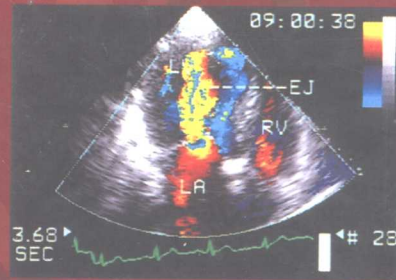
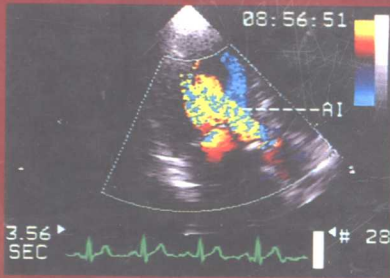
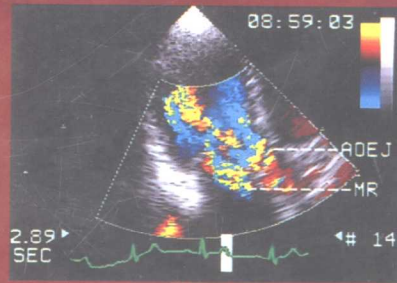


现代临床超声心动图学

■ 孙有刚 郭瑞强 主编



科学出版社

现代临床超声心动图学

孙有刚 郭瑞强 主编

郝力丹 初洪钢 陈文卫 副主编

科学出版社

2001

内 容 简 介

全书共 19 章,80 余万字。第 1 章,系统地介绍了超声诊断的物理基础与方法学进展;第 2 章,简明扼要地介绍了超声心动图的基本检查方法和正常图像;第 3 章,详细地介绍了心脏收缩、舒张功能及心内压力测定的原理和方法,其中心内压力测定 1 节,参考吸收了大量国内外文献资料,总结介绍了许多十分重要的、极具实用价值的观点和方法;第 4~18 章,对每一种心脏血管疾病均按病因与病理、血流动力学改变、临床要点、超声心动图检查(包括 M 型与二维超声心动图、频谱多普勒超声心动图、彩色多普勒血流显像)、超声心动图诊断要点与鉴别诊断的顺序进行了系统、全面的介绍。第 19 章,对超声新技术作了详细的介绍。

全书言简意赅、条理清楚、图文并茂,在重点介绍超声的同时兼顾临床,使二者之间达到完美的结合,实用性强,是广大超声医学工作者与临床内科工作者的理想工具书之一,也是其他有关临床工作者、进修医师、医学院校教学及继续教育、培训的一本不可多得的教材。

现代临床超声心动图学

孙有刚 郭瑞强 主编

郝力丹 初洪钢 陈文卫 副主编

责任编辑 范淑琴

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号
邮政编码:100717

武汉大学出版社印刷总厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

2001 年 4 月第 一 版 开本: 787×1092 1/16
2001 年 4 月第一次印刷 印张: 25 插页 84
印数: 1~3000 字数: 875 000

ISBN 7-03-009487-5/R·703

定价: 148.00 元

《现代临床超声心动图学》编委会

主 编 孙有刚 郭瑞强

副主编 郝力丹 初洪钢 陈文卫

编 者 (按姓氏笔画排列)

付文瑾 石 华 孙有刚 孙 彬 杨 波

朱敏怡 余 薇 初洪钢 李晓燕 陈文卫

陈 红 陈孝义 陆兆龄 周立明 周 青

林 珺 林 琪 姜 霞 胡佑伦 郝力丹

郭瑞强

序

自 1954 年瑞典学者 Edler、Hertz 等首先将超声技术应用于心血管疾病的诊断以来,已有 40 余年的历史,取得了长足的进步。随着微电子及计算机技术的发展,超声诊断仪得到了不断的更新与完善,相继推出了 M 型、B 型及多普勒超声心动图,能实时、动态观察,定性、定量评价心脏血管的形态、结构、功能与血流动力学变化。近年来经食管超声、血管内超声、介入超声、负荷超声与心肌声学造影等新技术的出现,拓宽了超声在心血管领域的应用范围,进一步提高了诊断的准确性与可靠性,在心血管疾病的诊断中具有重要的价值。

高水准的超声心动图检查技术,不仅依赖于坚实的理论基础,还应具备良好的医学影像知识。为了不遗余力地发展超声心动图专业,孙有刚、郭瑞强二位教授长期工作在临床一线,积累了极其丰富的医疗、教学实践经验,收集了大量的相关资料,并加以总结与提高,同时参阅了近年来国内外文献资料的最新成果与技术,编著了《现代临床超声心动图学》一书。全书以实用为出发点,充分体现了理论与实践、基础与临床的结合,突出了现代超声心动图的新技术、新方法、新进展,全面地反映了该领域的现代水平。内容丰富、简明扼要、深入浅出、图文并茂,是超声专科医师、临床心血管医师、医科院校师生的良师益友。

我们有幸作为本书的第一批读者,先睹为快,获益良多,愿将此书介绍给临床同道及有志献身于医疗卫生事业的师生们,深信你们一定能从中学到不少知识,开阔眼界,提高临床诊断水平,为发展超声医学作出贡献。

李庚山 黄从新

2000 年 3 月

前 言

随着电子计算机技术的飞速发展,超声心动图技术也有了很大提高,已由过去单纯的 M 型超声心动图发展到今天以二维图像为基础,同时应用频谱多普勒与彩色多普勒技术的超声心动图。超声心动图不仅能够清晰地显示心脏的形态、结构,而且能显示心脏与血管内的血流状况,准确评价心脏功能。近年来,多平面经食管超声心动图、负荷超声心动图已广泛应用于临床,血管内超声与心肌声学造影已开始在临床应用,动态三维超声心动图的研究也取得了很大的进展,为临床提供了更多有价值的信息,已成为诊断心血管疾病的重要方法。为了使超声心动图与临床更好地结合,反映超声心动图发展的最新进展,在总结我们多年工作的基础上,参阅了近十年来国内外文献,编著了《现代临床超声心动图学》一书。

全书分十九章,共 80 余万字,附彩图 300 余幅。除示意图外,所有超声心动图图片均来自我们日常工作的积累。本书主要有以下几个特点:

新 书中内容力求新颖,全面反映国内外最新进展。全书各章节无论在超声新技术,还是在基础理论概念、诊断方法变更等方面都作了详尽的介绍。

临床与超声的融会贯通 在注重超声介绍的同时兼顾临床。适量介绍了病理解剖、血流动力学、临床表现等,详细说明、理解超声影像特征的形成原因、变化规律,同时又加强了超声影像的纵向叙述及横向联系,力求摒弃专科医师过分强调影像特点、就事论事的不足,做到知其然、亦知其所以然,同时也为临床医师阅读理解超声提供借鉴。

实用性强 由于编者长期从事临床一线工作,积累了丰富的实践经验,收集了大量的正常与异常图像,加以归纳总结,集各种超声诊断方法于一体,以浓笔重彩、详尽叙述,力求达到内容新颖、深入浅出、图文并茂。

本书在编写过程中,得到李庚山、黄从新二位教授的不吝赐教,许多同道朋友们也给予了鼎力相助,在此一并致谢。

由于编者水平有限,如有编写错误与疏漏之处,望求各位同仁与广大读者批评指正。

编者

2000 年 3 月 15 日

目 录

序

前 言

第一章 超声诊断的物理基础与方法学进展	(1)
第一节 超声医学原理.....	(1)
第二节 超声诊断基本方法的原理与特性	(13)
第三节 超声诊断中常用的几种技术	(22)
第四节 超声诊断的分辨率	(27)
第五节 超声诊断的膈像	(31)
第六节 二维声像图切面方式对心脏图像几何尺寸的影响	(34)
第七节 超声诊断技术的方法学进展	(38)
第二章 超声心动图检查方法与正常图像	(48)
第一节 二维超声心动图	(48)
第二节 M型超声心动图	(58)
第三节 多普勒超声心动图	(62)
第四节 心脏声学造影	(71)
第五节 多平面经食管超声心动图	(73)
第六节 负荷超声心动图	(75)
第七节 三维超声心动图	(96)
第三章 超声心动图测定心功能和心内压力	(100)
第一节 心脏收缩功能测定.....	(100)
第二节 心脏舒张功能测定.....	(106)
第三节 心脏与血管内压力的测定.....	(111)
第四节 返流分数与肺循环血流/体循环血流的测定	(114)
第四章 二尖瓣疾病	(117)
第一节 二尖瓣狭窄.....	(117)
第二节 二尖瓣关闭不全.....	(142)
第三节 二尖瓣脱垂.....	(147)
第四节 二尖瓣环钙化.....	(153)
第五章 主动脉瓣疾病	(156)
第一节 主动脉瓣狭窄.....	(156)
第二节 主动脉瓣关闭不全.....	(177)
第六章 三尖瓣疾病	(184)
第一节 三尖瓣狭窄.....	(184)
第二节 三尖瓣关闭不全.....	(186)
第七章 人工瓣膜	(190)

第八章 感染性心内膜炎	(197)
第九章 先天性心脏病	(222)
第一节 房间隔缺损.....	(222)
第二节 室间隔缺损.....	(227)
第三节 心内膜垫缺损.....	(253)
第四节 动脉导管未闭.....	(257)
第五节 左心室流出道梗阻.....	(262)
第六节 先天性肺动脉口狭窄.....	(271)
第七节 肺静脉异位引流.....	(275)
第八节 三心房心.....	(280)
第九节 右心室双腔心.....	(284)
第十节 Ebstein 畸形.....	(303)
第十一节 Fallot 四联症.....	(308)
第十二节 大动脉转位.....	(315)
第十三节 右心室双出口.....	(320)
第十四节 永存动脉干.....	(323)
第十五节 单心室.....	(327)
第十六节 三尖瓣闭锁.....	(330)
第十七节 左心室发育不全综合征.....	(333)
第十章 冠心病	(338)
第一节 临床基础.....	(338)
第二节 超声心动图检查.....	(342)
第三节 心绞痛与心肌梗塞.....	(349)
第四节 心肌梗塞并发症.....	(352)
第十一章 心肌疾病	(360)
第一节 肥厚型心肌病.....	(360)
第二节 扩张型心肌病.....	(382)
第三节 限制型心肌病.....	(385)
第十二章 心包疾病	(391)
第一节 心包积液.....	(391)
第二节 缩窄性心包炎.....	(396)
第十三章 主动脉疾病	(401)
第一节 主动脉夹层.....	(401)
第二节 Marfan 综合征.....	(407)
第三节 主动脉扩张和主动脉瘤.....	(411)
第四节 Valsava 窦瘤.....	(430)
第五节 主动脉粥样硬化.....	(435)
第十四章 冠状动脉异常	(442)
第一节 冠状动脉起源异常.....	(442)
第二节 先天性冠状动脉瘘.....	(446)

第十五章	心脏肿瘤和血栓	(451)
第一节	心脏肿瘤.....	(451)
第二节	心房黏液瘤.....	(457)
第三节	心内血栓形成.....	(460)
第十六章	肺动脉高压	(479)
第十七章	超声心动图在心脏移植中的作用	(484)
第十八章	川崎病	(490)
第十九章	超声心动图新技术的临床应用	(493)
第一节	对比造影谐波成像.....	(493)
第二节	多普勒组织成像.....	(503)
第三节	冠状动脉血流的探测.....	(508)
第四节	导管超声.....	(534)
	超声测量正常值	(539)
	中英文对照索引	(541)

第一章 超声诊断的物理基础与方法学进展 (Physical Basis of Ultrasonic Diagnosis and Advances of Methodology)

第一节 超声医学原理 (Principles of Ultrasonic Medicine)

1. 超声波的物理性质

1.1 超声波的基本概念

超声波(ultrasonic wave)是一种频率为 20kHz 以上的机械振动波。由于它的振动频率超过了人耳听觉的频率上限(20kHz),人耳无法听见,所以称其为超声波。超声波的产生有两个基本条件:一个是超声振动源,能够产生超过 20kHz 的振动;另一个是具有可以传播超声振动的介质,如:水、血液、软组织、骨组织。超声振动在介质中的传播就形成了超声波。声波与超声波是同一类型的机械振动波,只是根据人耳是否能感觉的频率范围作了划分,通常声波按频率高低划分类:次声波(<20Hz)、声波(20Hz~20kHz)、超声波(>20kHz),所以,就其本质而言,超声波也属于广义的声波范围(图 1-1)。

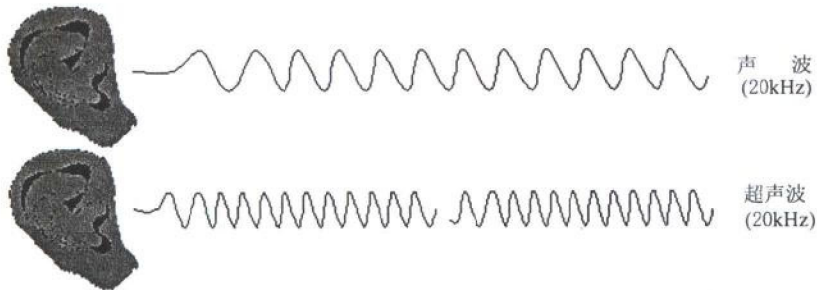


图 1-1 声波与超声波

1.2 声学参数

1.2.1 超声波的周期、波长、频率

在相继的波上任意两个相邻的同相位点之间的距离,称为声波的波长(λ);波向前移动一个波长所需要的时间,称为声波的周期(T);在传播着声波的弹性介质中,任一给定点在单位时间内所通过的波数,称为声波的频率(f)。波长、周期、频率三者的关系是:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1)$$

$$T = \frac{1}{f} = \frac{\lambda}{C} \quad (2)$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{C}{\lambda} \quad (3)$$

$$C = \frac{\lambda}{T} = \lambda f \quad (4)$$

式中 C 为声波的传播速度,单位 $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$;波长的单位为 mm ;周期的单位为 μs 。医学诊断用超声频率的选择,主要根据受检脏器(或组织)的深度和病灶的大小。在人体内最高分辨率接近于声波的半波长,即 $1/2\lambda$ 。频率越高,分辨率越强;但是,频率高时,衰减大,穿透力低。最常用的心脏诊断超声频率为 $2\sim 5\text{MHz}$ 。

1.2.2 声强与声强级

超声波的强度与声波一样,用声强(acoustic intensity)来表示。声强的定义为:与超声波行进方向垂直的平面上,每秒通过单位面积的能量,常用 I 表示,单位为 W/cm^2 或 mW/cm^2 。诊断用的超声波平均声强控制在 $10 \text{ mW}/\text{cm}^2$ 的范围内。声强波动范围很大,对声波而言,声强每增加 10 倍,人耳对声音的主观响度感觉增加 1 倍。为了与主感觉对应,同时又为了解决极大和极大声强的很大差别在表示中带来的不便,所以采用了一种以对数来表示声强等级的方法,我们称之为声强级。其表达式如下:

$$L = \lg \frac{I}{I_0} \quad (5)$$

式中 L 为声强级, I 为实际声强, I_0 为参照的标准声强,通常取 1kHz 时最低可听见的声强 $10^{-12} \text{ W}/\text{cm}^2$ 为 I_0 。声强级的单位为贝尔(B)。在应用中常取上式的 $1/10$ 来表示,声强级的单位为 dB (分贝)。

1.2.3 声阻抗

声阻抗是介质在波阵面(行波在同一时刻相位相同各点的轨迹)的一定面积上的声压与通过这个面积的体积速度的复数比值。一个介质的声阻抗值等于该介质的密度与声速的乘积,即 $Z = \rho c$ [Z :声阻抗, ρ :密度, c :声速,其单位分别为 $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$, kg/m^3 , m/s]。声阻抗(acoustic impedance)是表示介质声学特性的一个重要物理量,它反映了介质的密度和弹性。人体正常组织的声阻抗见表 1-1。

表 1-1 人体组织器官的声阻抗[单位: $\times 10^5 \text{ kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$]

组织器官	血液	大脑	小脑	脂肪	软组织(平均)	肌肉(平均)	脑脊液	颅骨
声阻抗	1.656	1.599	1.514	1.410	1.524	1.684	1.522	5.571

超声检查时回声水平的强弱,取决于构成界面的各种组织相互之间声阻抗差值的大小,差值越大,其回声水平越强,否则相反。

1.3 超声波的传播

根据机械波振动的方向与波传播的方向之间的关系,我们可以把机械波分为两个主要的

类型:振动方向与波的传播方向垂直的称为横波(transverse wave)。例如,我们在水平方向拉一绳索,一端握在手中,上下抖动(振动),这种上下方向的振动就会沿绳索的方向(水平)向远端传送。此时波传播过程中的振动方向(上下)与波的传播方向(水平)相互垂直,这就是横波。振动的方向与波的传播方向在同一直线上则称为纵波(longitudinal wave)。例如敲锣时锣面在其两侧来回振动,声波也在锣面的两侧传播,此时波传播过程中的振动方向与波的传播方向在同一正、反方向上,这就是纵波。纵波在介质中传播时,对介质压缩(变密)和牵拉(变疏)交替变化,所以纵波也常称为疏密波。纵波在固体、液体、气体介质中均可传播。在超声诊断和治疗中,目前研究与应用的主要是纵波传播方式。

1.3.1 界面

两种声阻抗不同的介质相接触的面,称为界面(interface)。根据界面的宽度大小将界面分为:

(1) 大界面:凡界面的宽度大于声束直径的,称为大界面。其波束形成镜面反射,回声水平较强且与波束的入射角度有关。

(2) 小界面:凡界面的宽度小于声束直径的,称为小界面。其波束形成杂散反射(散射),回声水平较弱且与波束的入射角度有时并不完全对应,有时也与入射角无明显关系。

1.3.2 反射与折射

声反射(reflection)是声波在一个介质中行进,到达与另一个介质接触的界面上,引起部分或全部声能返回的现象。声折射(refraction)是声束穿过界面时,因两个介质的弹性和密度不同,即声阻抗不同,导致声速不同,方向折转(当垂直入射时不发生方向折转)。声波在入射到两个声阻抗不同的介质分界面上时,若界面的长度大于波长,就会同时产生反射和折射现象(图1-2a,b)。

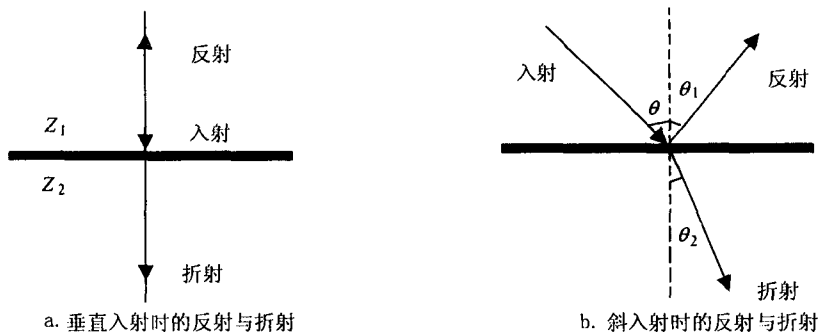


图 1-2 反射与折射

Z_1 为第一介质的声阻抗; Z_2 为第二介质的声阻抗; θ 为入射角; θ_1 为反射角; θ_2 为折射角

声波在不同介质的界面上发生的反射与折射服从反射定律与折射定律。

反射定律为:入射角等于反射角。

超声波的折射定律为:

$$\frac{\sin\alpha}{\sin\theta} = \frac{C_1}{C_2} \quad (6)$$

其中 α 为入射角, θ 为折射角, C_1 为第一介质中的超声速度, C_2 为第二介质中的超声速度。

1.3.3 衍射与散射

超声在介质中传播时与微小的物体(微粒)相遇,如果其直径、大小与声波波长的 $1/2$ 接近时,超声波将绕过它向前传播,这种现象叫衍射(或绕射, diffraction)。

如果物体的直径远小于波长时,大部分的能量继续向前传递,小部分的能量在到达该物体(微粒)上时,能量就会失去方向性,以此物体(微粒)为中心向四面八方传播开去,这种特定的辐射现象称为散射(scattering)。体内的红细胞和微小气泡在声束的作用下,都会形成一个的散射源。

1.3.4 衰减与吸收

声波在介质中传播时,声能因介质的特性和声束传播随传播距离加大而减少的现象,称为衰减(attenuation)。产生衰减的原因有三:其一超声束在远场因扩散角而使能量分散消耗;其二在声阻抗不同的界面上,由于反射、折射、散射而使能量分散,其三则是由于介质的黏滞性、导热性和温度等原因而引起介质吸收能量导致声能衰减,它与距离、介质黏滞性等成正比。前二者称为能量分配性衰减,后者则称为吸收性衰减。

1.3.5 频率失真与频散

频率失真(distortion)是指超声波在传播过程中,其频率成分发生变异的现象。频散(frequency dispersion)是指超声波在介质中的传播速度随频率而变化的现象。假定原超声波为单一频率的纯正弦波,传播一定的深度后,波形发生了变化,波的成分除了原来的正弦波成分外,还出现了少量新的其他频率成分的能量。这种介质传输过程中的频率成分发生变异,产生频率失真。另一情况是原超声波的脉冲中含有多种频率的成分,即有一定的频谱。在介质中传输时,各种频率成分的速度不相同。超声波行进中各种频率成分因不能同时到达同一位置而发生时差和相位上的错动产生了频散,合在一起,其波形也发生改变,比起原来的脉冲其频率成分也发生改变,所以频散也同时伴有频率失真。

1.3.6 小气泡超声共振散射

介质中如果有小气泡存在,或是人为地注入一定的小气泡,会产生强烈的反射与散射。当超声波到达微小气泡表面时,产生散射。如果对流体介质施以一定的压强。小气泡在压强的作用下直径减少,其直径减少的程度与压强大小有关,在一定条件下,小气泡的大小决定其有一定的超声波散射的共振频率。若以一种特殊的、宽带频率的超声探头发发出超声波,对小气泡散射折回探头的超声共振频率进行分析,就可以分析其介质的环境压强,用于无损血压探测的研究。

2. 超声波的发射、接收与声场

2.1 超声波的发射与接收

超声波的发射与接收中涉及能量的变化,即电能 \rightarrow 机械能 \rightarrow 电能的变化需要利用压

电效应和电-声转换。

2.1.1 压电效应

经过人工极化过的压电陶瓷,在机械应力的作用下会在电极表面产生电荷;相反,若对压电陶瓷施加电场作用,则会产生应变。这种机械能转化为电能,或者电能转化为机械能的现象,称为压电效应。由于压力或拉力使压电陶瓷产生放电或充电的现象,称为正压电效应,用于超声波的接收。由于电场的作用使压电陶瓷产生伸长或缩短的现象,称为逆压电效应,用于超声波的发射。

2.1.2 电-声转换

超声诊断仪的探头(换能器)中安装着具有压电效应性质的晶体片,由主机发出的高频交变电场,其电场方向与晶体压电轴方向一致,压电晶片沿一定方向发生压缩和拉伸,当交变电场的频率大于 20kHz 时,即通过逆压电效应将电能转换为声能而产生超声波。

超声在介质内传播过程中,遇到不同声阻抗的界面,反射回来的声波到达压电晶体片后,根据正压电效应的原理,将回声的机械能转变为电能,主机再将其电信号经过一系列处理后,在屏幕上显示图像。

2.2 声场特性

2.2.1 超声波的方向性

超声波是有方向性的,当它在均匀介质中传播时,这种方向性即是一种传播中的指向性。如果在传播的过程中遇到了不同介质的界面时,这种方向性就体现在反射、折射的方向上。在超声诊断中,超声波的方向性首先是体现在超声波的发射是以束射状包络向前推进的。当界面长度为 R 时,一般规律为: $R < \lambda$ 时,无方向性; $R > 5\lambda$ 时,方向性极差; $R = 10\lambda$ 时,有一定方向性; $R > 20\lambda$ 时,有良好的方向性。

超声的频率越高,波长越短,扩散角越小,指向性越好。

2.2.2 近场、中场与远场

近场(near field):换能器近端处的超声场,其声束宽度与换能器的直径相等,此区域称为近场。其长度与换能器直径的平方成正比,与超声波长成反比。

近场区中虽然声强分布不均匀,但声束宽度接近相等,反射的声强大,极近场存在一定的探查盲区。

远场(far field):在近场的远端,超声束因扩散角而扩散,此区域称为远场。在远场区内声强分布均匀,但声束扩散,反射的声强较弱,分辨率较差。

中场(middle field):介入近、远场之间,兼顾二者优点,有较好的探查效果,在获得良好的声束聚焦条件下,是探查的最好区间。

3. 多普勒效应

在介质中,超声波的发射点与接收点以某速度发生相对运动时,接收点所获得超声波的频

率,相对于发射点的超声频率,发生了相应的改变,这一现象称为多普勒效应(Doppler effect)。如果两点相向运动,距离变近,则接收点获得的超声频率增高;如果两点反向运动,距离变远,则接收点获得的超声频率减低。这种由于声源和接收体之间的相对运动而引起的接收频率与发射频率之间的差别,称为多普勒频移(Doppler shift)。

3.1 基本原理

日常生活中,多普勒效应随时随地存在,以人耳对汽车鸣笛的感受为例,当汽车沿轨道从站立的人旁驶过时,人耳可以感觉到汽车鸣笛(即频率)的改变:即当汽车朝向人驶来时,鸣笛的声调逐渐增高,在驶过人耳瞬间,音调最高;当汽车远离人驶去时,鸣笛的音调逐渐降低,如图(1-3)所示。

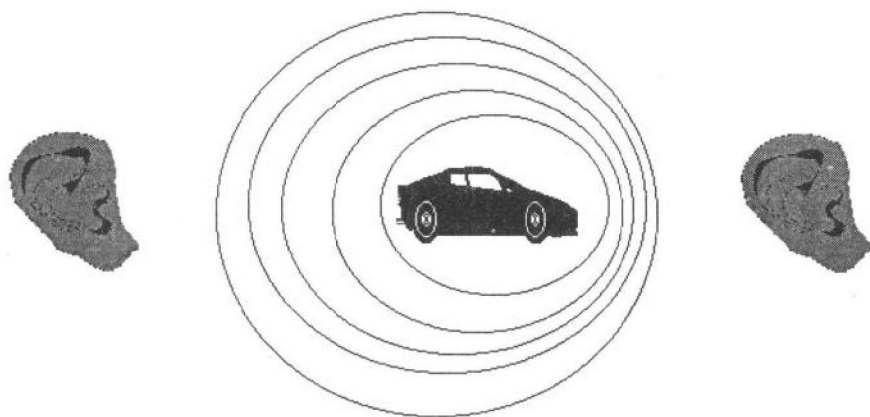


图 1-3 声源活动时音色的变化

3.1.1 声源和接收体的相对运动发生在两者的连线上

设声源的发射频率为 f , 波长为 λ , 波速为 C , 波的周期为 T 。设声源相对于介质的运动速度为 u , 并以趋近于接收体为正, 反之为负。设接收体相对于介质的运动速度为 V , 并以趋近于声源为正, 反之为负。波速 C 是波在介质中的传播速度, 它与声源和接收体相对于介质的运动速度无关。此时, 多普勒效应可以表现为以下几种情况:

(1) 声源和接收体相对于介质静止, 即 $u=0, V=0$ 。接收体所接收到的波的频率, 用 f' 来表示。

$$f' = \frac{C}{\lambda} = \frac{C}{C \cdot T} = \frac{1}{T} = f \quad (7)$$

(7) 式表示当 $u=0, V=0$ 时, 接收体所接收到的频率 f' 与声源发射频率 f 是相同的, 即多普勒频移为零, 在此种情况下不产生多普勒效应。

(2) 声源不动, 接收体以速度 V 相对于介质运动, 即 $u=0, V \neq 0$ 。当接收体朝向声源运动时, $V > 0$ 。

$$f' = (1 + V/C)f \quad (8)$$

此式表明, 当 $u=0, V > 0$ 时, 接收体所接收的波的频率是声源发射频率的 $(1 + V/C)$ 倍。

当接收体背向声源运动时, $V < 0$, (8)式仍然成立, 只要 V 以负值代入即可。此时, 接收波的频率将减小。

(3) 接收体静止, 声源以速度 u 相对于介质运动, 即 $u \neq 0, V = 0$ 。当声源朝向接收体运动时, $u > 0$ 。

$$f' = \frac{C}{C-u}f \quad (9)$$

上式表明, 接收体所接收到的波的频率比声源的发射频率增加了, 为原发射频率 $C/C-u$ 倍。如果声源背向接收体运动, 即 $u < 0$, (9)式仍然成立, 只是 u 应以负值代入。此时, 接收波的频率 f' 将减小。

(4) 声源与接收体同时相对于介质运动, 即 $u \neq 0, V \neq 0$ 。

$$f' = \frac{C+V}{C-V}f \quad (10)$$

此时, 若声源与接收体进行相对运动, 两者相互接近, 则式中分子增大, 分母减小, 所接收到的频率增加; 或两者相互背离, 则相反。

3.1.2 声源与接收体相对运动方向成一定的角度

在此种情况下, 只要求得运动速度在连线上的分量, 然后代入(9)式, 就可以得到接收波的频率 f' 了。声源相对于介质的运动方向与声源和接收体连线的夹角为 θ , 则 u 在连线上的分量为 $u \cdot \cos\theta$ 。计算 f' 时, 只要将 $u \cdot \cos\theta$ 代替 u 代入(9)式即可。

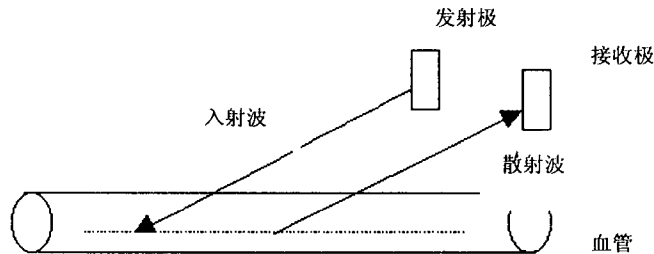


图 1-4 应用多普勒效应测定血流

3.2 多普勒血流方程(Doppler equation)

如图 1-4 根据多普勒效应的发生原理得知, 在用多普勒效应测定血流时, 因血液是运动的, 将出现两次多普勒频移现象。当超声波入射到达血管内的血液颗粒时, 由于超声波接收体的血液颗粒是运动着的, 这时就出现了第一次多普勒频移现象; 而被血液颗粒散射的超声波返回到接收极时, 由于散射体的血液颗粒相当于超声波的声源, 它也是运动着的, 于是就出现了第二次多普勒频移现象。

为了计算方便, 作两点假设: ① 假定血液颗粒是向着发射源和接收极运动的; ② 假定超声的入射线和散射线对于血液方向的倾角相同, 都等于 θ 。

设 f 为发射极发射的超声波频率; f' 为血液颗粒接收到的超声波频率; 分量为 $V \cdot \cos\theta$, 则多普勒频移 fd 为:

$$fd = \frac{2V \cdot \cos\theta}{C - V \cdot \cos\theta} f \quad (11)$$

因为超声波在血液中的传播速度较大(超声在血液中的传播速度约为 $1570\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$, 在人体内的平均传播速度为 $1500\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$), 而血液的流速并不大(人体静息时, 主动脉内血液的平均流速约 $0.18 \sim 0.22\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$, C 和 V 相比, $C \gg V \cdot \cos\theta$), 故上式中分母项的 $V \cdot \cos\theta$ 可以略去, 于是:

$$fd = \frac{2V \cdot \cos\theta}{C} f \quad (12)$$

上式表明, 当 f 、 C 和 θ 一定时, fd 仅与血液颗粒的流动速度 V 有关; 反之, 只要测得 fd 就可以求得相应的血液流动速度。

公式(12) 称为多普勒流方程, 是多普勒超声学中一个重要的基本公式。

由式(12) 可以看出, 多普勒频移值与超声束和血流方向之间的夹角的余弦函数成正比。当 $\theta = 0^\circ$ 时, 声束与血流方向平行, 而且血流迎向探头流动, $\cos\theta = 1$, fd 为最大正值; 当 θ 角从 $0^\circ \sim 90^\circ$ 之间逐渐增大时, $\cos\theta$ 逐渐小于 1, fd 也逐渐减小; 当 $\theta = 90^\circ$ 时, 超声束与血流方向垂直, $\cos\theta = 0$, $fd = 0$; 当 θ 角从 $90^\circ \sim 180^\circ$ 之间逐渐增大时, $\cos\theta$ 成为负值, 但其绝对值逐渐增大, fd 同样变为负值, 其绝对值也逐渐增加; 当 $\theta = 180^\circ$ 时, 声束与血流方向平行, 但血流背向探头流动, $\cos\theta = -1$, fd 为最大负值。因此, 在进行多普勒超声检查时, 为了获得最大的频移信号, 应使超声束与血流方向尽可能地平行。同时, 多普勒频移 fd 的大小与探头发射频率 f 成正比, 与声速 C 成反比。对于一定值的 fd 来说, f 越小, 所测量的流速 V 越大。因此, 为了测量高速血流, 应尽可能地选用低频探头。

4. 人体组织声学类型

4.1 人体组织回声类型

根据人体组织声阻抗差值的大小, 以及组织结构内部的均匀程度, 将人体组织的回声类型分为四种:

(1) 无反射型: 该型是液体的特点, 在声像图上显示为无回声区, 又称液性暗区。对于液体而言, 其组织结构均匀, 无声阻抗差, 故当超声波经过时, 不产生反射波, 吸收少, 声波能较好地透过液体组织, 因而在其后处常有反射增强的现象。心腔内的血液就是典型的无反射型。

(2) 少反射型: 当超声波经过结构较均匀的实质性组织时, 因声阻抗差值小, 反射少且幅度较低。一般检查时表现为暗区, 当提高灵敏度时, 则呈现较密集的光点, 这种类型的组织在声像图上表现为低回声区, 如心壁与心间隔的心肌组织。

(3) 多反射型: 对于结构复杂的实质性组织。由于声阻抗差值较大, 超声波经过时产生较多的反射且反射较强, 表现为高回声区。在两种组织或结构的交界处, 回声类型多属此型, 如心内膜、心瓣膜以及大血管壁与血液的交界区。

(4) 全反射型: 在软组织与含气组织的交界处, 因界面前后声阻抗差值很大, 超声波到达该界面时, 几乎全部反射回原组织, 而不透入第二介质, 这样声波就在界面与探头之间往返振动, 形成有一定间距的多次的强反射。如超声波在到达心脏与肺组织的交界面时, 就会产生全反射。