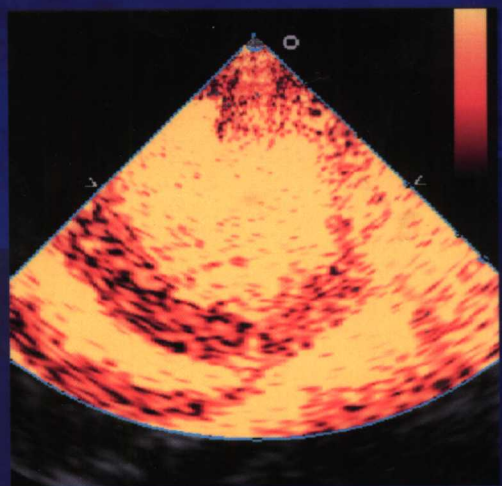


LINCHUANG
CHAOSHENG XINDONGTU
XINJISHU

医学图谱系列

临床超声心动图 新技术

主 编 舒先红



LINCHUANG
CHAOSHENG XINDONGTU
XINJISHU

医学图谱系列

临床超声心动图 新技术

主 审 陈灏珠

主 编 舒先红

 复旦大学出版社
www.fudanpress.com.cn

图书在版编目(CIP)数据

临床超声心动图新技术/舒先红主编. —上海:复旦大学出版社, 2004. 9
ISBN 7-309-04079-1

I. 临… II. 舒… III. 超声心动图-新技术应用
IV. R540.4-39

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2004)第 057969 号

临床超声心动图新技术

舒先红 主编

出版发行 复旦大学出版社

上海市国权路 579 号 邮编 200433

86-21-65118853(发行部) 86-21-65109143(邮购)

fupnet@fudanpress.com http://www.fudanpress.com

责任编辑 王晓萍

装帧设计 陈萍

总编辑 高若海

出品人 贺圣遂

印	刷	上海江杨印刷厂
开	本	787 × 1092 1/16
印	张	20.5
字	数	492 千
版	次	2004 年 9 月第一版第一次印刷
印	数	1—2 100

书 号 ISBN 7-309-04079-1/R · 856

定 价 160.00 元

如有印装质量问题, 请向复旦大学出版社发行部调换。

版权所有 侵权必究

内 容 提 要

本书介绍了心脏超声新技术在临床的应用价值,其中包括心肌声学造影、负荷超声心动图、声学定量和彩色室壁运动动态显示技术、声学密度定量、三维动态超声、组织多普勒显像、应变和应变率显像、便携式心脏超声仪、胎儿超声心动图、心腔内超声、血管内超声显像、超声消融、经食管超声在心脏围手术期的应用、心脏超声在介入及心脏移植术中的应用、心功能评价新方法、川崎病和心脏肿瘤的超声诊断等。

本书可供超声专业医师、心脏内外科医师、内科医师、儿科医师、研究生参考。

序

随着临床医学的一个重要分支学科心血管病学的不断发展,诊断心血管病的方法无论是无创性的还是有创性的都不断地涌现、更替和提高。超声心动图是20世纪50年代开发出来的诊断心血管病的方法。本法属无创性显像技术,操作简便,可重复性强,不但可以显示出心脏和大血管的解剖图像,还能实时观察其生理活动情况,提供有价值的诊断资料,因而备受临床医师的重视,得到不断推广应用,成为诊断心血管病的一种重要方法。50年来超声心动图发展非常迅速,从M型超声心动图开始,发展到二维超声心动图、多普勒超声心动图、经食管超声心动图、三维超声心动图、心肌声学造影等。此外,与有创性诊断法相结合还发展了血管腔内和心腔内超声显像,并延伸至治疗领域。目前超声心动图不仅成为诊断心血管病的一项必不可少的常规检查,而且取代了有创性的心导管诊断技术,成为先天性心血管畸形和心脏瓣膜病外科纠治手术前必须进行的诊断检查。外科手术中的经食管超声心动图检查,对指导手术操作和及时判断手术效果,更有不可替代的作用。

复旦大学附属中山医院和上海市心血管病研究所超声心动图室创建于1984年,一直致力于心脏超声的临床、教学和科研工作,并已成为我国主要的心血管病超声诊断中心之一,也是复旦大学国家重点学科、上海市医学领先专业重点学科和上海市心血管临床医学中心的重要组成部分。该室于1985年开展彩色多普勒血流显像,1987年开展连续多普勒定量估测肺动脉高压,1988年开展经食管超声心动图和心外科手术中超声检查,1991年开展血管腔内超声显像,1994年开展超声消融动脉粥样硬化斑块,1995年开展体元模型动态三维重建超声显像,1997年开展体外超声助溶血栓治疗急性心肌梗死,1999年开展经静脉声学造影研究,2002年开展实时三维超声心动图等,这些工作均属国内首创或最早开展的单位之一。目前该室每年进行经胸超声检查的患者数达1.6万人次,经食管超声检查500余例,术中超声检查的患者数300余例,超声诊断与手术符合率达到95%以上,处于世界先进水平,并使95%以上的患者在术前免受创伤性心导管检查而直接施行外科手术治疗。回顾过去,展望未来,鉴于迄今为止,国内尚缺少一部全面、系统、理论和实际相结合的介绍超声心动图新技术和新发展方面的专著,超声心动图室的同志们总结了该室20年来的实践经验,结合近年来在国内外超声心动图领域广受瞩目的新技术和新进展,并邀请在国内有影响的、在心脏超声方面有深入研究的第四军医大学附属西京医院、上海第二医科大学附属新华医院、复旦大学附属妇产科医院、复旦大学附属儿科医院和四川省人民医院的专家、学者以及美国Nebraska大学医学中心的沈学东教授,共同编著了这本《临床超声心动图新技术》。

本书全面介绍近年来超声心动图领域的新技术和新进展。全书章节安排层次分明,内容丰富,资料翔实,行文简练,重点突出,论证深刻,逻辑性强,图像精美,与文字叙述相得益彰。应本书主编上海市心血管病研究所副所长、超声心动图室舒先红主任之约,通读全书,

深感本书是一本科学性强和颇为实用的好书,可供心脏内科、内科、儿科、心脏外科医师及从事超声临床和研究的工作者参考。本书出版之后,定会受到他们的欢迎,故乐为作序并向读者推荐。

复旦大学附属中山医院

上海市心血管病研究所

陈灏珠

2004 年 5 月

前 言

超声心动图检查现已成为诊断心血管疾病的最常用方法之一,它不但可以直观反映心脏和大血管的结构形态,实时显示其生理活动情况,动态评估心功能,并具有无创性、可重复性强、费用相对低廉和可在床旁进行等无可替代的优势,在临床工作中占据着越来越重要的地位,为心血管疾病诊断水平的提高开辟了崭新的领域。

在超声心动图发展的 50 年历史中,众多新技术的加盟使超声技术发生了质的飞跃,日臻完善。声学定量和彩色室壁运动动态显示技术、声学密度、三维动态超声、组织多普勒显像、心肌应变率显像、心肌声学造影、负荷超声心动图、便携式心超仪等新技术不断涌现和发展,应用范围不断扩大,超声心动图检查已拓展到心外科开胸直视手术以及心内科介入治疗手术监护、胎儿超声心动图、心腔内超声、超声消融、基因和药物靶向治疗等领域中去。为了系统地总结经验,全面地介绍近年来超声心动图领域的新技术和新进展在临床的应用价值,复旦大学附属中山医院、上海市心血管病研究所超声心动图室结合 20 年来的实践经验,编著了这本《临床超声心动图新技术》。

本书共分 21 个章节,近 50 万字,附图 190 余幅。绝大部分插图是编著者在国内外临床实践工作中总结累积整理而成。本书力求密切结合临床,详细介绍了各种新技术在临床的应用价值,而且图文并茂,言简意赅。本书在撰写过程中,承蒙四川省人民医院尹立雪教授,第四军医大学附属西京医院张军教授,上海第二医科大学附属新华医院孙锐教授,中华医学会超声分会副主任委员、复旦大学附属妇产科医院常才教授,复旦大学附属儿科医院黄国英教授,以及美国 Nebraska 大学医学中心沈学东教授的关心和大力协助,为本书增光添彩。上海市心血管病研究所所长陈灏珠院士拨冗作序,副所长葛均波教授在百忙之中为本书撰写章节。在此,谨向上述专家和老师致以崇高的敬意和衷心的感谢。

我院超声心动图室的全体同仁在本书的编撰过程中付出了辛勤的劳动,为本书的顺利出版作出了无私的奉献,在此表示由衷的谢意。

由于水平有限,本书难免出现错误与疏漏,诚请各位同道和广大读者赐教斧正。

复旦大学附属中山医院
上海市心血管病研究所

舒先红

2004 年 6 月

主 编 简 介

舒先红,复旦大学附属中山医院心内科主任医师,上海市心血管病研究所副所长、心脏超声室主任,硕士生导师。1990年毕业于上海医科大学医学系,被免试推荐攻读本校心血管病内科研究生,1995年获心血管病内科专业医学博士学位,1995~1998年在美国加州大学旧金山分校(UCSF)从事博士后研究,1999年初被引进到复旦大学附属中山医院心脏内科工作。是卫生部重点学科建设基金、教育部重点学科基金、国家“211工程”心脏内科重点学科、上海市医学领先学科和上海市心血管病临床医学中心课题中的心脏超声研究的主要负责人,并获得教育部回国人员科研基金、承担上海市青年科技启明星课题的研究。已发表论文120余篇,其中在美国心脏病年会、欧洲心脏病年会、美国超声心动图年会和欧洲超声心动图年会上发表论文20余篇,参编《实用内科学》、《实用心脏病学》等专著8本,获得第二届世界超声学术大会优秀论文二等奖、上海市科技进步二等奖1项和上海市科技进步三等奖2项。2002年10月在上海召开的第十三届国际心脏多普勒学术会议(ICDS)中任大会秘书长。先后当选为中华医学会超声分会青年委员、中国超声医学工程学会第七届超声心动图学会委员、上海市影像医学研究所第一届学术委员会委员,被评为上海市三八红旗手、上海市青年科技启明星、上海市医苑新星、上海市卫生系统文明职工。



目 录

第一章 心肌声学造影显像	1
第一节 心肌声学造影剂	1
第二节 心肌显影的超声显像技术	2
第三节 心肌声学造影显像的定量分析	5
第四节 声学造影的影响因素	6
第五节 左心室造影的临床应用价值	7
第六节 心肌声学造影的临床应用价值	8
第二章 心腔内超声及其临床应用	17
第一节 发展史	17
第二节 仪器和技术	17
第三节 潜在临床应用	18
第四节 发展和小结	32
第三章 声学密度定量	34
第一节 背向散射积分的基本原理	34
第二节 背向散射的常用指标	35
第三节 背向散射的决定和影响因素	36
第四节 背向散射的研究和临床应用	39
第五节 背向散射和其他技术联合使用	41
第六节 应用声学密度定量的注意事项	42
第四章 声学定量技术与彩色室壁运动动态显示技术	45
第一节 声学定量技术	45
第二节 彩色室壁运动动态显示技术	52
第五章 三维超声心动图在小儿先天性心脏病诊断中的应用	63
第一节 小儿三维超声心动图发展概述	63
第二节 小儿心脏经胸三维超声成像方法学	64
第三节 小儿心脏三维超声剖视诊断与应用评价	67
第四节 小儿先天性心脏病三维形态学诊断	72
第五节 进展与展望	75
第六章 胎儿心脏超声检查	80
第一节 胎儿心脏的解剖和血液循环特点	80
第二节 胎儿心脏超声检查特点	80

第三节 心血管形态发育异常	85
第七章 川崎病的超声诊断	94
第一节 流行病学	94
第二节 病理特点	95
第三节 临床表现	95
第四节 超声心动图检查	96
第八章 原发性心脏肿瘤的超声诊断	100
第一节 病理类型	100
第二节 临床表现	101
第三节 超声心动图诊断	102
第九章 动态三维超声心动图	105
第一节 发展简史	105
第二节 动态三维超声心动图的方法	106
第三节 三维超声心动图的显示和观察方法	108
第四节 三维超声心动图的特点	108
第五节 实时三维超声心动图的优越性及局限性	109
第六节 三维超声心动图的实验研究和临床应用	110
第十章 血管内超声显像	126
第一节 血管内超声和多普勒检查方法	126
第二节 血管内超声和多普勒检查前准备	128
第三节 血管内超声及多普勒检查操作方法	129
第四节 血管内超声显像及多普勒技术检查的安全性	132
第五节 血管内超声在冠状动脉介入中的价值	134
第十一章 多普勒心肌组织成像	147
第一节 原理	147
第二节 多普勒心肌组织成像的显示形式	147
第三节 多普勒心肌组织成像的临床应用价值	157
第四节 多普勒心肌组织成像的影响因素	163
第十二章 负荷超声心动图	166
第一节 负荷超声心动图的优势	166
第二节 负荷超声心动图的适应证、禁忌证和试验终点	167
第三节 常用负荷超声心动图方法	168
第四节 负荷超声心动图的分析方法	170
第五节 负荷超声心动图的临床应用价值	171
第六节 负荷超声心动图的局限性	178
第七节 定量负荷超声心动图	179
第十三章 经食管超声心动图在心脏围手术期的临床应用	183
第一节 概述	183
第二节 检查方法	184
第三节 经食管超声心动图用于心脏病病人术前诊断	185

第四节	经食管超声心动图在术中监测及手术效果评价中的应用·····	194
第十四章	超声心动图在心脏介入治疗中的临床应用·····	201
第一节	概述·····	201
第二节	经导管瓣膜球囊扩张成形术·····	202
第三节	先天性心脏病经导管封堵术·····	205
第四节	超声心动图在其他介入检查及治疗中的应用·····	217
第十五章	超声心动图评价左心室功能·····	220
第一节	左心室容积和收缩功能的测定·····	220
第二节	左心室节段功能的评价·····	222
第三节	左心室舒张功能的测定·····	223
第四节	超声评价心功能的新方法·····	230
第十六章	Tei 指数评价心功能·····	241
第十七章	评价右心室功能的超声新方法·····	252
第一节	三维超声心动图测定右心室容积和功能·····	252
第二节	Tei 指数评价右心室功能·····	253
第三节	组织多普勒显像评价右心室功能·····	254
第四节	声学定量(AQ)与彩色室壁动态显示技术(CK)评价右心室功能·····	257
第五节	血流多普勒超声评价右心室功能·····	258
第六节	负荷超声评价右心室功能·····	260
第七节	评价右心室功能的其他方法·····	260
第十八章	超声心动图在心脏移植中的应用·····	263
第一节	超声心动图术前选择供体和受体的价值·····	263
第二节	超声心动图在术后随访中的价值·····	264
第十九章	体外超声助溶血栓·····	276
第一节	体外治疗性超声促进血栓溶解的机制·····	276
第二节	体外治疗性超声辅助溶栓的效果·····	278
第三节	体外治疗性超声治疗急性心肌梗死患者·····	280
第四节	安全性·····	284
第二十章	便携式心脏超声诊断仪的临床应用价值·····	286
第二十一章	心肌应变及应变率显像·····	292
第一节	原理与方法·····	292
第二节	临床初步应用·····	296
第三节	局限性·····	308
第四节	展望·····	308
	超声心动图学常用缩略语·····	311

第一章 心肌声学造影显像

心肌声学造影(myocardial contrast echocardiography, MCE)是采用特制的微气泡造影剂由冠状动脉或周围静脉注入,达到各节段心肌水平,应用各种超声技术观察微气泡的信号。心肌灌注正常的区域因微气泡均匀充盈而表现为回声均一增强,心肌缺血区则因微气泡不能正常充盈而表现为回声不均匀或充盈缺损、延迟。由于微气泡完全保持在血管内,不进入血管外间隙或被心肌细胞摄取,故微气泡在不同区域心肌内的浓度显示了该部位心肌的血容量,微气泡的充盈速度显示了该部位心肌的血流速度。可见,MCE能够反映心肌的灌注情况以及心肌缺血的部位和范围,是诊断微循环水平心肌灌注的新技术。

最早的手振生理盐水作为超声造影剂见于1968年,由于气泡直径较大,不能通过肺循环到达左心室,因此不能显示左心腔和心肌。随着微气泡和超声技术的不断发展和改进,目前的微气泡直径小于红细胞,能够与红细胞一起自由地通过肺循环和心肌内的毛细血管,可视为红细胞的示踪剂,因此MCE能够评价心肌微循环。近年来,MCE发展迅速,诊断价值不断提高,应用范围不断推广,已经从实验室走向临床应用,从诊断走向治疗领域。

1

第一节 心肌声学造影剂

声学造影剂所产生的气泡由两部分组成:外壳及其内含的气体。外壳由蛋白质、糖类、脂质或多聚化合物构成。根据气体的不同,声学造影剂可分为两代。

第一代内含气体为空气,包括 Levovist、Albunex、Echovist 等。

第二代内含气体为氟碳气体,包括 Optison、EchoGen、PESDA、SonoVue 等。

要让微泡造影剂到达左心室,使左心腔和心肌得以显影,微泡必须具有下列理化特性。

1. 微泡直径 直径 $>8\mu\text{m}$ 的微泡由于不能够通过肺循环而不能成为心肌造影剂,而微泡的散射能力与其直径的6次方成正比,用于心肌造影的造影剂微泡直径较小,散射能力有限,因此需要特殊的超声显像方式来使其显影。

2. 溶解度和弥散度 第一代声学造影剂内含的气体是空气,其中78%是氮气,氮气极易溶解和弥散,微泡只能存在几秒钟,临床使用的局限性较大。为了降低造影剂的溶解度和弥散度,第二代造影剂采用分子量较大的惰性气体,例如氟碳气体,因为气体的溶解度与其分子量的平方根成反比,所以惰性气体的溶解度小、弥散度低、半衰期长,第二代造影剂较第一代造影剂更加稳定,能够安全地通过肺循环到达左心室,实现心肌显影。

3. 安全性 氟碳气体在体内通过肺呼出,而不被消化吸收,因此不良反应小,使用安

全。常见的不良反应包括头痛、恶心、呕吐、面部潮红等。

4. **方便性** 心肌造影剂基本采用外周静脉注射,一般不再通过导管在主动脉根部或冠状动脉内注射,因此使用极其方便,无创伤性。

目前常用的左心腔和心肌造影剂包括以下几种。

1. **Levovist(SHU508,利声显)** 曾是我国卫生部唯一批准临床使用的造影剂,由德国先灵公司生产,外壳为0.1%棕榈酸,气体是空气,微泡直径为 $2.0 \sim 4.0 \mu\text{m}$,左心室显影良好,心肌显影效果不是最佳。

2. **Albunex** 由美国 Molecular Biosystems 公司生产,是一种经过声振处理的5%人体白蛋白,左心室显影良好,心肌显影效果较差。

3. **EchoGen** 美国 Sonus 公司生产,内含12氟戊烷(dodecafluoropentane, DDFP),在室温下呈液态,在 35°C 以上时,该化合物即转变为气态,生成直径为 $2 \sim 4 \mu\text{m}$ 的氟化碳颗粒,它是一种稳定的乳剂,主要成分为直径 $0.2 \mu\text{m}$ 的2.2%12氟戊烷微泡,其密度达 $10^9/\text{ml}$ 。动物实验表明,静脉注射后,心肌显影效果明显,可持续达5分钟左右,未见声影现象。缺点是注射后肺动脉压明显增高,肺血管阻力增加,伴血氧饱和度下降、心排量下降等干扰血流动力学作用。

4. **FSO69(Optison)** 是 Albunex 的第二代产品,一种用人体白蛋白包裹的氟化碳微泡制剂。微泡直径为 $2.0 \sim 4.5 \mu\text{m}$,密度为 $(5.0 \sim 8.0) \times 10^8/\text{ml}$ 。动物实验结果证明,心肌显影效果良好,未见明显毒副作用,但心肌显影时有声衰减现象。

5. **SonoVue(声诺维)** 由意大利 Bracco 公司生产,是一种六氟化硫制剂(sulfur hexafluoride),微泡直径为 $2.5 \mu\text{m}$,密度为 $(1.0 \sim 5.0) \times 10^8/\text{ml}$,外壳为磷脂。左心腔和心肌显影均较好,声衰减现象较轻。本品2004年已在中国上市。

6. **PESDA(perfluorocarbon-exposed sonicated dextrose albumin)** 是一种以葡萄糖、低浓度人体白蛋白为载体的声振处理的六氟化三碳(perfluoropropane)微泡制剂。微泡直径为 $4.0 \sim 5.0 \mu\text{m}$,密度为 $1.2 \times 10^9/\text{ml}$ 。初步研究证明本制剂显影效果好,无明显不良反应。已应用于临床多巴酚丁胺负荷试验超声造影,但心肌造影后声影明显而影响其后方心肌显影。

第二节 心肌显影的超声显像技术

一、基波显像

在探头发射声能较低时,造影剂微泡在声场交替声压的作用下会发生机械性共振现象,使散射强度呈线性增强。研究发现,利用基波显像(fundamental imaging)技术仅能使心肌内血流的散射强度增加 $10 \sim 20 \text{ dB}$,仍然要比心肌组织本身的散射强度低 $10 \sim 20 \text{ dB}$,因此,难以将心肌内血流与周围心肌组织区分开来。有人曾试图增加注射造影剂浓度和剂量来提高心肌内血流的散射强度,但强烈的声影作用妨碍了左心室腔后方结构的显示。也有研究通过造影前后图像减影的方法以显示心肌内血流,但会丢失许多时间和空间上的信息,且不能实时显示。因此,基波显像或常规超声显像方法显然不适用于经静脉心肌灌注造影显像。

二、二次谐波显像

二次谐波显像(second harmonic imaging)技术是利用造影剂微泡对声波的非线性反应,也即在声场中的微泡除了产生探头发射频率的共振称基波反应或称第一次谐波外,还可以产生第二次共振或称第二次谐波,其发生频率正好是基波频率的2倍。如超声探头的发射频率为2 MHz,当声学造影剂进入心肌后,心肌内微血管中微泡的回波频率不仅有2 MHz,还有4 MHz,而其周围的心肌组织对2 MHz超声的回波仍为2 MHz。尤为重要的是,二次谐波所产生的散射强度仅比基波产生的散射强度降低很少,这样,通过对超声系统的编程,改变超声探头的发射和接收频率,使之只提取造影剂微泡产生的二次谐波信号,而不接收周围组织结构的反射信号,产生实时减影的效果,可以很敏感地发现组织器官血流灌注的变化,从而明显提高了微泡造影剂显像的敏感性。

三、间歇性触发显像

Porter 等在心肌声学造影谐波显像的动物实验中发现,暂时终止探头超声波发射后再次启动时,心肌对比强度显著增强,由此提出了间歇性触发显像方法(intermittent imaging)。间断触发显像减少了超声波对微泡的破坏作用,使更多的微泡得以补充聚集在成像区,因此心肌显像明显增强。目前间歇成像多采用心电触发或门控方法发射超声脉冲,研究表明,间歇性成像的最佳间歇周期为每4~6个心动周期触发成像一次,间歇太长并不继续增加心肌对比强度和显影持续时间,反而丢失更多的图像信息。

间歇性成像也有一定的局限性。如图像信息的丢失、图像失去了实时性、不能在观察心肌显影同时观察室壁运动情况。此外,间歇性显像时探头位置必须固定以利于前后对比,而且必须依靠节律规则、清晰心电图信号等。

四、谐波-能量多普勒显像

由于心肌微循环血流速度极其缓慢,常规多普勒超声显像不可能检测心肌内微气泡的移动速度。将能量多普勒技术用于二次谐波显像中可记录高超声声能输出下造影剂微泡爆裂瞬间所释放的SAE信号的大小,根据叠加彩色的明暗程度来提供有关微泡浓度的信息,从而反映心肌血流灌注情况。

与单纯的二次谐波显像相比,谐波-能量多普勒显像(harmonic-angio imaging, HAI 或 harmonic power doppler imaging, HPDI)的优越性表现在以下方面。

(1) 显示造影剂微泡的敏感性和图像的分辨力更高,这样可减少造影剂的用量,使声衰减现象降低至最低限度。

(2) 能够利用滤波和EKG触发等消除室壁运动伪像,使造影前心肌内无任何彩色信号,无须再进行本底减影。

(3) 应用编码显示,明显提高了左心室内膜的识别能力,更易区分心肌与左心室腔的边界。

尽管HAI结合间歇性触发显像是目前心肌声学造影最为理想的显像方法之一,然而它也存在一些不足之处。如室壁运动伪像是图像采集时心肌收缩运动和呼吸时心肌被动运动造成的,常出现于心外膜边缘,叠加于心肌显影的信号上,影响了有关人员对造影效果的准确评判。采用多帧触发方式可鉴别是否存在室壁运动伪像,同时还可了解室壁运动情

况。此外声衰减是心肌声学造影中普遍存在的现象, HAI 虽减少了声衰减, 但远未完全消除。因此在判断不同节段心肌显影效果时必须首先明确心肌灌注缺损是否由声衰减造成的。

五、反向脉冲显像

反向脉冲显像(pulse inversion imaging, PPI)技术的原理是:组织内同一声束上传播的两个连续脉冲形态是呈镜相的,其叠加后的脉冲信号为零;而源于造影剂微泡的非线性声波的两个连续脉冲是非镜相的,叠加产生的脉冲信号较原脉冲信号明显增强,记录这种反向脉冲信号的结果使微泡的谐波信号得以增强,且抑制了周围组织的谐波信号。

六、能量调制技术

能量调制技术(power modulation imaging, PMI)该技术的原理是:同时发射两个脉冲,第一个是正常脉冲,第二个脉冲的振幅是第一个的 2 倍,再将第一个脉冲的振幅增加 1 倍,然后减去第二个脉冲,源于组织的线性声波振幅增加后与第二个脉冲完全相等,故相减后脉冲信号为零;而源于造影剂微泡的非线性声波振幅增加后与第二个脉冲不完全相等,相减后脉冲信号较原脉冲信号明显增强。因此能量调制技术去除了线性声波,增强了非线性声波信号,非常适合探测微气泡的信号,明显提高了成像的纵向分辨率。

PPI 和 PMI 都具有以下优点。

- (1) 具有更高的图像分辨率。
- (2) 对造影剂的背向散射信号具有更高的敏感性。
- (3) 微气泡破坏少,显影时间长。
- (4) 可以同时观察心肌灌注和室壁运动,达到实时显像。

七、实时心肌声学造影显像

实时心肌声学造影显像(real-time MCE)主要由 3 项技术组成。

- (1) 闪烁显像,先使用一个或几个高机械指数脉冲打碎心肌内的微气泡,然后转至低机械指数,观察造影剂的再充盈过程。
- (2) 低机械指数,常 <0.1 ,以尽量减少对微气泡的破坏。
- (3) 提高微气泡显像敏感性的非线性超声技术,包括上述的反向脉冲显像和能量调制技术等。

事实上心肌声学造影显像的最主要优点在于能够同时观察心内膜边界、心肌灌注、室壁增厚和运动等多种信息。造影剂的给药方法为静脉滴注或缓慢静脉推注。

八、其他技术

最近, Philips 公司推出了多脉冲处理技术(multi pulse processing, MPP), Siemens 公司推出了造影剂脉冲序列技术(contrast pulse sequencing technology, CPS),能够明显提高信噪比,明显减少线性组织伪像,显著改善了造影剂灵敏性,使心肌造影显像更加清晰和真实。

第三节 心肌声学造影显像的定量分析

一、半定量方法——造影记分和记分指数

根据造影剂的充盈程度进行评分,描述如下(箭头所示)。

1 分 = 造影剂均匀充盈,灌注良好(图 1-1A)。

0.5 分 = 造影剂片状不均匀充盈,灌注减弱(图 1-1B)。

0 分 = 造影剂充盈缺失(图 1-1C)。

声学造影记分指数(contrast score index, CSI)定义为各节段的造影评分之和与节段数之比。该方法是目测的半定量评价,不能准确评估各节段的血流量,优点是简便易行,不需要特殊的分析软件。

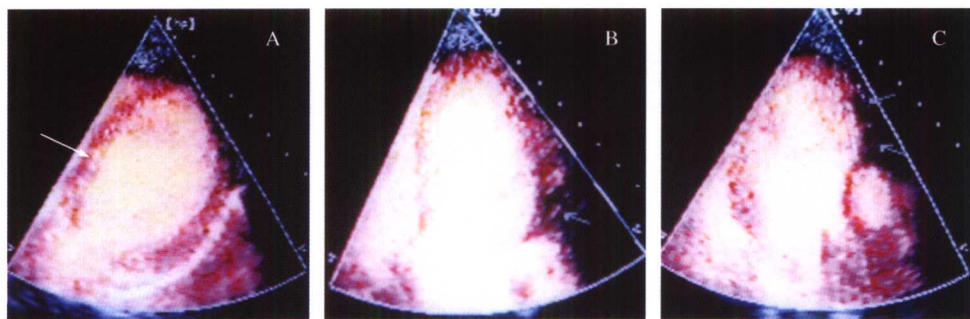


图 1-1 造影剂的充盈程度评分图像

二、经主动脉或经冠状动脉弹丸注射造影剂

超声造影剂进入冠状动脉后,心肌回声强度随着时间的延续而逐步变化,首先造影剂密度迅速增强,达到峰值后逐渐降低并消失,两者之间的关系可用时间-密度曲线来表示(图 1-2)。该曲线有以下参数。

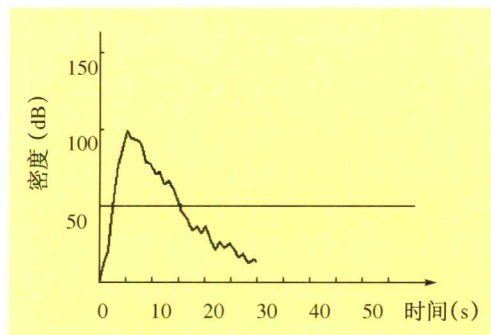


图 1-2 时间-密度曲线

- (1) 峰值强度(PI)。
- (2) 曲线下面积(AUC)。
- (3) 前半峰时间($T_{1/2a}$)。
- (4) 峰值半衰期($T_{1/2d}$)。
- (5) 峰值时间(T_p)。

参数中的峰值强度可以反映局部心肌的血容量。由于采用弹丸注射,左心室腔内造影剂浓度较高,导致其后方的心肌显影衰减非常明显,使该节段的血流灌注无法准确评估。

三、经静脉持续滴注造影剂

闪烁显像打碎心肌内的所有微气泡以后,造影剂持续恒速进入心肌,显示为回声随着时间的延续逐渐增强,然后达到一平台,两者之间的关系即心肌内造影剂的再灌注曲线(图1-3), $y = A(1 - e^{-Bt})$, 其中A表示平台期强度,表示局部所有毛细血管横截面积之和,反映的是心肌局部血容量,B为曲线上升斜率,反映心肌局部血流速度,两者的乘积即代表心肌血流量(MBF)。

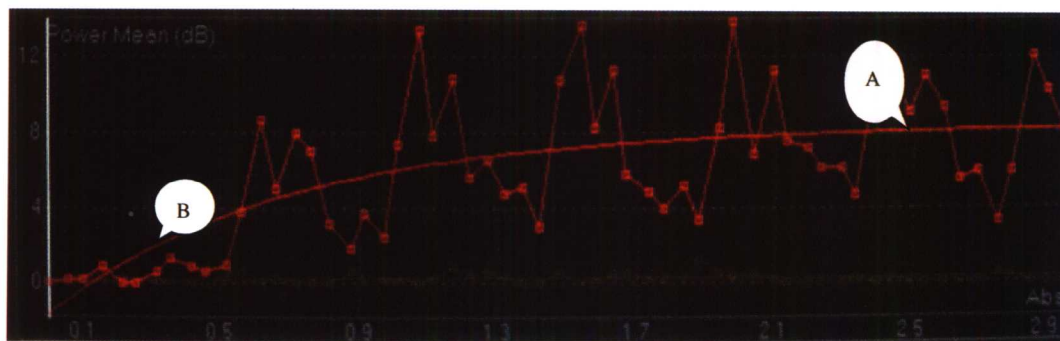


图1-3 造影剂的再灌注曲线。A表示平台期强度;B为曲线上斜率

由于是静脉滴注造影剂,左心室腔及心肌内的造影剂浓度较持续稳定,衰减明显降低,因此能够更准确地定量评价心肌血流灌注。

第四节 声学造影的影响因素

声学造影的影响因素如下。

1. 声场能量分布不均匀 在二维超声切面中,近场能量大于远场,中央区大于两侧。因此,在心尖四腔心切面上,由于近场能量较强,造成较多微气泡被破坏,心尖部充盈较差,容易导致假阳性,侧壁由于声场弱,微气泡信号差,也易造成假阳性。研究显示,经静脉连续滴注造影剂,用低机械指数显像可以减少上述假阳性。

2. 超声切面 心尖侧壁由于声场弱导致的假阳性,可以通过胸骨旁四腔心切面进行纠正。尽量采用多个切面进行综合判断。

3. 声衰减 由于心腔中造影剂的回声很强,声束穿过时衰减明显,常导致其后方的心室壁灌注不能正常显示。在胸骨旁左心室短轴切面上,后壁由于声衰减常出现假阳性