

山东省泰山科技专著出版基金会资助出版

介入性超声心动图学

INTERVENTIONAL ECHOCARDIOGRAPHY

主 编 张 运
副主编 张 梅 葛志明

山东科学技术出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

介入性超声心动图学/张运主编. — 济南: 山东科学技术出版社, 2000.5
ISBN 7-5331-2549-5

I. 介… II. 张… III. 超声心动图 IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (1999) 第 60760 号

介入性超声心动图学

主编 张 运 副主编 张 梅 葛志明

出版者: 山东科学技术出版社

地址: 济南市玉函路 16 号

邮编: 250002 电话: (0531) 2065109

网址: www.lkj.com.cn

电子邮件: sdkj@jn-public.sd.cninfo.net

发行者: 山东科学技术出版社

地址: 济南市玉函路 16 号

邮编: 250002 电话: (0531) 2020432

印刷者: 山东新华印刷厂临沂厂

地址: 临沂市解放路 76 号

邮编: 276002 电话: (0539) 8222161

开本: 787mm×1092mm 1/16

印张: 57

字数: 1280 千

版次: 2000 年 5 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 1—2000

ISBN 7-5331-2549-5 R·771

定价: 360.00 元

目 录

第一章	介入性超声心动图学的历史	张 运	(1)
第二章	经食管超声心动图学的技术原理	张 运 安丰双	(6)
第一节	单平面经食管超声心动图		(6)
第二节	双平面经食管超声心动图		(14)
第三节	多平面经食管超声心动图		(16)
第四节	单平面、双平面与多平面经食管超声心动图技术的比较		(20)
第三章	经食管超声心动图检查方法	张 运 季晓平	(22)
第一节	检查适应证		(22)
第二节	术前准备		(26)
第三节	操作技术		(31)
第四节	术后处理		(36)
第五节	安全性及并发症		(37)
第四章	经食管超声心动图的断面解剖和正常图像	张 运	(43)
第一节	图像定位		(43)
第二节	单平面经食管超声心动图		(49)
第三节	双平面经食管超声心动图		(57)
第四节	多平面经食管超声心动图		(67)
第五章	瓣膜性心脏病	张 运 赵玉霞	(80)
第一节	二尖瓣狭窄		(80)
第二节	二尖瓣返流		(97)
第三节	主动脉瓣狭窄		(124)
第四节	主动脉瓣返流		(134)
第五节	三尖瓣狭窄		(146)
第六节	三尖瓣返流		(150)
第七节	肺动脉瓣狭窄		(155)
第八节	肺动脉瓣返流		(160)
第六章	人工瓣膜功能的评价	简文豪	(168)
第一节	人工瓣膜的种类		(168)
第二节	人工瓣膜的血流动力学		(171)
第三节	人工瓣膜的超声检测方法		(172)
第四节	二尖瓣位人工瓣膜功能的评价		(175)

第五节	三尖瓣位人工瓣膜功能的评价·····	(181)
第六节	主动脉瓣位人工瓣膜功能的评价·····	(182)
第七章	先天性心脏病·····	张 运 赵玉霞 (188)
第一节	顺序节段诊断法·····	(188)
第二节	体静脉异位连接·····	(210)
第三节	肺静脉异位连接·····	(215)
第四节	并列心耳·····	(225)
第五节	三心房心·····	(226)
第六节	房间隔膨胀瘤·····	(234)
第七节	卵圆孔未闭·····	(237)
第八节	房间隔缺损·····	(241)
第九节	房室隔缺损·····	(255)
第十节	房室瓣骑坐和骑跨·····	(264)
第十一节	二尖瓣闭锁·····	(266)
第十二节	三尖瓣闭锁·····	(269)
第十三节	埃勃斯坦畸形·····	(273)
第十四节	室间隔缺损·····	(279)
第十五节	单心室·····	(295)
第十六节	左室流出道梗阻·····	(302)
第十七节	右室流出道梗阻·····	(309)
第十八节	法洛三联症·····	(317)
第十九节	法洛四联症·····	(320)
第二十节	右室双出口·····	(332)
第二十一节	完全型大动脉转位·····	(340)
第二十二节	矫正型大动脉转位·····	(350)
第二十三节	永存动脉干·····	(357)
第二十四节	主动脉窦瘤破裂·····	(365)
第二十五节	主动脉-左室通道·····	(374)
第二十六节	冠状动脉瘘·····	(379)
第二十七节	动脉导管未闭·····	(387)
第二十八节	主动脉缩窄·····	(403)
第二十九节	特发性肺动脉扩张·····	(411)
第三十节	原发性肺动脉高压·····	(412)
第三十一节	先天性心脏病术后疗效的评价·····	(413)
第八章	感染性心内膜炎·····	李守平 杨浣宜 (428)
第一节	自体瓣膜感染性心内膜炎·····	(428)
第二节	人工瓣膜感染性心内膜炎·····	(439)
第九章	心源性体循环栓塞·····	刘 静 张 运 (444)

第一节	发病概况	(444)
第二节	左房血栓	(446)
第三节	左房自发性超声显影	(448)
第四节	房间隔膨出瘤	(450)
第五节	卵圆孔未闭	(451)
第六节	主动脉粥样硬化	(453)
第七节	心脏肿瘤	(454)
第十章	心脏肿瘤	张 薇 (457)
第一节	心脏粘液瘤	(457)
第二节	脂肪瘤	(462)
第三节	乳头状弹性纤维瘤	(463)
第四节	横纹肌瘤	(464)
第五节	纤维瘤	(465)
第六节	心包囊肿	(466)
第七节	肉瘤	(467)
第八节	心包间皮瘤	(469)
第九节	继发性心脏肿瘤	(469)
第十一章	心腔内血栓形成	张 薇 (474)
第一节	左房血栓	(474)
第二节	左室血栓	(478)
第三节	右心系统血栓	(480)
第十二章	胸主动脉疾病	沈学东 (484)
第一节	检查方法	(484)
第二节	正常图像	(490)
第三节	主动脉粥样硬化	(491)
第四节	主动脉瘤	(494)
第五节	主动脉夹层分离	(497)
第十三章	冠心病	(507)
第一节	近端冠状动脉显像	钱蕴秋 (507)
第二节	左室室壁运动分析	钱蕴秋 (513)
第三节	经食管负荷超声心动图	钱蕴秋 (519)
第四节	心肌梗塞并发症	钱蕴秋 (521)
第五节	冠状动脉血流储备的测定	张 薇 (529)
第十四章	心肌病	张 运 邝 丽 (539)
第一节	扩张型心肌病	(539)
第二节	肥厚型心肌病	(545)
第三节	限制型心肌病	(555)
第十五章	心脏功能测定	张 运 (561)

第一节	左室功能测定	(561)
第二节	右室功能测定	(584)
第十六章	围术期经食管超声心动图	樊朝美 葛志明 刘汉英 (595)
第一节	技术问题及安全性	(595)
第二节	围术期心脏功能的监测	(599)
第三节	手术效果评价及并发症监测	(605)
第十七章	在心导管介入性治疗中的应用	葛志明 樊朝美 张 运 (640)
第一节	经皮穿刺球囊瓣膜成形术	(641)
第二节	经皮穿刺心腔内电极导管射频消融术	(653)
第三节	经皮穿刺房间隔或室间隔缺损闭合术	(655)
第四节	经皮穿刺动脉导管未闭填塞术	(663)
第五节	经皮穿刺心内膜心肌活检术	(666)
第六节	经皮穿刺球囊血管成形术和房间隔造口术	(669)
第七节	主动脉内球囊反搏术	(673)
第十八章	在重症监护和心肺复苏中的应用	张 梅 (677)
第一节	重症监护	(677)
第二节	心肺复苏	(685)
第十九章	经食管三维超声心动图	(691)
第一节	经食管静态三维超声心动图	王新房 (691)
第二节	经食管动态三维超声心动图	王新房 (696)
第三节	经食管三维超声心动图的定量诊断	郑昭伦 王 勇 (703)
第二十章	小儿经食管超声心动图	葛舒平 张 梅 (714)
第一节	技术原理及检查方法	(714)
第二节	在小儿心血管疾病诊断中的应用	(716)
第三节	在小儿心血管疾病治疗中的应用	(719)
第四节	限制性与发展前景	(722)
第二十一章	经食管超声心动图的限制性和发展前景	张 运 (725)
第一节	经食管超声心动图技术的限制性	(725)
第二节	经食管超声心动图图像解释的误区	(727)
第三节	经食管超声心动图检查的并发症	(730)
第四节	经食管超声心动图学的发展前景	(731)
第二十二章	血管内超声显像的技术原理	张 运 (736)
第一节	基本原理	(736)
第二节	机械扫描系统	(737)
第三节	相控阵扫描系统	(742)
第四节	显像-治疗结合系统	(744)
第二十三章	血管内超声显像的检查方法	张 运 张 梅 (750)
第一节	检查适应证	(750)

第二节 术前准备·····	(756)
第三节 操作技术·····	(756)
第四节 安全性与并发症·····	(757)
第二十四章 血管内超声显像的图像分析 ····· 张 运 张 梅	(761)
第一节 冠状动脉的解剖结构·····	(761)
第二节 冠状动脉显像的影响因素·····	(764)
第三节 正常冠状动脉图像·····	(765)
第四节 异常冠状动脉图像·····	(768)
第五节 定量指标与方法·····	(772)
第二十五章 血管内超声显像在诊断中的应用 ····· 葛均波 张 梅	(777)
第一节 动脉粥样硬化·····	(777)
第二节 心脏移植后冠心病·····	(789)
第三节 X综合征·····	(791)
第四节 冠状动脉肌桥·····	(793)
第五节 动脉顺应性评价·····	(796)
第二十六章 血管内超声显像在治疗中的应用 ····· 葛均波 张 梅 Raimund Erbel	(801)
第一节 经皮冠状动脉成形术·····	(801)
第二节 粥样斑块旋切术·····	(809)
第三节 激光血管成形术·····	(814)
第四节 血管内支架·····	(815)
第二十七章 血管内超声显像的限制性与发展前景 ····· 张 梅	(824)
第一节 血管内超声显像的限制性·····	(824)
第二节 新型导管的研制·····	(826)
第三节 血管内三维图像重建·····	(827)
第四节 管壁组织定征·····	(832)
第二十八章 心腔内超声心动图 ····· 张 梅	(838)
第一节 技术原理·····	(838)
第二节 检查方法·····	(839)
第三节 临床应用·····	(841)
第四节 限制性和发展前景·····	(846)
第二十九章 冠状动脉内多普勒超声 ····· 张 运	(848)
第一节 技术原理·····	(848)
第二节 正常冠状动脉血流·····	(853)
第三节 冠状动脉狭窄程度的评价·····	(858)
第四节 冠心病介入性治疗的监测·····	(872)
第五节 冠状动脉血流动力学的研究·····	(878)
第六节 发展前景·····	(883)

第一章 介入性超声心动图学的历史

1954 年瑞典学者 Elder 首次成功地应用超声波记录到人体心脏室壁和瓣膜的运动曲线,宣告了超声心动图学的诞生。经过 40 多年的发展,现代的超声心动图学已成为包括 M 型超声心动图、二维超声心动图、脉冲波多普勒、连续波多普勒和彩色多普勒血流显像等多个分支且具有高度准确性和实用性的无创伤性心血管病诊断技术,在超声心动图、放射性核素、X 线心血管造影、高速 CT 和核磁共振等现代心血管五大影像学技术中,超声心动图的诊断价值和应用范围已名列前茅。尽管如此,超声心动图检查时需通过肋间隙的透声窗口发射和接收超声波,在成人患者中,为了保证足够的探查深度,必须使用较低频率的探头,图像分辨力因而受到限制。在肥胖、肺气肿、胸廓畸形、胸部创伤等患者中,所获超声图像质量常不理想。此外,这一技术尚不能显示冠状动脉的管壁结构和血流信息,对于冠心病的诊断价值不高。经胸超声检查的这些缺点,使超声心动图的进一步发展受到了明显的限制。

为了克服这些限制性,学者们开始探讨从人体内发射和接收超声信号的新途径。早在 60 年代初期,由于当时超声波仪器的简陋和图像质量的低劣,一些研究者开始着手设计血管腔内的超声探头。1960 年, Cieszynski 等人首先应用安装在导管尖端的单晶片探头,在实验犬中由颈静脉进入右心观察了心内的结构。1967 年, Stegall 等人首先应用安装在导管尖端的多普勒探头观察了大血管内的血流速度。1971 年, Side 等人首先应用安装在胃镜尖端的连续波多普勒探头由食管内记录了主动脉血流速度。这些早期的研究,开创了介入性超声心动图学 (interventional echocardiography) 发展的新纪元。然而,由于技术条件的限制,这些原始的腔内探头远不能满足实时和清晰显示二维图像的临床要求。同时,由于经胸超声探头技术的不断改进和图像质量的提高,介入性超声技术的研究并未受到重视,发展十分缓慢。进入 80 年代以来,随着微电子技术和介入性心脏病学突飞猛进,介入性超声心动图学进入了全面发展的新时期。目前,介入性超声心动图学已形成包括经食管超声心动图、血管内超声显像、心腔内超声心动图以及血管内多普勒超声等多个分支且具有独特价值的新型心血管病诊断技术。作者就各种介入性超声心动图技术的发展过程作一概述。

经食管超声心动图

将超声探头与胃镜相结合,从食管内观察心脏和大血管的首要前提是保证探头与食管粘膜的充分贴合,这对于尖端固定的原始胃镜来说是不可能做到的。1968 年,尖端屈曲可调的新型胃镜问世,这为超声探头与胃镜的结合提供了可能性。1971 年, Side 和 Gosling 等人首先将双晶片连续波多普勒探头安装于胃镜尖端,从食管内记录了人体

心内的血流速度，此研究发表于美国《自然》杂志。次年，Olsen 和 Sheltor 等人利用同样的技术在实验犬中测量了主动脉和肺动脉管壁的位移。1975 年，Duck 和 Daigh 等人则将脉冲波多普勒与胃镜结合，在实验犬中记录了主动脉的血流速度。然而，这些早期的研究，并未记录到心脏和大血管的解剖图像。

1976 年，美国学者 Frazin 等人在美国《循环》杂志中发表了一篇题为“食管超声心动图”的论文，这一工作被认为是经食管超声心动图学的真正开端。该组学者首次在食管内记录到人体左心室的 M 型超声心动图，并利用其内径的变化评价左室收缩功能。其后，日本学者 Matsumoto 等人则将 M 型经食管超声技术应用于术中中心功能的监测。1977 年，日本学者 Hisanage 等人首次推出实时二维经食管超声心动图技术，他们将一高速旋转的单晶片探头置于可扩张的油囊中，并将油囊置于胃镜的尖端。次年，此组学者研制出经食管线阵机械扫描探头，探头中有一单晶片沿胃镜长轴运动，可获得每秒 8~20 帧的图像，但这些初始的机械扫描探头均安装在尖端固定的胃镜上，患者吞咽困难且机械振动可导致患者的明显不适，因此，在 1980 年之前，全世界发表的经食管超声心动图的研究不足 10 篇。

经食管电子扫描技术的问世是经食管超声心动图最重要的进展之一。1980 年，美国学者 DiMagno 等人研制了 10MHz 的高频线阵经食管探头，这一探头主要用于检查胃肠道疾患，由于频率太高，视野受限，故未用于心脏检查。1982 年，德国学者 Souquet 等人报告了一种尖端可屈曲的电子相控阵经食管探头，实现了经食管超声技术的重大突破，但当时探头的频率仅为 3.5MHz 且仅能进行单平面的二维图像扫查。尽管如此，欧洲和美国的临床试验结果表明，这一技术对于多种心脏疾患的诊断和术中中心功能的监测具有较经胸超声更为明显的优越性。1987 年美国惠普公司首先生产出具有较高频率 (5MHz) 和彩色多普勒血流显像功能的经食管超声探头，实现了经食管超声技术的又一次重大飞跃，促进了这一技术在全世界范围的迅速普及。在此基础上，1989 年挪威学者 Angelsen 等人报告了具有二维超声、脉冲波多普勒、连续波多普勒和彩色多普勒血流显像等多种功能的环形相控阵经食管超声探头技术。近年来，在绝大多数经食管超声探头中已装备有连续波多普勒探头。

单平面经食管超声心动图仅能观察心脏和大血管的横切面，临床应用受到限制。1982 年，德国学者 Souquet 等人建议研制一种双平面经食管超声探头。同年，德国学者 Hanrath 等人首次报告了应用双平面经食管超声探头的临床研究。1989 年，日本学者 Omoto 等人报告了双平面经食管超声技术多中心临床应用的经验，使这一技术在全世界迅速获得推广。然而，这一技术的主要限制性在于安装在管体尖端的横切面和纵切面扫查探头相距 1cm，因而不能观察位于同一水平的心脏结构。为了解决这一问题，1990 年，日本学者 Omoto 等人研制出应用同一组晶片同时进行横切面和纵切面扫查的经食管探头，称为矩阵双平面探头。

双平面经食管超声技术虽然可以观察互相垂直的心脏切面，但对于正交切面之间的斜切面的观察仍有困难。为此，1985 年 Harui 和 Souquet 等人建议研制一种相控阵晶片可旋转的多平面经食管超声探头。1991 年，Flachskampf 等人报告了多平面经食管超声技术的初步应用。1992 年，美国惠普公司首先生产出市售的多平面经食管超声探头。

同年, Pandian, Roelandt 和 Sahn 等人报告了应用这一新型技术的临床经验。近年来, 多平面经食管超声技术获得了广泛的应用。在此基础上, 1993 年, Omoto 等人将多平面探头相控阵晶片可旋转的特点与矩阵双平面探头相结合, 研制出一种相控阵晶片可旋转的矩阵双平面探头, 这一技术不仅可连续观察多个斜切面, 而且可同时获得两个正交平面的二维图像。

小儿经食管超声探头的研制是另一重要进展。常规用于成人的经食管超声探头直径较大, 即使应用直径较小的单平面探头也仅能检查体重 20kg 以上的小儿患者。1989 年, Omoto 等人首次报告了小儿经食管超声探头临床应用的经验, 其探头直径已减小到 4mm, 这种探头也已用于术中和监护病房的成人患者的长时间监护。此外, 近年来一些学者在食管探头尖端配以调搏电极, 经食管超声检查时进行心房调搏, 用于检测冠心病患者的心肌缺血。

我国在国际上较早地开展了经食管超声心动图的研究工作。1988 年, 上海医科大学中山医院姜楞等人首先引进了单平面经食管超声心动图技术并开展了一系列的基础和临床研究工作。1990 年武汉同济医科大学协和医院王新房等人首先在国内开展了双平面经食管超声心动图的研究工作, 此项工作 1998 年荣获国家级科技进步奖。1993 年山东医科大学附属医院张运等人在国内首先开展了多平面经食管超声心动图的临床研究, 此项工作 1997 年荣获国家级科技进步奖。这些研究工作, 使我国在经食管超声心动图学的研究领域步入了国际先进行列, 并极大地推动了这一先进技术在我国普及和推广。

血管内和心内超声显像

虽然血管内和心内超声显像均是采用安置在心导管尖端的探头记录心脏和大血管内的超声图像, 但由于心内超声显像可用直径较大的导管和较低的探头频率, 技术难度较低, 而血管内超声显像则需采用直径细小的导管、微型超声探头以及较高的探头频率, 技术难度较大, 因此, 前者的出现早于后者 20 余年。1960 年, 波兰学者 Cieszynski 等人首先将一单晶片探头垂直安装于心导管尖端, 插入犬的右室和肺动脉内, 观察了来自室壁和肺动脉壁的回声信号。在以后的几年中, Kossoff 和 Peronneau 等人应用同一技术进行了相似的研究。1969 年, Stegall 等人将两个超声探头安装于导管尖端的两个侧面, 用以测量主动脉和肺动脉的内径。1971 年, Kardon 等人同样将两个探头安装于心导管尖端, 插入左室中测量心室的内径。然而, 这些早期的探头均不能记录心内结构的二维图像。1967 年, Omoto 等人研制了一种血管内超声探头, 通过手工旋转导管可获得心脏结构的二维图像。1969 年, Eggleton 等人采用一种可转动的安装有 4 个晶片的导管探头, 记录到了心脏的二维图像, 但导管转动十分缓慢, 所获图像需要与心电信号同步, 且信号采集过程占据多个心动周期。1971 年, 荷兰学者 Bom 等人首次研制成功了实时二维相控阵血管内超声探头, 他们将 32 个晶片以环周相控阵的方式安装于 9F 导管尖端, 插入左室内记录心脏结构的二维图像。Bom 等人所提出的工作原理一直为现代血管内超声显像技术所采用, 但其缺点是导管直径仍然较大, 不能显示小血管如冠状动

脉内的超声图像。在此后的10年内,学者们对于心内和血管内超声显像技术研究的兴趣逐渐冷落,其原因在于这类技术在临床上未找到自己明确的用途。进入80年代以来,随着冠心病介入性治疗的迅速发展以及对于冠状动脉粥样硬化基础研究的不断深入,传统的冠状动脉造影已不能满足临床定量评价冠状动脉病变的需要,血管内超声显像的研究再次激起人们的兴趣。1989年,美国学者 Yock 和 Pandian 等人首先应用新型的血管内超声显像技术记录到人体冠状动脉内的二维图像。近年来,这一技术作为冠心病介入性治疗的监测手段已获得日益广泛的临床应用。

我国于1992年引进血管内超声显像技术,上海医科大学中山医院、北京解放军总医院、北京协和医院、北京医科大学第三医院、第四军医大学西京医院等单位已相继开展此项工作。随着微型超声导管技术的不断完善和介入性心脏病学在我国的深入开展,血管内和心内超声显像技术的临床用途将会不断扩大。

血管内多普勒超声

血管内多普勒超声技术的研究工作起始于1967年,Stegall 等人首次将两块连续波多普勒压电晶片置于7~9F心导管尖端,于主动脉、腔静脉和心腔内记录了血流速度。1969年,Benchimol 等人应用安装有连续波多普勒探头的导管,在主动脉根部首先测量了人体内冠状动脉的血流信号。1974年,Hartley 和 Cole 设计出一种脉冲波多普勒导管探头,他们将20MHz的探头安装于8F心导管尖端,可记录距导管尖端1~10mm范围内的血流速度。但是,这些早期的多普勒导管直径较大,无法选择性地插入冠状动脉内,只能在冠状动脉和旁路移植血管开口处测量流速,影响了测量结果。1983年,美国Iowa大学的Marcus 等人首先研制成功了冠状动脉内多普勒导管,他们将20MHz的多普勒探头安装于3F心导管的尖端管侧,与血流方向成45°,可记录冠状动脉血流速度的相对变化。1986年,Sibley 等人作了进一步的改进,他们将一环状晶体置于3F心导管的尖端,从而可使声速与血流方向平行,记录绝对流速。尽管如此,这些冠状动脉内多普勒导管仍无法插入内径较细的狭窄远端的冠状动脉。1990年,Doucette 等人首先应用新型的多普勒导丝测量冠状动脉流速,其直径仅为0.018in (0.46mm),尖端安装有12MHz的探头,这一技术具有可插入严重狭窄冠状动脉、所记录多普勒信号采用频谱分析、可在介入性治疗的同时测量流速、可测量狭窄病变的最高流速等优点,因而近年来已逐渐取代冠状动脉内多普勒导管,在临床上获得了越来越广泛的应用。

介入性超声心动图学已走过了38年的发展历程,但方兴未艾。随着科学技术的进步和介入性心脏病学的发展,介入性超声心动图学的临床应用必将日益广泛,从而在临床心脏病学中发挥越来越重要的作用。

主要参考文献

1. 张运. 多平面经食道超声心动图的临床应用和研究进展. 中国超声医学杂志, 1994, 10:6
2. Cieszynski T. Intracardiac method for the investigation of structure of the heart with the aid of ultrasonics. Arch Immun Ter Dosw, 1960, 8:551

3. Side CG, Gosling RG. Non-surgical assessment of cardiac function (letter to the editor). *Nature*, 1971, 232:335
4. Frazin L, Talano JV, Stephanides, et al. Esophageal echocardiography. *Circulation*, 1976, 54:102
5. Hisanaga K, Hisanaga A, Nagata K, Yoshida S. A new transesophageal real-time two-dimensional echocardiographic system using a flexible tube and its clinical application. *Proc Jpn Soc Ultrasonics Med*, 1997, 32:43
6. DiMagno EP, Buxton JL, Regan PT, et al. Ultrasonic endoscope. *Lancet*, 1980, 1:629
7. Hisanaga K, Hisanaga A, Hibi N, et al. High speed rotating scanner for transesophageal cross-sectional echocardiography. *Am J Cardiol*, 1980, 46:837
8. Souquet J, Hanrath P, Zittelli L, et al. Transesophageal phased array for imaging the heart. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1982, 29:707
9. Seward JB, Khandheria BK, Oh JK, et al. Transesophageal echocardiography: technique, anatomic correlations, implementation, and clinical applications. *Mayo Clin Proc* 1988, 63:649
10. Omoto R, Kyo S, Matsumura M, et al. New direction of biplane transesophageal echocardiography with special emphasis on real-time biplane imaging and matrix phased-array biplane transducer. *Echocardiography*, 1990, 7:691
11. Seward JB, Khandheria BK, Edwards WD, et al. Biplanar transesophageal echocardiography: anatomic correlations, image orientation, and clinical applications. *Mayo Clin Proc*, 1990, 65:1193
12. Roelandt JRTC, Thomson IR, Vletter WB, et al. Multiplane transesophageal echocardiography: latest evolution in an imaging revolution. *J Am Soc Echocardiogr*, 1992, 5:361

(张 运)

第二章 经食管超声心动图学的技术原理

经食管超声心动图学 (transesophageal echocardiography, TEE) 是利用安装在内镜尖端的小型超声探头由食管内探查心脏和大血管解剖结构和血流信息的影像诊断技术。近年来, 这一技术发展很快, 目前已由早期的单平面 TEE 发展为双平面 TEE 和多平面 TEE。在多种疾病的定性和定量诊断中, TEE 的诊断价值已明显高于传统的经胸超声心动图 (transthoracic echocardiography, TTE) 检查。本章介绍三种类型 TEE 技术的工作原理。

第一节 单平面经食管超声心动图

在英文文献中, 单平面 TEE 有多种命名, 如 single-plane transesophageal echocardiography, single transverse plane transesophageal echocardiography, uniplane transesophageal echocardiography, monoplane transesophageal echocardiography 等。目前在部分厂家生产的超声心动图显像仪中仍配备有单平面 TEE 技术, 虽然规格有所不同, 但均由探头、管体、操纵手柄、连接电缆和仪器主机等五个基本部件构成。

一、探 头 (transducer)

探头是 TEE 的核心部件, 其基本构造如图 2-1 所示。晶片镶于探头顶端的侧面, 发射的声束与管体长轴相垂直, 故可获得食管周围心血管结构的一系列横断面。在设计探头时, 必须考虑以下技术参数:

(一) 探头的大小

为了减轻患者的痛苦, 应尽可能地减小 TEE 探头的直径。对于机械扫描方式的探头而言, 探头直径主要取决于机械转动装置的大小。目前挪威 Vingmed 公司生产的机械环阵探头尖端为圆形, 直径为 13mm。对于相控阵扫描的探头而言, 探头直径则取决于阵元和通道数目的多少。目前大多数厂家生产的用于成人的相控阵探头直径尖端为方形或长方形, 其宽×厚约为 14mm×11mm, 长度约为 40mm, 阵元数目为 64 个, 这样大小的探头不能用于体重 20kg 以下的儿童患者。为了减小探头的大小, 必须减少阵元和通道的数目。小儿 TEE 探头尖端宽×厚约为 10mm×8mm, 长度约 30mm, 但晶片数目下降到 32~48 个。适用于新生儿的 TEE 探头的尖端宽×厚为 5mm×4mm, 但阵元数目仅为 17 个。阵元数目减少可导致二维图像分辨力的降低。因此, 探头大小的选择必须在检查安全性和图像分辨力两者之间进行妥协。

(二) 探头的屈度

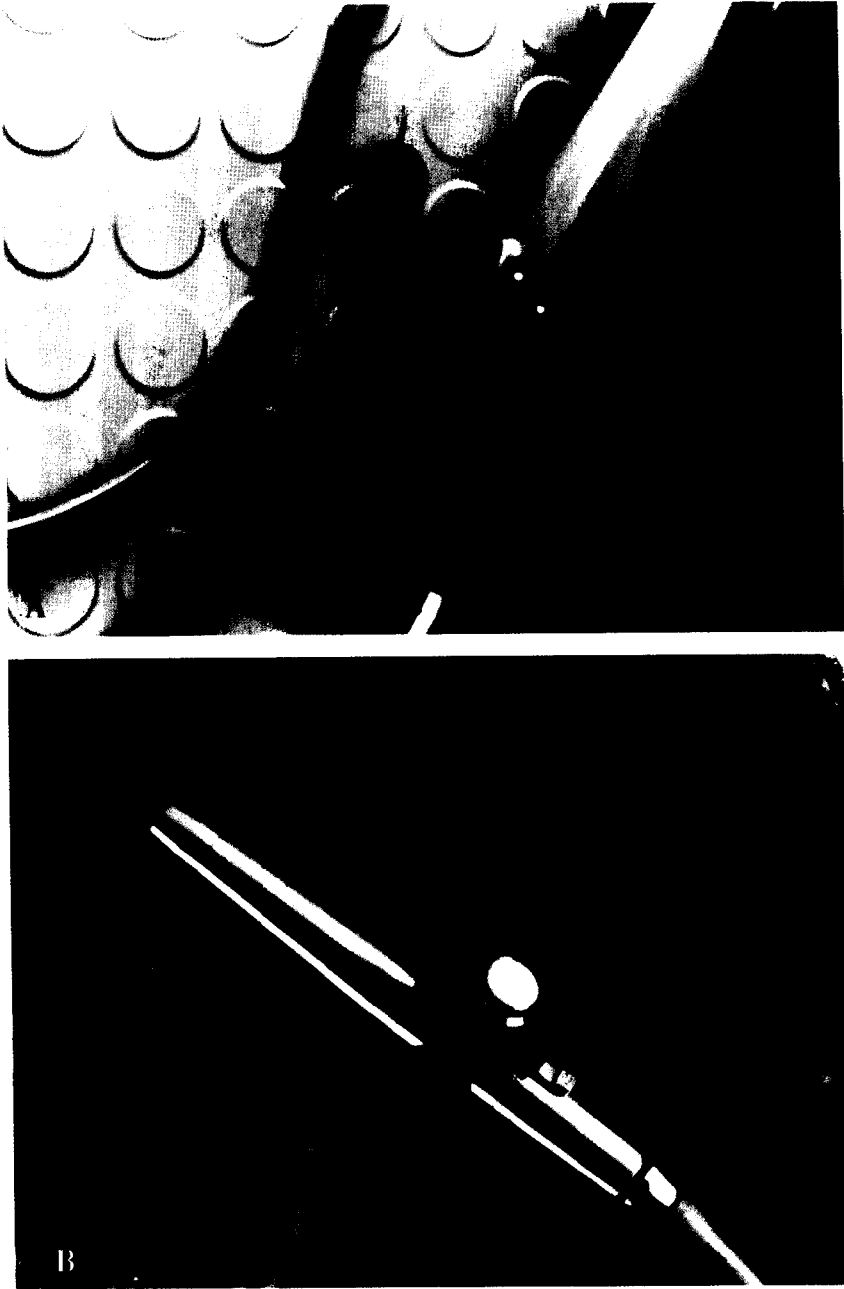


图 2-1 美国惠普公司研制的第一代 (A 图) 及第二代 (B 图) 多平面经食管超声探头

为了使探头与食管前壁粘膜充分贴合, 避免食管内空气对超声束的干扰, 探头应具有在前后方向上伸屈的功能。此外, 为了增大观察视野, 探头还应具有在左右方向上屈曲的功能。目前的经食管超声探头均可在前后和左右方向上调节屈度, 其前后屈度一般

为 90° ，左右屈度一般为 70° 。近年来，个别生产厂家为了减小多平面 TEE 探头的直径，取消了探头的左右屈曲功能，这种做法是不可取的。

(三) 探头的频率

由于食管毗邻心脏，无胸壁和肺组织的遮挡，故可使用较高频率的探头，以提高二维图像的分辨力。此外，经食管进行多普勒检查时，声束距探头较近，即使使用较高频率的探头，亦可获得较高的脉冲重复频率和流速测值。然而，探头频率过高可导致二维图像探查深度和多普勒信号敏感性的降低。目前，适用于成人患者 TEE 探头的频率一般选为 5MHz。

(四) 晶片的厚度

如同 TTE 探头一样，TEE 探头的压电晶体目前一般采用人工陶瓷材料，如锆钛酸铅、钛酸钡等，因为这类材料加工方便，且具有较高的发射和接收频率。压电晶片的厚度是决定超声发射频率的主要因素，这是因为，当压电晶体在交变电场的作用下产生振动时，晶片上下两面均向周围介质发射超声波，部分声波将在两个界面上反射回晶片，反射波穿过晶片的时间与晶片厚度成正比，当晶片厚度正好等于波长的一半时，发射和反射的超声波将在两个界面上互相加强，晶片将以最大振幅产生共振，相当于晶片半波长厚度的频率因而被称为探头的基本共振频率 (fundamental resonant frequency)。相反，当晶片厚度等于波长时，两个界面的振动将互为反相，晶片振幅最小。为此，晶片厚度 (H) 必须设计为波长 (λ) 的一半。设 c 为压电材料内声波的速度， f_0 为频率，则

$$H = \lambda / 2 \quad (2-1)$$

由于

$$\lambda = c / f_0$$

故

$$H = c / 2f_0$$

$$f_0 H = c / 2 \quad (2-2)$$

对于给定的压电材料， c 为常数，因此，晶片厚度和频率的乘积亦为常数，称为频率常数。例如，锆钛酸铅的频率常数为 $2.0\text{MHz} \cdot \text{mm}$ ，钛酸钡的频率常数为 $2.6\text{MHz} \cdot \text{mm}$ 。因此，已知探头频率和压电晶片的频率常数，即可求出半波长的晶片厚度。例如，当 $f_0 = 5\text{MHz}$ 时，锆钛酸铅晶片的半波长厚度为：

$$H = 2.0\text{MHz} \cdot \text{mm} / 5\text{MHz} = 0.4\text{mm}$$

由此可见，频率越高，晶片越薄，技术难度也就越大。

(五) 探头的阻尼

超声束的纵向分辨力取决于发射超声脉冲群的宽度，由于最短的脉冲宽度等于周期的一半，故一旦确定频率则可求出理论上的最高分辨力，但在实际上，探头中的压电材料每次激励时将产生一连串的振动波，称为振铃反应 (ringing response)，因而产生一个较宽的超声脉冲。如果不加适量的阻尼则会影响图像的分辨力。通常以最大振幅衰减到 10% 的周期数来测定振铃反应的长度 (图 2-2)。

超声探头中压电晶体背后的背块材料有两个用途：①通过减少振铃反应的周期数目，减弱振铃反应；②吸收压电晶体振动时背向反射的能量，以避免超声波在探头内的重复反射以及来自人体内的反射波的干扰。较高的探头阻尼将减小脉冲宽度但同时也减低探头的敏感性，而较低的探头阻尼将导致图像质量的下降。为实现适宜的阻尼，背块

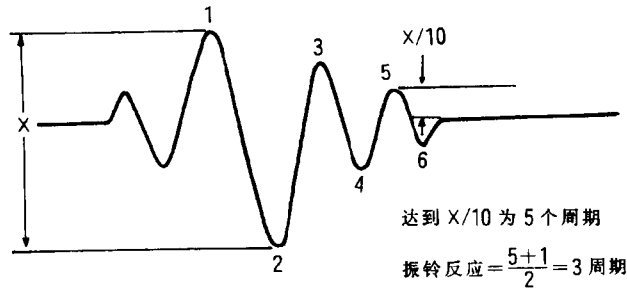


图 2-2 探头振铃反应长度的测量方法

测量脉冲最大振幅衰减至 10% 时的半周期数，加上 1 个周期并除以 2 即得出振铃反应长度。图中半周期数为 5，故振铃反应长度为 3 个周期

材料应与压电晶片有近似的声阻，足以使背向声波减少到仪器噪音水平以下。通常使用钨粉和聚氯乙烯塑料作为背块材料，声波能量的衰减标准一般取为 20dB/cm 与探头频率的平方的乘积。例如，对于 5MHz 的探头，声波衰减应为： $20 \times 5^2 = 500\text{dB/cm}$ 。

(六) 声阻的匹配

探头中晶片的声阻抗 ($33 \times 10^6 \text{ rays}$) 约为人体的声阻抗 ($1.5 \times 10^6 \text{ rays}$) 22 倍，如果两者之间不进行声阻的匹配，从探头发射的超声波能量的 95% 以上将在探头—人体交界处被反射回来，无法达到超声检查的目的。相反，如果在晶片与人体之间放置一声阻抗等于二者声阻抗乘积方根的匹配层，将使超声波入射能量提高 7 倍。为了避免声波在匹配层内的重复反射并增大前向声波的振幅，匹配层的厚度应为波长的 $1/4$ ，因为当发射超声波在匹配层—人体界面被反射回匹配层并在匹配层—晶体界面被反射回前一界面时，其行走的距离恰为波长的 $1/2$ ，因而与前向反射超声波处于同相，从而增强了前向声波的振幅，这与前述的半波长晶片厚度的设计原理是相同的（图 2-3）。若放置多个匹配层则可进一步加大入射声波的能量。

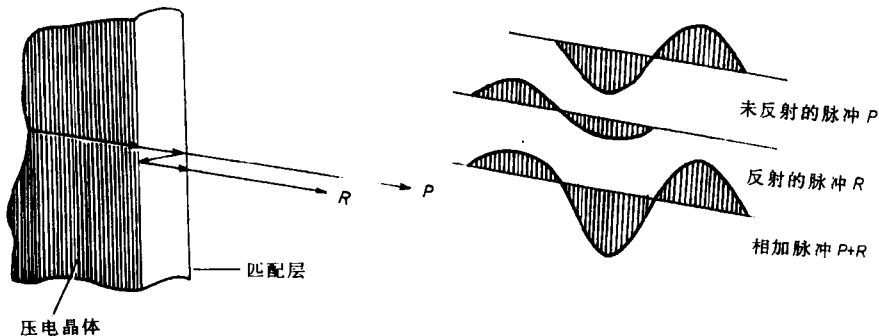


图 2-3 探头匹配层厚度为 $1/4$ 波长时的相长干涉

(七) 电路的匹配

电路的匹配是指适当地选择材料并调谐探头，使探头与仪器间达到良好的电路相容

性，这是影响探头敏感性的的重要因素。为此，常需在探头内安置匹配电路，使探头与仪器脉冲发生器和接收器的电阻抗相匹配。如果二者之间的电阻抗相差太大，一部分电脉冲将反射回脉冲发生器，产生电学的振铃反应，从而影响探头的工作。电路匹配常常是质量良好的探头与不同仪器连接效果迥异的原因。

（八）扫描方式

目前，TEE 探头有两种扫描方式：相控阵电子扫描和环阵机械扫描，绝大多数仪器采用前一种方式。相控阵探头是通过电子控制超声束的转向在预定的弧度内进行扫描的多阵元探头。经食管超声探头一般为 64 阵元，互相间呈线性排列。由于每一阵元较窄，发射声束较宽，可认为是一球面波，当多个阵元同时激励并发射超声波时，根据物理学中的惠更斯原理，来自每个阵元的子波将汇合成一个方向与探头表面垂直的波阵面。相反，当各个阵元先后而非同时发射超声波时，来自每个阵元的子波将汇合成一个方向与探头表面呈一定角度的波阵面，其角度与阵元间激励的时间间隔或延迟成正比，通过改变探头阵元的激励顺序和时间，即可以控制声束的扫描角度。当探头的 64 个阵元从一侧阵元的首先激励逐渐转变为另一侧阵元首先激励时，所叠加的声束即从扇弧的一侧扫描到另一侧，结果形成一帧扇形二维图像（图 2-4）。

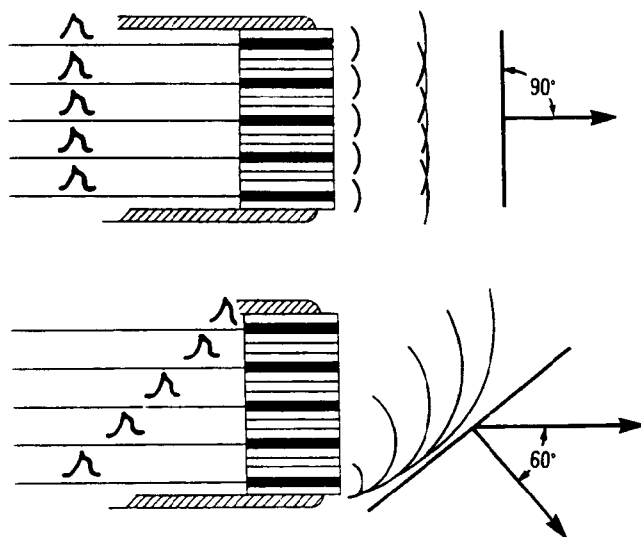


图 2-4 相控阵探头声束发射和调控示意图

当相控阵阵元发射超声波之后，必须在其发射方向上正确地记录来自声靶的反射回声。但由于探头具有一定的宽度，来自某一点的回声并不能同时到达所有阵元，其结果每个阵元将在不同的时相接受此点的回声，形成多个回声接收的假象。为了保证阵元在发射声束的同一方向接收相应的回声，每一阵元所接受的回声信号必须通过一延迟电路的处理，从而使来自同一方向的回声信号处于同一时相而被接受，而来自不同方向的回声信号处于不同的时相而被删除（图 2-5）。相控阵电子扫描方式的主要优点为：①可灵活地调整声束的方向、探查的深度和扫描线的密度；②可在任一声束方向记录 M 型超声和多普勒超声的信号；③不仅可在声束发射而且可在回声接收过程中进行聚焦。其