

“十二五”国家重点图书
高级麻醉医师系列丛书

术中 经食管超声心动图的应用

Intraoperative
Transesophageal Echocardiography

主 编 赵晓琴



北京大学医学出版社

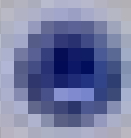
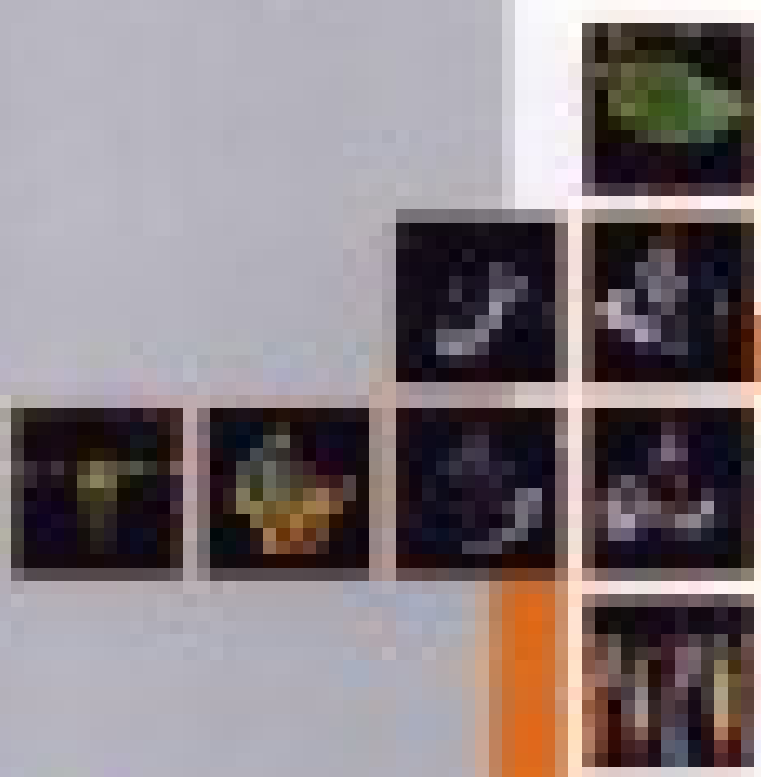
“十二五”国家重点图书出版规划项目
教育部重点推荐书目



环境生态学 Environmental Ecology

Environmental Ecology
Environmental Ecology

王 强 主编



中国环境科学出版社

“十二五”国家重点图书
高级麻醉医师系列丛书

术中经食管超声心动图的应用

Intraoperative Transesophageal Echocardiography

主 编 赵晓琴

编 者 (按姓氏拼音排序)

段福建 阜外心血管病医院, 超声科

姜 燕 北京大学人民医院, 麻醉科

江 勇 阜外心血管病医院, 超声科

王伟鹏 阜外心血管病医院, 麻醉科

赵晓琴 阜外心血管病医院, 麻醉科

北京大学医学出版社

SHUZHONG JINGSHIGUAN CHAOSHENGXINDONGTU DE YINGYONG

图书在版编目 (CIP) 数据

术中经食管超声心动图的应用/赵晓琴主编.

—北京: 北京大学医学出版社, 2013. 1

ISBN 978-7-5659-0474-5

I. ①术… II. ①赵… III. ①超声心动图

IV. ①R540. 4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2012) 第 251037 号

术中经食管超声心动图的应用

主 编: 赵晓琴

出版发行: 北京大学医学出版社 (电话: 010-82802230)

地 址: (100191) 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内

网 址: <http://www.pumpress.com.cn>

E - mail: booksale@bjmu.edu.cn

印 刷: 北京画中画印刷有限公司

经 销: 新华书店

责任编辑: 王智敏 责任校对: 金彤文 责任印制: 苗 旺

开 本: 787mm×1092mm 1/16 印张: 13.5 字数: 343 千字

版 次: 2013 年 1 月第 1 版 2013 年 1 月第 1 次印刷

书 号: ISBN 978-7-5659-0474-5

定 价: 128.00 元

版权所有, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

前 言

经食管超声心动图 (transesophageal echocardiography, TEE) 作为第一个引入术中监测的影像技术, 使超过 50% 的病例在心脏麻醉和手术处理中受益, 因此欧洲及美国超声心动图协会和麻醉学协会强烈建议术中 (围术期) TEE 监测应广泛使用。

1996 年美国麻醉医生协会和心血管麻醉医生协会颁布了麻醉医生术中使用 TEE 监测的操作指南。近十多年来, 术中 TEE 监测技术得到快速发展。麻醉医生尤其是心血管麻醉医生术中应用 TEE 并非完全受操作指南的限制, 麻醉医生越来越广泛地将 TEE 作为术中评估、预测和诊断影响血流动力学因素的重要监测工具。与国外相比, 我国麻醉医生术中使用 TEE 的起步较晚, 但近几年发展迅速。目前, 我国还没有自己编著的从麻醉管理角度讨论术中 TEE 监测的参考书籍。为了促进我国术中 (围术期) TEE 监测技术的发展, 使麻醉医生能更好地将 TEE 运用在心血管手术麻醉和其他手术危重患者的麻醉管理中, 作者特编写本书贡献给大家。

本书阐述了超声技术原理、技术要点; 如何获得高质量的图像; 频谱多普勒和彩色多普勒的准确测定; 伪像的避免与识别。结合 20 个标准二维 (2D) 超声心动图图像和由其发展的图像的获取方法介绍, 为初学者具备全面、高质量、准确完成 TEE 的能力打下坚实基础。

书中分别对各种心血管疾病手术术中应用 TEE 监测进行了详细介绍, 对于 TEE 在相应手术的麻醉管理方面所起的不可替代的作用给出实际病例讲解, 使麻醉医生更加熟练地将 TEE 监测应用在各种不同心血管疾病的手术中, 为提高麻醉管理质量、减少围术期并发症提供帮助。

全书阐明 TEE 除了具有诊断功能外, 还是麻醉管理中的重要监测工具, 弥补包括肺动脉导管 (PAC, 即 Swan Ganz 导管) 等其他监测方法的不足和不能 (如适应其相应心腔大小和心脏功能的前负荷评估、心室局部收缩功能的评估、舒张功能的评估等), 帮助麻醉医生判断血流动力学不稳定的原因、预防并发症、指导容量的补充和血管活性药的选择。

赵晓琴

本书常用缩略语

英文缩写

2D

Adur

AR

AS

AV

AVA

CO

CW

deep TG LAX

Desc aortic LAX

Desc aortic SAX

DSE

DT

EF

ICE

IEE

IVC

IVRT

LA

LCC

LV

LVEDD

LVOT

ME asc aortic LAX

ME asc aortic SAX

ME AV LAX

ME AV SAX

ME bicaval

ME four chamber

中文名称

二维

心房收缩期时间

主动脉瓣反流

主动脉瓣狭窄

主动脉瓣

主动脉瓣口面积

心输出量

连续多普勒/连续频谱多普勒

胃底长轴

降主动脉长轴

降主动脉短轴

TEE 多巴酚丁胺试验

快速充盈期的减速时间

射血分数

心腔内超声心动图

心外膜超声心动图

下腔静脉

等容舒张期

左心房

左冠瓣

左心室

左心室舒张末直径

左心室流出道

食管中段升主动脉长轴

食管中段升主动脉短轴

食管中段主动脉瓣长轴

食管中段主动脉瓣短轴

食管中段双房腔静脉

食管中段四腔心

ME LAX	食管中段长轴
ME mitrial commissural	食管中段二尖瓣叶交界区
ME RV inflow-outflow	食管中段右心室流入-流出道
ME two chamber	食管中段两腔心
MPI, Tei index	心肌做功指数
MS	二尖瓣狭窄
MV	二尖瓣
MVA	二尖瓣口面积
MVP	二尖瓣成形术
NCC	无冠瓣
Nyquist limit	尼奎斯特极限
OPCABG(off-pump CABG)	非体外循环冠状动脉旁路移植术
PAC	肺动脉导管
PET	正电子发射计算机断层扫描
PG	跨瓣压差
PRF	脉冲重复频率
PV	肺动脉瓣
PW	脉冲多普勒
RA	右心房
RCC	右冠瓣
RV	右心室
RWMA	局部室壁运动异常
SV	每搏量
SVC	上腔静脉
TEE	经食管超声心动图
TG basal SAX	经胃基底短轴
TG LAX	经胃长轴
TG mid SAX	经胃中段短轴
TG RV inflow	经胃右心室流入道
TG two chamber	经胃两腔心
TS	三尖瓣狭窄
TV	三尖瓣
UE aortic arch LAX	食管上段主动脉弓长轴
UE aortic arch SAX	食管上段主动脉弓短轴
Vmax	最大血流速度

Vmean

平均血流速度

Vp

血流传播速度

VTI

血流速度-时间积分

目 录

第一章 超声心动图的原理	1
第一节 超声基本原理	1
第二节 超声系统的调节	7
第二章 经食管超声心动图二维图像的标准平面	22
第一节 20个标准平面的获取	22
第二节 心脏不同结构和部位的超声观察平面	32
第三章 经食管超声心动图在术中的监测作用	35
第一节 评估前负荷	36
第二节 评估左心室整体收缩功能	36
第三节 评估右心室收缩功能	41
第四节 评估左心室舒张功能	41
第五节 评估右心室舒张功能	54
第六节 心肌做功指数	57
第七节 血流动力学的定量评估方法	60
第四章 主动脉瓣反流与主动脉瓣狭窄	66
第一节 主动脉瓣反流	68
第二节 主动脉瓣狭窄	74
第五章 二尖瓣反流与二尖瓣狭窄	87
第一节 二尖瓣反流	89
第二节 二尖瓣狭窄	93
第三节 二尖瓣成形术	97
第六章 三尖瓣与肺动脉瓣病变	108
第一节 三尖瓣反流	109
第二节 三尖瓣狭窄	115
第三节 肺动脉瓣反流与狭窄	116
第七章 人工瓣膜的评估	120
第一节 人工瓣膜的类型	120
第二节 TEE评估人工瓣膜	121
第八章 冠状动脉旁路移植术	129
第一节 心脏功能的评估	130
第二节 心脏解剖结构的评估	137
第三节 判断血流动力学不稳定的原因	141
第九章 心脏肿物	147
第一节 心腔内肿物	147

第二节	心腔内的正常解剖变化	152
第三节	心腔外的肿物	153
第十章	心肌病的评估	157
第一节	肥厚型心肌病	157
第二节	扩张型心肌病	164
第十一章	主动脉疾病	171
第一节	评估主动脉病变的常用 TEE 平面	171
第二节	主动脉病变的 TEE 评估	174
第三节	主动脉瘤	174
第四节	夹层动脉瘤	175
第五节	主动脉粥样斑块	177
第十二章	先天性心脏病	179
第一节	房间隔缺损	180
第二节	室间隔缺损	182
第三节	心内膜垫缺损	188
第四节	法洛四联症	191
第十三章	术中三种超声心动图的应用简介	195
第一节	心腔内超声心动图	196
第二节	心外膜超声心动图	196
第三节	经食管超声心动图	199

超声心动图的原理

赵晓琴

第一节 超声基本原理

一、声波的特性

声波是一种在物理介质中的机械振动，在相应的介质中产生由压缩和分散组成的周期（图 1-1）。描述声波特性的参数包括：

1. **频率 (frequency, f)**：频率是指 1 秒钟内的周期数，单位为赫兹 (hertz, Hz)。超声波是频率大于 20 000Hz 的声波，诊断技术采用的超声频率为 1~20 百万赫 (1 百万赫 = 1 兆赫；兆赫，MHz)。

2. **波长 (wavelength, λ)**：波长是指一个声波周期的传播距离，单位为 mm。

3. **振幅 (amplitude)**：振幅是指声波振动的变化幅度，以分贝 (dB) 表示。

4. **传播速度 (c)**：单位为 m/s。声波在某一介质中的传播速度与该介质的特性有关。

$$c = \lambda \cdot f$$

由于声波在血液和人体软组织（包括心脏）中的传播速度为 1540m/s，因此波长 (λ , mm) = 1.54/ f (MHz)。满足影像分辨率的波长不能超过 1~2mm，一般约为 1mm。高分辨率需要短波长或高频率，而深的组织穿透力需要长波长或低频率。

5. **功率 (power)**：功率是指能量转换率 (瓦 = 焦耳/秒)

6. **强度 (intensity)**：强度是指单位声束中的能量 (0.001~100W/cm²)。

二、超声波与组织的相互作用

超声波通过机体器官或组织时，组织对超声波产生以下影响：

1. 反射 (reflection)：超声心动图的成像依赖于超声能量的传送并返回到超声接收传感器。当超声波通过某一组织到达另一组织时，由于两组织的声阻抗不同，声能在二者交界的界面发生改变，一部分声能反射回到传感器，另一部分声能继续向下一组织传送，当遇到下一个不同组织交界时，再进行部分声能反射回传感器、部分声能继续传送的过程。

声阻抗 (Z) 与组织的密度 (ρ) 成正比。密度大的组织，如骨骼和液体，声阻抗大，传送声能的性能强；密度小的气体和肺组织，声阻抗小，对声能的传送能力差。

两组织界面的声阻抗差别越大，声能反射的部分（比例）越大，即更多的声能反射回传感器，以声波密度或发亮信号显示的超声心动图越清晰。当两组织界面的声阻抗差别小时，如两软组织界面，声能几乎完全向下传送，界面将不会以发亮的信号显示出来，图像不能区别两组织。

反射分镜面反射 (specular reflection) 和散射 (scattering reflection) 两种。

(1) 镜面反射：指声能沿平行于声束的反方向发送回到传感器，使反射达到最大化，图像显示最清晰。当超声束与组织界面垂直 (呈 90°) 时，产生镜面反射。

(2) 散射：超声束遇到较小的或不规则的组织界面时，发生向各个不同方向的反射，即散射。散射只有小部分声能反射回到传感器，图像显像不清楚或缺损 (当超声束与组织平行时，导致图像缺损)。

2. 折射 (refraction)：超声束遇到组织界面时，除产生反射外，还可产生改变方向的折射。当两组织界面的声阻抗差异较大，超声束入射界面为锐角时，产生折射。如果超声束入射界面角度为 90° 或组织界面的声阻抗差别不大时，均不会产生折射。折射将产生伪像，折射的声能到达图像外的组织，使图像区外的组织显像在图像区内。通过调整探头角度，使超声束与入射界面垂直，减少或消除折射和折射伪像。

3. 衰减 (attenuation)：声能在传送、反射和折射时，部分声能被分发 (dispersion) 和吸收 (absorption)，使声能衰减，导致回到传感器的声能减小，图像信号减弱。超声远场组织因分发使图像显示较差，组织界面不规则引起的散射进一步导致声能的分发损耗。摩擦使声能转化为热能，将声能吸收。信号频率越高和传送距离越远，声能吸收越大，故远场组织因声能吸收而显像不清晰。通过使用低频信号探头 (如 2.5MHz 探头) 或增大远场的增益 (详见后)，可改变图像质量。

三、图像诊断超声的要求

为了得到清晰的超声诊断图像，需要超声传感器发送和接收脉冲声学信号而非连续声学信号，同时要求具有高分辨率和一定的组织穿透能力。

1. 脉冲超声信号：一个脉冲信号通常由 3~5 个声波组成，描述脉冲超声的参数 (图 1-1) 有：

(1) 脉冲间期 (pulse duration)：指发送一个脉冲的时间，通常为 $0.5\sim 3\mu\text{s}$ 。

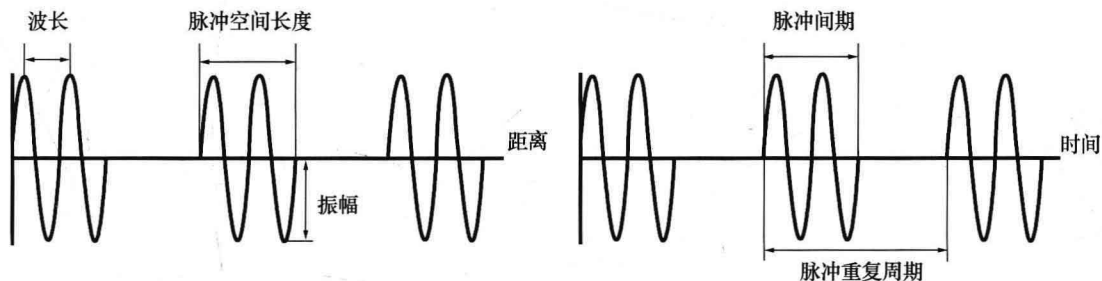


图 1-1 声波的特性与描述脉冲超声波的参数

(2) 脉冲重复周期 (pulse repetition period): 一个脉冲开始到下一个脉冲开始的时间, 通常为 0.1~1ms。

(3) 脉冲重复频率 (pulse repetition frequency, PRF): 指一秒时间内的脉冲信号量。PRF 与影像清晰度呈正相关, 而与影像显像深度呈反相关。

(4) 工作系数 (duty factor): 传感器发送脉冲超声所占用的时间百分比。一般为 0.1%~1%, 表明传感器 99% 的时间是作为接收器。

(5) 脉冲空间长度 (spatial pulse length): 脉冲从开始到结束的距离, 通常为 0.1~1mm。超声波的波长越短, 脉冲空间长度就越短。

2. 高分辨率: 只有高的空间分辨率 (spatial resolution) 才能得到清晰的超声诊断图像。空间分辨率又分为纵向分辨率 (longitudinal or axial resolution) 和横向分辨率 (lateral resolution) (图 1-2)。

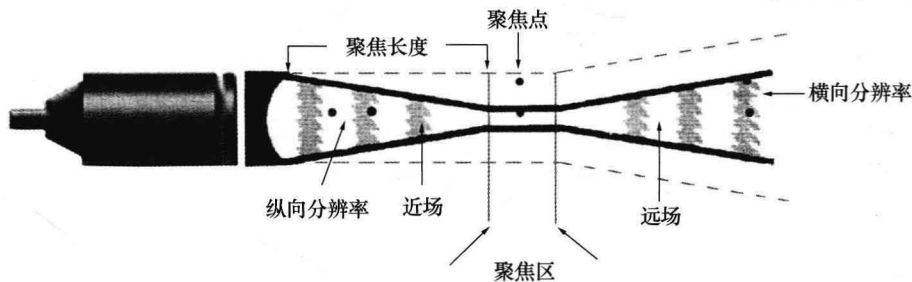


图 1-2 超声声束的特性

(1) 纵向分辨率: 指对与光束平行的物质的分辨能力。通过短脉冲 (短的脉冲空间长度) 和高超声频率得到高的纵向分辨率。例如, 频率为 3MHz 传感器的纵向分辨率为 1.1mm, 而频率为 5MHz 传感器的纵向分辨率为 0.6mm。

(2) 横向分辨率: 指对与光束垂直的物质的分辨能力。横向分辨率与超声束的直径有关。通过聚焦和增大超声脉冲频率, 使光束变窄而提高横向分辨率。

由此可见, 提高超声频率可同时提高纵向分辨率和横向分辨率, 即高频率超声具有高空间分辨率因而可获得高清晰的诊断图像。

3. 组织穿透力: 指超声所能显像的组织深度 (距离)。脉冲频率越高, 所能达到的组织距离越短。为了远距离组织的显像, 需要减小脉冲频率, 这与提高分辨率获得高质量图像产生了矛盾。临床上, 根据所要显像的器官组织情况, 需要在分辨率和组织穿透力之间进行平

衡来选择所需用的超声频率。

超声能够显像到的组织距离（深度）与传感器发送并接收到超声脉冲信号的时间（time-of-flight）之间的关系用公式（range equation）表示：

测定组织的距离（mm）=传播速度（mm/ μ s） \times 发送并接收脉冲的时间（ μ s）/2

超声在人体组织的传播速度（c）为 1540m/s，通过 c 乘以发送并接收脉冲的时间，超声系统能准确计算出测定组织的距离。传感器每 13 μ s 发送并接收脉冲信号的时间意味着到达组织的距离为 1cm。

四、超声系统的组成

1. 传感器（transducer）：主要组成及功能如下：

（1）压电晶体（piezoelectric crystal）：接受电流刺激产生脉冲超声，同时也接受超声波撞击产生电流。

（2）电极（electrode）：传导电能以激发压电晶体产生脉冲超声并接收传回的超声波撞击压电晶体产生的电流。

（3）衬垫物（backing）：快速抑制晶体的振动。

（4）隔音材料（insulation）：阻止干扰波导致的传感器晶体振动。

2. 脉波器（pulsar）：控制产生的脉冲特性，包括 PRF、脉冲振幅和脉冲重复周期。

3. 接收器（receiver）：接收传回的超声信号，按以下顺序进行处理：

（1）放大（amplification）：整体增益，50~100dB。

（2）补偿（compensation）：时间增益补偿，对行程导致的信号衰减进行补偿。

（3）压缩（compression）：缩小信号活动范围，使其与系统中的电子成分活动范围相适应。

（4）解调（demodulation）：把电流变成单向，并进行滤波使电流变平滑。

（5）拒收（rejection）：消除低信号。

4. 显示器（display）：显示得到的超声图像。

5. 储存介质（storage media）

6. 最高同步装置（master synchronizer）：统一整合协调系统中的各部件。

五、超声图像的显像方式

1. A 型超声（A-Mode，即 amplitude mode）：已不再使用。

2. B 型超声（B-Mode，即 brightness mode）：已不再使用。

3. M 型超声（M-Mode，即 motion mode）：M 型图像只能显示组织的纵向运动而不能显示横向运动。优点是具有高质量的动态和纵向分辨率，能很好地显示组织的动态活动，是超声心动图中观察快速活动组织动态情况的最好方式（图 1-3）。

4. 二维（2D）超声心动图：通过多种不同灰度变化，显示器官组织的平面图像，能展示组织的形态并同时显示组织的纵向和横向运动，在临床常规和广泛被应用。为了获得高质量的图像和准确的运动状态，需要注意以下几个方面：

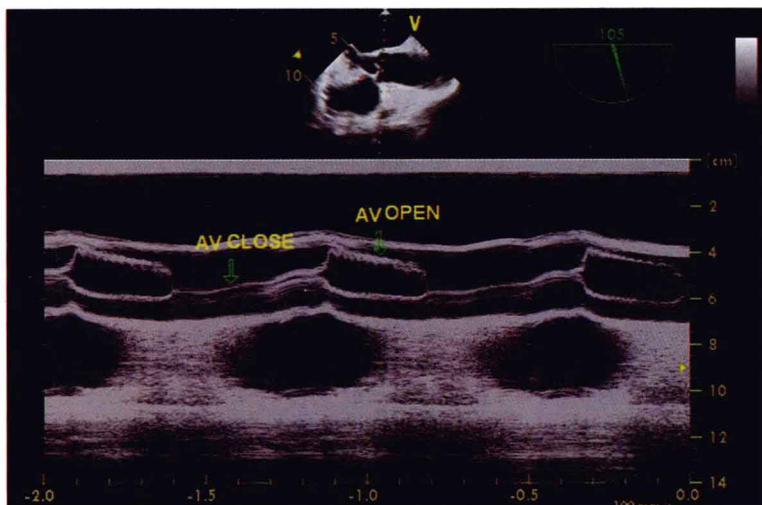


图 1-3 M 型图像。显示主动脉瓣叶 (AV) 的活动。

(1) 脉冲重复频率 (PRF): 高 PRF 提高对组织的分辨率, 得到清晰的超声图像, 但能够达到显像组织的距离缩短, 不能显示远距离的组织。

(2) 帧频 (frame rate): 对组织断面进行多次扫描的频率, 即每秒钟对组织进行扫描的次数。通常, 帧频达到和超过 30/s 就能准确动态显示一些相对细微的运动, 如主动脉瓣中间部位的运动和心脏运动。被显像组织的断面大小和深度 (距离) 增大将使帧频减小。

(3) 动态分辨率 (temporal resolution): 指在给定的时间内能准确显示出运动组织的能力。

(4) 图像质量与动态运动: 提高帧频将改善对组织的运动分辨率, 但由于高帧频时, 每帧的扫描线数量减少, 使图像的空间分辨率减小, 影响成像清晰度 (图像质量差), 并导致对远距离或大断面组织的显像困难。而要对远距离或大断面组织进行运动显像, 就需减小帧频, 这将使图像的动态分辨率降低。为了解决这一矛盾, 临床上, 通常只选定需要观察的局部组织, 对其进行聚焦放大 (zoom) 显像, 而同时得到高质量和高动态分辨率的图像。

5. 频谱多普勒: 分脉冲多普勒 (PW) 和连续多普勒 (CW), 主要用于血流速度和血流速度-时间积分 (VTI) 的测定。通过超声发送频率与接收频率之间的变化测定血流的多普勒方程式:

$$v = \Delta f / \cos\theta \times c / 2f_t$$

v 指血流速度; Δf 指发送频率与接收频率之间的差; θ 是超声光束与血流方向之间的角度; c 是声波在血液中的传播速度, 为常数; f_t 为发送频率, 也是常数。因此, 多普勒测定血流速度受到超声光束与血流方向之间的角度的影响, θ 为零 (超声光束与血流方向平行) 时, Δf 能准确反映最大血流速度, 而 θ 越大, 低估血流速度的错误就越大, θ 为 90° (超声光束与血流方向垂直) 时, 无法测定血流速度。

(1) 脉冲多普勒 (PW)

采用单压电晶体顺序完成发送与接收超声信号。完成发送并接收超声信号的时间只与取样点的距离 (d) 有关: 完成时间 $= 2d/c$, c 为常数。

超声机只接收预先设定时间内的信息, 只有选定为采样点位置的信号才能得到接收。血流速度过高时, 因超出 PW 的尼奎斯特极限 (Nyquist limit) ($PRF/2 = \text{Nyquist limit}$) 出现伪像 (图 1-4), 因此, PW 主要用于低血流速度的测定。

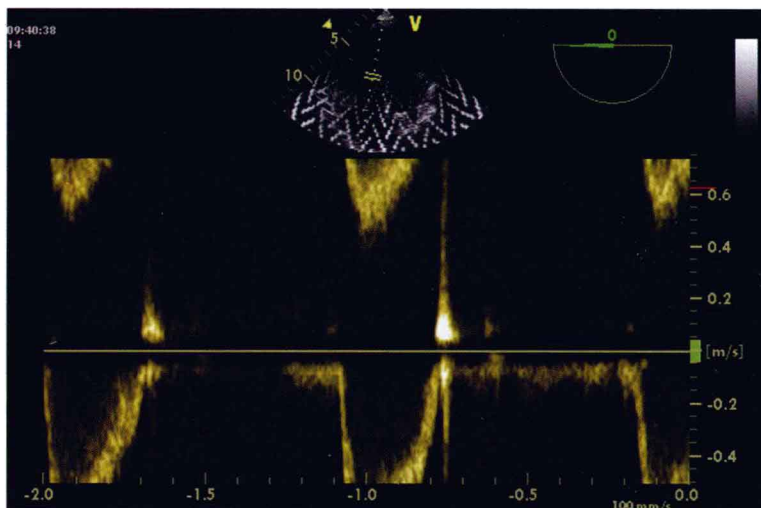


图 1-4 血流速度超过脉冲多普勒 (PW) 的尼奎斯特极限产生的伪像 (信号混淆)。PW 的尼奎斯特极限为 40cm/s ，PW 的取样点在左室流出道 (LVOT)，由于 LVOT 血流速度大于 40cm/s ，频谱图显示在基线的上方出现了不应该有的 PW 血流图。

(2) 连续多普勒 (CW)

采用双压电晶体，一个连续发送超声信号，另一个持续接收超声信号，没有尼奎斯特极限。CW 测定沿途所有血流的流速而非某一特定取样部位的血流速度。主要用于高血流速度的测定。

6. 彩色多普勒：在 2D 图像的基础上，通过彩色信号显示观察平面沿途的所有血流的方向和半定量血流的平均速度。是一种特殊脉冲超声技术，因尼奎斯特极限而容易产生伪像 (图 1-5)。不同血流方向和不同血流速度通过不同的颜色和深度被表现出来。超声机提供几种不同的色谱系供选择，主要分两种：

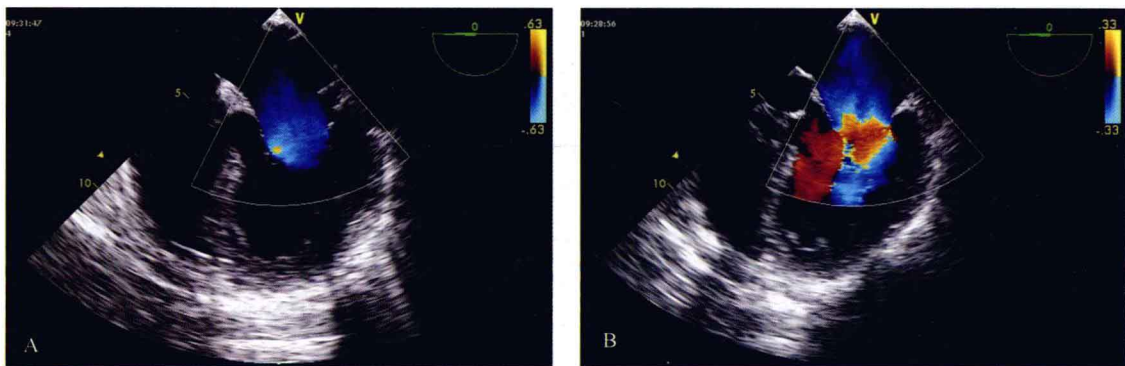


图 1-5 二尖瓣前向血流的彩色多普勒图像。A. 通过正常二尖瓣口的前向血流彩色图像为蓝色 (血流方向背离探头)。B. 血流速度超过彩色多普勒尼奎斯特极限 (33cm/s) 产生的伪像 (显像混淆)。随心脏内血流向二尖瓣口靠近，血流速度逐渐加快，彩色血流表现为从深蓝变浅蓝 (正常显像)；当血流速度达到 33cm/s 时，受到尼奎斯特极限影响，彩色信号转变为黄色；当血流速度在二尖瓣口达到最大时，彩色血流显示为红色。随着到达左室后的血流速度的逐渐减小，血流速度在尼奎斯特极限以下时，彩色血流显像恢复正常，即由浅蓝转变为深蓝。

(1) 红蓝色谱系：朝向探头的血流为红色，背离探头的血流为蓝色。

(2) 多色谱系：除红蓝色谱外，增加的基本色调有绿色和黄色。高速度朝向探头的血流为黄色，高速度背离探头的血流为带绿的浅蓝色（图 1-5 右上角的色彩表示），涡流为绿色。多色谱系能反映血流方式（平流或涡流）、血流方向和半定量平均血流流速（图 1-5 右上角的尼奎斯特极限）。

7. 组织多普勒 (TDI)：原理与脉冲多普勒相似，展示心肌组织的运动速度和方向，观察心肌的收缩和舒张功能。来自心肌组织的超声信号特点为低速度、高振幅（与血流信号特点相反）。

TDI 表达的组织运动速度和方向可以通过脉冲频谱多普勒、彩色速度编码的 M 型或二维彩色图表示。

第二节 超声系统的调节

一、二维超声心动图 (2D)

指用不同灰度 (gray-scale) 表现的组织平面图像。

(一) 调节 2D 显像的参数

每一台超声机的操作面板上都有不同的超声方法选择键、调整参数键和其他常用功能键。当选择 2D 超声后，为了得到高分辨率，可对以下参数进行调节：

1. 增益 (gain)

增益是指放大从组织传回的超声信号（增大信号振幅），使图像更明亮。

高振幅信号图像更靠近白色，低振幅信号图像更靠近黑色。恰当的增益是能够清晰看到组织界面而液体和血液显纯黑色。增益过高会降低图像的分辨率，使组织图像过度发白。增益过低时，图像完全显黑色或只有高回声组织（如钙化、渗透和人工机械瓣膜）显像（图 1-6）。显像不同的组织有时需要进行微调节获得恰当增益。

2. 时间或深度增益补偿 (time or depth gain compensation)

深部组织传回的超声信号强度和振幅在途中会衰减，导致远场显像减弱或丢失。为了使近场和远场组织的信号强度及振幅一致，需对远场组织信号进行放大（图 1-7），称为时间增益补偿 (TGC) 或深度增益补偿 (DGC)。

3. 深度 (depth)

调节整体图像的显像深度。当减小深度以增加帧率，将使组织的动态分辨率更高，但会失去远场组织的显像。此时，若为了获取完整图像，需调整增加深度（图 1-8）。

4. 压缩 (compression)

压缩是指对接收到的振幅高低不同的信号进行压缩，使其改变进入到机器能够显像的灰度 (gray-scale) 范围。调整压缩将改变超声信号的动态范围 (dynamic range)，后者是指显现在图像中的灰度阴影数量。增加压缩，使图像灰度更浓；减小压缩，将提高图像的黑白对比度（黑白更分明）（图 1-9）。压缩明显减小时，图像结构显示虽得到改善，但会失去低振幅组织的显像。