

本研究得到重庆市科委自然科学基金 (cstc2012jjA40030)

重庆市教委科学技术研究项目 (Kj130826)

重庆理工大学优秀学术著作基金资助

超声弹性成像

的 理论、方法与关键技术

崔少国 / 著

本研究得到重庆市科委自然科学基金 (cstc2012jjA40030)

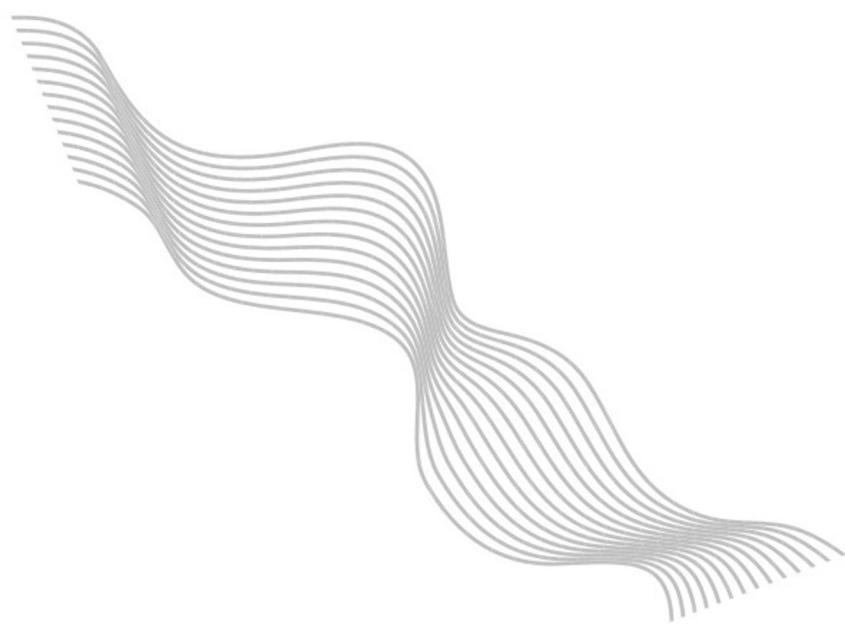
重庆市教委科学技术研究项目 (Kj130826)

重庆理工大学优秀学术著作基金资助

超声弹性成像

的 理论、方法与 关键技术

崔少国 / 著



电子科技大学出版社

本研究得到重庆市科委自然科学基金（cstc2012jjA1154）、重庆市教委科学技术研究项目（KJ130826）、重庆理工大学优秀学术著作基金资助

超声弹性成像的理论、方法与关键技术

崔少国 著

电子科技大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

超声弹性成像的理论、方法与关键技术 / 崔少国著.

—成都: 电子科技大学出版社, 2013. 12

ISBN 978-7-5647-1954-8

I. ①超… II. ①崔… III. ①超声成像—研究 IV.

①TB553

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2013) 第 287817 号

内 容 提 要

组织的弹性模量和它的生理与病理状况密切相关, 对组织弹性模量参数的检测始终是生物学、医学与生物医学工程领域所关注的热点问题。超声弹性成像是依托超声回波检测并使用计算机、数字信号处理和运动估计的相关理论和方法对组织在一定应力作用下的应变信息进行成像。这种成像技术能够获取组织的相对弹性信息, 还可以根据边界条件进一步重构出组织弹性模量参数, 为临床诊断与治疗提供辅助信息。

本书重点论述了超声弹性成像的原理、方法与关键核心技术, 以及超声弹性成像品质改进、噪声抑制、应变显示等方面的最新研究成果。内容包括: 传统超声成像理论与方法, 超声弹性成像原理, 弹性成像方法, 弹性成像关键技术如运动追踪、位移估计、位移修正、应变计算、复合成像、小波去噪、应变显示等。本书突出了理论与实践紧密结合的特点, 针对提出的每一项关键技术与方法均给出了算法设计、仿真实验、体模实验、讨论分析及结论。

本书可作为生物医学工程类、电子信息类、计算机科学与工程类等专业的硕士或博士研究生专题研讨教材, 也可作为从事超声医学工程和超声电子工程领域研究与开发的科技人员参考书。

超声弹性成像的理论、方法与关键技术

崔少国 著

出 版: 电子科技大学出版社(成都市一环路东一段 159 号电子信息产业大厦 邮编: 610051)

策划编辑: 万晓桐

责任编辑: 万晓桐

主 页: www.uestcp.com.cn

电子邮箱: uestcp@uestcp.com.cn

发 行: 新华书店经销

印 刷: 四川川印印刷有限公司

成品尺寸: 185mm×260mm 印张 9.75 字数 243 千字

版 次: 2013 年 12 月第一版

印 次: 2013 年 12 月第一次印刷

书 号: ISBN 978-7-5647-1954-8

定 价: 28.00 元

■ 版权所有 侵权必究 ■

◆ 本社发行部电话: 028-83202463; 本社邮购电话: 028-83201495。

◆ 本书如有缺页、破损、装订错误, 请寄回印刷厂调换。

序

超声弹性成像自 1991 年被美国 Ophir 教授提出以来,受到国内外许多专家学者的高度关注。在过去的 20 多年里,国内外许多科研工作者与工程技术人员在该领域开展了大量的研究与实践工作,在超声弹性成像理论、方法与技术方面取得了诸多令人鼓舞的进步。编写本书的目的是希望对超声弹性成像理论、方法与关键技术作一个系统全面的论述,并在前人研究成果的基础上重点总结了作者本人多年来在该领域的系列研究成果。

本书注重理论与实践的统一。一方面,针对超声弹性成像各个环节所提出的方法与技术给出了理论依据、原理剖析与方法分析;另一方面,针对各项新技术给出了算法设计与实现、仿真实验、体模实验及实验结果的讨论与分析。

本书较系统地介绍了超声弹性成像过程中所涉及的各项内容。第 1 章介绍了超声成像技术的发展、原理、方法与成像模式,为超声弹性成像打下基础;第 2 章介绍了超声弹性成像的物理基础、基本原理与方法、成像方式分类、成像过程主要环节、成像性能评价指标以及实验研究平台;第 3 章介绍了超声弹性成像研究与开发过程的仿真方法与技术,提出了一种超声弹性成像试验数据快速仿真算法;第 4 章介绍了超声弹性成像运动追踪理论与方法,提出了多方向引导运动追踪算法;第 5 章介绍了超声弹性成像形变估计理论与算法,在加权相位分离算法和位移位置估计算法的基础上提出基于相位的 2D 形变估计方法;第 6 章介绍了超声弹性成像幅度调制噪声形成原理,提出基于位移位置估计的位移场修正抑制幅度调制噪声方法;第 7 章介绍了复合成像理论与方法,在深入研究传统频率复合 B 模式成像技术以及空间复合弹性成像技术的基础上提出频率复合超声弹性成像的方法与技术;第 8 章介绍了小波变换、小波去噪原理与方法,针对弹性图像的“蠕虫”噪声特性提出弹性成像小波收缩去噪法;第 9 章针对超声弹性成像应变显示中存在的问题以及如何增强显示效果,给出了灰阶应变显示与伪彩应变显示两类方法与技术;第 10 章对本书所涉及的研究内容进行了总结。

本书的研究成果部分来自于重庆市科委自然科学基金(项目号: cstc2012jjA1154)和重庆市教委科学技术研究项目(项目号: KJ130826)资助,本书的出版也得到了重庆理工大学优秀学术著作出版基金资助。在此,作者向大力支持本工作的重庆市科委、重庆市教委、重庆理工大学、电子科技大学出版社以及为本书编辑出版付出辛勤劳动的各位

同仁致以真挚的谢意。

由于作者学识水平有限，书中错误和不妥之处在所难免，望读者不吝赐教。所有关于本书的批评与建议，请寄往作者电子信箱：cuishaoguo@cqut.edu.cn

谨 识

2013 年 9 月 18 日，于重庆理工大学

目 录

第 1 章 医学超声成像	1
1.1 前言	1
1.2 医学超声技术的分类	2
1.3 医学超声成像技术的历史	3
1.4 超声成像系统基础	5
1.4.1 超声成像系统的组成	5
1.4.2 超声成像系统的分类	6
1.5 医学超声成像系统原理	7
1.5.1 原理基础	7
1.5.2 医疗超声探头	8
1.5.3 扫描转换	10
1.5.4 Log 压缩	11
1.5.5 增益补偿 TGC	12
1.5.6 超声射频脉冲信号	12
1.5.7 超声斑点噪声 Speckle	13
1.6 超声成像模式	14
1.6.1 B 模式成像	14
1.6.2 A 模式与 M 模式成像	15
1.6.3 组织谐波成像 (THI)	15
1.6.4 C 模式	16
1.6.5 Power 模式成像	17
1.6.6 D 模式成像	18
1.6.7 E 模式成像	18
1.6.8 3D 成像模式	19
1.6.9 宽景成像模式	19
1.6.10 B-Flow 模式	20
1.6.11 其他成像方式	20
1.7 超声多普勒	21
1.7.1 超声多普勒	21

1.7.2 多普勒的超声成像	22
第2章 超声弹性成像	29
2.1 引言	29
2.2 超声弹性成像原理	30
2.2.1 超声弹性成像的物理基础	30
2.2.2 超声弹性成像的处理方式	32
2.3 超声弹性成像分类	33
2.4 准静态压缩弹性成像的方法与技术	34
2.4.1 运动追踪	34
2.4.2 位移估计	37
2.4.3 应变估计	38
2.4.4 应变显示	39
2.4.5 图像性能改进	39
2.5 弹性成像的性能评价	41
2.5.1 弹性成像的信噪比	41
2.5.2 弹性成像的对比度噪声比	42
2.5.3 动态范围	42
2.5.4 对比度传递效率	42
2.6 超声弹性成像应用	42
2.7 超声弹性成像实验研究平台	43
第3章 弹性成像试验数据仿真	46
3.1 引言	46
3.2 算法	47
3.2.1 参考帧数据生成	47
3.2.2 压缩后回波数据生成	48
3.2.3 数据加噪处理	49
3.3 实验	49
3.3.1 参考帧生成	49
3.3.2 应变模型设计及压缩后回波数据生成	50
3.3.3 数据加噪	50
3.3.4 成像算法的选择	50
3.3.5 时间效率和数据仿真效果检测方法	51
3.4 结果	51

3.4.1	应变图像及性能	51
3.4.2	时间效率与仿真效果比较	54
3.5	结论	54
第 4 章	多方向引导运动追踪 (MDGMT)	56
4.1	引言	56
4.2	算法	57
4.2.1	初始位移种子生成	58
4.2.2	四方向引导运动追踪	59
4.2.3	八方向引导运动追踪	60
4.3	实验	61
4.4	结果	62
4.4.1	仿真实验结果	62
4.4.2	体模实验结果	64
4.5	讨论与结论	65
第 5 章	基于相位的 2D 形变估计	66
5.1	引言	66
5.2	方法	66
5.2.1	位移位置估计 (DLE)	66
5.2.2	位移估计	67
5.2.3	应变估计	68
5.3	实验	68
5.4	结果	69
5.4.1	仿真实验结果	69
5.4.2	体模实验结果	74
5.5	结论	75
第 6 章	基于位置估计的位移修正	76
6.1	引言	76
6.2	方法	76
6.2.1	幅度调制噪声 (AM)	76
6.2.2	位移场修正 (DFC)	77
6.3	实验	78
6.4	结果	79

6.4.1	仿真实验结果	79
6.4.2	体模实验结果	82
6.5	结论	83
第 7 章	频率复合弹性成像	84
7.1	引言	84
7.2	方法	85
7.2.1	频率复合 (FC) 原理	85
7.2.2	频率复合弹性成像步骤	86
7.2.3	发送/接收队列处理	87
7.2.4	频率子弹性图像生成	87
7.3	实验	89
7.4	结果	89
7.4.1	仿真实验结果	89
7.4.2	体模实验结果	95
7.5	讨论	96
7.6	结论	97
第 8 章	弹性成像的小波去噪	98
8.1	引言	98
8.2	小波变换	99
8.2.1	傅里叶变换	99
8.2.2	小波变换 (WT)	99
8.2.3	小波变换与短时傅里叶变换的区别	101
8.2.4	多分辨率分析 (MRA)	101
8.2.5	塔式快速算法 (Mallat 算法)	102
8.3	小波包变换	103
8.3.1	小波包的多分辨率分析	103
8.3.2	小波包变换	104
8.4	双正交小波变换	104
8.4.1	双正交小波的多分辨率分析	105
8.4.2	双正交小波的 Mallat 算法	105
8.5	多小波变换	106
8.5.1	多小波的多分辨率分析	106
8.5.2	多小波的快速算法	107

8.6 弹性图像小波去噪原理	108
8.6.1 一维小波	108
8.6.2 二维小波	108
8.7 去噪方案	110
8.7.1 一维小波去噪	110
8.7.2 二维小波去噪	110
8.7.3 应变估计及性能指标	111
8.8 实验	112
8.9 结果	112
8.9.1 一维小波去噪结果	112
8.9.2 二维小波去噪结果	115
8.10 结论	118
第9章 弹性图像的显示	119
9.1 应变显示概述	119
9.2 应变灰度图像显示	119
9.2.1 算法描述	119
9.2.2 实验结果和分析	120
9.3 应变图像的彩色显示	122
9.3.1 彩色遮罩技术	122
9.3.2 应变图像序列中错误帧检测	123
9.3.3 局部运动速度的运动补偿	127
9.3.4 彩色应变图像显示实验和分析	127
第10章 总结	132
参考文献	135

第1章 医学超声成像

1.1 前言

医学影像是现代临床辅助诊断重要的依据和工具。各种医学成像技术根据不同的原理以图像的方式获取病人体的解剖结构或形态功能信息,医生根据影像资料对病人组织的生理和病理状态进行分析判断,然后设计科学合理的治疗计划与方案。现代医学有多种成像模式,一般认为X射线(X-Ray)成像、计算机断层扫描成像(Computed Tomography, CT)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和超声(Ultrasound, US)成像是现代医学四大主要成像技术^[1]。

1895年伦琴(Ronggen)发现X射线加速了现代医学影像学的形成和发展。伴随着科学技术和制造工艺的不断进步,一个多世纪以后,现代医学影像学的内涵得到极大拓展,X射线,CT, MRI和US成像等各种模式汇集成了现代医学影像诊断的主要方法。这些方法的出现,丰富了现代医学科学尤其临床医学的诊断和治疗方式,为人类的卫生健康事业做出了巨大贡献。超声医学(Ultrasonic Medicine)是医学影像学的一个重要组成部分。生物医学超声工程是生物医学工程研究的重要分支,它是声学、医学、计算机科学、数字信号处理和电子学等多学科交叉的综合学科^[2]。

超声成像的基本方法是由探头向人体发射超声波并进行线形、扇形或其他形式的扫描,进入人体后的超声波遇到不同声阻抗(Acoustic Impedance)的两种组织的交界面时会有超声波反射回来,由探头接收后,经过信号放大和信息处理,显示于屏幕上,形成一幅人体的断层图像,称为声像图(Sonograph)或超声图(Ultrasonograph)^[2-5]。

计算机科学与技术的发展是超声成像设备系统功能不断改进的动力之一。数字图像处理技术和计算机图形学的日趋成熟使得超声设备具有了更高品质,丰富了成像模式,提高了显示效果;计算机仿真和算法设计优化为超声系统的研发和产品设计提供了大量的实验数据和模型;计算机图像处理技术和高性能计算紧密融合使超声成像系统更实时、高效、精确、友好。超声成像因其方便快捷、经济安全、实时高效、非侵入、无污染等诸多优点成为当前医学诊断最主要的工具之一。

随着各个学科的发展,医学超声成像技术日新月异,为临床医师提供越来越好的成像品质,越来越快的成像速度,越来越多的成像模式。超声成像已经从最初的黑白超发展到彩超,从最初的一维扫描线成像(M-Mode)发展到如今的二维扫描平面成像(B-Mode)。另外,组织谐波成像(THI-Mode)、二维彩色血流成像(C-Mode)、多普勒频谱成像(D-Mode),脉冲波(PW)与连续波(CW)信号血流成像、三维组织成像、三维血流成像等技术也已成熟并在临床诊断中得到广泛应用^{[1][6-7]}。新技术和成像思路层出不穷,不仅超声系统算法研究人员在算法探索中兴奋不已,超声临床医师更为之欣喜,

在新的超声成像系统和算法的帮助下，医生可以获得比以前更丰富、更精确、更快捷的人体组织结构和功能信息，为临床诊断和治疗提供了强有力的支撑和保障。

1.2 医学超声技术的分类

医学超声在医学领域中的应用主要包括两大领域：超声成像诊断技术和超声治疗技术。超声诊断是医学超声影像学的重要应用之一，主要是依赖于医疗超声成像技术及其在临床诊断中的应用。超声成像技术对于临床检验的重要意义已经得到了临床医生们的广泛认同，由于超声成像技术在众多新领域的快速发展和巨大的临床应用价值，因此该学科在理论方面的研究非常广泛，在商业产品上的发展也非常迅猛。如图 1-1 所示为医学超声技术分类。

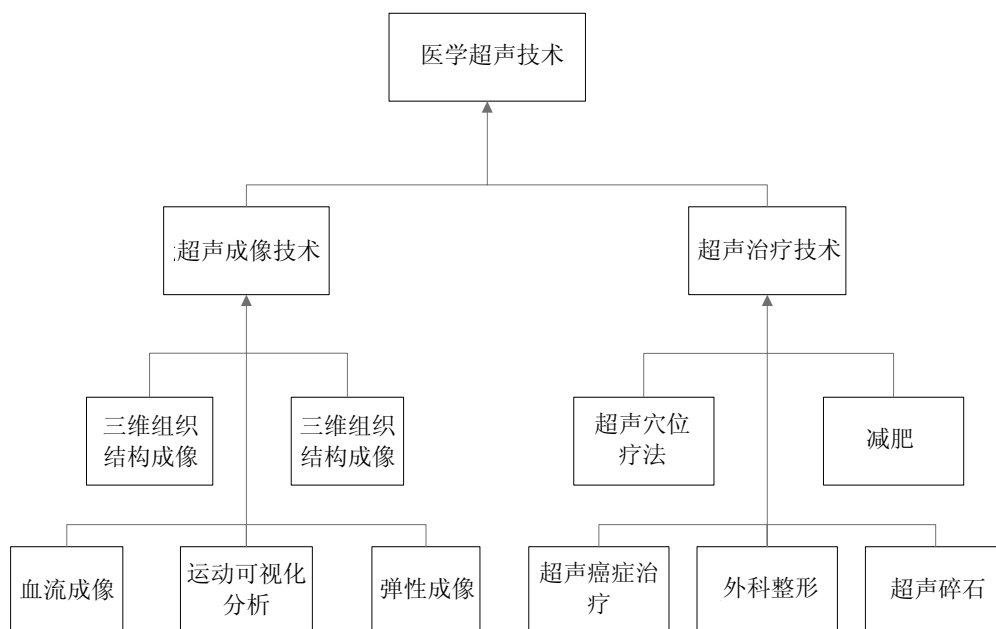


图 1-1 医学超声技术分类

近 20 年来，随着数字信号处理理论、线性代数、压电陶瓷制造工艺和计算机技术的快速发展和相互交叉融合，超声成像系统的图像质量和分辨率不断提高，处理速度和图像帧速度不断加快，超声诊断范围和信息量不断扩充。现代超声成像系统已从单一器官扩大到全身各主要脏器，从静态图像到实时动态图像，从定性判断到定量分析，从模拟信号到全数字化，从单参数控制到多参数控制，从一维信息到二维平面及空间三维显示。超声成像系统是妇产科、血管科、心血管疾病等诸多学科的首选检查，对于不宜进行 X 线及 MRI 检查的新生儿及其他患儿尤为如此。超声成像系统还可与其他医学成像系统联合应用于腹部及人体浅表结构疾病的诊断。它足以与 CT、磁共振相媲美，同时具有明显的价格优势，使得超声成像系统成为医学诊断中不可或缺的工具。

和医学超声成像技术相比，医疗超声治疗技术的发展相对缓慢。1922 年，德国首先获得了超声治疗的发明专利，1993 年出现第一篇有关超声治疗疾病的临床效果的报道。20 世纪 70 年代后，随着电子信息技术各领域的飞速发展，超声治疗技术开始活跃起来，并在若干方面取得了重要的突破性进展，例如超声外科、超声癌症治疗技术、体外冲击波和超声碎石技术等。超声外科在骨、脑神经、矫形外科、肿瘤摘除及减肥手术中均得到有效的推广应用，并充分显示出它特有的优越性。超声波透热治癌方法正在继外科、化疗、放疗之后作为第四种疗法日益受到重视，而超声热疗由于其安全、可控，适于对深部肿瘤加热而备受患者青睐。此外，超声药物透入疗法、超声雾化吸入疗法、超声牙科、超声穴位疗法及声电协同疗法等，也都相继得到发展。

1.3 医学超声成像技术的历史

现代医疗成像技术主要包括三类：X 射线、MRI 成像和超声波成像。虽然成像的物理方式不同，但从反射波的角度来看，三种成像方式的机理是类似的。通过向身体组织发射某种类型的波，经身体组织后将反射波接受，然后根据反射波中携带的身体组织的信息进行成像。在超声成像系统中，使用的是超声波。超声波和普通的声波一样是一种机械波，只是超声波的频率比普通的声波频率更高（频率在 20kHz 以上）。

在自然界中，蝙蝠通过发射超声波然后接收回波了解周围环境。在军事上，潜艇通过向水域中发射超声波探测周围的情况，也就是声纳的原理。在医学超声波成像上，通过压电片进行超声波信号和电信号的相互转换进行。早在 1880 年，法国科学家 Jaques 和 Pierre Curie 发现了压电现象，它是现代超声探头技术的物理基础。1922 年德国首先获得了超声治疗的发明专利，1933 年出现第一篇有关超声治疗疾病的临床效果的报道。其后，超声成像技术开始出现，并获得迅速发展，20 世纪 40 年代末，A 型超声诊断仪就开始应用于临床，不久 B 型、M 型、C 型以及 D 型超声诊断仪相继问世。

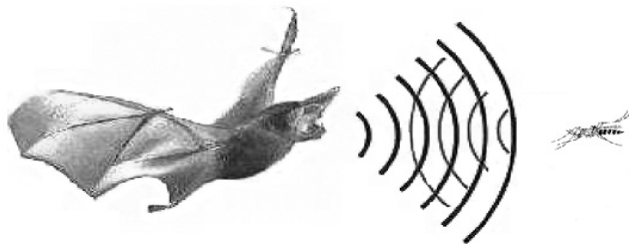


图 1-2 蝙蝠通过超声波了解周围环境

20 世纪 70 年代超声成像技术“实时”方面取得重大突破，伴随着 Beam Formation 理论的日趋成熟。二维平面的灰度显示（B 型）技术取得迅速发展，B 模式显示的是人体内结构组织信息，成像基础为人体内不同组织的声阻系数的不同。同时，建立在多普勒频移理论上，显示血流及心脏等运动信息的 D 型超声诊断仪出现，之后又推出 B 型和 D 型相结合的双功型（Duplex Mode）超声诊断仪。BD 显示使用一个探头，在显示二维 B 模式图像的同时，又在图像中任一处取样显示其多普勒频谱。

20世纪80年代出现的C模式彩色血液显像（Color Flow Imaging CFI），则是在实时的二维B型超声图像的同时，用彩色显示二维的血液流动分布和速度信息。C模式的本质和D模式的理论基础都是多普勒频移，唯一不同的是D模式计算的是一维窗口的频移，C模式计算的是若干个一维扫描线回波的多普勒频移，然后组成一个二维的血流平面图。由于C模式计算的扫描线的量比D模式多得多，计算速度一直受到限制。但是随着DSP硬件处理速度的发展，同时在数学上自相关理论将频率计算转换为信号自相关运算，C模式的计算量大幅降低，保证了实时C模式显示的应用。在提供实时图像显示又具有明显的价格优势的背景下，医疗超声成像系统在临床检查中占据着巨大的份额。如图1-3所示为2000年各医疗成像系统在美国及全世界临床检查的数量。

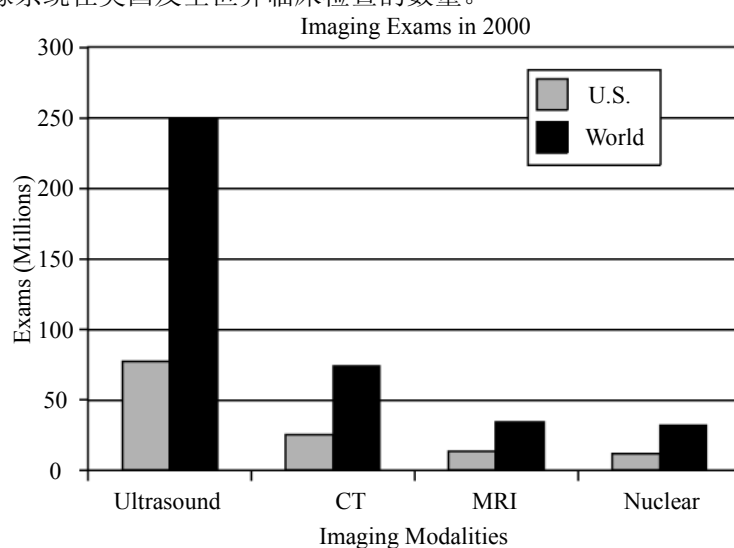


图 1-3 2000 年各医疗成像系统在美国及全世界临床检查的数量

20世纪90年代开始，三维超声成像/四维超声成像也逐步从实验室走向商业产品。三维超声成像技术可以构建出三维空间的组织结构，四维超声成像增加了时间维，也就是实时的三维显示。随着探头制作工艺的发展，二维探头可以提供实时的三维空间的数据采集，随着相应的聚焦技术和三维重构技术的发展，三维/四维超声成像的应用前景非常广泛。除了三维组织成像以后，三维血流成像技术也逐步发展起来。临床医生可以观察病人三维空间的血流分布。

在成像质量方面，各种新技术也不断在产品中应用，随着科学技术的飞速发展，超声技术与计算机技术紧密结合，探头高频化，线路数字化。20世纪90年代经颅多普勒（Transcranial Color Doppler TCD）诊断仪应用低频多普勒超声，通过颞部、枕部、眶部及颈部等透声窗，可以显示颅内脑动脉的血流动力学状况。而新型的彩色三维TCD则采用独特的颅脑血管扫描技术，同步对颅内血管的X、Y、Z三维空间坐标参数进行检测并反馈入计算机，重建颅内血管的三维图像，并可以在颅内血管多普勒信号模拟三维图上选择样点，显示脑血管血液的流速和流向。该技术用于脑血管疾病的诊断、功能评论、危重病人的监护和预防保健等。

其后发展的具有三维空间超声技术的诊断仪可显示三个截面：纵向截面、横截面和水平截面，并可对空间的所有平面的结果进行扫描、存储、分析^[9]。随着全自动三维超声扫描和三维图像存储技术的应用，使人体受检脏器的解剖学分析更加完善。

四维超声成像技术（4D）是采用三维（3D）超声图像加上时间维度参数，提供连续实时更新的动态影像。同三维成像技术相比，四维技术的优势是临床医生能够实时地观察人体内部器官的动态运动。例如，医生能够根据胎儿的运动来判断胎儿的发育情况；通过对穿刺针三维平面运动的观察，可以提高在超声引导下穿刺的精度；动态三维超声心动图像能够让医生观察到心脏跳动过程中的心脏空间位置、解剖结构、血液循环情况等，因此，临床医生可以检测和发现各种异常，从血管畸形到遗传综合症。四维超声成像技术可用于乳腺成像，介入性泌尿外科以及一般性医疗成像。

在动态体图像上同时显示动态血流的是五维参量图像（5D），可称为彩色动态体成像。目前体元像素已有5种观察模式，即表面模式、最小值显示模式、最大值显示模式、类X射线模式及灰阶加彩阶模式。同时能以5种模式显示的体成像仪具有较高的技术水平。现在实现体成像大致有两种途径：一是利用二维探头实现空间扫描，并重建体像；二是利用图像工作站附加在主机上采集存储图像然后重建体图像。而前者较为快捷，且失真度小。

一种使用20~100MHz的超声波构成B型成像系统的超声背向放射显微镜的超声技术，具有相当高的分辨率。由于人体组织对高频超声衰减很大，只能穿透数毫米，因此这种成像系统可用于眼、皮肤、肠胃内和血管内的诊断。同时采用高精密探头、双密度扫描及双重接受技术的高精密二维显像技术可获得高图像信息密度、信息瞬态特征、高频速率及精确的血液动力学参数等。

介入性超声（Interventional Ultrasound）是近年来发展的腔内超声诊断技术，有经食道、阴道、尿道、腹腔镜及血管内超声图像诊断。由于腔内诊断使用的超声探头直接靠近病变部位，从而避免了常用超声成像中人体表组织引起的超声衰减。而采用5MHz、7MHz的高频探头，可显著提高图像质量。

1.4 超声成像系统基础

1.4.1 超声成像系统的组成

超声系统是通过向人体发射高频率的声波，即超声波，并接收与人体交互后反射回的回波，最终将回波负载的组织结构、血流速度或其他诊断信息以图形方式显示的系统。它的主要功能部件由超声波探头（又称换能器）、收发转换器、超声波信号发射源、基本电路、回波信号处理和显示部分构成。从信号处理的角度来看，超声成像系统可以看作由：信号获取（探头及探头信号聚焦）、信号处理（MP/DSP处理）及结果显示三个部分，图1-4是一个较为完整的超声成像系统结构图。

超声系统按照它的基本工作流程可分为前端处理，中端处理，后端处理三大工作模块。前端处理阶段将电脉冲信号通过波束形成器（beamformer）和换能器（transducer）聚

焦成扫描波束，逐次发射进入人体。其后，对应回波依次返回换能器转换成电信号，再次通过波束形成器聚焦后，将最大的输出回波信号送入中端进行处理。中端处理阶段时，射频信号解调器（RF Demodulator）提取出正交信号，回波信号的幅度、多普勒信号等再在中端进行一系列应用相关的信号处理。后端处理主要是接收中端传送的信号，根据各个应用模块的需求进行相应图像处理并实现显示功能。

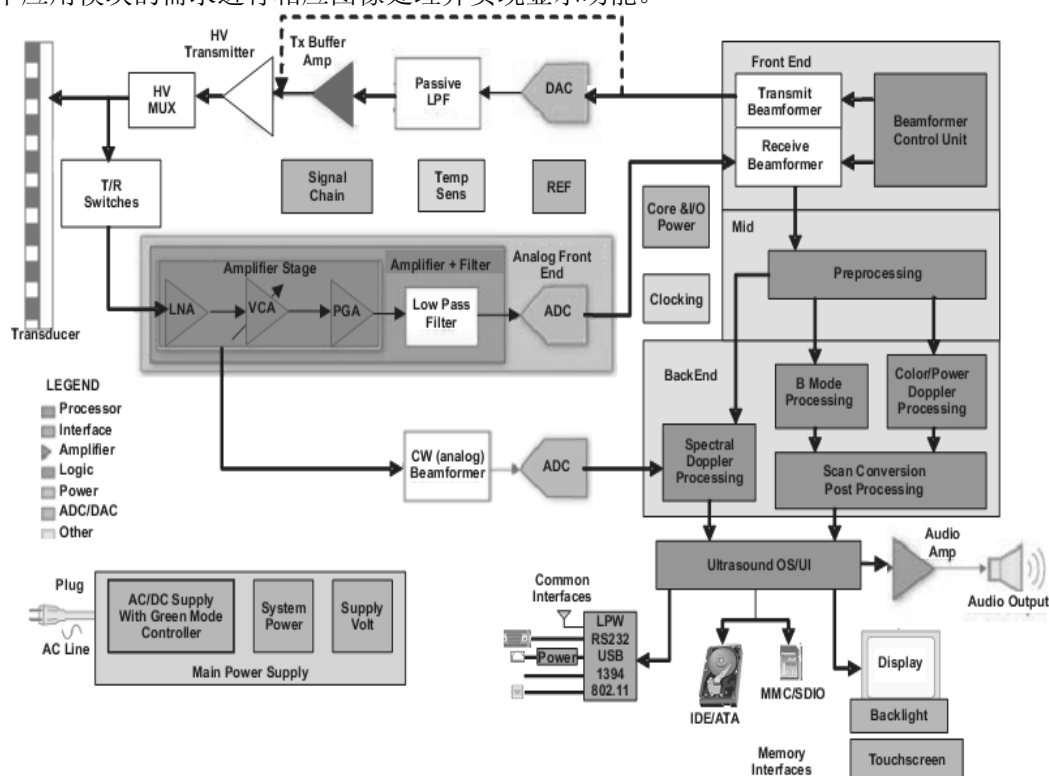


图 1-4 医疗超声成像系统结构

1.4.2 超声成像系统的分类

超声成像系统按照功能划分，可以分为：低端黑白超、中端彩超和高端彩超。低端黑白超在功能上只能提供相对比较容易的 B 模式二维黑白结构图与一维 M 模式，有可能提供 THI 模式（即谐波成像）。低端黑白超因为结构相对简单，硬件及软件技术均比较成熟。中端彩超在功能上不仅提供基本 B 模式组织二维结构图像和 M 模式图像外，还提供 C 模式彩色血流图像，D 模式血流频谱，以及这几种模式的各种混合显示模式。高端彩超不仅包含了中端彩超的功能，更提供许多高科技含量的功能，如 3D/4D 成像、宽景成像、CW 血流频谱模式，能量多普勒血流模式、弹性成像模式等。高端彩超系统，结构复杂，技术难度高，对成像系统的生产商要求很高。它也是衡量一个超声成像系统生产商能力的指标。