

模块 1 医学影像质量管理基础	1
项目 1 医学影像技术概述	1
一、医学影像技术发展历程	1
二、医学影像成像过程	5
三、医学影像基本概念、术语	7
四、英文短语及英文缩写词	31
项目 2 医学影像质量管理基本知识	33
一、国内外影像质量管理学发展概况	34
二、医学影像质量管理必要性与质量管理原则	34
三、影像质量管理目标与措施	34
四、影像质量管理体系基本概念	35
五、英文短语及英文缩写词	36
项目 3 影像质量管理活动	36
一、影像质量管理程序	36
二、影像质量管理方法	37
三、影像质量评价方法	39
四、模拟成像与数字成像质量评价方法比较	39
五、英文短语及英文缩写词	40
模块 2 影像设备应用质量检测	41
项目 1 X 线诊断装置应用质量检测	41
一、X 线摄影装置性能检测项目与性能指标	41
二、X 线质的检测	42
三、X 线诊断装置特性参数的检测	45
四、X 线装置准直器性能的检测	49
五、X 线诊断检查受检者剂量的检测	53
六、CR 与 DR 系统性能检测	56
七、英文短语及英文缩写词	58
项目 2 摄影后处理装置应用质量检测	59
一、自动洗片机应用质量检测	59
二、激光打印机应用质量检测	61

项目 3 CT 扫描装置的性能检测	69
一、CT 扫描装置高压特性的检测	70
二、CT 扫描装置密度分辨率的检测	72
三、CT 扫描装置空间分辨率的检测	74
四、CT 值及其线性的检测	75
五、CT 影像噪声的检测	76
六、CT 扫描辐射剂量的检测	77
七、CT 影像均匀性的检测	79
八、CT 扫描层厚的检测	82
九、螺旋 CT 的相关性能检测	83
十、英文短语及英文缩写词	84
项目 4 MRI 装置的性能检测	85
一、检测参数	85
二、检测用水模体	86
三、检测模体	86
四、检测方法	87
五、英文短语及英文缩写词	88
模块 3 影像设备日常维护与保养	89
项目 1 X 线机的保养与维护	89
一、X 线机使用原则与注意事项	89
二、X 线机的日常保养与维护	90
三、X 线机的主要部件定期保养与维护	91
四、X 线机整机的定期检修	92
项目 2 CT 机的保养与维护	93
一、日常保养与维护内容	93
二、保养时间表	97
项目 3 磁共振成像设备的保养与维护	99
一、磁共振成像硬件设备保养与维护	99
二、表面线圈保养与维护	100
三、其他辅助配件保养与维护	100
四、MRI 设备各部件的保养时间表	101
模块 4 医学影像质量管理实践	103
项目 1 X 线影像质量管理与质量控制	103
一、X 线影像质量管理与质量控制总要求	103

二、X 线影像质量评价方法	105
三、X 线影像质量评价标准	106
四、英文短语及英文缩写词	133
项目 2 CT 图像质量控制	133
一、评价 CT 图像质量参数	134
二、CT 成像技术参数	137
三、CT 图像处理技术	140
四、CT 图像的质量控制	143
五、英文短语及英文缩写词	146
项目 3 MR 图像质量控制	147
一、评价 MR 图像质量参数	147
二、MR 成像技术参数	150
三、MR 图像的质量控制	154
四、英文短语及英文缩写词	160
项目 4 DSA 图像质量控制	161
一、DSA 后处理技术	161
二、DSA 图像的质量控制	163
三、英文短语及英文缩写词	164
模块 5 影像质量控制相关文件规定	166
项目 1 我国常规 X 线影像质量标准	166
项目 2 欧洲放射诊断影像质量标准导则	169
一、前言	169
二、目的	170
三、优质影像性能的一般准则	171
四、应用指南	172
五、相关术语解释	173
六、常规 X 线检查的影像质量标准	174
项目 3 计算机体层摄影(CT)的质量标准	180
一、前言	181
二、目的	182
三、履行指导	186
四、质量标准列表的术语描述	187
五、CT 质量标准列表	188
参考文献	213

附录 质量管理用语中英文对照	214
一、一般质量管理用语	214
二、精密管理用语	216
三、设备可靠性用语	218
四、医院管理用语	220
五、经济管理用语	220
六、设备管理用语	222
七、相关设备器材用语	224
八、QC分析用语	225
九、设备故障分析用语	227
十、自动冲洗机质控用语	228



知识目标

说出医学影像成像中的基本概念、基本术语及质量管理基本概念；说出 X 线成像、CT 成像和磁共振成像原理。



技能目标

能运用质量管理相关原理实施影像质量管理和质量控制。



态度目标

养成严谨求实的科学态度，科学运用医学影像为人类健康事业服务。

项目 1

医学影像技术概述

医学影像技术是利用多种专门成像装置，获取人体内部结构信息，以影像方式呈现，供临床诊疗用的一门技术，它是集医学、光学、电子学、机械工程学、计算机科学等多门学科交叉形成的综合性应用学科。

医学影像技术工作是医学影像科的重要工作内容之一，它的工作质量直接影响医学影像科工作效果。医学影像技术工作是研究在成像过程中，如何正确运用成像手段，使受检者以最小的代价（辐射损伤、费用等），最大限度地获取人体解剖结构和病理信息，获得符合临床诊疗要求的影像，具体研究内容包括：X 线摄影体位设计、X 线摄影条件选择、静脉肾盂造影等造影检查技术应用、乳腺 X 线摄影等特殊检查技术应用、摄影后处理及照片打印技术应用、电子计算机横断层扫描技术应用、磁共振成像技术应用和放射诊断影像质量评价及管理。

一、医学影像技术发展历程

（一）X 线摄影检查发展过程

1895 年 11 月 8 日，德国物理学家威廉·康·伦琴在实验室做阴极射线管试验时，发现了 X 线（图 1-1-1）。

1895 年 11 月 22 日，第一张 X 线照片产生。据文献记载，第一张 X 线照片是伦琴夫人手部的照片（图 1-1-2），伦琴利用阴极射线管试验装置对其夫人手部进行拍摄，曝光时间约 15 分钟，摄影板被处理后，伦琴夫人手部骨的透亮影像显示在周围肌肉的黑影中。



图 1-1-1 X 线发现者伦琴像



图 1-1-2 伦琴夫人的手像

从伦琴发现 X 线并开始应用之后, X 线影像记录方式、X 线摄影设备和围绕 X 线影像质量提升的相关技术逐渐发生了很大变化。

1895 年,涂有一层乳剂的玻璃板、可卷曲的透明胶片和感光纸已广泛应用于普通的可见光摄影中,伦琴夫人手部照片就是利用涂有一层乳剂的玻璃板作为记录影像的材料,感光材料乳剂涂层比较厚,这是因为厚银层乳剂对 X 线作用敏感,能够记录较宽范围的 X 线摄影密度。由于产生的影像对比度低,特别是一些对 X 线吸收衰减程度比较接近的组织器官,其影像对比度更低,高对比度(高反差)的显影剂应运而生。

1897 年,钨酸钙增感屏研制成功并应用于 X 线摄影中,因为含银类感光材料对可见光敏感,使用增感屏后可大大降低曝光量。

1913 年,硝酸纤维素片基胶片问世,并配合增感屏组合使用,由于硝酸纤维素片基胶片易燃,被称为“不安全”胶片。1918 年,双面乳剂膜胶片出现,配以双面增感屏,大大提高了胶片感光效应,减少了曝光量。由于曝光量的降低,使缩短曝光时间成为可能,继而出现了活动式滤线器来消除散射线,提高了影像对比度。活动式滤线器的运动活动时间有限,若曝光时间较长,便无法使用这种活动滤线器,否则会在照片上留下铅条影,影响诊断。1924 年,醋酸纤维素片基的使用,提高了胶片的安全性。1933 年, X 线胶片的片基开始被染成蓝色,以减少可见光透过透亮区时对观片者眼睛的刺激。20 世纪 50 年代末,聚酯片基取代了醋酸纤维素片基,这种胶片片基更薄,减少了双面乳剂胶片的视差问题。

20 世纪 70 年代初期,影像增强管的稀土荧光体的研究,推动了稀土增感屏 X 线摄影技术的发展。稀土增感屏的荧光体, X 线发光效率高,曝光量进一步降低,减少了被检者的 X 线吸收剂量。

稀土增感屏有发绿色荧光和发蓝色荧光的增感屏,不同增感屏发光光谱与各自相对应的 X 线胶片的吸收光谱匹配,使曝光条件进一步降低。荧光交叠效应的控制技术与新型扁平颗粒乳剂的联合使用,可进一步提高屏-片系统的成像质量。

1920 年前被称作 X 线应用初级阶段,人们还没有认识到电离辐射损伤问题,呈现滥用 X 线现象,甚至用 X 线治疗牛皮癣等。直到 1920 年之后,才采用各种 X 线防护装置,对技师和患者进行必要防护。

1920—1950 年,称为 X 射线临床应用与开发阶段。1921 年滤线器开始使用,1929 年出现旋转阳极 X 线管,1930 年和 1951 年分别研制成功 X 线体层摄影装置和多轨迹体层摄影装置,1942 年开始使用光电限时器装置,1948 年影像增强器出现,1956 年自动洗片机问世,1968 年荧光缩影摄影装置出现,这些摄影装置和器材的问世,使模拟影像的摄影技术得到了广泛的发展。

钨靶 X 线管的开发,使乳腺等软组织 X 线摄影成为可能。口腔专用的牙片摄影机、曲面体层摄影机以及锥形束 CT(cone beam computed tomography, CBCT)的开发,使得牙齿影像检查技术得到全面发展。

1972 年,CT 技术诞生,使放射学影像开始实现数字化。20 世纪 80 年代后,在 X 线摄影设备中相继开发应用了 CR 成像装置、DR 成像装置,进入 21 世纪以来,CR 和 DR 技术得到广泛应用,许多全新的数字化成像设备相继出现,使 X 线摄影进入了全面数字化时代。数字 X 线摄影技术的发展与模拟 X 线摄影技术的发展有所不同,数字 X 线摄影技术的进步不但体现在硬件水平上的提高,更反映在软件水平上的升级。

计算机 X 线摄影(computed radiography, CR),是使用含有光可激发存贮荧光体的成像板(image plate, IP)作为载体的一种数字化摄影技术。该技术自 20 世纪 70 年代开始研究,到 20 世纪 80 年代初应用于临床,进入 20 世纪 90 年代以后,随着 CR 技术的日益成熟,在国内外得到普遍应用。CR 技术的发展,前期主要是 IP 的改进,提高其转换效率及使用寿命。2003 年 CR 在潜影读出技术上发生了很大变化,出现了线阵阅读和双面阅读技术。线阵阅读是 CR 阅读器扫描方式的改进,即由点激光扫描改为线激光扫描,加快了扫描速度,提高了整体采集效率。双面阅读技术的 IP 采用透明支持层,使用双面 CR 阅读器处理,双面同时采集 IP 信息,因此提高了输出信噪比,获得更好的影像质量。

直接数字 X 线摄影(direct digital radiography, DDR)或称数字 X 线摄影(digital radiography, DR),是另一种常用数字 X 线成像技术,它是采用平板探测器(flat panel detector, FPD),直接获得数字化影像的摄影技术。1995 年北美放射年会上报道了非晶硒直接转换静态平板探测器。1997 年,出现采用间接转换 FPD(非晶硅)和直接转换 FPD(非晶硒)的应用报道。2001 年,应用大面积 FPD 进行数字 X 线透视和 10~30 帧/秒 X 线摄影,这种动态 FPD 技术的开发,促进了数字合成体层成像在临床的应用和发展。

数字 X 线摄影图像处理软件的进步,使得这种新技术先进性更加突出。图像处理软件中的组织均衡处理软件,其特点是根据不同部位自动使每幅图像最优化,也就是自动调整原曝光图像中过亮及过暗区域的灰度,使一幅图像中的各解剖结构的亮暗程度显示更加均匀、协调,从而提高原曝光图像中过亮或过暗部位的对比度和细节的显示能力。还有许多专用软件,如自动噪声控制、长肢体拼接成像(全脊柱摄影、全下肢摄影等)、能量减影、自动质量控制软件等。这些软件的开发和应用,有助于充分利用和发挥数字 X 线摄影的优点,一次采集可以获得不同效果、不同功用的图

像,充分满足临床诊断需要。

当前,影像技术正处于由模拟影像向数字影像过渡的时期。发达地区的大、中型医院基本完成了这种转型,但思维的转变尚需要深化。影像技术进入数字时代后,成像机制和理念产生了根本的变化,数字时代的影像技术如何正确使用影像设备,克服不利因素,在尽量减少患者痛苦和损伤的情况下快速获取真实、直观、满足临床需要的影像,正成为当前研究的重点。

(二) 造影检查技术的发展过程

普通 X 线摄影技术适用于 X 线吸收差异比较大的组织和器官进行影像学检查,但是对 X 线吸收的差异较小,即针对天然对比较小的组织结构难以显示,因此开发出造影检查技术,利用“对比剂”人为地提高组织之间影像的对比,改善了影像质量。

1898 年,出现使用硝酸铋对比剂进行胃肠道造影检查技术,由于硝酸铋对比剂副作用大,1910 年改用医用硫酸钡对比剂。1912 年气体作为对比剂被应用于脑部造影,之后又被应用于腹腔、关节等部位造影检查,直到 CT 技术广泛应用后,气体造影检查才停止开展。

碘制剂用于造影检查起于 20 世纪 20 年代初,剂型有油剂、水剂、片剂等,先后被应用于脊髓、胆道、尿路、心脏、血管以及生殖器官的造影检查。早期使用无机碘制剂(如 NaI),毒副作用大,后来改用有机碘对比剂(如泛影葡胺等),其毒副作用少。20 世纪 60 年代,开发出了非离子性对比剂,这种对比剂具有低渗性特点,毒副作用更小。目前,静脉肾盂造影、心血管造影检查几乎都使用非离子型对比剂。

(三) CT 检查技术的发展过程

1972 年 4 月,豪斯菲尔德(Hounsfield)和安普鲁斯(Ambrose)在英国放射学研究院年会上宣读了关于 CT 成像的第一篇论文,宣告了 CT 技术的诞生。同年 10 月在北美放射学会(RSNA)年会上,向全世界展示了这一放射史上划时代的发明。1974 年全身 CT 问世,CT 检查由头颅扩展到全身各部位的检查。

1989 年,CT 在传统旋转扫描的基础上,采用滑环技术,使 X 线管在围绕病人连续旋转的同时,扫描床亦带动病人匀速前进,实现了螺旋扫描。1998 年多层螺旋 CT(multi-slice spiral CT, MSCT)问世,大大提高了扫描速度。2002 年,推出了 16 排探测器螺旋 CT。2004 年,64 排螺旋 CT 的问世,开创了容积数据成像的新时代,其扫描时间更短,覆盖范围更广,使 CT 全身血管成像成为可能。

2005 年,双源螺旋 CT(dual-source CT, DSCT)技术的开发,标志着“后 64 排 CT 时代”的到来,发展方向出现了不同的分支。2007 年,320 排探测器 CT 应用于临床,每个探测器单元 0.5 mm,Z 轴宽度达到了 160 mm,具备不移动检查床,扫描成年人心脏或颅脑的能力,CT 技术具备了动态容积扫描的能力,心脏冠脉成像功能大大提高。

2008 年,Gemstone 材料探测器应用于 CT 装置中,通过 X 线管电压(80kV 和 140kV)的瞬间切换可以产生 101 个单能级 CT 影像,其能谱技术在增强组织对比度、去除金属伪影等方面,有一定的临床价值。其间,CT 灌注成像技术的开发,是 CT 技术由单一的形态学诊断技术向功能性影像诊断技术发展的重要标志。

(四) MR 检查技术的发展过程

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI) MR 技术是基于对原子结构的不断认识和计算机技术的发展而产生的新型成像技术。1924 年 Pauli 发现原子核外电子除对原子核绕行外,本

身还进行自旋,有角动量和磁矩。1946 年美国哈佛大学的 Purcell 及斯坦福大学的 Bloch 分别独立地发现磁共振现象,并可接收到核子自旋的电信号,最早该原理用于生物实验中,后来在物理学、化学方面做出了较大贡献,两人因此于 1952 年获诺贝尔物理学奖。磁共振成像(MRI)的设想出自 Damadian,1971 年发现了组织的良、恶性细胞的 MR 信号有所不同。1972 年 P. C. Lauterbur 用共轭摄影法产生一幅试管的 MR 图像。1974 年做出第一幅动物的肝脏图像,与 Mansfield 共同对 MRI 技术发展做出了巨大贡献。

1977 年,世界上第一台 MR 成像装置建成,获得了第一幅质子密度加权像。1978 年获得了头部和腹部的断层像。1980 年获得了第一幅人体头颅的冠状位和矢状位影像。

近 30 年来,随着超导技术、低温技术、磁体技术、电子技术、成像技术以及计算机技术的进步,MR 技术得到了飞速的发展,在功能性磁共振成像(fMRI)技术的帮助下,BOLD(血氧依赖水平)应用于获取人脑不同区域的组织结构和功能信息。

随着超高场强磁共振技术应用,磁共振成像技术的优势更加明显,尤其在外科手术成像领域,磁共振成像能够对脑部肿瘤进行精确描绘。在心脏病诊疗应用中,利用自动门控心血管磁共振(CMR)技术,从图像数据中提取周期性信号,以取代心电图信号,使图像数据与心脏运动实现同步。人体肠腔内虚拟内镜能够对很小的息肉进行检测;用于早期胸部肿瘤 X 射线透视的磁共振导向活组织检查也已应用于临床。

超声检查技术、核医学检查技术(又称放射性核素显像)也是重要的医学影像检查技术,这些技术与上述各种检查技术,共同构建起医学影像检查技术体系。

医学影像技术经过了模拟影像、数字影像两个主要发展历程,并逐步建立起一个较为完整的检体系统,但上述的这些影像检查技术,各有长短,相互弥补,不能互相替代。在选择检查技术时,要遵循简便、安全、费用低廉且能达到诊断目的为原则。为确保这些检查技术发挥作用,必须树立世界卫生组织(WHO)提出的医学影像诊断质量保证(quality assurance, QA)和质量控制(quality control, QC)的理念,即质量管理(quality management, QM)的理念。

二、医学影像成像过程

(一) X 线成像原理概述

1. 模拟 X 线成像

模拟 X 线成像是利用 X 线与物质作用产生衰减的特性,当强度相同的入射 X 线通过人体时,由于人体组织密度与厚度不同,X 线衰减也不相同,因此,透过人体的 X 线强度不同,形成了 X 线强度的差异。具有强度差异的 X 线作用于胶片或荧光屏等影像接收器时,使胶片感光或使荧光屏产生不同亮度的荧光。经感光的胶片通过胶片的冲洗,形成了 X 线照片影像,此过程为 X 线摄影检查;荧光屏产生不同亮度的荧光就形成了传统 X 线透视的影像,此过程为 X 线透视检查。

X 线摄影和 X 线透视可以显示被照人体的正常或异常解剖结构,可以显示人体组织病理改变,为临床医生诊断提供参考。X 线摄影是一种常用的检查方法,其优点影像较清晰,空间分辨力高,照片可以长久保存以便随访被检者,跟踪对照不同时间拍摄的照片,了解病情的发展,被检者接受的 X 线照射剂量少等。其缺点是不能观察被检者的动态和功能,并且密度分辨力低,观察角度不灵活。X 线摄影临床上多用于各系统的平片检查和造影检查。X 线透视也是一种常用的 X

线检查方法,其优点为经济、简便、成像速度快,可以多角度观察,很灵活,可以显示人体器官的动态及功能。其缺点是影像清晰度较差,小病灶易漏掉,空间分辨力较低,影像不能长久保存,被检者接受 X 线剂量较多等。临床上常用于骨折接骨复位、取异物等。

模拟 X 线成像对摄影条件和冲洗条件要求很严格,模拟 X 线成像最大的缺点是影像密度和对比的动态范围有限,其影像信息又为模拟量,影像一旦形成,不能利用计算机进行处理,更不能对影像进行后处理。随着数字影像技术的发展,模拟 X 线成像逐渐被数字 X 线影像取代。

2. 数字 X 线成像

随着电子计算机的发展,电子计算机在医学影像设备中应用越来越多,诞生数字影像技术。数字 X 线成像技术在 20 世纪 70 年代开始应用于临床,首先应用于临床的是计算机 X 线成像,也称计算机 X 线摄影(CR)。CR 是利用成像板替代模拟 X 线成像中的胶片,以储存荧光体方式储存影像信息,然后通过影像阅读装置读取影像信息,再经过处理器调整影像,使影像更加符合诊断要求,最后使影像显示在显示器上,可以根据需要直接打印照片,也可以把影像储存在计算机的硬盘里,还可以使影像传输等。CR 系统中的成像板本身没有显像功能,但它可以反复用上万次,方便、快捷、灵活、耐用。CR 的图像清晰,密度分辨力较高,应用于各系统的 X 线平片检查、造影检查等。由于 CR 可以对图像进行后处理,所以经常用于床边摄影和急诊摄影。

数字 X 线成像的另一个应用就是直接数字摄影(DDR)或称数字摄影(DR),DR 是在计算机控制下,利用探测器接收 X 线信息,直接转换为数字信号,并在显示器上直接显示图像。数字摄影技术使病人受照射剂量更小,时间分辨力明显提高,在曝光后几秒内即可显示图像,具有更高的动态范围,量子检出效率(detective quantum efficiency, DQE)和调制传递函数(modulation transfer function, MTF)性能更好,能覆盖更大的对比度范围,使图像层次更丰富,操作方便快捷,省时省力,提高工作效率。并具有双能减影、融合断层、自动无缝拼接技术等图像后处理技术,广泛应用于各系统的平片检查和造影检查。

数字减影血管造影(DSA)技术在计算机控制下,能够减掉与诊断无关的各种组织影像,只保留血管造影的图像,临床上主要应用于血管造影检查。DSA 也是一种数字 X 线成像。

(二) CT 成像原理概述

模拟 X 线成像和数字 X 线成像的图像都是二维的重叠影像,由于各种组织之间影像的重叠,给诊断带来了一定的困难。为了避免各种组织之间影像的重叠,早在 1921 年匈牙利人提出了体层摄影理论。计算机 X 线体层成像(CT),X 线经过准直器形成很窄的射线束,入射到人体被检测层面,经人体被检测层内器官或组织衰减后射出的 X 线束到达检测器,检测器将含有一定人体内部信息的 X 线转变为相应的电信号。通过测量电路将电信号放大,由 A/D 转换器变为数字信号,送给计算机处理系统处理。计算机系统按照设计好的图像重建方法,对数字信号进行一系列的计算和处理,得出人体层面上器官或组织密度数值分布情况。把计算出的器官或组织密度数值按电视监视器扫描制式进行编码,在屏幕上依据不同器官或组织的吸收系数表示出不同的灰度,显示人体这一层面上的器官或组织的图像。这是一幅密度分辨率高,且无重叠的体层图像,显示出普通 X 线检查所不能显示的病变,提高了影像诊断的准确性。

CT 的最大特点是能够获得各种组织、器官的断面图像(主要是横断面图像)。CT 扫描技术密度分辨力高,可以分辨人体组织内微小的差别,使影像诊断的范围大大扩大,对于以往普通 X 线无法检查的软组织等组织器官,CT 都能显示。在 CT 增强扫描中,CT 除了能分辨血管的解剖结构

以外,还能观察血管与病灶之间的关系、病灶部位的血供和血液动力学的一些变化。利用 CT 计算机软件提供的标尺和距离测量等功能,CT 可进行人体多个部位的穿刺活检定位,其准确性优于常规 X 线透视下的定位穿刺。利用 CT 的三维成像软件,CT 可形成人体各部位的三维图像。如颅骨和颌面部,为外科制订手术方案和选择手术途径提供直观的影像学资料,该方法尤其适合颌面部的整形外科手术。利用 X 线的衰减,CT 可做各种定量计算工作,如 CT 值测量等。在老年骨质疏松患者中,利用 X 线的衰减及计算,可测量人体内某一部位的骨矿含量情况。通过对心脏冠状动脉钙化的测量,还有助于临床上冠心病的诊断。此外,CT 还有助于放射治疗计划的制订和治疗效果的评价等。目前,多层螺旋 CT 的应用,极大地提高了扫描速度,可以观察心脏大血管的动态图像。

(三) 磁共振成像原理概述

磁共振成像是利用射频脉冲对置于主磁场中人体内的氢质子(氢质子自旋后具有磁性,故称为生物磁)进行激励,被激励的氢质子充分吸收主磁场与射频磁场的能量(称为共振状态),当射频脉冲低电平期间,被激励的氢质子要回复到平衡状态(这个过程称为弛豫)。这个过程中,氢质子以波的形式释放出一定能量,这个波称为回波信号,作为磁共振成像的信号来源,经过一系列技术采集弛豫过程中产生的信号,通过计算机重建成像的一种成像技术称为磁共振成像技术。

与其他成像技术相比,磁共振成像具有以下特点:以射频脉冲作为成像的能量源,无电离辐射,对人体安全、无创伤;对脑组织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、脂肪及软骨等组织的解剖结构和病变形态;可以多方位成像,即对被检查部位进行轴位、矢状位、冠状位及任何斜方位的成像;多参数、多序列成像,图像的种类根据临床的要求而多样性;能够对器官功能成像和组织生物化学方面进行分析。由于磁共振成像具备上述特点,在临床应用方面显示出强大的优势,并得到广泛的应用。例如:磁共振成像具有较高的软组织对比度,适合于中枢神经系统、关节软骨、软组织和血管等检查。但当前磁共振成像的空间分辨力和时间分辨力还远远低于 CT,对肺、冠状动脉的检查不如 CT,对钙化的检出率较低。

(四) 医学影像存储与传输概述

医学影像技术的发展经历了从模拟到数字的发展历程,医学影像的存储形式也有质的飞跃。长期以来,模拟影像的主要存储形式为 X 线照片,购买胶片需要大量资金,存储 X 线照片还需要大的空间,X 线照片一般不能长期保存,更不利于远距离传输。随着现代医学科技的发展,数字化与信息技术越来越广泛地应用于医学领域,其突出表现是越来越多的成像设备向数字转化。数字化影像便于保存、传输与复制,可融入医院的网络环境,也可以实现远程会诊,还可以同其他数据进行整合,通过数字图像处理技术可获取更多的信息,实现医学影像信息资源共享。

总之,各种医学影像成像技术都有各自的特点,目前没有一种成像技术可以完全取代其他成像技术,作为影像技术人员要深刻理解和掌握不同成像技术的特点,分析成像过程、成像方式、成像原理以及影响成像质量的因素。掌握各种成像技术的临床应用,以便合理地选择和运用医学影像检查方法,及时为被检者的身体状况做出判断,并减轻被检者的经济负担。

三、医学影像基本概念、术语

(一) X 线摄影检查中的基本术语

X 线摄影检查中的基本术语主要包括解剖学方面术语、X 线装置与胶片方面术语、被检者基本

姿势方面术语、摄影方向方面术语和摄影位置方面术语等,掌握这些术语,是做好影像技术工作的前提和保证。

1. 解剖学方面术语

(1) 解剖学姿势:人体解剖学姿势,是指身体直立,面部向前,两眼平视正前方,两上肢自然下垂于躯干两侧,掌心向前,双下肢并拢,足尖向前。在 X 线检查和影像诊断时,都是以解剖学姿势作为定位依据。解剖学姿势又称为人体标准姿势(图 1-1-3、图 1-1-4)。

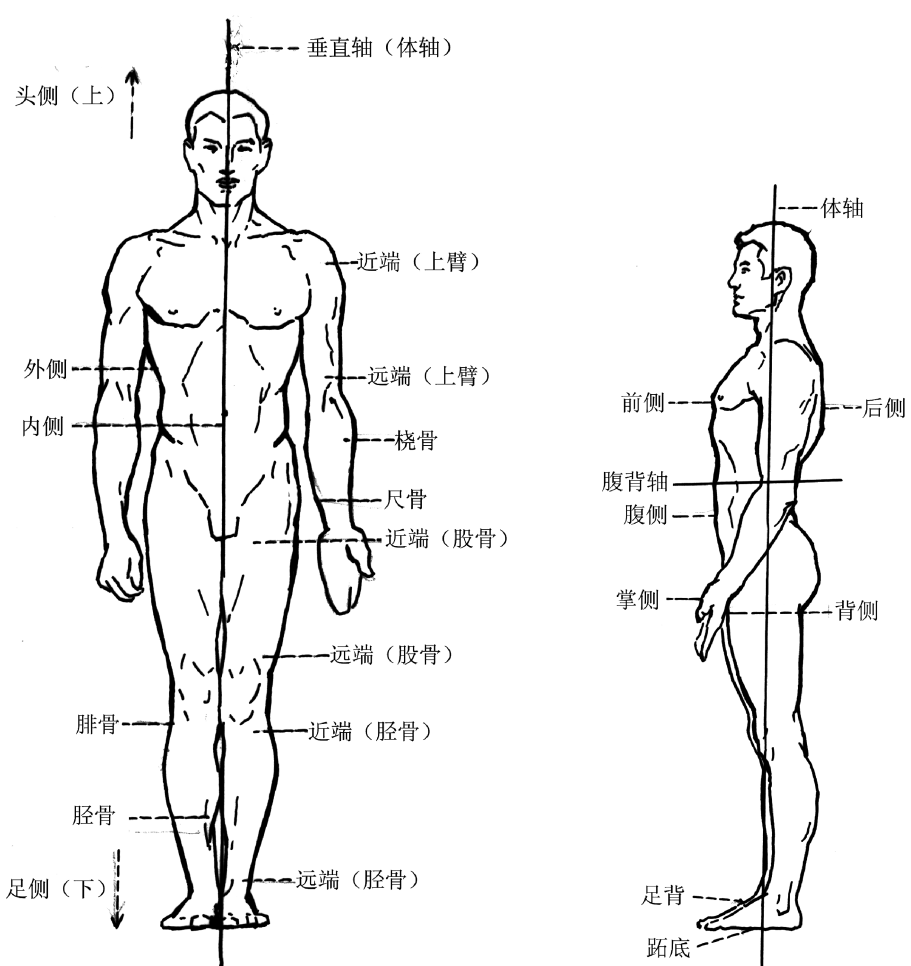


图 1-1-3 标准姿势正面观示意图

图 1-1-4 标准姿势侧面观示意图

(2) 解剖学的基准轴:人体处于标准姿势时,有三根虚拟的轴线,这三根轴线分别通过人体上下方向、左右方向和前后方向,分别叫作人体垂直轴、冠状轴、矢状轴(图 1-1-5)。① 垂直轴。自上而下,垂直于地平面的轴,称为垂直轴,也称人体长轴。② 矢状轴。自腹侧面到达背侧面,与垂直轴呈直角交叉,称为矢状轴(腹背轴)。③ 冠状轴。按左右方向穿过人体的水平线,与地平面平行,并与垂直轴、矢状轴之间呈直角相互交叉,称为冠状轴,又叫额状轴。

(3) 解剖学的基准面:① 矢状面。按矢状轴的方向,将人体纵向分为左右两部分的切面,称为矢状面。其中将人体分成左右相等、对称的两部分的矢状面,称为正中矢状面。② 冠状面。以左

右方向将人体分为前后两部分的切面称为冠状面,又称额状面。③ 水平面。与地面平行,将人体横断分为上下两部分的切面,称为水平面。该切面与人体的长轴垂直,所以又称横断面。水平面、矢状面、冠状面相互垂直(图 1-1-5)。

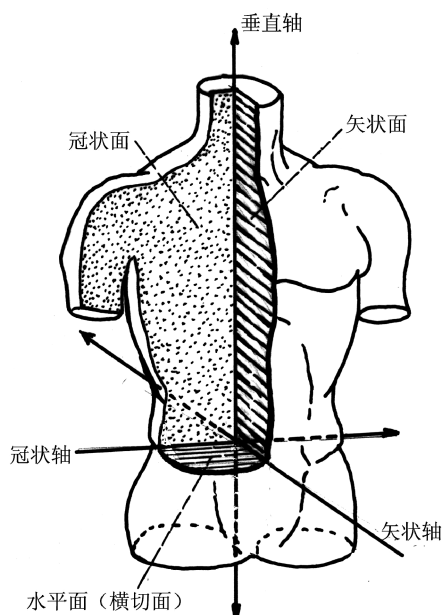


图 1-1-5 人体体轴和标准平面示意图

(4) 解剖学方位:① 上和下,近头部者为上,近足部者为下;② 前和后,近身体腹面者为前(或称腹侧),近身体背面者为后(或称背侧);③ 内侧和外侧,近正中矢状面者为内侧,远离正中矢状面者为外侧;④ 近和远,近心脏者为近端,远离心脏者为远端;⑤ 浅和深,距体表近者为浅,距体表远者为深。

对于四肢来说,可根据一侧肢体骨骼解剖部位的相对关系来确定位置关系,如靠近尺骨者为尺侧,靠近桡骨者为桡侧,靠近胫骨者为胫侧,靠近腓骨者为腓侧,靠近跖骨上部为足背侧,靠近跖骨下部为足底侧等。

(5) 关节运动:① 屈伸运动。关节沿冠状轴运动,使组成关节的上下两骨骼相互接近(两骨骼间的夹角变小)的运动为屈运动;使组成关节的上下两骨骼相互远离(两骨骼间的夹角变大)的运动为伸运动。② 内收与外展运动。关节沿矢状轴的运动,使骨骼靠近正中矢状面的移动称为内收运动;使骨骼远离正中矢状面的移动称为外展运动。③ 旋转运动。骨骼环绕关节垂直轴进行的转动称为旋转运动。使骨的前面旋向内侧称为旋内(或内旋),使骨的前面旋向外侧称为旋外(或外旋)。

(6) 头颅上定位线:① 听眶线,为外耳孔与同侧眼眶下缘间的连线,与解剖学水平面平行;② 听眦线,为外耳孔与同侧眼外眦间的连线;③ 听鼻线,为外耳孔与同侧鼻翼下缘间的连线;④ 听口线,为外耳孔与同侧口角间的连线;⑤ 听眉线,为外耳孔与眉间的连线;⑥ 瞳间线,为两瞳孔间的连线。

2. X线装置与胶片方面术语

(1) X线管长轴: X线管阴极端与阳极端之间的连线称为 X线管长轴。

(2) X线管窗口: X线管套内壁上大部分地方均有铅皮覆盖, 以防止漏射线的产生, 但有一小部分地方无铅皮遮盖, 且变压器油层也比较薄, 让原发 X线顺利射出。定义 X线管套上原发 X线射出的部位称为 X线管窗口, 窗口平面与 X线管长轴平行。

(3) X线投射方向: 中心线与地面垂直的投射称为垂直投射, 中心线与地面平行的投射称为水平投射。中心线向人体头端倾斜称为向上倾斜, 向人体足端倾斜称为向下倾斜。

(4) 摄影床面中线: 沿 X线摄影床面长边方向, 经床面短边中点所做的直线称为床面中线。床面不能移动的摄影床, 床面中线与床下滤线栅、床上探测器的中线重合。

(5) 摄影用距离: ① 焦-片距, X线管焦点至胶片间的距离; ② 焦-肢距, X线管焦点至被检肢体中心所在平面间的距离; ③ 焦-台距, X线管焦点至摄影床面间的距离; ④ 肢-片距, 被检部位中心所在的平面至胶片间的距离。

(6) 暗盒(或影像板)放置: 与暗盒(或影像板)长边相平行的轴线称为暗盒(或影像板)长轴, 与暗盒(或影像板)短边相平行的轴线称为暗盒(或影像板)短轴。凡暗盒(或影像板)长轴与肢体长轴相平行的放置称为竖放, 亦称直放; 凡暗盒(或影像板)短轴与肢体长轴相平行的放置称为暗盒(或影像板)横放。

(7) 胶片分割: 一张胶片用两个以上照射野进行摄影称为胶片分割。沿胶片长轴平分成两部分者为竖向二分割, 沿胶片短轴平分成两部分者为横向二分割, 同时沿长轴和短轴分割成四等份者称为四分割。

(8) 概观片: 为了全面观察和了解病变组织与周围组织的关系, 摄取肢体较大范围的 X线照片称为概观片, 也叫整体片。多用于健康体检以及初步探查病灶的检查等。

(9) 局部片: 为了重点观察肢体某小范围的组织结构而摄取的小照射野的 X线照片称为局部片。多用于已被 X线整体观片初步确定了病灶的部位而需要仔细观察内部结构, 或某些临床定位比较明确的局部组织内部结构的 X线检查。

(10) 功能片: 显示关节活动情况以及组织器官生理功能的 X线照片称为 X线功能片。

3. 被检者基本姿势方面术语

(1) 站立: 被检者身体直立, 矢状面与地面垂直的姿势称为站立。

(2) 坐位: 被检者呈坐的姿势, 若躯干部分稍后仰时称为半坐(半卧)。

(3) 仰卧: 被检者平卧于摄影床面上, 腹侧在上, 背侧在下的姿势称为仰卧。

(4) 俯卧: 与仰卧相反, 背侧在上, 腹侧在下, 脸部可偏向一侧。

(5) 侧卧: 被检者矢状面与摄影床面平行的姿势称为侧卧。左侧在下称为左侧卧, 右侧在下称为右侧卧。

(6) 斜位: 身体的冠状面与胶片呈小于 90° 角的姿势称为斜位。

4. 摄影方向方面术语

摄影方向是指 X线摄影时, 中心线投射于被检肢体的方向。

(1) 矢状方向有前后方向和后前方向: ① 前后方向, X线自被检者前方射入后方射出的方向, 头部也叫额枕方向; ② 后前方向, X线自被检者后方射入前方射出的方向。

(2) 冠状方向有左右方向和右左方向: ① 左右方向, X线自被检者身体左侧射入右侧射出的方向; ② 右左方向, X线自被检者身体右侧射入左侧射出的方向。

(3) 斜方向有前斜位方向和后斜位方向: ① 左前斜位, X线自被检者身体右后方射入左前方

射出的方向；② 右前斜位，X线自被检者身体左后方射入右前方射出的方向；③ 左后斜位，X线自被检者身体右前方射入左后方射出的方向；④ 右后斜位，X线自被检者身体左前方射入右后方射出的方向。

(4) 轴方向有上下方向和下上方向：① 上下方向，X线自上而下的投射方向；② 下上方向，X线自下而上的投射方向。

(5) 切线方向：X线中心线与被检肢体局部边缘相切的投射方向。

5. 摄影位置方面术语

(1) 前后位：被检者后面紧贴探测器，身体矢状面与探测器垂直，X线中心线由被检者身体的前面射至后面的摄影体位称为前后位。

(2) 后前位：被检者前面紧贴探测器，身体矢状面与探测器垂直，X线中心线由被检者身体后面射至前面的摄影体位称为后前位。前后位和后前位又称正位。

(3) 左侧位：被检者左侧紧贴探测器，身体矢状面与探测器平行（冠状面与探测器垂直），X线中心线由被检者身体右侧射至左侧的摄影体位称为左侧位。

(4) 右侧位：被检者右侧紧贴探测器，身体矢状面与探测器平行（冠状面与探测器垂直），X线中心线由被检者身体左侧射至右侧的摄影体位称为右侧位。

(5) 侧卧水平后前位：被检者侧卧于摄影床面上，身体矢状面与摄影床面平行，影像接收器置于被检者腹侧，X线中心线呈水平方向（与地面平行），经身体后面射入、前面射出的体位。

(6) 左侧卧水平正位：被检者侧卧于检查床上，左侧在下靠近床面，冠状面与床面垂直，X线水平投射的体位。

(7) 右侧卧水平正位：被检者侧卧于检查床上，右侧在下靠近床面，冠状面与床面垂直，X线水平投射的体位。

(8) 仰卧水平侧位：指被检者仰卧于摄影床面上，身体矢状面与摄影床面垂直，影像接收器置于被检者身体的一侧，X线中心线呈水平方向（与地面平行），经身体一侧射入，另一侧射出到达影像接收器中心，这种体位称为仰卧水平侧位。

(9) 俯卧水平侧位：被检者俯卧于台面上，（其他同仰卧水平侧位）X线水平投射的体位。

(10) 右前斜位：被检者身体右前部靠近探测器（冠状面与探测器夹角小于 90° 角），X线中心线从被检者左后方射入至右前方射出的摄影体位称为右前斜位，也称第一斜位。

(11) 左前斜位：被检者身体左前部靠近探测器（冠状面与探测器夹角小于 90° 角），X线中心线从被检者右后方射入至左前方射出的摄影体位称为左前斜位，也称第二斜位。

(12) 左后斜位：被检者身体左后部靠近探测器（冠状面与探测器夹角小于 90° 角），X线中心线从被检者右前方射入至左后方射出的摄影体位称为左后斜位，也称第三斜位。

(13) 右后斜位：被检者身体右后部靠近探测器（冠状面与探测器夹角小于 90° 角），X线中心线从被检者左前方射入至右后方射出的摄影体位称为右后斜位，也称第四斜位。

(14) 轴位：身体矢状面与探测器垂直，X线中心线方向与身体或器官长轴平行或近似平行投射。

(15) 切线位：指X线中心线与器官或病灶的边缘相切，并与暗盒或其他射线探测器垂直的摄影方法。

(16) 前弓位：为胸部摄影时的一种特殊体位，X线中心线水平投射，摄片时被检者胸部前弓，

如后背上部靠近探测器, X线从被检者前方射至后方为前后方向前弓位;如前下胸部靠近探测器, X线中心线从被检者后方射至前方为后前方向前弓位。

(17) 功能位:用 X线摄片来观察人体某些组织的功能,如颞颌关节的张口位、闭口位等。

(二) X线摄影检查中的基本概念

X线摄影检查技术包括普通 X线摄影(屏胶系统 X线摄影)技术和数字 X线摄影技术,这两种检查技术中有许多基本概念,掌握这些基本概念,是做好影像技术工作的保证。

1. 模拟信号与模拟影像

连续变化的信号称为模拟信号,由模拟信号形成的影像称为模拟影像。也就是说,模拟影像是以一种直观的物理量来连续地、形象地表现另一种物理量,如 X线照片、光学图像及人眼所见的景物影像,均为模拟影像。模拟影像无法直接用计算机处理,必须将其转化为数字影像。

2. 照片密度

又称光学密度或黑化度,是指 X线胶片经过感光后,通过显影等处理在照片上形成的黑化程度,用 D(density)表示。照片密度定量描述是指照片上某点阻光率的常用对数值。它是形成 X线照片影像的基础因素。

3. 照片对比度

照片上相邻两点光学密度之差,用 K(contrast)表示。它是形成 X线照片影像的基础因素之一,更是进行影像诊断的前提。X线摄影学中,涉及四个对比度概念,即物体对比度、X线对比度、胶片对比度和照片对比度。

(1) 物体对比度($\Delta\mu$):又称对比度指数,是物体对 X线吸收系数的差($\mu_2 - \mu_1$)。它是受检体所固有的,是形成 X线对比度的基础。

(2) X线对比度(K_x):又称射线对比度。X线到达被照体之前是强度分布均匀的一束射线,当 X线透过被照体时,由于被照体对 X线的吸收、散射而减弱,透过被照体的射线强度分布不均,这种 X线强度的差异称为 X线对比度。此时即形成了 X线信息影像。X线对比度定义为透过被照体相邻两处 X线强度之比, K_x 记作

$$K_x = \frac{I_2}{I_1}$$

式中, I_1 、 I_2 代表透过 X线强度。

(3) 胶片对比度:又称胶片对比度系数,是 X线胶片对射线对比度的放大能力。通常采用胶片的最大斜率(γ 值)或平均斜率(\bar{G})来表示。

(4) 照片对比度:又称为光学对比度(K),是 X线照片上相邻组织影像的密度差。

照片的光学对比度(K): $K = D_2 - D_1$

X线照片对比度可用相加的方法计算: $\sum K = K_1 + K_2 + K_3 + \dots + K_n$

双面药膜的医用 X线胶片,其照片对比度,分别是两面药膜各自产生的照片对比度之和。

(5) 照片对比度(K)、胶片对比度、X线对比度三者关系如下:

1) 照片对比度依赖于被照体不同组织对 X线衰减所产生的射线对比度,以及胶片对射线对比度的放大结果。

$$K = \gamma \lg \frac{I_2}{I_1} = \gamma \lg K_x = \gamma(\mu_2 d_2 - \mu_1 d_1) \lg e$$

2) 在 X 线对比度一定时,照片对比度的大小决定于胶片的 γ 值大小, γ 值越大,获得的照片对比度越大,反之越小。

4. 散射线

X 线管发射出的原发射线穿过人体及其他物体时,会发生光电效应和康普顿散射,康普顿散射会产生方向不定、能量较低的二次射线称为散射线。散射线含有率是指作用于胶片上的散射线与全部射线的比率。

5. 锐利度(S)

是指在照片上所形成的影像边缘的清楚程度叫锐利度。

6. 模糊度(H)

锐利度的反义词,在 X 线照片上组织器官、解剖结构、病灶等影像的轮廓边缘不锐利,均称为“模糊”。它表示从一个组织的影像密度,过渡到相邻的另一组织影像密度的幅度,此移行幅度大小,称为模糊度。

(1) 几何学模糊: X 线摄影成像时,由于几何学投影原因而形成半影(H),即几何学模糊。

(2) 运动模糊: X 线摄影过程中, X 线管、被照体及影像接收器三者均应保持静止或相对静止,即三者之间的相互几何投影关系保持不变。如果其中一个因素在 X 线摄影过程中发生移动,所摄影像必然出现模糊,称为运动模糊。

(3) 焦点的允许放大率:当半影模糊值 $< 0.2 \text{ mm}$ 时,人眼观察影像毫无模糊之感;当半影模糊值 $> 0.2 \text{ mm}$ 时,人眼观察影像开始有模糊之感。故国际放射界将 0.2 mm 的半影模糊值公认为人眼的模糊阈值。允许放大率 $M = 1 + \frac{0.2}{F}$, F 为焦点的标称值大小。

7. 照片影像颗粒度

均匀的 X 线束照射胶片或屏-片系统之后,在照片上观察光学密度值大约是 1.0 处,有时可见其光学密度不均匀,即出现不规则的斑点,这种由小密度差造成的不均匀结构呈现粗糙或沙砾状效果,称为照片斑点或称为照片颗粒性。颗粒性差,可造成一定程度的影像模糊,从而影响影像质量。

8. 量子斑点

通过被照体后的 X 线量子可形成 X 线影像,如果这些 X 线量子很少,则很难准确记录有吸收差的两种组织,称为统计涨落,量子斑点是指 X 线量子统计涨落的照片记录。

9. 失真度

影像较原物体大小及形状的改变称为失真。其变化的程度称为影像失真度。

10. 数字影像

数字影像是将模拟影像分解成有限个小区域,每个小区域中像素密度的平均值用一个整数表示的影像,即数字影像由许多不同数值的点组成影像。数字影像是以一种规则的数字量的集合来表示影像的物理量。

11. 数字化

把模拟量(电压、电流、频率、脉宽、位移、转角)经过 A/D 转换器取样转换成数字量的过程。

12. 模/数转换

把模拟信号转换为数字信号的量化过程,即把连续的模拟信号赋予相应的数字量,把图像从

黑到白的连续灰度分解为不连续的“灰阶”。灰阶水平数目越大,数字图像处理误差越小。完成这种转换的元件是模/数转换器(A/D)。

13. 数/模转换

将数字化处理的数字影像转换成模拟影像的过程,即把离散的数字量(数字脉冲信号)转换成模拟量,在显示器上显示,以便观察。完成这种转换的元件是数/模转换器(D/A)。

14. 矩阵

它表示在图像上横行和纵列的数字方阵,即由纵横排列的直线相交而成栅格状叫矩阵。目前数字成像的矩阵有 512×512 、 1024×1024 、 2048×2048 等。

(1) 采集矩阵:数字摄影曝光时所选择的矩阵,即每幅画面观察视野所包含的像素数目。

(2) 显示矩阵:监视器上显示的图像像素数目,显示矩阵一般大于或等于采集矩阵。

15. 原始数据

由探测器直接接收的信号,经放大后,再通过模/数转换所得到的数据。

16. 显示数据

组成数字图像的数据,即原始数据经过算法重建后得到的数据。

17. 像素

组成数字图像矩阵的基本单位,或指矩阵中被分割的最小单元,即构成图像的最小元素,其大小决定图像的空间分辨力(spatial resolution)。像素有不同的量度,用 N bit 表示,即 2 的 N 次方个像素,最高可达 12 bit,即 2^{12} 个像素。像素具有一定大小,是一个二维的概念。像素实际上是体素在成像时的表现,像素的大小用像素尺寸表征,如 $129 \mu\text{m} \times 129 \mu\text{m}$ 。

18. 体素

表示某一层面的最小单元,是一个三维概念。

19. 重建

用原始数据经计算而得到显示数据的过程,称为重建。重建是一个经过计算机数字处理的复杂过程。重建的能力是计算机功能中的一项重要指标,一般采用专用计算机——阵列处理器来完成。

20. 采集时间

获取一幅图像的原始数据所需要的时间。

21. 重建时间

阵列处理器用原始数据重建成显示数据矩阵所需要的时间。

22. 重建算法

图像重建时采用的一种数学计算程序。运算方法有多种,如反投影法、傅立叶变换法、滤波反投影法以及二维傅立叶变换法等。

23. 噪声

不同频率和不同程度的声音无规律地组合在一起称为噪声。在电路中,由电子持续性的杂乱运动或冲击性杂乱运动而形成的频率范畴相当宽的杂波称为“噪声”。在数字 X 线成像中,“噪声”被定义为影像上观察到的亮度水平的随机波动。

24. 信噪比

信号强度与噪声强度的比值。信噪比是评价电子设备灵敏度的一项技术指标。

25. 比特

二进制信息量的单位。

26. 灰阶或灰度级

在图像上或显示器上所显示的各点不同的灰度层次。把白色与黑色之间分成若干级,称为“灰阶等级”,表现不同的亮度(灰度)信号的等级差别称为灰阶。

27. 亮度响应

光电转换器把光能转换为电流,这种亮度—电流转换称为该转换器亮度响应。

28. 动态范围

对光电转换器而言,亮度的最大与最小值之比即为动态范围。

29. 观察视野

数字图像成像的区域。

30. 窗口技术

调节数字图像灰阶亮度的一种技术,即通过选择不同的窗宽和窗位来显示成像区域,使之清晰地显示病变部位的技术。

31. 窗宽

表示所显示信号强度值的范围,窗宽越大,图像层次越丰富;窗宽越小,图像层次越少,对比度越大。

32. 窗位

又称窗水平,是指图像显示过程中代表图像灰阶的中心位置。

33. 分辨力

指分辨影像细节的能力。

(1) 时间分辨力:又称动态分辨力,是指成像系统对运动部位成像的瞬间显示能力。时间分辨力越高,对动态组织器官的成像显示能力越强,影像越清晰。

(2) 密度分辨力:又称低对比分辨力,是从影像中所能辨认密度差别的最小极限,是对影像细微密度差别的辨别能力。密度分辨力常以百分数(%)表示。

(3) 空间分辨力:又称高对比分辨力,是从影像中所能辨认的组织几何尺寸的最小极限,是对影像空间细微结构的辨别能力。它是一幅图像质量的量化指标,常用毫米(mm)、单位距离内的线对数(LP/mm)或单位距离内的像素数(pixels/mm)表示。

34. 量子检出效率(DQE)

是将 X 线输入信号转换成有用的输出信号的效率。其定义为输出信噪比的平方数与输入信噪比的平方数之比。

$$DQE = \text{SNR}_{(出)}^2 / \text{SNR}_{(入)}^2$$

35. 调制传递函数

表示光学系统的输出像与输入像的对比度之比。这个对比度的变化量与空间频率特性有密切的关系。输出图像的对比度总小于输入图像的对比度,MTF 值介于 0~1 之间,MTF 越大,表示系统的成像质量越好。

36. 矩阵、像素、灰阶与数字图像的关系

如果将一幅图像空间位置分成有限个被称为像素的小区域,每个像素中的灰度平均值用一个

整数来表示,这种图像信息便是数字信号,图像信息为数字信号的图像就是数字图像。数字图像所有像素的阵列称为图像矩阵,因此,数字图像的图像矩阵是一个整数数值的二维数组。

(1) 图像矩阵的大小与图像空间分辨力的关系:① 图像矩阵的大小(即像素数),一般根据具体的应用和成像系统的容量决定。如果图像矩阵小,即构成图像的像素数量少,像素的尺寸大,可观察到的原始图像细节较少,图像的空间分辨力低,像素的大小决定图像空间分辨力。② 描述一幅图像需要的像素量是由每个像素的大小和整个图像的尺寸决定的。在空间分辨力一定(即像素大小一定)的条件下,大图像比小图像需要的像素多。③ 像素数量与像素大小的乘积决定视野,若图像矩阵大小固定,视野增加时,像素变大,图像空间分辨力降低。

(2) 灰度级数与数字图像之间的关系:① A/D 转换器将连续变化的灰度值转化为一系列离散的整数灰度值,量化后的整数灰度值称为灰阶(gray scale)。把对应于各个灰度值的黑白程度称为灰标(mark of gray scale)。② 计算机处理和存贮数字图像采用的是二进制数,二进制的数用基数 2 的倍数来表示。③ 量化后灰度级的数量由 2^N 决定。N 是二进制数的位数,常称为位(bit),用来表示每个像素的灰度精度。一般地,灰度精度范围从 1 位到 12 位(4 096 个灰度级)。图像灰度精度的范围为图像的灰度分辨力,也称为图像的对比度分辨力(或密度分辨力)。

(三) CT 检查中的基本概念、术语

CT 技术也是数字成像的一种,其有些基本概念和术语与数字 X 线摄影中的术语相类似,但有一些概念与数字 X 线摄影完全不同,因为 CT 技术是断面成像,对于影像技术工作者必须理解 CT 检查中的基本概念、术语。

1. 密度分辨率

又称对比度分辨率、低对比分辨率或灵敏度,是在低对比度情况下(物体与均质环境的 X 线线性衰减系数差别的相对值小于 1%),图像对两种组织之间最小密度差异的分辨能力,常以百分数表示。如“0.2%, 5 mm, 0.5 Gy”表示物体直径为 5 mm,接受剂量为 0.5 Gy 时,CT 的密度分辨率为 0.2%,即相邻两种组织的密度差 $\geq 0.2\%$ 时可分辨,小于 0.2% 时则无法分辨。

2. 空间分辨率

又称高对比分辨率(high contrast resolution),是指在高对比度情况下(物体与均质环境的 X 线线性衰减系数差别的相对值大于 10%)CT 图像对物体空间大小(几何尺寸)的鉴别能力。常以线对/毫米(LP/mm)或可分辨最小物体的直径毫米数表示,每毫米线对的数值越大或最小可分辨的物体直径越小,表示空间分辨率越高。

3. 图像噪声

扫描均匀物体的图像中,CT 值在平均值上下的随机涨落用 CT 值的标准偏差表示。

$$\sigma^2 = k \cdot \beta^2 / \omega^3 h d$$

式中 σ 表示标准偏差, k 为常数, β 表示人体衰减因子, ω 表示体素大小, h 表示层厚, d 表示辐射剂量。

图像噪声使图像呈颗粒性,影响图像的空间分辨率、密度分辨率和均匀度,尤其表现在低密度组织的可见度上。

4. 部分容积效应

又称体积平均值效应,指同一扫描层面内含有两种或两种以上不同密度组织时,所测得 CT 值

是它们的平均值,因而不能真实地反映其真实的 CT 值,如在高密度组织中的低密度小病灶,其 CT 值偏高,而在低密度组织中的高密度小病灶,其 CT 值偏低,这种现象称为部分容积效应。为了减少部分容积效应的影响,对较小的病灶应尽量采用薄层扫描。

5. 周围间隙现象

同一扫描层面内,与该层面垂直的两种相邻且密度不同的组织,其边缘部分所测得的 CT 值不能如实反映其真实的 CT 值,这种现象称为周围间隙现象。它是部分容积效应的一种特殊形式。产生的原因系扫描线束在两种组织交界处相互重叠,其边缘分辨不清,使得高密度的组织边缘 CT 值偏低,低密度的组织边缘 CT 值偏高。

6. 伪影

被检物体中不存在而图像中却显示出来的各种不同类型的、非真实的假象称为伪影,受检者因素、设备因素、扫描条件不当等都可造成伪影,严格说部分容积效应和周围间隙现象也属于伪影。

7. CT 值

X 线穿透人体时,人体的组织密度是通过物质对 X 线的线性衰减系数来体现的,不同线性衰减系数 μ 代表着不同的组织密度,一般不用 μ 的绝对值来表示,而是用它对水的相对值表示,称为 CT 值,计算公式为

$$CT \text{ 值} = K \frac{\mu_{\text{物质}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}}$$

式中, $\mu_{\text{物质}}$ 为某物质的线性衰减系数, $\mu_{\text{水}}$ 为水的衰减系数, K 为分度因数(常数),CT 发明的早期将 K 值设为 500,则 CT 值的单位为 EMI,目前将 K 值设为 1 000,则 CT 值的单位为 HU (Hounsfield unit)。

CT 值的定义是以水为标准,其他组织与之比较后得出。水的线性衰减系数为 1,致密骨的线性衰减系数约为 2,空气的线性衰减系数约为 0(实际为 0.001 3),所以,水的 CT 值为 0HU,致密骨的 CT 值约为 1 000 HU,空气的 CT 值为 -1 000 HU,人们将 -1 000~+1 000 分为 2 001 个等级来表示 CT 值的差别。表 1-1-1 是人体正常的组织、器官的 CT 值,可以看出,组织密度越大,其 CT 值越高。

表 1-1-1 人体正常组织、器官的 CT 值(单位:HU)

组织名称	CT 值范围	组织名称	CT 值范围
致密骨	>250	脑灰质	30~40
疏松骨	30~230	脑白质	24~35
钙化	80~300	血浆	25~30
肌肉	40~80	血液	13~32
肝脏	50~70	渗出液	16~25
脾脏	47~65	水	0
胰腺	45~55	脂肪	-100~-20
肾脏	40~50	空气	-1 000

8. 体素

CT 图像是人体某部位一定厚度(如 1 mm、5 mm、10 mm)的体层像,把这个层面分成按矩阵排列的若干个很小的体积单元,这些体积单元称为体素。体素是一个三维概念,每个体素内的线性衰减系数是一致的。

9. 像素

一幅 CT 图像是由按矩阵排列的很多小单元组成,这些组成数字图像的小单元称为像素,又称像元。像素是一个二维概念,每一个像素内密度均一,像素结构中的平均密度决定其灰度值。由于每个体素内的线性衰减系数值是一定的,它在 CT 图像中以像素的形式来反映。像素越小,图像的空间分辨率越高,图像质量越好。

10. 灰阶

CT 图像是将重建矩阵中的每一个像素经 D/A 转换成相应的亮、暗信号在显示器上显示,这些亮暗信号的等级差别称为灰阶,限于人的视觉极限,一般人眼能分辨的灰阶为 16 阶,每阶又有 4 个连续变化的灰度等级,所以共有 64 个连续的灰度等级。CT 值在 $-1\ 000 \sim +1\ 000$ 范围内,所以每级分别代表 31 个连续的 CT 值。

11. 窗口技术

CT 值有 2001 个分度,而人眼只能分辨 16 个灰阶,如果图像用 16 个灰阶来反映 2 001 个分度,则每个灰阶的 CT 值范围为 $2\ 001/16=125$ HU,即人眼能分辨的相邻两个灰阶间的 CT 值差为 125 HU,如果两种组织的 CT 差小于 125 HU 时,则人眼不能分辨。为了分辨相邻组织间微小的灰度差异,突出显示感兴趣区(region of interest, ROI)的信息,通常可以通过调节图像的对比度和亮度来完成,这种技术称为窗口技术,分为窗宽(windows width, WW)和窗位(windows level, WL)。

(1) 窗宽:窗宽表示的是图像上 16 个灰阶内所包含的 CT 值的范围,在此 CT 值范围内的组织均可以以不同的模拟灰度显示。如窗宽为 90 HU,则可分辨的 CT 值为 $90/16=5$ HU,即相邻组织 CT 值的差别在 5 HU 以上时可分辨出来。

用 CT 值表示,放大灰度范围的上限 CT_{\max} 和下限 CT_{\min} 之差为窗宽。

$$\text{窗宽} = CT_{\max} - CT_{\min}$$

窗宽主要影响 CT 图像的对比度,窗宽窄,图像的层次少,对比度强,每级灰阶代表的 CT 值幅度较小,可分辨密度差异较小的组织结构,如脑组织一般用较窄的窗宽(80~100 HU)。若窗宽增大,那么每级灰阶代表的 CT 值幅度增大,图形对比度差,但轮廓光滑,适于分辨密度差别较大的组织,如观察肺组织用的窗宽为 1 300~1 800 HU。

(2) 窗位:窗位是指窗宽上、下限的平均值,换言之,就是图像上黑白刻度中心点的 CT 值。如观察肝组织的窗位为 40 HU、窗宽为 200 HU,在显示器上 16 个灰阶的 CT 值范围为 $-60 \sim 140$ HU,即 CT 值在 -60 HU 与 140 HU 之间的组织可以用 16 个不同的灰阶清晰地显示出来,肝内组织 CT 值的差别大于 $200/16=12.5$ HU 就能分辨。

用 CT 值表示,放大灰度范围的上限 CT_{\max} 和下限 CT_{\min} 的平均值为窗位。

$$\text{窗位} = (CT_{\max} + CT_{\min}) / 2$$

窗位主要影响 CT 图像的亮度,窗位低,图像亮度高、呈白色,而窗位高,图像亮度低、呈黑色,

如欲观察骨组织,窗位较高(350 HU 左右),观察肺组织时,窗位较低(-650 HU 左右),观察腹部软组织、纵隔内结构时的窗位以 40 HU 左右为宜。

12. 原始数据与图像数据

原始数据是由探测器接受,经过放大和 A/D 转换后得到的数据。图像数据是将原始数据经权函数处理后得到的某层面图像的数据。

13. 重建与重组

原始数据经过计算算法处理,得到用于诊断的数字图像的过程称为重建,重建主要通过阵列处理机完成。重组是利用一系列的薄层图像数据经各种软件处理得到多平面图像、三维图像的过程,重组不涉及原始数据的处理,重组图像的质量与薄层图像数据密切相关,层面越薄,层数越多,重组图像的质量越好。

14. 重建时间

重建时间是指扫描完毕至图像重建完成所需的时间,与计算机的性能及重建矩阵等因素有关。

15. 机架倾斜角度

扫描机架可以向前或向后倾斜一定角度,以满足一些特殊扫描需要,如头颅冠状位扫描、椎体间隙扫描等,倾斜角度一般在 $-30^{\circ}\sim+30^{\circ}$ 。

16. 各向同性体素

MSCT 的 Z 轴分辨率高,部分容积效应减少,能使体素在 X 轴、Y 轴和 Z 轴方向的空间分辨率达到一致,即各向同性体素。它与扫描层厚和视野(FOV)有关。如某 16 层螺旋 CT,采集矩阵为 512×512 ,当 $FOV=25\text{ cm}$ 时,扫描体素为 $0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}$;当 $FOV=32\text{ cm}$ 时,扫描体素为 $0.625\text{ mm}\times 0.625\text{ mm}\times 0.625\text{ mm}$;当 $FOV=38\text{ cm}$ 时,扫描体素为 $0.75\text{ mm}\times 0.75\text{ mm}\times 0.75\text{ mm}$ 。

(四) 磁共振检查中的基本概念、术语

1. 磁矩

磁体自旋形成的力矩,是一个有大小和方向的矢量。原子核外电子自旋后形成磁矩,若一个原子所有核外电子的净磁矩为零,则不能发生磁共振现象,只有具备净磁矩不为零的原子核才能在一定的条件下才能发生磁共振现象。

2. 进动

氢质子无静磁场(B_0)作用时,绕自身轴旋转,产生一个自身的小磁场。当自旋质子进入 B_0 内时,质子开始“摇摆”,不仅绕自身的轴继续进行自旋,同时也绕 B_0 的轴进行旋转,这样的运动状态称之为“进动”。就像儿童玩的“陀螺”运动形式一样,高速旋转的陀螺围绕自己的轴进行旋转,它同时也受地磁场的作用,当不给外力继续抽动旋转陀螺时,它会出现“摇摆”,以致最后倒下,从陀螺的中心轴与地面垂直到最后倒下的整个过程中,都有进动现象。

3. 超导现象与超导型磁体

用超导材料制成的导线在绝对零度($-273\text{ }^{\circ}\text{C}$)条件下,导线内的电阻趋向于零的现象称为超导现象。超导状态下,导线可以承载很大的电流,产生一个强大磁场的磁体,称为超导磁体。超导磁体要使用液氮或液氦作为制冷剂,来维持机头温度的条件。

4. 射频脉冲

当静磁场(B_0)的场强为 $0.2\sim 3.0\text{ T}$ 时,根据拉莫方程,处于 B_0 中自旋质子的进动频率为

8. 5~127 MHz,它属于电磁波谱内无线电波的频率范围,又因为它在 MR 中仅做短暂的发射,因此,称为射频脉冲。

5. 磁共振信号

人体置于一个强大的静磁场(B_0)中,体内的氢质子将会沿 B_0 的方向排列,且质子绕 B_0 轴进行进动产生纵向磁化矢量 M_z ,在此基础上,如果再向人体发射一个 90° 射频脉冲, M_z 被翻转到 XY 平面,形成磁化矢量 M_{XY} 。在 XY 平面内设置一个线圈, M_{XY} 将在线圈内产生电流,就是磁共振信号。

6. 自由感应衰减信号

呈指数规律衰减的震荡信号称为自由感应衰减信号。

7. 相位

平面内旋转的矢量与某一参照轴间的夹角称为相位。多个矢量在空间方向一致时称为同相位(in-phase);多个矢量在空间方向不一致时称为离相位(out of phase);由不同相位达到同相位的过程称聚相位(re-phase);由同相位变成不同相位的过程称失相位(de-phase)。

8. 激励

自旋质子在吸收了射频脉冲的能量后,由低能态(稳定态)跃迁至高能态(不稳定态)的过程称为激励。系统吸收射频能量后的不稳定状态称为激发态。

9. 弛豫

当射频脉冲停止作用期间,处于激发态的自旋质子将返回到原来的状态这种过程叫弛豫。弛豫是指自旋质子的能级由激发态恢复到它们稳定态(平衡态,最低能量状态)的过程。

(1) 纵向弛豫:射频脉冲停止以后,纵向磁化矢量 M_z 由最小恢复到激励前状态的过程称纵向弛豫。

(2) 纵向弛豫机制:吸收了射频脉冲能量跃迁到高能级的自旋质子要把能量释放到周围的晶格(晶格是指原子之间相互配对形成的晶体框架)中,以回到它们的稳定状态。因此,纵向弛豫也称为自旋—晶格弛豫(spin-lattice relaxation)。纵向弛豫是 M_z 逐步恢复的过程,用 T_1 来表示 M_z 恢复速率特征的时间常数,纵向弛豫又称为 T_1 弛豫。

(3) 纵向弛豫时间: 90° 射频脉冲之后,所有的净磁化矢量被翻转到 XY 平面,随后以 T_1 速率特征进行恢复,呈指数曲线形式增长。

T_1 弛豫过程中 M_z 是时间的函数,符合公式:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

式中: M_z 为 t 时刻的纵向磁矢量值, M_0 为平衡态时的净磁化矢量值, t 为弛豫时间, T_1 为纵向弛豫时间常数。上式中当 $t = T_1$ 时, $M_z = M_0(1 - e^{-1}) = 63\% M_0$,即 M_z 恢复至平衡态的 63% 时所经历的时间等于 T_1 值。(即纵向弛豫时间)。

$T_1 =$ 纵向磁化矢量从最小恢复到平衡态磁化矢量 63% 的时间

(4) 横向弛豫:射频脉冲停止后,横向磁化矢量 M_{XY} 由最大逐步消失的过程称横向弛豫。横向弛豫和纵向弛豫不同,没有能量交换。而是因质子进动频率的差异,导致质子间运动的不同步所致。横向磁化矢量 M_{XY} 逐步消失的过程。

(5) 横向弛豫机制: M_{XY} 的形成是由于射频脉冲激发后,自旋质子处于激发态并在 XY 平面继

续绕 Z 轴进动,其相位趋于一致而叠加形成宏观磁化矢量。在磁场中,每个自旋都受到静磁场(B_0)和邻近自旋磁矩产生的局部磁场的影响。

(6) 横向弛豫时间: 90° RF 脉冲关闭后,在 XY 平面内建立的 M_{XY} 以 T_2 速率特征进行弛豫,呈指数衰减曲线形式。

T_2 弛豫过程符合公式:

$$M_{XY}(t) = M_0 e^{-t/T_2}$$

式中, M_{XY} 为 t 时刻的横向磁化矢量值, M_0 为平衡态的磁化矢量值, t 为弛豫时间, T_2 为弛豫时间常数。

上式中当 $t = T_2$ 时, $M_{XY} = M_0 e^{-1} = 37\% M_0$,即 M_{XY} 衰减至最大值的 37% 时所经历的时间等于 T_2 值。在 MR 成像中 T_2 并不代表横向弛豫的全过程,而是规定:

$T_2 =$ 横向磁化矢量衰减至最大值 37% 的时间

(7) T_2^* 弛豫: T_2^* 称为准 T_2 或有效弛豫时间。前面所讨论的组织的 T_2 是在绝对均匀的静磁场(B_0)中的弛豫, T_2 衰减主要取决于自旋-自旋相互作用。但是任何磁体产生的磁场都不可能是绝对均匀的,因此横向弛豫受到不均匀的静磁场(B_0)和自旋-自旋相互作用的双重影响,把在不均匀的 B_0 中的横向弛豫称为 T_2^* 弛豫。在实际磁共振成像中,使用匀场线圈来提高静磁场(B_0)的均匀性。但是,完全均匀的磁场是不可能的,因此总是存在一定程度的 T_2^* 效应。

10. 梯度磁场

人体内所有自旋质子具有相同的拉莫频率,受射频脉冲激发后接收到的信号包含受检体整个身体的信息,不能确定信号每个成分的特定起源点,即空间位置信息。为了获取信号的空间位置信息,在磁共振成像中采用了特定磁场来进行空间定位,这个磁场叫梯度磁场。梯度磁场是一个随位置线性变化的磁场,与静磁场(B_0)叠加后,暂时造成磁场的不均匀,使沿梯度方向的自旋质子具有不同的磁场强度,产生不同的共振频率,继而获得关于位置的信息。

(1) 梯度线圈: 梯度磁场是由置于磁体内的额外线圈所产生的,这种线圈叫作梯度线圈。位于磁体内的梯度线圈一般为成对线圈,每对线圈内的电流大小相等但极性相反,一对线圈在一个方向上产生一个强度呈线性变化的梯度磁场,一个线圈产生的磁场使静磁场增加一定的强度,而另一个线圈则使静磁场同样程度地减小。为获得各个方向的空间位置信息,需要在 X、Y、Z 方向上分别施加一个梯度,根据它们的功能,这些梯度被称为: ① 层面选择梯度(G_z); ② 频率编码或读出梯度(G_x); ③ 相位编码梯度(G_y)。习惯上层面选择方向为 Z, 频率编码方向为 X, 相位编码方向为 Y。对于不同的成像平面, X、Y、Z 的取向是不同的。

(2) 层面位置选择: 层面选择梯度磁场强度随位置而变化,在 Z 轴方向上,磁场强度在足侧稍小,向头侧逐渐增大,因而每个位置上的自旋质子都具有自己的共振频率。例如, B_0 为 1.5 T, 假定使用的层面选择梯度为 0.2 T, 在梯度磁场的作用下,足部为 1.4 T, 质子的共振频率为 60 MHz, 头部为 1.6 T, 共振频率为 68 MHz, 中央的磁场强度为 1.5 T, 共振频率为 64 MHz。如果向受检体发射一个特定频率的射频脉冲,在沿 Z 轴方向上,只有与射频脉冲具有相同频率的自旋质子才能被激发,这样,将会接收到来自于人体内,与 Z 轴方向垂直的相应位置层面的信号。改变射频脉冲的频率或线性梯度磁场的斜率,可以移动被激发层面的位置。实际成像中,通过改变射频脉冲的中心频率,可以按照我们所需要的顺序激发不同的层面。

(3) 层面厚度选择:在层面选择梯度磁场的作用下,如果发射一个单一频率的射频脉冲,将会激发以该频率运动的相应磁场位置的信号,但它是一个无限薄的平面。为获得一定厚度的层面,需要射频脉冲具有一定的频率范围,这个频率范围称作带宽(band width)。射频脉冲的带宽为 0.02 MHz 时,造成被激发的层面具有一定的厚度。当层面选择梯度的斜率增加时,沿 Z 轴跨越给定距离的频率范围减小了,结果是具有固定带宽的射频脉冲只能激发较小距离内的自旋质子,获得一个较薄的层面。相反,使用较小的层面选择梯度和同样大小的射频脉冲,可以激发一个较厚的层面。因此,改变射频脉冲的带宽或梯度磁场的斜率,可以选择不同层面的厚度。

11. 空间编码

选择了层面和层厚,还不能确定在选定的层面内信号来源的空间位置,为了能够进行层面的图像重建,需要知道扫描矩阵内每个体素所产生信号的位置和大小,需要对信号进行空间编码。

(1) 频率编码:为了区分信号来自扫描矩阵中的那一列,在读出信号之前,沿 X 轴施加一个频率编码梯度。频率编码梯度磁场的作用:① 磁场在右边一列有最大值,检测到的信号为 $A \times \cos\omega_0^+ t$,自旋质子有较快的进动频率;② 磁场在左边一列有最小值,检测到的信号为 $A \times \cos\omega_0^- t$,自旋质子有较慢的进动频率;③ 中间一列磁场无变化,检测到的信号为 $A \times \cos\omega_0 t$,自旋质子按照原来的频率进动。A 表示检测到的信号振幅的大小。因此,频率编码梯度使沿 X 轴的空间位置信号具有频率特征而被编码,产生与空间位置相关的不同频率的信号,称为频率编码。因为频率编码梯度也用于读取信号,也叫读出梯度。

(2) 相位编码:已经对信号进行了频率编码,可以确定信号来自扫描矩阵中的那一列,但是仍然不能确定信号究竟来自哪一体素。为了能够确定每一体素产生的信号位置和大小,使用二维傅立叶变换(2D-FT)技术。除了使用层面选择和频率编码两个梯度进行层面选择及在 X 方向上进行编码以外,还在 Y 方向上施加一个梯度,对信号进行编码,以确定信号来自二维空间的行的位置,这个梯度称为相位编码梯度。相位编码梯度应用于层面激发之后,频率编码读出信号之前。

(3) 信号定位:90°射频脉冲之后,选定层面内的所有自旋质子都以相同的频率进动,像素内的质子在任一时刻都指向同一方向,没有相位差存在。当在此层面沿 Y 轴方向上再施加一个相位编码梯度磁场时,上面一行像素处于较高的磁场强度,以较快的速度进动。下面一行像素处于较低的磁场强度,以较慢的速度进动。中间一行像素所处的磁场强度没有改变,以原有的速度进动。因此,在梯度磁场的作用下,各行之间出现了相位差,但每一行的质子保持同相位。相位编码梯度关闭以后,质子又会以相同的频率进动,但是各行质子之间已经有一个因相位编码梯度形成的相位差。由于对二维空间的信号进行了相位编码和频率编码,在信号读出时,每个像素产生的信号就具有唯一的一个相位和频率的组合。

MR 系统对相位的识别有限,每次激发只能识别一种相位,所以要完成多行的数据采集,必须对同一个层面重复进行多次激发和相位编码,例如一个 256×256 的扫描矩阵,就需要进行 256 次激发和相位编码,这就解释了为什么 MR 成像需要较长时间的原因。每次使用的相位编码梯度的大小和时间都有一定的改变,而频率编码梯度恒定不变,并且可以一次完成所有列的频率编码。需要注意的是:相位编码和频率编码的方向是可以变换的,一般取图像矩阵中数值小的方向作为相位编码方向。

12. 加权

磁共振成像是多参数成像,在成像过程中,组织的各方面特性均对磁共振信号有贡献,几乎不

可能得到仅纯粹一个特性反映组织的磁共振图像。但可调整成像参数,使图像主要反映组织某方面特性,而尽量抑制组织其他特性对磁共振信号的影响,这就是“加权”。加权是指重点突出某方面特性。

(1) T_1 加权成像(T_1 WI):重点突出组织纵向弛豫差别,以甲、乙两种组织为例,假设这两种组织质子密度相同,但甲组织的纵向弛豫比乙组织快(即甲组织的 T_1 值短于乙组织),进入主磁场后由于质子密度一样,甲乙两种组织产生的纵向磁化矢量大小相同, 90° 射频脉冲后产生的宏观横向磁化矢量的大小也相同,我们先不去理会这种横向磁化矢量,也不马上检测MR信号。当射频脉冲关闭后,甲乙两种组织将发生纵向弛豫,由于甲组织的纵向弛豫比乙组织快,过一定时间以后,甲组织已经恢复的宏观纵向磁化矢量将大于乙组织。由于接收线圈不能检测到这种纵向磁化矢量的差别,必须使用第二个 90° 射频脉冲。第二个 90° 射频脉冲后,甲、乙两组织的宏观纵向磁化矢量将发生偏转,产生宏观横向磁化矢量,因为甲组织的纵向磁化矢量大于乙组织,其产生的横向磁化矢量将大于乙组织,这时马上检测磁共振信号,甲组织产生的磁共振信号将高于乙组织,这样就实现了 T_1 WI。在 T_1 WI上,组织的 T_1 值越小,其磁共振信号强度越大。

(2) T_2 加权成像(T_2 WI):重点突出组织的横向弛豫差别,以甲、乙两种组织为例,假设这两种组织质子密度相同,但甲组织的横向弛豫比乙组织慢(即甲组织的 T_2 值长于乙组织),进入主磁场后由于质子密度一样,甲乙两种组织产生的宏观纵向磁化矢量大小相同, 90° 射频脉冲后产生的宏观横向磁化矢量的大小也相同,我们不马上检测磁共振信号;当射频脉冲关闭后,甲乙两种组织的质子将发生横向弛豫,由于甲组织横向弛豫比乙组织慢,到一定时刻,甲组织衰减掉的宏观横向磁化矢量少于乙组织,其残留的宏观横向磁化矢量将大于乙组织,这时检测磁共振信号,甲组织的磁共振信号强度将高于乙组织,这样就实现了 T_2 WI。在 T_2 WI上,组织的 T_2 值越大,其磁共振信号强度越大。

(3) 质子密度加权成像(PDWI):则主要反映组织的质子密度的差异,以甲、乙两种组织为例,甲组织质子密度高于乙组织质子密度,进入主磁场后,质子密度高的甲组织产生的宏观纵向磁化矢量大于乙组织; 90° 射频脉冲后甲组织产生的宏观横向磁化矢量就大于乙组织,这时马上检测磁共振信号,甲组织产生的磁共振信号将高于乙组织。即质子密度越高,磁共振信号强度越大,这就是质子密度加权成像。

13. K空间

K空间也称傅立叶空间,指带有空间定位编码信息的磁共振信号原始数据的填充空间。每一幅磁共振图像都有其相应的K空间数据。对K空间的数据进行傅立叶转换,就能对原始数据中的空间定位编码信息进行解码,得到磁共振的图像数据。把不同信号强度的磁共振信息分配到相应的空间位置上(即分配到各自的像素中),即可重建出磁共振图像了。

(1) K平面:又称为二维K空间,二维K空间的两个坐标 K_x 和 K_y 分别代表磁共振信号的频率编码和相位编码方向,在二维图像的磁共振信号采集过程中,每个磁共振信号的频率编码梯度场的大小和方向保持不变,而相位编码梯度场的方向和场强则以一定的步进发生变化,每个磁共振信号的相位编码变化一次,采集到的磁共振信号填充K空间 K_y 方向的一条线。

(2) K空间线:带有空间信息的磁共振信号称为K空间线,也称相位编码线或傅立叶线。

14. 重复时间(TR)

两个相邻激发脉冲间的间隔时间称为重复时间。激发脉冲停止后,开始纵向弛豫,纵向磁化

矢量随时间延长而逐渐恢复增大,TR 时间决定着激发脉冲发射之前纵向磁化矢量恢复的大小,TR 决定回波信号强度。回波信号的大小取决于读出信号时横向磁化矢量的大小,横向磁化矢量的大小又依赖于翻转的纵向磁化矢量的大小。因此,延长 TR 可以使纵向磁化恢复增多(TR 足够长时,纵向磁化得到全部恢复),因而在下一次激励时将有更多的横向磁化,产生的信号强度增大,提高了图像信噪比;反之,缩短 TR,仅有部分纵向磁化恢复,在下一次激励时的横向磁化就小,产生的信号量少,降低了图像信噪比。TR 越长,信号越强;当 TR 很长($\gg T_1$),这时组织信号强度几乎不受 T_1 值的影响,基本剔除了 T_1 效应,得到的将是 T_2 加权或质子密度成像。TR 除影响 SNR 外,还决定着图像的加权对比,延长 TR,提高图像信噪比,同时会降低 T_1 加权对比。延长 TR 还会增加脉冲序列所允许的扫描层数,延长 TR 也引起扫描时间的延长。

15. 回波时间(TE)

激发脉冲与产生回波(即读出信号)之间的间隔时间称为回波时间。激发脉冲停止后,开始横向弛豫,横向磁化矢量随时间逐渐减小,而回波信号的大小取决于读出信号时的横向磁化矢量的大小。TE 决定着读出信号前横向磁化的衰减量,因此延长 TE,会使横向磁化的衰减的多,产生的信号少,导致图像信噪比下降;反之,缩短 TE,横向磁化的衰减的少,产生的信号多,图像信噪比提高。TE 与信号之间关系:① TE 越短,信号越强;② 当 TE 很短($\ll T_2$),组织信号强度不受 T_2 值的影响,基本剔除了 T_2 效应,得到 T_1 加权或质子密度成像;③ 如果 TR 很长($\gg T_1$),同时 TE 很短($\ll T_2$),则组织信号强度既不受 T_1 值影响,也不受 T_2 值影响,而仅与质子密度 $N(H)$ 有关,得到质子密度成像。TE 除影响 SNR 外,TE 还主要决定着图像的加权对比。缩短 TE,提高图像信噪比的同时会降低 T_2 加权成分,降低图像组织之间的 T_2 对比,例如脑脊液与白质间的对比。另外,缩短 TE 还会增加脉冲序列所允许的扫描层数,但是缩短 TE 能造成序列允许的最小 FOV 和最小层厚增大。

16. 有效回波时间(effective TE)

在快速自旋回波(fast spin echo, FSE)序列或平面回波(echo planer imaging, EPI)序列中,一次 90° 脉冲激发后有多回波产生,分别填充在 K 空间的不同位置,而每个回波的 TE 是不同的。在这些序列中,我们把 90° 脉冲中点到填充 K 空间中央的那个回波中点的时间间隔称为有效 TE。

17. 回波链长度(ETL)

指一次 90° 脉冲激发后所产生和采集的回波数目。回波链的存在将成比例减少 TR 的重复次数。在其他成像参数保持不变的情况下,与相应的单个回波序列相比,具有回波链的快速成像序列的采集时间缩短为原来的 $1/ETL$,因此 ETL 也被称为快速成像序列的时间因子。

18. 回波间隙(ES)

指回波链中相邻两个回波中点间的时间间隙。回波间隙 ES 越小,整个回波链采集所需时间越少,可间接加快采集速度,提高图像的信噪比。

19. 反转时间(TI)

具有 180° 反转预脉冲的脉冲序列,这类序列有:反转恢复序列、快速反转恢复序列、反转恢复 EPI 序列等。一般把 180° 反转预脉冲中点到 90° 脉冲中点的时间间隔称为 TI。

20. 信号激励次数(NEX)

也称信号平均次数(number of signal averages, NSA)和信号采集次数(number of signal acquisitions),是指每个相位编码中信号收集的次数。当数值大于 1 时,序列采用叠加平均的办法

对每次收集到的信号进行处理,以提高图像信噪比。数值越大,扫描时间越长。

在 MR 信号采集的数据中,既有信号成分,也有噪声成分。信号是由被扫描组织的固有特征决定的,具体信号总是发生在同一空间位置上,而噪声因其发生时间具有随机性而发生的位置可能不同,通过增加采集次数,可对噪声进行平均,降低噪声对图像质量的影响,增加 SNR。例如,由血流、脑脊液流动以及呼吸运动等引起的伪影减少与 NEX 的平方根成正比。但增加 NEX 不一定是增加 SNR 的最好方法。SNR 的变化与 NEX 的平方根成正比,NEX 增加到 4 次时才能使 SNR 增加一倍,而扫描时间则延长了 3 倍。为了提高 SNR 而增加 NEX 次数,但延长采集时间,使图像质量显著下降。

21. 采集时间(TA)

指整个脉冲序列完成信号采集所需要的时间,也称扫描时间。在不同序列中采集时间 TA 的差别很大,一幅图像的 TA 可以在数十毫秒(如单次激发 EPI 序列),也可以是数十分钟(如 SE T₂WI 序列)。

22. 空间分辨力

指影像对物体细节的分辨能力,即在较高对比度下,影像能够分辨邻近物体空间的最小距离。磁共振空间分辨力是指图像像素所代表体素的实际大小,体素越小,空间分辨力越高。影响磁共振空间分辨力因素有:

(1) 层厚:层厚的选择依赖于多种因素。例如,解剖区域要成像组织结构的大小、扫描序列所允许的扫描层数、信噪比的要求、主磁场和梯度磁场的强度等等。层面越厚,产生的信号越多,信噪比越高。但是层面越厚,则垂直于层面方向的空间分辨力越低,而且部分容积效应也越大。对于头部多层面的扫描,垂体层厚一般在 3 mm,常规头部层厚一般在 5 mm,体部成像的层厚要更厚。对于三维扫描,层厚可以很薄,可达 1 mm 甚至更薄,而且信噪比较高。

(2) 层间距:指层面之间的间隔。理想的成像是无间隔连续扫描,但是这对 RF 脉冲的形状(或包络)有一定的要求,而实际产生的 RF 脉冲并不如理想的那样精确。在对目标层面激励时,由于射频脉冲的非理想状态,将引起相邻层面内的质子受到额外的激励,形成层面交叉干扰(cross talk)激励,这种额外激励会导致信号强度降低。因此,层间距一般选用层厚的 20%~50%以去除层面间的交叉干扰。与二维采集不同,三维采集没有相邻层面间的交叉干扰,但是相邻层块之间也会有交叉干扰。

(3) 矩阵:指磁共振图像层面内行和列的数目,也就是频率编码和相位编码方向上的像素数目。频率编码方向上的像素多少不直接影响图像采集时间,而相位编码方向的像素数目决定于相位编码的步级数,因而数目越大,图像采集时间越长。磁共振图像的像素与成像体素是一一对应的,在其他成像参数不变的前提下,矩阵越大,成像体素越小,图像层面内的空间分辨力越高。

(4) 视野:由跨越图像的水平 and 垂直两个方向的距离确定的,最小视野(FOV)是由梯度场强的峰值和梯度间期决定的,通过增大频率编码梯度和相位编码梯度磁场的强度,可以减小 FOV。FOV 大小的选择要依赖于感兴趣区组织的解剖结构和所选择的线圈,在矩阵不变的情况下,随着 FOV 的减小,图像的空间分辨力将会提高,但信噪比下降。图像的空间分辨力与 FOV 成反比,而信噪比与 FOV 的平方根成正比。另外,减小 FOV 也可导致卷褶伪影,并加重化学位移伪影。

23. 翻转角

指在射频脉冲的作用下,组织的宏观磁化矢量 M_0 偏离平衡状态(B_0 方向)的角度。宏观磁化

矢量偏转的角度取决于射频脉冲的能量,能量越大偏转角度越大。而射频脉冲的能量取决于脉冲的强度和持续时间,增加能量可通过增加脉冲的强度或/和持续时间来实现。磁共振成像常用的偏转角为 90° 、 180° 和梯度回波序列常用的小角度($<90^\circ$),偏转角度越小,所需要的能量越小,激发后组织纵向弛豫所需要的时间越短,因此能有效地提高成像速度。

24. 自旋回波序列(SE 序列)

采用 90° 激发脉冲和 180° 复相脉冲进行成像。SE序列的过程是先发射一个 90° RF脉冲,Z轴上的纵向磁化矢量 M_0 被翻转到XY平面上,在第一个 90° 脉冲后,间隔 $TE/2$ 时间后再发射一个 180° RF脉冲,可使XY平面上的磁矩翻转 180° ,产生重聚焦的作用,此后再经过 $TE/2$ 时间间隔就出现回波信号。从 90° RF脉冲到接受回波信号的时间称回波时间,即TE时间,两个相邻 90° RF脉冲之间的时间称重复时间,即TR时间。SE序列是目前磁共振成像最基本的脉冲序列。

25. 反转恢复序列(IR 序列)

包括一个 180° 反转脉冲、一个 90° 激发脉冲与一个 180° 复相脉冲组成。第一个 180° 脉冲激发质子,使质子群的纵向磁化矢量 M_0 由Z轴翻转至负Z轴,当RF停止后磁化矢量将逐渐恢复,然后使用一个 90° 脉冲对纵向磁矩进行 90° 翻转, 180° 脉冲与此 90° 脉冲之间的时间间隔为反转时间TI。 90° 脉冲后就和SE序列一样,在 $TE/2$ 时间再使用一个 180° 脉冲,实现横向磁矩再聚焦和信号读出。IR序列是最早应用的脉冲序列。

26. 梯度回波序列(GRE 序列)

指由小于 90° (α 角度)的射频脉冲(激发脉冲)加上一个反转梯度来获取回波的脉冲序列。GRE序列也称为场回波序列(field echo,FE),它不仅可缩短扫描时间,而且图像的空间分辨力和SNR均无明显下降。

GRE序列与SE序列主要有两点区别,一是使用小于 90° (α 角度)的射频脉冲激发,并采用较短的TR时间;另一个区别是使用反转梯度取代 180° 复相脉冲来重新使快速衰减的横向磁矩再现,获得一个回波信号,进行成像。由于梯度回波序列使用反向梯度来获得回波,这个回波的强度是按 T_2^* 衰减的,相对于使用 180° 脉冲的SE序列的 T_2 加权像,GRE序列获得的图像是 T_2^* 加权像。GRE序列是目前磁共振快速扫描序列中最为成熟的方法。

27. 回波平面成像序列(EPI 序列)

指在一次或多次射频脉冲激发后,利用读出梯度场的连续正反向切换,每次切换产生一个梯度回波,因而将产生多个梯度回波,即回波链。由于EPI回波是由读出梯度场的连续正反向切换产生的。因此,产生的信号在K空间内的填充是一种迂回轨迹,与一般的梯度回波或自旋回波类序列显然是不同的。这种K空间迂回填充轨迹需要相位编码梯度场与读出梯度场相互配合方能实现,相位编码梯度场在每个回波采集结束后施加,其持续时间的中点正好与读出梯度场切换过零点时重叠。EPI序列是一种快速成像序列,它代表了目前临床上扫描速度最快的磁共振成像技术,它可以在 $30\sim 100$ ms内读出并收集一幅磁共振图像所需要的所有数据。

28. 层流

指血管内流速稳定而形式固定的血流状态,血流质子都平行于血管的长轴的直线运动,且在垂直于血管长轴的径向上无脉动,但运动速度存在差别。在血管腔中心的血流速度最快,约为平均流速的2倍;越靠近血管壁的血流其流速越慢;与血管壁相接触形成无限薄的血流层,其流速为零。因此,从管壁到管腔中心的血流速度逐渐递增,整个血管内的流速表现为沿血流方向的抛物

线状分布。

29. 湍流

指血流质子除沿着血管长轴方向流动外,还在其他方向进行迅速不规则的运动,可以形成大小不一的漩涡,在宏观上显示出向各个方向作不规则的运动。湍流使血流方向和速度无规律改变,引起体素内的质子群失相位,进而 MR 信号的强度明显衰减。湍流容易发生在血管狭窄处的远侧、血管分叉处、血管转弯处、动脉瘤等部位。

30. 流空效应

如果 MR 扫描层面与血流方向垂直或接近垂直时,当施加 90° 脉冲时,层面内血管中的血液和周围静止组织同时被激发;当在 $TE/2$ 后施加 180° 复相脉冲,层面内静止组织受到激发发生相位重聚产生回波,但是被 90° 脉冲激发过的血液,在 $TE/2$ 时间内已经离开受激发层面,不能接受 180° 脉冲,不产生回波;而此时层面内血管中为 $TE/2$ 时间内新流入的血液,没有经过 90° 脉冲的激发,仅接受 180° 脉冲的激发也不产生回波,因而血管腔内没有 MR 信号产生而表现为“黑色”,这就是流空效应。在一定范围内, $TE/2$ 越长,血流流速越高,流空效应越明显。

31. 预饱和技术

在感兴趣区(ROD)以外的一个较大的区域(大于 5 cm)施加射频脉冲,在血液流入成像层面之前,已经“过饱和”,不能再接受新的激励。使用预饱和脉冲,使血液中的质子处于磁化饱和状态,在后续成像序列中不能出现回波信号,所以呈现低信号。预饱和脉冲可选择性去除静脉和动脉血液的信号,只突出一种血管影像,如饱和静脉血流在 MR 图像上保留动脉影像,饱和动脉血流在 MR 图像上保留静脉影像。这是 MRA 中常用的方法。

32. 流入增强效应

如果血流与 MR 扫描层面垂直或基本垂直,同时所选用比较短的 TR,这样层面内静止组织的质子群因没有足够的时间发生充分的纵向弛豫,出现了饱和现象,不能接受新的脉冲激发产生足够大的宏观横向磁化矢量,因而信号发生衰减。但是对于血流来说,总有未经激发、不饱和的质子群流入扫描层面,经脉冲激发后产生较强的信号,与静止组织相比表现为高信号。流入增强效应多出现在梯度回波序列,偶尔出现在自旋回波序列。在多层面扫描时,血流上游方向第一层内血液流入了层外未饱和的血流质子,因此流入效应最强,表现为高信号,而血流方向的其他层面内血液由于流入了上一层血流中的饱和质子群,信号逐渐减弱。如在腹部梯度回波 T_1 加权横断位图像上,上方第一层腹主动脉血流信号最强,层面越往下,血流信号逐渐减弱;而下腔静脉血流最强信号出现在其下方第一层,层面越往上,血流信号逐渐减弱。

33. 时间飞越法(TOF)

指成像容积内的静止组织因连续多次的反复激励而处于饱和状态,而成像容积之外的血液因没有接收 RF 脉冲处于完全磁化状态。当血液以一定速度流入成像容积时,则下一个 RF 脉冲会产生高 MR 信号,这样流动血液与静态组织之间就产生了很高的信号对比。时间飞越法 MRA 使用的是伴有补偿的梯度回波序列,序列的 TR 较短。TR 值远小于组织 T_1 时,成像容积内的静止组织因连续多次的反复激励而处于饱和状态,具有很小的磁化矢量,静止组织 MR 信号被抑制;而成像容积之外的血液因没有接收 RF 脉冲处于完全磁化状态,具有很大的磁化矢量。TOF 法必须采用施加额外梯度脉冲的流动补偿,以消除流动引起的失相,从而增加血管的信号。TOF - MRA 是反映静止组织的磁化饱和与流入血液被充分磁化之间关系。

34. 相位对比法(PC)

指用磁化矢量的相位或相位差作为信号强度以抑制背景信号、突出血管信号的磁共振成像技术。最常用的方法是双极梯度对流动编码,即在梯度回波序列的层面选择与读出梯度之间施加一个双极的编码梯度。PC MRA 与 TOF MRA 的重要区别是其像素强度代表的是相位或相位差,而不是组织磁化强度。PC MRA 过程基本上由三个步骤构成:

(1) 成像信息的采集:采集两组或几组不同相位的运动质子群的影像数据。

(2) 减影:选取一种适宜的算法对采集的相位进行减影,静态组织减影后相位为零,流动组织根据不同的速度具有不同的相位差。

(3) 图像的显示:将相位差转变成像素强度显示在影像上。

PC 与 TOF 相比,具有区分血流速度,显示血流方向,减影后背景组织信号可完全消除的特点,但数据量大、计算时间长、成像速度慢、参数选择灵活、成像方式复杂。

35. 对比增强 MRA(CE-MRA)

利用对比剂使血液的 T_1 值明显缩短,然后使用极短 TR 与极短 TE 的快速梯度回波序列,在极短 TR 与极短 TE 的情况下,各种组织的纵向磁化都很小,其信号强度也很小,由于在血管内团注磁共振顺磁对比剂(如 Gd-DTPA)的作用下,血液的 T_1 弛豫时间极度缩短,血管 T_1 弛豫时间小于背景组织的 T_1 弛豫时间,血管与背景间形成强烈对比。利用超快速且权重很重的 T_1 WI 序列就可记录这种弛豫差别。

36. 弥散

指由分子热能激发使分子发生一种微观、随机、无规则的平移运动并造成分子相互碰撞,也称分子的热运动或布朗运动。人体中大约有 70% 的组成是水,微观水分子不停地在进行着弥散运动。

(1) 弥散系数:在一定方向上的弥散运动产生的距离与其经历的弥散时间的平方根之比是一个常数,这个比例常数称之为弥散系数。

(2) 自由弥散运动:不受任何约束的水分子弥散运动称为自由弥散运动。在人体中,脑脊液、尿液等的水分子弥散运动视作自由弥散运动。

(3) 限制性弥散运动:在生物体中,水分子由于受周围介质的约束,其弥散运动将受到一定程度的限制,这种弥散运动称为限制性弥散运动。人体一般组织中水分子的弥散运动属于限制性弥散运动。

由于弥散方式的不同,生物体内不同组织的弥散系数也不同,同一组织在病变情况下弥散系数也会发生变化,因此通过特殊的 MR 技术检测人体组织中水分子的微观弥散运动,并计算其弥散系数的变化,就是磁共振弥散成像的基础。

37. 磁共振弥散成像(dMRI)

通过测量活体中水分子的微观弥散运动而产生磁共振信号变化来形成 MR 图像的成像方法,又称为扩散成像,是唯一能够检测活体组织内水分子弥散运动的无创性成像技术。

(1) 弥散加权成像(DWI):在 MR 常规自旋回波扫描序列的 180° 复相脉冲的两侧,加入一对“对称的强梯度脉冲(弥散敏感梯度脉冲)”,这两个梯度场的方向、强度和持续时间完全相同。体素内在对称的梯度磁场方向上,没有移动的质子的自旋相位最终完全重聚,其信号不会衰减;而在梯度场施加方向上,有位置移动的质子自旋会产生失相位效应,使其产生的 MR 信号强度相应减少,这就是弥散加权成像。无规律的弥散运动就会造成体素内自旋质子间相位离散,体素的磁化

矢量减少,使其产生的 MR 信号强度相应减少。弥散敏感梯度造成的信号损失量随着分子运动量的增加而增加,弥散慢的质子,其信号强度的变化较小,而弥散快的质子则信号衰减非常明显,因此,在强弥散敏感梯度作用下,弥散系数越大的组织,其信号越低。因此,DWI 是通过测量施加弥散敏感梯度场前后组织发生的信号强度变化,检测人体组织中水分子弥散运动的程度,间接反映组织微观结构的特征和变化。DWI 在临床上主要用于超急性脑梗死的早期诊断和鉴别诊断。在 DWI 上,超急性和急性梗死的脑组织表现为高信号。与常规 T_1 WI 和 T_2 WI 相比,DWI 在缺血后 2 小时就可发现梗死区的信号异常,显示出缺血病灶。

(2) 弥散张量成像(DTI):由于人体组织结构的不同,限制水分子弥散运动的结构排列和组织分布也不同,弥散运动在各方向上受到的限制可能是对称,也可能是不对称的。水分子在各方向上的限制性弥散是对称的,称为各向同性弥散(Isotropic Diffusion);水分子在各方向上的限制性弥散是不对称的,称为各向异性弥散(Anisotropic Diffusion)。当在 6 个以上方向分别施加弥散敏感梯度场,则可对每个体素水分子弥散各向异性弥散进行较为准确的检测,这就是弥散张量成像(DTI)的原理基础。各向异性弥散在人体组织中普遍存在,其中最典型的是脑白质神经纤维束。由于神经细胞膜和髓鞘沿着神经轴突的长轴分布并包绕轴突,水分子在神经纤维长轴方向上弥散运动相对自由,但是在垂直于神经纤维长轴各方向上,水分子的弥散运动将明显受到细胞膜和髓鞘的限制,利用 DTI 技术可以很好地反映脑白质神经纤维束走向,对于引导脑肿瘤手术避免损伤脑白质神经纤维束将发挥很大的作用。

38. 磁共振灌注加权成像(PWI)

PWI 指通过观察分子微观的动态运动从而反映出组织中微观血流的动力学信息,它是建立在流动效应基础上的一种 MR 成像技术。灌注加权成像是常规动态增强检查的基础上,结合快速扫描技术(EPI)而建立起来的动态 MRI 技术,其提供了常规 MRI 及 MRA 所不能获得的血液动力学方面的信息。灌注成像临床主要应用于脑血管疾病、心肌及肾脏血流功能评价,可早期诊断脑梗死和肝脏病变以及进行心脏功能和肾功能的灌注评价,区分肿瘤复发造成的坏死区以及评价肿瘤的血管分布。常用的方法有:

(1) 对比剂首次经过法:MR 影像具有良好的对比度,但由于正常组织和异常组织的弛豫时间有较大的重叠,差异性小但特异性较差。通过使用对比剂人为地改变组织的 MR 特性,扩大组织和病变的弛豫时间差异性,提高了图像对比度。用高压注射器在一定时间内将顺磁性对比剂静脉注入人体后,进行连续多时相的信号采集,检测对比剂首次流经组织时的信号变化情况。 T_2^* 加权成像,对比剂通过时,组织信号强度下降,而对比剂通过后,信号会部分恢复。由于信号强度变化率与局部对比剂的浓度成正比,因此与局部脑血容量也成正比。经过一系列的重建、测量、减影等后处理,可计算出组织的血流量、血容量及对比剂的平均通过时间。

(2) 动脉自旋标记法:不需要引入外源性对比剂,而利用人体自身动脉血流本身的质子作为内源性对比剂,通过特殊设计的脉冲序列对流入组织前的动脉血液中的质子作自旋标记,标记的血液进入组织后使局部磁场的均匀性发生改变,从而产生 MR 信号差别,通过多次采集此差异信号,计算出受标记质子流的信号变化,可获得定性和定量的组织血流信息。

39. 功能磁共振成像(fMRI)

特指基于血氧水平依赖(blood oxygenation level dependent, BOLD)效应的磁共振脑功能成像,其原理是利用磁共振成像来测量神经元活动所导致的血液动力学改变,可以无创性动态反映

出脑功能和脑活动情况。

血流和血氧(合称为血液动力学)的改变与神经元的激活密不可分,脑组织接受外在刺激后,相应的脑皮层中枢被激活,局部脑功能区皮质兴奋,能量的代谢导致耗氧量增多、脱氧血红蛋白(Deoxygenated hemoglobin, dHb)随之少许增加;同时,神经细胞附近微血管的氧合血红蛋白(Oxygenated hemoglobin, Hb)来补充消耗掉的氧气,激发了血流量显著增加,血容量的增加超出了耗氧量的增加,导致了更多的氧合血红蛋白流入;最后结果是局部脑活动区的静脉血中氧合血红蛋白增加,静脉血中脱氧血红蛋白增加不明显,使得氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白比例增高。从神经激活到引发血液动力学的改变,通常会有 2 s 的延迟,在 4~6 s 达到高峰,最后再回到原来水平。

由于脱氧血红蛋白具有顺磁性,可以缩短组织的 T_2 值;而氧合血红蛋白是轻度反磁性的,可延长组织的 T_2 值。所以 T_2 WI 的信号强度取决于氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的比例(Hb/dHb),此比例越高,组织的 T_2 WI 信号越强,间接反映了局部脑组织神经元活动,这就是 BOLD 效应。fMRI 大多用于脑功能和脑活动的科学研究,应用 EPI 序列或快速 GRE 序列,采用信号相减和叠加等后处理方法检测像素信号的微小变化。

40. 化学位移成像

常规的 MR 成像技术是假设原子核是个“裸”核,但是核是被电子所包围,处于一定的“分子环境”或“化学环境”之中。因此处于相同的场中的同种核,它们的核磁共振频率也会有所不同。化学位移是指因电子环境(即核外电子结构)不同,引起的共振频率的变化,这种频率差异十分微小,其化学位移量与磁场的强度成正比。化学位移成像是利用不同分子之间的不同的化学位移,可以捕捉分子结构的信息。

41. 化学位移饱和成像

利用不同分子之间共振频率的差异,在信号激发之前,预先发射具有某种特定频率的预饱和脉冲,使这种频率的组织信号被饱和,得到抑制。脂肪抑制时,预饱和脉冲的频率选用脂肪的共振频率,恰好在脂肪质子的纵向磁化恢复到 0 点时施加 90° 脉冲,此脉冲后脂肪质子无横向磁化,故无信号产生。水抑制时,则预饱和脉冲应用水的共振频率,机制与脂肪被抑制相类似。目前临床上化学位移成像技术多用在脂类腹部脏器中。例如:① 肾上腺病变的鉴别诊断,因为肾上腺腺瘤中常含有脂质,在反相位图像上信号强度常有明显降低,利用化学位移成像技术判断肾上腺结节是否为腺瘤的敏感性为 70%~80%,特异性高达 90%~95%;② 脂肪肝的诊断与鉴别诊断,对于脂肪肝的诊断敏感性超过常规 MRI 和 CT;③ 判断肝脏局部病灶内是否存在脂肪变性,因为肝脏局部病变中发生脂肪变性者多为肝细胞腺瘤或高分化肝细胞癌。

42. 水脂同相与反相

人体 MRI 的信号主要来源于水和脂肪两种成分。水分子中的氢质子与脂肪中的氢质子周围电子云分布不同,水分子中氢质子与脂肪中氢质子的共振频率不同,水分子中氢质子横向磁化矢量与脂肪中氢质子横向磁化矢量的相位关系处于不断变化之中。射频脉冲激励停止后,水质子与脂肪质子出现相位相同,即为同相位,同相位信号叠加,信号强度增强;若水质子与脂肪质子出现相位相反,则为反相位,反相位信号相减,信号强度减弱。在梯度回波序列中选择恰当的 TE,可分别获得同相位和反相位图像。反相位时,水、脂交界处以及同时含水、脂的部位,脂质子的信号明显下降,故可起到脂肪抑制作用。

43. 磁共振波谱技术(MRS)

利用质子在化合物中共振频率的化学位移现象,分析化合物组成成分及其含量的检测技术。同一种原子核,由于化学位移效应,它在不同的化合物中所处的化学环境不同,其质子的拉莫尔频率就不同,在 MRS 上产生共振峰位置也不同。因此射频脉冲激励后,组织的质子频率有所偏移,化学组成不同的原子核的质子有不同的偏移频率,通过傅立叶转换后就可获得不同的波谱。质子的共振频率不同,磁共振波谱上产生的波峰也不同。磁共振波谱分析是检测活体组织体内化学成分的唯一无创伤性的检查手段。目前临床上经常应用的 MRS 分析的物质有¹H 波谱和³¹P 波谱等,其应用内容包括诊断定性和疗效检测两方面。

44. 磁共振水成像

利用体内静态或缓慢流动液体(如脑脊液、胆汁、尿、滑膜液)具有信号强度高,对比度大特点的 MR 成像技术,称为磁共振水成像。在暗黑背景中含液解剖结构,如胆道、囊肿等呈亮白高信号。水成像技术主要是利用重 T_2 加权,即使用长 TE、长 TR 序列并加脂肪抑制技术,使含液体器官显影。在长 TE 值读出信号时,横向磁化矢量衰减增多, T_2 较短的组织信号很低;而静态液体具有明显延长的 T_2 弛豫时间,横向磁化矢量衰减得慢。因此,在重 T_2 WI 上,流动缓慢或相对静止的液体均呈高信号,而 T_2 短的实质性器官及流动的液体则表现为低信号,从而使含液体的器官显影。MR 水成像具有安全、无须对比剂、无创的优点,常用于脑脊液、胆囊、淋巴、胃肠道、泌尿系统等的成像。

四、英文短语及英文缩写词

- (1) Posterior-anterior position (缩写 PA):后前位。
- (2) Anterior-posterior position (缩写 AP):前后位。
- (3) Lateral:侧位。
- (4) Oblique:斜位。
- (5) Matrix:矩阵。
- (6) acquisition matrix:采集矩阵。
- (7) display matrix:显示矩阵。
- (8) raw data:原始数据。
- (9) display data:显示数据。
- (10) Pixel:像素。
- (11) Voxel:体素。
- (12) Reconstruction:重建。
- (13) Reformation:重组。
- (14) acquisition time:采集时间。
- (15) reconstruction time:重建时间。
- (16) reconstruction algorithm:重建算法。
- (17) Signal:信号。
- (18) Noise:噪声。
- (19) signal to noise ratio(缩写 SNR):信噪比。

- (20) Bit; 比特(二进制信息量的单位)。
- (21) gray level; 灰阶。
- (22) gray scale; 灰度级。
- (23) brightness response; 亮度响应。
- (24) dynamic range; 动态范围。
- (25) field of view (缩写 FOV); 视野/显示野。
- (26) window technology; 窗口技术。
- (27) window width(缩写 WW); 窗宽。
- (28) window level(缩写 WL); 窗位。
- (29) density resolution; 密度分辨率。
- (30) spatial Resolution; 空间分辨率。
- (31) imaging noise; 图像噪声。
- (32) partial volume effect; 部分容积效应。
- (33) aroundclearance phenomenon; 周围间隙现象。
- (34) artifact; 伪影。
- (35) CT value; CT 值。
- (36) Hounsfield unit (缩写 HU); 热单位、CT 值单位。
- (37) magnetic moment; 磁矩。
- (38) Precession; 进动。
- (39) free induction decay(缩写 FID); 自由感应衰减信号。
- (40) Relaxation; 弛豫。
- (41) longitudinal relaxation; 纵向弛豫。
- (42) transverse relaxation; 横向弛豫。
- (43) slice selection; 层面选择。
- (44) band width; 带宽。
- (45) frequency encoding; 频率编码。
- (46) phase encoding; 相位编码。
- (47) T_1 weighted imaging(缩写 T_1 WI); T_1 加权成像。
- (48) T_2 weighted imaging(缩写 T_2 WI); T_2 加权成像。
- (49) proton density weighted imaging(缩写 PDWI); 质子密度加权成像。
- (50) radio frequency(缩写 RF); 射频脉冲。
- (51) spin echo(缩写 SE); 自旋回波序列。
- (52) fast spin echo(缩写 FSE); 快速自旋回波序列。
- (53) inversion recovery(缩写 IR); 反转恢复序列。
- (54) gradient echo(缩写 GRE); 梯度回波序列。
- (55) field echo(缩写 FE); 场回波序列。
- (56) echo planar imaging (缩写 EPI); 回波平面成像序列。
- (57) echo train length(缩写 ETL); 回波链长度。

- (58) echo spacing(缩写 ES):回波间隙。
- (59) inversion time(缩写 TI):反转时间。
- (60) number of Excitation(缩写 NEX):信号激励次数。
- (61) number of Signal Averages(缩写 NSA):信号平均次数。
- (62) number of Signal Acquisitions:信号采集次数。
- (63) repetition time(缩写 TR):重复时间。
- (64) echo time(缩写 TE):回波时间。
- (65) effective echo time:有效回波时间。
- (66) acquisition time(缩写 TA):采集时间。
- (67) flip angle:翻转角。
- (68) laminar Flow:层流。
- (69) turbulent Flow:湍流。
- (70) time of flight MRA(缩写 TOF-MRA):时间飞越法 MRA。
- (71) phase contrast MRA(缩写 PC-MRA):相位对比法 MRA。
- (72) contrast enhanced MRA(缩写 CE-MRA):对比增强 MRA。
- (73) diffusion:弥散。
- (74) diffusion MRI(缩写 dMRI):磁共振弥散成像。
- (75) diffusion Weighted Imaging(缩写 DWI):弥散加权成像。
- (76) diffusion Tensor Imaging(缩写 DTI):弥散张量成像。
- (77) isotropic Diffusion:各向同性弥散。
- (78) anisotropic Diffusion:各向异性弥散。
- (79) perfusion-weighted imaging(缩写 PWI):磁共振灌注加权成像。
- (80) functional Magnetic Resonance Imaging(缩写 fMRI):功能磁共振成像。
- (81) MR spectroscopy(缩写 MRS):磁共振波谱技术。

(姚建新、曹廷志、李国昭)

项目 2

医学影像质量管理基本知识

国外最先全面开展放射质量保证的是美国,在 20 世纪 70 年代初、中期,美国进行的几项调查中发现许多放射科所摄的 X 线照片影像质量较差,甚至影响临床诊断,并且受照者的吸收剂量较高。在 20 世纪 80 年代中期,随着 X 线放射技术的进一步进展,放射防护学、放射诊断学、医用物理学、计算机技术学和生物工程学、医用影像学的结合和渗透,使放射诊断的质量保证和质量控制在一些发达国家迅速发展,也引起了更多国际组织的关注和支持,通过召开专题讨论会,出版指南手册,发表学术报告等,引起了一些生产制造厂商的关注,进而研究质量控制技术,研制生产应用设备、工具和装置。到目前为止,几乎所有的发达国家的医院都开展了质量保证计划,且正在向广度和深度发展,它的重要作用是给放射学界及医学界带来好处,日益取得许多国家的政府、科学团体和有关专家的理解和承认。在许多国家的法规、医学影像学标准及专业化学术团体的报告书中,都有对质量保证 QA 的规定。