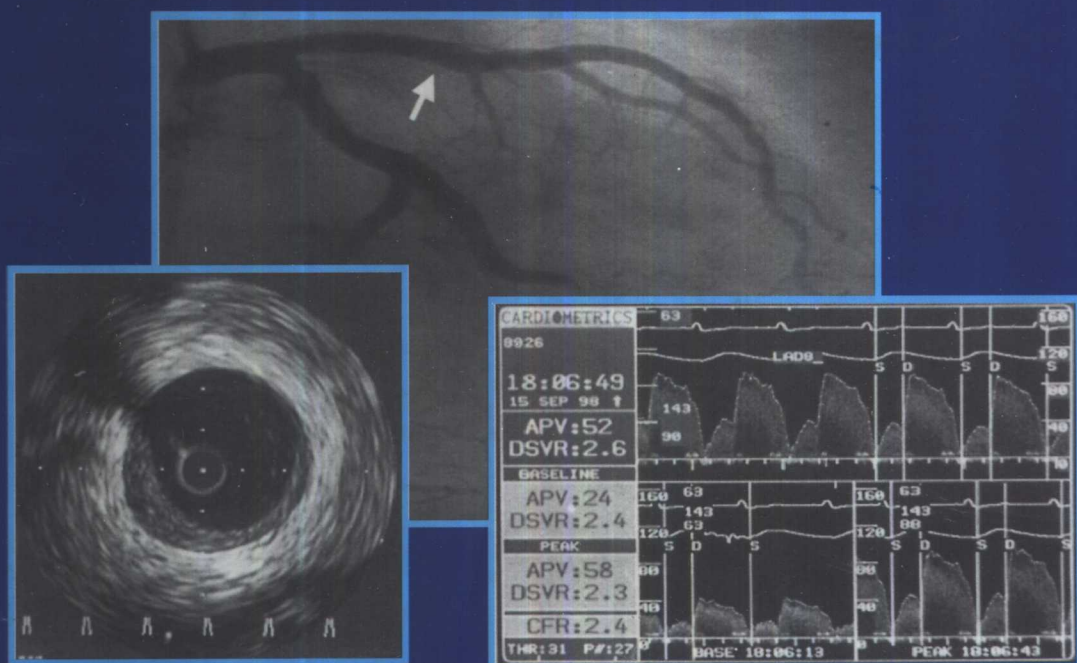


血管内超声波多普勒学

INTRAVASCULAR ULTRASOUND AND DOPPLER

葛均波 主编



人民卫生出版社

血管内超声波多普勒学

葛均波 主编

作者名单(以姓氏笔画为序)

马丽洁 艾来提·买买提明 刘凤岐 沈学东
杨志键 陈良龙 陈春光 钱菊英 谢道银
葛均波 魏 盟 P·Staehr G·Goerge

人民卫生出版社

血管内超声波多普勒学

主 编: 葛 均 波

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园3区3号楼

网 址: [http://www. pmph. com](http://www.pmph.com)

E - mail: [pmph@pmph. com](mailto:pmph@pmph.com)

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 12.75

字 数: 287千字

版 次: 2000年1月第1版 2000年1月第1版第1次印刷

印 数: 00 001—5 000

标准书号: ISBN 7-117-03547-1/R·3548

定 价: 45.00 元

版权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

序

医学影像学诊断在临床医学中迅速发展,其中超声影像学的发展尤其迅猛。超声影像学在临床已普遍用于诊断心血管病。它从 M 型超声心动图发展到二维超声心动图,并可进行图像的动态三维重建、心腔和心肌的造影;从连续波和脉冲波多普勒血流图发展到多普勒彩色血流显像;从经胸超声心动图发展到经食管超声心动图。它既能显示心血管的病理解剖变化,又能显示其病理生理变化,加之它是非侵入性的技术易为病人所接受,因而在许多心血管病的诊断中已取代了传统的心导管检查。

近 10 年来在超声影像学领域中,又发展了两项与侵入性技术相结合的新的诊断方法。它们是血管腔内超声显像和血管腔内多普勒血流测定。这两种方法不但丰富了心血管疾病侵入性诊断学的内容,而且提高了对动脉粥样硬化血管本身以及进行介入性治疗后,其病理解剖和病理生理变化的了解。

长期以来选择性冠状动脉造影是诊断冠心病的金标准。然而造影剂只随血液而流动于冠状动脉管腔之中,经 X 线显像只显示出管腔的狭窄情况,对管壁的变化最多只能从突入管腔处的血管内膜面的表现得到一些了解。血管腔内超声显像则可得到整段血管的切面像,不但显示其管腔,还显示其管壁包括管壁的结构、厚度、形态等,甚至可以辨认钙化、纤维化和脂质池等病变。对冠状动脉粥样硬化病变进行球囊扩张介入操作时可能出现动脉内膜撕裂、夹层分离、血栓形成等并发症,球囊扩张后可有 30%~40% 的血管发生再狭窄,此时进行血管腔内超声显像可以及早发现,有利于采取紧急措施避免发生严重后果;施行安置冠状动脉内支架操作后,进行血管腔内超声显像可以判断支架是否已紧贴血管壁,有助于及时采取措施,避免以后发生血栓形成和再狭窄。

冠状动脉腔内多普勒血流测定可用于测定冠状动脉血流贮备,有助于评定冠状动脉球囊扩张术后和冠状动脉内支架安置术后,冠状动脉病变段远端的血流是否增加,该处心肌的血流贮备是否改善,从生理角度来帮助判断手术的效果。

由我院葛均波教授主编,国内外多位专家参加编写,人民卫生出版社出版的《血管内超声波多普勒学》一书,是葛均波教授多年来在德国和在国内从事该领域研究和工作的经验总结。本书内容涵盖了血管内超声显像和多普勒血流测定的发展史、原理、操作方法、图像判断、在冠心病诊断中和在冠状动脉介入治疗中的应用、在大血管疾病诊治中的应用以及其发展的前景。此外,还介绍了有关血管内超声显像的三维重建、心腔内超声心动图和超声消融术等新技术的内容。本书可谓内容丰富,资料新颖,预期其将成为我国介入性心血管病医师、心血管病超声工作者、心血管病内科医师、内科医师和儿科医师很有价值的参考书,特为作序。

陈灏珠

(上海医科大学附属中山医院
上海市心血管病研究所)

1999 年 2 月

序

随着微型导管超声换能器和声学成像技术的飞速进步，血管内超声检查已由实验研究阶段，逐步发展成为冠心病临床诊断和介入治疗中具有重要价值的新方法。为了促进血管内超声的深入研究和推广应用，葛均波教授编著了本书——《血管内超声波多普勒学》。

葛均波医师是我国心血管病学领域的后起之秀，1987年由山东医科大学毕业之后，师从上海医科大学著名心血管专家陈灏珠院士，开始研究超声心动图在冠心病中的应用。1990年葛医师赴德研修，在 Essen 大学 Erbel 教授指导与支持下，探讨如何将血管内超声用于冠状动脉疾病的检查。当时这一技术尚处“初级阶段”，临床价值未获公认。葛医师经过长期不懈的刻苦钻研，积累了丰富的经验，取得了显著的成绩，目前他领导的实验室不单使用这一技术观察冠状动脉病变的性质、形态、程度、范围，而且可以监护经皮冠状动脉成形、血管支架植入、高频旋磨、定向旋切等介入治疗的进行。他发表许多具有创见性的论文，到不少国家和地区讲学，并参与主持一些国际性学术会议，受到学者们的称赞，是国际上知名的开展血管内超声先驱者之一。葛均波虽身在异乡，但心怀祖国，他多次回国教授经验，指导工作，进行示范表演，推动这一技术的开展，在中德学术交流方面作了有益的工作，发挥了巨大的作用。

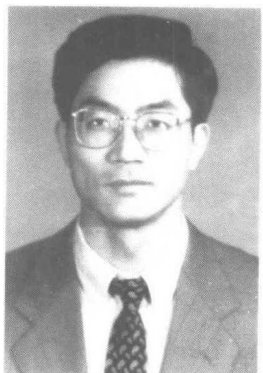
葛均波医师在编写《血管内超声波多普勒学》一书时，将自己实践中的亲身体会和宝贵经验进行总结和提炼，并参考国际上的最新成就和动向，提出了一系列有创新意义的观点。全书分为4部分14章，内容丰富，资料翔实，编排有序，层次分明，文笔简练，重点突出，论证深刻，图像精美。有感于此，兴奋不已，特作序言，向国内同仁推荐。相信本书的出版，一定会受到广大临床医师和超声工作者的热烈欢迎，在促进我国血管内超声的发展和提高方面作出巨大的贡献。

王新房

(同济医科大学附属协和医院)

1999年2月

前 言



超声波技术是现代医学的重要组成部分,涉及疾病诊断和治疗的各个领域。介入性超声的开展使介入性心脏病学的发展进入了新的阶段。20年来,冠状动脉造影一直被认为是介入性心脏病学诊断的“金标准”。然而,血管造影只能反映血管腔被造影剂充填的轮廓,不能提供血管壁的结构信息和血管生理功能状况,因此在很多情况下不能正确反映血管的病变程度。血管内超声波是近年来发展和应用于临床的一项全新的技术,它不仅能够提供血管腔的形态而且能够显示血管壁的形态、结构和功能状态。目前认为血管内超声波多普勒技术是诊断冠状动脉病变及指导和判断冠状动脉介入治疗效果的又一可靠手段。随着科学技术的不断进步,血管内超声波多普勒技术在现代心

脏病学中的地位越来越重要,国内同行也已认识到这一点,在有条件的医学中心正在或正准备开展这个领域的工作。作者自1990年在德国的两个大学的医学中心从事血管内超声波多普勒技术方面的研究和应用工作,为了使国内同行少走弯路,及时跟上国际先进水平,特撰写了《血管内超声波多普勒学》一书。

本书对血管内超声波多普勒技术的原理、操作、诊断、指导和评价治疗,以及血管内超声波本身的治疗作用等方面均作了详细论述。收集了血管内超声波多普勒技术的应用和研究的最新成果,反映了当前的国际水平,每章节后面还附有详细的参考文献,以便读者查阅。希望她能够成为从事介入性心脏病专业工作者及广大心脏科医师及超声心动图医师的参考读物。

本书的问世得到了 Boston Scientific 公司及 Endosonics 公司的鼎力相助,于此谨向他们表示感谢。此外,本书在编撰过程中得到 Essen 大学医学院进修的医师刘凤岐、魏盟、谢道银、杨志键、钱菊英及上海医科大学沈学东、美国康涅狄克州 Hartford 医院陈春光、陈良龙、马丽洁及德国 Mainz 大学医学院艾来提·买买提明等的大力协助。同时,本书的撰写得到 Essen 大学医学院心内科主任、Essen 心脏中心主席 R·Erbel 教授的全力支持。在此,向他们表示衷心感谢。

本书在章节编排、观点阐述方面可能存在不少缺点,承蒙各位同行及专家指正。

葛均波

1999年2月

目 录

第一部分 总 论

第一章 绪论：血管内超声波及多普勒技术的发展历史与现状	1
第二章 血管内超声显像及多普勒技术原理	9
第一节 血管内超声显像的技术原理	9
第二节 冠脉内多普勒技术原理	16
第三章 血管内超声和多普勒检查方法	21
第一节 适应证与禁忌证	21
第二节 血管内超声和多普勒检查前准备	23
第三节 血管内超声及多普勒检查操作方法	25
第四章 血管内超声图像的判断	30
第一节 正常血管的图像判断	30
第二节 病变血管的血管内超声显像	31

第二部分 冠状动脉疾病

第五章 血管内超声显像及多普勒在冠心病中的应用	37
第一节 正常冠状动脉的血管内超声显像	37
第二节 冠状动脉粥样硬化斑块的分布特点	41
第三节 冠状动脉粥样硬化斑块的血管内超声分型	45
第四节 冠状动脉粥样硬化和血管的代偿性重构	52
第五节 冠状动脉内多普勒血流频谱的检测	56
第六节 心脏移植后冠心病	63
第七节 主动脉-冠状动脉旁路移植血管的血管内超声	70
第八节 左冠状动脉主干病变的血管内超声	75
第六章 冠状动脉综合征	83
第一节 X综合征	83
第二节 心肌肌桥	86
第三节 冠状动脉夹层形成	94
第四节 冠状动脉瘤样扩张	99
第五节 冠状动脉血流缓慢综合征	103
第七章 血管内超声在冠脉介入治疗中的应用	106
第一节 经皮冠状动脉成形术	106
第二节 冠状动脉内支架植入术	113
第三节 高频旋磨术	119

第四节 定向旋切术	125
第五节 经皮冠状动脉激光血管成形术	129
第六节 冠脉内多普勒技术对介入性治疗的评价	136
第八章 血管内超声显像及多普勒技术检查的安全性	141

第三部分 大血管疾病

第九章 血管内超声在主动脉疾病中的应用	151
第十章 血管内超声在肺动脉疾病中的应用	158

第四部分 其 他

第十一章 血管内超声图像的三维重建	163
第十二章 心腔内超声心动图	170
第十三章 血管内超声波在治疗中的应用——超声消融术	182
第十四章 血管内超声显像及多普勒技术的发展前景	188
中英名词对照	193

第一部分 总论

General Consideration

第一章

绪论：血管内超声波及多普勒技术的发展历史与现状

History and Current Status of Intravascular Ultrasound Imaging and Doppler Flow Mapping

血管造影一直是诊断冠状动脉狭窄以及周围血管疾病的主要方法和标准，病理研究表明冠状动脉造影所提示的影像与病理解剖结果有很大差异。其原因之一是冠状动脉造影仅提供被造影剂充填的管腔，而不能显示管壁的病变；其二是冠状动脉粥样硬化常是偏心性或不规则性斑块；另外，冠状动脉在粥样斑块形成时通常发生代偿性扩大。在这些情况下冠状动脉造影不能正确地诊断病变的存在及其导致的狭窄程度。血管内超声显像是近年来应用于临床以诊断血管病变的一种新的诊断手段，临床应用经验已表明该方法具有直观、准确等优点，被认为是诊断冠心病新的“金标准”。随着冠状动脉内介入性治疗技术的蓬勃开展，冠状动脉内超声显像也得到迅速发展。目前，该技术用于指导介入性措施的选择，评价介入性手段的治疗效果，阐明再狭窄的机制。另外，它也用于诊断冠状动脉综合征。由于冠状动脉内超声显像只用于评价冠状动脉的形态改变，对冠状动脉的功能评价要依靠冠状动脉内多普勒技术。尤其是评价微血管的功能，冠状动脉内多普勒技术与冠状动脉内超声显像相结合可以澄清心绞痛的原因。

一、心脏及大血管径线的测量

冠状动脉内超声显像及周围血管内超声显像是腔内超声显像在血管内的应用。腔内超声首先用于利用声波的传播时间从而计算身体某些器官的径线。Cieszynski 最早在 1956 年研制了一根超声导管用于心内超声测量研究，发现用该超声导管可以在实验模型上得到软组织的回声，图 1-1 是早期腔内超声用于测量心血管径线的探头的示意图。黑色区域为固定在导管前端的超声晶片以确保超声束与导管的长轴垂直。在进一步的动物实验中，该超声导管可以获得犬左、右心室内膜及肺动脉的超声反射。他还报告他的方法对动物健康无害并且预言此

2 第一部分 总 论

方法可能会成为诊断病人心脏疾病的新手段。10年后, Kossoff 研制出一种直径为 2mm, 工作频率为 8MHz 的超声导管用于室壁厚度的测量, 其精确度达 0.1mm。他强调超声导管在心脏中的活动是影响测量的主要问题。1968 年, Peronneau 认为利用双晶体固定在超声导管末端测量各晶体至腔壁的距离再加上导管的直径可精确测量管腔的径线。同年, Carleton 研制出一种 2.5MHz, 3.1mm 直径的柱状超声探头, 该探头以 360°发出超声波来得到腔壁的回声以测量犬心腔的大小。他还提出要研制前视超声导管的设想。

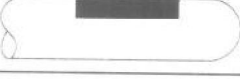
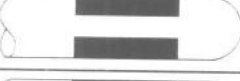
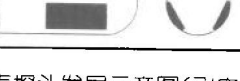
Cieszynski	1956	单晶体探头		心脏径线
Kossoff	1966	单晶体探头		心脏径线 室间隔厚度
Peronneau	1968	双晶体探头		体腔径线
Carleton	1968	柱状探头		左室直径
Stegall	1969	时间传播探头		颈动脉直径
Kardon	1971	时间传播探头		左室直径
Olson	1974	超声和多普勒探头		经食管心脏测量
Frazin	1976	M型超声		经食管心脏测量
Hughes	1978	3晶体探头		主动脉内径

图 1-1 应用于心脏和大血管进行测量的超声探头发展示意图(引自 Bom N, 等)

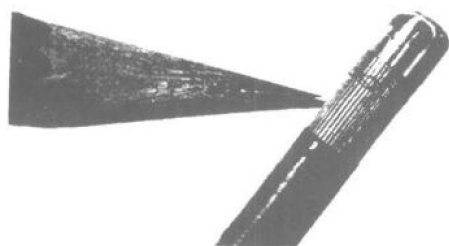


图 1-2 由 Bom 研制的 32 晶体相控阵超声探头, 该探头为 5.6MHz, 导管直径为 9F (引自 Bom N, 等)

1969 年, Stegall 介绍一种双晶体探头超声导管, 称为“口径测量器”来测量主动脉及颈动脉内径。这是一种 5MHz, 测量超声波在两晶体间传播时间的腔内超声系统。Kardon 也曾应用类似系统测量心室内径。1971 年, Bom 等在研制第一个线阵探头的同时, 也试制了将 32 晶体 5.6MHz 的探头安装在 9F 导管顶端(图 1-2), 到 1975 年, 他用这种导管探头对猪心脏内进行了活体观察。1974 年, Olson 研制了一种经食管超声探头监测升主动脉内同一平面的直径和血流速度。经食管 M-型超声心脏描计(当时还未称超声心动图)是由 Franzin 首先研制。他当时应用的超声探头为 9mm 直径, 频率 3.5MHz, 并描记了 38 例病人的心脏结构。1978 年, Hughes 将超声晶体从两个改为三

个来动态测量主动脉的直径。上述测量仅用于实验性研究, 未引起临床医生的重视。

二、血管内多普勒血流速度检测

(一) 冠脉造影导管上安置多普勒探头

1967年, Stegall 应用连续波多普勒导管测量冠状动脉的瞬时血流速度。1974年, Reid 报告了能通过 7F 导管的脉冲波多普勒导管, 用此导管来测量犬股动脉和冠状动脉的血流速度。同年, Hartley 和 Cole 研制了 5F, 20MHz 多普勒导管, 他们的设计方法成为 12 年后 Sibley 发明多普勒导管的基础。他们在 58 例病人中, 均能记录到基础和注射造影剂后血管充血(hyperemia)反应时的血流速度变化。1990年, Kern 等描述了一种在左冠脉造影导管顶端安置 20MHz 晶体的装置。然而, 上述两种装置均不能选择性地测量靶血管的血流, 主动脉内血流影响到冠状动脉血流形态。此外, 这种能记录血流的造影导管直径相对较大, 放在冠状动脉开口处, 在某种程度上会影响冠脉血流, 尤其是在观察冠状动脉的充血反应时。

(二) 冠脉内多普勒导管

1. 侧面安置多普勒探头的导管(侧置探头) 将多普勒晶体安置在 3F (1.0mm) 的 Rentrop 灌注导管的一侧, 顶端有柔韧的导丝, 超声声束与导管长轴成 45°角, 以免导管影响血流。采用这种装置记录到的冠脉血流速度与微球法、定时收集冠状静脉窦的血液、电磁流量计及心外膜多普勒探头记录到的冠脉血流速度相关性很好。这是首次在心脏检查中选择性地测量冠脉血流速度, 属第一代产品。

2. 顶端安置多普勒探头的导管(端置探头) Sibley 等在柔韧的 3F (1.0mm) 导管顶端安置环形末端(endmounted)晶体, 随导丝插入, 可记录到亚选择性的多普勒信号。该装置的设计使超声束与冠脉血流中心线之间夹角(称为 θ 角)最小, 因此, 能测量最大血流速度。依据多普勒公式, 多普勒频移与速度的关系与 $\cos\theta$ 角成反比。因此, 用这种端置探头, 理论上的 θ 角为 0°, 在任一方向改变 15°所引起的测量频移的下降可忽略(约为 -3.5%), 相反, 侧置式探头与血流中心线成 45°角, 任一角度变化至 15%, 将导致多普勒频移从基线偏差达 23%。设计时已考虑到对靠近探头附近的血流的测定会受导管的影响。据观察, 至少需要 10 倍于导管直径大小的距离, 血流才能完全恢复正常流动状态。图 1-3 示多普勒探头的发展过程。

3. 两面侧置多普勒探头的导管 解决多普勒血流速度测量的角度依赖问题的方法之一是在多普勒导管末端相对的位置安置两个压电晶片, 这样可获得两个角度之间的正确角度。实际血流速度可通过下式计算:

$$\text{实际血流速度} = [(\text{第一个探头的流速})^2 \times (\text{第二个探头的流速})^2]^{-1/2}$$

这种仍处在实验阶段的多普勒探头在离体测量连续血流的模型中, 能精确测量血流速度, 不依赖导管位置。

(三) 血管内多普勒球囊导管

在荷兰 Rotterdam 大学已成功地应用一种端置 20MHz 多普勒晶体的冠脉球囊导管。在球囊充盈前后连续记录冠脉内血流速度。这种装置能在狭窄远端记录充盈前、充盈时及充盈后的高质量的血流流速图形。发现球囊充盈后的最大充血反应血流速度是评价经皮冠状动脉球囊成形术(PTCA)结果的有用指标。

(四) 多普勒导丝

Cardiometrics 公司(Mountain View, CA, USA)生产的 FloWire 是直径为 0.36mm 或 0.46mm,

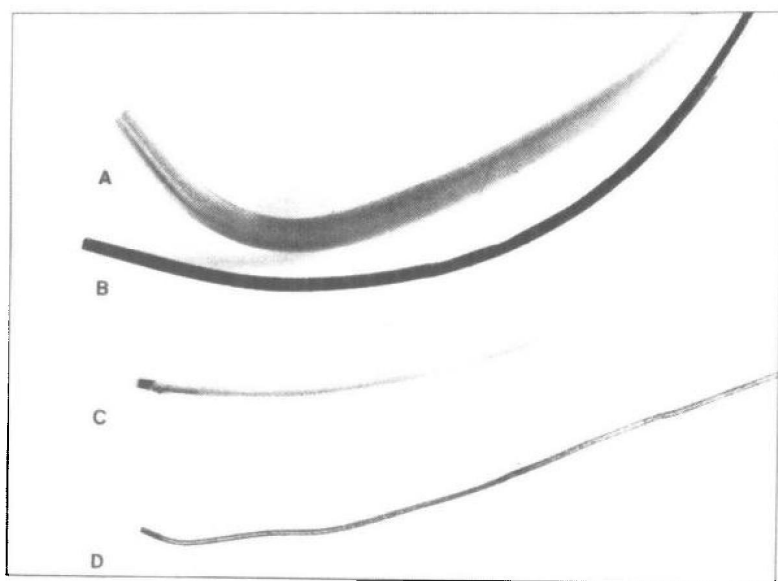


图 1-3 多普勒超声导管/导丝的发展过程

A. 安置于 Judkins 冠脉造影导管顶端的多普勒探头; B. 3F 的 Millar 多普勒导管; C. 3F 侧置探头的多普勒导管; D. 0.018 英寸的多普勒导丝(引自 Ofili, 等)

175cm 长的柔韧而可控的多普勒导丝, 为端置式 12MHz 或 15MHz 的超声探头, 操作与普通的血管成形术导丝一致, 远端是直的, 或形成 30°, 但仍可在操作时重新塑型(图 1-3)。当需要交换导丝(over-the-wire)技术时, 可使用一种延伸导丝(extension wire)(Cordis, Corporation Billerica, MA, USA)。近年开发了一种支持型多普勒导丝, 以协助在冠脉内插入较硬的支架或定向旋切导管。这种 FloWire 放在血管内产生较小的血流涡流, 能到达冠脉远端小血管而不明显地影响血流, 靠其柔韧性和可控性能越过冠脉狭窄部位, 在冠脉血管成形术中能放在远端保持较长时间的稳定位置。

冠脉血流储备的第一次临床应用是 1984 年 White 在外科搭桥术中采用吸引头(suctioncup)的多普勒探头, 检测阻断冠状动脉后再放开的充血反应情况。比较冠脉血流储备与血管病变狭窄程度的关系, 发现部分造影狭窄达 70% ~ 80% 的病变, 冠脉血流储备仍为正常, 而一些狭窄仅 40% ~ 50% 的病变, 冠脉血流储备已下降。随后, 冠脉血流速度和血流储备的测定被广泛用来评价冠脉循环的生理功能、狭窄的严重程度及介入治疗中的血流监测及治疗效果的评价。

三、腔内超声成像

腔内成像与血管径线测量的发展几乎同时, 早在 1955 年, Wild 应用机械旋转探头观察直肠肿瘤而为腔内成像奠定了基础。Omoto 最先通过经静脉途径观察心脏结构。1964 年, Ebina 描述了经食管观察心脏和大血管的尝试。直到 1969 年, Eggleton 应用他研制的 4 晶体导管获得了心脏的切面图像, 但是他的显像系统是将多个心动周期的信息重建而得, 因此, 图像取决于心脏的稳定状态。1971 年, Bom 发明了 32 晶体, 3.2mm 直径的相控阵超声探头, 该探头可以提供心脏实时的切面图像。今天, 经食管超声心动图已成为诊断心血管疾病的重要手段。其发展也起源于腔内超声, Hisanaga、DiMagno、Bertini、Souquet 以及 Natori 均在其

发展史上起过重要作用(图 1-4)。

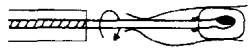
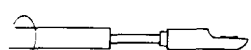
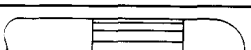
Wild	1955	超声内镜		直肠肿瘤定位
Omoto	1962	旋转探头		心腔内结构
Ebina	1964	经食管超声探头		心脏和大血管
Eggleton	1969	心电图触发4晶体探头		心脏
Bom	1971	32晶体相控阵探头		心腔内结构
Hisanaga	1977	经食管旋转超声探头		心脏切面图像
DiMagno	1980	64晶体探头		上腹部脏器
Bertini	1981	前端可伸缩的探头		食管和心脏结构
Souquet	1982	经食管相控阵双平面探头		心脏的切面图像
Natori	1982	5MHz线控阵食管探头		纵隔

图 1-4 应用于心脏和大血管显像的腔内超声探头(引自 Bom N, 等)

四、血管内超声波技术的现状

血管内超声波技术的广泛应用是在 80 年代末, 随着超声显像技术和导管的发展以及临床需求, 尤其是介入性心脏病技术突飞猛进的发展, 新的介入性技术的应用, 冠状动脉造影不能满足临床需要, 也大大促进了血管内超声显像技术特别是冠状动脉内显像技术的发展。

80 年代末, 超声探头的微型化使该技术的临床应用成为可能。不同的超声系统, 手动旋转型、机械旋转型、相控阵型等先后被引入, 对其可行性及安全性也作了详尽的研究。在过去 10 年中, 血管内超声显像导管每 2~3 年更新一代。手动旋转型导管已被淘汰, 目前, 临床常用的超声导管有机械旋转型冠状动脉内导管: Ultracross 3.2F (30MHz), Ultracross 2.9F (30MHz), Discovery 2.6F (40MHz)(CVIS), 3.5F (20 和 30MHz)Sonicath (HP); 相控阵冠状动脉内导管: Visions Five-64F/X (20MHz), 远端 3F, 近端 3.4F (Endosonics); 用于周围血管的超声导管: 10F (10MHz)及 8F (20MHz), Intracardiac (CVIS)。

在图像质量方面, 过去数年里, 每更新一代导管, 图像质量都有很大改善。图 1-5 列举了过去数年血管内超声图像的改善情况。不久前, 一种“画中画”技术在德国 Essen 大学问世, 使血管内超声探头在冠脉中可以精确的定位(图 1-6)。

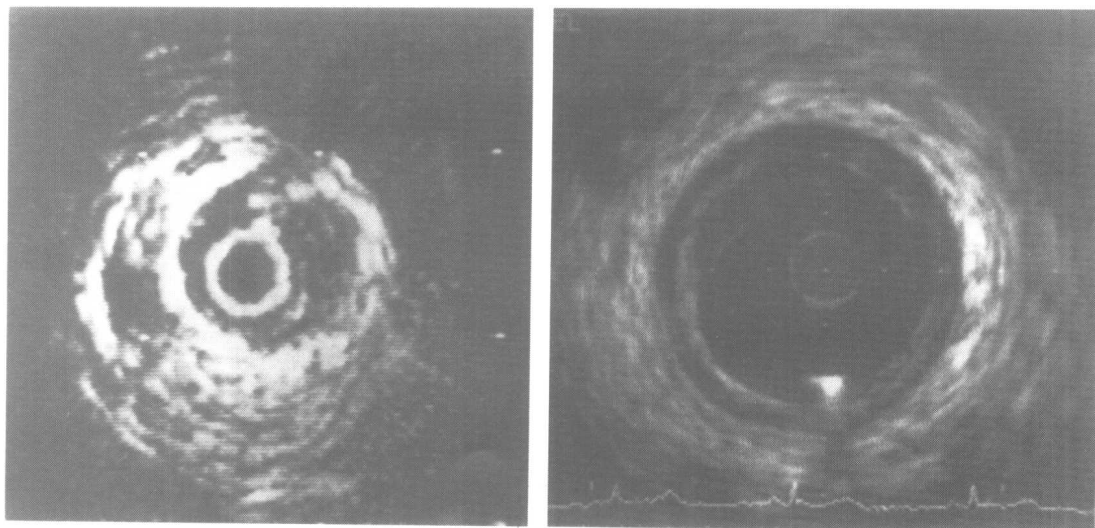


图 1-5 过去数年血管内超声图像的改善情况
左图为 1990 年的冠脉内超声图像；右图为 1996 年的图像，随软件和超声导管设计的改进，图像的质量和分辨率有很大的改善

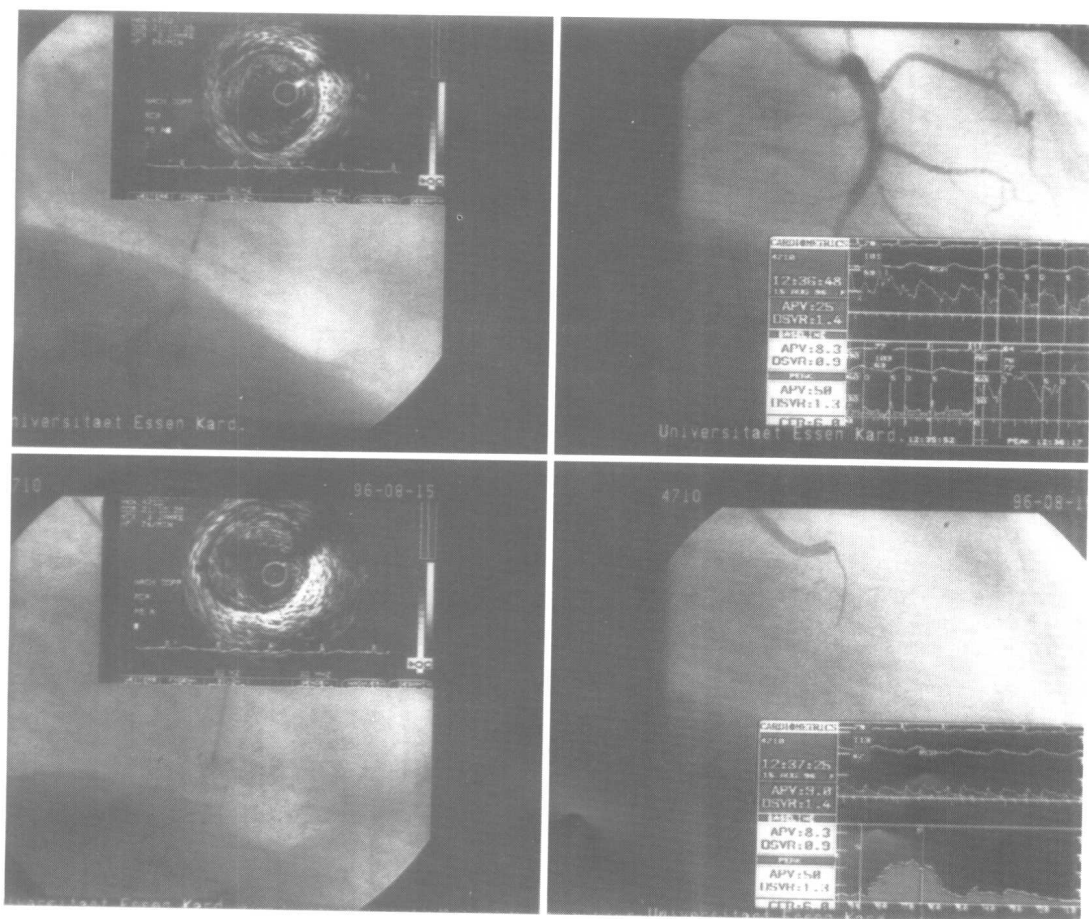


图 1-6 血管内超声和多普勒同右冠状动脉造影的同步显像——画中画技术，应用此技术可以准确地定位血管内超声的显像平面和多普勒测量的部位

在应用方面, 过去数年的经验积累使该技术的临床应用已经成熟, 由于冠状动脉在粥样斑块形成早期会发生代偿性扩大, 而冠状动脉造影只显示被造影剂充填的管腔轮廓, 当冠状动脉管腔狭窄程度在 40% 以下时, 造影尚呈阴性, 而血管内超声能检测疾病早期的存在。另外, 血管内超声对冠状动脉综合征的诊断起重要作用, 另一个重要作用是指导介入性治疗措施的采取, 评价治疗效果, 阐明再狭窄的机制。血管内超声的临床应用将在本书的各章节中加以叙述。虽然血管内超声有了很大改进, 可以根据回声强度大体区分斑块性状, 但是, 要区分斑块的组织性征尚较困难, 另外, 血管内超声显像仪提供血管的切面图像, 在评价治疗效果及随访过程中, 要找到同一平面常较困难, 尤其是在评价粥样斑块的进展和消退时, 不能衡量斑块容积变化而使判断困难, 因此, 血管内超声当前的两大任务是准确的组织学定征和精确的三维重建。虽然在过去几年内在此领域开展了些工作, 但尚不能用于临床。

(葛均波)

参 考 文 献

1. Cieszynski T. Intracardiac method for the investigation of structure of the heart with the aid of ultrasonics. Arch Immun Ter Dow, 1960, 8:551-557
2. Bom N, ten Hoff H, Lancee CT, Gussenhoven WJ, Bosch JC. Early and recent intraluninal ultrasound devices. In: Bom N & Roelandt J, eds. Intravascular Ultrasound: Techniques, developments, clinical perspectives. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 79-88
3. Kossoff G. Diagnostic application of ultrasound in cardiology. Australas Radiol 1966, X:101-106
4. Peronneau P. Catheter with piezoelectric transducer. 1970, US Patent No 3, 542, 014
5. Carleton RA, Sessions RW, Graettinger JS. Diameter of heart measured by intracavity ultrasound. Medres Engng, 1969, May/June:28-32
6. Stegall HF, Pratt JR, Moser PF. Carotid mechanics in situ. Fed proc, 1969, 28:585
7. Kardon MB, O' Rourke RA, Bishop VS. Measurement of left ventricular internal diameter by catheterization. J Appl Physiol, 1971, 31:613-615
8. Olson RM, Cooke JP. A nondestructive ultrasonic technique to measure diameter and blood flow in arteries. IEEE Trans biomed Engng, 1974, March:168-171
9. Franzin L, Talano JV, Stephanides L, Loeb HS, Kopel L, Gunnar RM. Esophageal echocardiography. Circulation, 1976, 54:102-108
10. Hughes DJ, Geddes LA, Bourland JD, Babbs CF. Dynamic imaging of the aorta in-vivo with 10 MHz ultrasound. In: Metherell AF, ed. Acoustic imaging 8. New York and London: Plenum Press, 1980, 699-707
11. Stegall HF, Stone HL, Bishof VS, Laenger C. A cathetertip pressure and velocity sensor. Proc 20th Ann of Eng med Biol, 1967 (abstract), 27:4
12. Ried JM, Davis DL, Ricketts HJ, Spencer MP. A new Doppler flowmeter system and its operation with catheter mounted transducers. In: reneman RS, ed. Cardiovascular applications of ultrasound. Amsterdam/London: North Holland Publishing Co, 1974, 8:241-243
13. Hartley CJ, Cole JS. An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels. J Appl Physiol, 1974, 37:626-632
14. Sibley DH, Millar HD, Hartley CJ, Whitlow PL. Subselective measurement of coronary flow velocity using a steerable Doppler catheter. J Am Coll Cardiol, 1986, 8:1332-1340
15. Kern MJ, Courtois M, Ludbrook P. A simplified method to measure coronary blood flow velocity in patients: Validation and application of a new Judkins-style Doppler-tipped angiographic catheter. Am Heart J, 1990, 120:1202-1209
16. Hatle L, Angelsen B. Physics of blood flow. In: Hatle L, Angelsen B, eds. Doppler Ultrasound in

- Cardiology. Philadelphia: Lea and Febiger, 1982, 8-31
17. Ofili EO, Labovitz AJ, Kern MJ. Coronary flow velocity dynamics in normal and diseased arteries. *Am J Cardiol*, 1993, 71:3D-9D
 18. Akamatus S, Kondo Y. Velocity measurement with a new Doppler catheter independent of incident angle. *Circulation*, 1992, 86: 1-869
 19. Serruys PW, Julliere Y, Zijlstra F, et al. Coronary blood flow velocity during PTCA: a guide-line for assessment of functional results. *Am J Cardiol*, 1988, 61:253-259
 20. White CW, Wright CB, Doty DB, et al. Does visual interpretation of the coronary arteriogram predict the physiologic importance of a coronary stenosis? *N Engl J Med*, 1984, 310:819-824
 21. Wild JJ, Reid JM. Ultrasonic rectal endoscope for tumor location. *Am Inst Ultrasonics Med*, 1955, 4:59
 22. Omoto R. Intracardiac scanning of the heart with aid of ultrasonic intravenous probe. *Jap Heart J*, 1962, 8:569-581
 23. Ebina T, Oka S, Tanaka M, Kosaka S, Kikuchi Y, Uchida R, Hagiwara Y. The diagnostic application of ultrasound to the disease in mediastinal organs. *Ultrasono-tomography for the heart and great vessels. Sci Rep Res Inst Tohoku Univ*, 1965, 12:199-212
 24. Eggleton RC, Townsend C, Kossoff G, Herrick J, Hunt R, Templeton G, Mitchell JH. Computerised ultrasonic visualization of dynamic ventricular configuration. 8th ICMBE, Palmer House, Chicago IL, 1969, 10-13
 25. Bom N, Lance'e CT, van Egmond FC. An ultrasonic intracardiac scanner. *Ultrasonics*, 1972, 10:72-76
 26. 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 Jap Soc Ultrasonics Med*, 1977, 32:43-44
 27. DiMugno EP, Regan PT, Wilson DA, Buxton JL, Hattery RR, Suarez JR, Green PS. Ultrasonic endoscope. *Lancet*, 1980, 629-631
 28. Bertini A, Masotti L, Zuppiroli A, Cecchi F. Rotating probe for trans-esophageal cross-sectional echocardiography. *J Nucl med Allied Sci*, 1984, 28:115-121
 29. Souquet J, Hanrath P, Zitelli L, Kremer P, Langenstein BA, Schlueter M. Transesophageal phased array for imaging the heart. *IEEE Trans Biomed engng*, 1982, BME-29:707-712
 30. Natori H, Tamaki S, Izumi S, Joshita Y, Kira S. Clinical application of ultrasound endoscope using linear array transducer for transesophageal ultrasonography of the disease of the mediastinum. In: Lerski A, Morley P, eds. *Ultrasound' 82*, Oxford: Pergamon Press, 1983, 339-343
 31. Wells PNT. Developments in medical ultrasonics. *World Medical Electronics*, 1966, 66:272-277
 32. Pandian NG, Kreis A, Brockway B, et al. Ultrasound ultrasonography: real time, two-dimensional, intraluminal ultrasound imaging of blood vessels. *Am J Cardiol*, 1988, 62:493-494
 33. Yock PJ, Fitzgerald PJ, Sudhir K, et al. Intravascular ultrasound imaging for guidance of atherectomy and other plaque removal techniques. *Int J Cardiac Imag*, 1991, 6:179-189
 34. Roelandt JR, Bom N, Serruys PW, et al. Intravascular high-resolution real-time cross-sectional echocardiography. *Echocardiography*, 1989, 1:9-16
 35. Mallery JA, Gregory K, Morcos NC, et al. Evaluation of an ultrasound balloon dilatation imaging catheter. *Circulation*, 1987 (abstr), 76:371
 36. Hodgson JMcB, Graham SD, Savakus AD, et al. Clinical percutaneous imaging of coronary anatomy using an over-the-wire ultrasound catheter system. *Int J Cardiac Imag*, 1989, 4:187-193
 37. Ge J, Erbel R, Seidel I, et al. Experimental evaluation of accuracy and safety of intraluminal ultrasound. *Z Kardiol*, 1991, 80:595-601
 38. Hausmann D, Erbel R, Alibelli-Chemarin MJ, et al. The safety of intracoronary ultrasound, a multicenter survey of 2207 examinations. *Circulation*, 1995, 91:623-630
 39. Ge J, Liu F, Kearney P, et al. Acute coronary closure following intracoronary ultrasound examination. *Catheter Cardiovasc Diagn*, 1995, 35:232-235

第二章

血管内超声显像及多普勒技术原理

Technical Aspects of Intravascular Ultrasound Imaging and Doppler Flow Mapping

第一节 血管内超声显像的技术原理

Technical Aspects of Intravascular Ultrasound Imaging

一、血管内超声系统

典型的血管内超声系统的组成部分见图 2-1。用于成像的超声探头安置在导管顶端，像钟摆一样的超声发生器控制脉冲重复频率和时相。需要大约每秒 25 帧横断面图像才能进行实时二维显像，如果每个血管横断面以 250 条扫描线进行扫描，脉冲重复频率至少需要 6250Hz，就是说两个连续发射的脉冲之间的间隔为 $80\mu\text{s}$ 。

脉冲发生器产生的短电压脉冲作用于探头上的压电晶体。正常振荡电压脉冲的振幅(传播压)和间期(传播频率)是可调的。一般的使用范围为：振幅为 50 ~ 100V，间期为 100 ~ 300ms，相应的传播频率为 10 ~ 30MHz。

接受器将探头接受到的微弱的返回电压信号放大。我们知道超声脉冲在组织中传播时会发生衰减，因此为了弥补因距离引起的回声振幅的衰减，采用时间有关的补偿(深度代偿，时间增益补偿 TGC)。常规有一个附加的整体增益放大按钮(overall gain，总增益)，并使用滤波器降低信号的噪音。

在荧光屏显示时采用逻辑压缩(logic compression)以防止信号传播的丢失，因为人的眼睛只能分辨 200 个灰阶，而接受到的信号动态范围要宽得多(约 50dB)。

从高频超声信号产生的增强信号经调制后按照 255 个增强等级用 8 比特(8-bit)的模/数(A/D)转换进行数字化处理，然后产生数字信号。

在扫描血管横断面时，将产生一系列增强扫描线，把数字的信号转变成几何形式进行显示(扫描转换，图 2-2)。有可能将几个连续的图象进行平滑处理以降低图象的噪音从而增强图像质量(时相平滑处理、后处理等，但缺点是处理过程中图像显示变慢)。最后，将处理好的二维横断面图像显示在荧光屏上，在此时仍可通过改变灰阶调节图像。显示时可动态也可静态冻结观察图像，冻结图像时可测量距离和面积。

二、血管内超声导管

目前随着导管技术的发展，细小(1.0 ~ 1.5mm，即 3 ~ 5F)而柔韧的血管内超声导管可随导丝进入冠状动脉系统的各个分支。导管顶端探头的超声频率为 10 ~ 30MHz，选择血管内超声探头频率时要考虑两个因素：随着频率的增加，轴向分辨率亦增加，但穿透深度下降，频