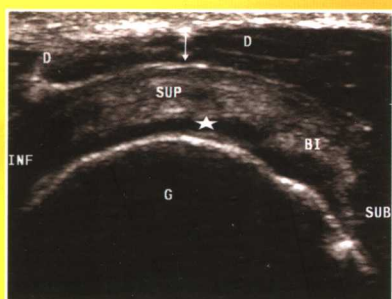




Musculoskeletal Ultrasound

肌肉骨骼系统 超声影像学



主编 王金锐 Rethy K. Chhem
刘吉斌 Levon N. Nazarian



科学技术文献出版社

Musculoskeletal Ultrasound

肌肉骨骼系统

超声影像学

主编 王金锐 Rethy K. Chhem
刘吉斌 Levon N. Nazarian

科学技术文献出版社

Scientific and Technical Documents Publishing House

北京

图书在版编目(CIP)数据

肌肉骨骼系统超声影像学/王金锐等编. -北京:科学技术文献出版社,2007. 10
ISBN 978-7-5023-5778-8

I. 肌… II. 王… III. 肌肉骨骼系统-超声波诊断 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 140954 号

出 版 者 科学技术文献出版社
地 址 北京市复兴路 15 号(中央电视台西侧)/100038
图书编务部电话 (010)51501739
图书发行部电话 (010)51501720,(010)68514035(传真)
邮 购 部 电 话 (010)51501729
网 址 <http://www.stdph.com>
E-mail: stdph@istic.ac.cn
策 划 编 辑 刘新荣
责 任 编 辑 刘新荣
责 任 校 对 李正德
责 任 出 版 王杰馨
发 行 者 科学技术文献出版社发行 全国各地新华书店经销
印 刷 者 北京地大彩印厂
版 (印) 次 2007 年 10 月第 1 版第 1 次印刷
开 本 889×1194 16 开
字 数 408 千
印 张 14.5
印 数 1~4000 册
定 价 95.00 元

© 版权所有 违法必究

购买本社图书,凡字迹不清、缺页、倒页、脱页者,本社发行部负责调换。

(京)新登字 130 号

内 容 简 介

本书就超声在肌肉骨骼系统疾病中的应用做了详尽介绍。作者中既有肌肉骨骼超声诊断领域的开拓者、具有丰富临床经验的国内外专家,又有对这一领域充满兴趣并积极投入的青年学者。全书共 11 章,40 余万字,近 700 幅图。第 1 章介绍了超声原理及常见超声伪像,第 2~10 章根据解剖部位分类,每章按照临床适应证、超声检查技法、正常超声解剖、常见疾病的声像图表现等系统地阐述了超声在全身诸关节及肌肉骨骼系统中的应用。第 11 章专门讨论了介入性超声在肌肉骨骼系统中的应用。书中含有大量详实的临床病例实解,图文并茂;每章后均附有综合性的参考文献,便于读者进一步查询。

全书内容安排循序渐进,力求先进、可读,是超声医师开展肌肉骨骼超声检查的实用工具书。同时,也适于骨科医师、运动医学医师、普外科医师参考。

科学技术文献出版社是国家科学技术部系统唯一一家中央级综合性科技出版机构,我们所有的努力都是为了
使您增长知识和才干。

编 著 者

CONTRIBUTORS

主 编 王金锐 Rethy K. Chhem
刘吉斌 Levon N. Nazarian

编 者 (以姓氏笔画为序)

王金锐 北京大学第三医院
刘吉斌 美国费城托马斯杰斐逊大学超声研究所
陈 文 北京大学第三医院
陈 涛 北京积水潭医院
张 武 北京大学第三医院
张华斌 北京大学第三医院
邱宏仁 台湾台北荣民总医院
林发俭 北京大学第三医院
贾建文 北京大学第三医院
崔立刚 北京大学第三医院
傅先水 北京大学第三医院

Etienne Cardinal, MD Department of Radiology
CHUM-Hôpital Saint-Luc, University of Montreal
Montreal, Quebec, Canada

Rethy K. Chhem, MD, PhD Department of Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine
Schulich School of Medicine and Dentistry, University of
Western Ontario
London, Ontario, Canada

编著者

CONTRIBUTORS

- | | |
|--------------------------|--|
| Silvia Lucarini, MD | Department of Diagnostic Radiology and
Nuclear Medicine
Schulich School of Medicine and Dentistry,
University of Western Ontario
London, Ontario, Canada |
| Levon N. Nazarian, MD | Jefferson Ultrasound Research and Education
Institute
Department of Radiology, Thomas Jefferson
University
Philadelphia, Pennsylvania, USA |
| Cesare Romagnoli, MD | Department of Diagnostic Radiology and
Nuclear Medicine
Schulich School of Medicine and Dentistry,
University of Western Ontario
London, Ontario, Canada |
| Babak A. Shamshirsaz, MD | Robarts Research Institute and
Department of Diagnostic Radiology and
Nuclear Medicine
Schulich School of Medicine and Dentistry,
University of Western Ontario
London, Ontario, Canada |

序 言

FOREWORD

从20世纪90年代开始,骨科和运动医学在我国呈现飞速发展的态势,究其原因,影像医学的发展起了重要的作用。由于一些先进的影像设备的发展,使得一些采用常规手段不易诊断的疾病得到确诊,治疗上更加有的放矢,治疗的效果也更好。

医学超声作为现代影像学发展的重要部分,在骨科和运动医学疾病的诊断中正在发挥越来越大的作用,其地位也日趋重要。现在可以说,没有超声诊断的支持,难以在某些疾病的诊断甚至治疗中取得突破。

以自己粗浅的临床工作经验和既往与我院超声诊断专家合作过程中的体会,我认为超声诊断的优点主要有三个方面:

1. 超声诊断本身是一种无创的检查手段,尤其在骨科和运动医学实践中常常需要两侧对比,应用超声影像就可以达到这个目的。由于在超声诊断过程中可以同时对比正常侧组织的影像,因此诊断相对比较客观。

2. 超声显像可进行实时动态评价。在诊断过程中可以要求病人做各种动作,可以动静结合,彩色多普勒显像还可以观察血流分布的情况,这些信息对临床医生极其重要,但却是应用其他诊断手段难以得到的。

3. 应用实时超声引导,可以在必要时进行局部病灶的定位、穿刺,以达到诊断甚至治疗的目的,这也是其他影像手段所不具备的优势。当然,硬组织也可在CT引导下穿刺,但对软组织超声更具有优势。

北京大学第三医院超声诊断科在几届科主任的带领下,在骨科和运动医学疾病的超声诊断方面做出了重要的贡献。据我所知,他们的水平处在国内领先的地位,已经培养出一批中青年专家。这支队伍,由于与医院特色学科骨科和运动医学的紧密结合,在骨与关节及软组织疾病的诊断上,正在成为我院超声诊断科的一个特色和学科发展的重要方向。

应该指出的是,超声诊断本身需要对组织器官的解剖和病理生理的深刻理解,同时超声专业经验依赖性较强,对骨科和运动医学疾病的认识需要一个过程,即使是一个经验丰富的超声诊断医师,如果没有对骨和关节及软组织疾病的深刻了解,也未必

序 言

FOREWORD

能够在骨科和运动医学领域发挥重要作用。

本书作为一本专门介绍超声影像在骨科和运动医学领域应用的专著,其撰写人都是本领域的专家,同时又聘请了国际知名的专家加盟,其学术价值显而易见。

本书的出版,使北京大学第三医院在超声诊断骨与关节及软组织疾病方面的经验能够在国内外得到进一步推广,同时也旨在促使国内外学科之间的紧密合作。在北京即将举办第29届奥运会的特殊时刻,本书的出版必定能对运动医学的发展提供重要支持。我衷心希望本书的作者们能够在自己的医疗实践过程中更多探索,不断发挥超声诊断学科的优势,对骨科和运动医学的发展提供更多的宝贵经验。

北京大学第三医院运动医学研究所所长,教授

北京奥组委顾问,首席康复师

中华医学会运动医疗分会候任主任委员

中国体育科学学会副理事长

中国体育科学学会运动医学分会副主任委员

于长隆

2007年9月于北京

前言

PREFACE

早在20世纪80年代初期,超声在肌肉骨骼系统中的应用就引起学者们的兴趣和关注。1988年《北美放射临床杂志》(The Radiologic Clinics of North America)出版了肌肉骨骼系统超声显像(Ultrasonography of the Musculoskeletal System)的专辑,介绍了相关领域的最新超声应用成果,并企望为学习肌肉骨骼超声检查的医师提供一本实用参考书。为了推动中国超声医学在这一领域的拓展,曹海根和王金锐及时将此专辑翻译成中文,冠名《肌肉骨骼系统超声诊断》,于1992年出版。遗憾的是在其后很长的一段时期内,不仅大多数运动医学和骨科学临床医师对超声在肌肉骨骼的应用知之较少,而且多数超声科医师也比较生疏。究其原因,一方面是由于骨与关节疾病的最基本诊断手段是X线平片,特别是CT和MRI面世后,其在骨关节及周围软组织疾病诊断中发挥着重要作用,以致超声成像在这一领域的重要价值几乎被淡忘;另一方面,由于骨关节解剖的复杂性和超声难以穿透骨骼的固有限制,使肌肉骨骼的诊断成为超声医师最难学习和运用的领域之一。然而,随着诊断经验的积累和超声诊断仪器的迅速发展,临床实践逐渐证明超声与CT和MRI比较,尽管在骨关节的检查中受到若干限制,但是,由于其对软组织细微结构的显示优于CT和MRI,且具有无创、便捷、廉价及短期内可重复检查等优点,特别是能够在肌腱和肌肉的运动中进行实时动态观察,经常可提供其他影像学方法无法得到的重要诊断信息,所以,超声在肌肉骨骼及软组织疾病的诊断中可以发挥更重要的作用。尤其在当今运动医学高速发展、超声仪器广泛普及的情况下,利用超声诊断部分肌肉骨骼及软组织疾病,具有重要的实际意义,以致晚近这一技术的应用受到前所未有的高度重视。这种情况在即将迎来2008年奥运会的中国理应更加如此。

鉴于超声诊断肌肉骨骼及软组织疾病的技术难度较大,必须进行严格的规范检查才能获得预期效果,因而迫切需要与之相应的教材,但是这方面的中文资料非常缺乏。为了满足中国超声医师学习的急需,一贯致力于推动中国超声医学发展的美国托马斯杰斐逊大学超声教育研究所刘吉斌教授提议,由北京大学第三医院组织,联合美国杰斐逊大学医院、加拿大西安大略大学医院、台湾台北荣民总医院、北京积水潭医院共同编著这部超声显像在肌肉骨骼系统和肢体软组织方面应用的专著。书中内容包括有关的解剖知识、检查规范、正常声像图、常见疾病的超声诊断、临床价值及应用

前 言

PREFACE

限制等。本书遵循基础、规范、简略而实用的原则，力求体现国际先进水平，反映世界最新成果。相信本书的出版能对肌肉骨骼超声技术的普及和深入研究有所裨益，对超声专业医师和临床医师有较大帮助。

本书编写过程中，得到了北京大学医学部和北京大学第三医院领导的大力支持，北京大学第三医院超声科全体医师倾心相助，特别是德高望重的张武教授给予了极大的鼓励，并多次指导；书中大部分精美的解剖图片由刘吉斌教授绘制；崔立刚医师承担了全书文字编译校对工作。书稿完成后，承蒙中国体育科学学会运动医学分会副主任委员、北京大学第三医院运动医学研究所所长于长隆教授作序；科学技术文献出版社资深编辑刘新荣精心制作。在此一并致谢！

本书为国际协作编写，尽管重要章节均由世界知名肌肉骨骼超声应用专家亲自执笔或参与编写，但是将英文原著译为中文后，难免有表达欠妥或言不达意之处，加之时间仓促，不尽人意之处在所难免，恳请读者不吝赐教，以便斧正。

王金锐 *Rethy K. Chhem*

刘吉斌 *Levon N. Nazarian*

写于 2007 年 8 月 8 日

北京奥运会倒计时 1 周年之际

目 录

CONTENTS

第1章	超声基础及常见伪像		
Chapter 1	Physical Principles and Artifacts		
		张华斌 张 武	1
第2章	肩部超声显像		
Chapter 2	Sonography of the Shoulder		
		林发俭 S. Lucarini C. Romagnoli R.K. Chhem	21
第3章	肘部超声显像		
Chapter 3	Sonography of the Elbow		
		刘吉斌 邱宏仁 L.N. Nazarian	47
第4章	手腕部超声显像		
Chapter 4	Sonography of the Hand and Wrist		
		崔立刚 邱宏仁 刘吉斌	64
第5章	膝部超声显像		
Chapter 5	Sonography of the Knee		
		傅先水 B.A. Shamshirsaz C. Romagnoli S. Lucarini R.K. Chhem	80
第6章	足踝部超声显像		
Chapter 6	Sonography of the Foot and Ankle		
		L.N. Nazarian 刘吉斌 邱宏仁	101
第7章	髋部超声显像		
Chapter 7	Sonography of the Hip		
		R.K. Chhem E. Cardinal 崔立刚	125
第8章	肌肉超声显像		
Chapter 8	Sonography of the Muscle		
		王金锐 C. Romagnoli S. Lucarini R.K. Chhem	137

目 录

CONTENTS

第9章	外周神经超声显像		
Chapter 9	Sonography of the Peripheral Nerve		
		陈 文 贾建文 邱宏仁	165
第10章	骨骼超声显像		
Chapter 10	Sonography of the Bone		
		陈 涛 王金锐	177
第11章	肌肉骨骼介入性超声		
Chapter 11	Interventional Musculoskeletal Ultrasound		
		邱宏仁 王金锐 L.N. Nazarian	192
附录	常用肌肉骨骼英汉词汇对照表		
Appendix	English-Chinese Musculoskeletal Vocabulary		
		刘吉斌 崔立刚 王金锐	209
索引			
Index			217

第1章 超声基础及常见伪像

Chapter 1 Physical Principles and Artifacts

张华斌 张 武

高频线阵实时探头的使用,以及改善图像分辨率相关技术的发展,大大提高了超声成像评价肌肉骨骼系统的能力。这些技术包括超高近场分辨率、电子聚焦和宽带高频探头(5~15 MHz),而在扫查肌腱和肌肉时这些品质显得尤为重要;因为肌肉和肌腱通常位置比较表浅且内部结构具有独特的声学特征。与过去的超声成像技术相比,实时超声成像增加了扫查的灵活性,便于多断面成像。而且,彩色多普勒血流灵敏度的提高使得各种炎症、肿瘤及外伤等导致的血流变化得以显示。与CT或MRI相比,尽管诊断超声对骨关节和软组织成像在某种程度上存在不足,但由于超声成像具有安全、舒适、便宜及省时等优点,且能够提供相当丰富的诊断信息,其地位正不断得到提高。另外,超声成像的实时性使检查过程中采用动态诱发动作检查及实时监视软组织的介入过程成为可能。

声波基本特性概念

声波是机械波的一种。声波产生的条件,一是需要声源(波源),二是需有能够传播这种机械振动的介质。波动(简称波)是振动在介质中传播的过程。机械振动在介质中传播形成机械波,例如水波、声波。

波动只是振动状态的传播,介质的质点并不随波前进。如果各质点振动方向和波的传播方向相互垂直,则这种波称为横波。纵波是指质点振动方向和波的传播方向平行的一种波,介质中各

个质点沿着波的传播方向振动,形成疏密相间的质点分布波形。声波是一种纵波。

波从波源出发,在介质中向各个方向传播,在某一时刻,由波动到达的各质点所联成的面称波前或波阵面,波前上各点具有相同的振动相位。波前的形状决定了波的类型,波前为平面的称为平面波;波前是球面的称为球面波。

声波在介质中传播的速度称为声速,一般用 c 表示。声速的大小取决于介质的密度和弹性模量。人体软组织的平均声速约为1540 m/s,和水的声速相近。在超声诊断的频率范围内,软组织的声速基本上不随超声波的频率变化。不同的软组织声速有所不同,但差别不大。软组织的声速与其成分(如多种蛋白质、脂肪和水的含量)有密切的关系。一般来说,声速随组织中蛋白质含量增加而增加;随水分和脂肪含量增加而减低。

波动传播时,同一方向上两个相邻的相位相差为 2π 的质点之间的距离,即一个完整波的长度,称为波长,用 λ 表示。波动传过一个波长距离所需要的时间,称为波的周期,用 T 表示,单位时间内通过某点的完整波的数目称为频率,用 f 表示,单位为赫兹(Hz)。各波动参数存在以下关系:

$$c = f \cdot \lambda, T = 1/f$$

已知软组织中的声速约为1540 m/s,因此在软组织中1 MHz的超声波的波长约为1.5 mm,常用的3 MHz的超声波的波长约为0.5 mm,7 MHz的超声波的波长约为0.2 mm。

声波以频率划分,可分为次声波、声波和超

声波三大类。超过 20 kHz 的声波是超声波。

声阻抗(acoustic impedance)定义为介质中波阵面一定面积上的声压与通过该面积的体积速度的复数比值。声阻抗率(specific acoustic impedance)是指介质中某点的声压与质点速度的比值。介质的声特性阻抗(acoustic characteristic impedance, Z)定义为平面自由行波在介质中某点的声压与质点速度的比值,其值等于介质的密度与介质的声速的乘积,即

$$Z = \rho \cdot c$$

声特性阻抗反映了介质一种声学特性,其单位为瑞利(Rayl 或 $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$)。不同软组织的声特性阻抗值差别不大,但软组织与空气及骨之间的声特性阻抗值差别很大。

超声波基本物理特性

上文所述有关机械纵波的一些基本关系对超声波都适用。随着频率的升高,超声波具有一些特殊性质。

超声波的方向性

对机械波来说,频率越低,其波长越长,波动的特性越显著,但方向性越差;频率越高,波长越短,波传播的方向性越显著。超声波有很好的指向性,可在较小的目标上,产生有规律的反射信号,这就是利用超声波回声探测的基础。高频超声波在界面进行反射和折射时,其规律与光波相似。

超声波的传播特性

超声波在弹性介质中传播时与光波类似,也有波的叠加、干涉、反射、折射、透射、散射、衍射,以及吸收和衰减等特性。

1. 反射与折射

高频率的超声波是一种平面波,在均匀介质中传播时,沿传播方向做直线传播。当超声波从一种介质传播到另一种介质时,由于两种介质的声特性阻抗 Z 的不同,在两种介质之间形成一个声学界面。如果该界面尺寸大于超声波波长,则一部分超声波能量从该声学界面处反射,回到原介质,形成反射波;另一部分超声波能量进入到另一介质,形成折射(透射)波(图 1-1)。

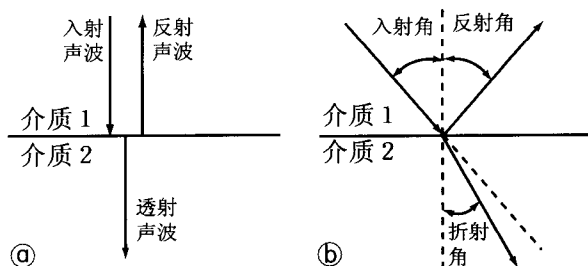


图 1-1 超声波在界面上的反射与折射。a. 示入射声波垂直入射; b. 示入射声波以一定角度入射

当超声波垂直投射到声学界面时,若声学界面两侧介质的声特性阻抗分别为 Z_1 和 Z_2 ,入射声波(声强为 I)投射到达界面,则有声强为 I_1 的反射声波返回到前一介质,反向传播。有声强为 I_2 的折射声波进入第二种介质中沿同方向继续传播。则声强反射系数(IRC):

$$\text{IRC} = \frac{I_1}{I} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

声强折射系数(ITC):

$$\text{ITC} = \frac{I_2}{I} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

由上述关系式可知:若两种介质的声特性阻抗差别越大,反射就越强。由于能量守恒,反射波能量与折射波能量之和应等于入射波能量,因此,反射越强,进入到第二种介质的声波能量就越弱。利用反射产生的超声回波信息可用来做诊断。回波的强弱,反映了界面两边介质的声特性阻抗差异的程度。实际上,超声波投射到声学界面时,并不一定是垂直入射,声波的反射和折射还与投射角度有关,在此不再赘述。

2. 衍射与散射

声波传播时遇到的障碍物的尺寸与声波相近(1~2个波长)时,声波可绕过这一障碍物界面边缘向前传播不偏离原来方向,这一现象称为衍射或绕射。距障碍物越近,衍射现象越明显,声波远离障碍物后仍按直线传播。声波传播遇到径线小于波长的粒子,微粒吸收声波能量后,向四周辐射声波,这种现象称为散射,这些粒子称为散射体。在散射波中,把与声波的前进方向反方向上的声波称为背向散射(back scatter)。散射截面是反应散射强度的重要参数。散射截面大,实际上就表明单位声强产生的散射功率大。

3. 惠更斯(Huygens)原理

波动的传播是由于介质中质点之间的相互作用力(弹性力),连续分布的介质中任何一点的振动源引起相邻各点的振动,因此在波动传播到的任何一点都可看作新的波源。惠更斯于1690年提出了有关波动的著名原理:介质中波动传到的各点都可看作是一个新的波源——子波源,在其后的任意时刻,这些子波的包络就是新的波前(波阵面)。应用惠更斯原理,可由某一时刻波阵面的位置,用几何作图法确定下一时刻波前(波阵面)的位置,波前(波阵面)的法线方向就是波的传播方向。因此,控制振动源相互间的振动时间超前或落后,就可以使波束向左或向右偏转;而控制超前或落后时间的值就可以控制波束偏转的角度,这就是下面要提到的相控阵探头扫描和电子聚焦的原理。

4. 波的干涉现象

声波在介质中传播时,当两列(或更多列)声波在空间某点相遇,将彼此叠加,该处质点的振动将是各个波所引起的分振动的合成,在任一时刻质点的位移是各个波在该点所引起的分位移的矢量和。换言之,每个波都独立地保持自己原有的特性对该点的振动给出自己的一份贡献,就像没遇到其他波一样。这种波动传播的独立性的事实,称为波的叠加原理。一般地说,振幅、频率、相位等都不相同的几列波在某点的叠加是很复杂的,而波的干涉是其中最主要也是最简单的一种。当频率相同、振动方向相同、相位相同或相位差恒定的两个波源发出的两列波同时作用于介质的某点时产生波的叠加。由于传播途径的不同,使某些地方振动始终加强,而在另一地方始终减弱以至抵消,这种现象称波的干涉现象。产生干涉现象的波称为相干波,相应的波源称相干波源。两列相干波到达某点所经过的路程差,称为波程差。在两个相干波源为同相位时,在两个波叠加的区域内,波程差等于零或等于波长的整数倍的各点,振幅最大;在波程差等于半波长的奇数倍的各点,振幅最小。

5. 声衰减

声波在介质中传播时,质点振动的振幅将随传播距离增大而减小,声强也随距离增大而减小,

这种现象称为声衰减。在均匀介质中声衰减服从指数规律。声衰减的原因主要有三方面:介质对声波的吸收是声衰减的原因之一。声波在介质传播中部分机械能量不可逆地转化为其他形式的能量,使声波具有的能量减少。声衰减的第二个原因是声波的散射,声波在介质中传播时,介质中存在着散射体,使一部分超声能量改变了传播方向,使主传播方向的能量减少。声散射引起的衰减决定于介质的性质和散射目标的情况(大小、形状、分布等);也与超声频率有关,研究表明声散射衰减系数与超声频率的4次方成正比。声束扩散是声衰减的第三个原因,随传播距离的增加,声波向传播轴线周围横向扩散,因此引起单位面积上的声波能量(声强)减小,这种扩散衰减可通过声聚焦在一定的范围内得到克服。

为了得到高分辨能力的图像应该尽量选用高的频率,但是频率高的超声波比频率低的超声波衰减大,因此可探测的距离小。所以我们必须在探测距离和空间分辨率之间折中,针对不同的场合选取合适的频率。例如腹部检查需要比较大的探测深度,因此只能选用较低的频率;而在检查浅表器官时,由于探测深度不大,可以选用较高的频率,以得到比较高的分辨率。

超声波的发射与接收

在医学中应用超声波进行疾病的诊断和治疗,一个重要的技术是超声波的发生与接收。虽然目前已有多种方法可以产生超声波,例如机械法、电声转换法、激光法等,但在医学中最常用的是电声转换法中的压电式换能法。通过压电换能器,将高频电磁振动的能量转换为机械振动(超声)的能量发射超声波,同时也可以把超声振动的能量转换为电磁能量,通过信号处理,完成超声的接收。

压电效应

1. 正压电效应

某些各向异性的材料,在外部拉力压力的作用下引起材料内部原来重合的正负电荷中心发生相对偏移,在材料表面上出现符号相反的表面电荷。这样,由机械力的作用产生了电场。这种将机械能转变为电能的效应称为正压电效应。超声

接收换能器用的就是正压电效应，将来自人体的回声信号转化为电压。

2. 逆压电效应

在压电材料表面沿着电轴方向加上电压，由于电场作用，引起材料内部正负电荷中心位移，这一极化位移使材料内部产生应力，从而导致宏观上的几何形变，这种将电能转变为机械能的效应叫逆压电效应。超声波发射换能器采用了逆压电效应，将电压转变为声压，并向人体发射。

压电效应是可逆的，压电材料既具有正压电效应，又具有逆压电效应。医学超声设备中，常采用同一压电换能器作为发射和接收探头，但发射与接收必须分时工作。

脉冲波

前面的讨论大多是针对某一频率的连续波进行。声学理论中的大部分内容也是讨论连续波的，但是在超声诊断设备中除了连续多普勒模式使用连续波外，其他均使用脉冲波。连续波也称为简谐波，简谐波是在整个时间范围内频率和幅度固定的波，现实中并不存在这种理想的信号。间隔性发出的短促波称脉冲波。所谓脉冲波就是持续时间很有限的信号，即在一个有限的范围 $t_1 \sim t_2$ 有信号，之外信号为零(或非常小)。 $t_1 \sim t_2$ 是信号长度，也称脉冲宽度，简称脉宽。数学中的傅立叶变换理论指出，任何一个信号均可看作是由许多不同频率、幅度和初始相位的简谐信号叠加而成；或者说，运用傅立叶变换可以把复杂的信号分解成许多简谐信号的和。在一般情况下，这些简谐信号的数目无穷多，频率呈连续变化，因此它们的相加在数学上要用积分表示。把信号分解成简谐信号的叠加后，就可以分析信号是由哪些频率的简谐信号组成。各种频率的简谐信号在整个信号中所占的比重，就是各种简谐信号在频带内的分布情况，也就是信号的频谱。这种分析方法就是谱分析，也叫频谱分析。

以下简单介绍几个用来描述脉冲波基本特征的常用参数。

脉冲重复频率(pulse repetition frequency, PRF): 单位时间内脉冲波的数目。单位: Hz 或 kHz。

脉冲重复周期(pulse repetition period, PRP):

一个脉冲开始发射到下一个脉冲开始发射所需时间(图 1-2)。单位: s 或 ms。

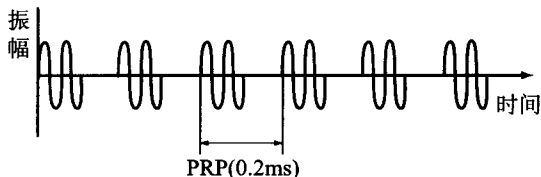


图 1-2 脉冲重复频率为 5 kHz 的脉冲波波形示意图，图示其脉冲重复周期为 0.2 ms

脉冲重复间期(pulse repetition interphase): 一个脉冲发射结束到下一个脉冲开始发射所需时间。单位: s 或 ms。

空间脉冲长度(spatial pulse length, SPL): 每个脉冲的总波长。SPL = 脉冲的总波长 = 脉宽 $\times$ 声速。

超声诊断中的脉冲常常是由一定频率范围内的简谐信号叠加而成，即幅度谱和频率谱在一段频率范围。这个频率范围为信号的频带，称为带宽。频带的中心称为中心频率。

根据谱分析的概念，脉冲波的性质由组成它的简谐信号的性质决定。窄带信号的性质非常接近于中心频率的简谐信号的性质。窄带信号的脉宽与带宽成反比，它们的乘积为常数。对于一般的信号，脉冲越短带宽越宽。脉冲短有利于提高图像的纵向分辨率。因此为了提高纵向分辨率应该尽量采用高的中心频率和宽的相对带宽。脉冲波传播时，它所包含的连续波的频率不变，但是由于介质对于不同频率的超声波有不同的衰减作用，高频的超声波比低频的衰减得快，因此脉冲的中心频率会降低，带宽也会减小(图 1-3)。

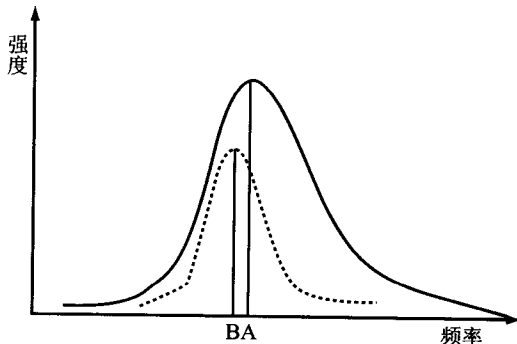


图 1-3 超声波衰减致中心频率降低。实线代表脉冲波发射时的频谱，A 点为其中心频率；虚线代表脉冲波衰减后的频谱，B 点为其中心频率

超声探头

在各种超声诊断仪器中,发出和接收超声波的器件是超声探头。大多数超声诊断仪器中的探头既作发射,又作接收(既向人体内发射超声波,又接收体内反射和散射回来的声波)。发射时探头把电能转换成声能,接收时又把声能转换为电能,因此探头又称为超声换能器。探头的核心是以压电材料制成的压电晶片。压电材料具有压电效应,当它受到外力作用发生形变时,其表面会产生电压和自由电荷。对它施加电场时,会产生应力,发生形变。超声诊断常用的压电材料是压电陶瓷。压电片的两个表面镀有电极,引出导线,与仪器中的发射和接收电路连接。当发射电路发出电信号激励压电片时,压电片发生振动,同时向介质发出超声波。由介质传播回来的超声波带动压电片振动,在电极上产生电信号,进入接收电路放大处理。

压电陶瓷的声速和密度都比较高,它的声阻抗率比软组织大几十倍。因此软组织和压电片之间的界面上声反射系数特别大,如果让压电片和软组织直接接触,软组织中传来的声波能量大部分会反射回去,只有一小部分进入压电片,转换为电能。同样,压电片内的振动能量在两个表面之间来回反射,维持比较长的时间,使进入软组织中的声脉冲幅度小,时间拖得很长,这种现象称为压电陶瓷和软组织的声学不匹配,不利于提高仪器的性能。为了改善压电片和软组织之间的匹配性,在压电片的前表面贴一层或多层匹配层。单层匹配层的声阻抗率应该介于压电片和软组织之间,多层匹配层的声阻抗率从略低于压电片的声阻抗率逐层过渡到略高于软组织的声阻抗率。为了能灵活地改变匹配层的声参数,匹配层常用环氧树脂类材料加其他改性材料配制,也可选用塑料和金属材料。匹配层的形状和压电片相同,厚度大约是超声波波长的 $1/4$ 。

当用电脉冲激励压电片或声波从介质传入使其振动时,它的振动时间常比激励的电脉冲或传入的声脉冲长,这是由于压电片的余振引起。这种现象会使发射的声脉冲和接收的电信号拉长,降低纵向分辨率。为了减少这种效应,压电片的背面附有背衬(图1-4),背衬通常用环氧树脂和金

属粉末配置而成,它的声阻抗率与压电片接近。当压电片受电信号或超声波激励振动时,相当一部分能量传入背衬而被散射吸收,不再返回压电片,这样能缩短压电片的余振,增加探头的带宽。背衬的形状也与压电片一样,厚度比较大,为十几至几十毫米。

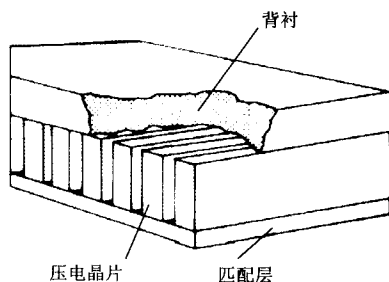


图 1-4 超声探头的结构示意图

为了达到超声成像的目的,仪器产生的声束必须在人体内部扫描,而实现声束扫描的技术有两种,即机械扫描和电子扫描。

机械扫描探头和聚焦

机械扫描通常使用一个或几个聚焦单探头,用机械的方法如发动机带动,使其摆动或旋转,探头发出的声束在成像区域扫描。仪器工作时,一方面记录探头的方向,同时接收回波,两者结合,得到各个位置的回波,处理后成像。为了使探头运动时能保持和人体的耦合,常把探头装在一个充满液体的小盒里,探头发出的扫描声束经过液体透过静止的盒壁与人体耦合。机械扫描的聚焦探头有许多优点,其电路部分比较简单,它的横向分辨力在顺着扫描的方向和垂直于扫描的方向(有时称为侧向)是一样的。同时,也有一些缺点。首先它的机械运动部分影响了使用寿命;其次机械驱动的方式不如电子扫描灵活,扫描速度也不能太快,特别是不能满足彩色多普勒血流图的步进式扫描。

电子扫描探头和电子聚焦

电子聚焦和扫描用于阵列探头,下面以常用的线阵探头为例说明它的结构和工作原理。

在线阵探头里有许多压电单元等间隔地排列成一条直线。每个单元和单探头相似,也由压电