

全国卫生专业技术资格考试专家委员会 | 编写

2008

全国卫生专业技术资格
考试指导



超声波医学

适用专业
超声波医学(中级)

[附赠考试大纲]



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

全国卫生专业技术资格考试专家委员会 | 编写

2008

全国卫生专业技术资格
考试指导

超声波医学

适用专业

超声波医学(中级)



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

图书在版编目 (CIP) 数据

超声波医学/全国卫生专业技术资格考试专家委员会
编写. —北京: 人民卫生出版社, 2008. 1

(2008 全国卫生专业技术资格考试指导)

ISBN 978-7-117-09443-6

I. 超… II. 全… III. ①医学-医药卫生人员-资格考
核-自学参考资料 ②超声波诊断-医药卫生人员-资格考-
自学参考资料 ③超声波疗法-医药卫生人员-资格考-自
学参考资料 IV. R-42 R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2007) 第 178828 号

本书本印次封一贴有防伪标。请注意识别。

2008 全国卫生专业技术资格考试指导

超 声 波 医 学

编 写: 全国卫生专业技术资格考试专家委员会

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

印 刷: 北京市安泰印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 12.75

字 数: 302 千字

版 次: 2008 年 1 月第 1 版 2008 年 1 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-09443-6/R·9444

定 价: 35.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

出版说明

为贯彻国家人事部、卫生部《关于加强卫生专业技术职务评聘工作的通知》等相关文件的精神，自 2001 年全国卫生专业初、中级技术资格以考代评工作正式实施。通过考试取得的资格代表了相应级别技术职务要求的水平与能力，作为单位聘任相应技术职务的必要依据。

依据《关于 2008 年度卫生专业技术资格考试工作有关问题的通知》（国人厅发[2007] 153 号）文件精神，自 2008 年度起卫生专业技术资格考试中级资格新增疼痛学专业，卫生专业初中级技术资格考试专业增加至 113 个。其中，全科医学、临床医学等 64 个专业的“基础知识”、“相关专业知识”、“专业知识”、“专业实践能力”4 个科目全部实行人机对话考试。其他 49 个专业的 4 个科目仍采用纸笔作答的方式进行考试。

为了帮助广大考生做好考前复习工作，特组织国内有关专家、教授编写了《卫生专业技术资格考试指导》超声波医学部分。本书根据最新考试大纲中的具体要求，参考国内外权威著作，将考试大纲中的各知识点与学科的系统性结合起来，以便于考生理解、记忆。全书内容与考试科目的关系如下：

“基础知识”：考试内容为超声医学考试指导的第一章至第五章，即超声诊断的物理基础、多普勒超声技术基础及应用、超声诊断仪、超声新技术和新方法、超声临床诊断基础。

“相关专业知识”：考试内容为超声医学考试指导的第六章至第二十四章，即解剖学、病理学、核医学、放射医学、妇产科学、内科学、外科学等方面知识。

“专业知识”：考试内容为超声医学考试指导的第六章至第二十四章全部病种的超声诊断、鉴别诊断、介入治疗知识及相关知识。

“专业实践能力”：考试内容为考试大纲中列出的常见病种。主要考核考生在临床工作中所应该具备的技能、思维方式和对已有知识的综合应用能力。这一部分将采用案例分析题的形式考核，沿时间或空间、病情进展、临床诊疗过程的顺序提问，侧重考查考生对病情的分析、判断及对临床症状的处理能力，还涉及到对循证医学的了解情况。考生的答题情况在很大程度上与临床实践中的积累有关。

目 录

第一章 超声诊断的物理基础	1
第一节 超声波的概念	1
第二节 超声物理性质	3
第二章 多普勒超声技术基础及应用	8
第一节 频谱多普勒	8
第二节 彩色多普勒	10
第三节 频谱多普勒技术的应用	12
第四节 彩色多普勒技术的应用	15
第三章 超声诊断仪	17
第一节 超声探头	17
第二节 实时超声成像原理	18
第三节 超声仪器装置与工作原理	20
第四节 超声诊断仪器类型	21
第五节 超声诊断仪的调节使用	22
第六节 超声诊断仪的维护	23
第四章 超声新技术和新方法	25
第一节 三维超声成像	25
第二节 超声造影	26
第三节 多普勒组织成像	27
第五章 超声临床诊断基础	29
第一节 人体不同组织和体液回声强度	29
第二节 不同组织的声衰减程度的一般规律	30
第三节 声像图基本断面与声像图分析	31
第四节 超声伪像(伪差)	32
第五节 腹部超声扫查与超声图像方位标识方法	35
第六章 心脏的解剖和生理	36
第一节 心脏的解剖	36
第二节 心脏的生理	37
第七章 正常超声心动图	39
第一节 心脏检查常用声窗和切面	39
第二节 左心系统	39
第三节 右心系统	42
第四节 心功能	43

第八章 瓣膜病	45
第一节 二尖瓣狭窄	45
第二节 二尖瓣关闭不全	46
第三节 主动脉瓣狭窄	47
第四节 主动脉瓣关闭不全	48
第九章 心肌病	49
第一节 扩张型心肌病	49
第二节 肥厚型心肌病	49
第三节 限制型心肌病	50
第十章 心包疾病与心脏占位性病变	52
第一节 心包疾病	52
第二节 心腔占位性病变	53
第十一章 主动脉疾病	55
第一节 主动脉夹层	55
第二节 真性主动脉瘤与假性主动脉瘤	56
第十二章 冠心病	58
第十三章 先天性心脏病	61
第十四章 其他心脏病	72
第十五章 胸壁、胸膜腔	74
第一节 胸壁、胸膜腔解剖及声像图	74
第二节 检查方法	74
第三节 胸壁肿瘤及其他病变	75
第四节 胸膜肿瘤及其他病变	76
第五节 胸腔积液	77
第十六章 肝脏和脾脏	79
第一节 肝脏	79
第二节 脾脏	88
第三节 门静脉系统疾病	90
第十七章 胆道和胰腺	92
第一节 胆道系	92
第二节 胰腺	96
第十八章 胃肠	100
第十九章 肾脏、输尿管、膀胱	108
第一节 肾脏	108
第二节 输尿管	113
第三节 膀胱及尿道	114
第四节 前列腺和精囊	115
第二十章 腹膜后间隙及大血管、肾上腺	118
第一节 局部解剖	118

第二节	常规超声检查·····	119
第三节	腹膜后疾病各论·····	120
第四节	肾上腺·····	125
第二十一章	妇科·····	127
第一节	正常子宫卵巢解剖及声像图·····	127
第二节	各种超声检查方法·····	128
第三节	子宫畸形分类与声像图表现·····	128
第四节	子宫良性疾病·····	129
第五节	子宫体癌·····	131
第六节	卵巢良性疾病·····	131
第七节	卵巢良性肿瘤·····	133
第八节	卵巢恶性肿瘤·····	134
第九节	盆腔良性疾病·····	135
第二十二章	产科·····	136
第一节	正常妊娠的超声诊断·····	136
第二节	异常妊娠的超声诊断·····	136
第二十三章	头颈及四肢·····	141
第一节	颅脑·····	141
第二节	颈部血管·····	144
第三节	骨骼、关节、软组织·····	149
第四节	四肢血管·····	153
第二十四章	浅表器官·····	159
第一节	眼部·····	159
第二节	腮腺·····	164
第三节	甲状腺·····	165
第四节	甲状旁腺·····	167
第五节	乳腺·····	168
第六节	阴囊及睾丸·····	169

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 超声波的概念

一、超声的基本概念

1. 超声是指频率超过人耳听觉范围（20～20000Hz）的高频声波。即：频率＞20000 赫（Hz）机械（振动）波。
2. 超声波属于声波范畴，它具有声的共同物理性质。例如：必须通过弹性介质进行传播，在液体、气体和人体软组织中的传播方式为纵波（疏密波），具有反射、折射、衍射和散射特性，以及在不同介质中（空气、水、软组织、骨骼）分别具有不同的声速和不同的衰减等。
3. 诊断最常用的超声频率是 2～10MHz（1MHz=10⁶ 赫兹）。

二、基本物理量

超声有三个基本物理量。即：频率（f）、波长（λ）和声速（c）。三者之间的关系如下：

$$\lambda = c / f \quad (1)$$

由于频率不同的声波在同一介质中传播的速度（c）基本相同，因此，超声波长（λ）与频率（f）成反比——频率愈高，波长则愈短。

在不同的介质中，声速有很大的差别：空气（20℃）344m/s，水（37℃）1524m/s，肝脏 1570m/s，脂肪 1476m/s，颅骨 3360m/s。

人体软组织的声速平均为 1540m/s，与水中的声速相近。骨骼的声速最高，相当于软组织声速的 2 倍以上（参见表 1-1）。

表 1-1 医学超声常用介质的密度、声速和声特性阻抗

介质名称	密度（g/cm ³ ）	声速（m/s）	声阻抗（1×10 ⁵ 瑞利）
空气（20℃）	0.00118	334	0.0004
水（37℃）	0.9938	1524	1.513
生理盐水（37℃）	1.002	1534	1.537
血液	1.055	1570	1.656
肝脏	1.050	1570	1.648
肾脏	1.038	1561	1.62

续表

介质名称	密度 (g/cm ³)	声速 (m/s)	声阻抗 (1×10 ⁵ 瑞利)
肌肉	1.074	1568	1.684
脂肪	0.955	1476	1.410
颅骨	1.658	3360	5.570

诊断用超声功率：诊断用超声功率一般很小，其物理量及其意义，见下文五“超声生物学效应”。

三、声 场

(一) 超声场

发射超声在介质中传播时其能量所达到的空间。超声场简称声场，又可称为声束。

(二) 声场特性

1. 扫描声束的形状、大小（粗细）及声束本身的能量分布，随所用探头的形状、大小、阵元数及其排列、工作频率（超声波长）、有无聚焦以及聚焦的方式不同而有很大的不同。此外，声束还受人体组织不同程度吸收衰减、反射、折射和散射等影响，即超声与人体组织间相互作用的影响。因此，超声束（声场）与其它影像技术如扫描 X 线束相比，二者之间有着显著的区别。例如 X 线束可呈单纯的细线状，波长极短，对人体组织穿透力很强，而且没有与人体组织间相互作用。这与人体组织内超声束（声场）的复杂多变性，形成了鲜明对比。

2. 声束由一个大的主瓣和一些小的旁瓣组成。超声成像主要依靠探头发射高度指向性的主瓣并接收回声放射（echoes）；旁瓣的方向总有偏差，容易产生伪像。

3. 声场可分近场和远场两部分。现以最简单的圆形单晶片探头为例，来分析声束复杂的形态及其能量分布：

(1) 近场声束集中，呈圆柱形。其直径接近于探头直径（较粗）；其长度取决于超声频率和探头的半径。公式如下：

$$L = (2r \cdot f) / c$$

L 为近场长度，r 为振动源半径，f 为频率，c 为声速

近场虽呈规则的圆柱形，实际上由于旁瓣的相干作用，其横断面上的声能分布很不均匀，以至可以或严重影响诊断。

(2) 远场声束扩散，呈喇叭形。远场声束向周围空间扩散，其直径不断增加（更粗大），但其横断面上的能量分布比较均匀。

声束向两侧扩散的角度称为扩散角（ 2θ ），向其一侧扩散的角度称为半扩散角（ θ ）。声束的扩散角愈小，指向性愈好。

4. 超声波指向性优劣的指标是近场长度和扩散角。超声频率愈高，波长愈短，则近场愈长，扩散角愈小，声束的指向性亦愈好。增加探头孔径（直径）也可改善声束的指向性，但是探头直径增加会降低横向分辨力。因此，现代超声诊断装置普遍采用小巧的聚焦探头，以减少远场声束扩散。

(三) 声束聚焦与分辨力

采用聚焦技术，可使聚焦区超声束变细，减少远场声束扩散，改善图像的横向和/

或侧向分辨力。

1. 聚焦的方法

(1) 固定式声透镜聚焦：将声透镜贴附在探头表面。常用于线阵探头、凸阵探头，以提高其横向分辨力。此法远场仍有散焦。

(2) 电子相控阵聚焦：

1) 利用延迟发射使声束偏转，实现线阵、凸阵等多阵元探头的发射聚焦或多点聚焦，用以提高侧向分辨力。

2) 在长轴方向对整条声束的回声途径上自动、不断地进行全程接收聚焦，亦称动态聚焦。

3) 利用环阵探头进行环阵相控聚焦，改善横向、侧向分辨力。

4) 其它聚焦新技术：如二维阵多阵元探头，弥补现有聚焦技术的不足。

2. 聚焦声束与非聚焦声束的比较

(1) 聚焦区声束明显变细，横向和侧向分辨力可望大大改善。

(2) 近场区（旁瓣区）声能分布不均现象依然存在。

(3) 远场区的非聚焦部分散焦现象依然存在，某些单阵元探头或质量低劣的探头或许更为严重。

(4) 聚焦声束的形状、大小总体来说仍较奇特。与纤细的 X 线束相比，尚有颇大的差别。

第二节 超声物理性质

超声波具有声波的一般共性已如前述。超声的物理特性除上面提到的声场外，还有以下几个方面。

一、束射特性（方向性）

超声成束发射，类似光线，符合几何光学定律（如反射、折射、聚焦、散焦）。束射特性或方向性是诊断用超声首要的物理特性。

1. 大界面与界面反射（specular reflection）

(1) 声波发射时，当遇密度（ ρ ）和声速（ c ）不同的两种介质构成的大界面（boundary），会发生反射和折射（透射），包括回声反射（echo reflex）。

(2) 界面的回声反射的角度依赖性：大界面是指长度大于声束波长的界面。

1) 入射声束垂直于大界面时，回声反射强。

2) 入射声束与大界面倾斜时，回声反射减弱甚至消失。假设垂直时回声反射强度为 100%，倾斜 6° （入射角 θ ）时，回声强度降低至 10%；倾斜 12° 时，降至 1%。如果倾斜角度 $\geq 20^\circ$ ，则几乎检测不到回声反射，也称“回声失落”。可见，大界面的回声反射有显著的角度依赖性。

(3) 界面回声反射的能量是由反射系数决定的：

$$R_1 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2)$$

Z_1 、 Z_2 代表两种介质的声阻抗。声阻抗=密度×声速（参见表 1）。 R_1 代表声强反射系数。

由式中可见：两种介质的声阻差愈大，界面反射愈强（ $Z_2 > Z_1$ ）；两种介质声阻差相等，界面反射消失（ $Z_2 = Z_1$ ）。两种介质存在着声阻差，是界面反射的必要条件（ $Z_2 \neq Z_1$ ）。

（4）界面回声反射的能量与界面形状密切有关：声束垂直于凹面和凸面，分别具有聚焦和散焦作用（回声增强和减弱）；垂直于不规则界面时，则呈现乱散射（回声反射强弱不等或减弱）。

超声界面反射的特点：非常敏感。两种介质之间的声阻抗只要相差 0.1%（声阻差），就会产生明显的反射回波（回声）。人体许多器官如肝、脾、胆囊的包膜、腹壁各层肌肉筋膜以及皮肤层等都是典型的大界面。

2. 小界面与后散射（背向散射 back scattering） 小界面是指小于声束波长的界面。

（1）超声遇到肝、脾等实质器官或软组织内的细胞、包括成堆的红细胞（称散射体），会发生微弱的散射波。散射波向四面八方分散能量，只有朝向探头方向的微弱散射信号—后散射（背向散射），才被检测到。

（2）小界面的后散射或背向散射回声，无角度依赖性。

3. 现代超声诊断仪正是利用大界面反射原理，能够清楚显示体表和内部器官的表面形态和轮廓；还利用无数小界面后散射的原理，清楚显示人体表层以至内部器官、组织复杂而且细微的结构。

二、衰 减 特 性

声波在介质中传播过程中，声能随距离增加而减弱，这就是衰减（attenuation）。

1. 衰减与超声传播距离和频率有关。超声频率很高，故衰减现象特别显著。

2. 衰减的原因主要有：吸收、散射、声束扩散。

（1）介质对超声波的吸收：超声的机械能转变为热能传导，或被组织的粘滞性吸收。

（2）能量被许多散射体如蛋白质分子散射掉。

（3）声束扩散（divergence）使超声在介质中前进方向上的能量减小。

3. 衰减系数（单位：dB/cm·MHz）

（1）人体软组织和体液声衰减是不同的。软组织平均衰减系数为 1dB/cm·MHz。（参见表 1-2）

表 1-2 人体组织的声能衰减系数

介 质 名 称	平均衰减系数（dB/cm·MHz）	频率范围（MHz）
水	0.0037~0.0063	5
血液	0.18	1.0
脂肪	0.63	0.8~7
肝	0.94	0.3~3.4
肾	1.0	0.3~4.5
肌肉（平行肌束）	1.3	0.8~4.5
肌肉（横断肌束）	3.3	0.8~4.5
颅骨	2.0	1.6

(2) 蛋白质成份是人体组织声衰减的主要因素(占80%)。不含蛋白质成份的水,几乎可视为无衰减(透声 through transmission)。

4. 为清楚显示深部组织回声,使正常肝、肾实质成为“均匀回声”(“后方无衰减”),必须使用TCG(时间补偿增益)调节,按距离补偿超声能量的衰减,故也称为DCG(距离补偿增益)调节。

正是由于TCG或DCG人为地调节,使衰减十分明显的肝肾实质“回声均匀一致”,就不难理解为什么在膀胱和充盈胆囊的后方呈现“回声增强”伪像(注:胆汁、尿液中不含蛋白质,与水相似,无明显声衰减,透声性强。与此同时,TCG或DCG调节依然机械地起着时间/距离补偿增益作用)。

5. 人体组织衰减程度一般规律

(1) 骨>软骨>肌腱>肝、肾>血液>尿液、胆汁。

(2) 组织、体液中蛋白成分尤其胶原蛋白成分愈高,衰减愈显著。反之,组织、体液中水份含量愈多,衰减愈少。组织中钙质成分愈多,衰减也愈多。

三、超声的分辨力

1. 超声的分辨力是指超声在人体软组织中传播时,显示器上能够区分声束中两个细小目标的能力或最小距离。

2. 超声的分辨力受多种因素的影响。包括:超声波的频率、脉冲宽度、声束宽度(聚焦)、声场远近和能量分布、探头类型和仪器功能(如二维图像中像素多少、灰阶的级数等)。

3. 空间分辨力主要与声束特性有关。大致可分为三类:

(1) 轴向(纵向)分辨力:指在声束长轴方向上区分两个细小目标的能力。它与波长 λ 有密切关系。频率愈高(波长愈短),则轴向分辨力愈好。相反,超声脉冲愈宽,轴向分辨力愈差。

理论上,轴向分辨力为 $\lambda/2$,由于受到发射脉冲持续时间的影响,实际分辨力为理论值的5~8倍。举例:5MHz探头在软组织中的波长为0.3mm,其轴向分辨力理论值为0.15mm,但实际分辨力约为0.5mm;3~3.5MHz探头的实际分辨力约为1.0mm左右。

(2) 横向分辨力:与探头厚度方向上声束宽度和曲面的聚焦性能有关。在聚焦最佳区的横向分辨力最好。目前腹部常用的线阵、凸阵探头,通常采用声透镜聚焦。在其聚焦区宽度一般 $<2\text{mm}$ 。

(3) 侧向分辨力:与线阵、凸阵探头长轴方向上扫描声束的宽度有关。通常采用相控聚焦,聚焦声束愈细,侧向分辨能力愈好。

在聚焦区,3~3.5MHz探头侧向与分辨力应在1.5~2.0mm。

4. 此外,还有细微分辨力(宽频带和数字化声束处理)、对比分辨力(与灰阶级数有关, ≥ 256 级较好)、时间分辨力(单位时间成像速度即帧频)等。

四、超声的多普勒效应

利用运动红细胞对入射超声产生的频移(Doppler shift)或差频,可进行血流信号

的检测。检测方法有两种,即多普勒频谱图和彩色多普勒血流图(详见专章叙述)。

1. 多普勒频移(差频)公式

$$f_d = f_R - f_o = \pm \frac{2V \cos\theta}{C} \cdot f_o \quad (3)$$

f_d 为多普勒频移, f_o 为入射超声频率, f_R 为反射超声频率, V 为反射体运动速度, C 为声速, θ 为运动方向与入射波间的夹角。

2. 利用 Doppler 公式计算反射体(如血管内红细胞)的运动速度

根据上述频移公式,可以得出:

$$V = \pm f_d \cdot C / 2f_o \cdot \cos\theta$$

在公式中可见:软组织平均声速 C 是已知数(1540m/s);仪器设 θ 角度校正,故 $\cos\theta$ 值也是已知数(注意: θ 角度必须校正!);发射频率 f_o 也是已知数。因此,超声仪器能够通过快速傅立叶变换(FFT)自动显示血流速度 V 的读数。正负符号($\pm$)分别代表正向和反向血流。然而,只有当超声声束与血流夹角 θ 经过校正(angle correction)之后,其流速读数才有意义。如果 $\theta = 90^\circ$, $\cos\theta = 0$, 于是不可能测出血流速度,为了顺利测速,必须将 θ 角度变小,尽可能使 $\theta < 60^\circ$ 。

3. f_d 一般都在音频范围内 检出 f_d 后,可利用仪器的扬声器发出的声响来监听,并通过 FFT 对 f_d 进行频谱分析—频谱多普勒(Spectral Doppler)。

举例:当 $f_o = 3\text{MHz}$, $f_R = 3.005\text{MHz}$, 则 $f_d = f_R - f_o = 5000\text{Hz}$ 或 5kHz (音频范围)。

五、超声的生物学效应

超声波在生物组织内的传播过程中,必然使介质分子微粒发生高频机械振荡,这就是超声的能量传递或超声的功率作用。当电脉冲加至探头压电换能器发射超声脉冲时,压电换能器将电能(电功率)转换为声能(声功率)。

1. 超声能量物理参数

声功率(acoustic power):单位时间内从超声探头发出的声功。单位:瓦(W)或毫瓦(mW)。声强(intensity):单位面积上的声功率(W/cm^2 或 mW/cm^2)。

由于声场中的声强在空间和时间上分布不均匀,故有“空间峰值(SP)”和“空间平均(SA)”声强以及“时间峰值(TP)”和“时间平均(TA)”声强等概念。

ISPTA 空间峰值时间平均声强 (mW/cm^2)

ISPPA 空间峰值脉冲平均声强 (W/cm^2)

2. 超声生物学效应及其产生机制

(1) 热效应:由于组织的粘滞吸收效应可使部分超声能量转换为热能,导致局部温度升高。诊断用超声因声强低,一般不会造成明显的温度升高(通常 mW/cm^2 级)。

(2) 空化作用:在强功率超声照射下,局部组织产生压力增大、降低的交替变化,液体“断裂”引起气体微泡的形成。诊断用超声尚未得到证实。

(3) 诊断用超声对细胞畸变、染色体、组织器官的影响等均在实验研究中。有报道称,对胎儿出生体重似有影响,但尚无定论。

(4) 高强聚焦超声(High intensity focused ultrasound, kW/cm^2 级)简称 HIFU:

对生物组织有强大的破坏作用。利用其热凝固和杀灭肿瘤细胞作用，已用于肿瘤灭活治疗；利用其强烈机械振荡作用可以用于碎石治疗。

(5) 其它：超声在物理治疗学方面的广泛应用（W 级，一般 $0.5\sim3\text{W}/\text{cm}^2$ ）。

3. 对人体不同部位超声照射强度的安全规定 不同人体软组织对超声辐射的敏感程度不同。胚胎和眼部组织属敏感器官。超声辐射剂量是超声强度与辐射时间的乘积。

美国食品药品监督管理局对人体不同部位超声照射强度的规定（表 1-3）：

表 1-3 人体不同部位超声照射强度的规定（美国 FDA）

部 位	ISPPA (W/cm^2)	ISPTA (mW/cm^2)	IM* (W/cm^2)
心脏	190	430	310
脉管	190	720	310
眼部	28	17	50
胎儿	190	94	310

* IM 代表最大声强

为了表达超声的热效应和空化效应，近年来采用两个新的可显示的参数（供不同器官、部位诊断时准确地调节显示）：

(1) 热指数（Thermal index, TI）：指超声实际照射到某声学界面产生的温升与使界面温升 1° 的比值。TI 值在 1.0 以下无致伤性，但对胎儿应调节至 0.4 以下，对眼球应调至 0.2 以下。

(2) 机械指数（Mechanical index, MI）：指超声在弛张期的负压峰值（Mpa 数）与探头中心频率（MHz 数）的平方根数的比值。通常认为，MI 值在 1.0 以下无致伤性，但对胎儿应采用低机械指数，即将 MI 调节至 0.3 以下，对眼球应调至 0.1 以下。此外，声学造影时如果采用低机械指数，可以防止微气泡破裂，提高造影效果。

4. 诊断用超声的安全性和应用原则

(1) 世界医学生物学超声联合会（世超联，WFUMB）声明摘要（1992）

1) 目前使用的简单的 B 型超声成像设备的声功率，不可能产生有害的温度升高作用。因此，它在致热方面无禁忌证，包括经阴道和经腹壁以及内镜超声的应用。

2) 某些 Doppler 诊断仪在无血液灌注的实验条件下，可引起有显著生物学作用的温升效应。将声束照射时间尽可能减少，可使升温作用降至最小。输出功率也可调节，应用最低输出功率。动物实验研究清楚表明， $<38.5^\circ$ 可以广泛地使用，包括产科应用。

(2) 临床超声诊断安全应用原则

1) 尽可能采用最低的输出功率，尽可能减少超声扫查时间。

2) 对于眼部和胎儿，采用 Doppler 检查时尤应严格遵循上述规定。

第二章 多普勒超声技术基础及应用

第一节 频谱多普勒

一、多普勒基本概念

1. 多普勒效应 多普勒效应的公式及用以计算血流速度的公式如下:

$$f_d = 2v \cos \theta f_o / c$$

$$v = f_d c / 2f_o \cos \theta$$

多普勒效应是说明振动源与接收体之间存在运动时, 所接收的振动频率发生改变的物理现象。

上式中 V 为接收体运动速度, f_d 为多普勒效应产生的频移, c 为振动源发出的振动在介质中的传播速度, f_o 为振动源发生的振动频率, θ 为振动源发出的振动传播方向与接收体运动方向间的夹角。

(1) 振动源与接收体互相对向运动时, 接收的振动频率增高。

(2) 如两者互相背离运动时, 接收的振动频率减低。

(3) 振源不动, 接收体向着振源运动, 接收的振动频率增高。

(4) 同上, 但接收体背离振源运动, 接收的振动频率减低。

(5) 接收体不动, 振源运动, 朝向接收体运动时, 接收的振动频率增高, 背离接收体运动时, 接收的振动频率减低。

在超声医学诊断中, V 即红细胞的运动速度, c 为探头发射的超声在人体组织中的传播速度, f_o 为探头发射的超声频率, f_d 为多普勒效应所产生的红细胞散射回声的频移。

2. 脉冲波多普勒 超声探头间歇式发射超声, 在发射间歇期, 探头可选择性接收所需位置的回声信号。所需检测位置的深度用延迟电路完成, 检测取样的大小用取样容积 (sv) 调节。

3. 连续波多普勒 探头内有两个换能器, 一个连续发射超声, 一个连续接收回声信号。无选择检测深度的功能, 但可测很高速度的血流, 不会产生混迭 (aliasing) 伪像。

4. 高脉冲重复频率 (HPRF) 多普勒 脉冲重复频率 (PRF) 是探头在每秒时间发射超声脉冲群的次数, 因为在发射超声的间歇期才能接收到频移回声信号, 所以能测量的最大频移 f_d 与 PRF 的关系是 $f_d = \text{PRF}/2$, 即 f_d 的大小受到 PRF 的限制, 为了增大脉冲波多普勒检测高速血流的能力, 需要增大 PRF, 这就是高脉冲重复频率 (HPRF),

在使用 HPRF 技术时, 在多普勒超声取样线上可显示两个或两个以上的取样容积。

多普勒频谱曲线分析基础 多普勒超声所检测的不是一个红细胞, 而是众多的红细胞, 各个红细胞的运动速度及方向不可能完全相同, 因此出现多种不同的频移信号, 被接收后成为复杂的频谱分布 (波形), 对它用快速傅立叶转换技术 (FFT) 进行处理后, 把复杂的频谱信号分解为若干个单频信号之和, 以流速-时间曲线波形显示, 以便于从中了解血流的方向、速度、时相和血流性质等问题。

二、脉冲波多普勒技术的局限性

1. 脉冲重复频率与最大测量速度 最大频移值即最大速度值受脉冲重复频率的限制 ($f_d = PRF/2$)。

2. 脉冲重复频率与检测深度 PRF 与检测深度 (d) 的关系为 $PRF = c/2d$, 即 $d = c/2PRF$, 说明检测深度受到 PRF 的影响。

3. 深度测量与速度测量互相制约 检测深度 d 与速度 v 的乘积公式如下: $V_d = c^2/8f_0 \cos\theta$, c (超声传播速度)、 f_0 (发射超声频率) 在公式中是恒定值, V_d 是常数, 即 V 增大 d 就必须减少, 反之亦然, 不能两者兼顾。

4. 多普勒回声信号混迭 当被检测目标的运动速度即频移超过 $f_d = PRF/2$ 时, 回声信号被截断为两部分, 在零位基线反方向一侧显示被截断的多普勒流速曲线频谱, 这种多普勒流速曲线回声信号的显示称为混迭或倒错 (aliasing)。

三、增大脉冲波多普勒技术检测血流速度、检测深度的方法

1. 降低发射频率 计算流速的公式是 $V = f_d c / 2f_0 \cos\theta$, 即发射超声频率 f_0 与检测速度 V 成反比, 因此减低发射频率 f_0 , 就可提高检测速度的能力。

2. 移动零位基线 对正向的多普勒流速曲线, 把零位基线从纵坐标的中央位置下移到底部, 就能把测量的速度范围增大一倍。

3. 减低取样深度 已知速度 V 与深度 d 相乘是常数, 如把深度 d 减小, 就可使检测的速度范围增大。

4. 增大超声入射角 (θ) 在测量计算速度的公式中, 速度 V 与超声入射角的余弦值 ($\cos\theta$) 成反比, 已知 $\cos\theta$ 的角度越大, 其余弦值越小, 20° 的 $\cos\theta$ 值为 0.94, 60° 的 $\cos\theta$ 值为 0.50, 因此增大超声入射角, 即把 θ 角增大, 而实际的 $\cos\theta$ 值减小, 可使测量的速度值增大。但入射角是三维立体角, 从二维图像上难以准确调节; $\cos\theta$ 在分母位置, 值越小计算出的速度值误差越大, 所以此法不可取。

5. 超声入射角的余弦值 ($\cos\theta$) 超声入射角为 0° 、 20° 、 60° 、 90° 时的余弦值 ($\cos\theta$) 如下:

入射角	余弦 ($\cos\theta$)
0°	1.0000
20°	0.9373
60°	0.5000
90°	0.0000

以上数据说明,入射角为 $0^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 时, $\cos\theta$ 为 $1.0\sim 0.9$,对 f_d 、 V 值的计算不产生明显的影响,入射角 60° 时, $\cos\theta$ 为 0.5 ,对计算产生明显影响,入射角 90° 时, $\cos\theta$ 为零,即无多普勒效应产生。

6. 用高脉冲重复频率(HPRF)的频谱多普勒,就能增大测量频移 f_d 的最大值, $f_d = \text{HPRF}/2$ 。

第二节 彩色多普勒

一、彩色多普勒技术原理

1. 彩色多普勒血流成像原理 以脉冲波多普勒技术为基础,用运动目标显示器(MTI),自相关函数计算,数字扫描转换、彩色编码等技术,达到对血流的彩色显像。

2. 三基色与二次色原理 三基色是红、蓝、绿,各种彩色都是由这三基色构成。三基色混合时,可产生其它的彩色,这称为二次色,例如红色与绿色混合,产生黄色。在彩色多普勒血流显像技术中,以红色表示正向血流,如流速很高,单纯红色不能表达血流的高速,红色加绿色产生黄色,就以红—黄表示正向高速血流。

二、彩色多普勒技术的种类

1. 速度型彩色多普勒 以红细胞运动速度为基础,用彩色信号对血流显像,其技术特点为:

(1) 以彩色表示血流方向,例如以红色表示流向探头的血流,蓝色表示背离探头流动的血流。

(2) 以彩色信号的色调(彩色的明亮度)粗略表示血流平均速度的快慢,彩色越明亮表示流速越快,色调越暗淡,表示流速越慢。

2. 能量型彩色多普勒 此技术是以红细胞散射能量(功率)的总积分进行彩色编码显示,其技术特点如下:

(1) 成像对超声入射角的相对非依赖性。超声入射角的变化,只改变红细胞运动的功率谱-时间曲线的特性,曲线下的面积即能量不变,因而成像相对不受超声入射角的影响。

(2) 对血流的显示只取决于红细胞散射的能量(功率)存在与否。因而能显示低流量、低速度的血流,即使灌注区的血流平均速度为零,而能量积分不等于零,也能用能量多普勒显示。

(3) 不能显示血流的方向。

(4) 不能判断血流速度的快慢。

(5) 不能显示血流性质。

(6) 对高速血流不产生彩色信号混迭。

(7) 增加动态范围 $10\sim 15\text{dB}$,因而对血流检测灵敏度提高。

3. 速度能量型彩色多普勒 既以能量型多普勒显示血流,同时又能表示血流的方向。