

腹部B型超声诊断讲义

中华医学会甘肃分会
甘肃医药公司器械商店

1983年

前 言

超声诊断是一门发展较快的临床无损伤性检查方法，在医学成象技术中很受患者欢迎。其中B型仪器近几年已大量用于临床，在国内也逐渐普及，并于83年全国超声诊断专题会议上订出了我国的正常值（草案）。我省由于各种原因开展较晚，各科医生尚不完全了解这种诊断方法，有关这方面中文书尚未见出版发行；因此，为适应这一情况，我们参考了外地资料，编译这本讲义供大家参考，由于经验少，时间仓促，错误之处甚多，望阅者指正。

我科王松筠、杨本纯、朱仁芳等同志帮助抄写，在此表示感谢。医药公司器械商店大力支持资助，促成讲义早日脱稿。总之，大家都是为了提高我省医疗水平这一共同目的，贡献各人的力量，使我们受到很大鼓舞。

由于条件限制，本讲义附插图在书后，声象图可参考兰州幻灯厂发行的“腹部B型超声诊断”（妇产科、肝、胆、腹）幻灯片，两者配合可加深理解。

本讲义的责任编辑为：陈化民、杨佩珠。

兰医一院理疗科 1983年7月

目 录

第一章 超声B型诊断的物理基础	1
第二章 超声成像	4
第三章 B型诊断中的一些名词	10
第四章 超声图象的记录	13
第一节 胶片拍摄图象	13
第二节 一次成相记录	14
第三节 多幅照相	15
第四节 磁带录像	16
第五章 肝的B型检查	20
第一节 探查方法	20
第二节 正常肝脏	21
第三节 正常脾脏	22
第四节 肝硬化腹水	23
第五节 原发性肝癌	24
第六节 肝脓肿	26
第七节 肝囊性病变(肝囊肿、多囊肝、肝包虫病等)	26
第六章胆道疾患的图象诊断	28
第一节 正常胆道的检查与图象	28
第二节 胆道正常声象图	29
第三节 常见胆道疾病的诊断	29
第四节 胆道蛔虫病的声象图	33
第五节 阻塞性黄疸的鉴别诊断	33
第七章 胰腺疾病的超声图象诊断	36
第一节 胰腺的解剖	36
第二节 探测方法	36
第三节 正常声象图	37
第四节 胰腺囊肿	37
第五节 胰腺囊腺瘤	38
第六节 胰腺癌	39
第八章 泌尿疾病的超声图象诊断	41
第一节 探测方法	41
第二节 正常肾脏	42
第三节 肾积水	42
第四节 肾囊肿	43
第五节 多囊肾	43

第六节	肾肿瘤	44
第七节	肾定位	45
第八节	肾下垂	45
第九节	肾周围脓肿	46
第九章	膀胱和前列腺疾病的超声图像诊断	47
第一节	正常膀胱	47
第二节	膀胱容量和残余尿的测定	47
第三节	膀胱肿瘤	48
第四节	膀胱结石	49
第五节	前列腺疾病的超声诊断	49
第十章	产科超声显象诊断法	51
第一节	仪器和探测方法	51
第二节	正常声象图	51
第三节	正常妊娠	53
第四节	多胎妊娠	54
第五节	病理妊娠声象图	55
第六节	其他	59
第十一章	妇科疾病超声图像诊断	62
第一节	子宫肌瘤	62
第十二章	腹部包块的超声图象诊断	64
第一节	探测方法	64
第二节	腹部常见包块的原因和性质	67
第三节	前腹壁肿块的超声显像诊断	67
第四节	腹壁内肿块的超声显像诊断	69
第五节	腹膜后肿块的超声显像诊断	71
第六节	盆腔肿块的超声显像诊断	72
第七节	急腹症时的超声显像诊断	73
第八节	常见腹部肿块的鉴别诊断	74
附录一、人体脏器超声显象探测方法和正常值标准（草案）		
第一	眼科超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第二	切面（二维）超声心动图探测方法和正常值标准（草案）	
第三	肝脏超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第四	胆囊超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第五	胰腺超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第六	胃的超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第七	脾脏超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第八	肾脏超声显象探测方法和正常值标准（草案）	
第九	子宫超声显象探测方法和正常值标准（草案）	

第一章 超声B型诊断的物理基础

一、近场与远场

超声探头的每一晶片其实是由许多的声源点所组成,从每一小点发出球面形波,各小点发出的球面被其波长相等,在一定方向上很多球面波叠加起来,为声场能量最大值处,将此现象称为叠加原理(Huygen's原理)近场能量就是这些叠加形成。同时也产生干涉波,在探头表面中央沿波轴向前传播。

叠加示意图,1为第一次球面波的叠加,1前波形成第二次声源,向前产生二次叠加依此类推,波前之间距离等于波长,在换能器近端的超声场(束)呈圆柱形,其大小约与换能器直径相等这部分称为近场(Fresnel区),在近场这区中不同距离处的声场分布与声强度均不同,近场区长度(L) = $\frac{R^2}{\lambda}$ (R为声源半径)

例如探头直径为13.125毫米,频率为3兆赫,则近场长度 $\frac{R^2}{\lambda} = \frac{43.06641}{0.51333} = 83.8957$ 毫米。

在近场的远端,超声束因扩散角而扩散,故称为远场(Frunhofer区)。

电子实时扫描大多数在近场内显示,少数机械式实时扫描仪器(如Vidoson773型国产北京朝阳仪器等)用水囊增加探头与皮肤间距离,使近场落在水囊内,故此属远场成象法。由于远场区声束扩散,故远场成象法必须使用聚焦声束以改善横向分辨率。

临床意义,在近场范围内声束最平行,反射界面最垂直于换能器,因此反射的声能较强,失真度小,在近场内的组织或脏器检查效果比较好。但近场在靠近探头的近端,由于发射等原因可存在盲区。在远端因有散射声束不平行,反射的声能较弱,横向分辨力差,失真度增大。为了减少远场的散射,近年来多改用聚焦式探头。为了使远场回声能清晰显示,可加大仪器的增益。

加大增益可同时使近场及远场的回声讯号都同时放大,结果近场回声又显得太强烈,萤光屏上光点太多,影响了整个图象的分析。为克服这一缺点近来很多仪器筑有“深度补偿”(有的称“时间增益补偿”TGC time gain compensation,有的称“电子距离补偿”electronic distance cormpensation)主要原理是用放大电能补偿衰减的远场声能,可以使近场回声收到控制,而远场回声感到增强。

二、TGC系统

(或STC Sensitivity time control灵敏度时间控制)时间增益补偿(TGC系统)是以衰减角度为依据,以时间(即深度)函数予以补偿。可使条件相同的病变在不同深度处获得甚为相似的图象便于对比。还可使深部的低回声提升显示出来,这是其优点。近来多数仪器把补偿曲线显示在示波屏上以便合理调节和作衰减的定量研究,目前控制补偿有两种方法①分段,②分区。分区又按近区抑制和远区提升(Fargain)组成。但是这样遮盖了深部组织对声衰减真实情况,反而造成图象的失真是其缺点。所以近来有的仪器对TGC系统有关掉不用的装置,有的仪器用动态滤波器法使接受机中心频率随声界面的深度而降低,起到补偿作用,提高深部成象效果。

三、探头聚焦:

非聚焦式探头声束其横向分辨率差, 其间噪音大, 组成图象的光点粗糙, 细小结构不易辨认、所以近年来多数已采用聚焦式探头, 根据聚焦方式可以分为:

1. 电子聚焦(electronic focusing): 利用电子延迟开关控制相阵产生声束聚焦的方法, 来提高横向分辨力。如相对延迟时间增加, 则焦距复短, 如相对延迟时间减少则焦距变长。利用这一方法连续改变焦距的方式称为动态电子聚焦。短轴聚焦(Short axis focusing)过去用光学几何聚焦(Geometrical focusing)是将探头面制成几何凹面, 成为有一焦距的聚焦探头。现在则改用电子方法聚焦, 聚焦面和上面的电子聚焦相互垂直。电子长轴聚焦可以分为球面型和非球面型二种, 均用电子相控制延迟法, 前者只有一个焦点, 后者在声轴中心线以上的不同深度均使声束聚焦。

2. 手动式接触复合型聚焦, 为单探头用声透镜或凹面晶片聚焦发射。

3. 多环形晶片聚焦。探头的晶片由大小多个圆环按同心圆形排列, 用相控延迟法, 使整个声轴道上均可获得聚焦效果, 多用于某些实时机械扫描, 焦区声束直径通常设计为2~3毫米左右。

四、复扫系统:

一般的实时B型(机械式及电子扫描式)在脏器受检面上, 任何一个点在一次成象中仅被声束扫查一次, 无交叉扫查过程称为“单扫描”。而在实时微角偏转成象系统中, 每个点均可被声束扫查三次。Octoson系统系将8个探头依次作扇型扫查, 每次每个探头作 0.05° 旋转; 每个受查点可被交叉的声束扫查8次。手动式探头全靠手法控制, 每个点受查的次数不等, 以上均属复扫描系统。

但是这种复扫描系统也有缺点, 由于受检点受扫查时间长短不一, 造成在改点信号的积累, 图象显示的辉度不均匀, 目前解决的方法有三种: ①启动式增辉, ②机械座标变速度反馈, ③峰值检测型显示。

复扫各种方法各有优缺点: 手动扫掠虽然扫查范围可大可小, 改变自如, 但每秒成象幅数少, 只适合静态脏器的成象。电子扫描线条密度只能有100~250条, 但每秒可成象20~30幅适合动态脏器成象。Octoson线条每幅可达4400~4800条, 成象好但每幅成象需要2秒, 亦不适宜于动态脏器。

各种B型成象往往都造成脏器或病灶两侧的折射或失落。衰减系数特别高或特别低的组织, 其后方可出现“声影”或“增强”(提升)效应, 如果用手法消失这种“衰减”“声影”或增强(提升)效应, 虽然图象清晰, 但却失去了某些诊断特征。

单 扫 与 复 扫 成 象 特 点 比 较

单 扫 (实时)	复 扫
1、边缘不完整, 圆形两侧有“失落”。	1、边缘更为完整“失落”现象消失
2、单线描绘	2、多线条积累的微细描绘
3、在一幅图象中一个点声束经过一次。	3、一幅幅象中一个点声束经过多次
4、有声影及“增强”效应	4、无“声影”及“增强”效应
5、有边缘折射效应	5、无边缘折射效应
6、轴向分辨率好	6、不论何处分辨率均好
7、侧向分辨率好	7、结构的确切定位
8、动作不会造成分辨率下降。	8、结构活动可使分辨率显著下降。

五、灰阶:

早期的超声成象用双稳态技术,显示阈值为-36~40分贝之间,所以图象只是脏器轮廓的显示线条。最近几年的仪器大都改用灰阶方法,按照回声强度分级,使脏器内组织结构显示出来,通常为10—14级最大可到30级以上,灰阶对回声振幅差别的比较和调节有重要作用,所以目前仪器均应加入,根据灰阶多少,可以认为该仪器对界面回声信息反映粗细的程度。通常血液均匀的组织(如脑)电子噪音等,约为100~140分贝,不需要显示,故压缩至零,以便加强对比度。

六、其他:

1. 停顿图,在实时成象中为便于观察,拍照、多设有停顿装置,但所摄取图象常不甚满意,这是因为停顿的信息量只有实时图中的一半。

2. 局部放大(zoom)目前多用数字式扫描转换器也有用真空管模拟扫描转换器的。放大有两种形式①写入式:可将选调图象放大1、2、4倍。②读出放大:可将选调图象放大2、4倍,各仪器有的两种都设计在内,有的只有一种。

3. 信息处理:分为两种①前处理:即视频放大以前的处理。包括抑制调节及回声前后提升系统等。②后处理:即视频放大级及其以后的处理。包括视频信息提升控制,灰阶分布(有的固定,有的可调)灰阶窗口选择,显示器的校正等。

第二章 超 声 成 象

超声成象是医学成象技术（如X线，放射性同位素等）中的一种。把人体内部脏器的二维（或三维轮廓）结构用超声原理显示出来的方法，成为目前医学临床受欢迎的非侵入检查方法之一，这一技术的发展有赖于基础理论的研究，仪器工程及电子学的研究，以及电子计算机及其他先进技术的应用。

超声成象和其他成象不同之处是X线及同位素等是将透过的各层组织因素叠加的图象，超声是使不同深度的组织分离显示。

B型图象自从60年代应用新医学诊断以来，其发展速度之快，是超过其他任何一种临床检查方法的，80年代已被一些放射学专家所重视，开始研究将超声技术引进到放射学诊断领域中去。所以我们假定认为A型脉冲技术是第一代，那么单探头慢扫切面显象是第二代，快速机械扫查是第三代，实时多晶体探头电子扫掠是第四代，用计算机处理图象的自动化切面显象为第五代，仅仅短短的十年时间就经过四代，可谓发展是快的。

超声从40年代开始研究以来，50年代初具规模进入70年代则发展最迅速，主要是数字扫掠，快速成象，从空间讲从一维（只在一个线上）到二维（面上）正进入三维（立体）。从时间讲，从慢速→准时速→快速（即时，实时）。从图象讲，从黑白→灰阶（目前已有64个）→彩色，从临床应用讲，鉴别物理性质→鉴别病理性质（如胎儿）→病变范围（目前可查出1 cm直径来）查脏器功能，从学术交流讲，国外有世界超声医学及超声生物学联合会（WFULB）二年开一次会，贺和井敏夫（日本顺天堂大学）会长。眼科超声世界医学学会（SYBUA）澳洲、日本等国都有超声医学联合会。

我国已在全国生物医学工程学会中设有超声医学工程学会包括仪器情报基础等研究。在理疗学会下设超声诊断学组，专门负责临床诊断，从75年以来，每2—3年召开一次全国性交流会，地区性会年年都有，全国已有12个省市成立了超声诊断学会，目前（中华物理医学杂志）作为理疗学会主办刊物，60%篇幅刊登超声文章。83年计划正式成立全国学会，作为二级学会。目前估计国内从事专职超声人员约5000多人，2万人从事这一工作，有A型仪器2万台以上，M型6000台以上，进口仪器不少，各个国家都有，但以日本aloka最多，国内产品中已有一些可以赶上aloka202，正如加拿大皇后大学White教授访华后，认为我国四大城市所用仪器比西方落后10年，但掌握仪器技能和作出的成绩并不亚于西方，对我国在A型方面发挥了最大效能表示赞赏。

一、发展简史：

自从1880年发现压电效应以来，1917年法国Langevin用电激法使石英产生振动，首创了超声幅射器，1942年Dussik首先把探场原理应用于医学诊断，1949年美国 Howny 及 Bliss完成了第一个二维成象系统，1954年Hovovy作出第一台复合扫描器，1958年Broun作成第一台接触式二维扫查器，1962年Kassoff完成一种水浴式扫查器，1964年wells制成第一台双关节型，接触式复合B型成象，1967年Ebina作成一种电动机传动的B型水浴扫查器，获得停幅的心脏断面图象。1968年Somon开始研究相控阵（Phased array）电子扇形扫掠，1968年和贺井提出灰阶法，1970年Eggleton作成食道内及体外心前区机械式扇形心

脏成象法, 1971年Bom用多晶片线阵扫描, 进行心脏实时显象。1971年Hokanson用多普勒显象法显示出血管内血液流动情况及管腔狭窄等。1972年Kossoff进一步用灰阶提高分辨力。1974年Nishimura等发展成具有实用意义的心脏断层图, 1976年Sham等制成手持式扇形机械扫描仪, 1976年White报道了颈动脉流速彩色成象。1977年Thurstone及Bopfir等报导在消除人为因素, 提高图象质量方面的经验。1979年是大丰收的一年, Carpenter等设计的多功能晶片实时成象法, 不但可作为一般的成象, 可见其中几组形成相控阵扇形图象, 向左向右作控角度偏转。Okujima等提出超声信号的宽带发射与接收来提高纵向分辨率, Green报导了SRI公司的Lome颈动脉实时成象。1980Yuta用信息处理, 数字扫描转换获得清晰图象。

用旋转相控阵探头获得双断面图形。吉州义博等报导两组多晶片成象系统配合。获得复合扫描成象的快速效果。谷升等用高速三维成象设备即时算出被测脏器容积。

二、目前诊断用的仪器、按成象技术可分为:

(一) 反射法:

1. A型: 称振幅调制型, 显示单声束界面的回声幅度, 国内产品较多, 但晶体管仪器性能不稳定, 加上没有统一的仪器标准, 所以缺点仍很多, 加上不带纸记录系统, 使用尚不能完全满意。

2. B型: 辉度调制型, 可显示组织结构平面图, 按扫描方式不同又分为三大类。

(1) 手动扫描: 用手持探头在体表移动而成象, 因速度慢故不是实时图象, 我国文革前上医及武汉电子研究所生产的ABP诊断仪即属此型。国外产品有记忆与冻结系统, 加上扇形扫描, 组成复合扫描, 有利于对静止脏器的仔细观察, dokassd—180BL型即属此型的改进。

(2) 机械扫描, 由马达带动探头旋转或摆动, 形成直线或扇形图, 有四种方式:

旋扫式: 用2至3个马鞍形凸面换能器等距离装在图盘上, 用马达带动每秒8转(一定要等速)。弧形声束通过抛物线形声反射镜变成直线, 经过水袋投射在被检查部位, 回声再经过原路回到声头(探头)获得接近实时图象, 缺点是检查区域小, 操作不方便, 每秒成象数较低, 闪烁现象明显。国内朝阳电子仪器厂是仿西德西门子Vidason745型, 但国外是三个探头, 朝阳是二个探头, 图象不清与国外产品差距较大。

摆动式: 由机械带动探头作扇形来回摆动, 是一种实时图象, 每秒可成象30帧。由于有多种聚焦探头分辨率较高, 价格也低, 探头面积小透声窗小的部位易于探查; 操作方便, 缺点是有噪音和振动, 探头易磨损漏油。我国朝阳、厦门, 武汉均有此类产品出厂。aloka 1105亦属此, 以上虽价廉但功能不全, 不能满足心脏检查的要求, 比较好的是美国ATL公司的Mark III系统, 其优点是:

(A) 探头每分钟转86—1124次, 既可观察慢速, 又可观察高速实时。

(B) 没有振动, 噪音, 探头寿命较长。

(C) 可同时显示A、B、M型。

(D) 有补偿系统。

(E) 带心电图音。

由于这类仪器价廉耐用, 易修理等优点, 所以在西方国家仍大量使用, 计算机控制的机械复式扫描典型代表是澳大利亚Kossoff教授领导制成的U、I、Octoson超声诊断仪, 采用

最先进的灰阶图象。由于有八个大探头，所以在人体传播速度快，信息丰富，分辨率高，取其中任一探头可作扇形扫掠，组成复式扫查，因为大面积的探头可增加接收效率，减少输出功率，总的不超过60焦耳，对人体不会造成损害，用计算机控制操作，不依赖人的技术，病人躺在一张水床上，通过小型计算机上下左右任意活动，并能得病案号，扫描位置，衰减器的读数，照片无显示记录，但图象是非实时的，只适宜于静止器官。

(3) 电子扫掠：探头由多晶片组成，用电子开关自动控制，可作线性与扇形扫查。

直线扫查：现代化的产品探头由200以上晶片组成分辨率高，用数字扫掠变换器，有丰富的灰阶，闪烁现象少用电视监视，用录象机的记录动态，有冻结系统便于及时分析照象和示教，可以分2或4阶段进行冻结，可将2到4个图象同时显示，还可将原来图象扩展可表示体位和探头位置，两点间距离可通过摇杆方便地置于所测位置由电子计测卡尺测量，图象线条可达250左右。

我国西安，上海，武汉等地生产的20—40—60个晶片的仪器即属此类，可惜由于电子技术，元件等原因都未能坚持下来，最近汕头厂生产的200个晶片的线扫仪器，尚未见到产品，不知质量如何？

我国进口最多的超声仪器既属此类，早期进口量较大的日本aloka200，202型，质量和汕头产品相似，只可惜这二型在日本是属处理品，作价便宜，目前有较新的日本东芝SAL—30A，日立的EUB—25，aloka250，256，都曾参加NBME会议展出，英国飞协核子，荷兰飞利浦等均先后来我国推销多为此类机器，日本国在国内设有维修中心，所以较受欢迎，EUB—25是经10A和22两者结合既可作扇形也可作线形，其23型是将冻结二幅图改为四幅，24去掉了摇杆控制，作价便宜，岛津公司新产品用微型计算机控制处理新式扫掠仪，可显示线型扇形，线扇组合扇组合多种图象，还与脉冲多普勒相结合，光显记录也在改进质量，除记录M型外，还可记录B及多普勒。这是其特点，这类仪器因为是多元探头采用直线方式扫查，故又称线阵式扫描（Linear Array Scanner）。

扇形扫查：采用雷达技术，利用一组多元晶片探头，延时发送存在的相位差，引起组合声束偏转的原理，通过控制相位的变化来形成扇形扫查，比线阵分辨率高，图象质量好，故称相控阵扇形扫掠，（Phased Array Sector Scanning）。由于探头与体表接触面积小，操作方便，适用实时运动的脏器。国外现时多与B、M型结合起来，一机多用，最早美国Varian公司的V—3000，现改8000，美国HP公司也生产，日本岛津SDU—100，aloka—800，东芝SSH—10A，日立EUB—10A，各有特点。

3. C型：将机械扫查与电子扫查相结合，可得到与线断层相似的图象，显三维信息成象，组成象速度慢，目前尚在临床试验阶段，尚未见商品广告。

F型：是“Z”字形扫掠，由于某种曲线控，是十分灵活的曲线图象。尚未试用于临床。

M型：是一种单声束图象，此类仪器国内已相当普及，国外多和B型相结合。

D型：（Doppler）入射声的频率与由运动物体所反射回来的频率增多或减少变化量为称为多普勒频移。其频率和物体运动速度成正比，连续式可用来研究血流流动状态，胎心监测，国内河北，湖南生产仪器多属此种，国外多用脉冲式（脉冲调制）具有距离分辨力，以研究大血管和心脏内血流，测量血流速度，流量。和切面显象相结合可显示心腔内血流图

象,对研究心功能,杂音形成原因等有帮助。

(二) 透过法:

1. 电视显示超声透视机。

2. 超声全息。

(三) 超声C、T(电子计算机自动分析测量的声图象)美国、日本已取得一定进展, E、Dick教授设计的NorA—1220型已开始试用。比X线CT造价低,安全性好。

三、对各种仪器质量的要求

1. 辉度显示要均,很多显示图象系属积累型,尤其机械扫查,由于扫查速度的不均匀,扫描线的重复(由于各种角度的交叉)造成图象辉度不均,目前很多仪器正在设法改进中。

2. 对脏器的深部浅部均能均匀显示,由于人体软组织对声能的衰减较大,常出现浅部过强,深部过弱现象,目前各厂家已分别从改变时间增益曲线,改变多晶片实时显象中变化经接收,将接收信号作动态滤波等方法来改进远近区图象。

3. 提高分辨率:从横向和纵向两方面想办法,各厂家数值均不同,应作比较。

4. 增加线条密度:由于技术上线条数与成象幅率之间存在着矛盾,影响图象质量,所以各厂家多用增加晶片数目,这样探头又太大,影响某些脏器的探查(如心脏)所以对单探头用多晶片方法来补救。

5. 计算机的应用:由于计算机的应用:

(1) 提高灰阶。

(2) 改进分辨率。

(3) 改进组织特征的分析。

(4) 显示横切面。

(5) 计算测量的各种数据如器官外形大小。

(6) 彩色图象编码。

四、图象记录方法:

1. 二道热笔记录器,适用于A型,国外有RTB—1102型回声记录器,用脚开关控制。

2. 一分钟照相机(Polaroid Camera)快速成象,可立即观察分析,但只有一张照片。

3. 光线扫描记录器(Line Scanning Recorder)或称为光线记录器(Fidso—optic recorder),带式记录器(Strip chart recorder)有些经过DSC(电子扫描变换器digital Scouner)或计算机处理还可记录B型图象,目前很多厂已改用热显影(hot type developer)可以永久保存。

4. 录象系统(VTRsystem)包括TV照相机,录象机,监视器(TVcamera、VTR和monita),若采用电视扫描式的通过输出接口,还可不用TV照相机,就可直接录进VTR中,这样比较方便。

五、成象技术的展望:

1. 为了提高临床诊断价值,使能分辨出最小直径病变的结构,必须要进一步提高分辨率。

2. 进一步增强对正常与病理组织的鉴别能力, 这就需加强超声医学工程的基础研究。
3. 减少误差, 尤其目前存在的图象空间失真和速度失真等。
4. 成像技术各种指标的标准化和元件的定量化。
5. 和其他诊断的互相结合, 如超声X线CT的研制和同位素等成像诊断的配合。
6. 超声三维图象早日投入生产, 供临床使用。
7. 缩小探头面积, 以便适应极小的声窗, 扩大内脏的有效显象。
8. 声C、T的实用。
9. 计算机动态图象分析。
10. 多普勒流速差额三维图的实用。
11. 四维图象的研究, 图象与时间关系。
12. 彩色全息的应用。

六、超声仪器(主要是B型)的主要部件:

1. 探头: 可分为

- (1) 单晶片探头(手动接触式)
- (2) 多晶片组合探头(电子扫描式实时B型)
- (3) 机械旋转的组合探头(快速机械扫描)

(4) 机械式摆角和几个单晶片布阵相组合探头(Octoson仪)摆动反声镜和探头相结合探头(快速机械扫描)此外还可根据探头频率区分, 按用途分(如穿刺探头, 手术时内腔探头, 大血管探头, 小儿探头等)。一般探头均不能侵入水中, 油中(个别设计用间接探测, 对防水密封性能良好者例外)。因为矿及油可使探头与外壳间容易裂开而渗入各种物质, 使绝缘性能下降, 损坏或晶片阻挠改变, 影响图象质量, 此外探头不能用高温蒸气消毒, 不能用各种有机溶剂(包括酒精浸泡)不能跌落或击碰, 绝对禁止用刀片或其他硬物刮擦。晶片表面, 每次检查后应用潮湿纱布轻拭晶片表面及四周。

2. 发射超声强度调节: 有些仪器在发射级上加衰减器并附有分贝读数定量, 近程通常指0—4厘米段)抑制(0—40分贝)远程(通常指8—10厘米以后)提升(0—5分贝厘米)总增益(20—80分贝)

3. 抑制的调节: 可以减弱靠近探头处组织的过强回声光点, 调节至最合适时, 可使皮下结缔组织, 脏器深浅部结构及表层显示清晰。远程提升用于补偿人体软组织对声能的吸收衰减, 因为吸收衰减可使远区回声光点过少。当近程远程分别调至最合适时, 即获得一幅均匀的切面图象。

4. 总增益的调节: 增减总增益可使某些图象光点增密或变稀, 使某些较不明显的病变获得清晰的显示。过增可造成光点变粗而降低图象的分辨率, 除非加上微处理抗作信处理, 否则应在可能条件下, 不要增大总增益, 以获得光点细清的图象。

5. 动态范围: 一般设计在80—120分贝间, 可分级调节如aloka SSD—180(分20、40、60、80分贝时)。有的分成低、中、高三档。范围宽时, 可收到最大限度的信息量, 但可使“对比度”下降, 最好是突出病变区域在图象中的显示。

6. 显示: 一般显象管多用中余辉绿色或短余辉黑色, 用辉度控制调节, 过强则图象光点增粗, 过弱则影响摄影曝光。

过去仪器示波屏上仅能显示一幅B型图, 现在多数仪器有冻结储存装置, 通过数字扫描

转换的处理先储存一幅图，然后再显示第二幅，以便前后对比观察使用模拟式描转换器中，可并接二幅至九幅图成为一幅大视野图。

7. 测距：多用电子标尺，使测值准确，调节方便。

8. 其它调节：

(1) 数字显示：可输入病人代号，性别，年龄，检查号，检查部位，脏器，检查医师，日期，探头频率等。

(2) 部位及探头位置显示。用存储在数字扫描转换器内的简图，可显示腹部，背部等处线条图，并可将探头放置部位与倾斜角度等一起显示。

(3) 图象冻结：目前多用脚闸开关，少数为手动开关或探头上附加开关，接通则使某一瞬间的图象停留在示波屏上，便于仔细观察拍照，断则解除冻结，图象消失。

(4) 信息处理的调节：

(5) 局部放大：可将图象某一局部放大2—4倍，以便观察小区内细小的变化。

(6) 图象轮廓增强及自动面积计算。

七. 超声仪器的保护：

目前的各种仪器，尤其B型以我们目前经济状况看，还是比较昂贵的，为了延长寿命，减少故障必须注意很好的保护。

(1) 电源电压应有稳压装置，以防供电电源的电压突然升高而损坏机器元件，或电压过低使示波管阴极加速老化，稳压器以用电子交流稳压器较好，一般用500VA（伏安）或1000VA即可够用。磁饱和式稳压器稳压效果不佳，尽量不用。当稳压器通电后，可有电压暂时升高至240V现象，应待2—3分钟后，电压表稳定后再开机器。

(2) 防潮：仪器应放在干燥或有吸潮剂的房间，要求空气湿度在30—90%之间，湿度过高可直接损坏电子元件，所以电子仪器长期不用，多雨季节，潮湿环境等情况下，如发现仪器内外，示波屏表面有水滴凝集时，绝对不要开机器，必须要进行干燥处理，方可使用。

(3) 空调设备：有些仪器在出厂时就已说明仪器，作条件为 $10^{\circ}\sim 40^{\circ}\text{C}$ （实际最好为 $25^{\circ}\sim 30^{\circ}\text{C}$ ）如果房间内湿度较高，在夏季或冬季用空调（冬季西北地区有暖气关系）不可突然将室温降到零点，因为此时机内各元件及线板上凝结水滴，可造成导电，使电子元件损坏，最好慢慢降温。当然不关闭最好，连续工作则可避免。

(4) 防止仪器撞碰跌落：以免元件或插件脱离，或造成显象管灯丝断裂或管子破损，所以在搬运及推到病房去时要轻、慢、小心。

(5) 防止强光线照射，日光，日光灯，亮度高灯泡等照射，容易使萤光屏上萤光粉老化，发光暗淡，照相机镜头，探头线及其它导线，均不宜长期照射，所以工作结束后宜用暗色布遮盖整个仪器。

(6) 仪器的散热与断电：有的人喜欢在作完一个病人后经常关机，看起来是为了保护机器，其实在开关机器过程中电路会诱发一个高压电，时间虽短，但容易击穿晶体管，甚至烧坏整个集成块或示波管。所以建议在换病人的间歇时可减低仪器的辉度，而不必断仪器的电流以保护示波屏，在关仪器时也应当先降辉度，再断电与仪器连续工作一小时左右可断电10—15分钟，以利散热，以延长仪器的使用寿命。

第三章 B型诊断中的一些名词

一、图象名称:

1. 双稳态象 (Bistable imaging): 仅能显示黑白二个灰阶的图象。

2. 灰阶声象 (Grayscale echogram) 又称灰阶超声显象法 (Gray scale echography) 或称灰阶超声断层法 (Gray Scale ultrasound tomography) 简称灰阶超声。如具有多个灰阶图的可显示软组织细微结构。

3 静态成象 (Static imaging): 指对相对静止脏器 (如肝) 的成象。

4. 实时 (动态) 成象 (Real time或Dynamic imaging) 指对活动脏器 (如心脏) 的成象, 所以又称即时成象。

二、换能器的特点需要说明如下几点:

1. 工作频率。

2. 材料。

3. 面积 (直径)。

4. 形状。

5. 焦距。

三、扫查 (单向) 的方法: 可分为线性, 扇形, 弧形, 复合等扫查。

四、换能器控制方法: 可分为手动式, 机械式, 电子式。

五、病人体位:

1. 仰卧位 (前后位): 换能器由病人前方向后扫查。

2. 俯卧位 (后前位): 换能器由病人后方向前方扫查。

3. 左 (右) 侧位: 自左 (右) 作冠状切面扫查时谓之。

4. 左 (右) 前斜位: 自左 (右) 后方扫查时谓之。

5. 左 (右) 后斜位: 自左 (右) 后方扫查时谓之。

六、切面位置:

1. 水平切面 (横切)

(1) 经胸骨上切迹水平切面。

(2) 经剑突尖的水平切面。

(3) 经脐水平切面。

(4) 经两侧髂棘最高点的水平切面。

(5) 经耻骨联合上水平切面。

(6) 经乳头的水平切面。

2. 矢状切面 (纵切面)

(1) 经正常线的矢状切面。

(2) 经乳头的矢状切面。

为了方便用R代表右、L代表左, X代表剑突, U代表脐, S代表耻骨联合, T代表 在标准水平切面之上, 一代表标准水平切面之下, 数字上加 "O" 表示探头测斜的角度。例如: R

10表示中线右10cm矢状面，X—5表示剑下5cm水平切面，X—5—15表示剑下5cm处向头侧(或左侧)倾斜 15° ， $R_2 + 20^\circ$ 表示在中线右侧2cm处向足侧或右侧倾斜 20° 。

七、图象方法：

1. 矢状切面图：左侧代表头侧(H)，右侧代表足侧(F)上方在俯卧位时代表背部，仰卧时代表腹侧。

2. 额状切面图：上方代表头，右侧代表左侧。

3. 乳房图：宜将乳头居上，胸壁居下，并注明头(H)或右(R)侧。

八、增益条件：

亮区：回声大于—20分贝，则呈饱和显示。

暗区：回声小于—40分贝，则不能显示。

增益：(Gain)提高电路中输出和输入信号的比值，以显示较低回声的方法，增益不同条件用分贝值表示。

九、回声强弱：用病灶回声与周围正常脏器回声强度的比较来确定。

1. 高(强)回声(dense or high level echo)

2. 中等回声(medium echo)

3. 低回声(low level echo)

4. 无回声(echo free)

十、回声分类：

1. 内波(内部回声)(internal echo)指来自脏器或病灶内部的细微结构小界面的波。

2. 界波(面界回声)(Boundary echo)指来自脏器或病灶边界形成的回声，良性病灶界面回声比较清楚，形态规则，恶性多相反。

3. 声影(Acoustic Shadowing)：当病灶或组织有较强的反射及较大的衰减时，在后方的回声则减弱或消失。

4. 声增强(Enhancement)，当病灶为液性或衰减不明显的组织时，后方回声强于周围组织。

5. 透声区(Sonolucent or transmissive region)：病灶本身形成低或无回声区，而后方有回声增强出现者。

十一、特殊征：

1. 革巴环征(Bulls eye sign or target sign)指某些肝肿瘤在中心呈强回声，而周围形成环形低回声带，形如革巴环故命名。

2. 驼峰征(Hump sign)：指肿瘤自肝表面隆起。

3. 双筒枪征(The sign of double-barrelled gun)(Parallel channel sign)：肝管扩张后，形成与静脉平行的直径相近(或更粗)的管道影象。

4. 蝌蚪尾征(Tadpole tail sign)：乳腺囊肿或肿瘤形成的圆球状无回声或低回声区，后有狭长的带状回声增强区，形如尾故称之。

十二、进口仪器常用调节钮的作用：

1. Gain：为增益回声钮，使所有的回声(不分远区、近区)都增益。

2. Near suppression：为近区抑制，因近区回声都较强，故须经常调节。

3. Far Gain: 为远区增益。和灵敏度时间调节 (STC)、灵敏度深度补偿 (SDC) 作用相同, 可提高深部回声的强度。

4. Sweep: 可调节光点扫掠速度的快慢。

5. Position: 可调图象位置。

6. Range: 调节图象比例的大小。

7. out put: 调节输出功率的大小。

8. Rejection: 可以不选择地抑制较微弱的回声, 所以要注意不要消除掉有用的回声。

9. AG C: 通常放在ON的位置, 可使图象的强弱信号均一标准化, 轮廓清晰, 便于测量。

10. FT C: 放在ON的位置可使图象边缘清晰, 层次清楚。放在off的位置则强弱信号均能显示。故这两个应对比使用。FT C和AG C配合使用可得到清晰的回声图, 对测定距离有帮助。

第四章 超声图象的记录

B型超声图象与人体脏器断面解剖相一致,所以重复性很好,为了分析,随访和总结经验,会诊,讨论就需要有客观的图象记录方法。因为图象有静态与动态两种,所以有拍片,录像两大类,拍片又可分为35mm胶片,8"×10"胶和Polaroid片三种。

第一节 胶片拍摄图象

一、胶片的选择:

1. 胶片的种类:

(1) 胶卷: 常用的有黑白和彩色两种。

a: 黑白片: 又分全色片, 分色片(正色片)及拷贝片(色盲片)

b: 彩色片: 又分反转片, 正片和负片。

(2) 胶片: X光片(银粒粗, 层次少, 感光快) CT片(银粒细, 层次丰富, 感光较慢)。

2. 胶片的感光度: 是指在胶片上产生一定密度所需曝光量的倒数。

我国对感光度所用的标志是标准制(GB), 即每相差GB3°胶片的感光度就相差一倍。美国用的是ASA制。GB21°相当于ASA100, 那么GB24°就相当于ASA200。所用感光度增加一倍, 在拍摄同一图象时必须缩档小一光圈(即增大一档光圈系数)或增加一级速度指数, 才能得到相同密度的底片。

3. 所需要的胶片的选择原则:

选择胶片的原则: 因超声图象灰阶丰富, 所以胶片应反差较小, 宽容度较大为原则。一般以选用GB21°为最好, 过期则灰雾度较大, 图象清晰度降低, 不宜用。

多开幅照相用8"×10"胶片, 应采用CT胶片, 不宜用普通X光胶片, 因X光反差太大, 宽容度不够。

Polaroid相纸一般反差较大, 不易得到丰富的灰阶, 不能制版或作幻灯片。

二、图象的选择:

1. 代表性, 即能反映出是否正常, 正常脏器是图象典型, 病理改变也要有典型意义, 拍照时务必抓住要点, 以便看片时能一目了然。

2. 要能说明病变部位的脏器关系, 图象最好能说明病变在某一脏器, 或距某一脏器有多少距离, 如拍肾上腺肿瘤时要有肝与肾的图象。

3. 立体定位: 一般病变要作纵切, 横切二维十字定位, 特殊的要作纵, 横, 冠状切三维定位。

4. 左右对比: 对称脏器一侧发现脏器有病变, 对健侧要作同水平切面的图象作对比。

5. 不同时间的对比: 对手术前后, 治疗前后, 随访观察的病变经过一定时间的复查时, 需要作同一部位同一水平切面照片作对比。