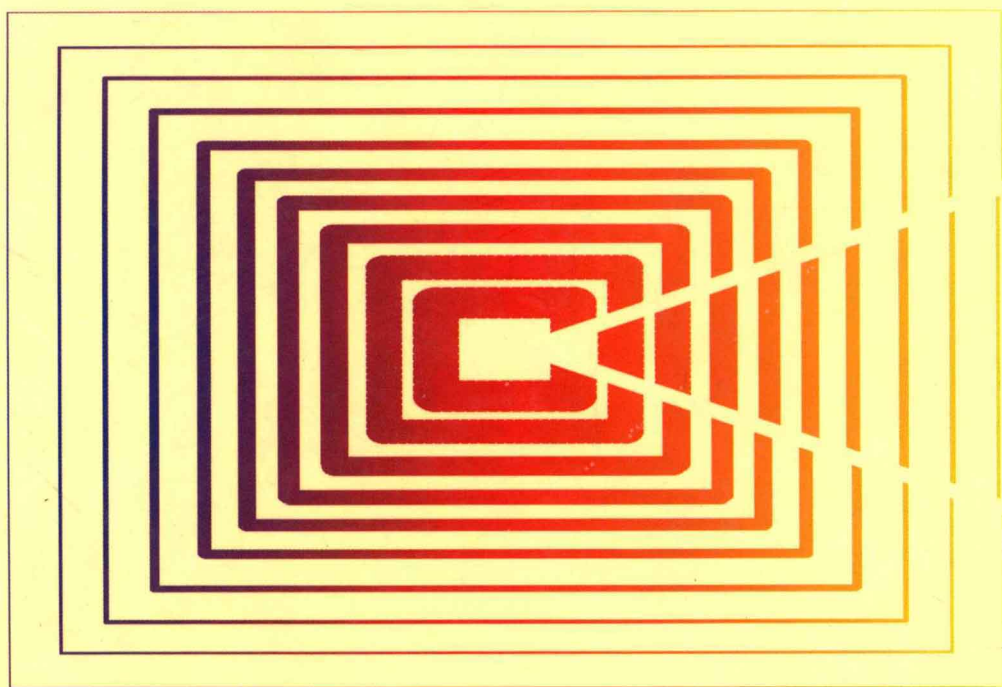



卫生部规划教材
全国高等职业技术教育教材
供高职、高专医学影像技术专业用

医学影像成像原理

主编 李月卿 副主编 李萌



 人民卫生出版社

卫生部规划教材

全国高等职业技术教育教材

供高职、高专医学影像技术专业用

医学影像成像原理

主 编 李月卿

副主编 李 萌

编 者 (以姓氏笔画为序)

王昌元 (泰山医学院)

李 萌 (山东省卫生学校)

李月卿 (泰山医学院)

赵彦辉 (哈尔滨医科大学)

倪红艳 (天津第一中心医院)

黄泉荣 (浙江省医学职业技术学院)

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

医学影像成像原理/李月卿主编. —北京:

人民卫生出版社, 2002

ISBN 7-117-05091-8

I. 医… II. 李… III. 影像诊断-成像-理论
IV. R115

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2002)第 056830 号

本书内封采用黑色水印防伪标识印制。请注意识别。

医学影像成像原理

主 编: 李月卿

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

印 刷: 北京市安泰印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 19.5

字 数: 443 千字

版 次: 2002 年 8 月第 1 版 2002 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 7-117-05091-8/R·5092

定 价: 29.50 元

版权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

目 录

第一章 医学影像成像原理概论	(1)
第一节 医学成像技术的分类	(1)
一、X线成像	(2)
二、磁共振成像	(2)
三、超声成像	(3)
四、放射性核素成像	(4)
五、可见光成像	(4)
六、红外、微波成像	(5)
第二节 医学图像的认识	(5)
一、图像识别的基础	(5)
二、图像识别的方法	(6)
三、图像识别的工具	(6)
第三节 医学成像系统的评价	(6)
一、电磁波透射成像的分析	(7)
二、超声成像与X线成像的比较	(7)
三、形态学成像与功能成像	(8)
四、对人体的安全性	(8)
第四节 医学影像技术展望	(9)
一、开发超高分辨力的显示系统	(9)
二、提高影像设备的性能,增加新的功能	(9)
三、医学影像数字化	(10)
四、医学图像存储与通讯系统	(10)
第二章 X线成像	(12)
第一节 模拟X线成像	(12)
一、摄影的基本概念	(12)
二、模拟X线信息影像的形成与传递	(12)
第二节 增感屏-胶片系统X线成像	(14)
一、医用X线胶片	(14)
二、增感屏	(24)
三、屏-片体系的调制传递函数及扁平颗粒技术	(28)
四、X线照片影像的密度	(32)
五、X线照片影像的对比度	(33)

六、X 线照片影像的模糊	(42)
七、X 线照片影像的颗粒度	(50)
八、X 线照片影像的失真度	(53)
第三节 数字化 X 线成像	(54)
一、计算机数字图像基础知识	(55)
二、计算机 X 线摄影	(62)
三、数字 X 线摄影	(75)
四、数字减影血管造影	(80)
五、医学图像存储与通讯系统	(82)
六、计算机辅助诊断	(84)
第三章 √ X 线计算机体层成像	(86)
第一节 CT 成像原理	(86)
一、CT 成像技术的发展	(86)
二、CT 成像物理原理	(88)
第二节 数据采集与扫描方式	(91)
一、数据采集的基本原理	(91)
二、数据采集原则	(93)
三、扫描方式	(93)
第三节 CT 图像重建	(101)
一、图像构成概念	(101)
二、图像重建的基本要求	(104)
三、图像重建数理基础	(104)
四、图像重建方法	(109)
第四节 CT 图像处理	(117)
一、图像处理功能的种类	(117)
二、显示功能处理	(118)
三、确定和测量兴趣区域	(122)
四、三维 CT	(123)
五、图像的过滤	(124)
六、CT 图像后处理功能	(125)
第五节 CT 图像质量	(128)
一、CT 成像系统的主要技术指标	(128)
二、CT 图像与 X 线照片评价比较	(130)
三、CT 图像质量的参数	(130)
四、典型的 CT 图像干扰	(138)
第六节 多层螺旋 CT	(141)
一、多层螺旋 CT 简介	(141)
二、多层螺旋 CT 基本原理	(143)

三、多层螺旋 CT 优势	(146)
四、多层螺旋 CT 的发展和展望	(149)
第四章 磁共振成像	(151)
第一节 概述	(151)
一、磁共振成像的临床应用	(151)
二、磁共振成像的特点	(152)
第二节 磁共振现象的物理学基础	(153)
一、产生磁共振现象的基本条件	(153)
二、原子核的特性	(153)
三、静磁场的作用	(154)
四、射频磁场的作用	(157)
第三节 磁共振图像的信号	(160)
一、相位的概念	(160)
二、自旋弛豫	(160)
三、自由感应衰减信号	(165)
四、磁共振图像的对比	(167)
第四节 磁共振图像空间定位和重建技术	(172)
一、梯度磁场的概念	(172)
二、层面选择梯度	(173)
三、频率编码梯度	(174)
四、傅里叶变换	(174)
五、相位编码梯度	(175)
六、多层面成像	(177)
七、扫描时间和信号平均	(177)
八、二维图像重建	(178)
九、三维成像	(179)
十、K-空间的概念	(180)
第五节 磁共振成像的序列技术	(181)
一、脉冲序列的基本概念	(181)
二、自旋回波序列	(183)
三、快速自旋回波序列	(184)
四、反转恢复序列	(189)
五、梯度回波序列	(192)
六、梯度自旋回波序列	(196)
七、回波平面成像序列	(197)
八、超快速成像序列的特殊应用	(199)
九、化学位移技术	(202)
第六节 磁共振血管成像及流动定量	(203)

一、时间飞越法 MRA	(203)
二、相位对比法 MRA	(206)
三、对比增强 MRA	(207)
四、磁共振血管成像的图像后处理	(208)
五、磁共振流动定量分析	(209)
第七节 磁共振成像的图像质量	(209)
一、MR 图像质量的评价指标	(209)
二、成像参数对 MR 图像质量的影响	(212)
三、提高图像质量的一些特殊技术	(215)
四、MR 图像的常见伪影	(217)
第五章 超声成像	(223)
第一节 超声波的物理性质	(223)
一、超声波的基本概念	(223)
二、超声波的物理量	(226)
三、超声波在介质中的传播特性	(230)
四、超声多普勒现象	(235)
五、超声的衰减和吸收规律	(238)
六、超声的理化作用	(240)
七、超声的生物效应	(241)
第二节 超声探测的物理基础	(243)
一、超声的发射与接收	(243)
二、超声脉冲回波成像原理	(247)
第三节 超声成像系统	(249)
一、B 型超声诊断仪	(249)
二、M 型超声诊断仪	(251)
第四节 超声多普勒成像系统	(252)
一、超声多普勒成像的工作原理	(252)
二、连续多普勒超声仪	(254)
三、脉冲多普勒显像仪	(255)
四、彩色多普勒血流成像仪	(256)
五、血流的彩色多普勒显示方法	(257)
第五节 其他超声成像原理	(258)
第六节 超声图像质量	(260)
一、超声图像质量评价	(260)
二、超声图像质量的控制	(264)
第六章 放射性核素	(267)
第一节 放射性核素成像	(267)

一、放射性核素的概念	(267)
二、放射性核素的衰变规律	(268)
第二节 放射性核素发生器原理	(272)
一、医用放射性核素的来源	(272)
二、裂变型 ⁹⁹ Mo- ^{99m} Tc 发生器	(274)
第三节 放射性药物	(275)
一、放射性药物及分类	(275)
二、常用放射性治疗药物	(276)
三、放射性药物体内定位机制	(278)
四、放射性药物标记方法	(280)
五、放射性药物质量控制	(281)
第四节 放射性核素示踪技术	(282)
一、定义	(282)
二、基本原理	(282)
三、放射性核素示踪实验	(282)
四、放射性示踪技术的基本问题	(283)
五、放射性核素示踪的特点	(283)
第五节 γ 照相机	(283)
一、 γ 照相机的成像原理	(284)
二、核素成像的基本过程	(285)
三、 γ 照相机的质量控制	(286)
第六节 发射型计算机体层成像	(286)
一、单光子发射型计算机体层成像	(286)
二、正电子发射型计算机体层成像	(288)
实验一 胶片特性曲线的制作及特性值测试	(291)
实验二 增感屏增感率的测试	(291)
实验三 X 线管有效焦点的测试	(292)
实验四 照射野的线量分布	(293)
实验五 X 线管焦点极限分辨力的测试	(294)
实验六 管电压在摄影中的作用	(294)
实验七 X 线影像的几何学模糊	(295)
实验八 CR 系统(见习)	(295)
实验九 CT 成像(见习)	(296)
实验十 磁共振成像实验(一)	(296)
实验十一 磁共振成像实验(二)	(296)
实验十二 超声诊断仪的工作及图像处理(见习)	(297)
实验十三 γ 照相机或 SPECT 成像(见习)	(297)

- (2)磁共振成像:测量人体组织中同类元素原子核的磁共振信号;
- (3)超声成像:测量人体组织、器官对超声的反射波或透射波;
- (4)核素成像:测量放射性药物在体内放射出的 γ 射线;
- (5)光学成像:直接利用光学及电视技术,观察人体器官的形态;
- (6)红外、微波成像:测量体表的红外信号和体内的微波辐射信号。

一、X线成像

传统的X线放射学,开始于1895年德国物理学家威廉·康拉德·伦琴(Wilhelm Konrad Roentgen)对X线的伟大发现。通过X线,人们第一次透过皮肤看到体内的骨骼,开创了对人体进行影像学诊断的先例。到目前为止,各种X线图像数占临床影像总图像数的70%~80%。1896年,英国伦敦一外科医生经X线透视,成功地从病人手中取出一枚钢针异物。但初期的X线检查只限于观察有自然对比的影像,人工对比检查是在1920年对比剂发明以后开始的。以后的近百年里,X线图像随着其他相关学科的发展,在灵敏度、分辨力以及解决影像重叠问题等方面都得到了显著的改变。但是这种普通X线成像(屏-片系统成像)是一种模拟成像,是在X线摄影范围内,X线照片、荧光屏的记录或显示从几乎完全透明(白色)到几乎不透明(黑色)的一个连续的灰阶范围。它是X线透过人体内部器官的投影,这种不同的灰度差别即为任何一个局部所接受的辐射强度的模拟;从另一角度讲,是相应的成像组织结构对X线衰减程度的模拟。影像的亮度(黑化度)可以取任何一个不确定的值,是连续分布的,只受最大值和最小值的限制。

1972年英国工程师G. N. Hounsfield发明的X线计算机体层扫描技术(CT),它以高密度分辨力和无重叠的清晰的体层图像,显示出普通X线检查所不能显示的病变,显著地提高了临床诊断的正确性和效率。至今,CT技术几经发展,已进入电子束扫描阶段,极大地提高了成像速度。1989年,螺旋CT问世,使CT技术在临床应用上又有新的发展。

近几年,在X线成像方面最重要的发展是采用影像板(imaging plate,IP)、平板探测器(flat panel detector,FPD)来代替屏-片系统,应用各种探测器将X线信息转换成电信号,达到数字化成像。数字X线成像包括计算机X线摄影(computed radiography,CR)、数字X线摄影(digital radiography,DR)和数字减影血管造影(digital subtraction angiography,DSA)等。数字X线成像获得的是数字化信息,可以通过计算机对图像信息进行各种处理,改善影像的细节、降低图像噪声、进行灰阶、对比度调整与影像放大、数字减影等,显示出在未经处理的影像中所见不到的特征信息;可借助人工智能等技术对影像作定量分析和特征提取,可进行计算机辅助诊断;可将数字化图像信息传输给图像存储与通讯系统(picture archiving and communication system,PACS),实现远程诊断和远程医学。

二、磁共振成像

1946年美国斯坦福大学的布洛赫(Felix Bloch)和哈佛大学的珀塞尔(Edward Purcell)首先发现了磁共振现象,由此产生的磁共振波谱学被广泛地用于对物质的非破坏性

分析。20 世纪 70 年代美国纽约州大学的达马迪安 (Raymond Damadian) 和劳特伯 (Paul Lauterbur) 用于医学成像, 20 世纪 80 年代被快速地发展起来成为医学影像新技术。

MRI 检查技术是在物理学领域发现磁共振现象的基础上, 于 20 世纪 70 年代末继 CT 之后, 借助电子计算机技术和图像重建方法的进展和成果而发展起来的一种新型医学影像技术。

MRI 是通过对静磁场中的人体施加某种特定频率的射频 (radio frequency, RF) 脉冲, 使人体组织中的氢质子受到激励而发生磁共振现象, 当中止 RF 脉冲后, 氢质子在弛豫过程中发射出射频信号 (MR 信号) 而成像的。与包括 CT 在内的其他成像技术相比, MRI 具有以下显著的特点: ①以射频脉冲作为成像的能量源, 而不使用电离辐射, 因而对人体安全、无创; ②图像对脑和软组织分辨力极佳, 能清楚地显示脑灰质、脑白质、肌肉、肌腱、脂肪等软组织以及软骨结构, 解剖结构和病变形态显示清楚、逼真; ③多方位成像, 能对被检查部位进行轴、冠、矢状位以及任何倾斜方位的层面成像且不必变动病人体位, 便于再现体内解剖结构和病变的空间位置和相互关系; ④多参数成像, 通过分别获取 T_1 加权像 (T_1 weighted image, T_1 WI)、 T_2 加权像 (T_2 weighted image, T_2 WI)、质子密度加权像 (proton density weighted image, PDWI) 以及 T_2^* WI、重 T_1 WI、重 T_2 WI, 在影像上取得组织之间、组织与病变之间在 T_1 、 T_2 、 T_2^* 和 PD 上的信号对比, 对显示解剖结构和病变敏感; ⑤除了能进行形态学研究外, 还能进行功能、组织化学和生物化学方面的研究。正是由于上述特点, 使该项技术在 20 年的时间内得到了广泛的应用并显示出它的强势。由于该技术所具有的潜力, 也使它成为目前发展最为迅速的医学成像技术之一。

三、超声成像

超声成像是继 X 线成像之后发展最迅速、推广应用普及最快的一种成像方法, 超声成像在医院中应用, 大概仅次于 X 线成像。目前临床上使用的超声成像系统 (即 B 型超声显像仪) 大多是采用脉冲回波方式成像, 即用一个短暂的电脉冲激励换能器晶片, 使之振动产生超声波并射入体内, 进入人体的超声波在遇到组织界面时, 就会产生较强的回波信号。根据接收到的回波信号可以直接获取扫查平面上的人体结构图像。超声成像的突出优点是对人体无损、无创、无电离辐射, 同时它又能提供人体断面实时的动态图像, 因而广泛地用于心脏或腹部的检查。超声成像除了断面成像外, 还可借助经典的多普勒原理进行超声血流测量, 用于对心血管与脑血管等疾病诊断。

近年发展起来的三维图像重建技术是一种全新的临床检查方法, 包括观察心脏立体形态及其动态的三维超声心动图 (dynamic three-dimensional echocardiogram) 和显示其他非活动脏器的三维图像。超声三维重建图像可使切割线的位置任意选择, 图像任意旋转, 以能够清晰显示所预定的观察目标, 如脑、胆、肾、肝、胎儿、眼等。20 世纪 80 年代初问世的超声彩色血流图 (CFM) 是目前临床上使用的高档超声诊断仪, 其特点是把血流信息叠加到二维 B 型超声图像上, 在一张图像上既能看到脏器的解剖形态, 又能看到动态血流, 它在心血管疾病的诊断中发挥了很大的作用。

用于成像的超声波波长必须小于 1.0cm, 频率高于 0.15MHz 才具有分辨力, 可在人体检查上应用。因为超声波在人体组织中的衰减与声频近似成反比关系, 故应根据探查

组织的深度及分辨力要求灵活选用超声波频率。对于腹部等较深部位的成像,人们选用 1.0~3.0MHz 之间的频率;而对于穿越长度较短的部位成像,如眼部或其他浅部组织,声频可达 20MHz。用于血管内的超声探头频率高达 40MHz。

四、放射性核素成像

放射性核素(radionuclide)成像主要是利用人体内不同组织对放射性核素的吸收状况不同,通过示踪剂在体内和细胞内转移速度和数量的差异及变化而产生特征图像,从而提供脏器的形状、大小、功能和血流量的动态测定指标,以及测量病变部位的范围,能反映体内生理、生化和病理过程,可以显示出组织、器官的功能等。核素成像是目前核医学研究和临床诊断所采用的主要手段。

核医学成像中所使用的 γ 射线的能量范围一般在 25keV~1.0MeV 之间,这与 X 线成像时应用的能量相近,但平均能量要高些。尽管图像的分辨力较低(约为 1cm 左右),仍是临床诊断中的重要工具。

放射性核素成像技术发展很快,最早采用的仪器是 1951 年的放射性同位素扫描仪(即闪烁扫描仪 scintiscanner)。1958 年,美国人 Anger 研制的 γ 闪烁照相机(gamma scinticamera)具有快速显像的本领,使得核素影像诊断从静态进入到动态观察,能够指示脏器的生理代谢功能。20 世纪 80 年代初,放射性核素扫描与 CT 技术结合起来,研制出发射型计算机体层扫描术(emission computed tomography,ECT)。这一技术不仅对各种脏器及其病变进行立体显像,能动态观察各种脏器的形态、功能和代谢的变化,而且能进行体层显像。

发射型 CT(ECT)可分为单光子发射型计算机体层(single photon emission computed tomography, SPECT)与正电子发射型计算机体层(positron emission computed tomography, PET)两类,两者的数据采集原理不相同。目前,ECT 在临床上已得到较广泛的应用。PET 有许多引人注目的地方,用它来研究人脑功能等,有其独特的优点。

五、可见光成像

可见光成像在医学上的应用主要是内镜技术,它提供了方便、直观和费用较为低廉的诊断方法。自从 1958 年第一台纤维胃镜诞生以来,至今制成了光纤内镜、电子内镜、超声内镜、激光内镜等各种不同性能的内镜,电子内镜抛弃了光导纤维传像的方式,在镜头端装有一只微型电视摄像机,由电荷耦合器件(charge coupled device, CCD)将顶端物镜所成的图像变换为电视信号,再经转换成为光学图像。它对腔内状态既可直接屏幕显示,供多人同时观察,也可用磁带录像机录像或打印机输出;还可直接夹取活体组织进行活检、止血和局部病灶治疗。目前,内镜的使用范围已由消化道扩展到泌尿、循环、呼吸、生殖等多个系统,以及腹腔、耳、喉、血管、关节腔等器官。

激光是一种特殊的光源,用它制成的激光纤维内镜已成功地用于支气管癌、肺癌等疾病的腔内诊治。激光全息摄影技术能神奇地复原出被摄体的立体图像,激光透照影像能很好地显示体内异物和骨骼畸形。这些检查技术有的已用于临床诊断。

六、红外、微波成像

红外成像在医学上主要用于人体浅表疾病的探查,其主要技术可分为被动成像方式的红外热像术和主动成像方式的红外摄影术。

红外医学成像的最大优点,一是对人体无辐射损害;二是不会因检查而引起人体状态的改变;三是操作方法简便、经济,是一种具有应用前途的医学影像检查方法。

微波是指波长从 $0.001\sim 1\mu\text{m}$ 波段的电磁波($3\times 10^8\sim 3\times 10^{12}$ Hz),除利用微波热效应制成的各种临床治疗仪器外,微波还是 CT 机的一种理想能源,也可作为显微镜的“光源”。近年来微波医学成像技术在不断进步。

除了上述各种成像技术外,还有利用人体组织的电阻抗成像等。

第二节 医学图像的认识

医学图像的认识是一个很复杂的过程。医生在判读图像时要把图像与解剖学、生理学和病理学等知识作对照,还要根据其经验来捕捉医学图像中有意义的细节和特征,所以要从一幅或几幅医学图像中判断是否有异常或属于什么病是一种复杂的过程。医学图像的认识就是将图像与解剖学、生理学、病理学知识作对照,捕捉图像中有意义的细节和特征,来判断是否有异常或属于什么性质。

为了提高医学图像的认识能力,应该从以下几个方面努力。

一、图像认识的基础

充分理解、掌握成像原理和方法是医学图像认识的基础。对一幅医学图像,有时不能完全地分析出图像所具有的信息。一般来说,图像表现为不同灰度的区域组合,不同区域具有特定的灰度等级,不同区域间具有不同对比度,并有组织的形状、位置、大小等特点。这些灰度等级、对比度差异和形状、位置、大小等特点,有可能使医生用来阐述图像的某些区域与实际解剖特征间的关系,从而确定是否存在异常。除了解剖学的形态识别外,区域灰度、区域间的相对灰度也可能成为辨别器官的生理、生化功能和代谢状况的依据。可见,从成像原理和方法上理解图像中的不同灰度区域的形成原因,理解区域的形态、位置和尺寸的构成原因,理解图像中的区域间相对灰度的变化原因等,对正确识别医学图像是非常重要的。特别是在医学图像中有的由于成像方法和条件的不同,得出的图像有很大差异时,从成像方法上理解分析医学图像就尤为重要。如磁共振成像中,由于所用的射频脉冲的性质和成像序列的不同,得出的影像的信息是不同的,形成的图像有很大的差异;即使是同种方法,由于射频脉冲的时间间隔不同,所得的图像也有很大差别。由于时间间隔大小不同,在图像上,不但病变组织与正常组织的对比度不同,正常组织间,如大脑中的脑灰质和脑白质的对比度也不相同。又例如在 CT 成像时,由于图像重建所选用的滤波函数不同,得出的图像就有差异;ECT 中的窗宽选的不同,所得图像也不相同。可见利用各种诊断仪器得到的不同医学图像进行诊断时,掌握成像原理、方法和成像条件是十

分重要的。

二、图像识别的方法

理解、掌握图像处理原理,是医学图像分析识别的重要方法。直接从医学成像方法中产生的原始图像可以用多种方法加以改善,如不需要的细节可以经处理被抑制,需要的细节可以被增强,以便在大的动态范围内得到更好的显示。经图像处理可以降噪、边缘增强等,以便把感兴趣的部分分离出来。增加对比度处理是把所有存储单元中的数值加倍,存储单元间显示对比度也加倍,可使单元间的差异变得更加易于辨认。窗口技术是使小范围的数值占据整个显示灰度的动态范围的处理,高于窗宽上限阈值的数值显示白色,低于窗宽下限阈值的数值显示黑色。直方图改善处理可以使显示器的整个灰阶动态范围得到更好的利用。人们将每种灰度等级的像素数目分布图叫做像素灰度等级直方图。直方图改善处理就是将个别存储单元的数值进行更换,使像素数目分布更均衡。通常,某些灰度等级范围内,像素数目有一集中分布,如骨、软组织和空气等,其结果表现在图像中有一个相同灰度和低对比度的像素所构成的大区域的图像。若改变某些像素的灰度等级,使直方图的像素数目分布更均匀,则可增加其大区域内的对比度,改善对图像的观察效果。另外还有一些处理如平滑处理,像素的新数值取决于 n 个(如 9 个)像素的平均值,即像素本身数值和它最相邻的 $n-1$ 个像素的值;这个平均值可以是直接平均,也可以是加权平均。平滑处理主要用于降低噪声。边缘增强处理也是涉及相邻像素的一种处理,其原理和平滑处理相同,但边缘增强处理中,相邻像素的权重是负数,是两个像素的差值运算而不是平均运算。

这种经处理过的图像是原始图像经过如上所述的各种处理的图像,在进行图像分析时理解其变换原理、追溯其成像本质是必要的。同时处理后的图像消除或减少了无用的因素,改善了图像的质量,使之变得更易于分析识别。

三、图像识别的工具

熟悉图像后处理技术,使之成为图像识别的有力工具。对已获得的图像再进一步处理,定量估值以及组成三维图像等称为图像的后处理,其主要目的是使图像的某些特征更明显,并能加以提取和定量估算。

常采用的后处理技术有:①用不同的灰度等级或颜色来显示图像的量值;②兴趣区(region of interest, ROI)的显示和测量(如距离、角度等);③部分图像区域的扩大和旋转;④图像的平滑和对比度增强;⑤多幅图像同时显示、比较和图像相减;⑥三维图像重建;⑦特征提取和分类、病变部位的识别和定量分析等。使用者了解各种后处理功能,可根据需要合理地选择使用,将对图像分析提供极大的方便。

第三节 医学成像系统的评价

纵观上面提到的各种成像方式,它们在成像原理、成像参数及适用范围等方面各不相

同。实际上,这些不同的成像系统并不能相互取代,在临床应用中起着相互补充的作用。因此,在评价一个成像系统时,应从各个不同角度全面分析成像系统的优缺点,并指明其临床适用的范围。

一、电磁波透射成像的分析

我们可以将医学成像的模式或方法粗略地分为两类:在大多数情况下,医学影像的获得有赖于某种形式的能量与人体组织相互作用的物理过程(如 X 线成像、超声成像、磁共振成像等);也有一些医学影像是反映人体生命过程中自身发出的某种信息(如红外成像等)。

在用透射方法成像时,并不是所有的电磁波都可以用来进行医学成像。需要考虑的主要因素是分辨力与衰减,从分辨力的角度考虑,用于成像的辐射波的波长至少应小于 1.0cm。

此外,当射线照射人体时人体组织会将其部分吸收或散射,或者说对射线起到了某种衰减作用。如果衰减得过多,那么只有少量射线透过人体,很难检测到。反之,若射线几乎毫无衰减地透过人体,则不可能得到对比清晰的图像。因为图像的对比度是靠经过一定的衰减后射线强度的差异来形成的。红外、可见光及紫外线照射人体时产生过度的衰减,不能用于透射成像。

二、超声成像与 X 线成像的比较

由于超声波与 X 线在人体组织中的传播过程不同,因而这两种成像方式有明显不同的特点。

目前临床上使用的超声仪器都是采用反射回波成像的方法。在反射回波成像系统中,可以根据超声波往返传播的时间来决定探查的深度。据测定,超声波在水中或大多数人体组织中的传播速度约为 1540m/s,在体内传播 1cm 距离的时间约为 $6.5\mu\text{s}$,在这个数量级的时间内,现代电子技术完全有能力区分来自人体不同深度处的回波信号。也就是说,超声成像可直接获取三维空间中某一特定点的信息,这正是通过超声成像方法可方便地获取人体断面的主要原因。显然,在 X 线成像系统中是做不到这一点的。

医学诊断用的超声波其波长一般选择在 0.5mm 左右,它在人体中传播时将发生衍射,从而造成图像分辨力的降低。这是超声成像制约因素。在 X 线成像中,射线的波长短,它在人体中传播时不发生衍射且传播速度与人体组织基本无关,这是能获得高分辨力图像的原因。

此外,X 线与超声在人体中不同的传播特性也决定了它们各自在临床中的适用范围。例如,脉冲回波式超声对观察实质性脏器的软组织结构是很合适的,但对胸腔检查,超声波方法就不行了。相反,用 X 线来探查胸腔则是很成功的,但探查腹部时则很难分辨出内部的脏器(软组织对 X 线的衰减差异小)。上述例子告诉我们,超声与 X 线成像适用于不同的部位,而在许多情况下它们起到了互补的作用。

三、形态学成像与功能成像

X线成像所能显示的是人体结构的解剖学形态,对疾病的诊断主要是根据形态上的密度变化,它较难在病理研究中发挥作用。尽管放射性同位素图像的分辨力是比较低的,但是它能直接显示脏器功能,特别是代谢方面的问题,功能成像在临床诊断与医学研究中已越来越显示出它的作用。

功能成像一般可分为有源的和无源的两类。将某种放射性物质引入人体内,通过在体外检测其辐射能量来判断某个脏器的功能,属于有源的方法。直接检测人体在生命过程中产生的围绕人体的物理场及各种辐射,同样可用于脏器功能的检查,这种方法属于无源的方法。例如,测定红外热辐射可了解皮肤毛细血管中的血流状态,人体电场与磁场的测定可用于判断心脏、大脑和肌肉的生物电活动等。尽管许多功能成像方法得到的图像分辨力比较低,但它所提供的关于脏器功能方面的信息却越来越得到人们的重视。

值得提出的是,磁共振图像不仅能提供组织形态方面的信息,而且可以提供有关脏器功能及组织化学特性方面的信息,并具有较高的图像分辨力,是一种很理想的成像方法。

四、对人体的安全性

在评价医学成像系统时,一个需要特别注意的问题是对人体的安全性。电离辐射对人体造成的损伤可大致分为两种:一种属于对照射体的直接损伤,如局部发红、脱发、有可能增加某些疾病(如白血病)的发病率等;另一种损伤是属于遗传性的,可能会影响到下几代。考虑到X线对人体可能的伤害,进行X线检查时应尽可能设法减少对人体的照射剂量。

放射性同位素成像也会给人体造成电离辐射损伤。但在评价两者对人体的损伤时,应注意其差别。在X线摄影中,尽管辐射的强度相对比较大,但病人只是在一个很短的时间里接受照射。放射性同位素成像用的放射性材料的浓度虽然是很低的,但放射性药物对人体的照射则会持续一段时间,直至其排出体外或衰变完了。因此,在选择放射性材料时,应考虑的一个重要因素是要求其具有较短的半衰期。

目前统计数据表明,医学诊断中使用的超声波照射水平不会对人体造成伤害。由于超声成像中对人体无损、无创,因而在临床中得到了越来越广泛的应用。特别是对那些敏感的区域,如胎儿与眼部的检查,使用超声检查要比X线安全得多。不过,对发育初期的胚胎,即便是超声方法也应慎用。

总之,学习各种医学成像技术时,应注意全面了解其成像机制、能量与人体组织相互作用时的物理过程、图像的分辨力、成像速度、临床适用的范围及对人体的安全性等各种因素,从而作出成像方法正确的选择和全面、客观的评价。几种主要影像成像技术比较见表1-1。

表 1-1 四大成像技术比较

成像技术	成像方式	测试对象	观察目的	信息量	成像效果
普通 X 线	各组织对 X 线吸收不同	吸收系数	组织形态	大	三维组织成像在二维平面上
CT (适用于脑、肾、胆囊、血栓)	各组织对 X 线吸收差异；计算机图像重建与处理	吸收系数	组织形态	中	二维断面影像；空间分辨率较屏-片系统差；密度分辨率高。
MRI (适用于脑、心、肾、胆囊、血栓)	利用生物组织中氢、磷原子序数为单数的原子核的磁共振现象；重建图像	质子参数 密度分布 T ₁ 、T ₂	组织形态 化学组成	大	二维分布像；空间分辨率较 CT 差；脏器对比度较大。
USI (适用于心、胆囊、胎儿、血管系统)	MHz 超声脉冲辐射人体时，遇声阻抗变化界面发生反射、散射的声回波像	声阻	体内界面 形状	中	分辨率较高
核素成像 (ECT、γ 相机等)	自发射；重建成像	核素(放射性)分布	组织形态 器官代谢 功能	小	获得体内脏器和组织的形态图像；观测器官的功能；观测组织的生理、生化现象

第四节 医学影像技术展望

现代医学影像学未来发展趋向是，在保证人身安全的前提下，努力改进信息传递方式，提高信息传递效率并开创新的信息表达方式，提高图像显示质量；其最终的医疗意义，不外是更精确地发现人体组织初期病理变化，为早期诊断、治疗提供依据。

一、开发超高分辨力的显示系统

这种系统类似于胶片屏幕图像，使之能够对多达 2560×2048 像素的图像中的微小细节进行研究。每个像素用 12bit 灰度值或覆盖信息进行储存，这样便能做到以更精确的方法收集形态学方面的定性、定量的信息。

二、提高影像设备的性能，增加新的功能

分析各种影像技术的成像原理，磁共振具有进一步探索微观结构变化的可能性，测定分子三维空间结构图像的磁共振波谱成像(magnetic resonance spectroscopy, MRS)虽还比较年轻，但它是今后若干年内引人注目的科研开发课题。

在超声医学成像技术方面，扫描制式发展成 256 个阵元的线阵型和相控阵型的多晶电子扫描，探头的高频和形状多样化，彩色血流成像(CFM)研究高速和低速血流测量新方法，

开展腔内超声成像和术中超声成像,数字处理三维图像显示。目前,高性能的 CFM 和超声 CT 的研制,进一步开展介入性超声和 CFM 临床应用等,皆成为超声医学的重要课题。

CT 是惟一能显示 0.1mm 以下细节的诊断手段。但它仍面临着继续提高空间分辨力和扫描速度的问题,及重点研究疾病在新陈代谢方面的变化,以便在组织学上的镜下改变之前作出疾病的诊断。然而,它的造价之高昂又对性能的改善起着制约作用,因此,如何降低其成本也成为技术上需要解决的问题。

核医学成像则可对脏器功能和代谢进行多种检查。可见光成像通过染色可提高观察灵敏度。

三、医学影像数字化

医学影像成像的方法有两种:模拟方法和数字方法。普通屏-片系统成像、光学系统成像和电视技术的图像都属模拟成像方式;而计算机化的各种医学影像成像如 CT、MRI、DSA、ECT、超声、微波等都是采用数字方法给出图像信息的。目前,数字方法成像的比例越来越大,这归功于计算机的图像处理技术的成熟。为了适应综合影像诊断技术发展的需要,将 CT、CR、US、MRI 等图像技术组成综合利用的诊断系统(图 1-1),即性能良好的综合数字图像诊断装置(TDIS)将得到发展。随着计算机技术、数字图像处理技术及其他相关技术的发展,医学成像系统将向着从模拟图像到数字图像、从平面图像到立体图像、从局部图像到整体图像、从宏观图像到微观图像、从静态图像到动态图像、从形态图像到功能图像、从单一图像到综合图像等方向发展。这就是要获得多时相(动态)图像、多维图像、多参数图像、多模式图像,以供临床多种诊断指标(包括病灶检测、定性,脏器功能评估,血流估计等)、治疗(包括三维定位、体积计算、外科手术规划等)的多种参考以及多地域显示观察。

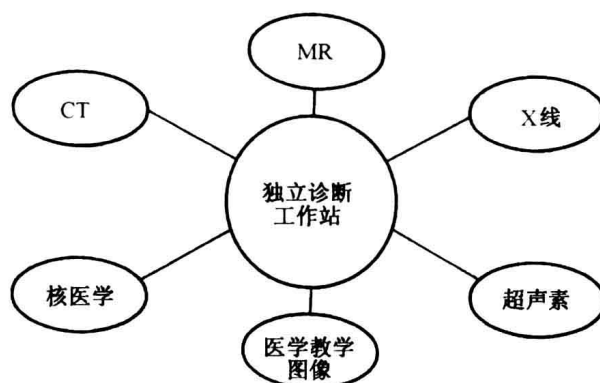


图 1-1 独立诊断工作站联网系统

四、医学图像存储与通讯系统

数字图像不但具有高分辨力和好的图像质量,也有利于图像的远距离传送。将医学