



**CHINESE TRANSLATION**

## **EFSUMB 课程手册，第二版**

**编辑： Christoph F. Dietrich**

### **超声医学原理**

**Michiel Postema<sup>1,2,3</sup>, Spiros Kotopoulos<sup>4</sup>, Klaus-Vitold Jenderka<sup>5</sup>**

<sup>1</sup>School of Electrical and Information Engineering, University of the Witwatersrand, South Africa;

<sup>2</sup>Inserm Research Unit U930: Imaging and Brain, Université François-Rabelais de Tours, France;

<sup>3</sup>LE STUDIUM Loire Valley Institute for Advanced Studies, Orléans, France;

<sup>4</sup>National Centre for Ultrasound in Gastroenterology, Haukeland University Hospital, Bergen, Norway;

<sup>5</sup>Department of Engineering and Natural Sciences, Merseburg University of Applied Sciences, Merseburg, Germany.

**通讯作者： Michiel Postema**

## 内容

### 术语

内容.....	2
声音和超声.....	2
探头.....	10
成像.....	14
硅油.....	14
水.....	14
血液.....	14
脂肪.....	14
肌肉.....	14
骨骼.....	14
软组织中的平均值.....	14
安全指数.....	17
参考文献.....	18
附录.....	19

## 声音和超声

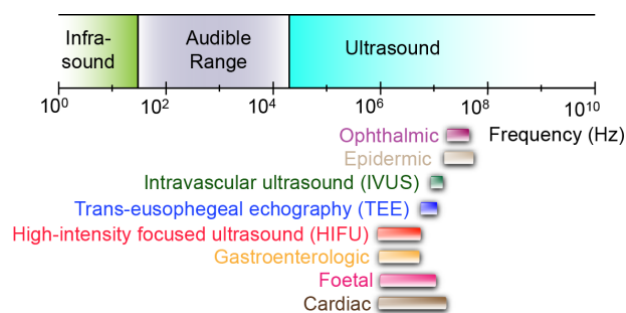
声学是研究声音的科学领域。声音是物质的一种机械周期性分子位移（振动）的形式。一个振动周期完成的时间被称为周期。在一个设定的时间内发生的振动周期的数量被称为频率。振动的频率  $f$  是其周期  $T$  的倒数。

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

频率低于每秒20个周期的声音，即低于20赫兹，被称为次声。虽然次声波太低，人类无法听到，但它可以被感知（感觉）。

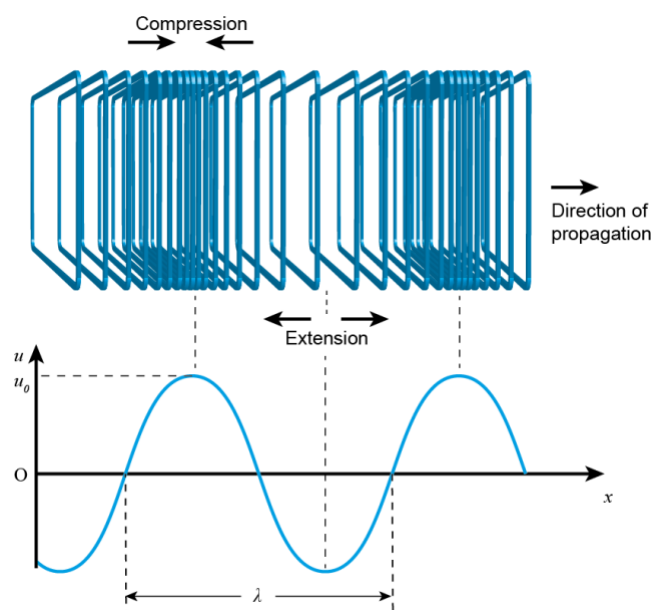
可听范围是由20赫兹和20,000赫兹（20kHz）之间的频率定义的。这个范围是由18岁的健康男性的平均听力来定义的。高于20kHz的频率被称为超声波。**Error! Reference source not found.**显示了超声波的一些临床应用及其各自的频段。

图 1 超声波的临床应用及其相应的频段。



声音从一个源头在物质中传播。尽管在固体材料中存在许多不同的弹性波类型，但流体只支持纵波。纵波，也被称为声波，只在传播方向上使物质位移[图 2]。由于人体组织主要由流体材料组成，在医学超声学领域主要产生和观察纵波。

图 2 纵向声波对物质的轴向位移示意图。



声波中的最高位移称为位移振幅。一般来说，低振幅声波在空间和时间上的物质位移有如下形式。

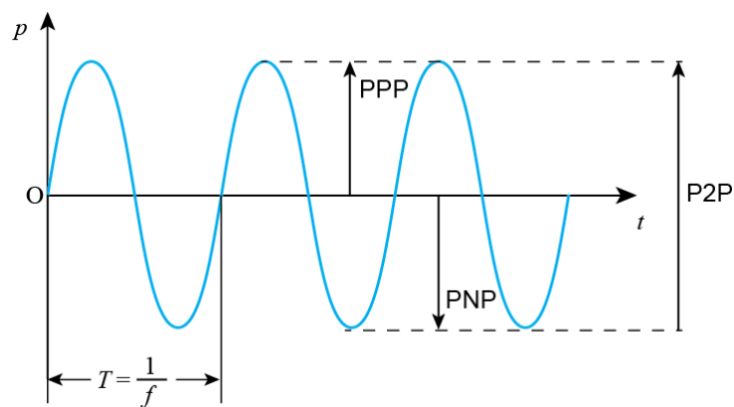
## 方程式 1

$$u(x, t) = u_0 \sin 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right),$$

其中  $u_0$  是位移振幅和  $\lambda$  是声音的波长（参见 **Error! Reference source not found.**）。  
 请注意，在  $\frac{t}{T}$  和  $\frac{x}{\lambda}$  中的减号：显然，离声源较远的给定时间的波，等于离声源较近的时间的波。只考虑一个维度，压缩和广泛位移与局部压力的变化有关，位移方程是由波方程导出的（参见附录，公式 A 1 - A 3）。

图3显示了一些经常使用的参数，用来表示医用超声的压力振幅，特别是在声波不对称的情况下，这些参数很方便。

**图 3** 用于表示压力振幅的常用参数：峰正压或峰压（PPP），峰负压或峰瑞压（PNP），峰至峰压（P2P）。



让我们定义一个假想的声源，其功率为  $W$ ，即每秒钟都有一定量的能量从声源中辐射出来。功率是一个固有的属性。在与声源等距离的地方，我们可以定义一个表面  $S$ ，这个能量必须通过它。每单位表面积的功率被称为瞬时强度：

## 方程式 2

$$I = \frac{W}{S}.$$

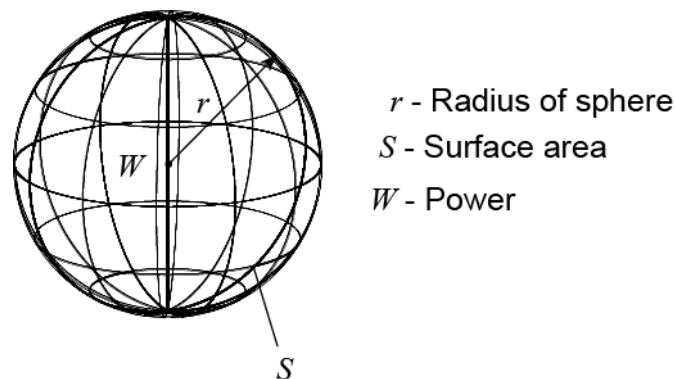
在声场中某一点的谐波的平均派生强度为:

## 方程式 3

$$\langle I \rangle = \frac{p_A^2}{2\rho c},$$

其中  $p_A$  是压力振幅。  $c$  是介质中的声速，  $\rho$  是介质的密度。因此，对于一个点源，能量必须通过的表面是一个半径为  $r$  的球体（参看 **Error! Reference source not found.**）和一个表面积  $S = 4\pi r^2$ 。因此，对于一个点源，强度与到源的距离的平方成反比，而声压与距离本身成反比。这种声压随距离衰减的现象被称为几何阻尼。

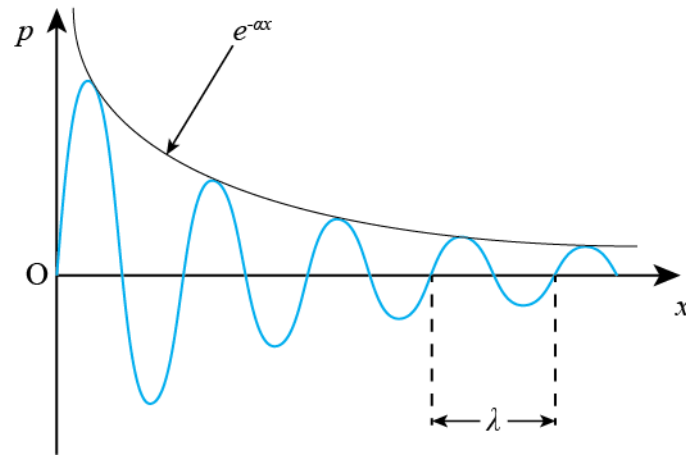
图 4 通过球面  $S$  的辐射场，在距离功率为  $W$  的点源  $r$  处。



热和粘性材料特性是造成声波阻尼的其他原因（参见 图5）。阻尼系数是与频率有关的。在人体组织中，阻尼系数与频率成正比，其功率在 1.0-1.4 之间。因此，频率越

高，声音的穿透深度就越低。

图 5 阻尼波的波长  $\lambda$  和阻尼系数  $\alpha$ .



收到的声学信号的振幅通常以相对于参考压力的分贝表示：

#### 方程式 4

$$\text{SPL} = 10 \log_{10} \left( \frac{p}{p_{\text{ref}}} \right)^2 = 20 \log_{10} p - 20 \log_{10} p_{\text{ref}},$$

其中 SPL 是以分贝为单位的声压级。分贝总是被四舍五入为整数。**Error! Reference source not found.**展示了一些压力变化的一般值和它们各自的分贝水平。

表 1 声压级和其相应的乘数。

SPL [dB]	乘法	
-20	0	..10×
-12	0	..25×
-6	0	..50×

0	1	×
6	2	×
12	4	×
20	10	×
40	100	×
60	1,000	×
80	100,000	×

大多数声波在人体中无阻碍地传播。有一小部分被镜面反射到组织过渡处。在这种界面上的反射声量取决于界面两侧的声阻抗。介质的声学阻抗  $Z$  定义为：

#### 方程式 5

$$Z_i = \rho_i c_i,$$

其中  $c_i$  和  $\rho_i$  分别为介质的速度和密度。  $i$ . 反射系数和透射系数用于预测来自边界的反射。在大多数器官中，组织具有相当小的声学阻抗差异。由细胞组成的界面，其大小远远小于用于成像的超声波的波长。从组织过渡到声源的信号实际上是由散射引起的。鉴于超声的波长较长，细胞可被视为散射点。散射点的背向散射与每体积单位的散射点数量（散射密度）成正比，与散射点的总体压缩性和密度差的平方成正比，与波长的四次方成反比，因此与频率的四次方成正比，与点散射点半径的六次方成反比。对于较大的散射点，如胶原蛋白或静脉，其散射行为与所谓的散射点的瑞利散射不同。许多器官中毫米大小的结构的背向散射特性已经被量化了。利用这些背向散射信号的量化，可以追踪到异常情况。例如，脂肪肝可以从小叶结构之间的平均距离扩大的散射变化中追踪到。

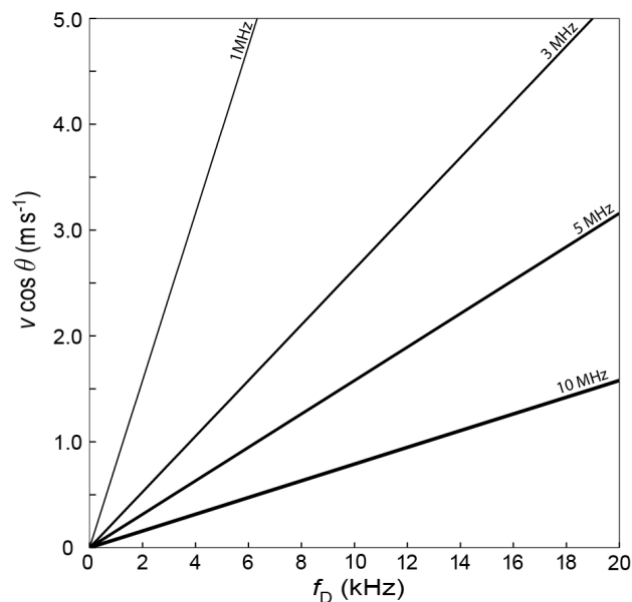
移动的散射点，如血细胞，会在超声信号中产生一个位移。这种所谓的多普勒频移可以近似地表示为：

## 方程式 6

$$F_D \approx 2f \frac{v}{c} \cos\theta,$$

其中  $\theta$  是超声束与流线方向（正轴）之间的角度，以及  $v$  是流速的大小（参照图 6）。

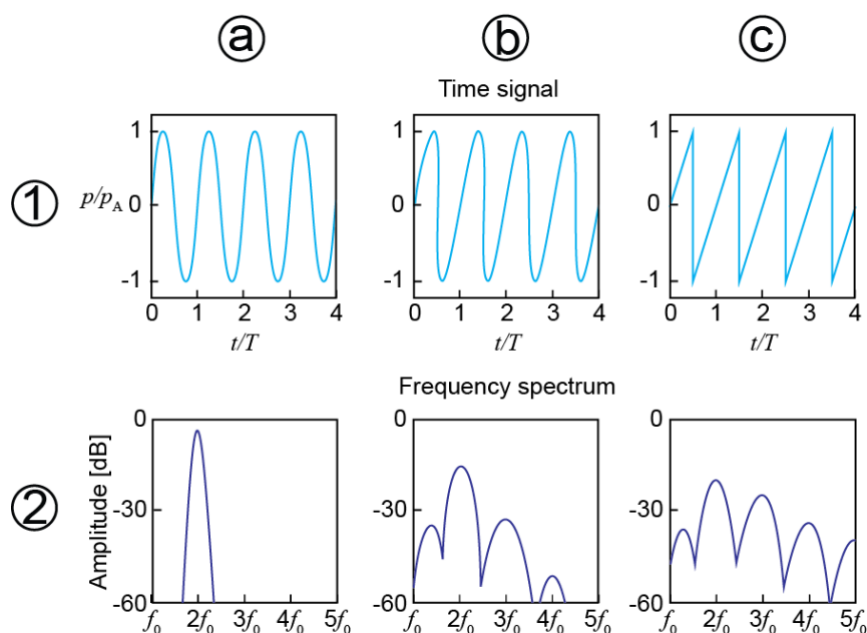
图 6 在四个不同的发射频率下，侧向速度是多普勒频移的函数。



信号的频率变化也是由于在组织中的非线性传播和超声造影剂的存在而引起的。非线性传播的原因是压缩组织中的声速比扩展组织中的声速略高。因此，超声波的波峰比波谷快。波在离源头较远的地方被扭曲，直到只剩下锯齿状。Error! Reference source not found.显示了离声源不同距离的一些波形及其各自的频率。

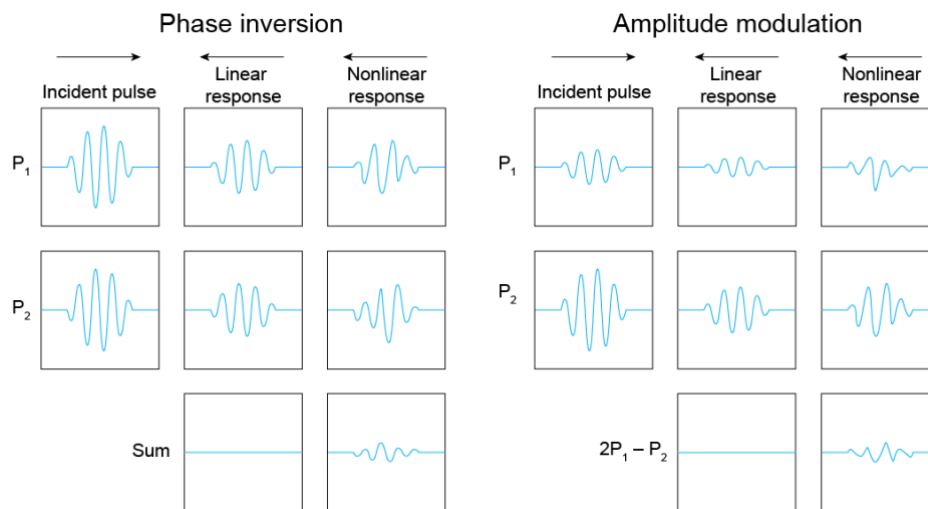


图 7 离声源不同距离的波形及其各自的频谱。



在诊断性超声中，血细胞是不良散射体。因为在临床诊断中经常需要灌注成像，所以注射了超声造影剂来增强血液的散射。超声造影剂由被弹性（最常见的是磷脂）外壳包裹的微小的全氟碳化物气泡组成。这些微泡在声场中进行线性和非线性振荡，辐射出可检测的声学信号。一些检测方法可以发现微泡的存在，从而发现血液的存在（参见 **Error! Reference source not found.**）。最近，在接近活细胞的特定声学条件下，微泡的特殊行为导致了对微泡的治疗应用的研究，这些微泡的外壳已被修改为含有药物或基因。使用常规的临床超声设备，超声引导下的药物输送是可能的。

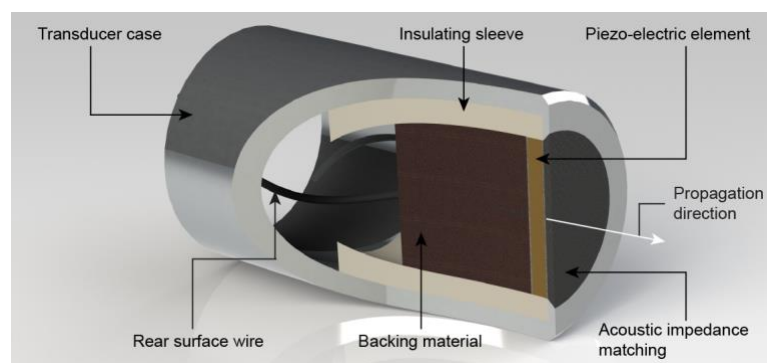
图 8 微泡存在的两种检测策略。



## 探头

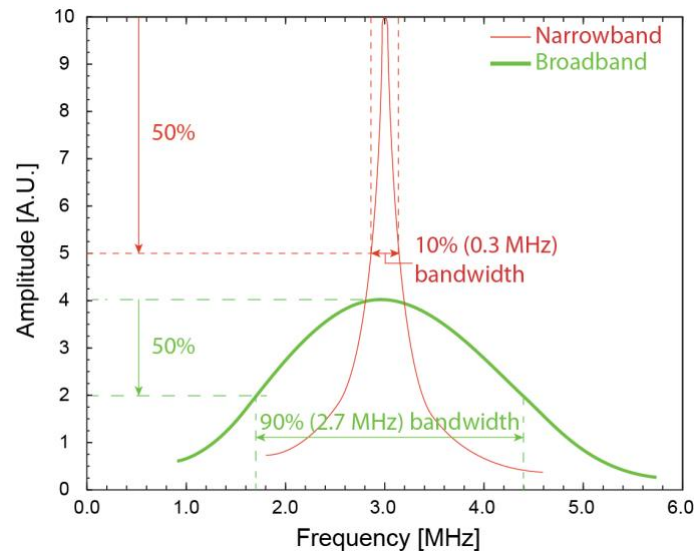
超声探头（亦称换能器）将电信号转换成压力波，反之亦然。对于治疗性设备，如用于物理治疗或超声介导的手术，只使用发射能力，而诊断设备既发射又接收。在所有情况下，探头包含压电元件，以产生超声波或将超声波转换成电信号。当施加应变时，元件中的电荷重新分布，因此产生一个电脉冲。反过来说，当施加电脉冲时，它改变了压电材料的几何形状。这对所有压电材料来说都是如此。除了一个或多个压电元件的两边都有电极外，超声探头由元件后面的衬垫和元件前面的一个或多个匹配层组成（参考图 9）。

图 9 单元件探头的组成部分。



元件的厚度决定了其共振频率：其自然振荡频率。在没有背衬的情况下，元件可以在这个频率下以最大振幅振荡，*即*伸展和收缩。背衬材料决定了传感器的带宽。带宽是指换能器产生和接收声音的频带（参见图 10）。背衬材料的选择对换能器的性能至关重要。匹配层在元件和介质之间形成一个近乎无损的过渡。

**图 10** 在更高的输出功率和宽广的带宽之间进行权衡。



一个发射的换能器产生一个声场。在靠近换能器表面的地方，干扰会导致局部压力变化（参见图 11）。这个所谓的近场宽度大致等于换能器的直径。其长度公式为：

### 方程式 7

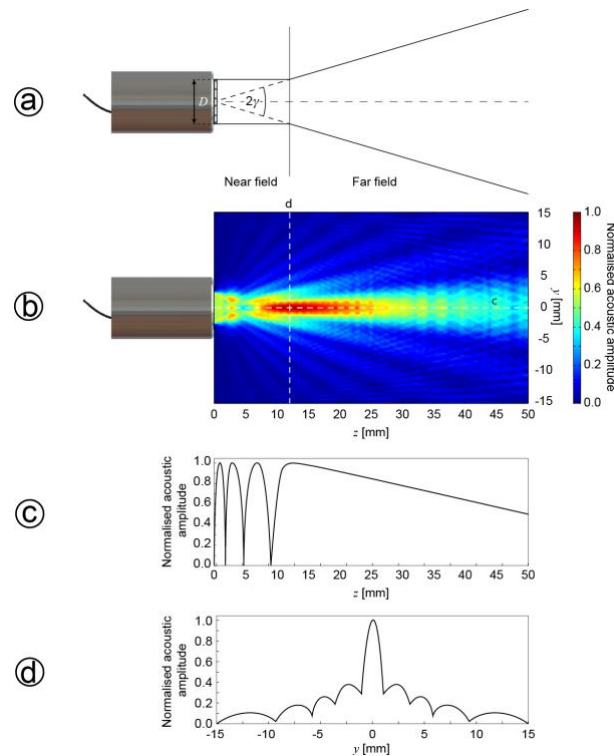
$$N = \frac{D^2}{4\lambda},$$

其中  $D$  是换能器的直径 *和*  $N$  是近场长度。在远场，声场的传播角度为  $2\gamma$ ：

## 方程式 8

$$\sin\gamma = 1.22 \frac{\lambda}{D}$$

图 11 声场的剖面图：（a）示意图；（b）二维；（c）轴向；（d）横向。



将近场和远场分开的轴向平面是换能器的自然焦点。通过在换能器表面增加一个声学透镜，可以进一步对声场进行几何聚焦。在临床超声设备中，使用了多元件换能器（参见图 12）。这些换能器由横向排列的换能器元件阵列组成，可以单独控制，允许可变光束聚焦（参见图 12）。这种所谓的相控阵有多种布局，包括曲线型、1.5D 和 2D 的变化（参见图 13）。

图 12 具有可变聚焦的相控阵探头。

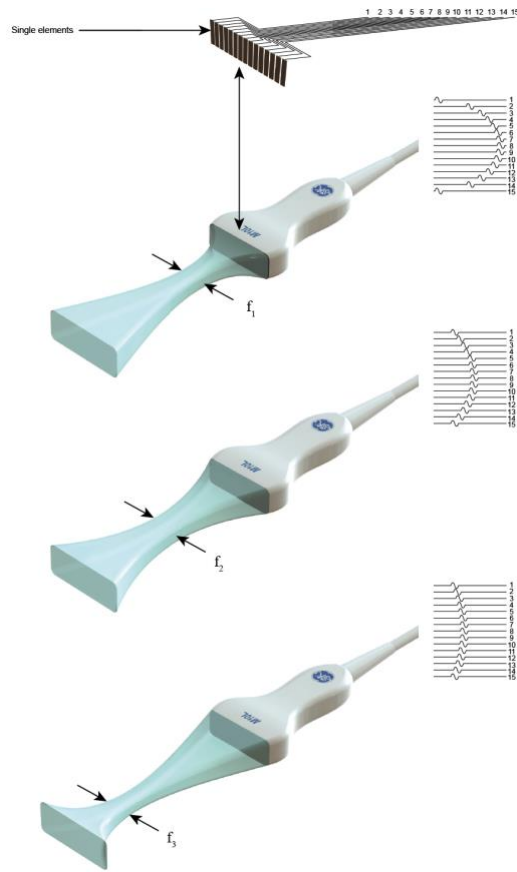
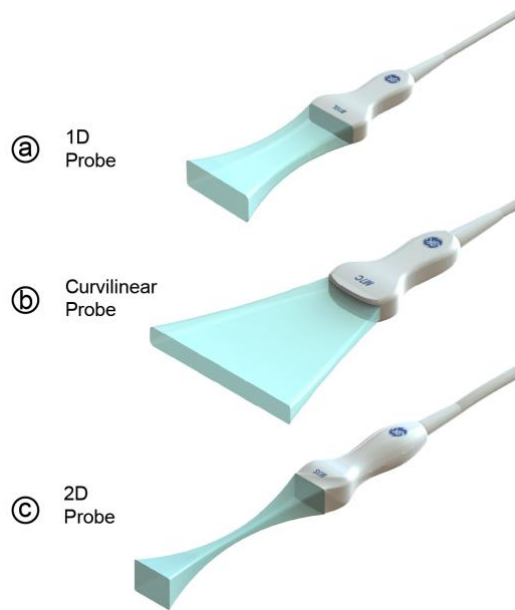


图 13 相控阵及其光束轮廓：（a）一维；（b）曲线；（c）二维。



## 成像

与连续声波不同的是，用于诊断成像的超声波是以脉冲序列的形式传输的（参照图 14）。在传输一个具有一定中心频率的脉冲后，接收来自组织的背散射信号，直到传输下一个脉冲。脉冲重复频率（PRF）是指每个时间单位的脉冲数。占空比是传输时间的百分比，等于脉冲长度乘以 PRF。理论上的最大成像距离是：

### 方程式 9

$$R_{\max} = \frac{c}{2 \text{PRF}}$$

要注意不同组织的局部声速是不同的。因此，根据记录的双向移动时间建立的超声图像不能转换为实际深度。最常用的实际深度转换的平均声速是 1540 m/s，这是在软组织中的平均声速（参见 Error! Reference source not found.）。由于这只是一个选取的数值，在使用超声波成像从定量的空间测量中得出结论时，应该谨慎。

**表 2** 不同生物材料的声速。

材料/组织	c [m/s]
空气	330
硅油	980
水	1490
血液	1570
脂肪	1460
肌肉	1580
骨骼	3500
软组织中的平均值	1540

图 14 脉冲发射信号，中心频率  $f_c$ ，脉冲长度 PL，脉冲重复时间 PRT，脉冲重复频率 PRF。该信号的占空比为 25%。

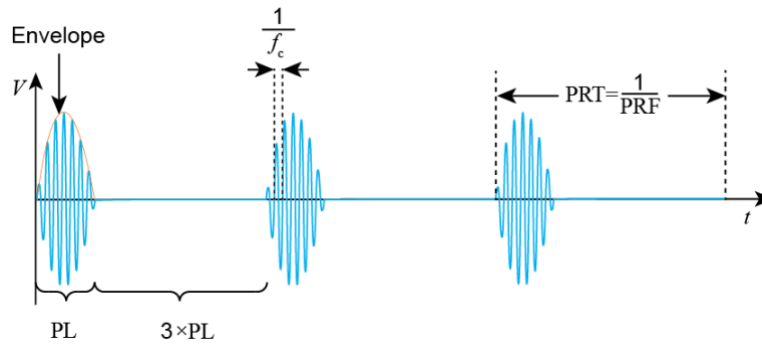
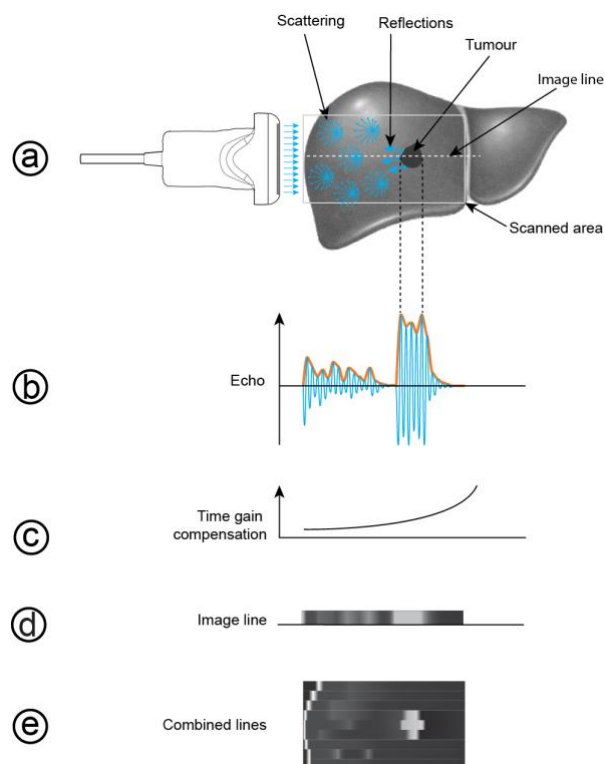


图 15 灰阶超声成像原理。



**Error! Reference source not found.**显示了单一光束是如何在超声图像中形成一条线的。如果只考虑信号振幅（“A”），这种成像模式被称为 A 型，而振幅是由亮度点

（“B”）表示的，超过一个维度，则被称为 **B 型**。表 2 显示了 B 型的一些典型应用和选择的频率。B 型是默认的临床超声成像方法。B 型经常与多普勒方法相结合，以追踪移动的目标。

使用带有机械移动换能器或二维阵列的探头，可以记录三维 B 型扫描。

**表 3** 一些 B 型模式的应用及其基本成像频率。

频率[MHz]	渗透深度[cm]	目标器官
2-3	30	腹部深处
4-5	20	成人心脏
12-15	3	乳房, 甲状腺, 内镜超声
20-50	1	眼睛

**图 16** M 型成像原理。

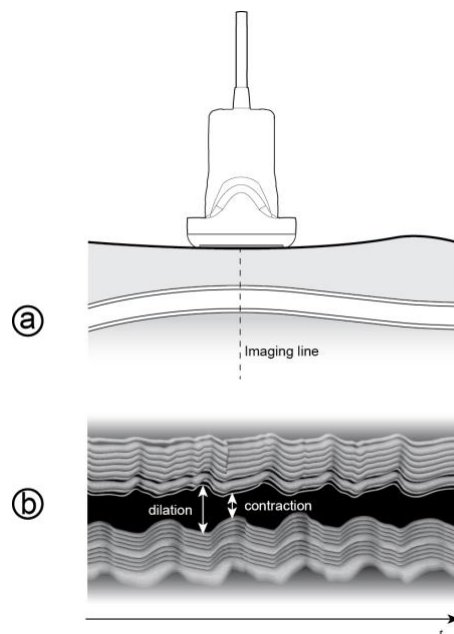




图 16 显示沿运动中的一个光束的接收信号（“M”）， $M$ 作为时间的函数，被称为 M 型。高时间分辨率允许对周期性运动的物体进行详细研究，如心脏或血管（参见图 16）。

分辨率是指两点之间的最小距离，以便将它们作为独立的点进行区分。轴向分辨率等于声速除以两倍的带宽。因此，带宽越宽（或脉冲长度越短），轴向分辨率就越小（更好）。横向分辨率与声波的波长和探头的焦点深成正比，与探头的孔径成反比。

## 安全指数

机械指数（MI）给出了惯性空化作用导致的组织机械损伤的指标：超声诱导的瞬时空化的形成：

### 方程式 10

$$MI = \frac{PNP}{\sqrt{f_c}},$$

其中 PNP 是超声场中某处负压峰值的最大值（在水中测量，但根据不同的衰减进行了修正），以 1 MPa 为标准；而  $f_c$  是中心发射频率，以 1MHz 为标准。在  $MI < 0.3$  时，声振幅被认为对扫描新生儿和孕妇来说足够低。在  $0.3 < MI < 0.7$  时，有可能对新生儿的肺和肠道造成轻微损伤。在  $MI > 0.7$  时，理论上存在惯性空化的风险，如果使用超声造影剂，则有更大的风险。

虽然 MI 的有效性一直存在争议，尤其是在使用超声造影剂的情况下，但目前还没有其他方法可用于判断临床环境中空化相关损伤的安全性。

另一个有争议的安全指数是热指数（TI）。这是超声照射期间组织温度升高的一个粗略指标，其定义是发射功率和使组织温度升高 1° C 所需的估计功率的比率。应该注意的是，TI 并不表示实际的温度上升。基于热指数，建议对超声暴露时间进行限制。

近期的研究将着重于重新定义安全标准上。

## 参考文献

1. Hoskins P, Martin K, Thrush A (Eds). Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. Cambridge: Cambridge University Press 2010.
2. Millner R, Jenderka K-V. Physik und Technik der Ultraschallanwendung in der Medizin. Studienbrief MPT0015. Kaiserslautern: Technische Universität Kaiserslautern 2010.
3. Postema M. Fundamentals of Medical Ultrasonics. London: Spon Press 2011.
4. Schmitz G. Ultrasound in medical diagnosis. In: Pike R, Sabatier P (Eds). Scattering: Scattering and Inverse Scattering in Pure and Applied Science. London: Academic Press 2002:162-174.

## 附录

运动方程为:

### 方程式 11 A1

$$\frac{\partial p}{\partial x} = -\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2},$$

其中  $\rho$  是介质的密度。线性一维波方程给出了声压作为空间和时间的函数。

### 方程式 12 A2

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \frac{\kappa}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = c^2 \frac{\partial^2 p}{\partial x^2},$$

声速  $c = \lambda f = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}}$  是介质的一个物质属性。其中,  $\kappa$  是体积 (不可压缩性) 模量。

波浪方程的解决方案有以下形式:

### 方程式 13 A3

$$p(x, t) = p_A \sin 2\pi(ft - kx) = p_A \sin 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right),$$

其中  $k = \frac{2\pi}{\lambda}$  是波数和  $p_A$  是压力振幅。