

ULTRASONOGRAPHIC DIAGNOSIS
ULTRASONOGRAPHIC DIAGNOSIS IN OBSTETRICS & GYNECOLOGY
IN OBSTETRICS & GYNECOLOGY



妇产科超声诊断学

谢红宁 主编

人民卫生出版社

People's Medical Publishing House

ULTRASONOGRAPHIC DIAGNOSIS

IN OBSTETRICS & GYNECOLOGY

妇产科超声诊断学

主 编 谢红宁

副主编 李丽娟 朱云晓

顾 问 孔秋英

FAA 04/05

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

妇产科超声诊断学/谢红宁主编. —北京:
人民卫生出版社, 2005. 6
ISBN 7-117-06777-2
I. 妇… II. 谢… III. 妇产科病-超声波诊断
IV. R710.4
中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 053382 号

妇产科超声诊断学

主 编: 谢 红 宁
出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)
地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼
网 址: [http://www. pmph. com](http://www.pmph.com)
E - mail: [pmph @ pmph. com](mailto:pmph@pmph.com)
邮购电话: 010-67605754
印 刷: 北京人卫印刷厂
经 销: 新华书店
开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 21
字 数: 589 千字
版 次: 2005 年 9 月第 1 版 2005 年 9 月第 1 版第 1 次印刷
标准书号: ISBN 7-117-06777-2/R · 6778
定 价: 137.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究
(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

序

FOREWORD

妇产科超声的普及应用已有二十多年的历史,随着超声医学工程技术的飞速发展,除二维灰阶超声之外,腔内超声、彩色多普勒超声、三维超声以及超声造影等新的诊治方法的出现,不仅大大拓宽了其在妇产科疾病的应用范围,而且显著提高了诊断的敏感性和准确性,并帮助临床解决大量疑难病症的诊断问题。现在超声已成为妇产科疾病不可缺少的重要诊断手段。由于超声诊断的巨大作用,妇产超声以惊人的速度已普及到全国城乡医院、卫生院、保健单位。随之而来的是超声工作者的队伍不断扩大,与之相应地也需要大量参考资料及书籍。

本书由中山大学附属第一医院谢红宁教授主持编写,她拥有10余年妇产科临床工作及近10年妇产科超声诊断工作的丰富经验,曾在日本、奥地利专修妇产科超声诊断并从事研究,在国内外杂志发表数十篇论文,并主编了由人民卫生出版社出版的《妇产科影像诊断与介入治疗学》一书,深受读者欢迎。

本书全部为作者多年的妇产科超声临床和教学的宝贵经验的总结,基础知识与临床实践相结合,内容系统、全面、翔实,图文并茂,详示了各种疾病的图像特点,融入了作者经验体会,特别是介绍超声新技术及其适用范围,实为一本深入浅出的实用参考书籍。本书的出版必将满足临床的需求,我热忱地向广大超声工作者及妇产科临床医师推荐本书,并以此为序。

吴钟瑜

天津中心妇产科医院

2004年10月

前言 PREFACE



主 编 照 片

近年来随着妇产科临床对超声检查的需求量增加,妇产科超声专业的队伍正在不断壮大。同时由于超声医学的飞跃发展,尤其是腔内超声、彩色多普勒超声和三维超声等新技术的应用,已极大改变了妇产超声的面貌。因此有关妇产科超声的参考书籍也要与时俱进,一方面应满足日益增多的初学者的需要,另一方面还应使广大有一定经验的人员获得知识更新与提高。本书尝试能够兼顾到这两个方面。

全书共分15章,第1~2章为基础篇,复习正常女性盆腔超声解剖,阐述医学超声原理、妇产科超声检查方法和诊断原则,特别注意介绍最新的超声技术。第3~7章为产科篇,详细讲述正常和异常妊娠,以及胎儿各类畸形的超声诊断。第8~14章为妇科篇,重点描述妇科疾病的声音图特征,鉴别诊断的要点。第15章对超声检查的诊断价值做出综合性评价。

本书力图做到:

1. 全面系统,材料翔实。尽可能囊括目前可由超声诊断的妇产科临床问题,以利于开拓鉴别诊断的思路。特别是为了适应当今胎儿医学急速发展的形势,对胎儿宫内发育异常的常见和罕见类型在声像学上的表现均详尽地予以介绍。

2. 将基础知识和发展中的理论、成熟的方法和新颖的技术有机地结合起来,融会在疾病的论述之中,使读者能够正确认识常规二维灰阶超声、腔内超声、彩色多普勒超声和三维超声等检查各自的适用范围和优缺点,合理地选择相应的手段。

3. 内容编排上改变传统的以疾病种类为线索的方式,以解剖器官为中心展开,以便于理解和记忆,突出显示同一部位病变的超声鉴别诊断,建立临床逻辑思维方法,提高诊断效率。

4. 注重教学、图文并茂。本书精选的900余幅黑白及彩色插图,全部来自著者多年的妇产超声临床和教学实践的积累。为了加深理解和适合自学及教学,插图的注释尽可能详细,绝大部分另配以在原图基础上的描述性说明图像。

本书企望能对妇产超声工作者和临床医生在日常工作和教学中有所裨益和帮助。身处知识飞速更新的信息时代,著者的学识水平和经验十分有限,书中不当之处在所难免,恳请前辈和同道们不吝赐教。

在本书的编写过程中得到了中山大学附属第一医院超声科、妇产科及胎儿医学中心同道们的支持和配合,得到了人民卫生出版社的重视和指导,在此表示诚挚的谢意。

谢红宁

中山大学附属第一医院

2004年11月

目录

第1章 超声成像原理和妇产科超声诊断临床基础	1
第一节 超声成像原理	1
一、超声波的概念和基本特性	1
二、超声成像的原理	3
三、超声成像的种类	3
第二节 三维超声成像技术与方法	5
一、技术简介	5
二、三维成像方法	5
三、最新三维技术的优点	7
第三节 妇产科超声诊断的临床应用基础	8
一、超声仪器和检查方法的选择	8
二、妇产科超声检查室的布置	8
三、妇产超声检查途径和方法	9
四、超声图像的阅读方法	11
五、超声检查的报告书写	13
第四节 女性盆腔应用解剖	13
第2章 正常女性生殖器官的超声声像表现	18
第一节 生育年龄妇女子宫卵巢声像表现	18
第二节 青春期前女性子宫卵巢声像	24
第三节 绝经期妇女子宫卵巢声像	25
第四节 盆腔内其他器官结构声像	26
第3章 妊娠生理的超声诊断	27
第一节 早期妊娠的超声诊断	27
一、子宫与妊娠囊	27
二、胚胎与胎儿	29
第二节 中、晚期妊娠的超声表现	32
一、胎儿	32
二、胎儿附属结构	49
第三节 胎儿宫内发育指标	52
一、早期妊娠的孕龄估计	52
二、中晚期妊娠胎儿超声测量参考值	53
第四节 胎儿宫内状况评估	61

一、胎位的诊断	61
二、胎儿体重估计	61
三、胎儿的运动	61
四、胎儿宫内超声监护	62
第五节 正常产褥期子宫	63
第4章 异常妊娠的超声诊断	66
第一节 流产	66
第二节 异位妊娠	68
第三节 多胎妊娠	76
一、多胎妊娠发生学与分类	76
二、多胎妊娠的超声识别	77
三、多胎妊娠超声扫查注意事项	80
第四节 死胎	81
第五节 胎儿宫内发育迟缓	82
第六节 巨大胎儿	83
第七节 子宫颈功能不全	83
第八节 盆腔病变合并妊娠	84
一、子宫肌瘤合并妊娠	84
二、子宫腺肌病合并妊娠	84
三、附件肿块合并妊娠	85
第九节 异常产褥	86
一、产褥感染	86
二、晚期产后出血	87
第5章 先天性胎儿异常的超声诊断	89
第一节 胎儿面部畸形	90
一、眼畸形	90
二、鼻畸形	91
三、耳畸形	92
四、唇裂与腭裂	93
五、下颌畸形	95
第二节 胎儿中枢神经系统发育异常	96
一、露脑畸形与无脑儿	96
二、脑膨出	97
三、Dandy-Walker 畸形	98
四、前脑无裂畸形	99
五、小头畸形	101
六、脑积水	101
七、脊柱裂、脊膜膨出	103

八、其他	105
第三节 胎儿心脏畸形	107
一、常见的先天性心脏病	108
二、复杂型先天性心脏病	110
三、胎儿心律失常	114
第四节 胎儿胸部发育异常	114
一、先天性肺腺瘤样囊肿	114
二、肺分离	116
三、膈疝	116
四、胸腔积液	117
第五节 胎儿腹腔脏器发育异常	118
一、消化道闭锁	118
二、胎粪性腹膜炎	121
三、肝脏病变与脐静脉异常	122
四、盆腹腔肿块	123
第六节 胎儿腹壁发育异常	125
一、脐膨出	125
二、腹裂畸形与体蒂异常	126
三、膀胱外翻	128
第七节 胎儿泌尿系统发育异常	128
一、肾积液	128
二、肾脏发育异常	130
三、膀胱、输尿管畸形	132
四、肾脏实性肿瘤	134
五、外生殖器发育异常	135
第八节 胎儿骨骼系统发育异常	136
一、先天性脊柱侧弯与后凸	136
二、骨发育不良	137
三、四肢畸形	141
第九节 胎儿其他畸形	147
一、胎儿水肿综合征	147
二、淋巴系统发育异常	149
三、羊膜带综合征	150
四、胎儿肿瘤及肿瘤样病变	152
五、宫内感染所致异常	155
第十节 双胎妊娠胎儿发育异常	157
一、纸样胎儿	157
二、联体双胎	157
三、双胎胎儿发育异常	160
四、双胎输血综合征	162

第十一节 胎儿染色体异常的超声筛查	165
一、染色体异常的超声标记	165
二、常见染色体异常的超声表现	168
三、超声标记筛查的临床评价	169
四、胎儿畸形的超声筛查策略	169
五、超声介入性产前诊断方法	170
第6章 胎儿附属结构异常的超声诊断	172
第一节 前置胎盘	172
第二节 胎盘早期剥离	174
第三节 胎盘植入	176
第四节 其他胎盘异常	179
一、胎盘血管瘤	179
二、胎盘囊肿	180
三、副胎盘	181
第五节 脐带疾病及异常	182
第六节 羊水异常	185
一、羊水过多	185
二、羊水过少	185
三、羊水内漂浮物	185
第7章 妊娠期母儿彩色多普勒超声监测	187
第一节 多普勒血流频谱分析方法	187
第二节 正常妊娠期母儿血流检测	187
一、子宫卵巢血流改变	187
二、胎盘血流变化	189
三、胎儿血循环多普勒超声表现	189
第三节 胎儿血流频谱与宫内缺氧的关系	192
第四节 胎儿血流频谱检测的评价	193
第8章 子宫体与子宫肌层病变的超声诊断	194
第一节 先天性米勒管发育异常	194
第二节 子宫腺肌病	201
第三节 子宫肌瘤	204
第四节 子宫肉瘤	213
第五节 恶性滋养细胞疾病	215
第六节 子宫肌层囊肿	220
第9章 子宫腔与子宫内膜病变的超声诊断	222
第一节 葡萄胎	222

第二节 子宫内息肉	225
第三节 子宫内膜增生过长	227
第四节 子宫内膜癌	229
第五节 人工流产和药物流产后组织残留	233
第六节 子宫穿孔	236
第七节 子宫腔、宫颈粘连	237
第八节 宫内节育器	238
第 10 章 子宫颈病变的超声诊断	244
第一节 慢性宫颈炎	244
第二节 宫颈肌瘤	245
第三节 子宫颈癌	247
第四节 其他宫颈病变	250
第 11 章 卵巢病变的超声诊断	251
第一节 卵巢肿瘤概述	251
第二节 卵巢瘤样病变	252
一、单房囊肿病变	252
二、黄体血肿	255
三、多囊卵巢综合征	257
四、卵巢过度刺激综合征	259
五、卵巢子宫内膜异位囊肿	260
第三节 良性卵巢肿瘤	265
一、卵巢囊腺瘤	265
二、成熟畸胎瘤	268
三、卵泡膜细胞瘤	275
四、卵巢纤维瘤	277
五、勃勒纳瘤	278
第四节 恶性卵巢肿瘤	279
一、卵巢肿瘤的良恶性鉴别诊断	279
二、常见恶性卵巢肿瘤超声表现	281
第 12 章 输卵管病变的超声诊断	295
第一节 急、慢性盆腔炎症	295
第二节 原发性输卵管癌	301
第 13 章 外阴阴道病变与盆腔异物的超声诊断	304
第一节 外阴阴道先天性发育异常	304
第二节 阴道壁囊肿	306
第三节 阴道肿瘤	307

第四节 阴道、盆腔异物	308
第14章 其他盆腔病变的超声诊断	312
第一节 盆腔子宫内膜异位灶	312
第二节 子宫切除术后盆腔	314
一、子宫切除术后盆腔	314
二、子宫切除术后阴道残端血肿	315
三、子宫切除术后盆腔积液、积脓	315
四、子宫切除术后子宫内膜异位症	316
五、子宫切除术后盆腔腹膜囊肿	316
六、恶性肿瘤术后复发	316
第三节 盆腔血管疾病	316
一、盆腔淤血综合征	316
二、盆腔动静脉畸形	317
第15章 妇产科疾病超声诊断评价	319
参考文献	322

第1章

超声成像原理和妇产科超声诊断临床基础

第一节 超声成像原理

一、超声波的概念和基本特性

(一) 超声波的概念 频率在2万赫兹以上的机械振动波,称为超声波 (ultrasonic wave),简称超声 (ultrasound)。能够传递超声波的物质,称为传声介质,它具有质量和弹性,包括各种气体、液体和固体;传声介质有均匀的、不均匀的;有各向同性的、各向异性的等。超声波在传声介质中的传播特点是具有明确指向性的束状传播,这种声波能够成束地发射并用于定向扫查人体组织。

(二) 超声波的产生 医用高频超声波是由超声诊断仪上的压电换能器产生的,这种换能器又称为探头,能将电能转换为超声能,发射超声波,同时,它也能接受返回的超声波并把它转换成电信号。探头具有发射和接受超声两种功能。常用的探头分为线阵型、扇型、凸阵型,探头的类型不同,发射的超声束形状和大小各不相同,而各种探头根据探查部位的不同被设计成不同的形状。见图 1-1-1。

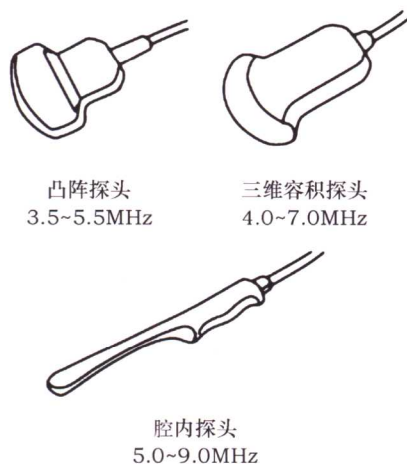


图 1-1-1 探头示意图

(三) 超声波的基本物理量

1. 频率(f) 是指单位时间内质点振动的次数。单位是赫兹(Hz)、千赫(kHz)、兆赫(MHz)。超声的频率在20kHz以上,而医学诊断用超声的频率一般在兆赫级,称为高频超声波,常用频率范围2~10兆赫。频率越高,波的纵向分辨力越好。周期(T)则是一个完整的波通过某点所需的时间。有 $f \cdot T = 1$ 。

2. 波长(λ) 表示在均匀介质中的单频声波行波振动一个周期时间内所传播的距离,也就是一个波周期在空间里的长度。波的纵向分辨力的极限是半波长,因此了解人体软组织中传导的超声波长有助于估计超声波分辨病灶大小的能力。

3. 声速(C) 是指声波在介质中传播的速度。声速是由弹性介质的特性决定的,不同介质的声速是不同的。人体各种软组织之间声速的差异很小,约5%左右,所以在各种超声诊断仪器检测人体脏器时,假设各种软组织的声速是相等的,即采用了人体软组织平均声速的概念。目前,较多采用人体软组织平均声速的数值是1540m/s。实际上人体不同软组织脏器及体液的声速是有差别的,因此声像图上显示的目标,无论是脏器或病灶,其位置及大小与实际的结构相比,都存在误差,但不致影响诊断结论,一般可忽略。

声速C、波长 λ 、频率f或周期T之间的关系符合

$$C = f \cdot \lambda = \frac{\lambda}{T}$$

4. 声强(sound intensity) 当声波在介质中传播时,声波的能量从介质的一个体积元通过邻近的体积元向远处传播。声强是指超声波在介质中传播时,单位时间内通过垂直于传播方向的单位面积的平均能量。声强的物理意义为单位时间内在介质中传递的超声能量,或称超声功率。声强小时超声波对人体无害,声强超过一定限度,则可能对人体产生伤

害，目前规定临床超声诊断仪安全剂量标准为平均声强小于 $10\text{mW}/\text{cm}^2$ 。

(四) 超声波的传播

1. 声特性阻抗(acoustic characteristic impedance) 声特性阻抗(Z)定义为平面自由行波在介质中某一点处的声压(p)与质点速度(u)的比值。在无衰减的平面波的情况下，声特性阻抗等于介质的密度(ρ)与声速(C)的乘积。

2. 声特性阻抗差与声学界面 两种介质的声特性阻抗差大于 1% 时，它们的接触面即可构成声学界面。入射的超声波遇声学界面时可发生反射和折射等物理现象。人体软组织及脏器结构声特性阻抗的差异构成大小疏密不等、排列各异的声学界面，是超声波分辨组织结构的声学基础。

3. 声波的界面反射与折射 超声波入射到声学界面时引起返回的过程，称为声反射(acoustic reflection)。射向声学界面的入射角等于其反射角。而声波穿过介质之间的界面，进入另一种介质中继续传播的现象，称为声透射(acoustic transmission)。当超声的入射方向不垂直于两种介质的界面时，它通过界面进入另一种介质后改变传播方向的过程，称为折射(acoustic refraction)。见图 1-1-2。当两种介质的声特性阻抗相同或很接近时，为均匀介质，超声波在均匀介质中传播时，没有反射。两种介质声特性阻抗差异很大时，声波几乎全部反射，没有透射。这种情况常发生在气体与软组织，或软组织和骨骼、结石所组成的交界面。虽然人体软组织声特性阻抗差异很小，但只要有 1% 的声特性阻抗差，其组成的界面产生的反射波都可被超声诊断仪检测出来，所以超声对软组织有很高的分辨力。当超声波垂直分界面入射时，可得到最佳的反射效果。

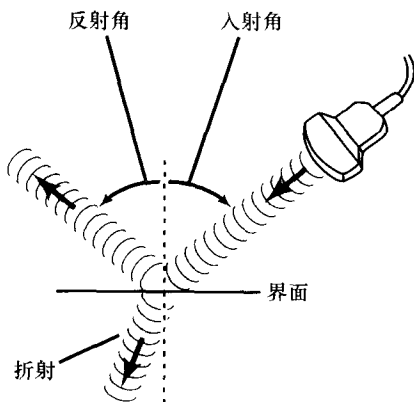


图 1-1-2 反射与折射示意图

4. 声波的衍射和散射 界面反射的条件是界面的尺寸要比声波的波长得多，当声波传播过程中遇到大小与波长相当的障碍物，声波将绕过该障碍物而继续前进，这种现象称为声衍射(acoustic diffraction)，超声仪无法检测这类目标。因此，超声波波长越短，能发现障碍物越小。这种发现最小障碍物的能力，称为显现力。能检测到物体的最小直径，称为最大分辨力。最大理论分辨力等于 $\lambda/2$ 。实际上，仪器的最大分辨力要低于理论值的 $5\sim 8$ 倍。声波传播过程中，遇到直径小于波长的微小粒子，微粒吸收声波能量后，再向四周各个方向辐射球面波，这种现象称为声散射(acoustic scattering)，可出现在不规则的粗糙面上。在生物组织的介质中，散射现象是声波传播中最普遍、最基本的现象，它是脉冲回波技术的依据，而这一技术已成为绝大多数超声诊断技术的基础。从广义上来说，除了由介质的吸收以及界面的反射所引起的变化外，由于介质的不均匀性引起入射波时间和空间成分的任何变化都可以定义为散射。声像图背景中的大量像素来自散射，各种多普勒血流仪也是利用血流中的红细胞在声场内有较强的散射，从而获得人体血流的多普勒频移信号。见图 1-1-3。

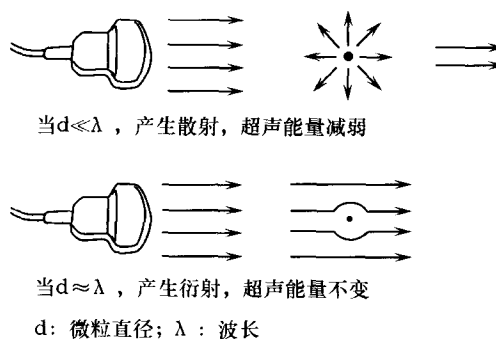


图 1-1-3 衍射与散射示意图

5. 声衰减 声波在介质内传播过程中，由于介质的粘滞性、热传导性、分子吸收以及散射等因素导致声能减少、声强减弱的现象称为声衰减(acoustic attenuation)。在绝大多数软组织中，引起声衰减的主要原因是声吸收。由于声吸收现象，声波传播中的一部分能量被转化为热能，从而使继续传播的声强减弱。在人体组织中衰减程度一般规律是：骨组织(或钙化) $>$ 肌腱(或软骨) $>$ 肝脏 $>$ 脂肪 $>$ 血液 $>$ 尿液(或胆汁)。组织中含胶原蛋白和钙质越多，声衰减越大；液体内含蛋白成分多时声衰减大。在超声诊断的频率范围内，生物软组织的声衰减系

数大多与频率成正比。超声波频率越高,分辨力越好,但衰减越强,穿透力越差;反之,频率越低,分辨力越差,但衰减越弱,穿透力越强。在超声诊断仪中,为使深部回声信息清楚,一般采用STC或TGC调节来补偿声衰减。

6.超声多普勒效应 当声源与接受体之间存在相互运动时,接受体接受声的频率发生变化,这种现象称为多普勒效应。由此效应引起的频率的变化,即发射频率(f_0)与运动目标反射波或散射波频率(f)之间的频率差,称为多普勒频移(Doppler shift),用符号 f_d 表示。它符合关系式:

$$f_d = f - f_0 = \pm \frac{2V \cos \theta}{C} f_0$$

此多普勒公式中, V 为运动目标的运动速度, C 为声速, θ 角为入射波和运动目标运动方向之间的夹角。由式可见,多普勒频移 f_d 和运动目标的运动速度 V 成正比;入射波和运动目标运动方向一致时, f_d 值最大;当运动目标朝探头方向运动时, f 值增加,即 f_d 为正值;而运动目标背离探头方向运动时, f 值减少,即 f_d 为负值。见图1-1-4。在常规临床超声检查的频率范围内,人体体内运动组织产生的频移 f_d 一般都在音频范围。所以检出 f_d 后,可以监听其发出的响声,如胎儿监护时的胎心音监听以及心血管的血流音监听,同时,亦可以对 f_d 进行频谱分析。

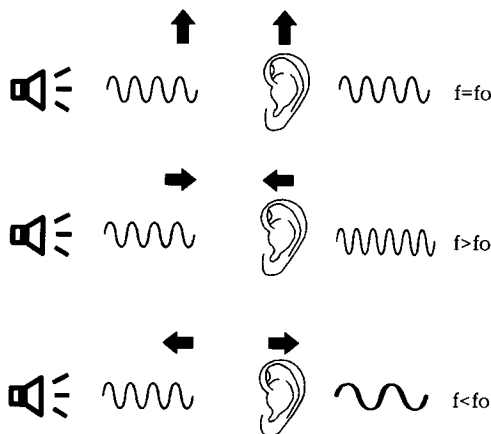


图1-1-4 多普勒效应示意图

二、超声成像的原理

(一)超声成像的基础 超声成像(ultrasonic imaging)是利用超声波的声成像。目前的医用超声诊断仪都是利用超声波照射人体,通过接收和处理载有人体组织或结构性质特征信息的回波,获得人体组织性质与结构的可见图像的方法和技术。它有

自己独特的优点,是其他成像所不能代替的:

1.有高的软组织分辨力 组织只要有1%的声阻抗差异,仪器就能检测出并显示其反射回波。目前,超声成像已能在近二十厘米的检测深度范围,获取优于1毫米的图像空间分辨力。

2.具有高度的安全性 当严格控制声强低于安全阈值时,超声可能成为一种无损伤的诊断技术,对医务人员更是十分安全。

3.实时成像 它能高速实时成像,可以观察运动的器官,并节省检查时间。

4.使用简便,费用较低,用途广泛。

(二)不同组织回声声学类型 根据各种组织回声特征,可以把人体组织、器官概括为四种声学类型:

1.无反射型 血液、腹水、羊水、尿液、脓汁等液体物质,结构均匀,其内部没有明显声阻抗差异,反射系数近似为零,所以无反射回波,即使加大增益也探查不到反射回波。这种液体的声像图特点是无回声暗区或称之为液性暗区。由于无反射,吸收少,声能透射好,所以后壁回声增强。

2.少反射型 实质均匀的软组织,声阻抗差异较少,反射系数小,回声幅度低,检查用低增益时,相应区域表现为暗区,增加增益时,呈密集反射光点,即少反射型或低回声区。

3.多反射型 结构复杂的实质组织,声阻抗差异较大,反射较多且强,探查用低增益时,即可呈现多个反射光点,增加增益时,回声光点更为密集明亮,称为多反射型或高回声区。

4.全反射型 软组织与含气组织的交界处,反射系数为99.9%,接近全反射,并在此界面与探头表面之间形成多次反射和杂乱的强反射,或称强回声,致使界面后的组织无法显示。

三、超声成像的种类

超声诊断仪主要由探头、发射与接收单元(Tx/Rx)、数字扫描转换器(DSC)、显示部件、记录仪以及电源等部件组成。由于所采用的信号显示方式、声束扫描方式以及探头的不同,形成多种超声成像种类,下面仅介绍主要几种在临床应用的类型。

(一)B型诊断法(B mode) 它采用灰度调制显示(brightness modulation display),以光点的亮度表示回声的大小,以声束进行一维扫描,形成与声束方向一致的二维切面声像图。声像图内亮暗不

等、疏密不等、排列多样的光点直观构成组织器官的形态结构剖面图。

(二) M型诊断法 (M mode) M型与B型一样,都采用灰度调制显示,但其声束并不进行扫描,而将该声束的回声信号在水平方向上以时间扫描展开,显示运动器官结构的位置(振幅)随时间的变化曲线。

(三) 多普勒诊断法 主要用于测量血流速度、确定血流方向和性质(如层流或湍流)等;获得最大速度、平均速度、压差、阻力指数等有关血流动力学的参数。

多普勒超声检测血流速度的公式如下:

$$V = \frac{C \cdot f_d}{2f_0 \cdot \cos\theta}$$

多普勒诊断法主要有下面几种方式:

1.连续波多普勒法 (continuous wave Doppler, CW) 是用连续超声波获得运动物体的多普勒频移信号,经处理而获得物体运动速度信息的技术。它没有深度分辨力,但可测高速血流。

2.脉冲波多普勒法 (pulsed wave Doppler, PW) 是用一定宽度的调制脉冲超声波获得某一采样容积内运动物体的多普勒信号,经处理后得到物体运动速度和速度分布等信息的技术。它具有距离选通能力,提供深度信息,但检测高速血流受限,会出现折返现象,产生频谱混叠。在盆腔内疾患血流检测中大多采用脉冲多普勒法。

CW 和 PW 都是采用多普勒频谱分析技术 (Doppler spectrum analysis),即对运动物体所产生多普勒信号的频谱分布进行分析。多普勒频谱图的水平坐标表示时间,垂直坐标表示频率(或速度),而相应的信号幅度(与运动目标的数量或密度相关)则用密度或亮度表示。在频谱图中,横坐标代表频率,纵坐标代表振幅,频率与振幅的乘积即频谱曲线下的面积等于信号的功率。进行血流频谱分析时,常常采用搏动指数 (PI)、阻力指数 (RI)、最大血流速度 (PSV) 以及收缩期/舒张末期血流速度比值 (S/D) 等作为血流动力学指标,见图 1-1-5。

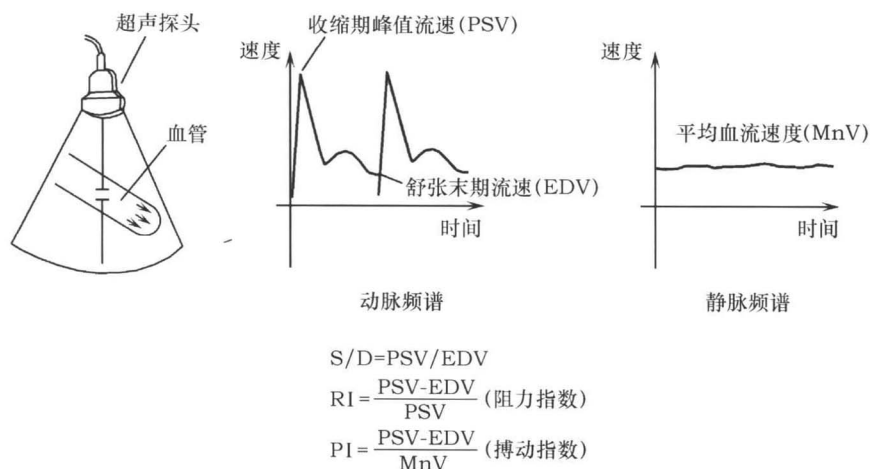


图 1-1-5 多普勒频谱技术示意图

3.彩色多普勒血流图 (color Doppler flow mapping, CDFM) 是应用脉冲超声回波原理,通过提取血流运动的信息,在二维超声图基础上,用彩色图像实时显示血流的分布、方向和相对速度的超声诊断技术,也称为彩色多普勒血流显像 (color Doppler flow imaging, CDFI),简称彩超。朝探头方向流动的血流用红色表示;远离探头方向流动的血流用蓝色表示,见图 1-1-6;不同颜色亮度表示多普勒频移(即血流速度)的大小;绿色与红、蓝混合色表示多普勒频移分散(湍流)情况。彩色多普勒血流图对高速、大流量的血流敏感。

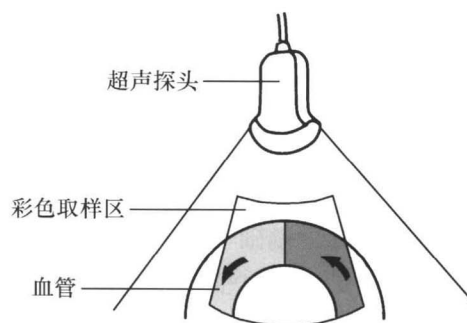


图 1-1-6 彩色多普勒血流图示意图

4.彩色多普勒能量图法 (color Doppler energy, CDE) 又称能量多普勒,以多普勒频移的强度(幅度)为信息来源,以强度的平方值表示其能量而得到能量曲线,频率高于某一滤波值而且能量值又高于仪器所定的能量值,即可显示为彩色血流。CDE的强度与红细胞的数目(浓度)有关。这种方法不受声束与血流夹角的影响,不存在折返现象,对于低速血流很敏感,而且空间分辨率很高,能检测小血管的低速血流。目前已能显示2mm/s的低速血流。但是CDE不能表达血流的速度和方向。

(四) 三维成像法 详见下节。

第二节 三维超声成像技术与方法

高分辨的二维超声和彩色多普勒超声的技术进步是超声诊断学发展的重要里程碑,尤其是在妇产科的应用,成为无可替代的非侵入性的诊断工具。近年来三维超声技术的发展和进步,为非侵入性的诊断技术又开辟了一个新的领域。三维超声技术能够克服二维超声空间显像的不足,成为二维超声技术的重要辅助手段。三维超声的进步体现在能够迅速地对容积图像数据进行储存、处理和显示其三维立体图像,并且能够得到多平面的图像,而这一功能以往只有CT和MRI技术才具备。近年来计算机技术革命化的进步被融入超声诊断系统,使得三维容积成像的速度在短短的几年时间里得到了极大提高,目前已经发展到能够进行实时三维、甚至动态的四维成像。

目前三维超声尚不可能替代二维超声,但它的确为一些复杂声像结构的判断提供了大量辅助信息,并对某些病变的诊断起到二维超声无法替代的作用。它的应用潜能正随着经验的积累被逐步开发出来。

一、技术简介

三维超声是将连续不同平面的二维图像进行计算机处理,得到一个重建的有立体感的图形。早期的三维重建一次必须采集大量的二维图像(10~50幅),并将其存在计算机内,进行脱机重建和联机显示,单次三维检查的图像数据所需的存储空间达数十兆字节,成像需要数小时甚至数天时间。近年来三维超声与高速的计算机技术的联合使其具备了临床实用性。表面成像在80年代首次应用于胎儿;90年代初期开始了切面重建和三个互交平面成像;容积成

像则始于1991年;1994发展了散焦成像;1996年开始了实时超声束跟踪技术,而最新发展的真正的实时三维超声可以称作四维超声(four-dimensional ultrasound),数据采集和显示的速率与标准的二维超声系统相接近,即每秒15~30帧,被称作高速容积显像(high speed ultrasound volumetric imaging, HSUVI)。

三维超声成像方法有散焦镜法、计算机辅助成像和实时超声束跟踪技术。

(一) 散焦镜方法(defocusing lens method) 也称厚层三维图像,方法简单,费用低。装置仅需在凸阵或线阵探头上套上一个散焦镜。用此方法可以对胎儿进行实时观察,然而胎体紧贴宫壁时图像就会重叠,使胎儿图像辨别困难。

(二) 计算机辅助成像 是目前首选的三维成像方法,成像处理过程包括:获取三维扫描数据;建立三维容积数据库;应用三维数据进行三维图像重建。

(三) 实时超声束跟踪技术 是三维超声的最新技术,其过程类似于三维计算机技术但可以立即成像。仅仅需要定下感兴趣部位的容积范围就可以在扫描过程中实时显示出三维图像,可以提供连续的宫内胎儿的实时三维图像,例如可以看到胎儿哈欠张口动作等。

二、三维成像方法

三维超声的临床实用性很大程度上取决于操作人员对此技术掌握的熟练程度。只有了解三维超声的基本原理和概念,熟练掌握三维超声诊断仪的操作方法和步骤,才能充分发挥三维超声的最大作用。

(一) 三维成像的主要步骤与成像模式 常规三维成像包括以下步骤:

1.自动容积扫描 以三维容积探头进行扫描,获取三维数据。三维数据是通过超声探头扫描平面的移动而获取的大量连续二维断面图。现有的三维探头都配有内置的凸阵或扇形探头,探头内电磁感应器可以感应出每一断层的相对位置和方向。每一断面的二维图像信息连同其空间方位信息都被数字化后输入电脑。实时二维扫描是基础,根据感兴趣区域的空间范围,任意调节断面的角度、扫描深度和扫描角度,确定三维容积箱(volume box)的位置和大小后进行扫描。在扫描时可以根据感兴趣区的回声和运动特征调整扫描速度。对运动的目标可

选用快速扫查,但获得的图像空间分辨力低;低速扫查图像分辨力最高,但易受运动影响;正常速度扫查的空间分辨力介于两者之间。

2.三维数据库的建立 探头扫查获得的数据是由许许多多的断面组成的合成数据,作为三维数据库输入电脑,可以通过滤过干扰信息改善数据的质量。三维数据库包含一系列的体积像素,每一体积像素既是灰度值也是亮度值,见图 1-2-1。

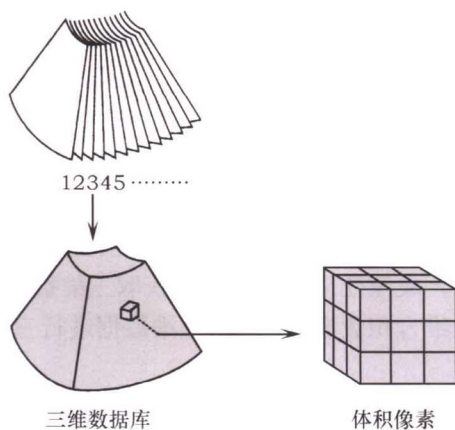


图 1-2-1 三维数据库示意图

3.三维图像重建 应用三维数据库可以重建出各种图像,包括三维切面重建和立体三维的观察。

(1) 切面重建: 成像最简单,通过旋转三维数据库可以选定任意一个平面的二维图像,进行多平面图像分析。尽管得到的是断面图,有时对诊断却非常有用,因为许多平面(例如子宫的冠状面)是二维超声难以观察到的。可以选择各种切面显示的方式:

1) 三个正交平面显示: 容积扫查一完成,立即显示出三个互相垂直的平面的二维声像图,图1-2-2为子宫三个相互垂直平面的二维声像图,即冠状面、矢状面和横断面。第三平面是垂直于前两个平面、根据容积数据进行重建得出的。

2) 图像的自由旋转: 围绕感兴趣区的中央任意旋转图像可以得到正确的、容易理解病变的二维声像平面。使用这一功能使得感兴趣目标重点突出。感兴趣区的中央有一指示小点为标记,也是三个正交平面的交叉点,如图 1-2-2 的左上方图所示。

3) 图像的移动: 可以垂直于三个平面中的任意一个平面作平行移动,观察平行于该平面的结构,这一任意的移动比二维扫查时移动探头观察容易控制,且精细得多,使每一断面图像得以仔细观察。

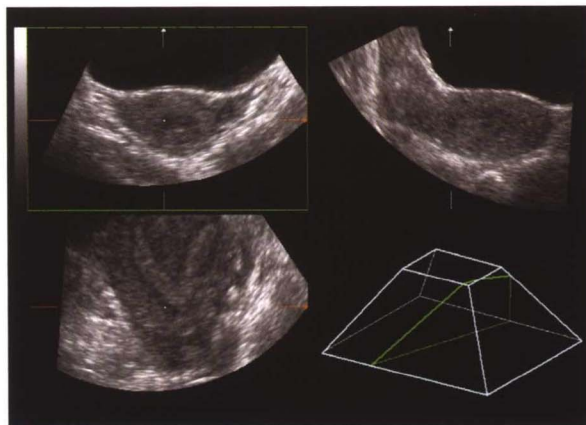


图 1-2-2 三维切面成像图

4) 壁龛立体定位显示模式 (Niche view): 在三维切面数据箱内,相互垂直的切面 A、B、C 只能部分被编辑显示,选用此方式时,可以显示容积内部三个不同方向平面的回声特征,见图 1-2-3。

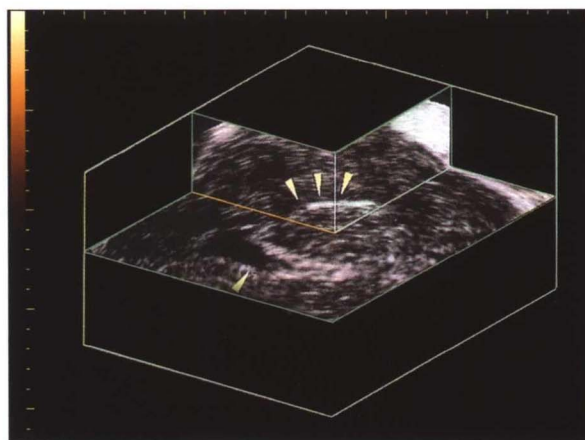


图 1-2-3 壁龛立体定位模式

(2) 容积成像 (volume rendering): 是一种基于体积像素(voxel)的三维数据库的视觉工具。一个像素(pixel)是二维图像的最小的图像信息单位,一个体积像素则是三维容积数据中最小的图像信息单位。图 1-2-4 说明了容积成像技术原理。在二维的有

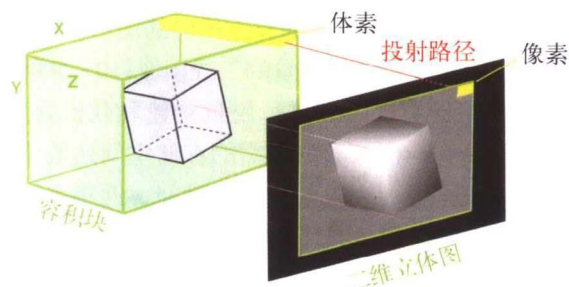


图 1-2-4 容积成像原理示意图