

21 世纪高校规划教材

现代医学物理技术

彭友霖 主审

李亚琳 主编

周艳红 周丽丽 副主编

江西高校出版社

21 世纪高校规划教材

现代医学物理技术

彭友霖 主 审

李亚琳 主 编

周艳红 周丽丽 副主编

江西高校出版社

前 言

物理学是研究物质最普遍、最基本的运动规律和物质基本结构的一门学科，它是自然科学和当代技术发展的基础。物理学与医学的关系归结为两个主要方面：一方面物理学知识是了解生命现象所不可缺少的基础；物理学的迅速发展并应用于医学，已使基础医学和临床医学的研究在理论、方法和技术上有了突破性的进步，从细胞水平进入到超显微的分子水平。大量事实表明，物理学在医学领域中的应用已更为广阔，更为深入。核物理的成就，促成了核医学的建立和发展，分子生物学和生物医学工程学的建立和发展，是物理学和生物学、医学互相渗透、互相促进的产物。可以预期，随着医学科学的发展，物理学和医学的关系必将越来越密切；另一方面物理学所提供的方法和技术，为医学研究和医疗实践开辟了许多新的途径。物理学的技术和方法，在医学研究和医疗实践中的应用也越来越广泛：光学显微镜和 x 射线对医学的巨大贡献是大家早已熟知的；光学纤维做成的各种内镜；已逐步淘汰了各种刚性导管内镜、电子计算机 X 射线断层扫描术 (X-CT)、超声波扫描仪和磁共振成像 (MRI) 等的制成和应用等。这些成就不仅大大地减少了病人的痛苦和创伤，提高了诊断的准确程度，而且直接促进了医学影像诊断学的建立和发展。激光、红外摄影技术、超声技术和射流、液晶，特别是电子技术和电子计算机等，这些近代物理学派生出来的新技术在医学上的广泛应用，已使临床诊断、治疗和护理技术发生了质的飞跃。物理学的每个新的发现或是技术发展到每一个新的阶段，都为医学研究和医疗实践提供更先进、更方便和更精密的仪器和方法。可以说，在现代的医学研究机构和医疗单位中，都离不开物理学方法和设备。

本书是在多年医用物理学教学实践和教学改革的基础上，包含了医用物理学四部分的主要成果：一是现代医学影像技术，二是核医学技术，三是激光医学，

四是电子显微镜。本书可作为临床、麻醉、预防和药学等专业的教材,也可作为医生和广大医学爱好者的参考资料。在编写的过程中,参考了大量的文献资料,在此表示衷心的感谢。由于编者的水平有限,希望各位同行和读者批评指正。

编者

2011年5月

目 录

第一章 现代医学摄像技术

第一节 数字减影血管造影

第二节 超声成像技术

第三节 磁共振成像

第四节 计算机体层成像技术

学习要点与思考

第二章 核医学技术

第一节 核医学技术概述

第二节 放射性探测器

第三节 核医学研究进展

第四节 核医学分子影像展望

学习要点与思考

第三章 激光医学

第一节 激光的产生与激光器

第二节 激光在医学上的应用

第三节 激光与全息技术

第四节 损伤及防护

学习要点与思考

第四章 电子显微镜

第一节 电子显微镜基础

第二节 透射电子显微镜原理

第三节 透射电子显微镜标本制备

第四节 扫描电子显微镜原理

第五节 扫描电子显微镜标本制备

第六节 电子显微镜医学应用

学习要点与思考

参考文献

第一章 现代医学影像技术

医学影像是医学物理学的重要组成部分,是医用物理学的概念和方法及物理原理发展起来的先进技术手段。是用来窥测人体内部组织、脏器的形态、功能及诊断疾病的重要方法。任何医学成像设备的有效使用以及影像的分析解释都要求对影像形成的物理原理有一定的了解。这是因为对具体解剖结构或病理情况成像的能力取决于医疗设备的固有特性和成像因素间的设定。可见度和成像因素之间的关系非常复杂,而且经常包含着要在图像质量各个方面之间进行兼顾和协调。医学影像是医学领域中知识更新最快的学科之一,从伦琴发现 X 射线,到第一张手的 X 光片的诞生,随着计算机断层成像、磁共振成像(MRI)、介入放射学及正电子发射体层摄影术(PET)等新的影像诊断和治疗方法的相继问世,医学影像学从无到有、从小到大经历了一个飞速迅猛的发展过程。这里仅将主要医学影像技术作简要介绍:

第一节 数字减影血管造影

数字减影血管造影技术(Digital Subtraction Angiography, DSA)是一种新的 X 线成像系统,是常规血管造影术和电子计算机图像处理技术相结合的产物。普通血管造影图像具有很多的解剖结构信息,例如,骨骼、肌肉、血管及含气腔隙等,彼此相互重叠影响。若要想单纯对某一结构或组织进行细微观察就较为困难,而采用数字减影技术则可以轻松地解决这一难题。

一、DSA 的成像基本原理与设备

DSA 的成像基本原理是将受检部位没有注入造影剂和注入造影剂后的血管造影 X 线荧光图像,分别经影像增强器增益后,再用高分辨率的电视摄像管扫描,将图像分割成许多的小方格,做成矩阵化,形成由小方格中的像素所组成的视频图像,经对数增幅和模/数转换为不同数值的数字,形成数字图像并分别存储起来,然后输入电子计算机处理并将两幅图像的数字信息相减,获得的不同数值的差值信号,再经对比度增强和数/模转换成普通的模拟信号,获得了去除骨骼、肌肉和其他软组织,只留下单纯血管影像的减影图像,通过显示器显示出

来。

DSA 是数字 X 线成像(digital radiography, DR) 的一个组成部分。DR 是先使人体某部在影像增强器(IITV) 影屏上成像,用高分辨力摄像管对 IITV 上的图像行序列扫描,把所得连续视频信号转为间断各自独立的信息,即,把 IITV 上的图像分成一定数量的水方块,即像素;再经模拟/数字转换器转成数字,并按序排成字矩阵。这样,图像就被像素化和数字化了(如图 1-1)。

数字矩阵可为 256×256 、 512×512 或 1024×1024 。像素越小、越多,则图像越清晰。如将数字矩阵的数字经数字/模拟转换器转换成模拟图像,并在影屏上显示,则这个图像就是经过数字化处理的图像。

DR 设备包括 IITV、高分辨力摄像管、计算机、磁盘、阴极线管和操作台等部分。

数字减影血管造影的方法主要有:时间减影法、能量减影法和混合减影。目前常用的是时间减影法(temporal subtraction method),介绍如下:

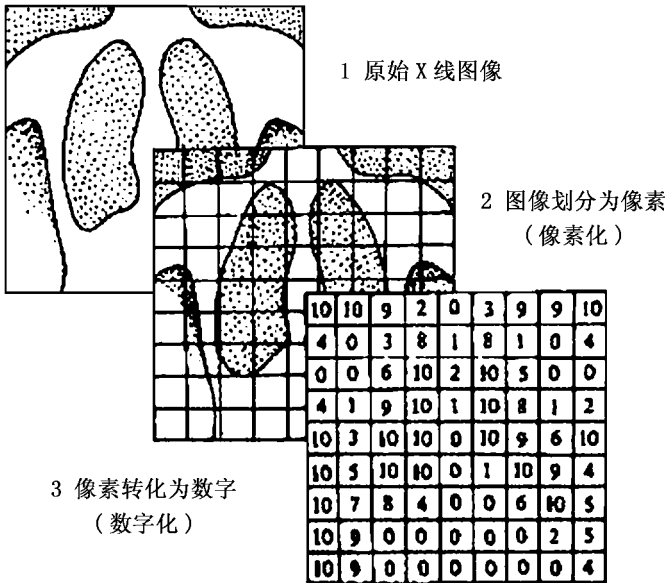


图 1-1 像素转换为数字(数字化)

经导管内快速注入有机碘水造影剂。在造影剂到达欲查血管之前,血管内造影剂浓度处于高峰和造影剂被廓清这段时间内,使检查部位连续成像,比如每秒成像一帧,共得图像 10 帧。在这系列图像中,取一帧血管内不含造影剂的图像和含造影剂最多的图像,用这同一部位的两帧图像的数字矩阵,经计算机行数

字减影处理,使两个数字矩阵中代表骨骼及软组织的数字被抵消,而代表血管的数字不被抵消。这样,这个经计算机减影处理的数字矩阵经数字/模拟转换器转换为图像,则没有骨骼和软组织影像,只有血管影像,达到减影目的。这两帧图像称为减影对,因是在不同时间所得,故称为时间减影法。时间减影法的各帧图像是在造影过程中所得,易因运动而不尽一致造成减影对的不能精确重合,即配准不良,致使血管影像模糊。

二、DSA 检查技术

根据将造影剂注入动脉或静脉而分为动脉 DSA(intraarterial DSA, IADSA) 和静脉 DSA(intravenous DSA, IVDSA) 两种。由于 IADSA 血管成像清楚,造影剂用量少,所以应用多。

IADSA 的操作是将导管插入动脉后,经导管注入肝素 3000 ~ 5000u,行全身低肝素化,以防止导管凝血。将导管尖插入欲查动脉开口,导管尾端接压力注射器,快速注入造影剂。注入造影剂前将 IITV 影屏对准检查部位。在造影前及整个造影过程中,以每秒 1 ~ 3 帧或更多的帧频,摄像 7 ~ 10s,经操作台处理即可得减影的血管图像。

IVDSA 可经导管或针刺静脉,向静脉内注入造影剂,再进行减影处理。

三、DSA 的临床应用

目前, IADSA 对动脉的显示已达到或超过常规选择性动脉造影的水平,应用选择性或超选择性插管。对直径 200 μ m 以下的小血管及小病变, IADSA 也能很好显示。而观察较大动脉,则不作选择性插管。所用造影剂浓度低,剂量少。还可实时观察血流的动态图像,作为功能检查手段。DSA 可行数字化信息储存。

IVDSA 经周围静脉注入造影剂,即可获得动脉造影,操作方便,但检查区的大血管同时显影,互相重叠,造影剂用量较多,故临床应用少,不过在动脉播管困难或不适于作 IADSA 时可以采用。

DSA 有助于心、大血管的检查。对主动脉夹层、主动脉瘤、主动脉缩窄或主动脉发育异常和检查肺动脉可用 IVDSA。DSA 对显示冠状动脉亦较好。

IADSA 对显示颈段和颅内动脉均较清楚,可用于诊断颈段动脉狭窄或闭塞、颅内动脉瘤、血管发育异常和动脉闭塞以及颅内及颅内肿瘤的供血动脉和肿瘤染色等。(图 1-2)。

对腹主动脉及其大分支以及肢体大血管的检查, DSA 也很有帮助(图 1-2)。

DSA 技术发展很快,现已达到三维立体实时成像,更有利于病变的显示。

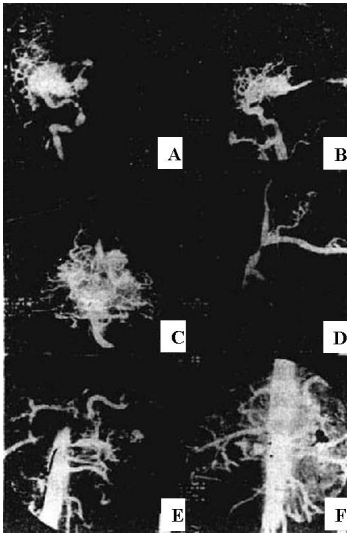


图 1-2 DAS 图像

图中: A、B、C 分别为颈动脉造影、椎动脉造影、和动静脉畸形;
D. 左锁骨下动脉狭窄;
E. 肾动脉狭窄,为 PTA 前;
F. 为 PTA 后,狭窄段被扩张。

所有照片只有血管影像而无骨及软组织影像。

第二节 超声成像技术

超声(Ultrasound,简称 US) 医学是声学、医学、光学及电子学相结合的学科。凡研究高于可听声频率的声学技术在医学领域中的应用即超声医学。包括超声诊断学、超声治疗学和生物医学超声工程,所以超声医学具有医、理、工三结合的特点,涉及的内容广泛,在预防、诊断、治疗疾病中有很高的价值。

超声诊断技术于 20 世纪 50 年代建立,70 年代广泛发展应用,总的发展趋势是从静态向动态图像(快速成像)发展,从黑白向彩色图像过渡,从二维图像向三维图像迈进,从反射法向透射法探索,以求得到专一性、特异性的超声信号,达到量化、特异性诊断的目的。近三十年来,医学超声诊断技术发生了一次又一次革命性的飞跃,80 年代介入性超声逐渐普及,体腔探头和术中探头的应用扩大了诊断范围,也提高了诊断水平,90 年代的血管内超声、三维成像、新型声学造影剂的应用使超声诊断又上了一个新台阶。其发展速度令人惊叹,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法,并成为一种非常重要的多种参数的系列诊断技术。

一、USG 成像的基本原理

1. 超声的物理特性

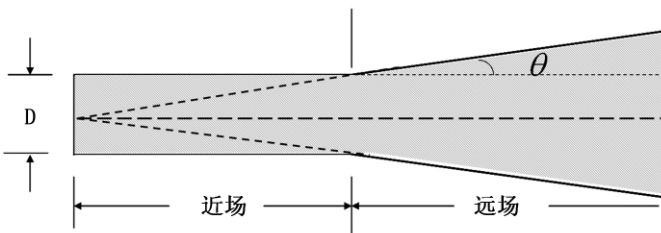
(1) 声波。能够在听觉器官引起声音感觉的波动称为声波。人类能够感觉的声波频率范围约在 $20 \sim 20000\text{Hz}$ 。频率超过 20000Hz ，人的感觉器官感觉不到的声波，叫做超声波。

①声波的频率、周期和速度。声源振动产生声波，声波有纵波、横波和表面波三种形式。而纵波是一种疏密波，就像一根弹簧上产生的波。用于人体诊断的超声波是声源振动在弹性介质中产生的纵波。声波在介质中传播，介质中质点在平衡位置来回振动一次，就完成一次全振动，一次全振动所需要的时间称为振动周期(T)。在单位时间内全振动的次数称为频率(f)，频率的单位是赫兹(Hz)。 $f=1/T$ ，声波在介质中以一定速度传播，质点振动一周，波动就前进一个波长(λ)。波速(C)= λ/T 或 $C=f \cdot \lambda$ 。

②声阻抗。声波在媒介中传播，其传播速度与媒质密度有关。在密度较大介质中的声速比密度较小介质中的声速要快。在弹性较大的介质中声速比弹性较小的介质中要快。这就引出了声阻抗的定义，声阻抗为介质密度(ρ)和声速(C)的乘积。用字母 Z 表示， $Z=\rho \cdot C$ 。

(2) 超声波。超声波就是频率大于 20kHz 、人耳感觉不到的声波，它也是纵波，可以在固体、液体和气体中传播，并且具有与声波相同的物理性质。但是由于超声波频率高，波长短，因此，在人体中传播时还具有一些自身的特性。

①束射性或指向性。超声波与一般的声波不同，由于频率极高，波长很短，在介质中呈直线传播具有良好的束射性或指向性。这便是超声波可用于对人体器官进行定向探测的基础。但超声声束在远场区则有一定的扩散，远场区开始点(即与声源距离 L)与声源半径 r 及波长有关，即 $L=r^2/\lambda$ 。扩散声场的两侧边缘所形成的角度即扩散角(θ)、扩散角与声源直径(D)及波长(λ)有关： $\sin\theta=1.22\lambda/D$ 。超声成像中多使用聚焦式声束，以提高像质，如图 1-3 所示。



图中： D —声源直径；
 θ —扩散角。

图 1-3 超声波的束射性与扩散角示意图

②反射和折射。超声在介质中传播时与介质的声阻抗密切相关。声阻抗 (Z) 为声波传递介质中某点的声压和该点速度的比值,它等于密度与声速 (C) 的乘积,即 $Z = \rho C$ 。两种不同声阻抗物体的接触面,称为界面。当超声传经两种声阻抗不同的相邻介质的界面时,其声阻抗差大于 0.1% 时,即可产生反射。界面可分为大界面与小界面,前者尺寸大于声速直径;后者则小于声速直径。入射超声遇到大界面时,属于镜面反射模式,其入射角 (θ_i) 与反射角 (θ_r) 相等,另一部分超声则经过此层界面以 θ_t 角进入第二个介质,即透射声(如图 1-4),反射面的超声振幅和透射声的大小与界面两侧阻抗之间的差别有关,分别以反射系数和透射系数表示。

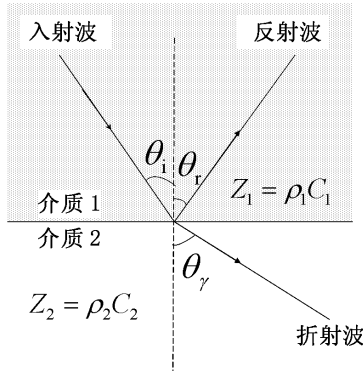


图 1-4 两种介质界面上超声波的入射、反射和折射示意图

穿过大界面的透射声由于两种介质内声速不同可产生折射现象,导致入射声束的偏转。如第二种介质内声速大于第一种介质时,则折射角大于入射角,当入射角超过某一临界角时,其折射的声束会重新进入第一种介质内而产生超声的全反射现象。

③散射与衍射。当入射超声遇到小界面时(即物体界面直径大于超声波的波长),呈散射模式,散射回声强度与入射角无明显关系。但强度甚低。脏器和组织内部的微小结构对入射超声呈散射现象,是超声成像法研究内部结构的重要根据。

衍射又称为绕射,当声束传播过程中遇到障碍物边缘距离近似于 1~2 个波长时,则会使得一部分声波偏离原来的传播方向,即沿障碍物的边缘绕行,绕过障碍物后又以接近原来的方向传播,此即超声波的衍射现象。衍射现象导致某些被测体后方声影被抵消,降低了超声图像质量。因此,波长越短超声波的分辨力越好。衍射现象是复杂的,与障碍物的大小、声束直径的粗细都有关。

④超声波的衰减。超声波在介质中传播时,入射超声能量会随着传播距离的增加而逐渐减小,这种现象称作超声波的衰减。

衰减有以下两个原因:第一,超声波在介质中传播时,声能转变成热能,这叫吸收;第二,介质对超声波的反射、散射使得入射超声波的能量向其他方向转移,而返回的超声波能量越来越小。不同生物组织对入射超声的吸收衰减程度不一,主要与组织中蛋白质和水的含量有关,且在同一种组织中又随超声频率的提高而增大。

⑤多普勒效应。超声另一重要的物理特性为活动目标的回声——频移现象,即为超声的 Doppler 效应。由于声源与接收体之间的相对运动而引起声波频率发生改变的现象是奥地利天文学家 Doppler 首先发现的。其关系式为 $f_d = |f' - f_0| = \pm 2vf_0 \cos\theta / c$, 式中: f_d 是频移, f_0 是入射超声的频率, f' 为回声频率, v 为活动物体的速度, c 为介质中的声速, $\cos\theta$ 为移动方向与声轴方向间的角度。这一物理特性已广泛应用于心脏血管等活动脏器的检测。

2. 超声成像的基本原理

超声成像的基本原理和过程主要是依据上述超声波在介质中传播的物理特性,其中最为重要的有以下三个方面:①声阻抗特性;②声衰减特性;③多普勒特性。

人体结构对超声而言是一个复杂的介质,各种器官与组织,包括病理组织有它特定的声阻抗(表 1-1)和衰减特性,因而构成声阻抗上的差别和衰减上的差异。超声射入体内,由表面到深部,将经过不同声阻抗和不同衰减特性的器官与组织,从而产生不同的反射与衰减。这种不同的反射与衰减是构成超声图像的基础。将接收到的回声,根据回声强弱,用明暗不同的光点依次显示在影屏上,则可显出人体的断面超声图像,称这为声像图(ultrasonogram 或 echogram)。

表 1-1 人体不同介质的声速与声阻抗

介质	密度 (g/cm^3)	超声纵波 速度(m/s)	特征阻抗 (105R^*)	测试频率 (MHz)
空气	0.001293	332	0.000429	2.9
水	0.9934	1523	1.513	2.9
血液	1.055	1570	1.656	1.0
软组织	1.016	1500	1.524	1.0
肌肉	1.074	1568	1.684	1.0
骨	1.658	3860	5.571	1.0

介质	密度 (g/cm^3)	超声纵波 速度(m/s)	特征阻抗 (105R^*)	测试频率 (MHz)
脂肪	0.955	1476	1.410	1.0
肝	1.050	1570	1.648	1.0

$$* \text{R}(\text{Rayls}) = 1\text{kg}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$$

人体器官表面有被膜包绕,被膜同其下方组织的声阻抗差大,形成良好界面反射,声像图上出现完整而清晰的周边回声,从而显出器官的轮廓。根据周边回声能判断器官的形状与大小。

超声经过不同正常器官或病变的内部,根据其内部结构的均质与否,亦可构成声阻抗和衰减特性上的差异,形成无回声、低回声或不同程度的高至强回声。

无回声:是超声经过的区域没有反射,成为无回声的暗区(黑影),可能由下述情况造成:(1)液性暗区:均质的液体,声阻抗无差别或差别很小,不构成反射界面,形成液性暗区,如血液、胆汁、尿和羊水等。这样,血管、胆囊、膀胱和羊膜腔等即呈液性暗区。在病理情况下,如胸腔积液、心包积液、腹水、脓液、肾盂积水以及含液体的囊性肿物及包虫囊肿等也呈液性暗区,成为良好透声区。在暗区下方常见回声增强,出现亮的光带(白影)。(2)衰减暗区:肿瘤,如巨块型癌,由于肿瘤对超声的吸收,造成明显衰减,而没有回声,出现衰减暗区。(3)实质暗区:均质的实质,声阻抗差别小,可出现无回声暗区。肾实质、脾等正常组织和肾癌及透明性变等病变组织可表现为实质暗区。

低回声:实质器官如肝,内部回声为分布均匀的点状回声,在发生急性炎症、出现渗出时,其声阻抗比正常组织小,透声增高,而出现低回声区(灰影)。

强回声:可以是较强回声、强回声和极强回声。(1)较强回声:实质器官内组织致密或血管增多的肿瘤,声阻抗差别大,反射界面增多,使局部回声增强,呈密集的光点或光团(灰白影),如癌、肌瘤及血管瘤等。(2)强回声:介质内部结构致密,与邻近的软组织或液体有明显的声阻抗差,引起强反射。例如,骨质、结石、钙化,可出现带状或块状强回声区(白影),由于透声差,下方声能衰减,而出现无回声暗区,即声影(acoustic shadow)。(3)极强回声:含气器官如肺、充气的胃肠,因与邻近软组织之声阻抗差别极大,声能几乎全部被反射回来,不能透射,而出现极强的光带。

近年来,大量的试验研究表明,生物组织吸收衰减几乎全部由大分子引起,其中主要是蛋白质。含量高则吸收增大,衰减也增强。蛋白质中又以胶原蛋白吸收最为明显,凡胶原蛋白含量高的韧带、纤维组织等可吸收更多的声能,人体组织中以水的吸收系数最小,骨骼和气体吸收系数最大。声像图中病灶后方回

声的状态,在一定程度上反映了病灶内相对的衰减特性。故在声像图的分析中除应注意病灶本身的形态特征外,后方回声的增强或减弱也是一项不可忽视的重要指标。

入射超声遇到活动的小界面或大界面后,散射和反射回声产生频率改变即多普勒频移。根据多普勒效应原理,频移的大小与活动速度呈正比,利用此效应可测算出有无血流或组织活动,活动方向和活动速度及速度的离散度等。

二、超声设备

超声仪器设备类型较多,最常用的有脉冲回声式和频移回声式两类。包括早期应用的幅度调制型(amplitude mode),即 A 型超声诊断仪,简称 A 超,它是将回声以波的形式显示出来,根据回声波幅的高低、多少形状及有无进行诊断;亮度调制型(brightness mode),即 B 型超声诊断仪,简称 B 超,它是将回声信号以光电的形式显示成二维图像,现广泛应用于临床,是实时显像,即各器官的实况转播;M 型(motion mode) 超声诊断仪为活动显示型,实际属于回声辉度调制,以单声束取样获得活动界面回声,再以慢扫描方式将某活动界面展开获得“距离-时间”曲线,如心脏瓣膜、心壁活动曲线等,如图 1-5,展示了 M 型超声风心二尖瓣狭窄超声图。

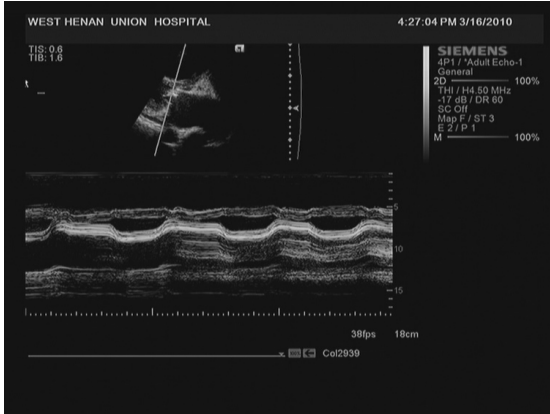


图 1-5 M 型超声风心二尖瓣狭窄

频移回声式,是利用 Doppler 效应原理对心脏与血管内血流进行探测分析的仪器,包括频移示波型和彩色多普勒血流显像(Color Doppler Flow Imaging, CDFI)。前者以频谱曲线显示并有专用的频移曲线分析软件,有连续波式(CW)和脉冲波式(PW) 可供选择。彩色多普勒血流显像通常用相关技术以迅速获得一个较大腔室或管道中的全部频移回声信息,然后予以彩色编码显示,以红、绿、

蓝三基色来反映血流方向、速度和离散度。将此二维彩色血流信息重叠显示于同一幅二维灰阶图像的相应区域内,实现解剖结构与血流状态两种图像相互结合的实时显示,脉冲回声式的 B 型超声仪仍是现代超声诊断设备的核心组成部分,它主要由超声亦能器,即探头(probe) 和主机包括发射和接收、显示与记录以及电源等部分组成,如图 1-6 所示。

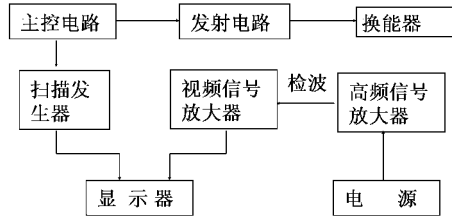


图 1-6 脉冲回声式超声诊断仪的基本结构方框图

换能器是电声换能器,由压电晶体构成,完成超声的发生和回声的接收,其性能影响灵敏度、分辨力和伪影干扰等。B 型超声设备多用脉冲回声式。电子线阵式多探头为方形扫描,电子相控阵式探头为扇形扫描(图 1-7)。为了借助声像图指导穿刺,还有穿刺式探头。

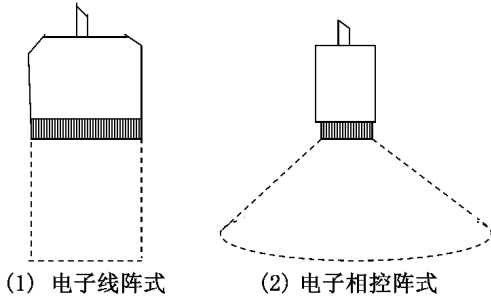


图 1-7 实时扫描探头

彩色多普勒显像仪以二维超声断层图像(B 型超声)为主体,兼有彩色血液显示和频谱曲线多普勒以及 M 型显示等多种功能。近年来,彩色多普勒能量图(Color Doppler Energy, CDE) 和聚合彩色多普勒(Convergent Color Doppler, CCD) 等新技术的应用提高了彩色多普勒检测血流的敏感性和应用范围。此外,新型超声对比剂已有显著进展,结合二次谐波成像装置对人体器官组织,如心、肝、肾等血流灌注的研究有了显著提高。近年来国际上研制出的 3D 超声成像(图 1-8)技术,是利用三维超声的三个正交平面同时显示的功能,将三维容积的数据储存在硬盘上,待事后再进行分析。通过各个断层进行切割,测量,然后

进行诊断。它主要具有以下优势: 图像显示立体性强, 可以进行 B 超图像中无法完成的三维定量测量, 缩短医生诊断需要的时间。但由于操作复杂, 使用不方便, 所以目前出现了更新、更先进的超声诊断仪, 即四维超声诊断仪。四维超声成像是在二维、三维的基础上发展起来的影像技术, 能显示直观的立体图像, 可提供比二维超声更丰富的信息, 主要用于心脏、肿瘤、妇科等方面的诊断。四维超声也是观察胎儿的最高手段, 其中的表面成像能够显示胎儿表面结构的真实图像(图1-9), 具有直接照片效果的立体图; 而透明模式对胎儿骨骼的成像(图1-10), 能够取得类似 X 射线照片的效果。



图 1-8 彩色多普勒超声胎儿脐带绕颈 3D 摄像图



图 1-9 四维超声诊断仪的四维胎儿面部成像

声像图是根据探头所扫查的部位构成的断层图像, 改变探头位置可获得任意方位的声像图。它是以解剖形态学为基础, 依据各种组织结构间的声阻抗差的大小以明(白)暗之间不同的灰度来反映回声之有无和强弱, 从而分辨解剖结构的层次, 显示脏器和病变的形态轮廓和大小, 以及某结构的物理性质。液态结