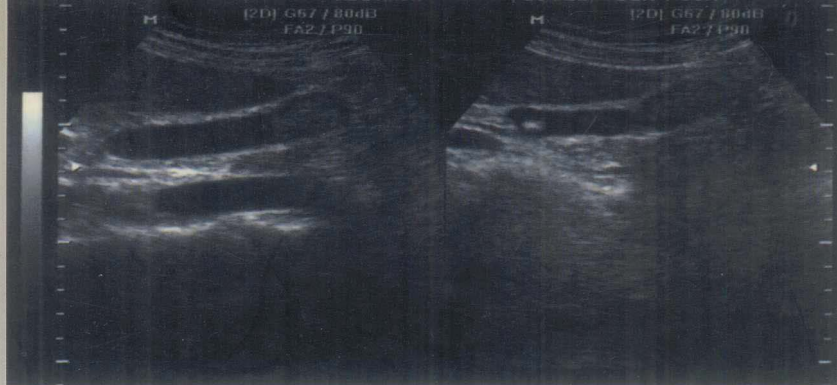
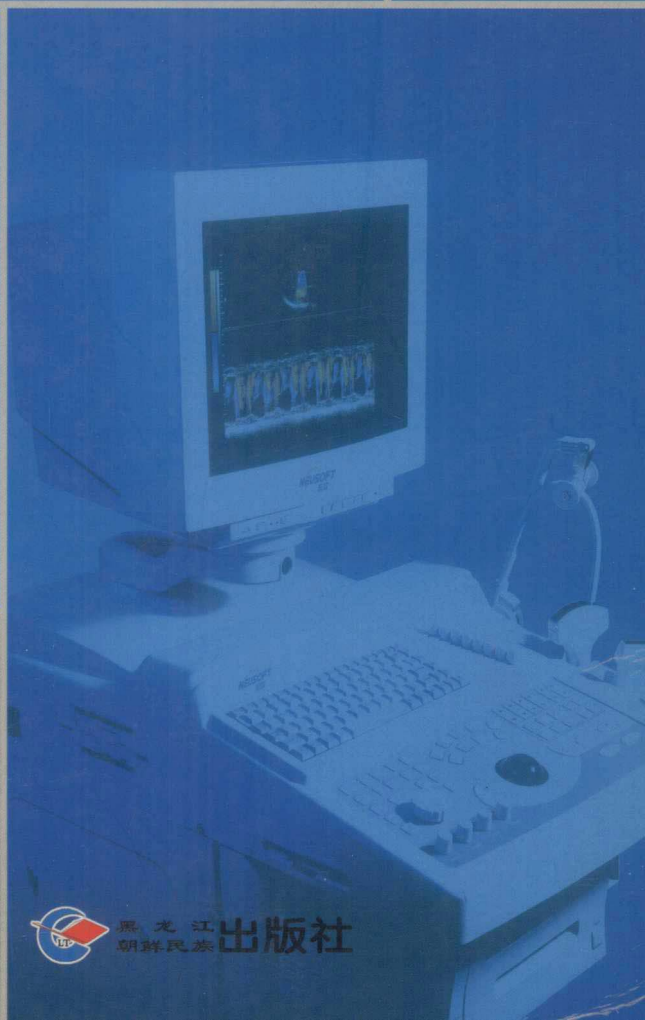




实用超声诊断学

李彩娟 主编

SHI YONG CHAO SHENG ZHEN DUAN XUE



黑龙江出版社

实用超声诊断学

主编 李彩娟

黑龙江朝鲜民族出版社

图书在版编目(CIP)数据

实用超声诊断学/李彩娟主编. —牡丹江:黑龙江朝鲜民族出版社,2004.4
ISBN 7-5389-1183-9

I. 实... II. 李... III. 超声波诊断 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2004)第 032764 号

书 名/ 实用超声诊断学
主 编/ 李彩娟
责任编辑/ 姜贤模
责任校对/ 宋纪文
封面设计/ 咸成镐
出版发行/ 黑龙江朝鲜民族出版社
印 刷/ 牡丹江书刊印刷厂
开 本/ 787×1092 1/16
印 张/ 21
字 数/ 550 千字
版 次/ 2004 年 4 月第 1 版
印 次/ 2004 年 4 月第 1 次印刷
印 数/ 1-1 000 册
书 号/ ISBN 7-5389-1183-9/R·61
定 价/ 38.00 元

(如印装质量有问题,请与本社发行部联系调换)

《实用超声诊断学》

编 委

主 编 李彩娟

副主编 常建东 单叔煤

编 委 (以章节先后为序)

李彩娟 (牡丹江医学院红旗医院)

赵毅玲 (牡丹江医学院红旗医院)

单叔煤 (牡丹江医学院红旗医院)

牛翠菊 (牡丹江林业中心医院)

姜春艳 (柴河林业局职工医院)

李玉满 (广东佛山市顺德第一人民医院)

秦翠丽 (齐齐哈尔市和平医院)

李英斌 (牡丹江市第一人民医院)

李雅杰 (加格达奇铁路医院彩超室)

张湘菊 (牡丹江市妇产儿童医院)

李云娟 (富锦市中心医院)

梁 颖 (牡丹江市第二人民医院)

杜淑琴 (牡丹江市第二人民医院)

刘 秀 (牡丹江市第二人民医院)

常建东 (牡丹江医学院红旗医院)

目 录

第一章 超声诊断的基础和原理	李彩娟(1)
第一节 超声诊断的物理特性	(1)
第二节 超声显示的方式及意义	(9)
第三节 腹部超声检查的方法学	(11)
第二章 心脏	赵毅玲 单叔煤(15)
第一节 心脏超声解剖	(15)
第二节 心脏超声探测方法	(20)
第三节 心脏瓣膜病	(24)
第四节 先天性心脏病	(31)
第五节 心肌和心包疾病	(41)
第六节 冠状动脉粥样硬化性心脏病	(47)
第三章 外周血管疾病	牛翠菊(53)
第一节 颈部动脉疾病	(53)
第二节 颈部静脉疾病	(59)
第三节 上肢动脉疾病	(61)
第四节 四肢静脉疾病	(63)
第五节 下肢动脉疾病	(67)
第四章 腹部血管	姜春艳(73)
第一节 腹部动脉	(73)
第二节 腹部静脉	(79)
第三节 门静脉系统	(81)
第五章 肝脏	李玉满(87)
第一节 肝脏超声解剖	(87)
第二节 肝脏扫查方法和正常声像图	(89)
第三节 局灶性肝病(肝占位性病变)	(91)
第四节 肝脏弥漫性病变	(98)
第六章 胆道	秦翠丽(107)
第一节 胆道的超声解剖	(107)
第二节 胆囊疾病	(109)
第三节 胆管疾病	(114)
第七章 脾	李彩娟(121)
第一节 脾超声解剖	(121)

第二节	超声扫查方法和正常声像图	(121)
第三节	脾超声测量和正常值	(122)
第四节	脾疾病	(123)
第八章	胰腺	李彩娟(131)
第一节	胰腺超声解剖	(131)
第二节	胰腺的探测方法	(131)
第三节	正常声像图及正常值	(132)
第四节	胰腺炎	(133)
第五节	胰腺囊肿性病	(136)
第六节	胰腺肿瘤	(138)
第九章	泌尿系统疾病的诊断	李英斌 李雅杰(143)
第一节	肾脏超声解剖概要	(143)
第二节	肾脏超声检查技术	(144)
第三节	肾脏超声检查适应证	(146)
第四节	正常肾脏声像图	(146)
第五节	肾脏疾病	(148)
第六节	输尿管疾病	(156)
第七节	膀胱疾病	(157)
第八节	前列腺疾病	(159)
第十章	妇科疾病的超声诊断	张湘菊(169)
第一节	女性盆腔脏器的解剖及生理概要	(169)
第二节	正常女性盆腔脏器声像图及测值	(171)
第三节	妇科器官的超声检查	(172)
第四节	子宫疾病的超声诊断	(173)
第五节	卵巢疾病超声诊断	(177)
第六节	盆腔炎症的超声诊断	(180)
第七节	宫内节育器的超声检查	(181)
第十一章	产科超声检查	李云娟(183)
第一节	正常妊娠	(183)
第二节	病理产科的超声诊断	(187)
第十二章	浅表器官的超声诊断	梁 颖(197)
第一节	眼部疾病的超声诊断	(197)
第二节	甲状腺疾病的超声诊断	(206)
第三节	乳房疾病的超声诊断	(213)
第十三章	经颅多普勒超声诊断	杜淑琴 刘 秀(217)
第一节	脑血管解剖	(217)
第二节	检测和分析方法	(221)
第三节	颈动脉病变的 TCD 检测	(230)
第四节	脑血管畸形与脑动脉瘤	(235)

第五节	锁骨下动脉盗血.....	(239)
第六节	经颅多普勒超声在颅脑损伤中的应用.....	(240)
第十四章	胃肠	李彩娟(245)
第一节	胃肠道的超声解剖.....	(245)
第二节	胃肠道的超声扫描和正常回声图像.....	(246)
第三节	胃部疾病.....	(247)
第四节	肠道肿瘤.....	(251)
第五节	其他肠道疾患.....	(253)
第十五章	后腹壁、肾上腺	李彩娟(257)
第一节	后腹壁的超声解剖.....	(257)
第二节	后腹壁的超声探测方法.....	(257)
第三节	后腹壁疾病.....	(258)
第四节	肾上腺的超声解剖.....	(260)
第五节	肾上腺的超声探测方法和正常声像图.....	(260)
第六节	肾上腺肿瘤.....	(261)
第十六章	介入性超声	常建东 单叔煤(263)
第一节	总论.....	(263)
第二节	胸膜腔、肺	(274)
第三节	肝脏和脾脏.....	(282)
第四节	腹膜腔、胃肠和腹膜后	(295)
第五节	泌尿、男性生殖系	(311)
参考文献		常建东 单叔煤(323)

第一章 超声诊断的基础和原理

第一节 超声诊断的物理特性

超声诊断:应用较高超声作信息载体,从人体内部获得几种声学参数后,形成图像、曲线或其他数据,用以分析临床疾病做出诊断的一种方法叫超声诊断。

一、超声波的定义

指频率超过 2 万赫兹,即超过人耳听阈高限的声波。

诊断用的超声波率为 1——20MHZ

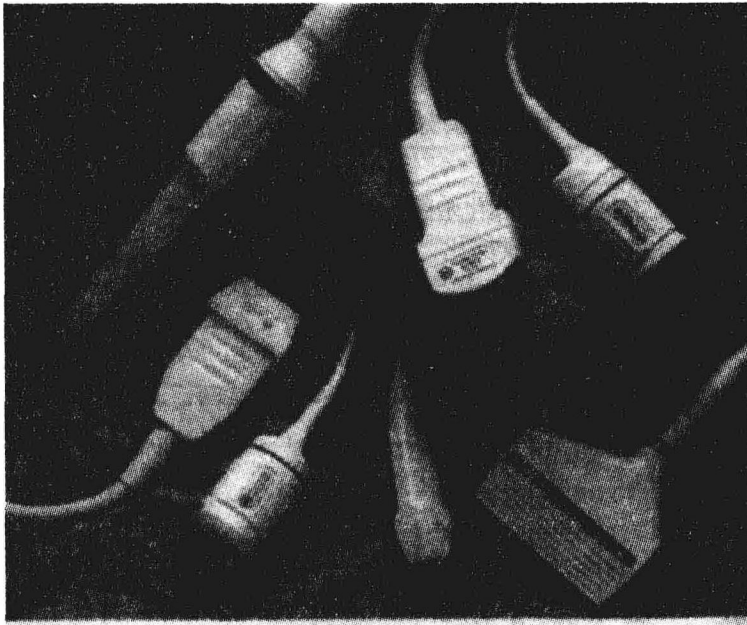
最常用者在 3MHZ——10MHZ

二、声源、声束、声场与分辨力

(一)声源:能发射超声波的物体称为声源。超声波的声源即探头。

超声波的产生及其诊断疾病的原理:

超声波是由探头产生的,探头也称换能器。这是因为探头可把声能转化为电能,同时又能把电能转化为声能。探头通常采用压电陶瓷材料制成。(图 1—1—1)



(图 1—1—1)

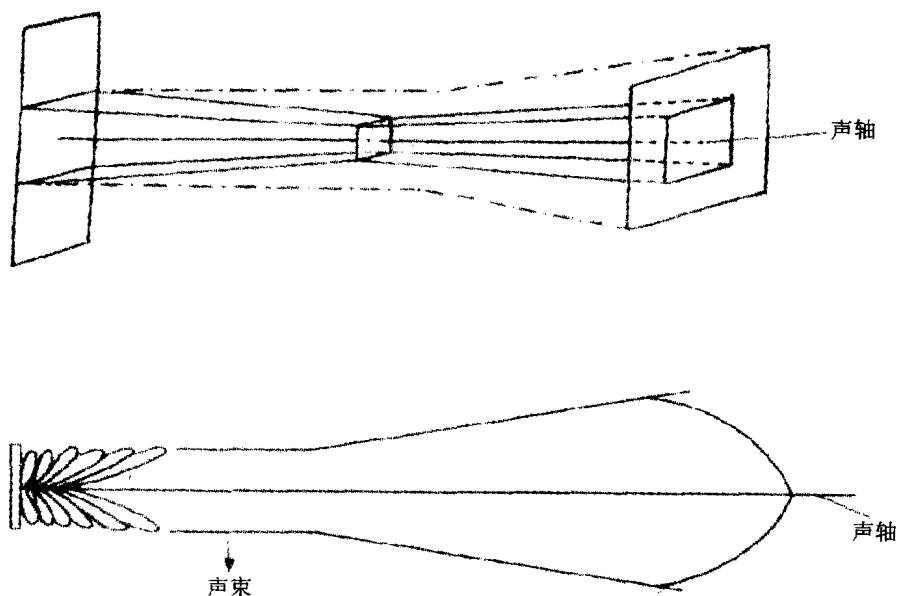
当给探头(压电陶瓷)接电脉冲(电能)后,转发声脉冲,即探头产生了超声波(声能)。超声波进

入人体后产生反射、散射(声能)等,又被探头接受后转发电脉冲(电能),电脉冲经主机的放大处理后,以图像、曲线、频谱等形式显示在示波屏上,通过分析示波屏上所反映出来的信息是正常还是异常,从而达到诊断的目的,这就是其诊断疾病的原理。

(二)声束:是指从声源发出的声波,一般它在一个较小的立体角内传播。

声轴:声束的中心轴线称声轴,它代表声源发出声波后其传播的主方向。

束宽:声束两侧边缘间的距离叫束宽。(图 1—1—2)

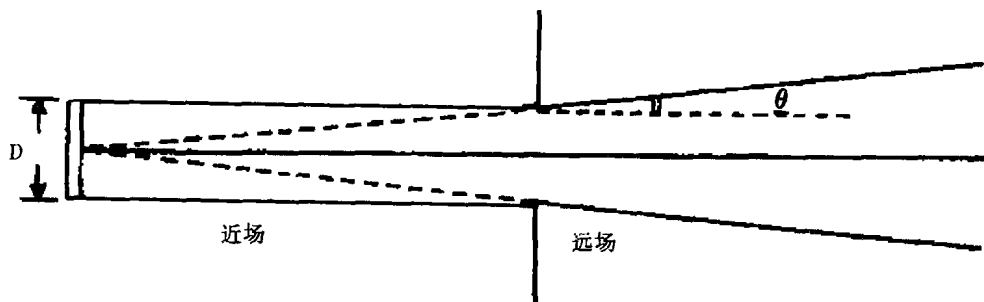


(图 1—1—2)

(三)声场:

1. 近场 在邻近探头的一段距离内束宽几乎相等,称为近场,声束宽度各处不等,此区内声强高低起伏。

2. 远场 近场的远方为远场,声束开始扩张,远场区内声强分布均匀。近场区的长度(L)与声源半径(r₂)成正比与超声的波长(λ)成反比。(图 1—1—3)



(图 1—1—3)

$$L_{mm} = r^2 / \lambda = r^2 \cdot f / C \quad C \approx 1.5 \times 10^5 \text{ mm/s}$$

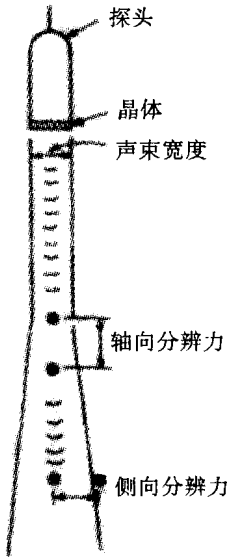
以圆形晶片为例近场的声束呈圆柱形,远场呈圆锥形,远场声束扩散程度的大小亦与声波的半径 r (直径 D)及超声波的波长有关。

用 θ 代表半扩散角

则 $\sin\theta = 1.2 \lambda / D = 0.61 \lambda / r$

显然 θ 角愈小,声束扩散愈小。

声束的聚焦:平面型声源无论在近场、远场声束均较宽,故采用聚焦技术使声束变窄,提高分辨力。



(图 1-1-4)

(四)分辨力(resolution power)

分辨力为超声诊断中极为重要的技术指标,可分为两大类:基本分辨力及图像分辨力。

1. 基本分辨力 指单一声束线上所能分辨两个最小目标的能力。基本分辨力又分三类:

(1)纵向分辨力:(轴向分辨力)指沿声束轴线方向上能分辨两个最小目标的能力。轴向分辨力的优劣影响目标在深浅方向上的精确度。纵向分辨力一般为 1mm ($3 \sim 3.5\text{MHz}$)。

(2)侧向分辨力:指在与声束轴垂直的平面上,在探头长轴方向上能分辨两个最小距离的能力。声束越细,侧向分辨力越好。

(3)横向分辨力:(厚度分辨力)指在与声束轴垂直的平面上,在探头短轴上的分辨力。厚度分辨力与探头在厚度方向上声束的宽度有关。

超声切面图像是一个较厚断面信息的叠加图像。厚度分辨力越好,图像上反映组织切成的情况越真实。

2. 图像分辨力 是指构成整幅图像的目标分辨力。这种分辨力由 1985 年首先提出,它包括:

(1)细微分辨力:用以显示散射点的大小。细微分辨力与接收放大器通道数成正比。而与靶标的距离成反比。故先进超声诊断仪采用 128 独立通道的发射—接收放大器,获得 -20dB 的细小光点的细微声像。

(2)对比分辨力:用以显示回声信号间的微小差别。一般为 $-40 \sim -60\text{dB}$ 间,而 -50dB 更较适中。

3. 多普勒超声分辨力 指多普勒超声系统测定流向、流速及与之有关方面的分辨力。

(1)多普勒侧向分辨力:与基本分辨力相同。系在与声束轴线垂直的平面上,在探头长轴方向上的分辨力。于声束聚焦区, 3MHz 应在 $1.5 \sim 2\text{mm}$ 间, 5MHz 应在 $1 \sim 1.5\text{mm}$ 间。

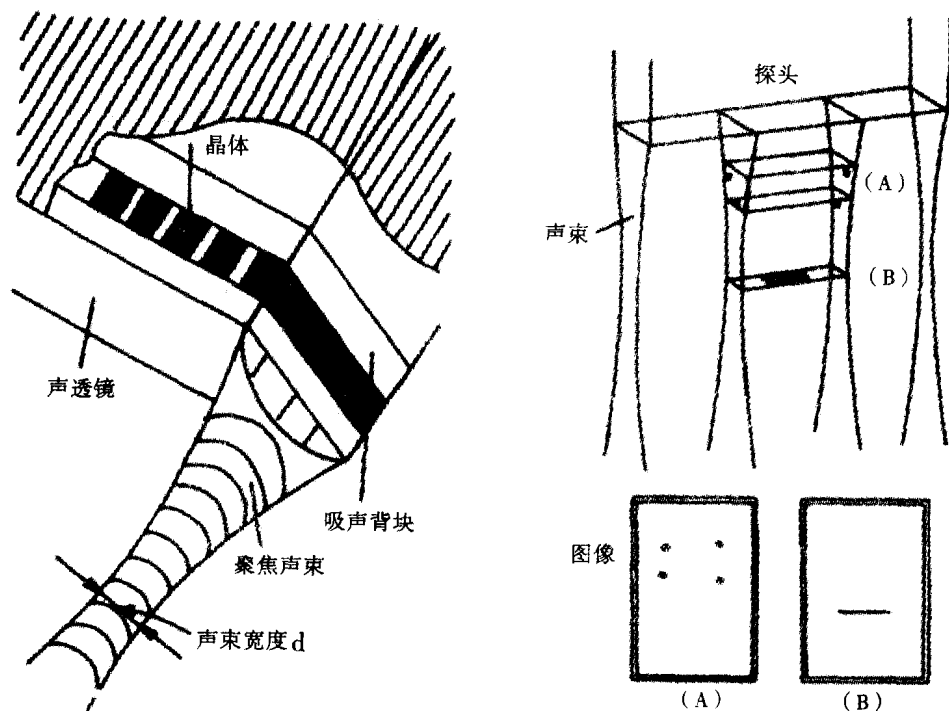
(2)多普勒流速分布分辨力:指在声速轴线上,于距离选通门的取样区内,在瞬时内能对各种不同流速的血流同时处理、显示的能力。在声谱图上再现为谱宽及灰度分布。

(3)多普勒流向分辨力:指在声速轴线的距离取样区内,能敏感地显示血流方向的能力。有时在一瞬间,可同时存在两种相反方向的流向。则应在声谱图曲线上表现为同一时间零基线上下同时呈现的流速曲线。

(4)多普勒最低流速分辨力:指在脉冲式多普勒系统中,能预测出最低流速的能力。一般, $4 \sim 5\text{MHz}$ 多普勒超声低流速分辨力应在 $3 \sim 10\text{mm/s}$ 间。

4. 彩色多普勒分辨力 彩色多普勒系统是将血管(心脏)腔内的血流状态用彩色标并完全重叠在实时灰阶声像图上。彩色多普勒分辨力分为两类:

(1)空间分辨力:指彩色血流信号的边缘光滑程度以及这种彩色信号能在正确解剖学的管腔内显示的能力,还包括能同时正确地在空间清晰显示几条血管中血流方向、流速及血流状态的能力。



(图 1—1—5)

(2)时间分辨力:指彩色多普勒系统能迅速地反映实时成像中不同彩色及彩色谱的能力。时间分辨力即反映心动周期中血流的不同位相的能力。

三、人体组织的声学参数

1. 密度(ρ) 指单位体积内某种物质的含量,密度的单位为 mg/cm^3 各种组织、脏器的密度是声阻抗的基本组成之一。

2. 声速(C) 声波在介质中的传播速度 m/s

$$C = \lambda \cdot f$$

声速的大小还与介质的弹性模量及介质的密度有关。

$$C = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad \text{只要介质一定, } C \text{ 为一常数}$$

超声波在各种组织中的传播速度不同,

一般为: $C_{\text{固体}} > C_{\text{纤维组织}} > C_{\text{软组织}} > C_{\text{液体}} > C_{\text{气体}}$

超声波在空气中的传播速度为 332m/s

生理盐水中传播速度为 1534m/s

骨骼中传播速度为 3360m/s

人体软组织传播速度为 1540m/s

结论:(1)介质中的声速只与介质本身有关,与频率无关。

(2)相同频率的超声波在不同介质中其波长不同。

(3)在同一种介质中波长与频率成反比,频率越高,波长越短。

3. 声阻抗 (acoustic impedance) (Z):为密度与声速的乘积。

$$Z = \rho \cdot C \quad \text{单位 mg/cm}^3/\text{s (端利)}$$

声阻抗是超声诊断中最基本的物理量,超声中各种回声显像均主要由于声阻抗造成。

$Z_{\text{固体}} > Z_{\text{软组织}} > Z_{\text{液体}} > Z_{\text{气体}}$

超声波在气体中的声阻抗为 $0.000428 \times 100000 = 42.8$

软组织中的声阻抗为 1.524×100000

颅骨中的声阻抗为 5.570×100000

4. 界面特性 两种声阻抗不同的物质接触在一起时,就形成一个界面,超声波在介质中传播时,由于不同介质的声阻抗不同,在它们的分界上就可以产生反射、折射。

大界面:接触面的尺寸 $>$ 波长的界面

小界面:接触面的尺寸 $<$ 波长的界面

四、人体组织对入射超声波的作用

(一)反射:超声波通过两种声阻抗不同的介质时,其声阻抗只要大小 $1/1000$ 就可在两种介质的分界面上产生反射。

反射使入射能量中较大部分向一个方向折返。

大界面反射遵守 snell 法则即(1)入射波与反射波在同一平面内;

(2)入射角 = 反射角;

(3)入射波与反射波分居法线两侧。

反射波的大小与两种介质的声阻抗差成正比即声阻抗差越大,反射越强。声阻抗差越小,反射越弱。声阻抗差为零,两种介质分界面上即无反射产生。

(二)折射:当超声束通过界面时,除一部分声能被返回到第一种介质中,另一部分将穿过第一种介质,进入第二种介质中,这种传播方式叫折射。

a 垂直入射界面:折射声束方向不变。

b 非垂直入射界面:折射声束方向改变。

偏离方向的大小用折射角表示,折射角为折射声束与法线之间的夹角。

(1)从慢声速的介质 $\rightarrow$ 快声速的介质 $\rightarrow$ 折射角大

(2)从慢声速的介质 $\rightarrow$ 快声速的介质 $\rightarrow$ 折射角小

(三)全反射:

条件(1)第二种介质的声速 $>$ 第一种介质的声速,即从慢声速的介质 $\rightarrow$ 快声速的介质其折射角大于入射角。

(2)入射角 $>$ 临界角时,折射声速完全返回至第一种介质,称全反射。

临界角:当入射角增大至某一角度时,可使折射角为 90° 即声束与界面平行,此时的人射角为临界角。

(1)全反射不遵守 snell 法则 入射角 = 反射角。

(2)全反射不能使声束进入第二种介质中,该区因“失照射”而出现“折射声影”此为伪象之一(侧后折射声影)。全反射常发生在圆形脏器或病灶的侧后方。

(四)散射:超声波传播过程中遇到直径远远小于波长的界面($d \ll \lambda$)时,小界面先吸收能量,然后再向各个方向辐射,这种传播方式叫散射。能产生散射的物体叫散射源,人体内的散射源有:

红细胞——产生多普勒效应的基础。

脏器内部的微细结构——研究内部结构的基础。

(五)绕射:当超声波遇到直径等于1—2波长的界面时超声束将绕过此界面向前传播。

(六)超声波的衰减:超声波在介质中传播时,声能随距离的增加而减少,这种现象叫超声波的衰减。

衰减因素:1.入射声能的反射及散射,使折射声能减少。

2.远场声束的扩散使单位面积上声能减少。

3.人体软组织对超声波的吸收(介质的粘滞性、导热性)。

4.超声波衰减与探头频率成正比。

频率越高,衰减越大,穿透力越浅(小)。频率越低,衰减越小,穿透力越深(大)。

由比可知:表浅的器官——用频率高的探头。深在的脏器——用频率低的探头。

衰减现象在超声诊断中是普遍存在的,因此在仪器设计时常使用深度增益补偿(DGC)调节,使声像图深浅均匀。

(七)会聚:声束在通过圆形低声速区后,可使声束会聚,液性囊肿或脓肿的后方可使声束会聚后逐渐收缩、变细,呈蝌蚪尾征。

(八)发散:声束在通过圆形高声速区后,可致声束发散,实质性含纤维成分较多的圆形肿块后方可使是声束发散,呈八字形。

五、入射超声波对人体组织的作用

脉冲式超声通常可分为4种超声声强:

1.空间平均时间平均声强(SATAI) 2.空间平均时间峰值声强(SATPI)

3.空间峰值时间平均声强(SPTAI) 4.空间峰值时间峰值声强(APTPI)

其中空间峰值时间平均声强在生物效应中最重要。70年代曾建议SPTAI不得大于100mv/cm²但近年来发现即使SPTAI≤100mv/cm²的仍可使:

- 1.细胞分裂时姊妹染色体互换率增加;
- 2.使血小板计数增加并出现伪足;
- 3.使红细胞膜抗原松解及氧气结合力下降;
- 4.可使妇女提前排卵、胎儿出生体重低及儿童诵读困难等。

人体组织中对超声敏感者有:中枢神经系统、视网膜、视神经、生殖腺、早孕期胚芽及早孕。

原则:(1)每一受检切面上,其固定持续观察时间不应超过1分钟,并应往复检查,使进入靶区组织平均声能量下降。

(2)可允许相隔2~3分钟后再至先前感兴趣切面固定观察,其持续时间不应超过1分钟。

六、人体组织的声学分型

(一)无反射型(无回声):含液的脏器或病变,如胆汁、尿液、血液、胸水、腹水、心包积液等。

(二)少反射型(低回声):类均质的脏器或病变,如肝、脾、胰、肾皮质、胰腺癌、乳腺癌等。

(三)多反射型(强回声):结构较复杂的脏器或病变,如各种脏器的包膜、正常乳腺、肝癌、肾错构瘤等。

(四)全反射型:含气的脏器或病变,如胃肠道、肺等。该类超声检查常受到限制,因软组织与气体形成的分界面声阻抗极大,反射极强,几乎没有声束进入含气的脏器或病变。

同理:在超声检查必须使用耦合剂。

七、超声多普勒技术

(一)多普勒效应:(Doppler effect)

1842年奥地利一个学者天文学家、物理学家克里斯丁·约翰·多普勒首先发现,声源与物体之间任何一个发生相对运动时,音调、音频都会发生变化,由于这种现象是由 Doppler 首先发现的,这种现象被后人命名为 Doppler 效应。

Doppler 效应:超声束在介质中传播过程中,遇到运动的物体时,其接收频率将发生改变,其变化值与物体的运动速度有关,把这种频率发生改变的现象叫多普勒效应。

(二)Doppler 频移和 Doppler 方程

Doppler 频移:由 Doppler 效应所发生的频率的改变叫 Doppler 频移。

频移的大小是由许多因素决定的,可用 Doppler 方程表示:

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

f_o :声振源的发射频率

f_d :多普勒频移

V :被测物体的运动速度

D :声束与被测体间的夹角($\theta < 20^\circ$)

C :超声在介质中的传播速度

(三)Doppler—UCG 的原理

根据 Doppler 效应和 Doppler 频移来测定心脏和大血管中的血流情况,超声因频率高呈直线传播,当探查心脏、大血管时,遇到流动的红细胞时就产生散射,此时就产生 Doppler 效应及 Doppler 频移,我们通过频移的增减,可知血流的方向和血流速度。

由上式可知由 f_d 可知 V 的大小: $V = f_d \cdot C / 2 f_o \cos \theta$

频移的方向则反映血流的方向。

规定:凡频移在基线之上者表示血流对向探头流动。

凡频移在基线之下者表示血流背离探头流动。

(四)Doppler 检查的发射形成:有两种

1. 连续式:(continuous—wave—mode) (cw)在探头里有两个换能器,一个发射超声波,一个接收超声波。

优点:对声束线上所有的血管内血流均可获得回声,可测被检部位的最大血流速度。

缺点:无距离分辨力,不能区分深、浅血管中的速度,无定位诊断作用。

2. 脉冲式:(pulsed—wave—mode) (pw)在探头里仅有一个换能器,它间断地发射超声波,同时又在反射的间歇期接受返回来的声波,且有一个距离选通门控制(门深及门宽均可调)。

优点:仅对选通门所在的血管内血流进行分析,有距离分辨力及定位诊断作用。

缺点:不能测最大血流速度。

连续 Doppler 与脉冲 Doppler 的区别:

	连续式	脉冲式
距离分辨力	无	有
定位诊断	无	有
最大频移速度	不受限制	受限制

最大频移速度必须 $< 1/2$ 脉冲重复频率(指每秒钟发射的超声脉冲群的个数)。

(五)Doppler 检查的输出形式

1. 可闻信号 超声波通过运动的接收体之后所产生的频移改变(即频率的变化)一般在 400~

5000HZ 之间,这正在人耳的听域范围内,因此 Doppler 有声音显示。

2. 频谱显示 (频移—时间显示)

Doppler 频谱:用坐标图显示 Doppler 频移或血流分布状态的波形叫 Doppler 频谱。

频移(纵轴)—时间(横轴)—强度(矢状轴)

频谱上各参数的物理意义如下:

(1)横轴:代表时间 纵轴:代表频移 窗:无频移显示区

中间水平轴线:代表零频移线,又称基线;

在基线之上的频移为正:代表血流方向朝向换能器;

在基线之下的频移为负:代表血流方向背离换能器。

(2)频谱的幅值:表示血流速度的大小;

(3)频谱的灰度:表示某一时刻取样容积内速度相同的红细胞数目的多少。

相同速度的红细胞数目多,散射回声强灰度大(亮);

相同速度的红细胞数目少,散射回声弱灰度小(暗)。

(4)频谱的宽度:即频移在垂直方向上的宽度,表示某一时刻取样容积内红细胞速度分布范围的大小,指频移的宽度或速度分布宽度。

速度分布范围大、频谱宽,速度分布范围小、频谱窄。正常血流为层流,速度分布范围小、频谱窄;病变湍流时速度分布范围大、频谱宽。

频谱的宽度是识别血液动力学改变的重要因素。

Doppler 频谱的用途:

Doppler 频谱对心血管疾病的诊断很重要。

(1)可以测得血流的瞬时速度:可由 $V = fdC/2 f_0 V \cos \theta$ 得出;

(2)可以测得血流的方向:在基线之上或之下;

(3)可以定取样点血流的性质:是层流还是湍流,从而估测血流是否正常;

(4)可以求得动脉血流的射血时间的长短、血流速度上升的快慢、跨瓣压差、压力减半时间、估测瓣口面积等。

(六)血流的物理特性及频谱分析内容

1. 层流、湍流及涡流

(1)层流:在正常血流中红细胞以相当一致的方向和速度流动,这种流动状态的血流为层流。应用 Doppler—UCG 检测时,层流中运动方向相同、速度一致的红细胞所产生的 Doppler 频移的增减的大小也相同。

层流频谱的特点:频谱窄、包络线光滑、光点密集、中空、不充填。

可闻信号:为平顺的乐音。

(2)湍流:当血流通过狭窄的瓣口的射流、或瓣口有返流及间隔缺损时血液的分流等情况时,产生湍流,此时红细胞运动方向的速度不一致。用 Doppler—UCG 检测时,频移的增减也不相同(正负不一)。

湍流频谱特点:频谱宽、光点稀疏、包络线粗糙、内部充填。

可闻信号:粗糙的杂音。

(3)涡流:涡流本质上也是湍流,但红细胞运动呈多方向性、无规则运动,同时一部分红细胞朝向探头,一部分背离探头,因而得到双向湍流频谱。

2. 频谱分析的内容

多普勒技术诊断心脏、血管疾病,依赖于频谱识别,因此检查者对于正常人多普勒血流频谱和病人的频谱要有一个清楚的了解。

一般频谱分析的内容有四项:

- (1)时相(收缩期或舒张期)
- (2)频谱形态(频谱的宽度、光点分布、包络线、空窗等)
- (3)血流方向(基线之上或之下)
- (4)频谱幅值(最大血流速度)

(七)彩色多普勒血流显像(color Doppler flow imaging)

彩色多普勒血流成像是将二维彩色血流信息重叠显示于同一个二维灰阶图像的相应区域内,实际解剖结构与血流状态两种图像互相结合的实时显示。

1. 血流时相 彩色多普勒成像仪均有同步显示的心电图,当图像冻解后,根据心电图上时相位位置的不同了解心动周期不同时相的血流动态。对观察分流和返流有很大帮助。

2. 血流方向和彩色类别 血流的多普勒信号以正红、负蓝的伪彩色编码来显示,朝向探头的血流以红色表示,背离探头的血流以蓝色表示(湍流时加绿色),因此由彩色的类别可判断血流的方向。

3. 血流速度与彩色辉度 红细胞后散射频移的大小反映血流速度的快慢。用红蓝两色的辉度级来显示。流速越快,色彩越亮。流速越慢,色彩越暗,由彩色的亮暗可大致估计血流速度的快慢。

4. 频谱离散度与五色镶嵌图像 血流紊乱时,在同一取样容积内、同一瞬间内血流速度参差不齐,频谱的离散度大,湍流时混有绿色,当血流紊乱时,红蓝绿以及由它们混合而成的颜色共同形成五色镶嵌的花色血流。

5. 血流范围 二维彩色多普勒除能探测血流的性质、方向和速度外,还能观察血流的分布范围,在图像上显示某一血流的起止、长度、宽度和面积的大小等,有助于瓣膜返流、分流的估计。

频谱 Doppler 和 CDFI 的区别

频谱 Doppler

CDFI

优点:能进行精确的定量估计,如血流。

能了解血流的空间分布。

速度,瓣口面积及压力阶差等。

缺点:不能了解血流的空间分布。

不能进行精确的定量估计。

第二节 超声显示的方式及意义

一、脉冲回声式

脉冲回声式(pulsed echo mode)的基本工作原理为:①发射短脉冲超声;②接收放大;③数字扫描转换技术;④显示图形。根据工作及显示方式的不同,可分3型。

1. A型 为振幅调制型(amplitude modulation)。单条声束在传播途径中遇到各界面所产生的一系列的散射和反射回声,在示波屏时间轴上以振幅高低表达。即:示波屏的X轴自左至右代表回声时间的先后次序,它一般代表人体软组织的浅深(可在电子标尺上直读);而y轴自基线上代表回声振幅的高低。A型仪为单声束取样分析法,它不能形成直观图形。

2. B型 为辉度调制型(brightness modulation)。本型的基本原理为将单条声束传播途径中遇到的各个界面所产生的一系列散射和反射回声,在示波屏时间轴上以光点的辉度(灰度)表达。

B型超声诊断仪的完整含义为超声成像(或图像)诊断仪,它包括下列3个重要概念:①回声界面以光点表达;②各界面回声振幅(或强度)以辉度(灰度)表达;③声束顺序扫切脏器时,每一单条声束线上的光点群按次分布成一切面声像图。

3. M型 为活动显示(time-motion mode)其原理为:①单声束取样获得界面回声;②回声辉度调制;③示波屏y轴为时间轴,代表界面深浅;④示波屏x轴为另一外加的慢扫描时间基线,代表在一段较长时间内(数秒至数十秒)的超声与其他有关生理参数的显示线。

M型获得“距离—时间”曲线。以往用于诊断心脏病及胎动、胎心心律测定。

二、差频回声式

差频回声式(frequency shifted mode)的基本工作原理为:①发射固定频率的脉冲式或连续式超声;②提取频率已经变化的回声(差频回声);③将差频回声频率与发射频率相比,取得两者间的差别量值及正负值;④显示。

根据工作及显示方式的不同,可分2型:

1. D型(Doppler mode)为差频波形。单条声束在传播途径中遇到各个活动界面所产生的差频回声,在x轴的慢扫描基线上沿y轴代表其差频的大小。通常慢扫描时基线上方显示正值的差频;而其下方显示负值的差频。D型又可分为两种亚型:①连续波式;②脉冲选通门式(range gated)。

2. D型彩色描绘(Doppler color flow mapping)(CFM,CDFI)近来获得快速发展。通常用自相关技术以迅速获得一个较大腔室或管道中的全部差频回声信息,然后予以彩色编码显示。一般要求为:(1)彩色分离:通常用红—黄色谱代表一种血流方向;蓝绿色谱代表另一种方向。并用红色表示低流速,愈往黄色,流速愈高,最高流速为亮色;以蓝色表示另一方向的低流速,愈往绿色,流速愈高,最高流速为白色。(2)彩色实时显示:用以追踪小血管行径。

三、时距测速式

时距测速式为另一原理的超声彩色血流流速成像。它不用多普勒原理,而直接用短脉冲超声测定一群红细胞在单位时间内所流动的距离,从而算出流速。用彩色编码后显示血流的彩色流动。本法能获得连续的瞬时(每10ms)流速冲面及血管内径,故可用超声计算符合正确理论要求的血管内血流量。

四、非线性血流成像

应用血液中注射超声造影剂(大量微气泡群)对入射超声产生能量较大的二次谐波,二次谐波的频率为发射超声中心频率的2倍。提取二次谐波的信息成像可实时显示血管中造影剂的流动,液流图像特别清晰。亦即可用以观察脏器内血管分布,研究有关疾病中正常或异常血供。谐波本身由于超声的非线性效应产生,故名为超声非线性血流成像。

五、其 他

超声诊断中还有其他各种显示方式。如:

1. C型显示 C-mode,为等深(constant depth)显示技术;

2. F型显示 F-mode,为可变切面式(flexible)显示技术;

3. 三维显示 three-dimensional display,为程序连结的B型切面中空间信息的立体组图;

4. T型显示 T-mode,属穿透超声,如X线摄片的原理;

5. 超声CT(ultrasound computed tomography),以X线CT原理用于超声,作声速重建或衰减重建图;