$

1微巴 = 10^{-6} 巴。

二、声强：声强是声能的强度，在超声传播时，介质中的质点以波速 c 将声能向超声传播方向逐步传递出去，单位时间内在垂直于波的传播方向上每单位面积所传送的能量就是声强：

$$\text{声强 } I = \frac{\text{能量}}{\text{面积} \times \text{时间}} = \frac{\text{能量} \times \text{波速}}{\text{体积}}$$

超声的能量来源于介质的振动，介质质点振动经过平衡位置时具有最大的速度，也即动能最大，介质质点振动达到最大振幅时，具有最大的势能。介质质点的动能与势能在振动的不同相位时周期性交替增大与变小，而总能量不变，已知介质质点的总能量 (E) 可以下式表示：

$$E = \frac{1}{2} m v_{\text{最大}}^2$$

即总能量与介质质点的质量 (m)、速度 (v) 的平方成正比。介质质点谐振动的 $v_{\text{最大}}$ 等于：

$$v_{\text{最大}} = \frac{2\pi A}{T}$$

把 $v_{\text{最大}}$ 代入上式，得：

$$E = \frac{1}{2} m \left(\frac{2\pi A}{T} \right)^2 = 2m\pi^2 f^2 A^2$$

把 E 值代入声强 I 的公式，得 I 值如下：

$$I = \frac{2\pi^2 m f^2 A^2}{m / \rho} c = 2\pi^2 f^2 A^2 \rho c \text{ erg/cm}^2 \cdot \text{s (尔格/厘米}^2 \cdot \text{秒)}$$

在同一介质中传播的超声声强，由于上式中 ρ (介质密度) 及 c (超声速度) 是不变数值，所以超声的声强主要与超声频率 (f^2) 及介质振幅 A^2 成正比。

介质质点振动经过平衡位置时速度最大，此时声压也最大：