

简明切面超声 心动图学

苗兴禾 姜龙雨 主编



JIANMING
QIEMIAN
CHAOSHENG
XINDONGTUXUE

黑龙江科学技术出版社

前

言

切面超声心动图是继M型超声心动图之后，于1977年用于心脏病诊断的新技术。它以快速、实时著称，适用于各类心脏病的检查。其中，对某些心血管疾病的诊断价值，明显优于其他检查技术，尤其是无损伤之特点，更深受广大患者和医务人员的欢迎。

切面超声心动图以较小的探头，通过未被胸肋骨及肺脏遮盖的心前裸区狭窄的肋间隙，发射广角的射束，对心脏做出不同切面的动态观察，可以了解心脏的形态、结构、血液动力学改变及异常组织等情况。如与心电图、心音图、脉波图（颈动脉波、颈静脉波及心尖搏动图）等相配合，能准确地获得心动周期中某个时点心脏的静止图象，并能测定心脏功能。与脉冲多普勒相结合，可以检出心脏及大血管内任一点的血流信息，较为准确地判断出心脏杂音产生的部位及血液动力学的变化。

本书本着通俗易懂的原则，力求简明扼要，对各种常见的心脏病的病理改变，血液动力学变化与切面超声心动图特征以及先天性心脏病的特殊检查方法，均作了适当的介绍，并附有插图400余幅。可作为临床医师、超声工作者的参考书，也可作为实习医生学习切面超声心动图之用。

本书稿由中国医科大学冯荣光教授审阅指导，编写及图片的绘制得到了朱景和同志的大力协助，在此，致以衷心的感谢。

本书在编写过程中，参考了一些有关书籍及超声界老前辈的经验，但因篇幅有限，故从略，尚祈鉴谅。

由于我们的水平有限，书中难免有不当之处，希望读者给予批评指正。

编者

目 录

第一章 切面超声心动图基础	(1)
一、超声诊断的物理基础	(1)
(一) 超声波	(1)
(二) 超声波的特性	(1)
二、切面超声心动图仪的工作原理	(6)
(一) 机械式扇形扫描仪	(6)
(二) 电子相控阵式扇形扫描仪	(7)
三、切面超声心动图的探查程序及方法	(8)
(一) 心脏定位	(8)
(二) 探查方法	(10)
四、正常声像图及应用	(13)
(一) 心前探查区	(13)
(二) 心尖部探查区	(21)
(三) 剑下探查区	(25)
(四) 胸骨上窝探查区	(28)
(五) 胸骨右缘探查区	(29)
第二章 瓣膜病	(30)
一、二尖瓣病变	(30)
(一) 二尖瓣狭窄	(30)
(二) 风湿性二尖瓣关闭不全	(37)
(三) 非风湿性二尖瓣关闭不全	(40)
二、主动脉瓣病变	(48)
(一) 主动脉瓣狭窄	(49)
(二) 主动脉瓣关闭不全	(51)
三、联合瓣膜病	(57)
四、三尖瓣病变	(59)
(一) 三尖瓣狭窄	(59)
(二) 三尖瓣关闭不全	(61)
五、肺动脉瓣病变	(63)
(一) 肺动脉瓣关闭不全	(63)

(二) 肺动脉瓣狭窄·····	(64)
六、感染性心内膜炎·····	(64)
第三章 心脏病 ·····	(68)
一、原发性心脏病·····	(68)
(一) 扩张型心脏病·····	(68)
(二) 肥厚型心脏病·····	(72)
(三) 限制型或闭塞型心脏病·····	(77)
二、克山病·····	(78)
第四章 冠状动脉粥样硬化性心脏病 ·····	(80)
一、切面超声心动图诊断冠心病的应用范围·····	(80)
(一) 左室壁运动异常·····	(80)
(二) 室壁瘢痕及室壁瘤·····	(82)
(三) 心脏扩大·····	(84)
(四) 左室功能测定·····	(84)
(五) 左冠状动脉主干病变(粥样硬化)的检出·····	(86)
(六) 乳头肌功能不全或断裂·····	(87)
二、心肌梗塞·····	(88)
三、心绞痛·····	(93)
四、心肌梗化型冠心病·····	(93)
第五章 心包疾病 ·····	(95)
一、心包积液·····	(95)
二、缩窄性心包炎·····	(98)
三、心包肿瘤·····	(99)
第六章 高血压及高血压性心脏病 ·····	(100)
第七章 主动脉病变 ·····	(103)
一、主动脉夹层动脉瘤·····	(103)
二、原发性主动脉炎综合症·····	(105)
三、主动脉窦动脉瘤·····	(105)
四、主动脉瓣口狭窄及主动脉狭窄·····	(105)
五、主动脉瓣环扩张·····	(105)
第八章 心脏肿瘤 ·····	(106)
一、左房粘液瘤·····	(106)
二、左房血栓·····	(108)
三、心室肿瘤·····	(110)
四、房间隔肿瘤·····	(110)
五、室间隔肿瘤·····	(110)
第九章 肺原性心脏病 ·····	(111)
一、慢性肺原性心脏病·····	(111)

二、急性肺原性心脏病	(113)
第十章 先天性心脏病	(115)
一、先天性心脏病的特殊检查方法	(115)
(一) 内脏—心房位置的关系	(116)
(二) 心房与心室的连接关系	(118)
(三) 心室与大动脉的关系	(120)
二、非紫绀型疾病	(123)
(一) 先天性肺动脉瓣口狭窄	(123)
(二) 先天性主动脉瓣口狭窄 (附: 主动脉缩窄)	(126)
(三) 先天性二尖瓣口狭窄 (附: 三房心)	(129)
三、晚期紫绀型疾病	(133)
(一) 房间隔缺损 (附: 单心房)	(133)
(二) 心内膜垫缺损 (附: 左室右房通道)	(142)
(三) 室间隔缺损	(149)
(四) 动脉导管未闭 (附: 主、肺动脉间隔缺损)	(155)
(五) 主动脉窦动脉瘤 (附: 马凡氏综合症)	(159)
(六) 肺静脉畸形引流 (附: 左位上腔静脉)	(164)
四、紫绀型疾病	(169)
(一) 法鲁氏三联症 (附: 艾森曼格氏综合症)	(169)
(二) 三尖瓣下移畸形	(177)
(三) 右室双出口 (附: 左室双出口)	(179)
(四) 永存动脉干 (附: 假性共干)	(184)
(五) 三尖瓣闭锁	(187)
(六) 大血管错位	(191)
(七) 单心室 (附: 双腔心)	(198)

第一章 切面超声心动图基础

一、超声诊断的物理基础

(一) 超声波

所谓超声波，即人耳不能听到的高频声波。一般是指大于 20000Hz 以上的声波。

追溯超声波之起源和声波的基本物理知识，我们可以发现，决定低频声波（可听声音）特征的声学定律，同样适用于超声。其中，声波的束射性及在较小的物体上反射与折射的性质，决定了超声波在临床医学中的特殊用途。

(二) 超声波的特性

低频声波的特性同样适用于超声波。超声诊断即是利用了超声波具有指向性强、直线传播（束射性），以及在产生声阻抗物体的界面发生反射与折射的性质，对人体进行检查。

超声波在人体内的传导速度，通常为 1500m/sec ，人体被认为是与水相似的介质

1. 束射性

通常，由换能器产生的声能，是以声束的方式传入临近介质的。靠近换能器的声束直径大小与换能器内径相似，呈圆柱形。远离换能器的声束，边缘发散加宽，呈圆锥形。因此，把靠近换能器的圆柱形声束称为近场，而远离换能器的圆锥形声束则称为远场。近场与远场之交界处为移行区（图1—1）。

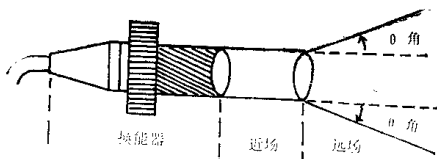


图1—1 换能器发出的声束形状简化示意图

换能器较近的区域为近场，声束呈圆柱形，为超声探测的最佳区域。在移行区处，声束开始发散，即远场

需注意的是，实际声束的声能分布，并不如此均匀，而声束边缘的界线，也并不如此分明。

2. 反射与折射

通常，各种物质对声波均有不同之声阻差异，但不同界面的声阻差异明显不同。其

中，以固体声阻差异最高，液体次之，气体的声阻差异最小。因此，声阻差异的基本顺序为：固体大于液体，液体大于气体。

当超声束在与两种不同的介质之间的界面相遇后，部分声能发生反射，部分声能则继续前进，进入第二介质。一般来讲，反射能量之多少与两种介质的声阻差异呈正比。即相邻两介质之间声阻差异越大，反射量就越大，穿透第二介质的超声束也就越少。反之，相邻两介质之间的声阻差异越小，则反射量就越少，而穿透第二介质的超声束也就越多。水或固体与气体之间的声阻差异最大，故反射强，穿透少，几乎成全反射。

在反射发生的过程中，反射波则以声束传至界面的同样速度，沿相反的方向返回换能器。故此时入射角等于反射角（图 1—2 A）。

而通过界面之后，继续下传的部分声能，则以声波在第二介质里必备的速度进入该界面。如声波在两介质里传播的速度相同时，基本不存在折射。此时，入射角等于折射角（图 1—2 B）。

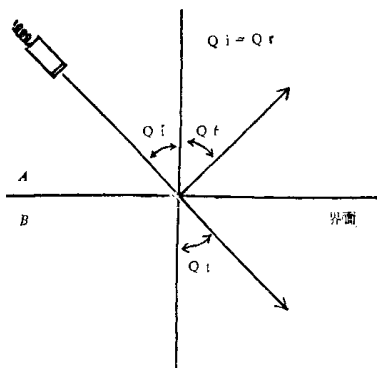


图 1—2 超声反射与折射示意图

A：超声束通过两种不同界面时部分声能发生反射。由于反射波的速度等于入射波的速度，故在同一平面里，反射角（ Q_r ）等于入射角（ Q_i ）

B：进入第二介质里的部分声能则以入射的声束呈同一角度前进，故入射角（ Q_i ）等于折射角（ Q_t ）

但如果声波在两种介质里传播的速度不同，则声波发生折射。入射与折射的角度可略有不同。此与进入第二介质里的声波速度有关，如进入第二介质里的声速小于第一介质里的声速时，则折射角小于入射角。反之，当第二介质里的声速大于第一介质里的声速时，则折射角大于入射角。

但由于人体组织内的声速相当恒定，所以基本上不发生折射。故可以把超声声束的运行途径看成是直线式的。

此外，由同一界面返回换能器的能量，还和入射声束与反射界面的角度有关：如超声换能器与反射界面垂直投射时，则反射回来的能量，直接返回换能器。当超声换能器与反射界面的入射角度加大时，返回换能器的能量迅速减少（图 1—3）。

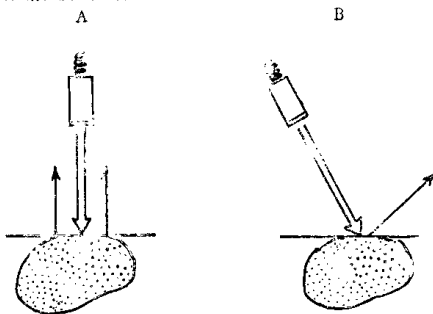


图 1—3 入射角度对返回换能器的声能大小的影响

A：超声换能器垂直于反射界面投射时，反射波的绝大部分直接返回换能器

B：超声换能器非垂直投射，入射角度加大时，反射波不能被换能器接受，故很难将其很好地记录下来

3. 超声分辨力

切面超声心动图的分辨力是指超声对被检介质的分辨能力。本章要讨论的分辨力有两种：即纵向分辨力和横向分辨力。

通常，发射声束所形成的声场，是以时间和空间分布的方式存在的。声场的纵向分布，实际上是发射的声脉冲在纵向轴上时间和距离的分布。声场的横向分布，实际上是在不同深度处，垂直于声束平面上的能量分布。

（1）纵向分辨力（距离分辨力）

切面超声心动图的纵向分辨力，与发射声脉冲的频率及脉冲的宽度极为密切。为了阐明波长和脉冲宽度对纵向分辨力的影响，首先需了解超声频率与波长的关系。

通常，波长的计算方法，多采用波长等于速度除以频率（ $\lambda = \frac{V}{F}$ ）的公式计算。

$$\text{公式： } \lambda = \frac{V}{F}$$

$$F = 1,250,000 \text{ Hz}$$

$$\lambda = \frac{1,500 \text{ m/sec}}{1,250,000 \text{ cps}}$$

$$\lambda = 1,200 \text{ m}$$

故，频率为1.25MHz的探头，波长为1.2mm。见表。

超 声 频 率 与 波 长 对 照 表

频率 (兆周)	0.3	1.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
波长 (毫米)	5	1.2	0.6	0.5	0.3	0.21	0.15	0.1	0.075

此表清晰地反映出，频率与波长的关系呈反比，即频率越高，脉冲的波长越短，对病变组织的分辨力就越强。超声的最高分辨力相当于半波长 ($\frac{\lambda}{2}$)。

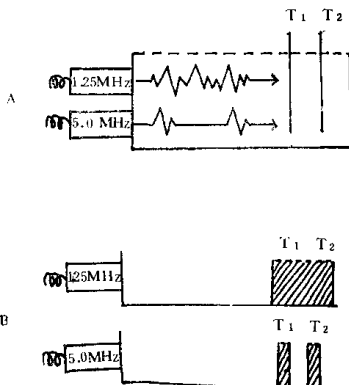


图 1—4 脉冲之长短对纵向分辨力的影响

A: 两组脉冲由相应的周期组成，一组发自1.25MHz的换能器，另一组发自50MHz的换能器，两组脉冲分别接近靶标T₁和T₂。

B: 发自1.25MHz换能器的脉冲，由于频率低，脉冲链长，而分开距离的两个靶标(T₁T₂)的间距小于脉冲链的宽度，故产生单一复合回声，不能区分出两个结构。但频率高(5MHz)的换能器发出的脉冲，脉冲链窄，就可分别击中靶标T₁和T₂，于相应界面发出各自独立的回声。

基于上述原理，脉冲的宽度与纵向分辨力的关系也就不难理解了。假如，探头频率分别为5MHz和1.25MHz。在相应的周期内，两组频率不同的脉冲，分别接近靶标T₁和T₂。然而，由于探头频率的不同，脉冲链的长短不一，与超声心动图机上的分辨能力亦不相同。频率高(5MHz)时，声脉冲的波长仅为0.3mm，相应周期内脉冲链的增加甚微。而分开一定距离的两个靶标的间距大于脉冲链，故心动图机上可分辨为两个独立的

回声。相反，在较低频率（1.25MHz）时，声脉冲的波长加大，达1.2mm，相应周期内脉冲链的总长度增加。此时，分开一定距离的两个靶标的间距小于脉冲链的宽度，故声脉冲不能将其很好地分辨，与心动图机上显示的则是一个单一的长回声（图1—4）。

总之，探头频率越高，脉冲持续的时间就越短，脉冲链越窄，切面超声心动图仪的纵向分辨力就越高。但声束的衰减亦相应加快。反之，探头频率越低，脉冲持续的时间就越长，脉冲链的宽度也就随着相应地增加，切面超声心动图仪的纵向分辨力就相应减低。但声束衰减则相应减慢。

（2）横向分辨力（方位分辨力）

切面超声的横向分辨力，主要用以区分位置距离相同，左右相并列之结构。横向分辨力的分辨能力与声束的宽度关系极为密切，而声束的宽度又取决于换能器的大小，探头频率和聚焦的函数（图1—5）。

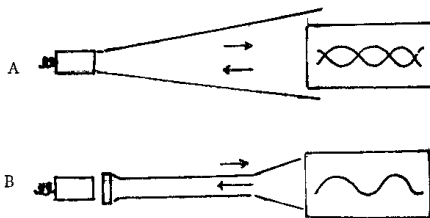


图1—5 声束宽度对横向分辨力的影响

A：宽声束时，两种物体图形相互重叠，不能区分。故不能记录出各自的运动图像

B：声束经过聚焦、变窄，可清晰显示出两个位置相邻之反射物的图形，能记录出各自的运动图像

通常，为了提高横向分辨力，多采取适当的方式把声束集中变窄。图（1—5）则说明了这个问题，上图沿声束途径里有一对反射体，间距为1cm，由于两个反射体并排横列于超声束内，声束的直径大于两个反射体之间距，故两个反射体之间的真正距离不能得到显示，同时来自两个反射体的回声彼此重叠，不能区分。下图，为同一对反射体，间距1cm，但由于调整了超声束的焦距，使声束聚焦变窄。以至声束的直径小于两个反射体之间的距离，因此，两个反射体的回声可清晰显示。并能记录各自的运动。横向分辨力明显提高。但由于深度的不同，声场能量的空间分布亦不相同。所以不同深度处的切面，横向分辨力也不相同。

实际上，频率与声束的形状，均取决于换能器的设计。因此，换能器的选择决定了横向分辨力的分辨能力。

二、切面超声心动图仪的工作原理

切面超声心动图是将细的超声束，用机械或电子扫描，以每秒钟几十次乃至上百次的快速成像，通过阴极射线管，实时地显示心脏的二维空间结构。即反应了接近解剖切面的真实图像，又能实时地反映心脏跳动的瞬间变化。其基本的扫描方式为扇形扫描。

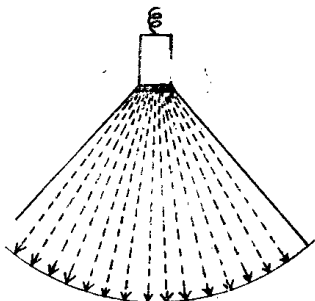


图1—6 扇形扫描示意图

扫描时，换能器保持在固定位置，超声束逐渐扫过可
变宽度的弧形

1—7)。

扫描时，将探头置于心前区固定位置上，声束在预选的弧形区内进行扫描（图1—6）。

因此，扇形扫描的范围，在近探头面（即扇尖）处较窄，而远离探头（即扇弧）处则较宽。

通常，根据实时切面显像成像原理之不同，将实时切面显像法分为两大类，即机械式扇形扫描仪和电子相控阵式扇形扫描仪。

（一）机械式扇形扫描仪

机械式扇形扫描的基本方式为：超声束通过单个换能器的快速机械振动或多个换能器的旋转，沿固定平面进行扫描（图

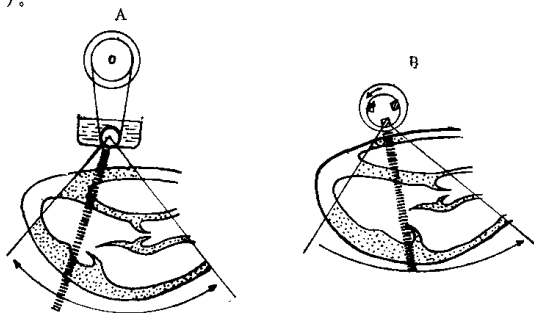


图1—7 机械扫描型切面超声心动图仪工作原理

A：用单一振源呈扇形往返运动型

B：用多数振源形成回转运动型

图A：在振动切面扫描系统中，换能器和超声束最初在胸部表面自左向右扫描，在达到扇面对侧边缘之后，开始另一心动周期之前，声束从右回复至左。每次扫描和相应的信息显示，都是以相反的方向进行。

图B：在旋转切面扫描系统中，换能器总是向同一方向运动，每个换能器扫描时记录的信息，则显示在相应的部位。

基于上述原理，可以看出，此类机器在应用中，虽有其固定的优点，但亦存在着一定的缺点。其优点是不易受超声侧束干扰。缺点是探头较大，难以任意选择切面；此外，断层像于同步M型不能同时实时显示。

（二）电子相控阵式扇形扫描仪

该仪器由数十个换能器原件组成，通过电子的方式，在预选的弧度内进行扫描（图1—8）。

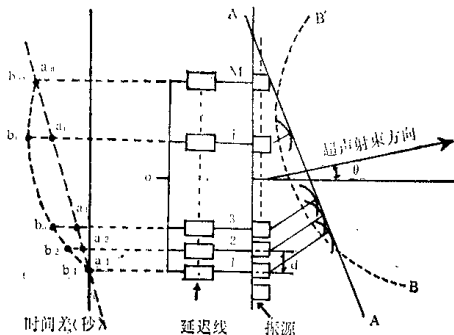


图1—8 扇型电子扫描切面心动仪工作原理

微小振源直线排列，以一定的时间差发出超声波，超声束作扇型扫描

由上图可见，超声诊断仪的探头是由数十个等距离排列的微小振源（0、1、2、3……i……M）组成。如换能器从其一端迅速依时间差（ a_1 、 a_2 、 a_3 …… a_i …… a_m ）依次激动时，从每个换能器发出的子波则会沿着与探头面呈一定角度的方向传播。致使其波振面（A—A'）对振源面形成一定的倾斜角（ θ ）。所形成的角度与激动各换能器之间的延迟时间呈比例。这样，即可使时间差按可变的延迟电路发射电子的顺序变化（通过迅速改变换能器被激发的时间顺序）。即能得到理想的扇形图像。

电子相控阵式扇形扫描仪采用的聚焦方法（图1—8）：激动换能器元件的电脉冲，

呈球形时间关系。如图甲(b_1 、 b_2 、 b_3 、…… b_i …… b_m)所示。这种关系,使在阵列边上的元件比中央的元件稍早一点激动,这种激动顺序引起声束中央部分的声能密集,从而使超声波束集中,有效地使阵列在换能器近场内某一固定点聚焦。亦可在不同深度内聚焦。

但是,正如机械式扇型扫描一样,相控阵式扇形扫描仪也有其固定的优缺点。其优点是,可实时记录切面及M型图像;且动态聚焦,焦点不固定,适用于不同深度的检查。缺点是易受超声侧束的影响(图1—9)。

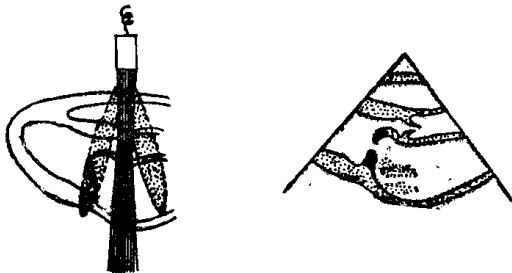


图1—9 超声侧束及引起的伪差

如图(1—9)所示,通常,超声束的发射并非单一的,在主束周围,可有微弱的射束,称超声侧束。如遇较强的反射组织,其侧束即可成像。因此,在切面超声心动图上易产生伪差。如侧束发生在左房,有时,往往容易误诊为左房血栓。

三、切面超声心动图的探查程序及方法

(一) 心脏定位

进行切面探查的第一步就是心脏定位,为此检查者必须熟悉心脏在胸腔中的方位及体表投影;主要探查部位与成像平面;超声成像的方位判定。

1. 心脏在胸腔中的方位及体表投影

心脏位于胸腔之中,两肺之间,纵膈之内,外裹心包膜,略呈圆锥状。心尖相当于圆锥的尖端,指向左、前、下方,心底相当于圆锥的底部,朝向右、后、上方。心脏的2/3位于胸骨中线的左侧,心脏的1/3位于胸骨中线的右侧。故心脏与胸壁上的投影大致为:

上界:相当于右第三肋软骨上缘,胸骨旁1cm处(右上点),与左第二肋软骨下缘,距胸骨旁1.2cm处(左上点)的连线。

下界:相当于右第六胸肋关节处(右下点),与左第五肋间胸骨中线左侧7—9cm处(左下点)的连线。

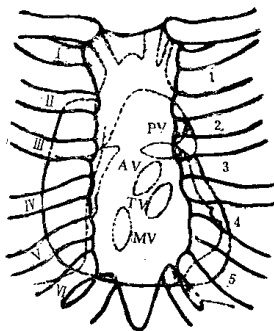


图1—10 心脏在前胸壁投影示意图

I—VI肋骨；1—5肋间隙；PV肺动脉瓣；

AV主动脉瓣；MV二尖瓣；TV三尖瓣
部位就足以满足临床工作的需要（图1—11）。

胸骨旁探查区：一般指左胸骨旁，右位心时例外。将探头置于胸骨左缘第三至第四肋间（图1—11①）。

心尖部探查区：将探头置于心尖搏动处或其附近（图1—11②）。

剑突下位探查区：将探头置于剑突下或其附近（图1—11③）。

胸骨上窝探查区：将探头置于胸骨上切迹处（图1—11④）。

切面超声心动图是采用三个呈直角相交的平面来观察心脏的。故可看为是正交平面。

成像平面与躯体背部及腹部体表呈垂直，并与心脏长轴平行者，称为“长轴”平面。

成像平面与躯体背部及腹部体表呈垂直，横切心脏而与心脏长轴垂直者，称为“短轴”平面。

成像平面横切心脏，而与躯体背

右界：相当于右上点与右下点的连线。

左界：相当于左上点与左下点向左呈弧形的连线。

肺动脉瓣瓣环：投影于左第三胸肋关节处。

主动脉瓣瓣环：投影于胸骨中线左侧，第三肋间隙处。

二尖瓣瓣环：投影于左侧第四胸肋关节处。

三尖瓣瓣环：投影于胸骨中线第四肋间隙处（图1—10）

2. 探查部位及成像平面

将探头置于不同部位或同一水平，采用不同的角度与方法进行探查，便可得到心脏的多个不同切面。但在实际应用中，从事切面超声心动图检查，有以下四个

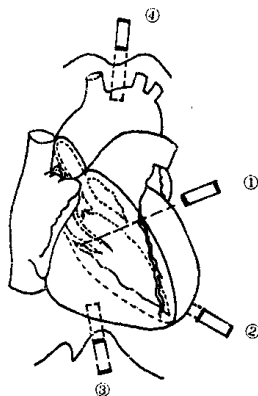


图1—11 切面超声检查常用探查部位示意图

①胸骨旁探查区；②心尖部探查区；③剑突下位探查区；④胸骨上窝探查区

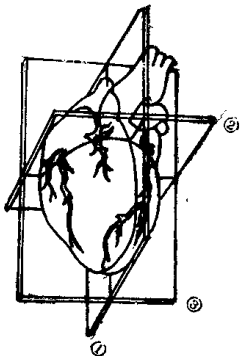


图1—12 长轴、短轴、四腔平面示意图

①长轴平面；②短轴平面；③四腔平面或水平轴平面

位置，以及它们与主要成像平面的关系，对正确判定切面超声的成像方位是不可缺少的一环。这些结构的重要性，在于它们的特征性位置为超声成像的方位判定提供了依据。

其中最主要的结构包括四组瓣膜和心尖。如二尖瓣位于心脏的中央，在心脏主要结构中位置最靠后，三尖瓣位于二尖瓣之右前或稍下方，主动脉瓣在二尖瓣之上，位于心底部，靠前，略朝右；肺动脉瓣在心底结构中位置最高，最靠前，位于主动脉瓣左侧，故肺动脉瓣前叶与主动脉瓣后叶呈前后关系。心尖位于最下方，并偏向左，在心脏主要结构中位置最靠前。

因此，检查者不仅要深知这些主要结构在胸腔里的位置，同时还须熟悉它们与成像平面的关系。据此，当描述这些结构在胸腔里的相对位置时，也就迎刃而解了。

通常，把位置朝向头部或头端的结构作为方位向“上”，位置更近足部或尾端的结构作为方位向“下”。故在超声成像的长轴平面，将图像右侧代表头向，即代表上。图像左侧代表足向，即代表下（此方向与腹部相反）。

而位于病人右侧的结构，其方位是在“右”，位于病人左侧的结构，其方位是在“左”，故在超声成像的短轴平面及四腔或水平轴平面，均将图像左侧代表解剖上右侧，图像右侧则代表解剖上左侧。反之，解剖上左侧则代表图像右侧，解剖上右侧则代表图像左侧。

此外，接近前胸壁（近探头面）的结构，称为“前”，而接近胸腔后壁（远离探头面）的结构，称为“后”。

（二）探查方法

部及腹部体表接近平行者，称为“四腔”平面或“水平轴”平面（图1—12）。

由此可见，从一个探查部位，可以得到一个或多个成像平面，而一个成像平面又可得到多个切面。据此，能够满足临床应用的需要。

但是，某些大血管影像的获得，上述正交平面多不能满足需要。因此，将其归类为非正交平面的范畴之内。如下腔静脉长轴切面，主动脉长轴及短轴切面等。

3. 超声成像的方位判定

超声成像的方位判定与心脏的三维解剖关系极为密切，充分了解心脏各主要结构在胸腔里的

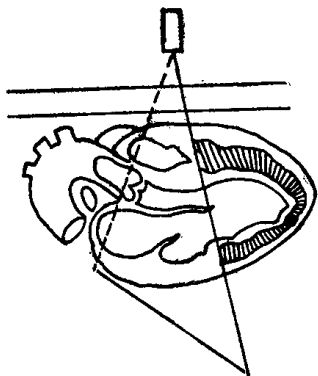


图1—13 定点原位探查法示意图

将探头固定于某一探查区内的一定部位，然后进行定点探查

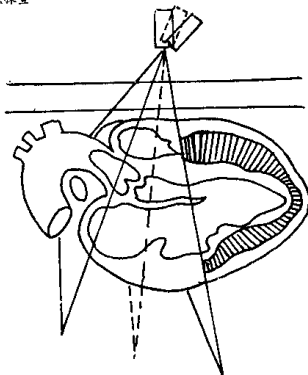


图1—14 定点扫查法示意图

将超声探头固定在一定部位，做不同方向及角度的反复扫查

心脏不同的超声切面，以期得到理想的超声图像（图1—14）。

1. 探查前准备

一般情况下，患者宜休息片刻，在安静状态下接受检查。但个别情况例外，如冠心病需做运动试验时。

体位的选择因人而异，多采用仰卧位，少数患者亦可采用15—45°的左侧卧位或30~45°的半卧位。连接好心电图导线，暴露心前区，放置心音描记装置，涂上超声耦合剂待查。

2. 探查部位

切面超声心动图仪探查心脏的原理为，凡是能使超声束通过心脏的任何体表部位，均能作为体表探查方法的探查部位。但最常采用的探查部位有以下四个探查区，即：①胸骨旁探查区；②心尖部探查区；③剑突下位探查区；④胸骨上窝探查区（图1—11）。

3. 探查手法

切面超声心动图的探查方法较多，但大致可归纳为：

（1）定点原位探查法

即将超声探头固定在所需探查区的一定部位，然后调整超声束的方向，待出现理想的切面超声心动图图像后，做仔细观察，典型图像摄影记录（图1—13）。

（2）定点扫查法

如前所述，每一成像平面在探测中均可得到一个或多个切面图像。定点扫查法即根据此道理，将探头固定于一定部位，以不同的方向与角度转动探头，做

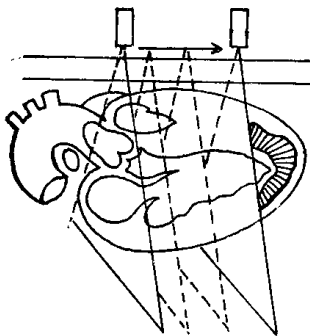


图1—15 滑动探查法示意图

检查时探头不离开皮肤，做滑行移动，在不同部位进行探查

(3) 滑动式探查法

此方法在应用时，探头不离开皮肤，以滑动方式，变换探查部位。以确定心脏内部结构之间的相互关系（图1—15）。

(4) 混合探查法

将上述各方法，根据各自的需要，以不同的方式联合使用，即称混合探查法。

4. 心脏声学造影法 (对比造影法)

用超声心动图心脏声学造影法，检测心腔内血流，以被广泛应用。这种方法是把造影剂快速注入静脉内，根据由此而产生的微小气泡出现的时间、位置以及微小气泡的走向等，追踪观察血液的流向，从而判定左、右心腔内有无分流或逆流性病变。因本法

安全，操作简单，现以广泛应用于检查各种心脏病。

(1) 造影用药物

现国内最广泛使用的造影剂为双氧水，维生素丙与碳酸氢钠混合液，碳酸氢钠醋酸混合液等。

①双氧水：本品为最早用之于心脏声学造影的药物，使用中需注意选用符合药典规定之注射剂，方可用于静脉注射。一般注射用双氧水浓度为3%，即属造影所需。可按比例加生理盐水稀释。如3%双氧水1ml，加生理盐水0.5ml，即为2%。加生理盐水2ml即为1%。通常，双氧水溶剂应放置冰箱中冷藏，时间不易过长，否则可因氧气释放而失效。

造影过程中，造影剂之用量应视疾病程度而定，一般情况下可按体重计算。

非青紫者，一次剂量为3%双氧水0.01ml/kg。一次总量不得超过1ml。

紫绀患者，因部分双氧水在体内所产生的氧气，可不经肺部滤过，而直接进入左心系统，到达冠状动脉及脑血管等部位，故用量应减半。一次用量为3%双氧水0.005ml/kg。一次总量不得超过0.5ml。

婴幼儿患者，按体重计算，一次注入3%双氧水的总量应小于0.1ml，操作有困难时，可将3%双氧水稀释为1%，但注射容量应增加一倍。具体稀释方法如上述。

②维生素丙与碳酸氢钠混合液：该药常用剂型为5%碳酸氢钠，pH值为8.4。5%维生素丙，pH值为2。二者比例为2:1。

造影剂量，同样以体重计算。