

新生儿 颅脑超声诊断学

主编：周丛乐 副主编：陈惠金 虞人杰



北京大学医学出版社

新生儿颅脑超声诊断学

主 编：周丛乐

副主编：陈惠金 虞人杰

编 委：(按姓氏拼音顺序排列)

陈 倩	北京大学第一医院妇产科
陈晓霞	贵州省贵阳医学院附属医院儿科
陈惠金	上海市儿科研究所
樊曦涌	北京大学第一医院儿科
韩玉昆	中国医科大学附属第二医院儿科
侯新琳	北京大学第一医院儿科
姜 毅	北京大学第一医院儿科
金 军	麦迪逊北京公司
刘云峰	北京大学第一医院儿科
毛 健	中国医科大学附属第二医院儿科
孟淑珍	中国医科大学附属第二医院儿科
邵肖梅	复旦大学儿科医院
孙晓伟	北京大学第一医院影像科
汤泽中	北京大学第一医院儿科
王 红	北京民用航空总医院儿科
王丹华	协和医科大学北京协和医院儿科
王红梅	北京大学第一医院儿科
王仪生	北京大学第一医院影像科
虞人杰	清华大学附属华信医院儿科
张 惠	北京大学第一医院超声科
张书勇	北京大学医学部解剖教研室
周丛乐	北京大学第一医院儿科

主编秘书：汤泽中 樊曦涌

北京大学医学出版社

XINSHENGER LUNAO CHAOSHENG ZHENDUANXUE

图书在版编目 (CIP) 数据

新生儿颅脑超声诊断学 / 周丛乐主编. —北京: 北京大学医学出版社, 2007.1

ISBN 978-7-81116-101-4

I. 新… II. 周… III. 新生儿疾病: 颅脑损伤—超声波诊断
IV. R726.511.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2006) 第 077486 号

新生儿颅脑超声诊断学

主 编: 周丛乐

出版发行: 北京大学医学出版社 (电话: 010-82802230)

地 址: (100083) 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内

网 址: <http://www.pumpress.com.cn>

E-mail: booksale@bjmu.edu.cn

印 刷: 莱芜市圣龙印务有限责任公司

经 销: 新华书店

责任编辑: 许立 责任校对: 金彤文 责任印制: 张京生

开 本: 889mm × 1194mm 1/16 印张: 20.25 字数: 551 千字

版 次: 2007 年 1 月第 1 版 2007 年 1 月第 1 次印刷 印数: 1-2000 册

书 号: ISBN 978-7-81116-101-4

定 价: 83.00 元

版权所有, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

本书由

北京大学医学部

科学出版基金资助出版

序

随着世界社会经济与科学技术的迅速发展,近年早产儿及低体重新生儿的存活率不断增加,但小儿脑性瘫痪的发生率却居高不下,所以围产期脑损伤的问题日益成为儿科医学研究的一个重要方面。早在20世纪80年代初期,我国小儿神经专业前辈左启华教授就十分关注新生儿神经病学的发展。1984年当中国儿童发展中心转赠给我院儿科一台美国ADR小型新生儿颅脑超声诊断仪时,她立即请我科小儿神经专业卜定方大夫负责开展这项技术。周丛乐教授就是从那时开始学习,并在卜大夫出国后负责并不断发展了我科新生儿颅脑超声诊断技术。

20年来周丛乐教授始终遵循“源于临床,服务临床,探索研究”的原则,踏实刻苦地进行工作。并不断通过与外单位协作,更新技术。从掌握前囟颅脑超声技术,提高新生儿颅内出血的精确诊断入手,不断实践提高,借助颅脑超声技术,深入认识各类脑损伤的本质。无论在动态观察新生儿缺氧缺血性脑病全过程的超声影像变化,早产儿特有的多种脑白质损伤,从脑结构角度评价不同胎龄早产儿颅脑超声影像特点等多方面都积累了大量宝贵资料与经验,对围产脑损伤患儿的临床诊断、治疗及预后评估起到重要作用。她们的工作不仅受到国际国内围产医学领域的重视,并已作为国家级继续教育项目以全国学习班形式,对相关人员进行培训与推广。

尽管当前神经影像学发展迅速,但颅脑超声诊断的可床边操作,简单易行等实用特点,对于高危新生儿疾病诊断的重要性,是无法由CT、MRI等设备所代替的。

这本《新生儿颅脑超声诊断学》包括基础技术原理与应用,围产期脑发育与一些脑损伤疾病的介绍,重点介绍了正常与异常情况下的新生儿颅脑超声影像特点。不仅引用了大量多年累积的临床资料及800多幅照片,也总结了多年积累的宝贵经验丰富和发展了相关理论,反映了周丛乐教授课题组及我科新生儿与急救专业全体医护同仁多年的辛勤工作,十分难能可贵!同时也填补了我国这方面的空白!

我相信这本书的出版,会对围产医学,儿科,小儿神经及其他相关领域的同道们的临床工作有很大帮助!

在这本书出版之际,我一方面表示衷心祝贺,一方面要向作者多年来结合临床,不断探索创新的敬业精神学习!让我们不断奋进,为我国儿科多做贡献!

北京大学第一医院儿科

吴希如

2006年5月

前言

经过近一年的努力,《新生儿颅脑超声诊断学》终于与读者见面了!这本书是北京大学第一医院儿科在既往二十余年里新生儿颅脑超声技术方面实践经验的总结,是集体智慧的结晶,更是老师们多年来悉心对中青年医师学术风范和专业知识培育的结果。

回顾历史,新生儿颅脑超声的开展,基于超声技术和围产新生儿学的发展。20世纪70年代以后,世界上新生儿重症监护技术(NICU)迅速发展起来,使早产儿、低出生体重儿及其他危重新生儿抢救成功率、存活率有了明显的提高,但各类脑损伤却常造成小儿终生残疾,严重影响生活质量。因而人们迫切地需要有理想的检查手段对围产期脑损伤早期做出确切的诊断,指导治疗。颅脑超声技术在这种形势下步入了新生儿临床医学领域,学术界予以了极高的评价,认为由此结束了以往只有通过尸解才能确诊新生儿颅内出血的历史,在活体上即可明确诊断,将其誉为“里程碑”样的发展。从此,发达国家将颅脑超声作为新生儿病房及NICU中危重儿常规检查和筛查手段,一直沿用至今。尽管当今CT、MRI等影像学的发展令人瞩目,但对于新生儿来说,超声以其无创、便捷、可床边检查的优势,在很多情况下仍不失为首选的检查方法,尤其在我国,更具实用性。

1984年北京大学第一医院(原北京医科大学第一医院)儿科有幸从中国儿童发展中心得到美国捐赠的小型ADR新生儿颅脑超声诊断仪,从此由小儿神经专业、新生儿专业共同开始了新生儿颅脑超声应用研究。借助于国外的经验,建立了高危新生儿颅脑超声常规检查制度,总结了高危新生儿颅内出血的发病情况,动态观察了围产期缺氧缺血性脑损伤不同阶段的超声影像特点,探讨了早产儿脑室周围白质损伤、脑梗死、颅内感染等中枢神经系统疾病的超声诊断方法,并研究了超声对脑发育的评价价值。随着超声技术的进步和自身知识的积累,近年又将彩色多普勒超声及三维超声成像应用于新生儿颅内疾病的诊断。无疑,新生儿颅脑超声技术的深入开展对临床医疗、教学和科研工作起到了积极的推进作用。我们尽可能地将已有的经验、体会和相关专业知识融于本书当中,特别邀请了在围产期脑损伤研究方面有造诣的国内知名儿科专家及解剖学、超声学、影像学专家参加了本书的编写,提高了这本书的学术水平及深度和广度,希望能为广大读者提供有益的帮助,得到认可。

二十余年来,儿科新生儿专业、小儿急救专业、小儿神经专业很多医师都参与了新生儿颅脑超声工作,儿科各届领导、老师们和全体医护人员给予此项工作以极大的支持。数位年轻医师、研究生参加了本书的编写、编辑,为此付出了辛勤劳动与宝贵的时间。另外,北京大学医学出版社许立老师给予了热情的指点与帮助,在此一并表示衷心的感谢!

周丛乐
2006年5月

目 录

第一部分 颅脑超声概况和基础

第一章 超声诊断原理	2
第一节 超声诊断的物理基础	2
第二节 B 型超声诊断	4
第三节 多普勒超声诊断	6
第二章 新生儿颅脑超声的发展历史	8
第一节 颅脑超声历史的回顾	8
第二节 颅脑超声在新生儿领域的应用	10
第三章 新生儿颅脑超声检查方法	13
第一节 检查方法	13
第二节 正常新生儿脑的超声影像	14
第三节 脑室的大小与测量	20
第四节 脑容积的估测	23
第五节 回声强度的评价	23
第六节 检查对象与时间选择	24
第七节 新生儿脑血流检测	24
第四章 颅脑解剖	31
第一节 颅	31
第二节 脑	35

第二部分 颅脑超声对新生儿中枢神经系统疾病的诊断

第一章 新生儿颅内出血及超声诊断	58
第一节 新生儿颅内出血	58
第二节 新生儿颅内出血的超声诊断	71
第二章 新生儿缺氧缺血性脑损伤及超声诊断	85
第一节 新生儿缺氧缺血性脑病	85
第二节 新生儿缺氧缺血性脑病的超声诊断	93
第三节 早产儿脑室周围白质软化	105
第四节 早产儿脑室旁白质损伤的超声诊断	110
第五节 新生儿脑梗死	130
第六节 新生儿脑梗死的超声诊断	139

第三章 中枢神经系统感染及超声诊断	154
第一节 先天性宫内感染	154
第二节 新生儿细菌性中枢神经系统感染	165
第三节 新生儿中枢神经系统感染的超声诊断	169
第四章 脑发育问题及超声诊断	182
第一节 人脑的发育及其检查与评价	182
第二节 胎儿神经系统发育以及妊娠期超声诊断神经系统疾病	188
第三节 母亲妊娠合并症对胎儿、新生儿脑发育的影响	196
第四节 超声对脑发育的评价	204
第五节 颅脑发育畸形及影像学检查	224
第六节 脑发育畸形的超声诊断	244
第五章 新生儿脑肿瘤及超声诊断	258
第一节 新生儿脑肿瘤	258
第二节 新生儿脑肿瘤的超声诊断	266
第三部分 新生儿颅脑超声应用的其他问题及新技术	
第一章 不同影像学检查对新生儿中枢神经系统疾病的诊断价值比较	270
第一节 头颅 B 超、CT 诊断比较及其优缺点	270
第二节 CT 在诊断 HIE 时的重要性及应用	272
第三节 HIE 的主要病理改变	273
第四节 CT 在 HIE 的诊断和预后判断中存在问题	276
第五节 颅内出血的 CT 诊断	277
第六节 外部性脑积水的 CT 诊断	280
第七节 新生儿其他颅内疾病的 CT 诊断	280
第二章 彩色多普勒超声对新生儿脑血流动力学的诊断价值及检查方法	284
第一节 脑血流自身调节功能与脑血流分析方法	284
第二节 彩色多普勒超声测定脑血流速度的原理及方法	286
第三节 彩色多普勒超声测定脑血流速度的临床应用	287
第三章 三维超声技术在新生儿颅脑疾病诊断中的应用	291
第一节 三维成像的发展过程	291
第二节 超声三维成像步骤	292
第三节 三维超声的临床应用	293
第四节 三维超声在新生儿颅脑疾病诊断中的应用	293
第四章 超声诊断技术的发展史	301
索引	305

颅脑超声概况和基础

第一章

超声诊断原理

第一节 超声诊断的物理基础

超声诊断学是利用人体组织对超声的反作用,提取其回声信号并加以显示,用以诊断疾病的科学。

一、医用超声波的频率、声速和波长

1. 频率 (f) 超声波 (ultrasound wave) 为振动频率在 2×10^4 赫兹 (Hz) 至 10^{14} 赫兹的声波,属机械波,简称超声 (ultrasound)。医学诊断使用的超声波频率范围在 $1 \sim 10$ 兆赫 (MHz),即 $10^6 \sim 10^8$ Hz。

2. 声速 (c) 为超声波在单位时间内在介质中的传播的距离,单位为米/秒 (m/s)。不同介质的声速见表1-1-1-1。声速的大小与介质的密度有关,人体软组织的平均声速约为1540m/s,大脑的声速等同于软组织的平均声速,小脑的声速约为1470m/s。一般来说,声速随组织中蛋白质含量的增加而加快,随脂肪和水分的含量的增加而减慢。组织学研究表明新生儿出生时脑组织含水量达90%,因此新生儿脑组织的声速低于成年人。

表 1-1-1-1 不同介质的声速及特性阻抗

介质名称	声速 (m/s)	特性阻抗 (10^5 瑞利)
空气	331	0.0001
水 (20℃)	1480	1.476
水 (37℃)	1523	1.513
脑脊液	1522	1.522
血液	1570	1.656
脂肪	1476	1.410
肌肉	1568	1.684
颅骨	3860	5.571
肾脏	1560	1.620
肝脏	1570	1.648
大脑	1540	1.599
小脑	1470	1.514

3. 波长 (λ) 是超声波在一个振动周期的时间里传播的距离,它与频率和声速存在以下关系:

$$\lambda = c/f$$

由上式可以计算出在人体软组织中超声频率为3MHz时,其波长为0.5mm,而频率为7.5MHz时,波长为0.2mm,即频率越高,波长越短。在超声诊断中频率越高,其图像的分辨力越好,即可

获得更清晰、诊断信息更丰富的图像，但频率越高，声束的穿透能力减低，衰减更明显，对深部组织的分辨率降低，因此，检查时选择合适的探头频率，才能获得满意的显像。

二、人体软组织的声学特性

1. 声阻抗 介质的声特性阻抗 (Z) 是人体软组织重要的声学特性参数之一，简称声阻抗 (acoustic impedance, AI)，为介质的密度 (ρ) 与其声速的乘积，即： $Z = \rho c$ 。当相邻介质的声阻抗差达到1%以上时，即可产生回声；两种介质的声阻抗差越大，反射（回声）就越强。人体内气体的 Z 值最低，结石或骨骼的 Z 值最高，它们与软组织或内脏器官的声阻抗差很大，在其界面上声反射达到99%以上，因此在气体或骨骼的深处超声难以成像，而在结石或钙化的后方则出现声影。

2. 界面 相邻介质的接触面称界面。界面的尺寸远大于波长时，称为大界面；界面的尺寸小于声波的1~2个波长时，称为小界面。超声波在人体内传播时，遇到大界面产生反射与折射；遇到小界面时则产生衍射与散射。

三、超声波在人体组织内的传播

1. 超声波的方向性 超声波的频率越高，波长越短，其传播的方向性越好，即具有良好的声束指向性，这是超声能够用于定位诊断的基础。

2. 超声波的反射与折射 超声波在传播的路径中遇到界面时，一部分能量从界面返回，形成反射波，另一部分能量通过界面，进入另一介质继续传播，为折射波。当遇到大而平的界面时，其反射与折射如图 1-1-1-1 和图 1-1-1-2 所示。

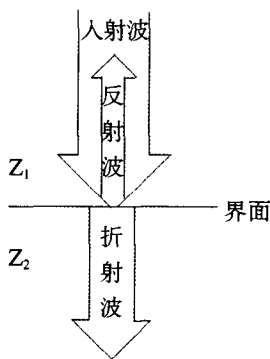


图 1-1-1-1 声束垂直入射

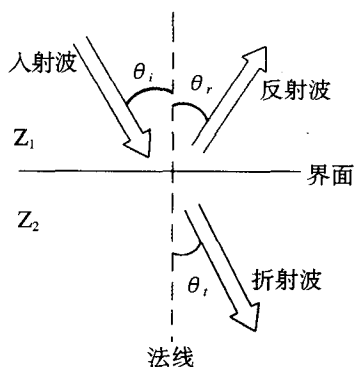


图 1-1-1-2 声束倾斜入射

图 1-1-1-1 为声束垂直入射时至界面，反射波于界面上返回到第一种介质 (Z_1)，折射波进入第二种介质 (Z_2)，沿同方向继续传播。图 1-1-1-2 中 θ_i 、 θ_r 和 θ_t 分别表示入射角、反射角和折射角，由 Snell 定律可知反射角等于入射角，即 $\theta_r = \theta_i$ 。反射系数 $R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_1 + Z_2)^2$ ，折射系数 $r = 4Z_1 Z_2 / (Z_1 + Z_2)^2$ ，根据能量守恒定律，反射波与折射波能量之和等于入射波能量，即 $R + r = 1$ ，因此，反射越强，折射波的能量就越弱。当然，人体组织是多层次的，即使是多层的大而平的界面，其反射与折射的发生也是复杂的。

3. 超声波的衍射与散射 声波在遇到尺寸为 1~2 个波长的界面时，可绕过这一障碍物界面边缘，偏离原来的方向向前传播，这一现象称为衍射或绕射。

声波在传播路径上遇到尺寸小于波长的界面时，声波向其周围辐射，即散射。散射的声波只有

朝向探头的部分才能被接收，称为背向散射（back scattering）。

人体组织所形成的界面常常是不规整的，对入射超声会产生类似散射的反射，这些反射是构成超声影像的重要物理基础。

4. 超声波的衰减 声衰减（acoustic attenuation）是指超声波在人体内传播时，其能量随着距离的加深而减小，其产生的原因主要有：声束的扩散、声波的散射及介质的声吸收。超声诊断中衰减现象普遍存在，为消除衰减对声像图的影响，仪器中的“深度增益补偿（DGC）”功能，能够使不同深度相同阻抗界面产生的回声相近，以利于图像的观察。在超声诊断中常常需要利用某些组织的衰减特性进行诊断和鉴别诊断。

四、超声波的发射与接收

医学诊断中最常用的产生超声波的方法是压电换能法，即通过压电换能器（探头）将高频电磁能量转换为机械振动（超声）能量，发射超声波，同时把反射回来的超声振动能量转换为电磁能量，传入主机进行复杂的信号处理，完成超声波的接收。

某些晶体材料具有压电效应，在外部拉力或压力的作用下，其内部的电荷发生相对偏移，使材料表面产生符号相反的表面电荷，即在机械力作用下产生了电场，此为正压电效应；在材料表面施加电压，晶体因内部应力而产生几何形变，即将电能转变为机械能，此为逆压电效应。探头内的压电材料通常采用压电陶瓷，如锆钛酸铅、钛酸钡等。超声波的发生利用的是逆压电效应，超声波的接收利用的是正压电效应。

五、超声波的声场特性

超声波的声场是指超声在介质中传播时的空间分布状态。超声波的声束宽度不等，在邻近探头的一段距离内，束宽几乎相等，称为近场，其内声强剧烈起伏，造成该区诊断困难。距探头稍远处，声束逐渐加宽，即声束产生扩散，开始扩散后的声场称为远场。声束扩散使超声诊断的横向分辨率降低，而声束聚焦技术用以改善束宽，提高图像的分辨力。

第二节 B 型超声诊断

一、B 型超声的基本原理

B型超声为辉度调制型（brightness modulation）超声显像，以光点的方式显示回声信号，以光点的辉度表示回声的强弱，又称为灰阶显像（grey scale display）。它采用连续方式进行扫描，因而可显示人体器官的二维图像，当成像速度达到每秒24~30帧时，即可显示脏器的动态影像，称为实时显像（real-time imaging）。

B型超声为脉冲回声式成像，其基本原理为：探头向人体发射短脉冲超声，同时接收来自人体的回声，并将其转换为电信号，通过信号放大、数字转换、图像后处理等技术，将自人体所获得的信息显示为二维图像。

随着计算机技术的不断进步，超声诊断已迈进全数字化阶段。现代超声诊断仪均采用先进的计算机主板作为仪器的硬件平台，使数字化高速、大量、细化处理获取的回声信号成为可能，各种探头技术与成像技术的提高与开发，如动态孔径、数字化连续聚焦、宽频带声束形成技术及谐波成像的出现，使超声图像的空间分辨力、时间分辨力等均得以改善，为超声诊断提供了更丰富的诊断信息，进一步拓宽了超声诊断的领域。

二、B型超声的物理基础和声像图分析

1. B超的物理基础 如前所述,人体的各种组织器官,包括正常的和病理的组织,均具有其特定的声学特性,如声阻抗、吸收和衰减特性等。当超声波投照至人体时,不同的组织器官形成各种界面,从而产生不同的反射与衰减,反射的信号即回声能为仪器接收、处理并显示,这是超声组织结构成像的物理基础。一般来说,人体脏器的包膜、血管或胆管壁形成大界面,呈镜面反射模式;而组织器官内部的微小结构形成小界面,对入射超声波产生散射,形成所谓的实质回声。应当指出的是,声像图上显示的回声光点并不能对应代表组织内的一个解剖学上的确切结构,特别是散射回声,其微小回声的集合才能产生一个能够被接收的信号,因此图像与组织之间是一种间接关系。

2. 声像图的分析

(1) 回声的描述: B型超声的回声信号是以灰阶的灰度来表示其强弱的,虽然肉眼能够分辨的灰阶可达16级,但在声像图的描述中一般由强到弱采用强回声、高回声、等回声、低回声、弱回声和无回声六个等级。回声的分布情况以均质或不均质表述。通常强回声后方常常伴有声影,代表50%以上衰减系数的物体,如骨骼、结石和钙化等;高回声至弱回声均可用于实性组织或病变的描述;而无回声常表示液性区的存在。在鉴别病变是否为囊性时,要特别注意其后方回声情况,后方回声增强常常作为囊性病变的诊断要点,某些囊性病变在声像图中并不显示为无回声,如脓肿或血肿,但其后方仍可能出现回声增强。

(2) 病灶的描述: 病灶的部位、大小、形态、回声、边界、内部结构以及后方回声的情况是声像图描述中的主要内容,此外还应当注意病灶与周围组织的关系,病灶前方结构对图像的影响,特别是某些超声伪像对图像产生的干扰,全面综合分析所获得的影像信息,以便作出正确的诊断。

三、谐波成像

1. 谐波、二次谐波、多次谐波 通常把振动系统的最低固有频率称为基频(fundamental frequency)或基波;谐波(harmonic)为频率等于基波整数(n)倍的正弦波,即 n 次谐波,而频率为基波2倍的正弦波称二次谐波。

2. 谐波成像原理 经人体组织反射的回声包括基波频率和谐波频率,其基波幅度远远大于谐波,普通超声显像往往滤去谐波,仅用基波信息成像。在某些谐波丰富的情况下,滤去基波,利用谐波的信息进行成像的方法,称为谐波成像。主要分为组织谐波成像和对比谐波成像。

(1) 组织谐波成像(tissue harmonic imaging, THI): 利用超声声束扫描人体组织过程中所产生的二次谐波信息构成超声图像。这种成像方式能够明显抑制旁瓣效应及混响等伪像,有效地提高信/噪比,提供更优质的对比分辨率和灰阶信息,因而可获得高清晰度的超声影像。

(2) 对比谐波成像(contrast-enhanced ultrasound, CEUS): 通过静脉注射超声造影剂,利用造影剂内微气泡振动产生的丰富谐波信号成像,不仅使灰阶回声信号增强,也能够增强多普勒信号。目前较普遍应用的超声造影技术为低机械指数(mechanical index, MI)实时成像,通过发射低强度的超声信号,使用特殊的软件系统,清除基波的回声信号,使非线性的谐波信号增强,进而能够实时评价很小的血管和组织在不同时相(动脉期、静脉期和延迟期)的血流灌注情况,达到研究相关疾病中正常或异常血供的目的。

超声造影剂的主要成分是由不同物质构成的气体微泡,其直径小于 $8\mu\text{m}$,具有很低的水溶性,在血池中有很好的稳定性,能够通过肺循环而不会发生毛细血管栓塞。造影剂中大量的微气泡群在合适的超声强度作用下产生非线性的振动,成为很强的谐波反射体,加大受检部位与周围组织的回声差异,达到超声造影的目的。目前已有关于脑灌注、脑缺血发作、脑动脉狭窄、脑梗死以及脑动

静脉畸形的超声造影研究的报道。

第三节 多普勒超声诊断

一、多普勒效应

当声源与声波接收器处于相对运动时，接收器收到的声波频率与声源所发射的频率不同，这种频率的差叫做多普勒频移（Doppler shift），这种现象被称为多普勒效应（Doppler effect）。频移的大小与声源和接收器的相对运动速度相关。简单地说，当声源与接收器作相向运动时，接收的频率增加；当二者背向运动时，接收的频率降低。

二、多普勒超声原理

多普勒超声用于人体内血管和心脏等运动器官的检查，其回声主要来源于血液中红细胞对声波的散射，当入射声波以一定的角度投射于血管时，由于流动的血液与声源的相对运动，红细胞产生的散射回声频率发生变化，即产生多普勒频移。检测这种频移并加以显示即为多普勒超声。依超声发射方式和显像方式的不同可分为连续波多普勒、脉冲波多普勒、彩色多普勒血流显像及彩色多普勒能量图等。

1. 连续波多普勒（continuous wave Doppler）为最早出现的一种多普勒技术，用连续发射与接收的超声波获得运动物体的多普勒频移信号；对于测量最大流速不受限制，但缺乏距离选通能力，不能进行定位诊断。

2. 脉冲波多普勒（pulsed-wave Doppler）是用一定宽度的调制脉冲获得某一取样容积内运动物体的多普勒信号，其主要优点是能够对探测血流进行较准确的定位，但受脉冲重复频率（PRF）的限制，在检测高速血流时会出现伪差。

以上两种多普勒方式均显示为多普勒频谱图，又称频谱多普勒（spectral Doppler）。频谱的横坐标代表时间，单位为秒（s）。纵坐标用来表示频移幅度，其频移单位可表示为千赫（kHz）或表示为速度单位米（或厘米）/秒。频谱中央为零位基线，朝向探头的血流显示于基线上方，背离探头的血流显示于基线下方，必要时基线位置可上下移动，以增加最大流速的显示范围。频谱的辉度反映取样容积内相同流速红细胞的数量，频谱的辉度越明亮，表明速度相同的红细胞的数量越多。频带宽度即频谱在垂直距离上的宽度，代表某一瞬间取样容积内红细胞速度分布范围的大小（即血流分散），速度分布范围大则频带增宽，速度分布范围小则频带变窄。如层流时，由于血流的速度梯度小，频谱呈明亮的窄频带，包络线光滑，频带与基线间有明显的声窗；而湍流时，因血流的速度梯度大，频带增宽，频谱的辉度较暗淡，包络线粗糙呈毛刺状，频带与基线间的频窗消失。人体心血管内血流的多普勒频移范围在数千赫兹至两万赫兹之间，即在可听声范围之内，因此，在获得多普勒频谱的同时，还可得到音频信号，音调的高低代表频移的高低，音调的响亮程度代表频移振幅的大小；血流为层流时，多普勒声音呈柔和的乐音，而湍流时，多普勒声音为粗糙甚至刺耳的噪声。

通过对多普勒频谱图的分析，可获得血流时相、方向、速度及状态的信息，并可测量多种血流参数，如收缩期最大血流速度（ V_s ）、舒张末流速（ V_d ），平均血流速度（ V_m ）、加速度、阻力指数（resistance index, RI）和搏动指数（pulsatility index, PI）等。其中阻力指数的计算公式为： $RI = V_s - V_d/V_m$ ；搏动指数的计算公式为： $PI = V_s - V_d/V_m$ 。

3. 彩色多普勒血流显像（color Doppler flow imaging, CDFI）将探头接收的多普勒频移信号，经伪彩色编码技术，显示为彩色血流影像，叠加在二维图像上成为彩色多普勒血流图。伪彩色

编码技术是以红、绿、蓝三基色显示血细胞的移动方向、速度和分散情况。通常设定朝向探头的血流为红色，背离探头的血流为蓝色。色彩的明暗表示血流速度的高低，低流速的血流显示为暗淡的红或蓝色，高流速的血流显示为黄色或绿色；当高速血流超过最大显示频率范围时，则产生彩色倒错，为血流速度过快或脉冲重复频率（PRF）过小所致，表现为同一方向的血流其颜色发生反转，如同一血管内红色血流中间出现绿色血流信号。血流分散用来表示血流的紊乱情况。入射声束的宽度远远大于红细胞的直径，彩色多普勒只能显示一个像素众多红细胞的平均速度和移动方向，而不能显示单个红细胞的运动状态。血流为层流时，一个像素内红细胞的运动速度和方向大致相同。但血流紊乱时，红细胞的运动速度和方向各不相同，通常朝向探头的湍流出现黄色，背离探头的湍流出现绿色。当血流为高速湍流时，则表现多种色彩相间的彩色镶嵌血流信号。

上述多普勒血流成像均受声束与血流夹角的影响，由多普勒方程 $f_d = \pm 2V \cos \theta / c \times f_0$ （ f_d 为血流多普勒频移，单位为Hz， V 为血流速度，单位为m/s， c 为声波在人体内的传播速度， f_0 为发射超声波频率， $\cos \theta$ 为声束与血流之间夹角的余弦函数），可得到血流速度的计算公式 $V = c (\pm f_d) / 2 f_0 \cos \theta$ 。由该公式可知，当发射频率 f_0 与血流速度 V 保持恒定时，影响血流成像频移的参数只有 $\cos \theta$ ，当 $0^\circ < \theta < 90^\circ$ 时， $\cos \theta$ 为正值，即血流朝向探头的方向，频率增高， f_d 为正向频移；当 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 时， $\cos \theta$ 为负值，血流背离探头，频率变低， f_d 为负向频移；而当 $\theta = 90^\circ$ 时， $\cos \theta = 0$ ，此时血流方向与声束垂直， $f_d = 0$ ，即检测不出多普勒频移。因此，在进行多普勒检查时，要注意声束与血流的夹角，一般应使 $\theta < 60^\circ$ 。

4. 彩色多普勒能量图（color Doppler energy imaging, CDEI）：成像原理与彩色多普勒不同，其主要利用血流中红细胞反射信号的能量成像，反映单位面积下红细胞通过的数量和信号振幅的大小，通常显示为叠加于二维图像上的红色血流信号，能量越大，颜色越深。与彩色多普勒血流显像相比较，能量图的优势在于成像不受角度的影响，能够显示完整的血管形态，对于低流速和低流量血流探测的灵敏度高，甚至能够显示肾包膜下极低的血流灌注信号，但CDE的缺点是不能显示血流的方向和流速的大小，在检查活动的脏器时，常出现闪烁伪像。

（张 惠）

参考文献

1. 李治安主编. 临床超声诊断学. 北京：人民卫生出版社，2003.
2. 唐杰，董宝玮主编. 腹部和外周血管彩色多普勒诊断学. 第2版. 北京：人民卫生出版社，1999.
3. Hill CR, Bamber JC, ter Haar GR. Physical principles of medical ultrasonics. 2nd ed. UK: John Wiley & Sons, 2004.
4. Wiesmann M, Meyer K, Albers T, et al. Parametric perfusion imaging with contrast-enhanced ultrasound in acute ischemic stroke. Stroke, 2004, 35(2): 508-513
5. Albrecht T, Oldenburg A, Hohmann J, et al. Imaging of liver metastases with contrast-specific low-MI real-time ultrasound and SonoVue. Eur Radiol, 2003, 13(Suppl 3): N79-86
6. Seidel G, Albers T, Meyer K, et al. Perfusion harmonic imaging in acute middle cerebral artery infarction. Ultrasound Med Biol, 2003, 29(9): 1245-1251
7. Seidel G, Meyer K, Metzler V, et al. Human cerebral perfusion analysis with ultrasound contrast agent constant infusion: a pilot study on healthy volunteers. Ultrasound Med Biol, 2002, 28(2): 183-189.

第二章

新生儿颅脑超声的发展历史

超声诊断是一门借助于现代电子技术来研究人体的超声物理特性和病变间的某些规律，并以此为临床医学服务的新兴技术。它在多个领域得到了广泛的应用，颅脑超声诊断在其中占有重要的位置。随着脑科学的发展和人们对脑结构与功能的认识，颅脑超声逐渐走进了临床医学，发展至今已有半个多世纪的历程。与其他影像检查技术相同，超声技术的发展也经历了从一维到三维的过程，其间还有脉冲颅脑超声等新技术的应用。

第一节 颅脑超声历史的回顾

一、A型超声的出现

超声诊断起源于20世纪40年代，A型（amplitude mode）超声诊断法最早应用于临床。初始阶段的颅脑超声也是一维显像，即“A超”，始于1949年，Dussik K.T.首次将其用于诊断颅脑疾病，但直到1955年Leksell才将采用A型超声技术所作的颅脑超声第一次公布于众。A型超声属于幅度调制显示型，是通过压电晶体将进入颅内的超声转化成超声影像。超声波被颅内结构反射，然后被压电晶体接收，转化成电信号，经放大后，显示在示波器上。采用这种方法，可以显示来自颅骨、中线结构或室壁的反射，即回声。颅骨回声是始发一返回型，来自中线结构的回声在屏幕上显示为中线回声。中线回声的存在，使得它可以用于探测小脑幕以上的颅内结构移位。当时Leksell用它在头部损伤的病人检测到了脑外血肿。此后，在1970年White, Galichic和Williams发明了一种自动中线计算的装置。这种装置带有一个数字钟，用来衡量在一次脉冲后从头部两侧返回的两个回声的间隔时间。如果两个回声没有收到，系统就不会被激活。如果收到了，系统就要测量这两个回声的间隔时间。使用这种自动中线计算装置，他们绘制了颅内中线两侧结构到中线距离的直方图。用这种超声图像带有直方图的方法，在相当高比例的病例中，检查结果是可信的。但应用自动中线计算装置，有时也会发生错误的信号。但是，Schiefer使用这一装置的研究结果中，中线移位与实际相符的有95.2%。与中线回声相关的结构有松果体、透明隔、半卵圆间裂隙、大脑镰、第三脑室。其中，透明隔、第三脑室、松果体是中线回声的主要来源。这种超声图在发现小脑幕上进行性扩大，特别是肿瘤很有用。在脑挫伤、脑内外血肿、脓肿都有用处。在蛛网膜下腔出血和脑卒中时，对于了解中线结构是否存在也很重要。但由于A型超声只能了解一束超声所穿过的各种组织间的距离及组织界面的粗略声阻性质，其所能提供的诊断信息极其有限，甚至不能显示组织器官的形态，因此在颅内疾病的诊断中，必须依靠中线结构的异常来判断颅内病变，使得它诊断疾病以及对病变的描述很受局限，然而其优势在于对空间的距离测量以及通过回声强度来鉴别病变的物理性质，至今在对脑中线的定位方面仍有其独到之处。

二、B型超声的兴起

由于A型超声的种种局限，使得它的应用价值有限，20世纪50年代，B型超声的出现改变了

这一缺陷,使颅脑超声诊断技术大大地提高了一步。B型超声被简称为“B超”,是二维超声,它是进行组织结构的横断扫描。其中使用了亮度,属于灰度调制显示(brightness modulation display)。亮度的英文词首位字母“B”代表了B型扫描。根据亮度的不同,使得病变部位的状况得以直观显现。Howry和Bliss于1952年最先研制,但当时的临床探查效果并不理想。B超在颅脑疾病诊断中的应用始于1965年,当时Grossman将其用于检查硬膜下血肿。此后,1968年Dreese等人用它来检查几种成人肿瘤。1969年Muller应用经眶B超检测枕部、矢状区、蝶区肿瘤。1971年Kazner用来检查脊髓母细胞瘤、松果体母细胞瘤、室管膜瘤、星形细胞瘤等肿瘤。1972年,William Garrett在Royal妇产医院首先开始应用这项技术对新生儿和儿童的颅内结构进行研究。这种方法成功的关键在于操作技术,因为灰阶影像是实时的,需检查者仔细观察、辨认。当时用这种仪器扫描每个层面,每个全景图像显示需要17秒钟。因此,对操作者的培训很重要的。当时,他们通过用节拍器训练节奏操作,用秒表训练时间间隔,以尽可能达到最佳成像效果。之后,模拟扫描转换器的发明简化了这种方法。利用这一技术,绘制了超声图谱,此前,人们观察颅内结构主要利用呼吸脑地图(一种利用脑脊液随呼吸的波动节律设置的脑内结构地形图)进行,这一技术的发展也导致了这项自20世纪初发展起来的技术在1974年停止使用。这项技术的劣势就是由于头颅对声波的吸收系数较大、头颅的外形不规则,以及由头发引起的探头与头颅之间的不能完全接触,加上脑室形状的复杂造成了图像的复杂性。

B超通常采用三种不同的扫描方式:线状扫描、断层扫描、复合扫描。线状扫描技术最常用,这是最简单的方法。因为使用这种方法,探头是沿着直线运动的。事实上,用于头颅时,由于头部的曲线,探头的运动是沿着准线性进行。断层扫描可以通过探头摇动,描绘出一个断面。这种方法的劣势是反射平面具有弧线性。两种方法的复合叫做复合扫描。这种方法提供了最好的结果。对于B超而言,小儿颅骨越薄,检查结果越好。1973年Weatgall和Todt用这种方法对脑积水作出诊断。1974~1975年,Kossoff等详细报道了灰阶超声显示新生儿、婴幼儿的大脑断层图像,并诊断脑积水。1974年Somer改进了一种电子断层扫描探头,这种探头可以在头部稳定保持。应用这种探头,很容易研究脑结构异常。使用这种方法,1974年Freund探测到了颈动脉虹吸部,大脑前、中、后动脉的结构,并且还用它检查这些动脉严重的狭窄和梗阻动脉的搏动,但是,这种探头的缺点是对小的搏动不易发现。1979年有学者开始用B型超声和CT对比,研究新生儿颅内多种疾病包括先天性异常和脑内出血,进一步肯定了超声应用的可能性,为以后应用B超诊断新生儿颅内疾病打下了基础。B型超声显示的切面图像,具有真实性强、直观性好、容易掌握、诊断方便等优点,使其至今应用最为广泛。

三、脉冲超声的应用

脉冲超声是在超声显像的发展中出现的新技术。1955年Leksell在一个颅脑超声图上描述了回声脉冲。1959年De Vlieger和Ridder用门控系统和记号笔描记了这种脉冲,它是由心脏收缩期血流射入大脑产生的。1965年Freund描述了动脉壁的回声脉冲。回声脉冲图非常类似于颈动脉的搏动。另一种描述方法是衡量回声开始处和固定标记处之间的距离变化。这项技术中也应用了电子门控方法。Clarck和Campbell分别在1970年和1971年记录了一定范围内的回声脉冲振幅。1971年Jenkins研究了超声脉冲出现和延迟时间的范围。这些时间的变化很大。1971年Meyer使用录像来记录回声脉冲。他在示波器上回放这些记录,并进行时间放大和亮度调节,同时显示了几种超声脉冲。通过这种方式,可以在颅脑超声图上比较所有回声的脉冲行为。1974年De Vlieger进一步发展了这种方法,并通过记录笔显示已经储存的回声脉冲。使用这种记录笔,可以更详细的研究回声脉冲的形状。这种记录一定范围内的回声脉冲振幅的优点是可以用来毫米分数衡量。这也是我们更愿意