

泌尿外科高科技

主编 李炎唐

军事医学科学出版社

R699
LYT

泌 尿 外 科 高 科 技

吴阶平题



主编 李炎唐

军事医学科学出版社

内 容 提 要

本书内容包括影像学、核医学、尿动力学、基因治疗、免疫治疗、生物医学工程、放射治疗、体外冲击波、微波与射频、激光、冷冻治疗、液电与电气化、腔内高热、气压弹道和男性学高科技等十五个部分。分别由在这些方面有实际体会和经验的专家教授编写而成。本书较详细地介绍了这些方面在泌尿外科的应用、发展和前景,理论和实际操作。该书图文并茂,对泌尿外科和有关科室医务人员、研究生、进修生有参考和实用价值。

* * *

图书在版编目(CIP)数据

泌尿外科高科技/李炎唐主编. - 北京:军事医学科学出版社, 1998.1

ISBN 7-80121-074-3

I. 泌… II. 李… III. 泌尿系统-外科学-技术 IV. R699

中国版本图书馆 CIP 数据核字(97)第 23821 号

* *

泌尿外科高科技

主 编 李炎唐

责任编辑 李俊卿

军事医学科学出版社

(北京市太平路 27 号 邮政编码:100850)

新华书店北京科技发行所发行

北京四环科技印刷厂印刷

*

开本:787 mm×1092 mm 1/16 印张:25 字数:624 千字

1998 年 2 月第 1 版 1998 年 2 月第 1 次印刷

印数:1-3000 册 定价:58.00 元

ISBN 7-80121-074-3/R·059

(购买本社图书,凡有缺、损、倒、脱页者,本社发行部负责调换)

《泌尿外科高科技》编著者

(以姓氏笔画为序)

于明波	解放军总医院男科	副主任医师
田嘉禾	解放军总医院核医学科	教授
李炎唐	解放军总医院泌尿外科	教授
李峻亨	解放军总医院激光科	教授
肖序仁	解放军总医院泌尿外科	教授
陈国雄	解放军总医院放射科	教授
杜亚娜	解放军总医院放射诊断科	教授
宋 波	第三军医大学泌尿外科	教授
孟书礼	解放军总医院泌尿外科	教授
杨 勇	解放军总医院泌尿外科	博士
金锡御	第三军医大学泌尿外科	教授
赵彼得	解放军总医院理疗科	教授
洪宝发	解放军总医院泌尿外科	教授
唐 杰	解放军总医院超声诊断科	副教授
董宝玮	解放军总医院超声诊断科	教授
蔡幼铨	解放军总医院放射诊断科	教授
蔡 明	解放军 309 医院泌尿外科	副主任医师

序 一

第二次世界大战以来的几十年时间内,以电子信息、生物技术及新材料为代表的一系列高新技术飞速发展,已取得诸多令人眼花缭乱的成果,在很大程度上改变了人类的生活。高科技已成为权衡综合国力的标志之一。具体到医学领域,无论在病因学,或在诊断学及治疗技术上无不受高科技的渗透和影响,高科技极大地促进了医学的迅速发展。泌尿外科亦不例外,受高科技发展潮流的冲击,该专科的诊断学和治疗技术也在不断提高,以高新技术为基础的诊断及治疗手段日新月异,层出不穷。仅就一种新产品而言,问世不久即可不断翻新,令人目不暇接。

在这样的形势下,日常忙碌于临床业务的泌尿外科医师很难掌握各类高科技的理论基础,以及各种高科技产品的性能、应用的适应证和禁忌证及其优缺点等。若求教于某一专题著作,每因这些书籍皆为巨册,内容浩如烟海,令人不敢问津或浅尝即止,掌握一两门学科尚属可能,但难能一一全面了解各个高新技术课题。虽明知继续教育的重要性和必要性,但又因缺乏短期培训的机会或有碍于经费缺乏,终不能如愿以偿,常使人们尤其年轻人感到遗憾和烦恼。

有鉴于此,解放军总医院泌尿外科李炎唐教授与该科同仁及有关课题的专家教授共十七人编写了这部《泌尿外科高科技》。该书内容丰富,涉及高科技在泌尿外科各个方面的应用,集中于一册,便于从事泌尿外科的工作者于临床工作遇到困难时随时参考或于暇时仔细学习。由于编者理论与实践兼顾,使读者读后能更灵活地应用这些技术,更喜于诠释在诊断或治疗时出现的种种变化,从而提高诊断及治疗水平。

编写该书的意愿良好,内容又充实,该书必为泌尿外科医师欢迎。适值该书出版之际,欣然修此序。

虞颂庭

1997年11月

序 二

喜闻中国人民解放军总医院暨军医进修学院以李炎唐教授为首编著的《泌尿外科高科技》一书即将编就出版。这是一本泌尿外科的重要参考书,可以通过该书了解并熟悉当前泌尿外科的发展前沿,为广大泌尿外科工作者能顺利地迈入 21 世纪作准备。

我愿意用纳素夫(科威特)的话来表达我对这本新书的问世:

“知识如同光芒四射的烛光,把人生之路照得耀眼通明。”

马永江

1997 年 11 月 20 日

前 言

医学的发展依赖于科学技术的发展。近二十年高科技迅猛发展,使医学从基础到临床,从诊断到治疗发生了巨大变化,进入一个新纪元。高科技在泌尿外科的应用在已经出版的书多有述及,但缺乏系统性、深度和广度,为了便于泌尿外科工作者对本专业高科技有一较全面、系统和深入的了解,特编写了《泌尿外科高科技》这本书。

《泌尿外科高科技》内容包括泌尿外科领域中的影像诊断高科技(B超、CT、MRI)、核医学、尿动力学、基因治疗、免疫治疗、生物医学工程、放射治疗、体外冲击波、微波与射频、激光、冷冻疗法、液电与电气化、气压弹道等。这些高技术使泌尿外科诊断、治疗技术焕然一新,提高了早期诊断和治疗成功率,减少了诊断和治疗给病人带来的痛苦,缩短了住院时间,甚至无需住院,使病人深受其益。在我国,上述泌尿外科高技术,有的开展已较普遍,如CT、MRI、B超,体外振波碎石等;有的开展很少,如快速螺旋CT、经直肠MRI、激光碎石、气压弹道碎石、尿动力学;有的有人有所知,如核医学、免疫治疗、生物医学工程学中的某些人工器官和支架;有的大多可能尚不知,如基因治疗。这些高新技术,有些不仅已成熟而且在不断发展,如影像学、核医学、体外冲击波碎石、放射治疗高科技等等;有的很有前途,但尚不够成熟,正在不断改进完善,如使人眼花缭乱的各种激光和电子技术;有的尚在探讨研究之中,如基因治疗。

本书目的是,尽可能将有关新信息较迅速地传递给广大读者,介绍其治疗应用和发展前景,不仅为使读者能借鉴应用,更愿读者从中得到启发,有所创新、发展和前进。本书重点介绍了高科技在泌尿外科的应用原理、方法,应用技术的适应证、禁忌证、并发症及其处理,理论和实际应用兼顾,并配有大量插图,以期使泌尿外科和有关科室中级以下医务人员能更直观、准确地了解有关内容。

本书由解放军总医院和其他单位的17位有关专家、教授编写而成。高科技发展日新月异,唯有快写、快出版,方能使读者获得新知。由于作者们多在临床一线,工作繁忙,交稿时间仓促,内容不够全面细致,错误之处在所难免,恳请各位专家、教授及读者们指正。

深为荣幸,我国泌尿外科泰斗,两院院士,全国人大副委员长吴阶平为本书题写书名;我国泌尿外科著名老前辈虞颂庭和马永江教授为本书作序。本书得到了解放军总医院各级领导、各位作者及军事医学科学出版社的大力支持,在此一并表示衷心感谢。

李炎唐

1997年12月

目 录

第一章	影像学诊断	(1)
第一节	超声学.....	(1)
第二节	MRI 和 MRS 在泌尿外科中的应用	(38)
第三节	CT 在泌尿外科中的应用	(52)
第二章	核医学	(99)
第一节	核医学概述	(99)
第二节	肾功能检测.....	(103)
第三节	肾显像.....	(110)
第四节	膀胱输尿管显像.....	(114)
第五节	内分泌与生殖系统显像.....	(115)
第六节	泌尿系统肿瘤.....	(119)
第七节	核素内照射治疗.....	(122)
第三章	尿动力学	(128)
第一节	绪论.....	(128)
第二节	常用的尿动力学检查.....	(136)
第三节	下尿路功能异常的诊断和治疗原则.....	(148)
第四节	神经病性膀胱尿道功能异常.....	(150)
第五节	膀胱下尿路梗阻尿动力学分析.....	(158)
第六节	尿失禁尿动力学分析.....	(164)
第四章	基因治疗	(177)
第五章	免疫治疗	(187)
第一节	概述.....	(187)
第二节	生物反应调节剂.....	(189)
第三节	免疫治疗在泌尿外科的应用.....	(193)
第六章	生物医学工程	(197)
第一节	注射物治疗尿失禁.....	(197)
第二节	人工括约肌治疗尿失禁.....	(201)
第三节	用于泌尿外科的各种支架管.....	(207)
第四节	用于泌尿外科的各种导管.....	(219)
第五节	假体.....	(220)
第七章	放射治疗在泌尿系统肿瘤的应用	(224)
第一节	临床放射生物学基础.....	(224)
第二节	放射物理剂量.....	(226)
第三节	临床应用.....	(233)
第四节	术中放疗.....	(243)
第五节	高 LET 射线	(255)

第六节	立体定向放射外科·····	(260)
第八章	体外冲击波碎石·····	(273)
第九章	射频和微波在泌尿外科的应用·····	(294)
第一节	概论·····	(294)
第二节	射频和微波的生物物理学特性和治疗作用·····	(295)
第三节	非腔道内射频和微波的应用·····	(302)
第四节	射频在腔道前列腺外科的应用·····	(306)
第五节	微波在腔道前列腺外科的应用·····	(308)
第十章	激光在泌尿外科的应用·····	(312)
第一节	激光医疗的基础理论·····	(312)
第二节	泌尿科手术常用激光器·····	(322)
第三节	泌尿外科激光手术的导光设备·····	(324)
第四节	腔道内激光手术·····	(327)
第十一章	冷冻疗法·····	(343)
第十二章	液电和电气化·····	(349)
第十三章	腔内高温·····	(356)
第一节	高能聚焦超声在泌尿外科的应用·····	(356)
第二节	经尿道前列腺针刺消融·····	(360)
第三节	经尿道高温射频热疗或微波治疗前列腺增生症·····	(364)
第四节	体外聚焦热疗治疗表浅性膀胱肿瘤·····	(367)
第十四章	气压式弹道碎石机碎石术·····	(370)
第十五章	高科技在临床男性学中的应用·····	(374)

第一章 影像学诊断

第一节 超声学

医学超声影像是一门较新的学科,它已成为主要影像诊断技术之一,被广大临床工作者所接受。今天,超声设备还在不断发展,特别是彩色多普勒应用于腹部和外周血管,使超声诊断手段更加丰富,应用范围进一步扩大,从而提高了超声影像学在临床的应用价值。

一、超声诊断的物理基础

(一) 定义

超声波是频率超过人耳听觉范围的声波。人耳听觉频率范围是 16~20 000 Hz,因此,超声波频率大于 20 000 Hz。用于医学检查的超声波频率为 1~20 MHz。

(二) 超声波的主要物理特性

1. 传播和声阻抗 超声波在人体组织内传播的方式除骨骼以外几乎均是纵波,其频率(f)、声速(c)和波长(λ)的关系是:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad \text{或} \quad c = f\lambda$$

超声波在人体组织中的传播速度见表 1-1,在软组织内的平均速度为 1 540 m/s 左右,因此超声波波长决定于发射频率,发射频率愈高,波长愈短;反之,频率愈低则波长愈长。

声特性阻抗(Z)为声波传递介质中某点的声压和该点速度的比值,它等于密度(ρ)与声速(c)的乘积,即 $Z = \rho c$ 。常见组织成分的声特性阻抗见表 1-2。

表 1-1 超声波在人体组织中的传播速度

介 质	超声速度(m/s)
肝 脏	1 570
肾 脏	1 560
脑组织	1 540
脂 肪	1 476
肌 肉	1 568
血 液	1 570
颅 骨	3 360
空 气	344

表 1-2 人体组织声阻抗

组 织	声特性阻抗($1 \times 10^5 \text{ R}$)
肝 脏	1.648
肾 脏	—
大 脑	1.599
脂 肪	1.410
肌 肉	1.684
血 液	1.656
颅 骨	5.570
空 气	0.000407

2. 反射与透射 入射声束遇到大的平界面时,属镜面反射,其入射角(θ_i)与反射角(θ_r)相等(图1-1)。从界面反射回的超声振幅与界面两侧阻抗之间的差别有关,可用反射系数(R)表示:

$$R = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \approx \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

除了从界面反射的部分超声之外,另一部分超声则经过界面以 θ_t 角进入第二介质,称为透射声,可用透射系数(T)表示:

$$T = 1 - R = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

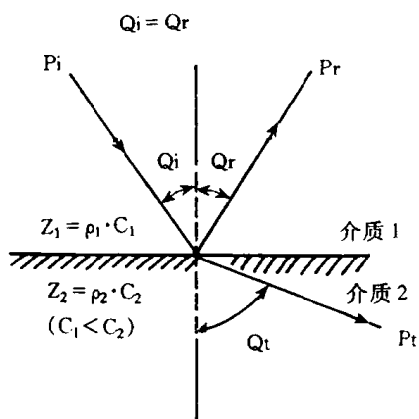


图1-1 反射和折射示意图

Pi:入射波, Pr:反射波, Pt:折射波,
Qi:入射角, Qr:反射角, Qt:折射角

从公式中可见,反射能量越大,透射能量越小,因此,软组织与气体,软组织与骨骼之间界面上可以产生很强的反射。

3. 折射与全反射 穿过大界面的透射声,可以沿入射声束的方向继续前进,亦可以偏离入射声束方向传播,后一种现象称为超声折射,是由于两种介质中超声传播速度的不同所致。如第二种介质内声速大于第一种介质时,则折射角大于入射角。当入射角超过某一临界角时,其折射的声束会重新进入第一种介质内,而产生超声的全反射现象。

4. 散射和绕射 入射超声遇到小界面时,即界面大小远小于波长,呈散射模式。探头所收到的散射回声强度与入射角无明显关系。脏器或组织内部的微小结构对入射超声呈散射现象,是超声成像法研究内部结构的重要依据(图1-2)。

超声波通过界面大小与波长相近的障碍物或不连续的介质时发生绕射。绕射波又与入射波叠加,导致入射波的波前畸变,或超声波的传播方向偏离,声波绕过障碍物后,仍按直线方向传播。绕射又名衍射。绕射使得超声波能够到达沿直线传播不能到达的区域,距离障碍物越近,绕射现象越明显。

5. 衰减 入射超声的总能量在介质中传播时,最终转变为3种形式,即反射回声、散射回声及声吸收。声吸收是声能遇到物质粒子后,既不反射,又不散射,而是将声能转变成热能的一种现象。衰减为反射、散射及吸收三者的总和。

二、超声成像技术

(一) 超声的发射和接收

超声波的发射和接收是根据压电效应的原理(piezo-electric effect)。自然界的石英或人工压电陶瓷受到外力作用时,在对应的两个面上产生相反的电荷,此为压电效应,反之,在对应面上给予一定的电压则晶体出现厚度改变,产生伸缩现象形成振动,从而产生声波,称为逆压

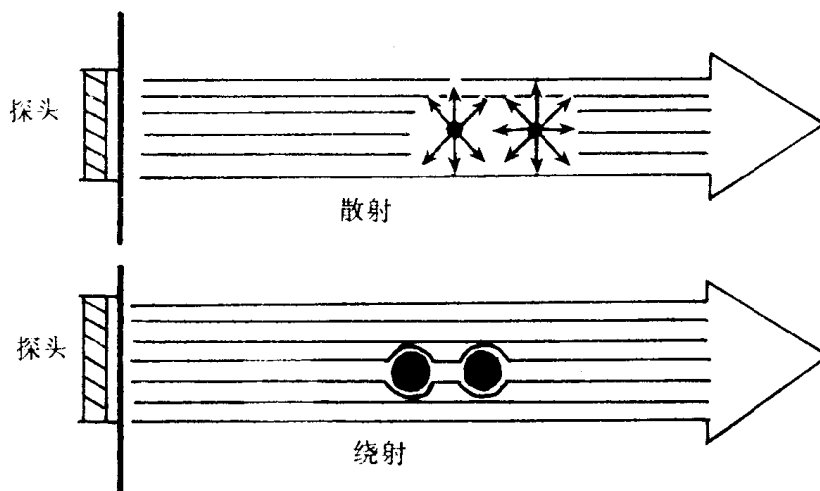


图 1-2 声波的散射和绕射

电效应。因此,超声探头中的换能器利用晶体的逆压电效应,产生发射超声的作用,并利用正压电效应接收回声声压转变成电讯号。

(二) 超声断层成像原理

医学超声成像可以反射法成像,也可以透射法成像。目前广泛应用的超声显像仪是利用脉冲回声技术的反射法成像。利用脉冲反射回波的超声成像技术是与介质的声特性阻抗密切相关的,正常组织与病变组织声特性阻抗不同,形成异常的界面声反射,通过检测这种异常现象就有可能识别病灶区域范围,凡能传播超声的介质内部有声特性阻抗变化的地方便可能成像,其检测参数是声压(声振幅)。目前,临床广泛使用的超声诊断仪(B型超声)几乎采用了灰阶显示技术,即以回声不同的振幅等级,在图像中用相应回声的黑白层次来反映灰度分层——黑白等级程度。人的眼睛一般能识别黑白差异的程度为10%,即十分之一的黑白差别,这样8~10级的灰阶即可满足眼睛分辨的要求。临床上为了最大限度地反映微小声阻抗差别,多采用更丰富的灰阶级别来显示图像层次,以提高图像的质量。目前超声仪的灰阶多在16~64级,最低不少于8级,最多达256级。虽然肉眼几乎无法分辨,但可增加图像层次,从而获得与组织切面近似的真实感,有利于对组织结构和病变的判断。

(三) 深度增益补偿(DGC)

超声波在组织内部传播的过程中,必然引起能量的损失,因此来自深部组织的回声振幅必然比靠近换能器表面组织的回声振幅要小得多,大致为1 MHz的超声波信号在体内传播1 cm就会产生约1 dB的衰减。为了使深浅部位显示的图像质量相同,必须对深度所引起的衰减加以补偿,DGC电路系随传播时间的增加而加大增益的电路,也称时间增益补偿电路(TGC)。超声波在组织中传播时的能量损失来自两个部分:一是吸收,二是散射和反射。

(四) 超声显像的分辨力

1. 轴向分辨力 或叫纵向分辨力,距离分辨力和深度分辨力。它是指在声束轴线上能分辨两个目标最短距离的能力。它取决于发射的超声脉冲宽度(C)。超声波的波长是轴向分辨力的理论极限值,如物体(或目标)间距离比半个脉冲宽度还小就不能分辨(图1-3)。但是,由

于生物组织内介质特性的复杂性,实际上达不到上述分辨力的数值。例如,脉冲宽度为2个波长,频率为3 MHz的超声波,波长 $\lambda=0.5\text{ mm}$,实际轴向分辨力约为1 mm。显然提高超声频率可提高分辨力,但频率太高就达不到穿透深度的要求,因此,必须根据探测深度的要求,在确定的穿透范围内适当地提高超声频率。

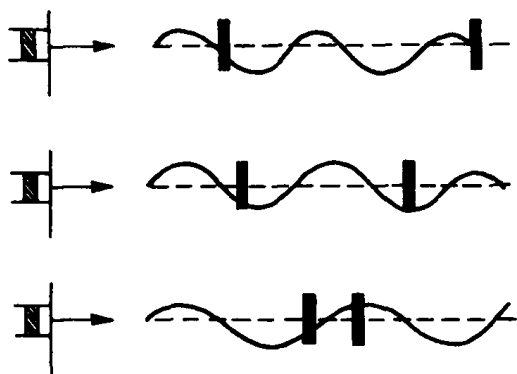


图 1-3 轴向分辨力和脉冲宽度的关系

上图:很好分辨;中图:刚好分辨;下图:不能分辨

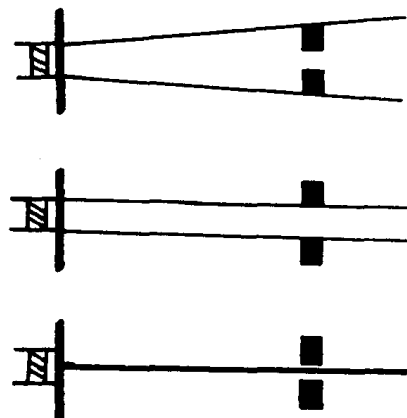


图 1-4 侧向分辨力和声束宽度的关系

上图:很好分辨;中图:刚好分辨;下图:不能分辨

2. 侧向分辨力 亦称水平分辨力,方位分辨力或横向分辨力。它是指能区分垂直于声束并列两点间距离大小的能力。它用声束刚好能够加以分辨的两个目标的距离来量度,因此,它可被视为等于声束宽度。

侧向分辨力是超声图像质量的主要参数,侧向分辨力好,图像就细腻,能清晰显示细小的结构,相反则图像光点粗,呈横向线条状。而声束的宽度取决于声源的直径、超声频率,以及离开声源的位置,其主要取决于换能器晶体的大小及其排列形式。一般侧向分辨力低于轴向分辨力。同时由于声束随距离增加而扩散,致使侧向分辨力降低,部分体积效应也愈显著(图1-4)。

(五) 常见的超声效应与超声伪差

1. 混响效应 是由声波的多次反射,声源激起固有振动的自由衰变,以及介质的不均匀性引起的散射等因素所致。此种伪像常出现在正常含液脏器(如膀胱)和液性病灶的近区或全部,声像图表现为液性组织的近区似增厚的实质性回声。

2. 声影 是因局部声阻抗差过大,使超声波完全反射和(或)强衰减所致。此种征象常出现在骨骼、结石、钙化灶、气体和局部皮肤疤痕等的后方,声像图表现为强回声后方伴随直线性条带状无回声。

3. 折射声影(假性声影) 是因折射效应所造成的图像伪差,声像图表现为液性暗区两侧的后下方呈现直线性细条状声影,此种征象常位于囊性肿物的两侧后方。

4. 边缘失落 由于声束与界面近于平行,声波向后外方反射,以及声束与囊性病变的侧壁近于平行时,回声不能返回发射源点,因而不能显示其侧壁图像而出现无回声暗区。此种征象也常出现于较大的液性肿块的两侧壁。

5. 后壁增强效应 此效应主要由于病灶衰减降低造成。部分可因折射所致,如囊性结构后方的声束又增强又内收。

6. 余振或振铃状伪差 声束途中有一平薄界面,及此平薄界面之下尚有一薄强反射系数的气体时最易发生。声能在平薄界面与薄层气体之间来回多次反射,使声能逐渐衰减而致振幅下降,声像图显示为长条状多层重复纹路分布的强回声带,其常出现于肺及胃肠道检查,也称“彗星尾”征。

7. 旁瓣效应 在声源的主瓣之外,尚存在数对旁瓣,其中第一旁瓣所产生的声振幅最大,可为主瓣的20%左右,且处于主瓣声轴的 $\pm 10^\circ \sim 15^\circ$ 之间。当主瓣声束检测物体时,旁瓣同样进行检测,两者的回声相互重叠,使图像模糊或产生伪差。此征象常在膀胱充盈后探测子宫时出现,声像图表现为膀胱后壁前缘两边角处呈低回声性弧形条带。

8. 衰减掩盖性伪差 在界面复杂的组织之后,如在较多纤维组织、韧带或疤痕组织后方,因声能吸收过多,造成其后方的声能入射不足,使该区回声亦微弱,图像显示不清,易使细微结构漏诊。尤其是在大块结石、钙化病灶或骨骼后方,声衰减更显著,声能更小,更易引起衰减掩盖性伪差。

三、彩色多普勒超声

(一) 彩色多普勒血流成像原理

多普勒效应(Doppler effect)是指当入射波(如声波、光)被一运动目标反射时,所接收的回波频率会发生改变,即振源与接收器相向运动时,接收器收到的频率增高,而振源与接收器背离运动时,接收器收到的频率降低,频率的改变称为多普勒频移。这一现象是奥地利学者克里斯琴·约翰·多普勒(Christian Johann Doppler)于1842年发现的。血流的有形成分主要有红细胞、白细胞、血小板,由于白细胞含量少,血小板形状小,所以,血管中流动的红细胞对声束的散射是产生多普勒效应的主要成分。彩色多普勒血流显像是一种复杂的信号处理技术,为了达到实时显示彩色血流,它要求仪器在30 ms以内必须分析15 000个以上的取样点的多普勒信号。目前,在彩色多普勒血流显像中,一般采用自相关技术处理血流多普勒信号。自相关技术是检测两个信号间相位差的一种方法,公式如下:

$$\Delta\varphi = \omega_0 VT \cos\theta / C$$

$\Delta\varphi$: 两回声之间的相位差, $\omega_0 = 2\pi f_0$, f_0 是发射超声频率, V 是血流速度, T 是两个脉冲之间的时间间隔, θ 是声束与血流夹角。

从上述公式看出,只要我们能检测到连续发射的相邻两个脉冲回声之间的相位差($\Delta\varphi$),就可以求得血流速度(V)。其工作过程是:仪器的震荡器首先产生相位差为 $\pi/2$ 的两个正交信号,分别与多普勒血流信号相乘,其乘积经模-数(A/D)转换器转变成数字信号,经梳形滤波器滤波,去掉血管、瓣膜等产生的低频分量后,送入自相关器作自相关检测。由于取样血流不是一个红细胞,而是有若干速度不同的红细胞,因此,彩色多普勒所显示的血流速度为取样区域所有红细胞的平均流速。用自相关技术获得的血流信号经伪彩色编码后,实时地叠加在二维声像图上,形成彩色多普勒血流图像。

彩色多普勒采用国际照明委员会规定的颜色,即红、绿、蓝三种基本颜色,规定朝向探头的血流为红色,背离探头的血流为蓝色,湍流为绿色,绿色混合比率与血流的湍流程度成正比,正向湍流的颜色接近黄色(红和绿的混合),反向湍流的颜色接近深蓝色(蓝和绿的混合)。血流

的层流越多,所显示的红色或蓝色越纯正。血流的速度与红蓝两种彩色的亮度成正比,正向速度越高,红色的亮度越亮;反向速度越高,蓝色的亮度越亮。

由于自相关是一种相位检测技术,而彩色多普勒血流显像仪采用的是脉冲波,所以它也有着脉冲多普勒血流仪所具有的局限性,即血流速度太高(超过了仪器规定的流速高限),相位差超过了 180° 就会使彩色发生翻转,即由红色变为蓝色,或蓝色变为红色。这种现象称为彩色多普勒血流显像中的倒错现象。

目前,彩色多普勒血流显像仪均具有频谱多普勒功能,所以,有的国外学者将这类仪器称为彩色-双功超声。彩色多普勒和频谱多普勒各有所长,又各有不足,互为补充,在实际工作中必须结合运用。

(二) 彩色多普勒血流显像分析

1982年,日本阿洛卡(ALOKA)公司生产出第一台用于检查心脏的彩色多普勒血流显像仪,十几年后的今天,其技术日新月异,应用范围不断扩展,从单纯的心脏彩色多普勒检查已发展到全身彩色多普勒检查,提高了超声诊断水平。彩色多普勒血流显像分析有以下几个方面。

1. 确定血流 彩色多普勒能实时、动态显示血流,除了能显示较大血管中的血流之外,还能显示组织内细小血流(声像图不能显示血管结构),有的彩色多普勒机型能显示最低血流速度达 $2\sim 3\text{ mm/s}$,这样,提高了血管的分辨率,方便了频谱多普勒检查,大大节省了多普勒检查时间。通过彩色血流间接显示血管的横切面积,有利于动脉狭窄面积的计算,也有助于动脉重度狭窄和闭塞的鉴别。

2. 判定血流方向 根据彩色多普勒显示的血流颜色可以判定血流方向,即朝向探头的血流为红色,背离探头的血流为蓝色。通过血流方向的确定,有利于异常血流的鉴别。

3. 鉴别血流类型 动脉血流为搏动性、流速较高的血流,静脉血流为连续性、流速较低的血流,因此,彩色多普勒显示动脉血流颜色比静脉血流亮,而且亮度随心动周期变化,静脉血流亮度变化不明显。正常动脉血流为层流,彩色多普勒检查显示血流颜色纯正。当动脉狭窄时,血流紊乱,彩色血流则表现为多彩血流(mosaic patterns)。

4. 测定血流速度 彩色多普勒显示的血流速度是取样区域所有红细胞的平均流速,通过颜色亮度表示。这种血流速度的测定有一定的局限性。有的新机型已能自动将某点彩色血流换算出最大血流速度,并且有声束-血流夹角校正功能,为血流速度测定提供了方便。

我们还必须强调,二维声像图是彩色多普勒检查的基础,只有二者结合运用才能提高多普勒超声诊断水平。

四、肾脏超声

(一) 检查方法

肾脏超声检查无须特殊准备,但有不同检查体位。

1. 侧卧位 冠状切面可显示肾的上极和肾上腺。该切面声像图与X线片相一致。该部位亦适合于鉴别肿块是否来自腹膜后,但往往受肋骨影响,可嘱患者深吸气后暂停呼吸观察以减少肋骨影响。

2. 仰卧位 两手放于头部,双腿微弯,放松腹部。可通过肝脏透声窗观测肾脏,也可通过侧腰部扫查肾脏。其优点是能较好地显示肾门,患者舒适,适合于病重、肥胖、妊娠、刚手术后等,也适合于肾肿大、移植肾、异位肾、膀胱、前列腺、精囊等的检查。

3. 俯卧位 头平放或上腹部垫枕,腰部放松,双手放于头侧,以便肾区抬起,扩大髂嵴与第12肋之间的扫查范围。有些病人则不宜用俯卧位,如肥胖、妊娠及腹部手术后等。该部位不受肠腔气体之影响,声像图显示清晰,但上极往往受肺遮盖的影响。肾下垂者亦不能显示完整之肾脏。

(二) 仪器条件

1. 探头频率 成人适用于2.5~4 MHz,小儿用5 MHz。
2. 灵敏度 增益以清晰显示肾脏的前缘和后缘为宜,同时肾皮质回声接近肝实质回声,中心部集合系统则呈强回声。

(三) 肾脏的正常声像图

1. 切面形态 纵断面和冠状断面均呈切开的蛋卵形。横断面呈椭圆形或圆形,在肾门部呈马蹄形。

2. 周边轮廓 肾的被膜轮廓呈明亮而光滑的线样强回声,由于肾表面光滑,肾周有两层包膜包绕,内层为肾纤维膜,外层为肾周筋膜,两层之间为脂肪囊,因此肾表面回声增强。

3. 内部回声 由于肾组织为含有软组织和水的器官,因而肾实质为回声点稀小的低回声区,而肾的中心部位为肾盂系统、肾血管和肾窦脂肪等形成的强回声区。

其中肾皮质位于肾脏断面的表层,主要由肾小球和肾小管组成,内含丰富血管,故呈较均匀的低回声,内有较弱回声点。肾皮质回声强度稍低于肝实质,肾皮质低回声区包绕锥形的肾锥体。肾皮质厚5~12 mm。

肾柱,即锥间皮质,系嵌入锥体间皮质部分,为位于肾锥体之间、向中央呈放射性排列的回声区,回声强度高于肾锥体。

髓质位于肾皮质的内侧,约占肾实质的2/3,由8~15个肾锥体组成。锥体呈三角形或椭圆形结构,宽的基底朝向皮质,尖端(肾乳头)朝向肾小盏。由于髓质含有较多液体,故呈相对的无回声区,肾皮质与肾髓质间有时可见短线或点状强回声,代表弓状血管。

肾集合系统位于肾中心部位,为不规则的强回声,由整个肾窦包括结缔组织、脂肪、血管、淋巴管和部分集合系统的无数界面所形成,有时可见其内有小于1 cm的无回声区,为正常尿液。集合系统回声占肾脏断面的1/3~1/2(图1-5)。

(四) 肾脏疾病声像图

1. 肾积水

(1) 肾积水的声像图表现

①轻度肾积水:肾外形和肾实质一般无改变,仅见肾窦回声出现窄带状或扁卵圆形无回声区,前后径2~3 cm。肾盂轮廓较饱满,肾锥体顶端变平,肾盏轻度扩张(图1-6)。

②中度肾积水:肾体积轻度增大,肾盂、肾盏扩大呈花瓣,形成烟斗形无回声区。前后径3~4 cm。肾盏的终末端和肾锥体顶端轮廓变平。

③重度肾积水:肾体积明显增大,形态失常,肾区被巨大囊状无回声区所代替,其间可见多个锥形或圆形无回声区,呈多房囊状。无回声区周边呈花边状或椭圆形。无回声区前后径大于4.0 cm。肾实质明显受压变菲薄或不显示。

二维声像图是诊断肾盂积水的敏感方法,但是,肾窦血管异常扩张容易与轻度肾盂积水相混淆。Scols应用脉冲多普勒在一组二维声像图诊断为轻度肾盂积水的受检者中发现,一部分(占43%)是肾窦内粗大血管所产生的伪像,即将脉冲多普勒取样容积放置在“分离的肾盂”内



图 1-5 正常肾脏声像图(纵断面)

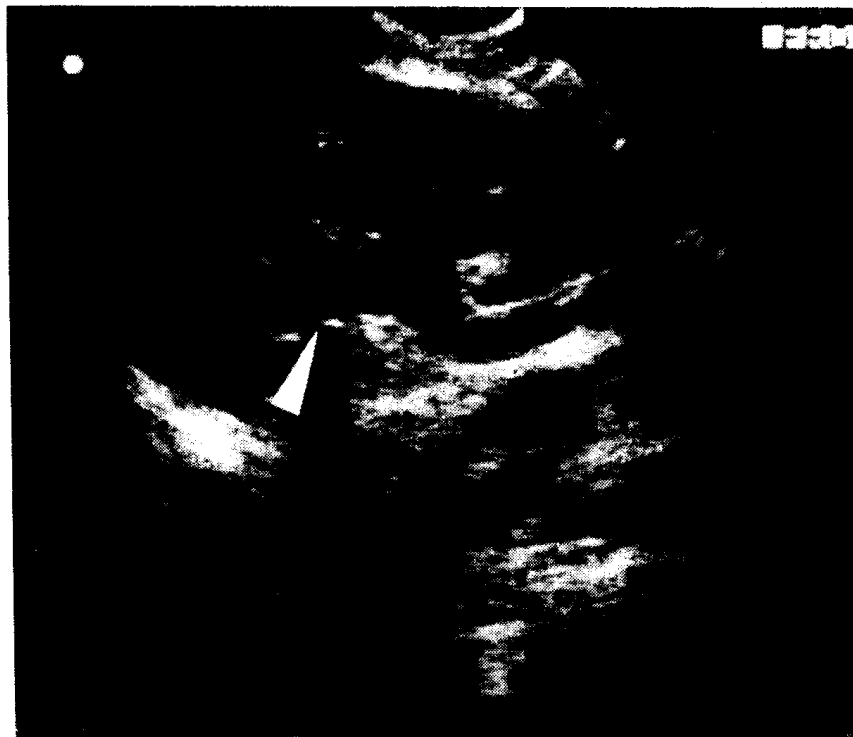


图 1-6 右肾轻度积水(箭头所示)