

# 数字超声成像原理和 架构体系设计

何 为 王 平 罗晓华 著



科学出版社

# 数字超声成像原理和 架构体系设计

何 为 王 平 罗晓华 著

科 学 出 版 社

北 京

## 内 容 简 介

本书在超声成像的硬件和体系构架设计基础上,以 B 型超声成像系统为主要分析对象,详细介绍了数字超声成像中宽频带传感器、高速前端 AD 转换、数字波束合成、回波信号的处理技术、图像显示处理、可控波形编码发射、线性调频波、Golay 互补码和 Barker 码等编码技术的设计要点,以及合成孔径成像等方面的研究内容,重点介绍了数字声束合成技术。针对超声传播的独特性,本书还涉及声传播的基础理论和超声弹性成像方面的内容。

本书可供从事超声仪器开发的工程技术人员、超声设备的检修与操作人员以及使用技术人员参考,也可作为高等院校、研究所超声学相关专业的研究生和本科生的教学参考书。

图书在版编目(CIP)数据

数字超声成像原理和架构体系设计/周为,王平,罗晓华著. —北京:科学出版社,2014

ISBN 978-7-03-120165-7

I. ①数… II. ①周…②王…③罗… III. ①数字技术-应用-超声成像  
IV. ①TB553-39

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 047306 号

责任编辑:张海娜 / 责任校对:张凤琴  
责任印制:张 倩 / 封面设计:蓝正设计

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

北京源海印刷有限责任公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2014 年 3 月第 一 版 开本:720×1000 1/16

2014 年 3 月第一次印刷 印张:17 1/2

字数:352 000

定价:78.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

## 前 言

医学超声成像技术与 X 射线诊断技术、磁共振成像及核医学成像一起被公认为现代四大医学影像技术,目前已成为现代医学影像技术中不可替代的支柱,而且超声成像成本低,设备简单,普及率高。医学超声成像和其他成像技术相比,具有实时性好、无创、无电离辐射等优势,广泛应用于临床检查和诊断,受到广大医务工作者和患者的欢迎。

超声成像虽然具有很多优势,但由于其工作模式、成像理论未有大的突破,还有很多问题有待深入研究。例如,超声成像帧率低,现今的超声成像系统约为 30 帧/s,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 CT、核磁共振;另外,超声成像是从大量背景噪声中提取有用的信息,图像质量受噪声干扰严重。我国是全世界最大的超声仪器生产国,产量高居世界第一,但对超声成像领域的基础研究不够,国产超声成像仪器的质量并不理想,仍有待进一步在成像方法上改进和在技术水平上提高。

本书在作者多年对数字超声成像技术较为全面的研究基础上,总结了作者在宽频带传感器、高速前端 AD 转换、数字波束合成、回波信号的处理技术、图像显示处理、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,以及对组织弹性成像、合成孔径成像、波束形成技术等方面的研究内容,力求全面描述发展迅速的数字超声成像的理论与实际设计方法。本书还提供了大量实例和电路供读者参考。

B 型超声在临床中的应用最为广泛,因此,本书主要对 B 型超声成像系统进行分析。数字声束合成是超声成像的核心技术,对超声成像起着决定性的作用,是本书着墨最多的章节,也是本书最希望向读者呈现的专门技术和学术内容。

另外,针对超声传播的特点,作者在声传播的基础理论和超声弹性成像方面进行了一定的研究,方便读者对超声与电磁、光学的传播特性进行对比理解,也为超声弹性成像研究奠定理论基础。

由于作者对超声的研究主要集中在硬件和体系构架设计上,难免在某些方面的研究不够深入,也没有涵盖超声成像的全部内容,特别是对超声弹性成像只是初步涉猎,内容较少,仅供读者参考。

本书参加编写人员还有博士生李哲明和硕士生高阳等,此处一并致谢。

作 者

重庆市医疗电子工程技术研究中心  
重庆大学输变电装备与系统安全及新技术国家重点实验室

# 目 录

## 前言

第 1 章 绪论	1
1.1 超声成像的背景与意义	1
1.2 超声成像方法的现状	1
1.3 波束形成技术	4
参考文献	5
第 2 章 数字超声的基础理论与成像原理	6
2.1 数字 B 型超声成像系统原理	6
2.2 超声成像基础理论	7
2.2.1 超声波产生与接收原理	7
2.2.2 超声波信号的特性	7
2.2.3 超声波的反射、折射和散射	9
2.2.4 超声波的衰减	10
2.2.5 超声波声场特性	11
2.3 高速采样的 AD 转换	12
2.4 时间增益控制	13
2.5 超声成像质量的评价标准	14
2.5.1 轴向分辨率	14
2.5.2 横向分辨率	14
2.5.3 对比度	14
2.5.4 时间分辨率	15
2.5.5 动态范围	15
参考文献	15
第 3 章 数字超声硬件系统的设计与研究	17
3.1 数字 B 型超声系统的原理	17
3.2 超声发射电路	18
3.3 超声扫描线的生成	19
3.3.1 超声扫查的原理	19
3.3.2 间隔扫查方法	20
3.3.3 收发交叉扫查方法	20

3.3.4	收发间隔交叉扫查方法	22
3.3.5	飞越扫查方法	22
3.4	发射阵列开关	23
3.4.1	发射阵列	23
3.4.2	超声发射信号的整序网络	24
3.4.3	超声发射信号的产生	28
3.5	TR 接收电路	30
3.6	时间增益控制电路	32
3.6.1	时间增益控制原理	32
3.6.2	时间增益控制电路的设计	33
3.7	高速 AD 转换	36
3.8	接收整序网络	37
	参考文献	42
<b>第 4 章</b>	<b>数字波束合成技术</b>	<b>43</b>
4.1	延时叠加波束形成	43
4.2	聚焦技术	44
4.2.1	聚焦技术的实现过程	45
4.2.2	声场分布的计算	46
4.2.3	凸阵探头的仿真	47
4.2.4	超声图像的仿真	50
4.3	动态聚焦的工程实现方法	51
4.4	非均匀采样法动态聚焦	55
4.5	均匀采样内插法动态聚焦	59
4.5.1	聚焦延时参数实时修正的产生方法	59
4.5.2	聚焦延时参数的压缩存储与实时生成方法	62
4.5.3	逐点聚焦算法的 FPGA 实现	67
4.5.4	改进聚焦算法的性能分析与讨论	69
4.6	数字多波束逐点聚焦技术	70
4.7	幅度变迹技术	74
4.7.1	单一幅度变迹	74
4.7.2	分段动态变迹技术的研究	77
4.7.3	动态幅度变迹技术的实现方法	82
4.8	动态孔径技术	83
4.8.1	动态孔径的优点	84
4.8.2	动态孔径的原理及实现算法	85

4.8.3 仿真成像 .....	87
4.9 动态孔径与动态聚焦延时参数的融合设计 .....	90
4.9.1 聚焦延时的计算 .....	90
4.9.2 动态孔径控制方法 .....	91
4.9.3 融合动态孔径聚焦延时参数的压缩 .....	91
4.9.4 Geabr0 实验数据集成像 .....	95
参考文献 .....	95
<b>第5章 超声回波信号的处理技术 .....</b>	<b>97</b>
5.1 动态滤波技术 .....	97
5.1.1 数字滤波器 .....	98
5.1.2 动态滤波器设计 .....	99
5.1.3 动态滤波器的 FPGA 实现 .....	101
5.2 包络检测技术 .....	104
5.3 对数压缩技术 .....	108
参考文献 .....	109
<b>第6章 超声的数字图像处理技术 .....</b>	<b>110</b>
6.1 数字扫描变换技术 .....	110
6.1.1 坐标变换 .....	111
6.1.2 线性插值 .....	111
6.2 图像的帧相关 .....	112
参考文献 .....	114
<b>第7章 基于虚拟阵元的超声成像双聚焦波束合成 .....</b>	<b>115</b>
7.1 基于虚拟阵元的双聚焦波束合成方法 .....	115
7.2 波束合成器 BF1 的延迟参数计算 .....	117
7.3 波束合成器 BF2 的延迟参数计算 .....	118
7.4 仿真结果及讨论 .....	119
参考文献 .....	122
<b>第8章 自适应波束合成算法 .....</b>	<b>123</b>
8.1 标准的最小方差波束合成算法 .....	123
8.2 稳健的自适应加权波束合成算法 .....	124
8.2.1 对角加载法 .....	124
8.2.2 空间平滑法 .....	125
8.2.3 特征空间法 .....	127
8.2.4 广义相干系数 .....	128

8.3	最小方差波束合成与基于最小方差相干系数融合的超声成像方法	129
8.4	基于特征空间的前后向最小方差波束合成	130
8.5	仿真结果及讨论	131
8.5.1	传统延时叠加成像	131
8.5.2	最小方差波束合成与基于最小方差相干系数融合的成像	134
8.5.3	基于特征空间的前后向最小方差波束合成的成像	138
	参考文献	142
<b>第9章</b>	<b>Chirp 码与自适应加权融合的鲁棒双聚焦超声波束合成</b>	<b>143</b>
9.1	Chirp 编码信号	143
9.2	匹配滤波器与脉冲压缩	144
9.3	基于 Chirp 码与自适应加权的鲁棒超声双聚焦波束合成	146
9.4	仿真结果及讨论	147
	参考文献	151
<b>第10章</b>	<b>数字超声系统设计中的若干问题与解决方法</b>	<b>152</b>
10.1	控制策略与性价比的问题	152
10.1.1	分时复用的四波束控制策略	153
10.1.2	数据码流的降频处理问题	156
10.2	超声硬件系统设计的噪声问题	159
10.2.1	超声硬件拓扑结构布局问题	159
10.2.2	超声电路的元器件参数选择问题	160
10.2.3	超声电路中的电源波动引入噪声问题	162
10.2.4	超声电路中信号传输阻抗匹配问题	163
10.2.5	超声电路中的信号串扰问题	167
10.2.6	超声回波信号的屏蔽问题	169
10.2.7	超声电路中的信号隔离与共地问题	172
10.3	高速 AD 转换器的时钟设计	176
10.3.1	AD 转换器时钟的抖动问题	177
10.3.2	抑制 AD 转换器时钟的抖动	179
10.3.3	多路 AD 转换器同步时钟的设计	180
10.4	高速 LVDS 串行接口	182
10.4.1	AFE5805 的 LVDS 数据连接	183
10.4.2	LVDS 数据线的匹配设计	184
10.4.3	LVDS 数据的串行接收	185
10.4.4	LVDS 数据的测试与分析	187



参考文献 .....	188
<b>第 11 章 超声弹性成像基本原理和成像关键方程 .....</b>	<b>189</b>
11.1 弹性成像的形成背景 .....	190
11.1.1 超声弹性成像的原理和方法 .....	190
11.1.2 弹性图与声像图的区别 .....	191
11.1.3 与超声弹性图质量有关的重要参数及理论方面的进展 .....	191
11.1.4 算法方面的进展 .....	193
11.2 弹性波与物质相互作用及超声弹性成像的物理基础 .....	195
11.2.1 弹性波在生物组织中传播的物理方程 .....	197
11.2.2 波动方程的导出 .....	198
11.2.3 非齐次波动方程的 Fredholm 解 .....	202
11.2.4 声波与生物组织相互作用 .....	203
参考文献 .....	206
<b>第 12 章 声波与声子晶体 .....</b>	<b>207</b>
12.1 背景 .....	207
12.2 声子晶体 .....	207
12.2.1 声子晶体的带隙形成机制 .....	208
12.2.2 声子晶体的研究方法 .....	209
12.2.3 声子晶体的缺陷态 .....	210
12.2.4 声子晶体的应用 .....	211
12.3 转移矩阵方法与一维声子晶体的带结构 .....	212
12.3.1 运动方程 .....	212
12.3.2 转移矩阵方法 .....	213
12.4 折射率呈余弦变化的一维光子晶体带结构 .....	216
12.4.1 弹性波波动方程 .....	216
12.4.2 电磁波动方程 .....	218
参考文献 .....	219
<b>第 13 章 弹性波在介质中的传播成像及 NCB 法正则参数的选择 .....</b>	<b>221</b>
13.1 弹性波 .....	221
13.2 Fredholm 方程的离散化 .....	221
13.3 逆散射成像中的正则化方法 .....	223
13.3.1 Tikhonov 方法 .....	223
13.3.2 截断奇异值方法 .....	224
13.3.3 L-曲线法 .....	225
13.4 Burg 谱估计与 K-S 检验 .....	225

13.5	求正则参数的归一化累积频谱 Burg 法	228
	参考文献	231
<b>第 14 章</b>	<b>NCB 正则化 Lanczos 超声反卷积大规模逆成像</b>	<b>232</b>
14.1	超声解卷面临的问题	232
14.2	Lanczos-NCB 混合法解卷	233
14.2.1	卷积问题的离散化	233
14.2.2	Lanczos 混合法求解大规模逆问题	235
14.2.3	正则 NCB 方法	235
14.3	算法实现与模拟	236
	参考文献	237
<b>第 15 章</b>	<b>基于光流的超声心动图心肌运动与变形分析</b>	<b>238</b>
15.1	光流的基本概念	239
15.1.1	光流	239
15.1.2	运动场与光流	240
15.1.3	光流的梯度约束方程	241
15.1.4	孔径问题	242
15.2	光流法	243
15.3	不同模型光滑项选择	248
15.4	中值公式	250
15.4.1	以 TV 模型为基础的中值公式计算	250
15.4.2	图像离散的中值公式计算	252
15.5	经典 Horn-Schunck 鲁棒性 $\rho$ 函数光流估计	255
15.6	离散中值滤波高阶 TV 模型的计算	256
15.6.1	$\rho$ 函数光流估计的全变差中值滤波离散方程	256
15.6.2	阶梯效应的消除	257
15.6.3	改进的 $\rho$ 函数光流估计与中值公式的计算	259
15.6.4	对高阶项模型的改进方式	261
15.7	实验结论与数值计算	262
	参考文献	269

# 第 1 章 绪 论

## 1.1 超声成像的背景与意义

医学超声成像技术与 X 射线诊断技术、磁共振成像(MRI)及核医学成像一起被公认为现代四大医学超声影像技术,成为现代医学影像技术中不可替代的支柱。与其他成像技术相比,医学超声成像具有实时性好、无创、无电离辐射、无痛苦以及低成本等优势,广泛应用于临床检查和诊断,备受医务工作者和患者的欢迎。

超声成像虽然具有很多优势,但由于其工作模式、成像理论多年来都未有大的突破,因此当前的超声成像系统还有很多问题值得深入研究。例如,超声成像帧率低,现今的超声成像系统约为 30 帧/s,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 CT、核磁共振;超声成像是从大量背景噪声中提取有用的信息,图像质量受到噪声干扰严重<sup>[1]</sup>。因此,目前的超声成像质量并不理想,有待进一步改进。

波束形成技术是超声成像系统中最关键与最基本的一项核心技术,直接决定了超声诊断设备的整体质量。波束形成一般分为模拟波束形成和数字波束形成。模拟波束形成一般采用模拟延迟线来完成每个阵元接收信号的延时控制。因为模拟波束形成的精度差,不灵活,受环境和元器件老化的影响较大,部分较为先进的算法难以实现等,所以模拟超声成像系统的图像质量难以大幅度的提高。随着近年来数字电子技术的快速发展,数字波束形成技术得到了迅速发展,即对各个阵元的超声回波进行 AD 采样数字化<sup>[2]</sup>,然后在数字域中进行波束合成和其他后处理。由于数字波束形成具有延时精度高、稳定、设计灵活等优点,能够有效提高图像的分辨率,增加动态范围,降低随机噪声,从而获得较佳的超声图像质量,提高超声诊断的准确性,因此随着数字超声成像技术的迅速发展,数字波束形成算法成为医学超声成像的研究热点。

## 1.2 超声成像方法的现状

### 1. 超声成像的发展历史与现状

20 世纪 70 年代以来,医学超声工程技术的不断革新,推动了医学超声图像诊

断广泛而深入地发展。数字化成像(digital technique imaging)、谐波成像(harmonic imaging, HI)、超声体成像(ultrasonic volume imaging)、组织弹性成像(tissue elasticity imaging)、合成孔径成像(synthetic aperture imaging)、Fourier 成像(Fourier imaging)等新技术的应用推动了超声成像诊断技术的迅猛发展。现代医学超声诊断仪是结合了最新医学超声理论基础研究、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的产物,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<sup>[3]</sup>,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。

## 2. 数字化成像

全数字化技术在目前超声诊断系统中广泛使用,相比模拟超声诊断仪,不但提高了图像质量,而且改善了系统的可靠性和稳定性。其核心是:

(1) 宽频带传感器:解决了分辨力和穿透力的矛盾,能够同时获得丰富的组织结构反射信息。

(2) 高速前端 AD 转换、传感器接收到的回波信号,直接进入 AD 转换,数字波束形成可以采用比模拟延迟线精度高的数字延迟,从而更加精确地进行聚焦。

(3) 数字波束合成:全数字化技术中最为关键的技术,同时实现难度最大,包括聚焦技术、幅度变迹技术和可变孔径技术三个技术环节,成功地完成这三个环节的设计,即可显著提高系统的图像分辨率,增加动态范围,降低随机噪声,获得几乎完全没有失真的超声图像。

(4) 回波信号的后处理:对数字波束合成后的回波信号进行处理,包括动态滤波技术、正交解调技术、对数压缩技术。

(5) 图像显示处理:主要通过数字变换扫描技术实现超声图像的显示,包括数据存储技术、坐标变换技术以及线性插值技术。

(6) 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和信噪比,有显著效果<sup>[4]</sup>。

## 3. 谐波成像

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。若产生为基频  $n$  倍的超声波则称为  $n$  次谐波。谐波的成像质量是明显高于基波的,不过由于声衰减量与频率的平方成比例,通常二次谐波信号是微弱的。目前二次谐波成像技术主要用于自然组织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,后者来自于造影剂微气泡突然破裂所产生的激励信号。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,可以减少衰减,提高横向分辨率。

#### 4. 超声体成像

虽然多种技术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中的不足: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Greenwood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、胎儿形体检查及血管内三维重建。

#### 5. 组织弹性成像

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然广泛使用。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地测量组织的响应,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。组织弹性成像反映组织弹性特征,它利用特制的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响应的弹性系数显示组织的弹性及老化状态。

#### 6. 合成孔径成像

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。合成孔径聚焦(synthetic aperture focusing technique,SAFT)技术要求采样和存储每一个孔径点和整个回波信号,其全波采样与重建理论复杂,无论对硬件或软件都要求较高,后来人们又提出了各种改进方案,如多阵元合成孔径聚焦(multielement synthetic aperture focusing,M-SAF)、合成聚焦(synthetic focusing,SF)、合成发射孔径(synthetic transmit focusing,STA)、合成接收孔径(synthetic receive focusing,SRA)<sup>[5]</sup>。

#### 7. Fourier 成像

为了提高成像质量,探索新的成像理论和算法,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阵列波束(array beam)到要成像的物体上,然后用参数不同的阵列波束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逆变换就可得二维或三维超声图像。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。一次发射就可以重构一帧图像,从而可以到达高帧率(high frame rate,HFR)的成像输出,因此人们又称该成像为高帧率成像。

### 1.3 波束形成技术

在超声成像发展初期,绝大多数的 B 超和彩超仪采用模拟波束形成方式,即各个阵元的超声回波信号先前置放大,再通过模拟延迟线进行调整,最后经过求和处理模块进行波束合成。由于电子聚焦、幅度变迹等都是模拟信号方式下完成的,因此这种方式的精度差,易受环境和元器件老化的影响,并且模拟延时线的使用也使超声成像系统的设计变得非常不灵活,先进的算法难以实现,从而使模拟超声的成像质量难以有大幅度的提升。

直到 20 世纪 90 年代,美国 ATL 公司研制出了世界第一台前端全数字化超声诊断仪,将超声的数字化技术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与解码,这一处理放大了有用的微弱信号,抑制了不需要的回波信号,多方面改善了图像的质量。

在数字波束形成中,各个阵元的回波信号经过放大后,经 AD 采样数字化,在数字域进行延时叠加、变迹和合成孔径处理。采用数字波束形成技术存在以下优势:实现跟踪式动态聚焦,大大改善了图像的横向分辨率;实时动态变迹;幅度信息(获得 B 型图像)与相应信息(获得多普勒血流图像)可以在基本相同的硬件通道上得到;有效降低电路系统中噪声对波束形成的影响;先进的算法在数字系统中易于实现。这些技术优势使得数字超声系统的成像质量明显优于模拟超声,并在临床应用中逐步取代模拟超声成像系统<sup>[6]</sup>。

数字波束形成技术作为超声成像的关键核心技术,直接决定着超声成像系统的图像质量。在近十几年,数字波束形成技术得到进一步的发展,相继出现了空间复合成像、自适应波束形成技术以及数字多声束形成技术。

空间复合成像的原理早在 20 世纪 80 年代初就已被提出,但受当时计算机技术和电子技术的限制,一直停留在理论阶段。近几年来随着计算机处理能力和大型集成电路的发展,实时复合成像又被提起,并逐步进入实用阶段<sup>[2]</sup>。

自适应波束形成已广泛用于无线通信、语音信号处理、雷达、声纳等阵列信号处理领域。近年来,自适应波束形成也被应用到超声领域。自适应波束形成技术是指利用接收的回波数据计算出动态的加权系数。该技术充分利用回波数据本身的特点,实现了真正的动态变迹,从而达到提高图像空间分辨率的目的。其中,最小方差波束形成(minimum variance beamforming)是一种最常用的自适应波束形成方法。该方法最早由 Capon 在 1969 年提出,基本思想是在无失真约束条件下在指定方位或频率上获得最小方差,进而推导出最优权向量。但这种波束形成方法仅适用于远场、窄带非相关信号,而超声数据具有近场、宽带和强相关性等特点,限制了 MV 算法在医学超声成像中的应用。针对这些问题,Synnevag 等采用

前向空间平滑法,去除了回波信号的相关性。Asl 等采用前后向(FB)空间平滑法,进一步提高了去除回波信号相关性的能力。Li 等利用对角加载技术提高 MV 算法的稳健性。MV 算法虽然能够有效地提高成像空间分辨率,但对成像的对比度却没有改善。Asl 等分别提出了 MV 与相干系数(CF)结合的算法及基于特征空间的 MV(EIBMV)算法来提高成像分辨率、对比度,以及降低旁瓣等级。基于以上阐述,如何进一步提高图像的分辨率、对比度以及成像算法的稳健性是数字波束形成技术中重要的研究课题<sup>[7]</sup>。

数字多波束形成技术是由数字波束形成技术与多波束形成技术结合而成。数字多波束形成技术只需发射一次脉冲信号,然后利用多个阵元接收到的回波信号形成多条接收声束。关于多波束形成技术的讨论在文献中极少见,但近几年已开始有产品问世。数字多波束形成技术具有很大的技术意义,不仅提高了图像的纵向分辨率、横向分辨率、时间分辨率及对比分辨率,而且也提高了成像速度。从而使得数字超声成像能够更好地应用于血流成像系统以及高速度的三维成像。

目前 B 型超声在临床中的应用最为广泛,因此,本书重点以 B 型超声成像系统进行分析。数字声束合成是超声成像的关键核心技术,对超声成像起着决定性的作用,也是本书要重点分析的内容。

## 参 考 文 献

- [1] 彭虎. 超声成像算法导论. 合肥:中国科学技术大学出版社,2008.
- [2] 彭龙飞. 数字超声成像关键技术的优化设计与实现[硕士学位论文]. 成都:电子科技大学,2010.
- [3] Thomenius K E. Evolution of ultrasound beamformers. IEEE Ultrasonics Symposium, 1996, 2:1615-1622.
- [4] Park S, Karpouk A B, Aglyamov S R, et al. Adaptive beamforming for photoacoustic imaging using linear array transducer. IEEE Ultrasonics Symposium, 2008:1088-1091.
- [5] Chang J H, Song T K. A new synthetic aperture focusing method to suppress the diffraction of ultrasound. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2011, 58(2):327-337.
- [6] 许琴. 超声成像中波束形成算法研究[硕士学位论文]. 重庆:重庆大学,2012.
- [7] Wang S L, Li P C. High frame rate adaptive imaging using coherence factor weighting and the MVDR method. IEEE Ultrasonics Symposium, 2008:1175-1178.

## 第 2 章 数字超声的基础理论与成像原理

本章将重点分析研究数字 B 型超声成像系统的原理和超声成像的基础理论,包括系统成像流程,超声信号的波形,传播过程中的反射、折射、衰减和声场特性。让读者逐渐掌握超声信号的基本特征,大致了解数字 B 型超声系统的成像过程。

### 2.1 数字 B 型超声成像系统原理

目前所使用的数字 B 型超声成像系统,通常是应用超声脉冲回波技术,即利用超声波照射人体,超声波在人体中反射、折射和散射,然后通过接收和处理载有信息的回波,从而得到人体组织结构的灰阶图像,其原理如图 2.1 所示。

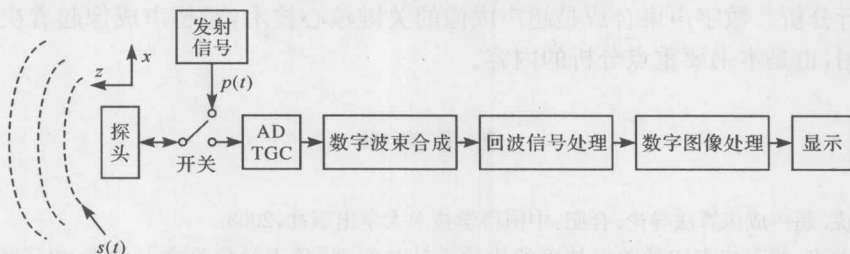


图 2.1 数字 B 型超声成像系统原理图

首先将开关阵列导通至发射模式,然后发射的脉冲激励信号  $p(t)$ ,一旦探头阵元完全接收到信号  $p(t)$  后,即把开关阵列转向接收模式,阵元对激励信号  $p(t)$  产生响应,得到超声波信号  $s(t)$ ,超声波信号  $s(t)$  在人体内传播时,对人体的组织结构会发生反射、折射、散射和衰减现象,得到载有人体组织信息的回波信号,探头阵元接收到超声回波信号之后,通过压电阵元转化为电信号,此时的信号还是模拟连续的,通过前置放大,时间增益(time gain control, TGC)<sup>[1]</sup> 放大后,再经高速 AD 采样转化为数字离散信号,即可进行数字波束合成与后续的相关数字信号处理。

回波信号的数字信号处理,包括数字波束合成、回波信号处理、数字图像处理三个部分,一次发射接收到的回波信号经过数字信号处理之后,得到的仅是一条回波扫描线信息,为了构建一帧图像,需要进行多次发射,得到多条回波扫描线。最后,将多条扫描线拼接为一帧图像,在显示器上进行显像,图像反映的是 XZ 平面上人体某一断层的信息。X 轴表示探头阵元宽度方向,Z 轴表示探测人体的深度方向。



## 2.2 超声成像基础理论

超声成像理论基础着重研究了超声波产生与接收原理及波形特性、超声波反射和折射特性、超声波声场特性、超声波衰减特性,这些知识对于开展的后续研究具有非常重要的作用。

### 2.2.1 超声波产生与接收原理

超声波产生与接收是通过压电效应实现的,压力与电荷相互转化的物理现象称为压电效应。超声信号的产生就是利用了压电效应的逆过程,如图 2.2 中逆过程所示。超声探头的阵元是由具有特殊性能的天然或人工晶体制成,当对阵元施加电信号时,阵元将会产生形变(压缩或舒张),形变的程度和方向由电信号的幅度和方向决定。

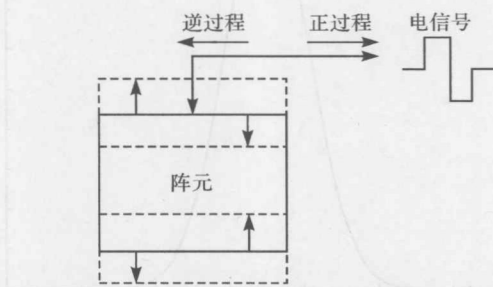


图 2.2 压电效应

当在阵元上施加的电信号的频率大于 20kHz 时,即阵元的振动频率大于 20kHz,通过自身的形变推动周围的介质,使之振动,从而产生超声波,并在介质中传播,医用超声波信号的频率通常在 2MHz 以上。超声波的接收过程利用了正压电效应,如图 2.2 所示的正过程。当其在人体组织中传播时,遇到声阻抗不同的组织结构将产生反射。反射的超声回波到达阵元后,对阵元产生力作用(压力或张力),使之形变,并在阵元两端产生电荷,从而接收到超声波转化的电信号。同理,电信号的幅度和方向由形变决定<sup>[2]</sup>。

### 2.2.2 超声波信号的特性

超声发射脉冲信号激励超声探头阵元产生超声波波形,主要是利用了线性模型的脉冲响应特性。其特性如下:假设发射脉冲信号为  $p(t)$ ,探头阵元脉冲响应函数为  $h(t)$ ,那么阵元上产生的超声波信号  $s(t)$  为