

实用心脏超声诊断学

主 编 吴雅峰 张桂珍

副主编 张 燕 张 晋

主 审 刘汉英 杨浣宜

编写人员 (以姓氏笔划为序)

石英玲 张全彬

张桂珍 张 晋

张 燕 吴发启

吴雅峰 金兰中

柳德学 常 青

中国医药科技出版社

登记证号：(京) 075 号

内 容 提 要

本书详细介绍了多种超声方法 (M 型超声、二维超声、频谱多普勒、彩色多普勒、心脏声学造影、经食管超声心动图) 在对心脏及大血管疾病进行检查、诊断方面的综合应用。

全书共分三十八章, 主要内容包括心脏超声诊断基础, 常见及罕见、复杂的先天性和后天获得性心血管疾病的超声诊断, 经食管超声心动图的应用, 胎儿心脏超声心动图诊断, 心脏及大血管功能和血流动力学测定方法, 超声诊断新技术的进展及应用, 书中附图 450 余幅, 所用图像资料, 均为作者亲自采集的病例, 且经过病理、导管或手术等证实, 诊断可靠, 科学性强。

该书取材广泛, 内容新颖, 图文并茂, 便于理解。可作为心脏超声诊断专业工作者、心脏内科医生的必备书籍, 对其他从事临床工作的医生及医学院校的学生也有较大的参考价值。

图书在版编目 (CIP) 数据

实用心脏超声诊断学/吴雅峰、张桂珍主编. -北京:
中国医药科技出版社, 1996
ISBN 7-5067-1570-8

I. 实… II. 吴… III. 超声波诊断-心脏病
IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (96) 第 05140 号

中国医药科技出版社 出版
(北京西直门外北礼士路甲 38 号)
(邮政编码 100810)

煤炭工业出版社印刷厂 制版
北京中煤新大印刷厂 印刷
全国各地新华书店 经销

*

开本 889×1194mm¹/₁₆ 印张 18

字数 580 千字 印数 1—3000

1996 年 5 月第 1 版 1996 年 5 月第 1 次印刷

定价：148.00 元

目 录

第一章 超声诊断的物理基础及技术原理	(1)
第一节 超声波的物理原理	(1)
第二节 多普勒超声的基本原理	(5)
第二章 正常心脏解剖及血流动力学基础	(9)
第一节 心脏及大血管的胚胎发育	(9)
第二节 心脏及大血管的应用解剖	(11)
第三节 血流动力学	(16)
第三章 超声心动图检查方法及正常图像	(20)
第一节 M型超声心动图	(20)
第二节 二维超声心动图	(23)
第三节 多普勒超声心动图	(29)
第四节 心脏声学造影	(34)
第四章 后天获得性二尖瓣病变	(38)
第一节 二尖瓣狭窄	(38)
第二节 二尖瓣关闭不全	(41)
第三节 二尖瓣腱索断裂	(43)
第四节 二尖瓣脱垂	(45)
第五节 感染性心内膜炎所致二尖瓣损害	(46)
第五章 后天获得性主动脉瓣病变	(49)
第一节 主动脉瓣狭窄	(49)
第二节 主动脉瓣关闭不全	(51)
第三节 主动脉瓣赘生物	(53)
第六章 后天获得性三尖瓣病变	(55)
第一节 三尖瓣狭窄	(55)
第二节 三尖瓣关闭不全	(56)
第三节 三尖瓣腱索断裂及三尖瓣脱垂	(57)
第四节 三尖瓣及其他瓣膜大血管赘生物	(59)
第七章 心肌病	(61)
第一节 扩张型心肌病	(61)
第二节 肥厚型心肌病	(64)
第三节 限制型心肌病	(67)
附 心内膜弹力纤维增生症	(68)
第八章 冠心病	(70)
第九章 高血压心脏病	(79)
第十章 肺原性心脏病	(82)
第十一章 心包疾病	(84)
第一节 心包积液	(84)
第二节 心包填塞	(87)
第三节 缩窄性心包炎	(88)

附 心包缺如	(89)
第十二章 心脏肿瘤及血栓	(90)
第一节 心脏原发性肿瘤	(90)
第二节 心脏继发性肿瘤	(94)
第三节 心腔血栓	(94)
第十三章 动脉瘤	(97)
第一节 主动脉夹层动脉瘤	(97)
第二节 马凡综合征	(99)
第十四章 肺静脉异常	(102)
第一节 完全型肺静脉畸形引流	(102)
第二节 部分型肺静脉畸形引流	(105)
第三节 肺静脉狭窄	(106)
第四节 肺动静脉瘘	(107)
第五节 三房心	(108)
第十五章 先天性二尖瓣畸形	(111)
第一节 先天性二尖瓣狭窄	(111)
第二节 先天性二尖瓣关闭不全	(112)
第三节 先天性二尖瓣闭锁	(113)
第四节 先天性双孔二尖瓣畸形	(114)
第十六章 先天性主动脉狭窄	(116)
第一节 主动脉瓣下狭窄	(116)
第二节 先天性主动脉瓣狭窄	(118)
第三节 主动脉瓣上狭窄	(120)
第十七章 主动脉窦瘤破裂	(122)
第十八章 冠状动脉异常	(125)
第一节 冠状动脉瘘	(125)
第二节 冠状动脉畸源	(127)
附 皮肤粘膜淋巴结综合征-川崎病	(129)
第十九章 先天性主动脉弓异常	(130)
第一节 主动脉缩窄	(130)
第二节 主动脉弓离断	(132)
附 右位主动脉弓	(135)
第二十章 动脉导管未闭	(136)
第二十一章 体静脉异常	(139)
第一节 永存左上腔静脉	(139)
第二节 下腔静脉异常连接	(141)
第二十二章 三尖瓣畸形	(143)
第一节 三尖瓣闭锁	(143)
第二节 三尖瓣下移畸形	(145)
第二十三章 先天性右心梗阻性疾病	(148)
第一节 右室异常肌束及右室流出道狭窄	(148)
第二节 肺动脉瓣狭窄	(150)
第三节 室间隔完整的肺动脉闭锁	(152)
第四节 肺动脉缺如及起源异常	(154)

第二十四章 室间隔缺损	(156)
第二十五章 房间隔缺损	(165)
附 1 房间隔瘤 附 2 鲁登巴赫综合征	(170)
第二十六章 心内膜垫缺损	(172)
附 单纯左室-右房通道	(176)
第二十七章 法乐三联症	(178)
第二十八章 法乐四联症	(182)
第二十九章 右室双出口	(186)
第三十章 主动脉肺动脉间隔缺损	(191)
第三十一章 永存动脉干	(195)
第三十二章 单心室	(199)
第三十三章 大动脉转位	(203)
第三十四章 经食管超声心动图	(208)
第三十五章 胎儿超声心动图诊断	(216)
第一节 胎儿血液循环	(216)
第二节 正常胎儿心脏二维超声心动图	(217)
第三节 正常胎儿心脏 M 型超声心动图	(219)
第四节 正常胎儿心脏多普勒超声心动图	(220)
第五节 胎儿心血管异常的超声心动图诊断	(224)
第六节 胎儿心脏超声检查的适应症	(233)
第三十六章 心功能测定	(235)
第一节 左心室收缩功能	(235)
第二节 左心室舒张功能	(237)
第三节 左房功能	(239)
第四节 右心功能	(240)
第三十七章 心脏及大血管血流与压力测定	(242)
第一节 左房压力的测量	(242)
第二节 左室压力的测量	(243)
第三节 右房压力的测量	(244)
第四节 右室压力的测量	(244)
第五节 肺动脉压力的测量	(245)
第六节 心腔大血管血流量的测定	(248)
第三十八章 心脏超声诊断新技术的进展	(251)
附录	(256)
一、国人超声心动图心脏结构与功能系列正常值	(256)
二、附图所用缩略语中英文名词对照	(266)
主要参考文献	(268)

第一章 超声诊断的物理基础及技术原理

Physical and Technical Principles of Echocardiographic Diagnosis

超声心动图诊断是一项综合诊断技术。在应用这一技术前，首先应了解超声心动图诊断所涉及的最基本概念及物理基础，也就是超声波和多普勒的物理性质和规律。

第一节 超声波的物理原理

一、声波

能够在听觉器官引起声音感觉的波动称为声波。用于人体诊断的超声波是声源振动在弹性介质中产生的纵波。人类能够感觉的声波频率范围约在 20~20000Hz。频率超过 20000Hz，人的感觉器官感觉不到的声波，叫做超声波。而低于 20Hz 的声波叫次声波。

声波的基本物理性质如下。

(一) 声波的频率、周期和速度

声源振动产生声波。声波有纵波、横波和表面波三种形式。而纵波是一种疏密波，就像一根弹簧上产生的波（图 1-1），用手在弹簧的一端推拉，弹簧就产生一系列由左向右传播的波。可以看到弹簧的一部分紧密，另一部分稀疏。紧密部分逐渐前移变为稀疏，稀疏部分亦逐渐前移变为紧密。这样紧密与稀疏状态交替轮番前进，形成一系列波动传播开来。声波在介质中传播，介质中质点在平衡位置来回振动一次，就完成一次全振动。纵波完成一次全振动就是一次紧密与稀疏的总和。一次全振动所需要的时间称振动周期（T）。在单位时间内全振动的次数称为频率（f），频率的单位是赫兹（Hz）， $1\text{Hz}=1\text{s}^{-1}$ ，则频率 $f=1/T$ 。

声波既然是一种机械振动，那么必在介质中以一定速度传播。因为质点振动一周，波动就前进一个波长（ λ ）。波长就是在质点振动一周时波动传播的距离，由此得出波速（C）， $C=\lambda/T$ 或 $C=f \cdot \lambda$ 。

(二) 声阻抗

声波在媒介中传播，其传播速度与媒介密度有关。在密度较大介质中的声速比密度较小介质中的声速要快。在弹性较大的介质中声速比弹性较小的介质中要快。这样就引出了声阻抗的定义，声阻抗为介质密度（ ρ ）和声速（C）的乘积。用字母 Z 表示， $Z=\rho \cdot C$ 。声阻抗的单位是瑞利。1 瑞利等于 $1\text{g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$ 。声阻抗在决定超声波的传播，以及反射回声的大小方面是一个重要因素。

(三) 声强级

人耳对声波反应的主要因素有两个：一是声波的强度，另一个是声波的频率。声强是单位时间内通过垂直于传播方向的单位面积的能量。声强的单位是 W/cm^2 ，声强 $I=P^2/C$ 。式中 P 为声压，C 为声速。上式表明声强与声压的平方成正比。在听觉区域中，声音强度的差别很大。以 1000Hz 为例，最低可闻的强度是 $10^{-12}\text{W}/\text{cm}^2$ 。经验表明，强度每增加 10 倍，主观响度约增加 1 倍。因此在声学上采用对数标度来表示强度的等级，叫做声强级（intensity level），以 L 表示。声强级的单位用贝尔（bel，B）表示。如果一个声音的强度为 I，则根据定义，它的声强级是： $L=\lg I/I_0$ （B）。式中 $I_0=10^{-12}\text{W}/\text{cm}^2$ 是规定的标准参考强度。更

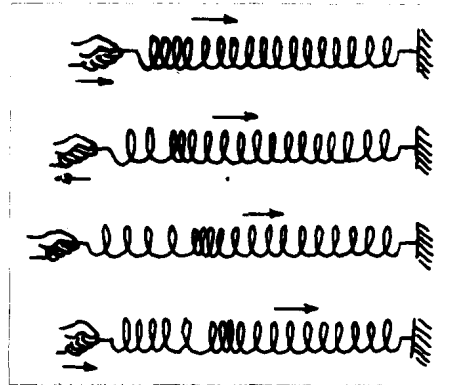


图 1-1 纵波传播方式示意图

常用的声强级单位是贝尔的十分之一，即分贝 (decibel, dB)。用 dB 为单位时，上式为 $L = 10 \lg I/I_0$ (dB)。例如 1000Hz 的痛阈强度 $I = 1 \text{ W/cm}^2$ ，它的声强级是 $L = 10 \lg I/I_0^{-12} = 120 \text{ dB}$ 。声强级和强度一样都是客观物理量。

二、超声波

超声波就是频率大于 20KHz，人耳感觉不到的声波。它也是纵波，可以在固体、液体和气体中传播，并且具有与声波相同的物理性质。但是由于超声波频率高，波长短，还具有一些自身的特性。

(一) 束射性

超声波具有束射性。这一点与一般声波不同，而与光的性质相似，即可集中向一个方向传播，有较强的方向性。因为超声波波长极短，所以可以用适当的方法使其汇聚或发散。超声波的束射性形成了超声波的声场特性。由换能器发出的超声波呈窄束的圆柱形分布，其直径与换能器压电晶体的大小相接近，故称超声束。超声束有以下几个特点。

1. 超声束方向性强 在近场区（近探头处）声束宽度可近似换能器直径（约其直径的 0.96），在远场区（远离探头处），因声束开始发散出现扩散角，故声束逐渐增宽。

2. 超声束除了中心主瓣外，在主瓣旁边还有许多旁瓣 它们包围了主瓣，但超声能量主要集中在主瓣内。

3. 在声束线上声强分布不均匀 靠近换能器表面，声强起伏变化。离开表面一段距离（远场），声强随距离增加而减少。

(二) 反射和折射

当一束超声波入射到比自身波长大很多倍的两种介质的交界面上时，就会发生反射和折射。设物体直径为 d ，超声波长为 λ ，则 $d \gg \lambda$ 时，一部分超声能量在界面上被反射回来，另一部分能量进入第二层介质继续传播。

1. 超声波的反射遵循反射定律 入射角等于反射角，即 $\theta_i = \theta_r$ 。 θ_i 和 θ_r 分别为入射角和反射角。超声束反射的强弱与入射角密切相关。当超声束垂直于反射介面入射时，入射角等于零，则声束沿入射声束全部返回。随着入射角的增大反射角亦增大，返回声束逐渐偏离探头，探头接收的回波信号就会逐渐减弱。如果入射声束与界面平行，入射角等于 90° ，则没有反射回声，即没有回波信号返回探头。因此超声波探查心脏时，要求声束尽量与组织界面垂直。

超声波的反射还与界面两边的声阻抗有关。两介质声阻抗差越大，入射超声束反射越强。声阻抗差越小，反射越弱。声强的反射系数为 $\alpha = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$ 。式中 Z_1 为第一介质的声阻， Z_2 为第二介质的声阻。人体软组织和空气的声阻抗相差 3800 倍，因此可以计算出人体软组织与空气界面上 99.89% 的超声波均被反射回来。因此超声心动图在检查心脏时应尽量避开肺等含气脏器。骨与软组织的声阻抗差近 3.61 倍。由上式可计算出在骨与软组织界面之间有 32% 的超声波被反射回来。当超声束通过胸骨探查心脏时，大部分声波将被反射回来，使心脏图像的显示不清晰。由上式还可看到当 $Z_1 = Z_2$ 时，反射系数为零，表示没有超声波反射，全部超声波进入下一层介质中，这就是超声束通过心脏中的血液和均匀的心肌组织时呈现无回声区的原因。

2. 超声波的折射遵循折射定律 入射角正弦和折射角正弦之比等于两种介质中声速之比，即 $\sin \theta_i / \sin \theta_t = C_1 / C_2$ 。 C_1 为入射介质中的声速， C_2 为透射介质中的声速。由超声波折射定律可以看出超声波的折射与超声束在两种介质中的传播速度有关，并与声束由一种介质向另一种介质射入角度有关。

(1) 当声束从传播速度快的介质进入传播速度慢的介质时，即 $C_1 > C_2$ 时，折射角 θ_t 比入射角 θ_i 小，声束走向靠近法线；反之，当声束从传播速度慢的介质进入传播速度快的介质时，即 $C_1 < C_2$ ，折射角 θ_t 比入射角 θ_i 大，于是声束走向偏离法线。

(2) 当 $C_2 \gg C_1$ ， θ_i 等于某一值， $\sin \theta_t = 1$ 时，则 $\theta_t = 90^\circ$ 。由 $\sin \theta_t = C_1 / C_2 \sin \theta_i$ 可看出，此时折射波只沿着两种介质的交界面行进。

(三) 散射与衍射

超声波在介质内传播过程中，如果所遇到的物体的界面直径大于超声波的波长则发生反射。如果所遇到的物体界面直径小于超声波的波长，超声波的传播方向将发生偏离，在绕过物体以后又以原来的方向传播。此时反射回波很少，这种现象叫衍射。物体界面直径小于 $1/2$ 波长即发生衍射。因此，波长越短超声波的分辨力越好。如果物体是直径大大小于超声波波长的微粒，在通过这种微粒时，大部分超声波继续向前传播，小部分超声波能量被微粒向四面八方辐射，这种现象称为散射。散射时，物体微粒构成点声源，辐射球面波。超声波的散射对于超声波的诊断甚为重要。人体组织内的细微结构对超声波的散射，正是脏器内部图像形成的依据。血液中红细胞的散射是构成超声多普勒频移信号的主要组成部分。因为红细胞的直径比超声波波长小很多。超声束投射到红细胞上，红细胞就形成一个个散射声源，超声探头接收其中的反向散射信号，就构成了超声多普勒频移信号。

（四）超声波的衰减

超声波在介质中传播时，入射超声能量会随着传播距离的增加而逐渐减小，这种现象称作超声波的衰减。超声波的衰减有以下两个原因。

（1）超声波在介质中传播，质点发生振动产生内摩擦而转换成热能，使总的超声能量逐渐减少，这叫做吸收。吸收与超声波的频率、介质的粘滞性、导热性、温度和传播距离有关。

（2）介质对超声波的反射、散射使得入射超声波的能量向其他方向转移，而返回到传播方向上的超声波能量越来越小。

三、超声波在诊断中的应用

（一）超声波的产生

超声波应用于诊断，必须有产生超声波的器件，这种器件就是超声换能器。超声换能器向人体发出超声波信号，同时接收由人体返回来的信号，这一过程是由换能器中的压电晶片完成的。超声诊断仪必配的探头就是由超声换能器等组成。不同类型的探头，可以配制 $1\sim 260$ 多个换能器晶片。换能器上施加的高频交变电压不同，其所产生的超声波频率亦不同。一般用于心脏超声诊断的频率在 2.5 、 3.5 、 5 和 7MHz 范围。而血管内用探头频率通常在 $10\sim 20\text{MHz}$ 。这是为了适应不同年龄组、不同体形和不同心脏血管结构而设定的。

压电晶片是一类压电材料。当在其两端施加一压力或拉力时，晶体受到压缩或拉伸，此时材料两端的两个电极面上将产生电荷，这种效应称正压电效应。材料的压电效应是可逆的。当在压电材料两端施加一个交变电场时，压电材料将出现与交变电场频率相同的机械振动，这种效应称逆压电效应。压电效应是法国物理学家居里兄弟（J and P Curie）在1880年发现的。正压电效应把声能转变为电能，逆压电效应把电能转变为声能。所以，发射超声波利用了逆压电效应，接收超声波利用了正压电效应。

（二）超声显像的分辨率

1. 纵向分辨率 又称轴向分辨率、距离分辨率和深度分辨率。是指能够区分超声声束轴线上两个物体的能力。以刚好区分两个物体之间的前后距离来量度。对反射型超声来说，纵向分辨率理论上应为 $\lambda/2$ 。但由于生物组织内部超声传播比较复杂，故实际上纵向分辨率只能达到 $2\sim 3$ 个波长。纵向分辨率由超声波的波长决定，而波长又由超声波发射频率决定。故频率越高，波长越短，纵向分辨率越好。

2. 横向分辨率 又称侧向分辨率、方位分辨率和水平分辨率。是指能够区分与声束轴线垂直的平面上两个物体的能力。以声束刚好可以分辨两个物体的横向距离来量度。横向分辨率可以认为等于声束宽度。声束越细，横向分辨率越好。图像质量主要取决于横向分辨率。横向分辨率好，图像细腻，小结构显示清晰。反之图像不清晰。横向分辨率由晶片形状、发射频率、聚焦效果及换能器的距离等因素决定。

3. 厚度分辨率 超声显像仪探头的晶体排列呈矩形，在短轴方向做成了曲面，但仍具有一定厚度。所以超声切面图像并非一个理想的切成很薄的断面图像，而是一个较厚的断层信息的叠加图像。这就是厚度分辨率的问题。厚度分辨率定义为探头在厚度方向上声束的宽度，它与探头的曲面聚焦及距换能器的距离有关。厚度分辨率越好，图像上反映组织的切面情况越真实。

（三）超声心动图诊断仪的类型

超声心动图诊断仪型号很多,目前广泛应用的超声心动图仪的类型有 A 型、B 型、M 型、Doppler 型。A 型、B 型、M 型按其工作原理属于反射型。

1. A 型 (A-mode) 属于振辐调制型。它是组织界面的回声以脉冲波的幅度形式来显示反射波信号的强弱。可用于测量组织界面的深度 (距离) 和反映组成界面的组织的基本结构。A 型属于一维图像。

2. B 型 (B-mode) B 型显示的是超声束方向上的切面回声图像。它属于辉度调制型,即组织界面的回声以不同辉度的光点表示,当声束扫描 (线形或扇形扫描) 时便构成二维切面图像。

超声心动图诊断仪常见的 B 型扫描方式有:

(1) 机械扇形扫描 由微型马达通过传动机构带动超声探头作转动或摆动形成扇形扫描图像。①摆动式:由机械装置驱动单晶片超声探头来回摆动,形成扇形扫描图像。其成像速度快,可达 30 帧/秒。②转动式:三个换能器晶片以 120° 角相隔开来,安装在同一转动轴上,由直流马达驱动旋转三个换能器发射和接收,形成扇形扫描图像。

(2) 电子扇形扫描 即电子相控阵扫描。超声探头由 32 个晶片或 48、64、96 个晶片组成。利用这组晶片延时发送存在的相位差和引起组合超声束偏转的原理,通过控制相位变化来形成扇形扫描检查。超声心动图诊断仪中绝大部分采用此种方式。如美国 HP500, HP1000, HP1500, HP2500, GE 公司的 RT-500, 日本东芝 SSH-60A 等是性能比较先进的超声电子扇形扫描设备,最适合于心脏超声诊断。

(3) 凸阵扫描 介于线阵扫描和相控阵扫描之间。超声探头的晶片被造成一凸面,曲率半径 $10\sim 100\text{mm}$,获得梯形图像。

(4) 环阵相控扇形扫描 超声探头晶片被改变成几个叠套的环,克服了单晶片只有一个固定聚焦点的缺点。只要改变环状晶体片的发射接收延时,就可改变聚焦点的焦距。环阵相控扫描将机械扇形扫描声场特性好和电子相控阵扫描可以动态聚焦的优点集于一身,使其图像质量更加优越。

3. M 型 (M-mode) M 型也属于辉度调制型。它是单超声束通过心脏各层次,以回声光点形式反射回来,同时通过仪器中慢扫描电路按时间顺序展开,由此得到心脏层的运动回声曲线。其垂直方向代表组织的深度,而水平方向代表时间,形成位置-时间曲线。M 型仍为超声心动图诊断定量检测的重要方式。

4. 超声多普勒 (Doppler-D) 是根据多普勒效应的基本原理而制作的。超声波发射器和接收器安装于一个换能器中,用于探测血管、心脏内血液流动反射回来的各种多普勒频移信息,从而达到诊断的目的。

(四) 影响超声图像显示的因素

1. 超声的多次反射 超声显像仪采用的是脉冲回声法。当超声束垂直入射到平整的组织界面时,会出现超声波在探头与各界面之间来回反射的现象,称超声的多次反射。如果探头与组织界面之间距离较大,则可观察到等距离的多条回声,其回声强度逐渐衰减。如果探头与组织界面距离小,则可观察到回声的延续现象。多次反射不仅可发生于探头与反射面之间,也可发生于两个反射体之间和一个物体的两个界面之间。超声的多次反射常常对超声图像造成严重干扰,需要认真识别。

2. 分辨率对图像的影响 组织内部的回声,从根本上说是由其内部结构的反射和细微结构的散射所产生的,但横向和纵向分辨率的好坏对图像的光点分布具有直接的影响。分辨率对回声光点长度、宽度及光点间隔的影响,在浅表和深部是不同的。在组织深部超声恰为扩散区,具有一定的宽度,点状回声波光点呈现线状,线条较宽且间隔较大,使横向分辨率降低。而在靠近聚焦区的部位,点状回声波光点变短变细,间隔变小。说明在聚焦区分辨率最好,光点细腻,可显示较小的间隔。因此把所查目标放在分辨率最佳的焦区位置上,声像图才能较逼真的反映组织结构的情况。另外,过分加大增益也可使分辨率受到影响,而使声像图失真。

3. 厚度分辨率对图像的影响 超声断层图像具有一定厚度,而且此厚度在不同的距离上都是不同的。显像荧屏上显示的图像是超声束于空间内所有回声的集合。如四个不在一个平面内的点,由于它们都在声束宽度之内,因此显示在同一图像平面上。又如与探头距离相等的两个线状物,由于它们也在声束宽度之内,因而在图像上以一条线显示出来。所以厚度分辨率对图像的影响不可低估,需认真加以分辨。例如探查胎儿心脏,由于胎儿心脏结构微细,超声图像显示的**心脏结构极易出现几层结构叠加,而出现判断错误。**

4. 旁瓣对图像的影响 旁瓣是超声诊断中产生图像伪象的主要原因之一。旁瓣产生的条件和特点是：

(1) 任何换能器，不管是圆形晶片还是长方形晶片，都会产生旁瓣，但旁瓣产生的数目与换能器直径及超声波的波长有关。换能器越小，产生的旁瓣越多。

(2) 旁瓣呈中心对称，对于矩形晶片，旁瓣在长轴和短轴的两侧分别是对称的。在成像过程中，探头里晶体越多，边缘就越多，旁瓣的数目也就越多。这就是电子探头比机械探头（单晶片）的超声图像旁瓣干扰更为严重的原因。

(3) 旁瓣和主瓣是同时产生的，它在介质中传播时，不仅速度与主瓣相同，而且其它的各种传播特性如反射、折射、散射等也相同。一般情况下，由于旁瓣超声强度比主瓣小得多，旁瓣回声极其微弱，对图像不产生干扰。但当反射超声能量或动态范围调节过大时，使旁瓣的弱回声增大并被探头接收，即产生旁瓣伪象。另外，如果旁瓣超声与反射体界面相互垂直时，也可能产生较高的旁瓣回声，被探头接收后，在图像上产生旁瓣伪象。

5. 镜面伪象的影响 光的反射可产生镜面虚像，位于镜子前面的物体可被观察者在镜子里面看到。超声波的反射也可以形成镜面虚像。此时显像屏上将出现以某个界面为对称轴的两个对称的物体图像。例如在超声心动图诊断中，左室长轴扫查经常遇到此种现象。探头发射的超声波在左房后壁处被反射，反射回声将沿着刚才来时的道路返回到探头。当探头接收到左房后壁的回声时，就会把左房后壁在入射超声的延长线上显示出来，结果在左房后壁实像的后方又出现一个左房的虚像，这就是镜面伪象。

第二节 多普勒超声的基本原理

一、多普勒效应

多普勒效应是奥地利物理学家克里斯汀·约翰·多普勒 (Christian Johann Doppler) 于 1842 年首次提出来的。描述了光源与接收器之间相对运动时，光波频率升高或降低的现象。这种相对运动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)，或多普勒效应。

声波同样具有多普勒效应的特点。如当人站在站台，火车鸣笛由远而近驶来时，笛声的音调是不变的，可人耳听起来却不一样。火车越近听上去音调越高，火车驶离越远，音调越低。说明接收器不动，声源趋向接收器运动时频率升高，声源背离接收器运动时频率减低。声源发出的频率与接收器接收的频率之间产生一个差值。用多普勒频移公式表示为 $f_r - f_o = f_d = \pm \frac{2V \cos \theta}{C} f_o$ 。式中 f_d 表示多普勒频移， f_o 为发射频率， C 为声波在介质中传播的速度， f_r 为接收频率。

超声心动图诊断中最为重要的是对心脏及大血管血流检测，而多普勒超声最适合对运动流体的检测。心脏及大血管中的血液是不断流动的，多普勒超声作为声源置于流动的血液中的某一点时，就发生了血流与多普勒超声声源的相对运动，具体的说是血液中的红细胞与声源做相对运动。声源是固定的，运动的红细胞作为接收器。在上式中， V 为红细胞运动速度，单位为 m/s ； C 为超声波在人体中传播速度，通常为 $1540m/s$ 。 f_o 为超声波发射频率， $\cos \theta$ 为声束与血流运动方向之间的夹角的余弦函数。这样可以看出，多普勒超声对心脏及大血管血流检测时，多普勒频移 (f_d) 与声束和血流运动方向之间的夹角 ($\cos \theta$) 成正比。当 $\theta = 0$ 或 180° 时， $\cos \theta = \pm 1$ ， f_d 为正负最大值；当 $\theta = 90^\circ$ 时， $\cos \theta = 0$ ， f_d 即为 0。当 θ 角从 0° 到 90° 逐渐增大， $\cos \theta$ 逐渐小于 1， f_d 逐渐减小，当 θ 角从 90° 到 180° 逐渐增大，成为负值，但其绝对值逐渐增大， f_d 变为负值，而绝对值逐渐增加。

当测出 f_d 和 θ 角后，若想知道血流速度，由上述公式又可写出 $V = \frac{C (\pm f_d)}{2f_o \cos \theta}$ 。此式可以看出血流速度 V 与多普勒频移 f_d 成正比， f_d 绝对值越大，血流速度的绝对值就越大。

二、多普勒超声心动图的基本方式

根据多普勒效应的原理，应用于超声心动图诊断有以下几种基本方式。

(一) 脉冲式多普勒

脉冲式多普勒 (Pulsed-mode Doppler 或 Pulsed wave Doppler PW) 是由超声换能器以脉冲波的形式发射一组脉冲, 在一选定的时间延迟后, 接收回声信号。被接收的回声信号即频移信号, 经放大后作相位检出, 最后以频谱分析和声音两种方式显示出来。

脉冲式多普勒的最大特点是具有距离选通的功能。此功能在超声心动图诊断中具有定位定性诊断和体积血流定量测量的特点。

脉冲式多普勒的最大不足是因脉冲重复频率的影响而使所测血流速度受到限制。脉冲重复频率 (Pulsed repetition frequency-PRF) 是换能器每秒钟发射脉冲群的次数。换能器发射脉冲到取样容积 (Sample volume) 位置, 再返回到换能器的时间恰是两倍的传送时间, 即发射脉冲的延迟间隔 (t_d)。因此, 脉冲重复频率与 t_d 是倒数关系, 即 $PRF=1/t_d$ 。所以要接收到多普勒频移信号, 脉冲重复频率必须大于多普勒频移 (f_d) 2 倍, 即 $PRF>2f_d$, 则 $1/2PRF$ 称尼奎斯特频率极限 (Nyquist frequency limit), 如果多普勒频移 (在实际应用中换算成血流速度) 超过这一极限, 脉冲式多普勒所测的频率改变就会出现大小和方向的伪差, 称频率失真 (Frequency aliasing)。频率失真使脉冲式多普勒对较高的血流速度不能显示其真实速度值。但采用移动基线 (零位线) 的方法可加大测量最大速度的能力。

脉冲重复频率与最大取样容积深度 (d_{max}) 有如下关系: $d_{max}=C/2PRF$ 。由式中可看出脉冲重复频率越高, 采样深度就越小。使尼奎斯特极限最小而不发生频率失真时 $PRF=2f_d$, 代入上式, 则 $f_d=C/4d_{max}$, 将多普勒频移公式再代入此式, 消除 f_d , 得多普勒深度-速度乘积公式即 $d_{max} \cdot V=C^2/8f_0$ 当 f_0 给定时, 取样容积深度越大, 可测的速度范围就越小。 f_0 为换能器频率, 由上式同样可以看出, 换能器频率越高, 最大取样深度一定时, 则所测速度范围越小。

(二) 连续式多普勒

连续式多普勒 (Continuous-mode Doppler 或 Continuous wave Doppler CW) 是在超声探头上使用两个换能器, 一个换能器连续发射超声脉冲波, 另一个换能器连续接收反射回波。由于它是连续发射和接收脉冲波, 因此在超声束沿线的血流运动多普勒频移信号就全部被记录显示出来。连续式多普勒发射脉冲波无时间延迟, 在理论上不受高速血流限制, 但由于仪器实际性能的限制, 在应用中连续式多普勒可测最大血流速度值为 $7m/s$, 此数值足够满足临床诊断需要。

连续式多普勒的不足是不具备距离选通功能。对其显示的多普勒频移信号无法确定具体来源, 因此不能作为定位诊断。

(三) 高脉冲重复频率式多普勒超声

高脉冲重复频率式多普勒 (High pulsed repetition frequency Doppler) 是在脉冲式多普勒基础上加以改进, 在探头换能器发射一组超声脉冲波后, 回声信号尚未反射回来时, 又发射一组新的超声脉冲波。这样在同一超声束的不同深度可有一个以上取样容积。如果有三组超声脉冲波向心脏发射, 则第二组脉冲波发射后, 接收器接收的是来自第一组超声脉冲波反射回声信号。第三组超声脉冲波发射后, 接收器接收的是第二组超声脉冲波反射回声信号, 依此类推。由于脉冲频率增加了 2 倍, 检测到的最大频移也就增加了一倍。例如, 应用探头频率为 $2.5MHz$, 探查深度 $16cm$, 如使用单个取样容积的脉冲式多普勒, 最大可测速度值为 $129cm/s$ 。采用高脉冲重复频率式多普勒超声, 如果采样容积增加到 2 个, 等于使探测深度缩小到 $8cm$, 最大可测速度值增加到 $258cm/s$ 。如果采样容积增加到 3 个, 探测深度缩小到 $5.3cm$, 最大可测速度值就增加到 $377cm/s$ 。高脉冲重复频率式多普勒增加了流速测值的范围, 它是介于脉冲式多普勒和连续式多普勒之间的一种技术。

(四) 彩色多普勒血流显像

彩色多普勒血流显像 (Colour Doppler flow imaging, CDFI) 是在脉冲波多普勒技术的基础上发展起来的一项超声诊断技术。

彩色多普勒血流显像是在二维超声切面的每帧图像上设立 $32\sim 128$ 条扫描线, 每条扫描线上设 $250\sim 500$ 个取样点, 使每帧图像的取样点达 1 万个以上, 来获取所规定区域中的全部血流信息。为了实现实时频谱分析, 在彩色多普勒血流显像技术中采用了自相关技术。此技术有较高的数据处理速度, 可在 $2ms$ 时间

内处理来自大量取样点的多普勒频移信号，迅速得出血流速度、血流方向和速度方差。这种技术为彩色多普勒血流显像实时显示提供了必要条件。

彩色多普勒血流显像采用了彩色编码的方式，将经过自相关技术处理的多普勒频移信号以色彩形式直观地显示在荧光屏上。通常将血流色彩规定为朝向超声探头方向的血流为红色，背离超声探头方向的血流为蓝色，并通过改变红色和蓝色的色彩辉度来表示速度的大小。而以红蓝混合的杂乱色彩表示血流出现湍流时血流方向的不一致。彩色多普勒血流显像有三种输出方式：

1. 速度方式 (Velocity mode) 速度方式用于显示血流速度的大小和方向。血流速度在二维超声中可定义为与扫描线垂直和平行的两个分量。在平行方向速度分量朝向探头的血流，以红色表示，背离探头的血流以蓝色表示，而与扫描线垂直的血流速度分量无色彩显示。血流速度大小以颜色的色调来表示。血流速度越快，色彩越亮；血流速度越慢，色彩越暗；无血流则不显色。无论红色还是蓝色血流，色彩最亮处为多普勒尼奎斯特频率极限。在仪器中以限速范围表示。超过尼奎斯特频率极限即限速范围，用相反颜色表示，也就是彩色逆转，如红色血流中夹带有蓝色。

2. 方差方式 (Variance mode) 当血流速度超过所规定的速度显示范围和血流方向发生紊乱时，彩色血流图像中出现绿色斑点。这就是利用了方差显示方式。彩色血流图像中的绿色代表实际血流中的湍流。湍流的速度方差值越大，绿色的亮度越大；速度方差值越小，绿色亮度就越小。根据三基色原理，红、蓝、绿三基色混合可产生二次色。即红色加绿色产生黄色，蓝色加绿色产生湖蓝色。红、蓝、绿三色相加产生白色。在彩色多普勒血流显像中利用三基色和二次色表示血流速度方向及湍流。朝向探头方向的红色血流如出现湍流，则表现为红色为主、红黄相间的血流频谱。如果湍流速度很快，出现色彩逆转，则显色为以红色为主、五彩镶嵌状的血流频谱。背离探头方向的蓝色血流，在血流速度、方向改变后也同样出现以蓝色为主、五彩镶嵌状血流频谱。

3. 功率方式 (Power mode) 功率方式表示多普勒频移功率的大小，是对多普勒信号频率曲线下的面积即功率进行彩色编码。血流速度大小和方向的色彩色调与速度方式一样。色彩亮度表示功率大小，功率大，色彩亮度大；功率小，色彩亮度暗。由于信号功率的大小取决于采样容积中具有相同流速的血细胞相对数量的多少，因而不受声束-血流夹角的影响。无论高速还是低速血流都能得到良好的显示。因此功率显示有以下特点：

- (1) 功率方式克服了尼奎斯特频率极限的限制，能正确显示血流方向。
- (2) 当出现低速血流时，功率方式可清楚地显示血流的空间分布。
- (3) 利用功率方式测量彩色血流束直径或横断面积较速度方式更为准确。

彩色血流显像的帧频数在心脏超声诊断中也是重要的。在心脏超声诊断中，超声诊断装置以 30 帧/秒的速度提供所需的图像。如果帧数大大小于 30 帧/秒，则图像就会失真，彩色血流显示的画面呈间断的闪动状，失去血流连贯流动的实时特点。

为确保高帧数图像显示，有以下方法：

(1) 缩小扫描角度：缩小扫描角度可使帧数增加。如把常用的 90° 扫描角度缩小三分之一，即 30° ，帧数可提高到原来的 3 倍。如果原装置 8 帧/秒时，缩小扫描角度后可提高到 24 帧/秒，使彩色血流实时状态更逼真。

(2) 缩小扫描距离：对于心脏和大血管较表浅的血流显示可用缩短扫描距离的方法提高帧数。但一般不能少于 18cm。

当然根本的办法是提高彩色运算装置的性能。

彩色多普勒血流显像目前存在的一些限制：

(1) 彩色多普勒血流显像与脉冲波多普勒一样，显示血流速度范围受脉冲重复频率的影响。因此，在显示高速血流时出现色彩重叠以及镶嵌状图像。如果在多个部位在同一画面出现上述情况，同时又有湍流出现时，使分析判断血流的意义发生困难。

(2) 受每秒帧数范围的限制。为了获得较大范围的彩色血流显示，每秒帧数必须减少，这样就使实时程度减低。而如果为了提高每秒帧数缩小扫描角度，有时会影响对整体结构血流的判断。

(3) 二维图像质量与彩色多普勒血流显像之间互相兼顾，但往往需要彩色血流显示清晰时，二维图像质量却减低。

(4) 血流显像受仪器性能影响。同一血流不同仪器即使在相同增益下也可有不同显示效果。而同一仪器对同一血流，使用条件不同也可出现不同效果。

(吴雅峰)

第二章 正常心脏解剖及血流动力学基础

Anatomy and Hemodynamics of Basis of the Normal Heart

第一节 心脏及大血管的胚胎发育

心脏由胚胎的中胚层演变而来。在胚胎的头三个星期内，中胚层已分化形成原始心管。三周后，经过心管的分段、扭转及分隔，逐渐形成完整的心脏。

一、心管的形成

心脏的原基在胚体的头部，由原始基形成两个管状结构，此即为生心区形成的一对心管。约在 22 天左右，该左右心管合并并向正中移动，转位到前场的腹侧，形成原始心管，其外形先后发生四个收缩环，形成四个局部膨大，从头至尾依次为①心球②心室③心房④静脉窦。心球头端连动脉干，与腹主动脉相连，胚体的总主静脉和脐静脉、卵黄静脉等注入静脉窦。

二、心脏外形的形成

单一心管形成后，生长迅速。不仅心管的游离部增长，原来位于横膈中的静脉窦也脱离横膈拉入心包腔中。由于心管生长的速度比心包腔快，故心管在心包腔中由直管变成曲管。最初变为 U 形弯曲，即心室段及心球近段的右侧部分，形成了显著的向右前方下弯曲，称为心室的右袢，是心脏正常发育的一个重要标志。继而变成 S 形，即心房及静脉窦向左上方移动。至胚胎 29 天左右，心室已降至心房水平之下。通过转位，心室降到尾侧，心房则升到心球的头部、动脉干的后面。静脉窦则附于心房的后面。

上述原始心房、心室向两侧扩大生长。由于前方有心球，后方有食管限制，心房向左右侧扩张。右侧的心房吸收了静脉窦右角，左侧的心房吸收了肺静脉的根部，分别向左右侧扩展，成为左右心房，原先的心房部分推到前方形成心耳。心房和心室相连的孔道，称房室管（以后分隔为左右房室口）。在心脏表面相当于房室管处呈一深沟，称冠状沟。心球与心室之间也有一深沟，称球室沟，该沟因心球与心室的扩展和融合而逐渐变浅。心球的近心室部分被心室吸收，扩大成为右心室，原来的心室成为左心室。心球的远段仍保持管状，成为主动脉和肺动脉干。此时心脏外形已基本形成。

三、心脏内部结构的演变和分隔

心脏外形初步建立后，心脏各部分的内部也出现分隔。到第 5 周末，心脏内部开始先后生成各种隔膜。在胚胎的第二个月内，将内腔分隔为左右心房和左右心室。

（一）房室管的分隔

房室管是原心房与原心室间的狭窄部分，是原心房通向原心室的孔道，此处内皮下方有较厚的疏松间充质。在第 4 周时，此间充质环的背尾侧和腹头侧各出现 1 个间充质增生中心，称心内膜垫。内膜垫逐渐突入房室管中，在中线合拢并融合，称中间隔，它将房室管分隔成为左右房管。由口边的内膜垫组成房室瓣，即二尖瓣和三尖瓣。房室管是心脏内部最早出现分隔的部分。

（二）心房的分隔

1. 原发隔（第一房间隔） 约在胚胎第四周末，心房顶壁的正中线发生一个镰状隔膜，称原发隔。它

沿房壁自上而下向房室管方向生长，在原发隔下缘与房室管内膜垫之间，暂时存留一孔，称第一房间孔（原发孔）。原发隔继续生长，并与房室管内膜垫愈合，使原发孔封闭。在封闭之前，原发隔的顶部被吸收，出现一孔，称第二房间孔，它使左右心房相通。

2. 继发隔（第二房间隔） 原发隔形成以后，约在胚胎第7周，在其下方又发生一个相似的镰状隔膜，称继发隔（第二房间隔），此隔不完整，呈新月形，其下缘围成一孔，称为卵圆孔。此原发隔与继发隔平行又相互贴近，继发隔从右侧遮盖第二房间孔，原发隔从左侧遮盖卵圆孔，使右心房的血液可以通过卵圆孔，推开第一房间隔，从第二房间孔穿入左心房，从而起到卵圆孔瓣膜的作用，故称为卵圆孔瓣。相反，此活瓣可以阻挡左心房的血液流入右心房。这种现象一直持续到出生。出生后，肺开始呼吸，肺循环增强，左房内压力升高，使原发隔紧贴于继发隔，而在出生后一年内（大多在5~7个月内）完全愈合，封闭卵圆孔形成房间隔右侧的卵圆窝。底部即形成第一房间隔的下部。

成年人中有25%~30%未实现卵圆孔的解剖闭合，不可做房间隔缺损论。第一孔未及时闭合即为房间隔缺损的原发孔型；如第二孔未闭，则为房间隔缺损的继发孔型。

（三）静脉窦的变化

胚胎第6~8周，静脉窦从横膈分离出来，升到原心房的背侧，随着右心房的扩大，静脉窦的右角被吸入右心房，构成右心房后壁平坦的部分。同时，左静脉瓣消失，右静脉瓣头侧也消失，留下尾侧部分，成为下腔静脉入口处的Eustachian瓣，以及冠状窦口的Thebesian瓣。Thebesian瓣对从下腔静脉来的血流直接射向左心房起着导向作用。故上、下腔静脉直接开口于右房，同时左房也吸收合并肺静脉根部，使左房后壁两侧各有2个肺静脉开口于左房。

（四）心球的演变和分隔

心球分近段和远段两个部分。远段为动脉干，呈管状；近段呈锥形，与原心室之间的球室沟变浅，内腔扩大，并入原心室。

第5周时，动脉干内皮下的间充质增厚，沿动脉干的两侧壁上各形成一条内膜嵴，称动脉干嵴，它们位置相对，呈平行排列，继之各自朝向对方生长。到第6周时，二嵴生长合拢，在心球及动脉干内形成一螺旋形中隔，称主动脉肺动脉隔。心球的近侧部分有4个内膜垫，由内管壁间充质增生、局部膨大而形成。左右内膜垫汇合形成远侧的心球隔，分隔出腹侧的肺动脉口和背侧的主动脉口，使肺动脉干开口于右心室，主动脉开口于左心室；口处的内膜垫突向管腔，并因主动脉肺动脉隔的分隔变成肺动脉和主动脉的心室开口处的三个突起，接着在突起的远侧面内陷，构成袋状，成为主动脉和肺动脉的半月瓣。若演变中分隔不当，可造成半月瓣一侧缺如，或闭锁不全、狭窄等现象。

心球隔与主动脉肺动脉隔将心球远侧部分及动脉干分为前后交叉的两个管子，即肺动脉和主动脉。肺动脉起始部在主动脉的前方，远端部则居主动脉的左右后方。

（五）心室的分隔

两个心室彼此隔开，由肌性室间隔和膜性室间隔完成。

胚胎第4~5周，原心室扩大吸入心球的近段后，形成有宽广交通口的大腔。其心肌层发育较厚，呈小梁状。从心室底壁的中央发生一矢状位的半月形隔膜，其心肌显得比较致密，呈半月形，此即肌性室间隔。它从原心室的底壁朝向心内膜垫方向生长，前后两端与房室前后心内膜垫相融合。直到第7周末以前，室间隔游离缘与心内膜垫之间暂留有一缺口，称为室间孔，使左右室相通，此后该孔即被膜性室间隔所封闭。膜性室间隔由三个部分组成：

（1）心球隔，心球近侧部分，两侧壁上亦各形成一条内膜嵴，生长合拢形成近侧心球隔，其上端与远侧心球隔相连续，闭合室间孔的前部分。

（2）心内膜垫的右侧份，向下延伸，封闭室间孔的后方。此内膜垫的一部分隔于右心房左心室之间，故有房室中隔之名。

（3）除上述两者外，尚有肌性室间隔的游离缘加入。由于膜性室间隔的后上部是介于右心房与左心室之间，故此部缺损可导致右心房与左心室相通。

室间孔被封闭后，左右心室才完全分开，右心室与肺动脉相通，左心室与主动脉相通。

室间隔的畸形，可发生于室间隔的任何部位，而以室间隔膜部缺损最为常见，其程度轻重不同，常见者为室上嵴后下方的小型缺损，常为 0.3~1cm 大小，严重者可室间隔缺如。

(六) 心内膜垫的胚胎发育

原始心管的心室与心房两个膨大之间为一凹陷的共同房室环，由三层组织所构成，外层为心外膜，内层为心内膜，中间为心肌层。共同房室环构成房室共管。在胚胎 4 周末，心内膜增生、突起，与心外膜直接融合。此种突起即为心内膜垫。共同房室管内有 6 个内膜垫，即背侧左右内膜垫（2 个），腹侧左右内膜垫（2 个），左侧内膜垫（1 个）与右侧内膜垫（1 个）。它们具有下列构成作用：

1. 参与房室分隔及房室孔的形成 胚胎 6 周时，背侧内膜垫与腹侧内膜垫相互融合，成为房室环的中间间隔。此间隔除形成房室分隔外，还将房室管分为左右两半，即左侧房室孔与右侧房室孔。

2. 参与房室瓣的形成

三尖瓣：由右侧的三个内膜垫组成。其中三尖瓣隔瓣由腹侧内膜垫、背侧内膜垫及右侧内膜垫的一部分组成；三尖瓣后瓣由右侧内膜垫组成；三尖瓣前瓣由右部分内圆锥隔组成。

二尖瓣：由左侧三个内膜垫所组成。前叶前外部由腹侧内膜垫所组成，后内部由背侧垫组成；后内联合由背侧垫及左侧垫共同组成；后中瓣由内垫组成；前外联合由腹侧垫及左侧垫共同组成。若左侧的腹背内膜垫融合障碍，可出现二尖瓣前叶裂；如腹侧与背侧的左右内膜垫相互联合，而腹背方向不发生融合时，即可形成共同房室瓣。

第二节 心脏及大血管的应用解剖

一、心脏的位置

心脏位于胸腔的中纵隔内，外有心包包裹。前方平对胸骨体和第 2~6 肋软骨，后方平对第 5~8 胸椎。约 2/3 位于身体正中线的左侧，1/3 在正中线的右侧。心脏的前方大部分被肺和胸膜遮盖，只在下部与胸骨体下部及左侧第 4、5 肋软骨为邻。心脏的两侧与胸膜腔和肺相邻。后方与食管、迷走神经和胸主动脉下方邻隔。心脏向上与出入的大血管如升主动脉、肺动脉干和上腔静脉相连。超声不能穿过肺组织，但可通过无肺组织的胸膜腔，故胸骨左缘第 3、4、5 肋间隙为超声波探查心脏之径路。

二、心脏的外形

心脏似倒置的圆锥体，约稍大于本人拳头的大小。心尖朝左下方，心底朝右后上方。成人心脏的长径约 12~14cm，横径 9~11cm，前后径 6~7cm。心脏的长轴是倾斜的，约与正中矢状面成 45°角。右半心在右前，左半心在左后。其外形包括心底、心尖、两个面、三个缘和三条沟。

心底大部分由左房构成，小部分由右房构成。左右两对肺静脉与左房相连。上、下腔静脉分别开口于右房上、下部。

心尖由左室构成，位置平对左第 5 肋间、锁骨中线内侧 1~2cm 处。

心脏的前面为胸肋面，朝向前上方，大部分由右心房和右心室构成，左侧小部分由左心耳和左心室构成。左右心耳从两侧夹持肺动脉干的根部。下面为膈面，大部分由左心室、小部分由右心室构成。

心脏的右缘垂直向下，由右心房构成。左缘圆钝，斜向左下，大部分由左心室、小部分由左心耳构成。下缘接近水平位，较锐，由右心室和心尖构成。

心脏的表面有三条沟。近心底处有绕心一周的冠状沟，其前部被主动脉和肺动脉隔断。冠状沟为心脏外面分隔心房与心室的标志，心室的胸肋面有自冠状沟向下至心尖右侧的浅沟，称前室间沟。膈面也有从冠状沟向下至心尖右侧的浅沟，称后室间沟。前后室间沟是左右心室在心表面的分界。后室间沟与冠状沟交汇的区域称房室交点，为左右心房、心室在心脏膈面的临界点（图 2-1A、B）。

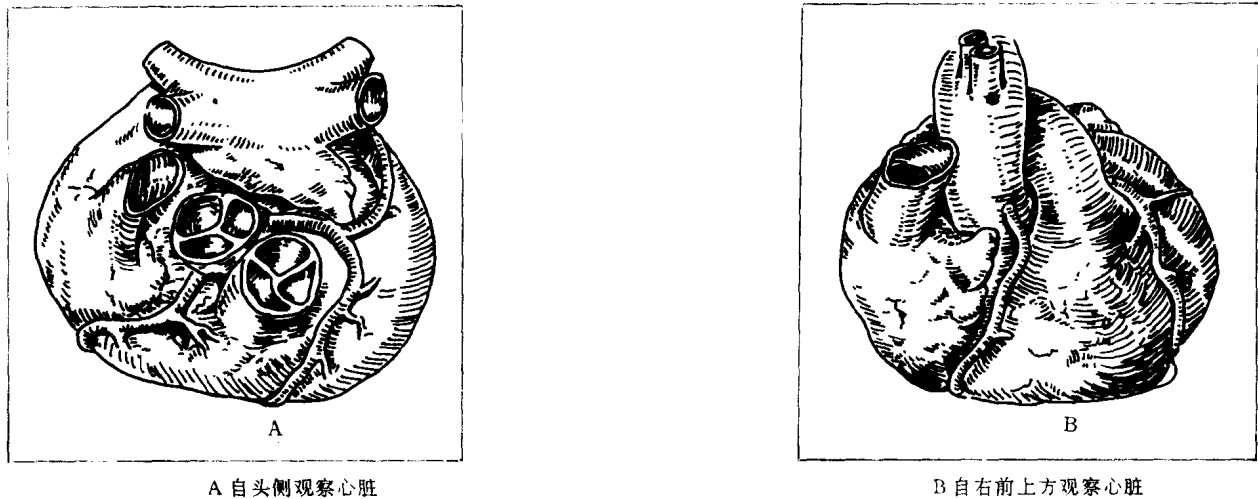


图 2-1 心脏外形解剖示意图

三、心脏的内部结构

心脏分为左、右心房与左、右心室，房室之间有房室口相通，房与房之间及室与室之间分别有房间隔、室间隔相隔。房间隔很薄，位置与身体正中面成 45° 角，倾斜向左前方。室间隔下部广大区域心肌厚而密，称室间隔肌部。上部较薄，无肌质，称室间隔膜部，间隔缺损多发生于此处。

(一) 右心系统

1. 右房 是心腔中最靠右侧的部分，壁薄（约 2mm），腔大。右心房分为前后两部，前部为固有心房，其前上部呈三角形突出，称右心耳，后部为腔静脉窦演化而来。此两部以右缘表面的浅沟（界沟）为界。后部内壁光滑，上下分别有上、下腔静脉口。下腔静脉口的前缘有下腔静脉瓣，其内侧端延至卵圆窝前缘，胎儿时期有引导下腔静脉血液经卵圆孔流向左房的作用。在下腔静脉口与右房室口之间有冠状静脉窦口，口的下缘有冠状窦瓣。冠状静脉窦口紧邻房室交点，房间隔、室间隔与心脏后壁在此相并，故冠状静脉窦口是右房内的一个重要的解剖标志。

固有心房外侧壁内有梳状肌，但在心耳处肌束交织成网状。该肌束使心耳壁凹凸不平。当心脏机能障碍，血液在此流动缓慢淤积时，易形成血栓。

右房内侧壁前上部的内面也是平滑的。房间隔与内侧壁前上部以上腔静脉口至室间隔膜部的假想连线为分界。

右心房的后内侧壁，由房间隔组成，其下部有卵圆窝，房间隔缺损多在此发生。右心房的前下方右房室口通向右心室（图 2-2）。

2. 右室 位于右房的前下方，是心脏居于最前的部分，壁厚约 3~4mm，室腔横切面呈新月形，整体呈三角形。室腔按功能可分为流入道和流出道两部分，并以室上嵴为界。

3. 右房室口 即流入道的入口，呈卵圆形，约有 3~4 个指尖大。口周围纤维环上有三个三角形的瓣膜，称三尖瓣。前瓣较大，介于右房室口与动脉圆锥之间，另两个为隔瓣和后瓣。瓣叶心房面平滑，而心室面可分为三个带：基底带、粗糙带（近游离缘部分，呈半月形，厚而不平）及它们之间薄而透明的光滑带。早期的瓣膜病理变化，多出现于粗糙带。相邻瓣之间的瓣膜组织称为瓣膜的连合，瓣膜的粘连多发生于连合处。

三尖瓣隔瓣附着线横过室间隔膜部，将其分为后上、前下两部分。后上部分隔右房与左室，也称房室间隔。有时室间隔膜部缺损使右房与左室相通，形成左室至右房的分流。前下部分隔开

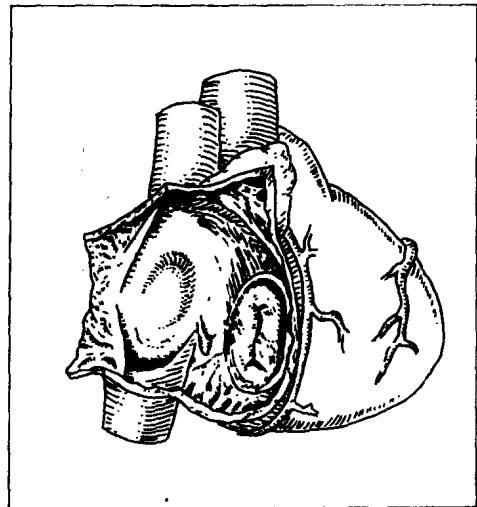


图 2-2 右心房内腔解剖结构示意图