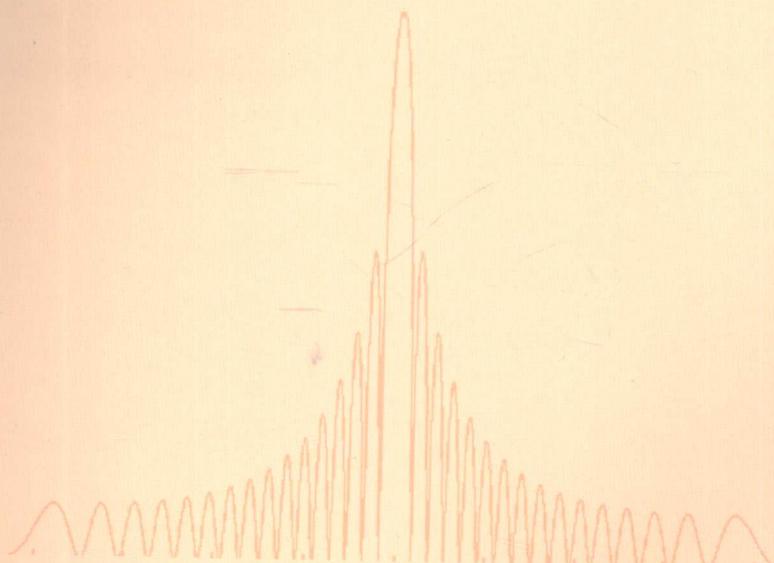
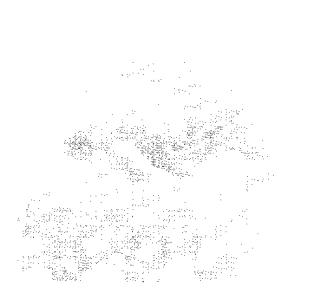


# 超声成像算法导论

◎ 彭虎 编著



中国科学技术大学出版社



中国科学技术大学 精品 教材

# 超声成像算法导论

CHAOSHENG CHENGXIANG SUANFA DAOLUN

彭 虎 编著

中国科学技术大学出版社

## 内 容 简 介

本书以数学物理方法和线性系统理论为基础,比较详细地介绍了超声成像原理和算法。

全书分为四个部分。第一部分是基础理论,包括线性系统理论在成像中的应用、有关波动方程的数学物理方法、波的传播与衍射原理;第二部分是成像模型及其算法实现,包括动态聚焦超声成像模型、基于非衍射波的 Fourier 超声成像模型、基于角谱传播原理的 Fourier 超声成像模型、宽频带超声成像模型、任意声场下的 Fourier 成像模型等;第三部分为合成孔径成像方法,包括合成聚焦成像、多阵元合成孔径聚焦成像、合成接收孔径成像、合成发射孔径成像等;最后一部分介绍超声编码发射技术在成像系统中的应用。

本书可供生物医学工程学专业的本科生和研究生使用,亦可供从事其他领域超声成像检测技术的研究人员参考。

本书部分内容受国家自然科学基金项目(60471057)资助。

## 图书在版编目(CIP)数据

超声成像算法导论/彭虎编著. 合肥:中国科学技术大学出版社,2008.10

(中国科学技术大学精品教材)

“十一五”国家重点图书

ISBN 978-7-312-02172-5

I . 超… II . 彭… III . 超声成像—算法—高等学校—教材 IV . O426.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 157543 号

中国科学技术大学出版社出版发行

安徽省合肥市金寨路 96 号,230026

网址 <http://press.ustc.edu.cn>

安徽辉煌农资集团瑞隆印务有限公司印刷

全国新华书店经销

开本:710×960 1/16 印张:11 插页:2 字数:209 千

2008 年 10 月第 1 版 2008 年 10 月第 1 次印刷

印数:1—2000 册

定价:20.00 元

## 总序

2008年是中国科学技术大学建校五十周年。为了反映五十年来办学理念和特色,集中展示教材建设的成果,学校决定组织编写出版代表中国科学技术大学教学水平的精品教材系列。在各方的共同努力下,共组织选题281种,经过多轮、严格的评审,最后确定50种入选精品教材系列。

1958年学校成立之时,教员大部分都来自中国科学院的各个研究所。作为各个研究所的科研人员,他们到学校后保持了教学的同时又作研究的传统。同时,根据“全院办校,所系结合”的原则,科学院各个研究所在科研第一线工作的杰出科学家也参与学校的教学,为本科生授课,将最新的科研成果融入到教学中。五十年来,外界环境和内在条件都发生了很大变化,但学校以教学为主、教学与科研相结合的方针没有变。正因为坚持了科学与技术相结合、理论与实践相结合、教学与科研相结合的方针,并形成了优良的传统,才培养出了一批又一批高质量的人才。

学校非常重视基础课和专业基础课教学的传统,也是她特别成功的原因之一。当今社会,科技发展突飞猛进、科技成果日新月异,没有扎实的基础知识,很难在科学技术研究中作出重大贡献。建校之初,华罗庚、吴有训、严济慈等老一辈科学家、教育家就身体力行,亲自为本科生讲授基础课。他们以渊博的学识、精湛的讲课艺术、高尚的师德,带出一批又一批杰出的年轻教员,培养了一届又一届优秀学生。这次入选校庆精品教材的绝大部分是本科生基础课或专业基础课的教材,其作者大多直接或间接受到过这些老一辈科学家、教育家的教诲和影响,因此在教材中也贯穿着这些先辈的教育教学理念与科学探索精神。

改革开放之初,学校最先选派青年骨干教师赴西方国家交流、学习,他们在带回先进科学技术的同时,也把西方先进的教育理念、教学方法、教学内容等带回到中国科学技术大学,并以极大的热情进行教学实践,使“科学与技术相结合、理论与实践相结合、教学与科研相结合”的方针得到进一步

深化,取得了非常好的效果,培养的学生得到全社会的认可。这些教学改革影响深远,直到今天仍然受到学生的欢迎,并辐射到其他高校。在入选的精品教材中,这种理念与尝试也都有充分的体现。

中国科学技术大学自建校以来就形成的又一传统是根据学生的特点，用创新的精神编写教材。五十年来，进入我校学习的都是基础扎实、学业优秀、求知欲强、勇于探索和追求的学生，针对他们的具体情况编写教材，才能更加有利于培养他们的创新精神。教师们坚持教学与科研的结合，根据自己的科研体会，借鉴目前国外相关专业有关课程的经验，注意理论与实际应用的结合，基础知识与最新发展的结合，课堂教学与课外实践的结合，精心组织材料、认真编写教材，使学生在掌握扎实的理论基础的同时，了解最新的研究方法，掌握实际应用的技术。

这次入选的 50 种精品教材，既是教学一线教师长期教学积累的成果，也是学校五十年教学传统的体现，反映了中国科学技术大学的教学理念、教学特色和教学改革成果。该系列精品教材的出版，既是向学校五十周年校庆的献礼，也是对那些在学校发展历史中留下宝贵财富的老一代科学家、教育家的最好纪念。

孫建國

2008年8月

前 言

1949年奥地利学者K. T. Dussik利用超声脉冲波对脑部疾病进行了成功的诊断,开超声成像理论和技术之先河。通过半个世纪科学家和工程师的努力,现代的超声成像仪已广泛应用于临床医学诊断,它可以获得器官的任意断面图像,还可观察运动器官的活动情况。超声影像诊断无痛苦与危险,属于非损伤性检查。与X射线影像诊断相比,它具有无辐射、价格低、使用方便等优势。基于这些突出的性能,超声影像诊断成为医学成像领域中颇具生命力的现代诊断技术。

在我国,有关超声成像的书籍不多,而且绝大部分书籍主要涉及超声图谱及其医学方面的诊断,还有一小部分是关于超声成像原理介绍和系统设计。对超声成像最关键的算法问题几乎没有什书籍进行系统的介绍。而现代的超声成像算法不仅决定了系统的结构,决定了系统的工作方式,而且决定了系统的成像质量,决定了仪器的成本和市场效益。可以认为,谁掌握了新的高效率的成像算法,谁就能在超声成像研发领域占有一席之地。

本书的目的就是提供给读者常用的超声成像算法,涵盖了目前在超声成像领域中广泛采用的合成孔径成像算法,超声编码发射成像技术,以及一种新的成像理论——Fourier 超声成像。本书的特点就是以数学物理为理论基础,以线性系统为工具,以 Fourier 变换为手段,对超声成像进行理论探讨和建模。本书理论严谨,逻辑性强,内容新颖,启发性高。书中所涉及的许多内容都是作者近十年来研究工作的结晶。希望读者通过对本书的学习,能够从理论的角度去分析成像原理,建立成像系统,探讨提高成像质量的途径。

毫无疑问,大量国内外同行研究的文献和作者所在实验室的成果为本书的编著提供了很好的素材。感谢本书中所引用文献的作者,感谢研究生杜春宁、韩雪梅为本书部分资料收集和验证所做的工作,感谢为本书的完成提出许多宝贵建议的吴华宝老师。

# 目 次

<b>总序 .....</b>	( i )
<b>前言 .....</b>	( iii )
<b>第1章 绪论 .....</b>	( 1 )
1.1 医学超声成像发展历史 .....	( 1 )
1.2 国内外研究进展 .....	( 3 )
1.2.1 数字化成像 .....	( 4 )
1.2.2 谐波成像 .....	( 5 )
1.2.3 超声体成像 .....	( 6 )
1.2.4 组织弹性成像 .....	( 6 )
1.2.5 合成孔径成像 .....	( 7 )
1.2.6 Fourier 成像系统 .....	( 7 )
1.3 本书内容安排 .....	( 8 )
<b>第2章 超声成像中的线性系统理论 .....</b>	( 10 )
2.1 Fourier 变换性质及其应用 .....	( 10 )
2.1.1 Fourier 变换 .....	( 11 )
2.1.2 性质 .....	( 14 )
2.2 一个一维成像的例子 .....	( 15 )
2.2.1 目标建模 .....	( 16 )
2.2.2 系统建模 .....	( 16 )
2.2.3 逆问题求解 .....	( 17 )
2.3 匹配滤波器 .....	( 19 )
2.4 带通信号的相干处理 .....	( 21 )
2.5 时域中的 Doppler 现象 .....	( 24 )
2.5.1 系统模型 .....	( 24 )
2.5.2 逆问题求解 .....	( 26 )
2.5.3 分辨率 .....	( 28 )
<b>第3章 数学物理方程基础知识 .....</b>	( 31 )
3.1 几种常见的数学物理方程 .....	( 31 )

3.1.1	静电势 Laplace 和 Possion 方程 .....	( 32 )
3.1.2	波动方程和 Helmholtz 方程 .....	( 33 )
3.1.3	线性超声声学简介 .....	( 34 )
3.2	直角坐标系下波动方程的解 .....	( 35 )
3.2.1	分离变量法求解 .....	( 36 )
3.2.2	讨论 .....	( 37 )
3.3	圆柱坐标下波动方程的解 .....	( 39 )
3.3.1	分离变量法求解 .....	( 40 )
3.3.2	讨论 .....	( 42 )
<b>第 4 章</b>	<b>标量衍射理论 .....</b>	<b>( 45 )</b>
4.1	标量衍射理论回顾 .....	( 45 )
4.2	格林定理 .....	( 47 )
4.3	基尔霍夫积分定理 .....	( 48 )
4.4	平面屏幕衍射的基尔霍夫理论 .....	( 50 )
4.4.1	基尔霍夫积分定理的应用 .....	( 51 )
4.4.2	基尔霍夫衍射公式 .....	( 53 )
4.5	平面屏幕衍射的瑞利-索末菲理论 .....	( 55 )
4.5.1	格林函数的选择 .....	( 55 )
4.5.2	瑞利-索末菲衍射公式 .....	( 57 )
4.5.3	衍射与线性系统的关系 .....	( 58 )
4.5.4	利用瑞利-索末菲衍射公式计算声场 .....	( 59 )
4.6	角谱传播原理 .....	( 62 )
4.6.1	角谱及其物理解释 .....	( 62 )
4.6.2	角谱的传播 .....	( 63 )
4.6.3	利用角谱计算声场 .....	( 66 )
<b>第 5 章</b>	<b>超声成像建模 .....</b>	<b>( 68 )</b>
5.1	动态聚焦成像建模 .....	( 69 )
5.1.1	一个阵元的辐射模式 .....	( 71 )
5.1.2	动态聚焦成像建模 .....	( 73 )
5.2	基于非衍射波的 Fourier 成像建模 .....	( 76 )
5.2.1	X-wave .....	( 77 )
5.2.2	Fourier 超声成像模型 .....	( 82 )
5.3	基于角谱传播原理的 Fourier 成像建模 .....	( 89 )

5.3.1 成像模型 .....	(89)
5.3.2 实现和仿真 .....	(91)
5.3.3 讨论 .....	(93)
5.4 基于 Fourier 变换的高质量超声成像 .....	(94)
5.4.1 成像建模 .....	(94)
5.4.2 有限次发射模式下的 HFR 成像仿真 .....	(96)
5.4.3 讨论 .....	(99)
5.5 任意辐射场下的 Fourier 成像建模 .....	(99)
5.5.1 理论建模 .....	(100)
5.5.2 理论分析 .....	(101)
5.5.3 仿真结果 .....	(103)
5.5.4 讨论 .....	(105)
5.6 圆柱型传感器下的 Fourier 成像 .....	(105)
5.6.1 传感器结构与声场 .....	(106)
5.6.2 系统模型 .....	(106)
5.6.3 仿真结果 .....	(110)
5.6.4 讨论 .....	(112)
<b>第 6 章 合成孔径成像 .....</b>	<b>(113)</b>
6.1 延时叠加波束形成算法 .....	(114)
6.1.1 聚焦偏转延时计算 .....	(115)
6.1.2 波束仿真 .....	(116)
6.2 波束控制方法 .....	(118)
6.2.1 动态聚焦 .....	(118)
6.2.2 幅度变迹 .....	(119)
6.2.3 动态孔径 .....	(120)
6.3 合成孔径成像 .....	(122)
6.3.1 合成孔径聚焦 .....	(123)
6.3.2 多阵元合成孔径聚焦 .....	(126)
6.3.3 合成接收孔径 .....	(128)
6.3.4 合成聚焦 .....	(130)
6.3.5 合成发射孔径 .....	(132)
6.4 实验设计 .....	(135)
6.4.1 实验对比与分析 .....	(136)

6.4.2	传统延时叠加成像 .....	(136)
6.4.3	合成孔径成像 .....	(139)
6.5	总结 .....	(142)
<b>第7章</b>	<b>信号编码技术在超声成像中的应用 .....</b>	<b>(143)</b>
7.1	匹配滤波器和脉冲压缩 .....	(144)
7.1.1	匹配滤波器 .....	(144)
7.1.2	脉冲压缩技术 .....	(145)
7.2	基于线性调频信号的超声成像系统 .....	(146)
7.2.1	线性调频信号 .....	(146)
7.2.2	线性调频信号在 HFR 系统中的应用 .....	(148)
7.2.3	仿真结果 .....	(150)
7.3	Golay 正交互补码在成像中的应用 .....	(153)
7.3.1	Golay 互补序列 .....	(153)
7.3.2	Golay 互补序列在 HFR 系统中的应用 .....	(154)
7.3.3	仿真结果 .....	(156)
7.4	Barker 码在超声成像中的应用 .....	(159)
7.4.1	Barker 码 .....	(159)
7.4.2	Barker 码在 HFR 系统中的应用 .....	(160)
7.4.3	仿真结果 .....	(161)
7.5	小结 .....	(161)
<b>参考文献</b>		<b>(163)</b>

# 第1章 绪论

具有不同密度、不同声速等理化特性的生物组织器官,对外来的超声波能量将产生反射、透射、散射、衰减和非线性参量等物理效应,运动组织还将产生 Doppler 效应,提取、分析或显示这些生物组织被超声波作用后的信息,就可以观察生物组织的内在特性。医学超声成像,就是以超声波作为被探测信息的载体,利用电子信息学、计算机图像处理等技术手段,提取超声回波传递的生物内部信息,对生物组织器官进行成像。

## 1.1 医学超声成像发展历史

声学是物理学中的一个重要部分,而超声学是声学中的一个分支学科。超声学的发展还只是 19 世纪末 20 世纪初的事,它的迅速发展不仅是物理学发展的结果,也是工业、军事上迫切需要的结果。1912 年发生了一出震惊世界的大悲剧,英国客轮泰坦尼克号(Titanic)在北美海岸附近与冰山相撞沉没,几乎所有乘客都葬身海底,这激起了人们在视度不良的情况下,发现水下或水上障碍物的强烈愿望。

1917 年,法国科学家 Langevin 发现反压电效应,他用高频电磁场加在石英片上获得超声,提出了用超声在水下做探测的“水下定位法”,从此开始了超声检测的时代。1928 年,Dunn 等研究了超声的生物效应,在德国申报了超声治疗机的专利,但是直到 1939 年才出现了超声治疗坐骨神经痛获得良好结果的报告,可见超声治疗学是超声生物医学中最先发展的领域。

1928 年,Sokolov 叙述了超声探测金属中裂隙的方法。1942 年,Dussik 和 Firestone 首先把超声工业探伤原理引用到医学诊断中,用连续波超声来诊断颅脑

疾病。1946年,有学者研究超声脉冲回声检测技术,提出了A型诊断技术原理。从此,生物医学超声工程开始进入探索阶段和实用阶段。总的来讲,医学超声成像技术经历了A超、B超、彩色Doppler血流成像等几个历史阶段。

## 1.A型超声示波诊断法

1949年,奥地利学者K.T.Dussik利用超声脉冲波对脑部疾病进行了成功的诊断,这就是最早的A型超声成像技术。超声束以线状路径穿入人体,在不同组织界面上产生相应不等强度的反射,由不同距离和不同幅度的回波组成一曲线组,X轴(横坐标)为时间(对应距离),Y轴(纵坐标)为幅度(对应强度),根据曲线组中各反射波的位置、幅度、组合状态等,分析探查部位组织的结构状态,判断有无异常,发现疾病。这是人类把超声用于检查疾病的早期方法。

## 2. B型超声显像诊断法

1952年,美国学者D. H. Howry和Bliss开始研究超声显像法,利用B型超声仪器做出肝脏标本的显像。同年,J.J. Wild首次成功地获得乳腺的超声声像图,称为二维回声显示(two dimensional echoscope)。B型超声仪器发射扫描超声波束获得的二维图像,反映被扫查组织中各界面反射回波幅度的分布图像,其中包含有组织形态和组织状况的丰富诊断信息。

这里要指出的是，在此期间的 1955 年，Jaffe 发现了锆钛酸铅压电材料，这种性能良好、易于制造的人造压电材料为制造超声传感器提供了优良的材料，使得超声工业与医学的检测技术都得到了进一步的发展。

### 3. M型超声光点扫描诊断法

1954年,瑞典学者Edler首先用超声光点扫描诊断心脏病,1955年探测二尖瓣狭窄获得特异性回声图。回声轨迹图代表沿扫查线各层组织相对体表的相对距离随时间的变化曲线,反映一维空间组织结构的运动情况,因此对运动器官的研究,如心脏、胎心及动脉血管的搏动特别有用,尤其对心脏运动结构的探查更为有效,通常称之为超声心脏图(ultrasonic cardiogram)或回声心脏图(echo cardiogram)。

#### 4. D型超声 Doppler 诊断法

最先将 Doppler 效应原理应用到超声诊断的是日本学者里村茂夫。他在 1957 年首先将声学多普勒(Doppler)效应用于超声诊断，多次发表连续式 D 型超

声诊断心脏房、室间隔缺损的文章。但由于条件限制,未能推出实用的诊断仪器。1982年,美国的 Bornner 和日本的 Namekawa、Kasai 最先研制成功了该技术。同一年,第一台彩色 Doppler 血流显像仪由日本 Aloka 推出。彩色 Doppler 血流成像是一种能同时显示 B 型图像和 Doppler 血流数据(血流方向、流速、流速分散)的双重超声扫描系统,它对采样容积内 Doppler 血流信号的血流方向、流速、流速分散进行采样并将它们彩色编码后给予显示。超声 Doppler 使超声诊断从形态学过渡到血液动力学,同时获得人体解剖信息和功能信息。

从 20 世纪 70 年代到 90 年代,多阵元超声传感器技术、数字扫描转换技术、超声 Doppler 检测技术、数字声束形成技术等重要研究的突破,有力地促进了医学超声诊断仪的发展,促进了医学超声图像诊断的蓬勃发展和深入应用。当前,医学超声成像技术与 X 射线诊断技术、同位素辐射诊断技术一起被公认为现代三大医学影像技术,三足鼎立,成为现代医学影像技术中不可替代的支柱。

和其他成像技术相比,超声成像的优势在于:

- (1) 相对安全,不需要电离辐射;
- (2) 无创,大多数检测不会使病人痛苦;
- (3) 不像 X 射线、CT 和 MRI 那样需要特殊的设备,便携式超声扫描仪在野外也可进行超声诊断;
- (4) 实时显示能力,能够实时显示器官的运动功能。

超声成像虽然有上述优点,但由于其工作模式、成像理论多年来都未有新的突破,当前的超声成像仪还有很多问题值得研究。比如:帧率低,现今的超声成像系统约为 30 帧/秒,这对运动器官的实时诊断存在不利的影响;空间分辨率不够高,成像分辨率不如 X 射线;超声成像是从大量背景噪声中提取有用的信息,图像受噪声干扰严重。因此,成像质量总的来讲并不理想,有待进一步改进。

## 1.2 国内外研究进展

现代医学超声诊断仪可以说是最新医学超声基础理论研究、新型压电材料和超声传感器、计算机处理、声成像技术与信息传输技术相结合的产物。20 世纪 70 年代以 B 型超声显像技术为特征;80 年代以彩色 Doppler 血流成像技术为特征;

90年代则以超声体成像为特征。总的来讲,当今医学超声诊断新技术发展的特点主要体现在宽频带化、数字化、多功能化、多维化及信息化等五个方面的综合应用上,这一发展引导着未来先进医学超声诊断设备研制的创新思维。

### 1.2.1 数字化成像(digital technique)

全数字化技术在使超声图像质量提高的同时,还能改善系统的可靠性和稳定性。其核心是:

(1)宽频带传感器:不仅能解决分辨力和穿透力的矛盾,而且信息量丰富,有可能获取完整的组织结构反射的宽频信号。

(2)高速前端 A/D 转换:如图 1.1 所示,前端数字化后,数字波束形成就可采用比模拟延时线精度高的数字延时方法,并可在发射和接收的过程中对波束作变迹和合成孔径处理,这样就能使系统分辨率得到改善,动态范围得到增加,随机噪声得到降低。

(3)数字波束形成:能实现像素聚焦,获得几乎完全没有失真的超声图像。

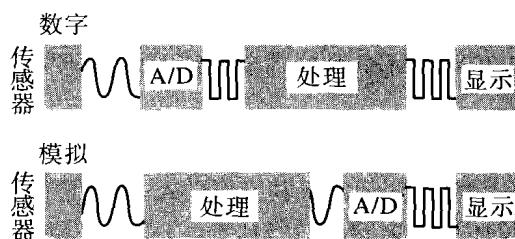


图 1.1 数字化和模拟超声成像系统比较

(4) 可控波形编码发射: 线性调频波、Golay 互补码和 Barker 码等编码技术的应用, 对于提高成像的深度、信噪比、帧率都有显著效果。

在数字化超声诊断仪的研制方面,美国 ATL 公司走在了世界的前列,他们于 1987 年研制出了世界上第一台前端全数字化超声诊断仪,第二年又成功生产出了全数字化超声诊断设备 Ultra Mark 9。而将超声的数字化进一步前推到波束形成的则是美国 GE 公司,他们在 2000 年将数字编码技术应用于超声脉冲的编码和解码,这一处理不仅有效地放大了有用的微弱信号,而且抑制了不需要的回波信号中的噪声,多方面改善了图像的质量。总之,全数字化技术保证了超声诊断设备图像更清晰、更准确,分辨率更高,大大提高了超声诊断的准确率,直接决定着超声诊断设备的整体质量。

### 1.2.2 谐波成像(harmonic imaging, HI)

通常超声传感器中的压电振子以固有频率谐振,发射基频超声波。若产生频率为基频几倍的超声波则称为  $n$  次谐波,如图 1.2 所示。

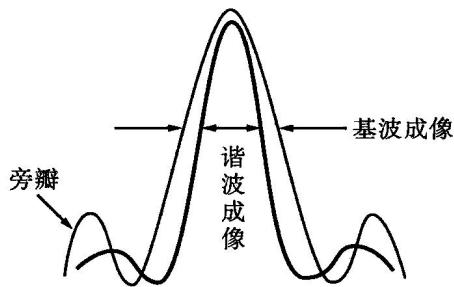


图 1.2 基频波束和谐波波束成像分辨率比较

图 1.3 所示的是超声二次谐波成像,它利用接收 2 倍于基频的超声信号来提取有用信息并结合到所显示的图像上。二次谐波信号只在特定情况下才能激发产生,并被高灵敏超声传感器接收。图 1.3 的上图为基波成像,下图为二次谐波成像,可见二次谐波成像质量明显高于基波成像。不过由于声衰减量与频率平方成比例,通常二次谐波超声信号是很弱的。目前利用的二次谐波成像技术主要有两种,即自然组织二次谐波成像和造影剂二次谐波成像。前者来自于检测组织所产生的非线性声学效应,后者则来自于造影剂微气泡突然破裂所产生的激波信号。

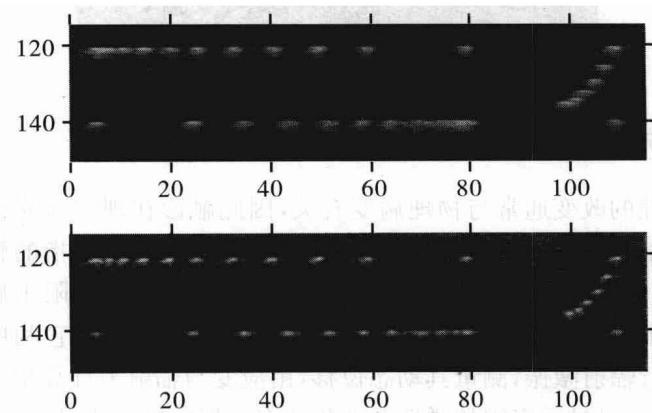


图 1.3 基波成像和二次谐波成像效果比较

利用超声二次谐波成像可以进一步诊断心脏功能及心肌存活情况,可为心肌密度定量分析提供依据,另外,分谐波(subharmonic)成像技术也在发展,它利用1/2或1/3基频探测人体组织,可以减少声衰减,提高侧向分辨率。

### 1.2.3 超声体成像 (ultrasonic volume imaging)

虽然传感器多阵元和宽频带技术、数字扫描转换技术、数字声束形成器技术、超声 Doppler 技术等有力地促进了医学超声二维图像技术的飞跃发展,但在深入应用中也发现其不足之处:诊断的准确性较高地依赖于诊断医师掌握仪器的能力与医学知识;成像面间隙区域信号丢失;受检体空间结构是在诊断医师大脑中瞬间合成的印象;介入性治疗明显受到平面声像制约。1961 年, Baun 和 Greewood 提出了超声体成像概念。超声体成像就是三维成像。其关键问题包括:三维重建与显示方式的算法、精确而方便使用的定位系统等。目前,三维超声成像技术主要应用在心脏、胎儿形体检查(如图 1.4 所示)及血管内三维重建。



图 1.4 胎儿三维成像

#### 1.2.4 组织弹性成像(tissue elasticity imaging)

软组织弹性的改变通常与物理病变有关,因此触诊在现实疾病诊断中仍广泛使用。触诊的基本原理就是对组织施加一个低频压力,利用手指的触觉定性的测量组织的响应,从而得到组织的定性估计。但触诊的有效性受限于病灶距体表的位置和医生的主观经验。组织弹性声成像反映组织弹性特征,它利用特制超声源对被测组织进行辐射激振,测量其动态位移,由应变与辐射力计算出相应的弹性系数并加以显示,可以显示组织的弹性及老化状态。根据组织激励方式的不同,超声弹性成像可分为采用静态/准静态压缩的弹性成像(elastography, elasticity imaging)、血管弹性成像(intravascular elastography, vascular elastography)、心

肌弹性成像(myocardial elastography, cardiac elastography)、采用低频振动激励的声弹性成像(sonoelastography, sonoelasticity imaging)、基于脉冲激励和超快速超声成像系统的瞬时弹性成像或者脉冲弹性成像(transient elastography, pulsed elastography)、采用声辐射力激励的声辐射力脉冲成像(acoustic radiation force impulse imaging, ARFI imaging)、剪切波弹性成像(shear wave elasticity imaging, SWEI)等。

### 1.2.5 合成孔径成像(synthetic aperture imaging)

合成孔径聚焦(synthetic aperture focusing technique, SAFT)超声成像是 20 世纪 70 年代发展起来的一种比较有潜力的成像方法,其最初思想可以追溯到 20 世纪 50 年代发展起来的合成孔径雷达技术(SAR)。它以点源传感器在被测物体的表面上扫描,接收来自物体内部各点的散射声信号并加以存储,然后对不同接收位置上传感器接收的声信号引入适当的延迟并进行叠加,以获得被成像区域的逐点聚焦声学像。与传统的超声成像方法不同,合成孔径聚焦成像可以通过低的工作频率和较小的传感器孔径获得较好的分辨率。SAFT 技术要求采样和存储每一个孔径点的整个回波信号,即全波采样,其重建理论较复杂,无论对硬件或软件要求都比较高。其后人们又提出各种改进方案,如多阵元合成孔径聚焦(multi-element synthetic aperture focusing, M-SAF)、合成聚焦(synthetic focusing, SF)、合成发射孔径(synthetic transmit aperture, STA)、合成接收孔径(synthetic receive aperture, SRA)。

在合成孔径成像的研究方面,丹麦理工大学的 J. A. Jensen 领导的快速超声成像中心成果显著,主要体现在:(1)完成了实时合成孔径超声成像系统;(2)利用合成孔径血流向量成像(synthetic aperture vector flow imaging)技术,测量横向血流速度(transverse flow imaging)。

### 1.2.6 Fourier 成像系统(fourier imaging)

为了提高成像质量,探索新的成像理论和算法,Jian-yu Lu 在 1997 年提出了一种 Fourier 超声成像系统。在这种方法中,首先发射脉冲平面波或 Array beam 到要成像的物体上,然后用参数不同的 Array Beam 对接收到的回波信号进行加权处理,其结果经插值后就得到图像的空间频谱,最后通过 Fourier 逆变换就可得到二维或三维超声图像。由于这种成像算法的核心是 Fourier 变换,所以系统又称为 Fourier 成像系统。因其仅需一次发射就可重构一帧图像,这种方法可以达到高帧率(high frame rate, HFR)的成像输出。比如在生物软组织中,声波的传播