

彩色多普勒技术(CDFI)

考试大纲辅导教材

主编 张缙熙

编者 (按姓氏笔画为序)

冯麟增 (中国人民解放军 305 医院)

张武 (北京医科大学第三附属医院)

张缙熙 (中国医学科学院北京协和医院)

姜玉新 (中国医学科学院北京协和医院)

袁光华 (中国医学科学院基础医学研究所)

程克正 (中国医学科学院阜外医院)

董宝玮 (中国人民解放军总医院)

简文豪 (中国人民解放军北京军区总医院)

策划 杨琳 (中华医学会继续教育部)

科学技术文献出版社

Scientific and

; House

图书在版编目(CIP)数据

彩色多普勒技术(CDFI)考试大纲辅导教材/张缙熙主编.-北京:
科学技术文献出版社,1999.10
ISBN 7-5023-3456-4

I. 彩… II. 张… III. 多普勒诊断仪-使用-教材 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(1999)第 61590 号

出 版 者:科学技术文献出版社

图 书 发 行 部:北京市复兴路 15 号(中央电视台西侧)/100038

图 书 编 务 部:北京市西苑南一院东 8 号楼(颐和园西苑公汽站)/100091

邮 购 部 电 话:(010)68515544-2953,(010)68515544-2172

图书编务部电话:(010)62878310,(010)62878317(传真)

图书发行部电话:(010)68514009,(010)68514035(传真)

E-mail:stdph@istic.ac.cn;stdph@public.sti.ac.cn

策 划 编 辑:蒋 驰 刘新荣

责 任 编 辑:刘新荣

责 任 校 对:赵文珍

责 任 出 版:周永京

封 面 设 计:宋雪梅

发 行 者:科学技术文献出版社发行 新华书店总店北京发行所经销

印 刷 者:三河市富华印刷包装有限公司

版 (印) 次:1999 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

开 本:787×1092 16 开

字 数:224 千

印 张:8.75

印 数:1~8000 册

定 价:24.00 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

本辅导教材是由中华医学会和国家医学考试中心,邀请中华医学会超声医学分会在京部分教授、专家(即《考试大纲》的作者)为《彩色多普勒技术考试大纲》而编写。内容包括:物理基础与设备操作,超声医学基础,心脏,腹部,妇产,浅表器官、外周血管及其他六大部分;书后附有《彩色多普勒技术考试大纲》。该书特点是简明扼要、重点突出,内容和范围紧扣《考试大纲》,针对性强;为应试人员提供了复习的依据。

我们所有的努力都是为了使您增长知识和才干

科学技术文献出版社是国家科学技术部所属的综合性出版机构,主要出版科技政策、科技管理、信息科学、农业、医学、电子技术、实用技术、培训教材、教辅读物类图书。

前 言

《彩色多普勒技术考试大纲》是根据卫生部(卫计装发(1998)第32号文)的要求,由中华医学会和国家医学考试中心,邀请中华医学会超声医学分会在京部分教授、专家编写,并经过多次修改论证审定。考试内容包括:物理基础与设备操作(20%),超声医学基础(20%),心脏(15%),腹部(15%),妇产(15%),浅表器官、外周血管及其他(15%)共六大部分组成。据全国超声医师反映,《考试大纲》涉及范围广,专业各不相同,复习时困难较大,要求出一套辅导教材,以适应广大超声工作者的需要。为此,我们编写了这套辅导教材,以便对参加考试人员的复习,有了准绳及依据,这是非常有利的。

辅导教材的特点是:简明扼要,重点突出,内容和范围紧扣《考试大纲》。目的是通过辅导,抓住重点,全面复习,在超声领域向前迈进一步。因此,辅导教材不是参考书,而是有针对性,是为《考试大纲》而编写的。大纲中没有涉及的内容,辅导教材均不包涵,在此加以说明。

时间紧迫、内容繁多,但经过专家们日以继夜地加班加点、不辞辛劳地忘我工作,这本辅导教材终于和广大超声同道们见面了。在此,首先感谢各位专家们的辛勤劳动,同时也要感谢中华医学会、国家医学考试中心和出版社的同志们给予的大力支持,没有他们的努力和顽强拼搏精神,本书是难以短期内出版的。这里要提出的是:《超声医学》(第三版)的作者们,他们无私地提供了自己的资料,让编者们摘录、参考,使辅导教材更加全面、丰富和实用,在此深表感谢。虽然经过专家及编辑们的共同努力、认真校对,但在内容及文字上,仍难以规范及统一,错误及疏漏在所难免。我们衷心希望广大读者给予指正、提出宝贵意见,再版时将予以改正。

中华医学会超声医学分会

张缙熙

1999年10月于北京

目 录

第一章 物理基础	(1)
第一节 超声显像物理基础	(1)
第二节 超声诊断图像基础	(2)
第三节 超声图像畸变类型及伪像	(3)
第四节 超声的生物效应	(3)
第二章 彩色多普勒基础	(5)
第一节 多普勒超声基础	(5)
第二节 彩色血流显像	(6)
第三节 彩超、伪彩	(8)
第四节 血流动力学基础	(8)
第三章 超声仪器	(9)
第一节 超声探头	(9)
第二节 实时超声显像原理	(10)
第三节 超声仪器工作流程	(11)
第四节 超声波束处理技术	(11)
第五节 B超中的 γ 校正	(11)
第六节 “彩超”的正确调节使用	(11)
第七节 超声仪器一般维护	(13)
第四章 几项新技术新方法的临床应用	(14)
第一节 全数字化彩超与数字模拟混合超声概念、特点	(14)
第二节 三维超声显像与彩色显像	(14)
第三节 二次谐波	(15)
第四节 彩超质量评价因素	(16)
第五章 诊断基础	(17)

第一节	人体不同组织和体液回声强度	(17)
第二节	不同组织的声衰减程度的一般规律	(18)
第三节	声像图基本断面与声像图分析	(19)
第四节	腹部超声扫查与超声图像方位标识方法	(19)
第六章	超声伪像(伪差)	(21)
第一节	伪像的概念	(21)
第二节	灰阶超声伪像产生原因分类及其表现	(21)
第三节	彩色多普勒超声成像(CDFI)和频谱图的常见伪像及 识别	(23)
第七章	彩色多普勒技术	(24)
第一节	彩色多普勒技术的种类	(24)
第二节	彩色多普勒技术的用途	(24)
第三节	彩色多普勒的调节技术	(25)
第四节	彩色多普勒的临床应用	(25)
第五节	频谱多普勒技术的种类	(26)
第六节	频谱多普勒技术的用途	(26)
第七节	频谱多普勒技术的调节	(26)
第八章	超声造影	(28)
第一节	超声造影原理	(28)
第二节	超声造影剂种类	(29)
第三节	超声造影检查方法	(30)
第四节	增强超声造影效果的技术	(30)
第五节	超声造影效果的定量评价	(31)
第六节	超声造影的临床应用	(31)
第七节	心肌超声造影的应用	(32)
第九章	心脏解剖与生理	(34)
第一节	正常心脏解剖	(34)
第二节	心动周期	(35)
第三节	心脏泵功能	(36)

第四节	正常心内压与心内血液循环	(37)
第五节	心脏自身血液供应	(38)
第十章	正常心脏超声表现	(39)
第一节	正常心脏超声切面图	(39)
第二节	正常 M 型超声心动图	(39)
第三节	心脏正常血流频谱特点	(40)
第四节	心脏功能测定	(41)
第十一章	后天获得性心脏病	(43)
第一节	心脏瓣膜病	(43)
第二节	冠状动脉粥样硬化性心脏病(简称冠心病)	(44)
第三节	心肌病病理改变及超声表现	(45)
第四节	心包疾病	(46)
第五节	心脏肿瘤	(47)
第十二章	先天性心脏病	(48)
第一节	先天性心脏病(左向右分流)	(48)
第二节	先天性心脏病合并肺动脉高压	(49)
第三节	先天性瓣膜病	(50)
第四节	先天性大血管疾病	(51)
第五节	先天性心脏病复杂畸形	(52)
第六节	心脏位置异常	(54)
第十三章	消化系	(55)
第一节	肝 脏	(55)
第二节	胆道系	(58)
第三节	脾 脏	(62)
第四节	胰 腺	(63)
第五节	胃 肠	(66)
第十四章	肾上腺及肾脏、输尿管、膀胱	(70)
第一节	肾上腺	(70)
第二节	肾 脏	(73)

第三节 输尿管	(76)
第四节 膀胱及尿道	(77)
第五节 前列腺和精囊	(78)
第十五章 腹部大血管及腹膜后间隙	(80)
第一节 腹部大血管	(80)
第二节 腹膜后间隙	(81)
第十六章 子宫与附件	(83)
第一节 子 宫	(83)
第二节 卵 巢	(85)
第三节 盆 腔	(87)
第十七章 产科	(88)
第一节 正常妊娠的超声诊断	(88)
第二节 异常妊娠的超声诊断	(88)
第十八章 头颈及四肢	(91)
第一节 颅 脑	(91)
第二节 颈部血管(动脉)	(92)
第三节 骨骼、关节、软组织	(94)
第四节 四肢血管	(97)
第十九章 浅表器官	(102)
第一节 眼 部	(102)
第二节 腮 腺	(105)
第三节 甲状腺	(106)
第四节 甲状旁腺	(107)
第五节 乳 腺	(108)
第六节 阴囊及睾丸	(110)

附:彩色多普勒技术(CDFI)考试大纲	(1~18)
---------------------------	--------

第一章 物理基础

第一节 超声显像物理基础

一、超声波基本物理量

1. 超声波是声源振动的频率大于 20 000 Hz 的机械波
2. 超声波有三个基本物理量,即频率(f),波长(λ),声速(c),它们的关系是: $c = f \cdot \lambda$ 或 $\lambda = c/f$,传播超声波的媒介物质叫做介质,不同频率的超声波在相同介质中传播时,声速基本相同。在人体软组织中声速为 1 540 m/s。探测 1 cm 深度目标所需的时间约 13.4 μ s。
3. 相同频率的超声波在不同介质中传播,声速不相同,人体软组织中超声波速度总体差异约为 5%。利用超声方法进行测距的误差也是 5% 左右。
4. 临床常用的超声频率在 2~10 MHz 之间。

二、超声波的物理性能

1. 超声波在介质中传播时,遇到不同声阻的分界面,会产生反射和折射,反射的能量由

$$\text{反射系数 } R_1 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \text{ 决定。}$$

Z_1 、 Z_2 为两种介质的特性声阻抗, $Z = \rho \cdot c$ (密度·声速)

当 $Z_1 = Z_2$, 为均匀介质, 则 $R_1 = 0$, 无反射。

当 $Z_1 \ll Z_2$ (如水和气) 则 R_1 很大, 产生强反射。

当 $Z_1 \neq Z_2$, $R_1 \neq 0$, 则反射存在。

2. 人体软组织声阻抗差异很小,但只要有 1‰ 的声阻抗差,就会产生反射回波,所以超声波对软组织分辨力很高。

3. 当超声波垂直于不同声阻抗分界面入射时,可得到最佳的反射效果。
4. 当分界面两边的声速不同时,超声波透入第二种介质后,其传播方向将发生改变即产生折射。

5. 超声波在介质中传播时,有声能占据的空间,叫做声场。

6. 多振子探头的声场分布呈“花瓣”状,其“主瓣”越细(窄)越好,而“副瓣”在声束扫描时将产生伪像。声束处理技术之一就是消除“副瓣”,突出“主瓣”。

7. 超声波在介质中传播时,随着距离增加,声能将随之减弱,这就是衰减。

引起衰减的原因主要有:①由于“内磨擦”,超声波机械能变为热能被组织“吸收”。

②波束发散,能量的散射及反射,使得保持在介质中原始前进方向上的能量减小。

8. 为了使深度回声信息清楚,在诊断中要使用 STC 或 TGC 调节,补偿声能的衰减。

在人体组织中衰减程度一般规律是:骨组织>肝组织>血液。

若进一步细分:骨(或者钙化)>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,液体内含蛋白成分的声衰减大。

9. 超声波在介质中传播时,如遇声阻不同的障碍物(目标点)则声束方向和声强将发生改变,其改变程度与障碍物之大小及声阻抗有关。

当障碍物的直径大于 $\lambda/2$,在该障碍物表面产生回声反射。

10. 当障碍物的直径等于或小于 $\lambda/2$,超声波将绕过该障碍物而继续前进,反射很少,这种现象称为衍射,故超声波波长越短,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。

从单纯理论上计算,能测到物体的最小直径,称做最大理论分辨力,在数值上为 $\lambda/2$,但实际显示的分辨力要低于理论分辨力 5~8 倍。

11. 超声波在传播中遇到粗糙面或极小的障碍物(或一组小障碍物形式)时,将有一部分能量被散射,散射声波可进行组合,等频同相波迭加后能量(幅度)加强,等频反相迭加后能量减弱。

红细胞的直径比超声波要小得多,红细胞是一种散射体,其反(后)向散射信息是研究、分析红细胞运动规律的极有用的信息,声束内红细胞数量越多,后向散射强度就越大。

三、超声多普勒效应

1. 多普勒公式为 $f_d = f_R - f_0 = \pm \frac{2V \cos \theta}{c} \cdot f_0$

f_d 为多普勒频移, f_0 为入射频率, f_R 为反射频率, V 为反射物体运动速度, c 为声速, θ 为运动方向与入射波间的夹角。

2. 当 $f_0 = 3 \text{ MHz}$ $f_R = 3.005 \text{ MHz}$ 则 $f_d = f_R - f_0 = 5000 \text{ Hz} = 5 \text{ kHz}$

所以 f_d 一般都在音频范围内。检出 f_d 后,以声音发出响声来监听,并通过 FFT 对 f_d 进行频谱分析,所以多普勒频移属于声波范畴。

第二节 超声诊断图像基础

一、超声显像的一般规律

1. 回声来源 来自大界面的反射和散射体的散射。

2. 界面反射与声束角度 界面与声束角度对图像影响较大,球形病灶常仅有前后壁回声,侧壁声常常消失——形成侧声影。

3. 衰减对成像的影响 物体衰减特征主要表现在后方的回声。

4. 囊性物体的声像图特征 内部为无回声区;前壁和后壁回声增强;侧壁回声消失;后方有回声增强和侧声影。

5. 多重反射 超声遇强反射界面,在界面后出现一系列的间隔均匀的依次减弱的影像,称为多重反射,这是声束在探头与界面之间往返多次而形成。

二、不同器官或组织成分的显像特点

1. 皮肤 呈线状强回声。

2. 脂肪 回声强弱不同,层状分布的脂肪呈低回声。肿瘤组织中脂肪与其他组织成分混杂分布时,常呈现强回声反射。

3. 纤维组织 纤维组织与其他成分交错分布,其反射回声强,排列均匀的纤维瘤回声则较弱。一般纤维组织的衰减程度较明显。

4. 肌肉组织 回声较脂肪组织强,且较粗糙。

5. 血管 形成无回声的管状结构,动脉常显示明显的搏动,有时能看到红细胞散射点状回声。

6. 骨组织、钙化或结石 形成很强的回声,其后方留有声影。

7. 实质脏器 形成均匀的低回声。

以肝脏为标准:脾脏回声较肝脏低而均细

肾脏实质较肝脏实质回声也低

胰腺回声较肝脏高而且粗糙

8. 空腔脏器 其形状、大小和回声特征因脏器的功能状态改变而有不同

充满液体时可表现为无回声区

充满含有气体的肠内容物可形成杂乱的强回声反射

气体反射常曳有多重反射的斑纹状强回声,称为彗星尾征

三、病理声像图的特点(从略)

四、超声诊断的基本要求(从略)

第三节 超声图像畸变类型及伪像(从略)

第四节 超声的生物效应

一、超声声强概念

对超声诊断设备的超声辐射,针对人体不同部位,规定了限定值如表 1-1。

表 1-1 人体不同部位超声强度的限定值[FDA(美国食品药品监督管理局)规定]

部 位	I_{spia} (W/cm ²)	I_{spta} (mW/cm ²)	I_m (W/cm ²)
心 脏	190	430	310
脉 管	190	720	310
眼 部	28	17	50
胎 儿	190	94	310

I_{spia} ——空间峰值脉冲平均声强; I_{spta} ——空间峰值时间平均声强; I_m ——最大声强度; I_{ab} ——真实声束声强

国际电工委员会(IEC 1157-92)规定: $I_{\text{ab}} < 20 \text{ mW/cm}^2$ 胎儿: $I_{\text{spia}} < 100 \text{ mW/cm}^2$

超出这些规定值应公布其声强输出,超声强度超出规定,将造成若干生物效应,如:育龄妇女早熟排卵,受孕率下降,胎儿体重减轻,产后儿童发育迟缓等。

二、超声诊断的安全因素

超声剂量(声强)的限定值 $I_{\text{spta}} < 100 \text{ mW/cm}^2$

超声照射时间 通常一次超声 10~20 min

超声波形的形态 脉冲占空比为 0.001;1 μs 发射,1 ms 接收。

(袁光华 程克正)

第二章 彩色多普勒基础

第一节 多普勒超声基础

一、多普勒基本概念

1. 多普勒超声血流检测技术主要用于测量血流速度,确定血流方向,确定血流种类:如,层流、射流等;获得速度、时间积分,压差等有关血流的参数。

2. 多普勒方式表达血流速度的公式如下

$$V = \frac{c(\pm f_d)}{2\cos\theta f_0}$$

式中 c 为声速(1 540 m/s) f_0 为发射频率(已知)

(1) $\cos\theta$ 是血流与声束夹角的余弦函数,当相对固定时,则 f_d 与流速成正比, f_d 即影响流速值 V 。

(2) 当多普勒入射角(θ)恒定时,频移 f_d 仅决定于发射频率 f_0 。

对于某一一定的 f_d , f_0 越小,则可测的血流速度 V 就越大。欲测高速血流, f_0 就应选择低频率的探头。

(3) 当血流速度保持恒定时,如:100 cm/s(以及恒定的 f_0 和 c),那影响 f_d 的参数只有 $\cos\theta$,即频移的数值依赖于入射角的变化,而速度的数值与入射角无关。

θ 角改变的一般规律

(a) 当 $0^\circ < \theta < 90^\circ$ 时, $\cos\theta$ 为正值,即血流迎超声探头而来,频率增加, f_d 为正向频移。

(b) 当 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 时, $\cos\theta$ 为负值,即血流背离超声探头而去,频衰减低, f_d 为负向频移。

(c) 当时 $\theta = 0$ 或 $\theta = 180^\circ$ 时, $\cos\theta = \pm 1$,即血流与声束在同一直线上相向或背向运动,这时 f_d 最大。

(d) 当时 $\theta = 90^\circ$, $\cos\theta = 0$ 时,即血流方向与声束垂直,此时 $f_d = 0$,检不出多普勒频移。

3. 两种多普勒方式

(1) 连续波多普勒(CW) 采用两种超声换能器,一个发射恒定的超声波,另一个换能器恒定地接收其反射波(或后向散射波),沿声束出现的血流和组织运动多普勒频移全部被接受,分析,显示出来。CW 不能提供距离信息,即不具有距离选通性,不受深度限制,能测深部血流,无折返现象,可测高速血流,连续波多普勒在取样线上有符号标记,其符号仅表示波束发射声束与接受声束的焦点,或声束与血流的焦点。

(2)脉冲波多普勒(PW) 采用单个换能器,在很短的脉冲期发射超声波,而在脉冲间期内有一个“可听期”。脉冲多普勒具有距离选通能力,可设定取样容积的尺寸,并调节其深度、位置,利用发射与反射的间歇接受频移信号,测值相对准确,但检查深部及高速血流受到限制。并受脉冲重复频率——PRF的影响,PRF越高,测量血流速度也越高。多普勒频谱技术的分析基础是快速富里叶变换——FFT。

二、多普勒血流频谱分析基础

1. 多普勒血流频谱分析是给出一种显示,它的两个正交轴分别代表时间(水平轴)和频率(垂直轴),而相应的信号幅度则用密度或亮度表示。

2. 为什么要频谱分析

把形成复杂振动的各个简单振动的频率和振幅找出来,列成频谱图,成为频谱分析。在心血管测量中,频率(频移)代表血流速度,振幅代表具有该流速的血细胞的数目。在频谱图中,若横坐标代表频率,纵坐标代表振幅,由于频率与振幅的乘积即频谱曲线下的面积等于信号的功率,这种频谱图也称为功率谱。

3. 在多普勒超声血流测量中,FFT技术是频谱分析的主要方式。

三、脉冲多普勒局限性

1. 脉冲重复频率与最大测量速度

脉冲重复频率——PRF

为了正确显示频移大小和方向,PRF必须大于 f_d 的2倍,即 $PRF > 2f_d$,或写成 $f_d < 1/2 PRF$, $1/2 PRF$ 称为尼奎斯特频率极限,如果多普勒频率(或换算为血流速度)超过这一极限,会产生频率失真,或频率混淆(折返)。所以要测量高速血流,PRF必须快。

2. 脉冲重复频率与最大采样深度

最大采样深度 $d_{max} = c/2 PRF$

如脉冲重复频率(PRF)愈高,两个脉冲间隔时间愈短,采样深度也愈小;反之则采样深度愈大。

3. 距离测量与速度测量

最大测量速度 V_{max} 与最大深度 d_{max} 的关系为 $V_{max} \cdot d_{max} \leq c^2/8f_0$ (常数)

所以探测深度越深,则可测的速度范围便越小,两者互相制约。

第二节 彩色血流显像

一、彩超发展历史与临床应用(从略)

二、彩色血流显像原理

1. 彩色多普勒是使用一种运动目标显示器——MTI法,检测血细胞的动态信息,并根据

血细胞的运动方向、速度、分散情况,调配红、蓝、绿三基色,变化其颜色亮度,叠加在二维灰阶图像上的彩色血流图。

MTI 是彩色血流显像核心技术之一。

MTI 的滤波特性好坏与彩色显像质量直接相关。从接受到的回声,只分离出血流信号成分,而滤去非血流信息(心室壁,瓣膜)。当用于 TDI 时,作用正相反。

2. 自相关技术也是彩超的重要技术之一。它用于分析血流信号相位差,并将两个相邻的回声进行复数相乘,再经 A/D 转换成数字信号进行运算。

为了形成二维彩色血流图,保证显像质量,每帧图像应有 32 条采样线,每条采样线有 256 个采样点或 64 条采样线,每条线上 128 个采样点。

3. 血流分散 分散是表示血流的紊乱情况(显示红细胞速度,方向的分散情况),当血流为层流时,红细胞以基本的恒定速度朝大致一样的方向移动,当血流处于乱流状态时,红细胞的移动速度,方向皆不相同,这就有必要显示“分散”,它正好对应于频谱多普勒的频带宽度。频带窄等于分散范围小,频带宽等于分散范围大

4. 彩色显示 经过 MTI 滤波器后测出的红细胞运动的动态信息,有方向、速度、分散三个因素组成

(1)彩色血流的特点是 血流方向朝向探头,显示红色;血流方向背向探头,显示蓝色;出现血流紊流时,以红蓝混合色表示。

当高速血流超过最大显示频率范围时(尼奎斯特频率极限),将出现与 PW 频谱同样的折返现象。折返现象表现为几种色彩的套叠,如同炽光的光焰色。

(2)二维彩色血流图每帧采样点可达到 64×256 或 32×512 个,采样点多,能提高信噪比及敏感度。

(3)彩色显像的角度范围一般从 $30^\circ \sim 90^\circ$ 选择,角度大则成像速度降低,帧频下降;检查血流的深度与彩色显像帧速度也有关,增加深度将减少帧数。

所以彩色血流显像的帧速率与采样点数,角度大小,探测深度是相互制约的。在实际临床应用时注意到这点是必要的。

当其相互间的矛盾解决得越好,这说明该彩超设备的技术水平越高,而彩色血流显像必须要保证一定的帧速度率,最低可视帧频不能少于 $10 \sim 12$ 帧/s。

(4)在常规的 PAL,NTSC 制式的监视器显示中,必须和电视同步扫描,超声显示的帧数必须是 50 的约数,否则即为非同步扫描,将造成不稳定。

5. 彩色显像的局限性 彩色显像与 PW 同样,存在类似的问题;显示深度受脉冲频率影响;减少脉冲频率最大速度又受影响;增加角度,每秒的成像速度也受影响。

6. 其他

(1)彩超仪器有多种专门显示血流的彩色标尺(coler bar 或 coler map),常用的有速度、方差、功率方式。

(2)彩色血流显像可表示血流的存在,血流速度和方向及血流性质等,属于间接转换的二维显示方式。

(3)彩色多普勒能量图(CDE),不受声束与血流夹角的影响,不存在折返现象,它与血流中红细胞的浓度(数量)有关,对于低速血流灵敏度高,可更理想地显示血流的空间分布。CDE

不能表达血流的速度和方向。

第三节 彩超、伪彩

一、彩色基础(从略)

二、彩超——彩色多普勒血流显像(CDFI)

用实时彩色显示血流方向,血流速度,血流分散;

在血流接近超声波束时(“近”流)用红色表示血流方向;

在血流远离超声束时(“远”流),用蓝色表示血流方向;

多普勒频移的大小(流速)用不同强度的颜色色调表示;

多普勒频移分散(湍流)用绿颜色与红、蓝混合色表示。

当血流速度增快,流量大,彩色多普勒成像的敏感度也提高。

三、伪彩——灰阶到彩色变换

对二维灰阶图像进行彩色编码处理,用于彩色增强——即伪彩,可以提高图像的分辨力,丰富影像层次,增加实感,提高B型超声对病理组织变化的可视度。

所以“彩超”主要对血流,“伪彩”主要对灰阶图像,即把不同等级的灰度变换为某种颜色——灰阶到彩色变换。两者是不同的概念,应用领域亦不同,所以彩超与伪彩完全不同。目前众多彩色血流显像仪均带有以灰阶为基础的“B”彩,其作用是增强显示图像的边界分辨力。

第四节 血流动力学基础(从略)

(袁光华 程克正)

第三章 超声仪器

第一节 超声探头

一、压电换能器

超声探头的核心是压电晶体或复合压电材料。

为了向人发射超声波,并将经组织界面反射回来的信息转换为图像信号,能完成这功能的器件就是超声换能器。

当在晶片上加一机械振动时,则此时晶片材料将产生电荷——将机械能转变为电能,这种效应称为正电压效应,当在晶片上加一交变电信号,则此材料将产生与交变信号同样频率的机械振动——将电能转变为机械能,这种效应算为逆压电效应。

产生超声波是晶体的逆压电效应。或泛称为压电效应。

二、超声探头的种类与临床应用

线阵探头、凸阵探头——主要用于腹部、妇产、外围血管;

扇形扫描探头——主要用于心脏;

环阵扇形探头——主要用于腹部;

探头是超声仪器的重要部件,使用时应避免探头摔打,牵拉导线,用不带腐蚀性的清洁剂擦洗探头残余耦合剂,仪器不用时应冻结图像。

三、探头频率与振子

单频探头 探头的标称频率(如 3.5 MHz),为发射时振幅最强的频率。
也是探头的工作频率。

变频探头 通过面板控制,对同一探头可选择 2~3 种频率
(如 3.5 MHz, 5.0 MHz)——探头频率可变。

宽频探头 发射时:有一很宽的频带范围,如 2~12 MHz
接收时:分三种情况

(1)选频接收 在接收回声中选择某一特定的中心频率,保证能达到所要求的诊断深度,尽可能选择较高频率的回响,以获得最佳的图像质量。

(2)动态接收 在接收时,随深度变化选取不同的频率,近场取高频,中场取中频,远场只保低频,达到好的分辨力和好的穿透力的要求。