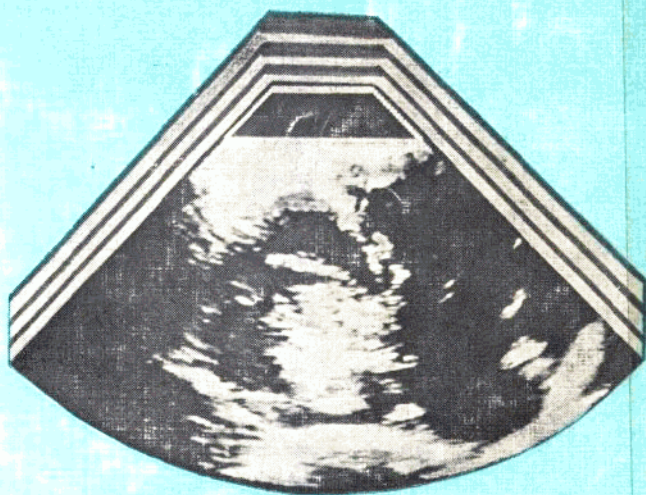
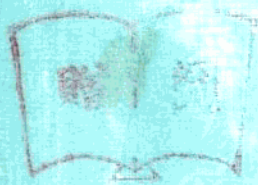


湖南医学院学报

专 辑

实时二维超声心动图

REAL-TIME
TWO-DIMENSIONAL
ECHOCARDIOGRAPHY



1983·10

.4

825

实时二维超声心动图

主 编 湖南医学院学报编辑部
主 审 王肇勳 王振华
编 著 李伟芳 郑启宇 陈协青
陈干仁 徐焕俐 韩承柱
李戈山 黄季春 高 梅

一九八三年十月

湖南医学院学报 专辑

一九八三年十月出版

MONOGRAPH OF
BULLETIN OF HUNAN MEDICAL COLLEGE

Oct. 31 1983

湖南省报刊登证第27号

主 编	湖南医学院学报编辑部
出 版 者	湖南医学院
印刷装订者	湖南省新华印刷二厂
订 购 处	本刊编辑部

本刊代号 国内 42—10 国外 Q422 每册定价：2.70元

序 言

实时二维超声心动图，于七十年代中叶问世后，我院1979年在国内首先引进了美国ATL出产的二维超声心动图机。在第二附属医院心血管研究室、内科及有关基础学科的协同努力下，迅速掌握了各种平面的扫切技术，并在1980年12月于广州召开的全国第一届内科年会上以电影、停帧照片及临床资料作了报告，获得与会同仁的承认。自1979年12月至1983年7月间，共进行了1600多例二维超声心动图检查，其中321例进行手术对照，87%获得完全证实。四年来的实践，我们体验到实时二维超声心动图所具有的无创伤性、对多种心脏病诊断的精确性、直观性与实时性等多方面的优点。尽管进入80年代，增加了多普勒效应这一辅助手段后，诊断效率有所提高，但掌握二维超声心动图扫切技术仍将为普及这种无创性心脏检查所必需的前提，虽然目前由于二维超声心动图设备费资较高，在国内刚处于开始推广阶段，但随着我国医疗器械研制的广泛进行及渐加完善，二维超声心动图必将得到普及应用。从现在起，将有越来越多的医院同仁要求理解二维超声心动图的原理并掌握其在诊断中的扫切技术，为此，我们利用自己有限的实践资料为基础，试编写了《实时二维超声心动图》专著，供我院培训技术人员的教材，并向其他医院同仁交流经验，冀收抛砖引玉、相互切磋之效。我相信二维超声心动图必将更加迅速地遍地开花，结出更丰硕的果实，为心血管病患者提高诊断的质与量。

王泽烈

Preface

Real-time two-dimensional Echocardiography of USA "ATL" machine was first introduced at the end of 70th decade into our hospital. It was promptly applied in our cardiovascular laboratory organized by medical, surgical and other related basic science departments and developed various scan-sectional techniques.

At the end of 1980 we attended a meeting called at Kwanchow. During the meeting we presented a report and a series of motion film for illustration of this technique. It was greatly appreciated by most of the audience.

Within the period from 1979 to 1983, we have applied this technique in a series of cases (1,600 examples) with preliminary diagnosis and 321 referred to surgical correction with complete approval in 87% of the cases. With such practical experience for the last four years, we feel assured that this newly accepted measures fully support our diagnosis with high accuracy under direct visualization and present many priorities for the diagnoses of most of cardiovascular cases.

Although Doppler-ultrasonic methods as an accessory measure for diagnosis in some of the cases were applied recently, and the rate of diagnosis was enhanced, the scan-sectional technique of two-dimensional Echocardiography is still the essential prerequisite.

In spite of its high expenses of this machine during this early stage, as time goes on such equipment will surely be urgently required. Our manufacturers will certainly lay more stress on it. One should be optimistic to see successful supply in the near future.

It is our hope to make use of our limited experience to compile this book to be applied widely among our fellow students to promote further advances. We are looking forward to having a computerized Echocardiography in the near future.

Chao-tsun, Wang

编者的话

实时二维超声心动图是一种先进的、无损伤性的心血管疾病诊断技术，是M型超声心动图的进一步发展。自70年代中期开始临床应用以来，已充分体现了它的优越性，它不仅能显示心脏及大血管各种切面的内部结构，包括各心腔、房间隔、室间隔、房室瓣、半月瓣、大动脉、大静脉的形态以及它们的空间方位，并能在实时观察下看到心动周期中各瓣膜及心肌各节段的活动功能及相互关系。因此，实时二维超声心动图能对各种心脏瓣膜病、先天性心脏病、感染性心内膜炎、冠状动脉硬化性心脏病、心肌病、心脏肿瘤、心包疾病及大血管病变等作出定性及定量或半定量的诊断，而且也能较好的配合心血管外科手术治疗，如预测病变的严重程度、决定手术的取舍与手术方式以及术后的追踪观察等。在某些方面，如对房室通道、非连续性主动脉瓣下狭窄的诊断与分型以及对三尖瓣低位畸形和瓣膜脱垂的诊断等，比心导管检查及心血管造影更为敏感、准确。尤其是在无损伤性及可多次重复检查方面优于心导管检查及心血管造影。

近年来，国外有关二维超声心动图的临床应用的文献报告很多，国内不少单位也陆续开展了此项检查技术。我院于1979年底在国内首先引进美国ATL公司出产的实时二维超声显象系统，自80年迄今已应用其诊断各种心血管疾病1600余例。现将我们的检查方法、各种心血管疾病的二维超声心动图表现特点及其与心导管检查、心血管造影和/或心脏手术结果的对比加以整理，参考国内外文献并结合我们自己的点滴体会编写成此书，以供从事心血管疾病医疗、教学和科研的同道们参考。

本书共分七章，分别叙述二维超声心动图的基本原理、有关心脏解剖、检查方法、正常图象以及各种心血管疾病的表现特点等。书中附有插图400余幅，其中所列举的二维超声心动图图例，绝大多数均经心导管检查、心血管造影及手术所证实。为了便于对图像的理解，附有相应的示意图，以同一图序排列。

本书在编写过程中，得到湖南省卫生厅，学院科研处、解剖学教研组、物理学教研组、附一院内科教研组，附二院内科、胸外科、超声诊断室的大力支持和帮助，承蒙王肇勤、王振华教授及祝明芳、胡纪湘副教授审阅，学院、附二院摄影室协助制备图片，施作榕医师为本书的出版付出了辛勤的劳动，谨在此一并致谢！

本书超声显象示意图全部由韩承柱老师绘画，资料收集、图片制备大部分工作由高梅技师完成。

由于编者水平有限，本书缺点、谬误之处，敬希读者给予批评指正。

编者

1983年7月

目 录

第一章 超声诊断的物理基础	(1)
第一节 超声波的特性.....	(1)
第二节 二维超声显象原理.....	(7)
第二章 正常心脏解剖学	(13)
第一节 心脏的位置和体表投影.....	(13)
第二节 心脏外部形态.....	(14)
第三节 心脏各腔的内部结构与形态.....	(14)
第四节 心脏切面解剖.....	(18)
第五节 心脏的大血管.....	(21)
第三章 检查方法	(23)
第一节 检查部位、超声切面和记录.....	(23)
第二节 二维超声心动图的正常显象.....	(25)
第三节 心血管超声造影检查.....	(38)
第四章 风湿性心脏瓣膜病	(45)
第一节 二尖瓣狭窄.....	(45)
第二节 二尖瓣关闭不全.....	(50)
第三节 主动脉瓣狭窄.....	(52)
第四节 主动脉瓣关闭不全.....	(54)
第五节 多瓣膜病.....	(56)
第六节 人工生物瓣膜.....	(57)
第五章 先天性心脏病	(61)
第一节 房间隔缺损.....	(61)
第二节 室间隔缺损.....	(67)
第三节 单纯肺动脉口狭窄.....	(73)
第四节 左心室流出道梗阻.....	(75)
第五节 法乐氏四联症.....	(82)
第六节 法乐氏三联症.....	(85)
第七节 房室通道.....	(86)

第 八 节	完全性大动脉转位	(89)
第 九 节	永存动脉干	(91)
第 十 节	右心室双出口	(92)
第十一节	完全型肺静脉畸形引流	(95)
第十二节	主动脉缩窄	(96)
第十三节	主动脉窦瘤	(97)
第十四节	三尖瓣下移畸形	(99)
第十五节	三尖瓣闭锁	(102)
第六章	冠状动脉硬化性心脏病	(109)
第七章	其他心血管疾病	(119)
第一节	二尖瓣脱垂综合征	(119)
第二节	主动脉瓣脱垂综合征	(121)
第三节	感染性心内膜炎	(123)
第四节	心脏粘液瘤	(126)
第五节	原发性心肌病	(129)
第六节	梅毒性心血管病	(133)
第七节	马凡氏综合征	(135)
第八节	原发性肺动脉高压	(137)
第九节	心包积液	(139)

第1章

超声诊断的物理基础

超声诊断的基础主要是超声波的物理特性,如超声的方向性,超声的反射及介质的吸收等。所以医务人员对超声诊断仪的运用,以及对疾病诊断的准确程度,与他们对超声特性的了解深度密切相关。本章简要介绍超声的一些特性和二维超声显像的基本原理。

第一节 超声波的特性

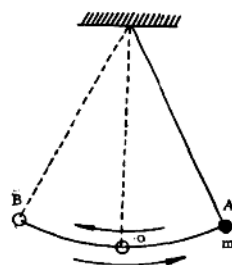
一、超声波

物体在一定位置附近沿同一路线来回重复的运动,叫做机械振动。如单摆的摆动。图I—1为一单摆,静止时摆锤m位于O, O称平衡位置。将摆锤拉到A位置,然后放手,它就来回摆动起来。摆锤从A经O到B,再从B经O回到A,叫做一次全振动。每秒振动的次数称为振动的频率(f)。振动一次所需的时间称为振动的周期(T)。它们两者的关系是

$$T = \frac{1}{f} \quad (1-1)$$

周期的单位为秒,频率的单位为赫兹(Hz)。每秒振动一次为一赫兹。

频率在20,000赫兹以上的机械振动,称为超声频振动,它在弹性介质中的传播,即为超声波。有超声传播的空间,称为超声场。超声波达到人耳不能引起声音的感觉。

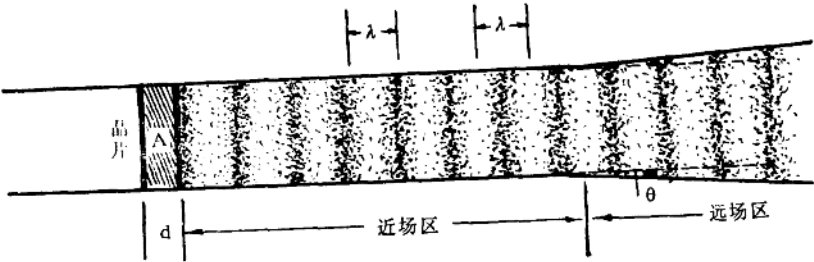


图I—1

气体、液体和固体都是弹性介质,可以把机械振动由近及远地传播出去,机械振动在弹性介质中的传播过程称为机械波。引起波动的初始振动物体称为波源。在波动过程中,介质中的质点只在各自的平衡位置附近来回重复地运动,并不“随波逐流”。质点振动方向与波的传播方向一致的,叫做纵波;质点振动方向与波的传播方向垂直的,叫做横波。超声在气体和液体中,只能以纵波的形式传播,而在固体中,除纵波形式以外,还有横波。在目前超声诊断中,只用到纵波,所以本章只介绍纵波的一些特性。

当我们用某种方法使晶片A(图I—2)的厚度 d 交替地变厚和变薄,产生超声频机械振动时,A两侧的介质(如空气)粒子也将依次振动起来,使介质粒子在某一时刻,有的地方被压

缩，粒子密集；有的地方拉伸，粒子稀疏。同一地方，则有时被压缩，有时弛张。这就是纵波，也叫做疏密波。相邻两密部中心(或相邻两疏部中心)之间的距离，叫做波长(λ)，其国际



图I—2 超声场

单位为米。在波传播的介质中任一给定点，单位时间内通过的波数，称为波的频率(f)，它与波源的振动频率相同，也与介质质点振动频率相同。

超声波在介质中，单位时间内传播的距离称为波速(c)，单位为米/秒。超声纵波在介质中的传播速度主要与介质的密度(ρ)及弹性模量(E)有关。理论证明

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \tag{1-2}$$

对水来说， $E = 2 \times 10^{10}$ 牛顿/米²， $\rho = 10^3$ 千克/米³，由上式算出 $c_{\text{水}} = 1414$ 米/秒。在人体软组织中，声速与在水中相近，其平均值为1500米/秒。表1—1列举了超声波在常见的几种物质中的声速。

表1—1 几种物质中的超声速度和声阻抗

物 质	密度 ρ (公斤/米 ³)	超声速度 c (米/秒)	声阻抗 z (牛顿·秒/米 ²)
脂 肪	9.7×10^2	1400	1.36×10^3
肌 肉	1.04×10^3	1568	1.63×10^6
大 脑	1.02×10^3	1530	1.56×10^6
密 质 骨	1.70×10^3	3600	6.12×10^6
软 组 织	1.02×10^3	1500	1.52×10^6
肾	1.04×10^3	1558	1.62×10^6
肺	4.0×10^2	650	2.6×10^5
脾	1.06×10^3	1557~1642	$1.65 \sim 1.74 \times 10^6$
肝	1.06×10^3	1547~1585	$1.64 \sim 1.68 \times 10^6$
水	9.88×10^2	1460	1.44×10^6
石蜡(33.5℃)	8.35×10^2	1420	1.19×10^6
空 气(20℃)	1.21	344	415

(•声阻抗将在后面介绍)

波长、频率及声速是声波的三个重要物理量，它们之间的关系如下：

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad \text{或} \quad c = f\lambda \quad (1-3)$$

超声在人体软组织中的传播速度为1500米/秒,根据上式,几种诊断用的超声在人体软组织中的波长如表1—2。

表1—2 几种超声在人体软组织中的波长

频率(兆赫)	0.85	1.25	1.6	2.0	2.25	2.5	3.0	5.0	7.5	10.0
波长(毫米)	1.76	1.2	0.93	0.75	0.67	0.6	0.5	0.3	0.2	0.15

二、声压 声强

声压 当弹性介质中有声波传播时,介质各处的质点将时而密集,时而稀疏,从而各处原有压强就要发生变化。介质中任一点有声波传播时的压强和没有声波传播时的静压强之差,叫做声压(P)。显然,密部的声压为正,其中心处为正的最大值;疏部声压为负,其中心处声压最小(负得最多),这两个值的绝对值叫做声压幅值(P_m)。声压P就在 P_m 和 $-P_m$ 之间变化,是空间和时间的函数。对平面余弦波来说,声压幅值

$$P_m = A\omega\rho c \quad (1-4)$$

式中 ρ 是介质密度, c 是声速, $\omega = 2\pi f$,称为圆频率, A 是振动的振幅。声压的国际单位是牛顿·米⁻²

式(1—4)中, $A\omega$ 是质点振动速度幅值,用 V 表示。声压幅值与质点振动速度幅值之比,为声阻抗(z),则

$$z = \frac{P_m}{V} = \frac{A\omega\rho c}{A\omega} = \rho c \quad (1-5)$$

声阻抗是表征介质声学特性的一个重要物理量,它的大小决定于介质的密度和声速。它的国际单位为牛顿·秒·米⁻³。前面表1—1列出几种介质的声阻抗。

声强 超声在介质中传播时,介质中的质点,由近及远地一个接一个地先后开始振动起来,因此各质点附加了动能;由于超声传播时,介质发生形变,又附加了弹性势能。可见,波源的能量逐层地传播出去,波是能量的传播过程。在单位时间内通过垂直于声波传播方向的单位面积的能量,叫做超声强度,简称声强,用 I 表示。对于平面余弦弹性纵波:

$$I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2 = \frac{1}{2} \frac{P_m^2}{z} \quad (1-6)$$

上式说明,超声强度与声压幅值的平方成正比,而与声阻抗成反比,其国际单位为瓦/米²。震耳欲聋的炮声声强约为10⁻⁴瓦/厘米²。目前用聚焦方法获得超声波的最大声强已达10⁵瓦/厘米²(相应的声压约为数百个大气压)。在超声诊断中,声强太小时,回波太弱,显示不清晰;声强太大时,会使局部组织过热或造成损伤性的生物效应。目前连续式超声诊断仪(如超声多普勒诊断仪)的声强约在10—30毫瓦/厘米²。脉冲式超声诊断仪的脉冲峰值声强可达30—40瓦/厘米²,但因脉冲持续的时间极短(几个微秒),所以平均声强在30—40毫瓦/厘米²以下。实践表明在这样的强度范围内对人体是安全的。

三、超声波的方向性

实验指出,不同的超声源以及不同的传播条件形成不同的超声能量的空间分布,即不同的超声场。圆形活塞式压电晶片换能器(探头)是超声诊断中常用的一种,它发射的超声在接

近晶片的一段, 超声束呈圆柱形, 其横断面直径与晶片直径相等, 这部分超声场称为近场区 (见图1—2), 近场区的长度为

$$x_N = \frac{r^2}{\lambda} \quad (1-7)$$

式中 r 为晶片的半径, λ 为超声波波长。可见 r 一定时, 频率越高(λ 越小), 近场区越长, 反之近场区越短; 超声频率一定时, 晶片半径 r 越大, 近场区越长, 反之越短。

超声能量分布, 在近场区内是很不均匀的, 在中心轴上, 随离开晶片的距离时大时小, 在轴外, 声场也不均匀。近场区的近端存在盲区, 不能用来诊断。近场区除近端外, 就整个声束而言, 可近似地看作均匀的平面波。由于声束平行, 对同样反射面反射声强较强, 失真度小, 适于用来诊断。

在离晶片表面的距离 $x > x_N$ 的区域, 声束不再是圆柱形, 开始发散, 呈圆台形, 这一部分叫远场区。发散的程用半发散角 θ 表示 (见图1—2), 其大小由下式确定:

$$\sin \theta = 1.22 \frac{\lambda}{2r} \quad (1-8)$$

半发散角 θ 越小, 声束的方向性越强, 或者说束射性越好。在超声诊断中, 须用方向性好的探头定向发射超声。由式(1—8)可见, 波长一定时, r 越大, 方向性越好; r 一定时, λ 越小(频率越高)方向性越好。例如一半径为6毫米的晶片, 其工作频率为2.5兆赫, 在人体软组织中, 近场区的长度为60毫米, 半发散角为 $3^\circ 33'$ 。一般地说, $r \geq 4\lambda$ 时, 方向性较好, $r \geq 8\lambda$ 时, 方向性就很不错了。

由于远场区或多或少存在发散, 声束不平行, 对同样的反射面, 反射声强较近场区弱, 失真也大, 横向分辨力较近场区低。

四、超声的衰减

超声在介质中传播时, 它的强度将随着传播距离的增加而减弱。其原因是: 1. 声束在介质中散射, 在不均匀介质中反射, 以及远场区或多或少地发散, 波的能量虽没有减少, 但分布的面积逐渐增大, 声强减弱; 2. 由于介质的内摩擦等原因, 波的能量一部分转变为其他形式的能量(如热能), 称为介质的吸收。平面波在介质中因被吸收, 其强度按指数规律减弱, 即

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1-9)$$

式中 x 是超声传播的距离, I_0 是 $x=0$ 处的声强, I 为 x 处的声强, $e=2.718\cdots$, 是一个常数, μ 叫做介质的吸收系数。 μ 愈大, 吸收衰减愈快。 μ 值同介质的密度、粘滞系数、热传导系数、波速以及波的频率等有关。对一定介质, 频率愈高, μ 愈大, 如头盖骨的 μ 值, 频率为1.2兆赫时为15个单位, 而频率为2.25兆赫时为46个单位。频率一定时, 不同介质有不同的 μ 值, 如空气的 μ 值比水大千多倍, 骨头的 μ 值也远大于软组织。

医学上常用半价层来说明生物组织对超声波吸收的强弱。所谓半价层是指超声在传播过程中使其声强减弱到原有声强的一半, 所经介质的厚度, 表1—3列出了人体超声吸收半价层。

在超声诊断中, 频率越高, 吸收越快, 探查深度就小, 有时为增大探查深度, 可适当采用较低频率的超声。肺、肠等脏器因内含空气, 常用超声极难穿透, 需用甚低频(0.5兆赫)的超声。

表1—3

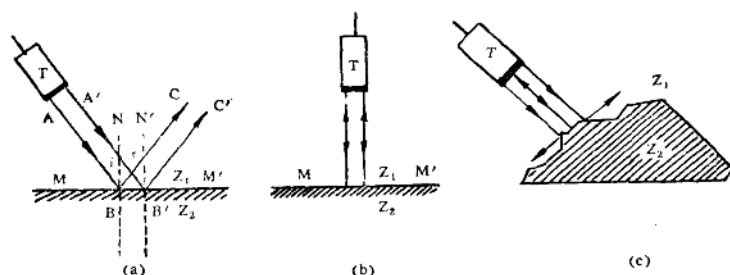
人体组织超声吸收半价层

介 质	半 价 层 (厘米)	频 率 (兆赫)	介 质	半 价 层 (厘米)	频 率 (兆赫)
血 浆	100	1.0	肝(死后20小时)	2.4	1.0
血	35	1.0	颅 骨	0.23	0.8
肌 肉	3.6	0.8	肾	1.3	2.4
脂 肪	6.9	0.8	腹 肌	4.9	1.5

五、超声反射

当一束平面超声入射到一个比该波的波长大许多的不同介质的交界面上时,就会发生反射和折射,并且遵守反射定律和折射定律。

图I—3表示超声的反射。图(a)中MM'表示两种声阻抗不同的介质的界面,AB为入射线,BC为反射线,BN为过B点MM'的法线,i为入射角,r为反射角。根据反射定律, $\angle i = \angle r$,可见倾斜入射时,反射回声信号不可能被同一探头接收。图(b)表示垂直于界面入射的情况,这时入射角为零,所以反射角也为零,回声逆着入射线返回探头,被同一探头接收。图(c)表示一不规则的界面,这里只有部分回声信号能被同一探头接收。回声信号不能被同一探头接收,称为回声失落(echo dropout)。



图I—3 超声反射

在垂直界面入射的条件下,设入射波强度为 I_i ,回声强度为 I_r , I_r/I_i 称为强度反射系数(α_{ir})。理论证明

$$\alpha_{ir} = \left(\frac{\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1} \right)^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1-10)$$

上式说明在垂直界面入射的条件下,强度反射系数由界面两边介质的声阻抗来决定。目前只要两声阻抗相差0.1%就可形成回声图(而x射线诊断需要软组织的密度相差在10%以上才能显示出来)。由表1—1查出介质的声阻抗,根据上式可以算出各种界面的强度反射系数。例如,血液—软组织的分界面上,可有1%的声能反射,而有99%的声能透过。在软组织—骨骼分界面上,有50~70%的声能反射,只有30~50%的声能透过。在空气—软组织分界面上,几乎100%的声能被反射,而透过界面的声能则微乎其微。在超声诊断中,为把超声导入人体或将回声引出,通常在探头与体表间加入声耦合剂。声耦合剂是一种声阻抗与人体软组织声阻抗相差极小的液体,如石蜡油。

超声诊断靠回声信号来显示组织,但界面回声如果太强,透过强度就会很弱,位于该界

面后面的界面反射强度则很弱，甚至近乎零，以至回声影像模糊不清，或者完全消失。因此强烈反射减小了探查深度。肌肉与骨骼的分界面反射很强，骨骼后面的组织难以显示，因此通常要避开骨骼的影响，如探查心脏时，超声束一般应从肋骨之间导入，只有婴儿因为胸骨和肋骨未完全骨化，反射和吸收较少，其影响可以忽略。

六、超声的分辨力

超声所能区分或辨别体内接近的两个界面之间的最小距离或病灶的最小直径，叫做最小分辨距离，它的倒数叫做分辨力。最小分辨距离越小，分辨力越高。

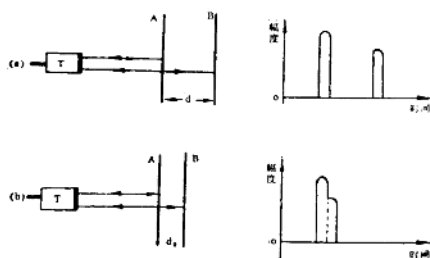
1. 对病灶的分辨力

当波通过小孔或很小的障碍物时，会产生衍射现象（波绕到障碍物后面去的现象）。障碍物或小孔的线度与波长可以比拟时，就可以观察到衍射现象，而且障碍物或小孔的线度越小，衍射现象就越显著。因为超声波的频率较高，波长较短，所以在一般情况下，衍射现象不明显。只有当障碍物或小孔的线度很小时，衍射加强，反射减弱。一般认为病灶的直径最小应接近所用波长的一半，回声影像才可能辨认，即对微小病灶，最小的理论分辨距离接近 $\lambda/2$ 。实际上常把 5λ 作为最小分辨距离的标志。例如2.5兆赫的超声在人体软组织中的波长为0.6毫米，其最高理论分辨距离为0.3毫米，实际最小分辨距离定为3毫米。

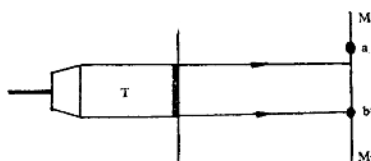
2. 纵向分辨力 图I—4左边A和B表示与声束垂直的两个界面，距离为 d 。图(a)表示 d 较大，两回声信号在显示器荧光屏上相隔一定距离（图中用幅度显示），可以辨认为两个信号。图(b)表示 d 小到某一值 d_0 时，两回声信号在荧光屏上刚好连成一起，无法辨认为两个信号。 d 稍大于 d_0 ，则两信号就可以辨认了，即两个界面可以区分，略大于 d_0 的值就是纵向最小分辨距离。纵向最小分辨距离与所用脉冲超声的脉冲宽度 t （脉冲持续时间）和组织中的声速（ $c = 1500$ 米/秒 = 1.5毫米/微秒）有关，从图不难看出

$$d > d_0 = \frac{t}{2} \cdot c = 0.75t \quad (1-11)$$

t 的单位为微秒（ 10^{-6} 秒）， d 的单位为毫米。由上式，脉冲宽度为5微秒时， $d_0 = 3.75$ 毫米；脉冲宽度为3.5微秒时， $d_0 = 2.63$ 毫米。脉冲宽度越窄，最小分辨距离越小，分辨本领就越高。



图I—4 纵向分辨距离



图I—5 横向分辨力示意图

3. 横向分辨力 如图I—5，在垂直于声束的平面（M）上有两个相邻的点a和b，在声束扫查时，要使a、b两点不同时位于超声束中，而能形成两个回声信号，a、b之间的最小距离叫做横向最小分辨距离。横向最小分辨距离越短，横向分辨力越高。显然这个最小分辨距离应大于声束横截面的直径，在近场区它与探头直径大致相同，在远场区，因声束或多或少发散，声束横截面直径随传播距离增大而增大，最小分辨距离随之增大，横向分辨力也随之下

降。提高横向分辨力的办法是提高超声频率(见式1—7),增大近场区的长度,或采用聚焦探头。

第二节 二维超声显像原理

一、超声诊断的发展

超声诊断是一门借助于现代电子技术、超声技术来研究人体内部脏器的超声物理特性和病变间的某些规律,并以此为临床医学服务的新兴技术。它是随着超声技术和电子技术的发展而发展起来的。1917年法国物理学家P. Langevin成功地发射了超声波,接着于1920年发明了超声深度测定仪,并应用于航海导航和侦察敌人的潜艇等方面。K. T. Dussik于1942年首先使用连续式A型超声仪,用透射法探查疾病,但进展不大。1940年后,由于雷达技术的迅速发展,无线电技术与声学原理结合, F. A. Firestone于1945年公布了他的A型脉冲超声检测仪,1947年有人将它用于医学诊断,1950年利用A型脉冲型超声诊断仪反射法探查疾病取得成功,并逐步普及。

Howry和Bliss等人从1952年开始研究超声二维显像,在60年代日趋完善。60年代后期有人提出快速显像的设想,70年代后期,线阵扫描、相控扫描、机械扇形扫描等实时扫描技术逐渐成熟。我国1959年初次制成ABP型诊断仪,开始超声显像的应用。1978年研究制成FJ—784型机械扇形扫描超声切面显像仪。

1954年Edler首先报道用脉冲式超声回声图法诊断心脏疾病,以后不断改进,制成了超声光点扫描仪,可在示波屏上直接观察心脏活动的超声光点曲线,即M型超声心动图。目前M型超声心动图法已成为超声诊断中重要的一环,对心脏疾病的诊断有着特别重要的意义。我国从60年代开始用M型超声诊断仪诊断心脏疾病。

此外,1956年开始研究用超声多普勒效应探测血流速度、胎心、胎动和检查心脏瓣膜疾病,目前应用也很广泛。超声诊断还在不断向前发展,新的诊断仪,新的诊断方法还在不断出现。

超声用于诊断至今才40年,为什么发展得如此迅速呢?这是因为:1.超声诊断不但弥补了X射线和同位素诊断的不足,而且具有其独特优点,尤其在诊断囊性病变、心血管、眼科及产科等方面的若干疾病,均为其他方法所不及。2.它对人体无损伤,无痛苦,操作方便,结论迅速。有人预见,在一、二十年内超声诊断在临床上的作用有可能超过X射线。

二、超声换能器

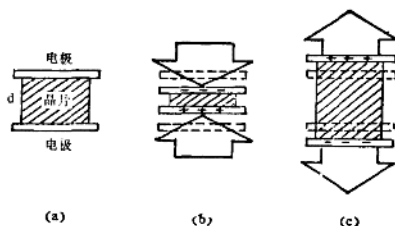
脉冲超声发生器是超声诊断仪的核心部分,它由高频脉冲发生器和换能器(探头)两部分组成。高频脉冲发生器的功能是产生超声频电振荡,其频率视探头需要而定,目前常用频率见表1—2。振荡间歇地进行,每隔一定时间重复一次(见图1—6),每秒重复次数,叫做重复频率。一般诊断仪的重复频率有50、200、400、600、1000次/秒,最高可达10000次/秒。重复频率根据探查深度、声速、每秒成像帧数来选择。每次振荡持续时间,叫做脉冲宽度,通常为几个微秒。此部分装有输出调节,主要控制输出脉冲宽度和幅度,以调节输出超声的强度。

换能器的功能是使超声频电振荡转变为同频率机械振动,发射脉冲超声,或将反射回来的超声转变为相应的电振荡,接收回声。

现在医学上使用的换能器主要是压电式电声型,它是利用压电晶片(如人工烧结的压电陶瓷)的压电效应做成的。



图I—6 脉冲电压



图I—7 正电压效应

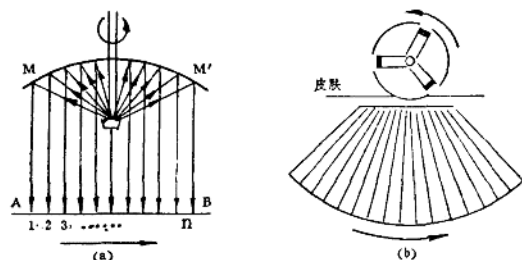
图 I—7 表示压电效应的原理。当压电晶片相对的一对表面（如图中上、下两表面）受压变薄时，在这两面上产生等量异性电荷。受拉变厚时，产生与前相反的等量异性电荷。受力愈大，电势差愈大，受力愈小，电势差愈小。如果受的压力按某种规律变化，则电势差也按同一规律变化。这种效应称为正压电效应。反之，如果在这一对表面上加上电压，则晶片的厚度(d)就根据电场的方向或者变厚或者变薄，这种效应称为逆压电效应。

将上述间歇的超声频电振荡加于晶片上时，由于逆压电效应，晶片发生超声频机械振动。如果晶片在弹性介质中，就形成脉冲超声，晶片担当了发射超声的任务。在暂停发射时，如果反射回来的超声加于晶片上，由于正压电效应，晶片产生同频率的电振荡，晶片担当了接收的任务。前者将电能转换为机械能，后者将机械能转换为电能，所以称为换能器。

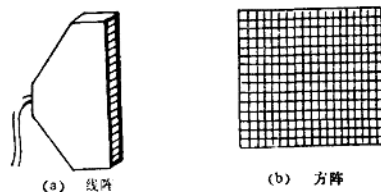
在压电晶片相对的一对表面上镀上薄薄的金属层作为电极，就构成一个简单的探头。探头的谐振频率由晶片的材料和厚度来确定。

用于二维超声显像的探头有单晶片探头、旋转探头和多晶片探头。图 I—8 表示两种旋转探头。图 (a) 中MM'为抛物反射面，把两块规格相同的晶片对称地镶嵌在同一转轴的圆头两侧，圆头置于抛物面的焦点，抛物面和圆头密封在一个盛有蒸馏水的盒中。转轴转动时，在任何一个晶片面对抛物面的一段时间内，先后发出一系列脉冲超声，经抛物面反射后，依次得到“1”、“2”、“3”……“n”各平行声束，从A到B扫查一遍，在显示器荧光屏上得一帧图像。两块晶片交替地工作，如果圆头每秒转8圈，则每秒得16帧图像。这种探头扫查面与声束平行，一般扫查长度为14厘米，探查深度为16厘米。

图I—8(b)是ATL生产的720A机械旋转探头，三块规格相同的晶片彼此相隔120°，安装在同一转轴上，转轴转动时，对准扫查部位的晶片发射一系列脉冲超声，这些声束在一扇形平面内，扇形角为45°或90°，探查深度5厘米至21厘米，聚焦深度2厘米至7厘米。三块晶片交替地工作，转轴每分钟转86—1124转，因此每秒可得4.3—56.2帧图像。



图I—8 旋转探头



图I—9 多元探头

多晶片探头（多元阵）是一种包括多个晶片组成的复合探头，按排列方式有线阵式，方阵式多种（图I—9），利用电子线路按一定时序将激励电压加于某些晶片上发射脉冲超声，按一定时序接通某些晶片接收回声。

三、显示器

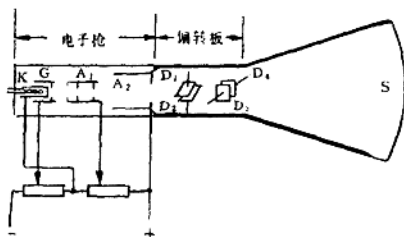
显示超声回声信号是利用显示器件来实现的。目前用得最多的有示波管、显像管等，两者原理大致相同。下面简单介绍示波管。

图I—10表示静电聚焦的示波管结构，它由电子枪、两对互相垂直的偏转板及荧光屏三部分组成，管内抽成真空。

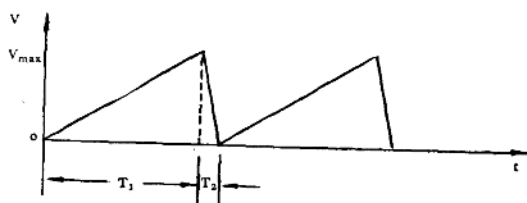
1. 荧光屏 示波管的最前面是一个面积较大的玻璃屏，屏内壁涂有一层荧光粉，故称为荧光屏。高速电子打在荧光屏上某点时，该点就发光。单位时间内打到荧光屏上的电子数目越多，则发光越强。电子束轰击后，荧光物质的发光还要持续一段时间才消失，这段时间叫余辉时间。一般观察低周期的慢讯号用长余辉示波管，超声二维显像和M型超声心动图等就是用这种示波管。

2. 电子枪 电子枪包括阴极(K)、控制栅极(G)和两个阳极(A_1 和 A_2)，它们的功能是发射高速电子束，并且穿过两对偏转板打在荧光屏上某一点，呈现一很细的亮点。改变控制栅极对阴极的电位，可以控制单位时间内打到荧光屏上的电子数目，从而改变光点的辉度。G相对K的电位愈高，光点越亮，否则越暗。在二维超声显像和M型超声诊断仪中，将回声信号转变为相应电信号，经放大、检波后加于示波管Z轴（如控制栅极），用来控制单位时间内发射的电子数目。回声信号强时，发射电子多，光点辉度大；回声信号弱时，发射电子少，光点辉度小；无回声时，光点全暗。回声信号的强弱用光点的辉度大小来显示，称为调辉。

3. 偏转板 D_1 、 D_2 两板板面水平放置，如果在两板上加上电压，则在两板之间建立起一电场，电子经过这一电场时，电场力使它在垂直方向偏转，荧光屏上的光点往上或往下偏移，电压愈高，偏移愈大，故叫做垂直偏转板（Y轴偏转板）； D_3 、 D_4 两板垂直放置，在它上面加上电压，同理，光点将在水平方向偏移，故叫做水平偏转板（X轴偏转板）。



图I—10 示波管的结构



图I—11 锯齿波电压

图I—11表示一锯齿电压，电压每一周期的前面部分(T_1)，电压随时间成正比上升，电压达最大值 V_{max} 后迅速下降到零，然后开始下一个周期，重复上面的过程。

将锯齿电压适当地加于示波管的垂直偏转板上，在 T_1 这一段时间，荧光屏上的光点在Y轴方向从上到下（如a到b）匀速直线移动（扫描正程），在 T_2 这一段时间，光点迅速返回原来位置（a），然后开始下一个周期的运动，如此反复，称为扫描。因为光点自上而下的位移正比于时间，Y轴可作为时间轴，这扫描线称为时基线。产生这个锯齿电压（也称时基电压）的电路叫时基电路。当锯齿波的 T_1 、 T_2 不变时，改变锯齿电压的幅值 V_{max} ，可以调整时基线的长