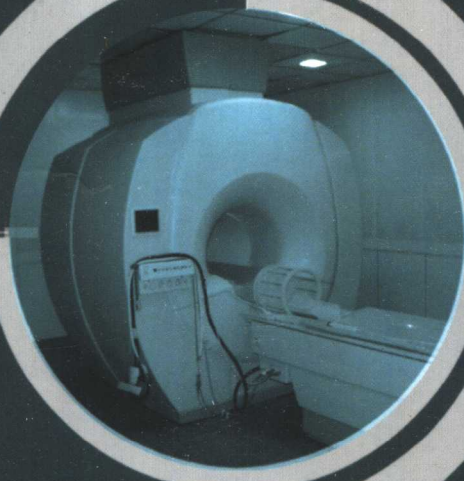


大型医疗设备检测技术培训教材

磁共振成像设备应用质量 检测技术与评审

主编 任国荃 刘晓军

TEST AND EVALUATION OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING EQUIPMENT APPLICATION PERFORMANCE



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

设备检测技术培训教材

磁共振成像设备应用质量 检测技术与评审

TEST AND EVALUATION OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING
EQUIPMENT APPLICATION PERFORMANCE

主 编 任国荃 刘晓军
编 者 (以姓氏笔画为序)

王 颖 石 虹 任国荃
刘晓军 刘晓莉 孙喜文
何 为 张树旺 赵庆军
徐 桓 ~~斯海臣~~ 戴 丹
魏王越



人民军医出版社

People's Military Medical Press

北 京

图书在版编目(CIP)数据

磁共振成像设备应用质量检测技术与评审/任国荃,刘晓军主编. —北京:人民军医出版社,2005. 11

ISBN 7-5091-0061-5

I. 磁… II. ①任…②刘… III. 磁共振成像-设备-质量检验 IV. TH776

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 129272 号

策划编辑:魏雪峰 文字编辑:魏雪峰 责任审读:周晓洲

出版人:齐学进

出版发行:人民军医出版社 经销:新华书店

通信地址:北京市复兴路 22 号甲 3 号 邮编:100842

电话:(010)66882586(发行部)、51927290(总编室)

传真:(010)68222916(发行部)、66882583(办公室)

网址:www. pmmp. com. cn

印刷:京南印刷厂 装订:桃园装订有限公司

开本:850mm×1168mm 1/32

印张:5.5 字数:135 千字

版次:2005 年 11 月第 1 版 印次:2005 年 11 月第 1 次印刷

印数:0001~2000

定价:28.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

电话:(010)66882585,51927252

前 言

根据总后勤部卫生部颁布的《军队大型医疗设备配置与应用管理暂行办法》的要求,全军大型医疗设备应用质量检测研究中心作为军队的质量监督检查机构,从 1998 年起,率先在全军范围内开展了磁共振成像(MRI)的应用质量检测工作。检测中心在参考部分国外的技术资料和设备使用说明的基础上,依据大量的实际检测数据,于 1998 年编写了《磁共振成像系统应用质量检测与评审规范》(试行),并于 2003 年进行了重新修订。这是我国第一部关于 MRI 的应用质量检测与评审的技术文件。为了使 MRI 的质量检测工作能更加普及,本教材在简明扼要地介绍 MRI 原理的基础上,重点对最新检测方法及评审规范作了详细的说明。

要对磁共振进行检测,首先要了解磁共振的原理和特点。众所周知,MRI 是一个以量子物理学为成像基础的新领域,其原理涉及宏观量子物理学、数学和数字图像处理等多种学科的知识,内容复杂,不容易理解。本教材面向从事质量检测的人员,因此在编写中使用了大量的图示,以便于领会;在尽可能全面地讲清楚 MRI 的基本原理和组成同时,对一些临床的实际应用,具体成像的公式推导和计算未做介绍。本教材称不上 MRI 理论的精华读本,而是希望能作为一本关于 MRI 应用及检测方面的简明读本,成为一本关于 MRI 的启蒙教材。

由于编者水平有限,对 MRI 所涉及内容中的欠缺之处,希望广大同行给予批评指正。

编 者

2005 年 10 月 1 日

目 录

第一章 概述	(1)
第一节 磁共振成像的产生	(1)
第二节 磁共振成像的发展历程	(2)
一、萌芽期	(2)
二、成熟期	(3)
三、发展期	(4)
第三节 磁共振成像的评价	(5)
一、磁共振成像的特点	(5)
二、磁共振成像的局限性	(7)
三、磁共振成像与 CT 比较	(8)
第二章 磁共振成像的基础知识	(10)
第一节 相关的数学基础	(10)
一、三角函数	(10)
二、指数	(13)
三、指数衰减正弦函数	(15)
四、sinc 函数	(17)
第二节 磁共振的物理基础	(17)
一、转动和进动	(17)
二、原子的结构	(19)
三、原子核的磁性	(20)
四、原子核的共振现象	(21)
第三节 磁化	(23)
一、磁化强度矢量	(23)
二、磁化的概念	(24)

三、纵向磁化强度矢量·····	(25)
第四节 磁化强度矢量的激发·····	(28)
一、激发的目的·····	(28)
二、激发的物理过程·····	(28)
第五节 弛豫·····	(30)
一、弛豫的过程·····	(30)
二、弛豫的分类·····	(30)
三、弛豫时间·····	(31)
四、弛豫的生物学意义·····	(33)
第三章 磁共振成像基本原理·····	(37)
第一节 医学图像的基础知识·····	(37)
一、体素与像素·····	(37)
二、灰度与灰阶·····	(38)
三、对比度·····	(39)
四、图像的窗口技术·····	(39)
第二节 磁共振成像过程·····	(40)
一、磁化·····	(41)
二、激发和弛豫·····	(41)
三、产生共振信号·····	(41)
四、采集成像·····	(43)
第三节 图像重建·····	(43)
一、MRI 系统的坐标系·····	(44)
二、梯度磁场·····	(45)
三、磁共振成像中的空间定位·····	(47)
四、梯度周期与成像时序·····	(52)
第四节 磁共振成像中的主要参数·····	(54)
一、脉冲序列·····	(54)
二、重复时间(TR)·····	(54)
三、回波时间(TE)·····	(55)

四、脉冲重复激发次数(NEX)	(55)
五、扫描矩阵(Matrix)	(55)
六、视野(FOV)	(56)
七、层厚(THK)	(56)
八、层间距(Slice gap)	(56)
九、翻转角	(57)
第五节 磁共振成像方法	(57)
一、点成像法	(57)
二、线扫描方法	(58)
三、二维投影重建法	(58)
四、二维傅立叶方法	(58)
五、自旋扭曲成像方法	(58)
六、场聚焦法	(59)
第四章 磁共振成像设备	(60)
第一节 静磁场系统	(61)
一、静磁场的性能指标	(61)
二、MRI 磁体的分类	(62)
第二节 梯度磁场系统	(65)
一、梯度磁场的主要性能	(65)
二、梯度磁场系统的组成	(66)
第三节 射频磁场系统	(68)
一、射频线圈	(68)
二、射频脉冲	(70)
第四节 计算机系统和外围设备	(71)
第五章 MRI 的应用质量检测与评审	(72)
第一节 概述	(72)
一、MRI 质量保证工作的现状和难点	(72)
二、MRI 应用质量检测的类型	(74)
第二节 MRI 应用质量检测设备	(74)

一、性能检测设备·····	(74)
二、磁场强度测试仪·····	(75)
第三节 MRI 图像质量参数的检测原理和方法 ·····	(77)
一、信噪比·····	(78)
二、图像均匀度·····	(81)
三、线性度·····	(84)
四、层厚·····	(85)
五、空间分辨率·····	(87)
六、低对比度分辨率·····	(91)
七、层间隙·····	(93)
第四节 Magphan 性能体模检测方法 ·····	(93)
一、体模说明·····	(93)
二、体模定位·····	(97)
三、扫描条件·····	(99)
四、参数测量·····	(99)
第五节 Victoreen 76-903 性能体模检测方法 ·····	(104)
一、体模结构说明 ·····	(104)
二、体模定位 ·····	(104)
三、数据提取与处理 ·····	(104)
第六节 静磁场强度及均匀度检测·····	(106)
一、静磁场强度测量 ·····	(106)
二、均匀度测量 ·····	(106)
第七节 检测图像拍片及临床照片抽取·····	(109)
一、检测图像拍片 ·····	(109)
二、临床照片抽取 ·····	(110)
三、临床照片评估标准 ·····	(111)
第八节 应用质量检测评审·····	(112)
第九节 检测的安全注意事项·····	(113)
一、投射效应 ·····	(114)

二、检测时注意事项	(114)
第六章 全军大型医疗设备应用质量管理系统的开发	
与应用	(115)
第一节 概述	(115)
第二节 Delphi 6.0 开发软件简介	(115)
一、Delphi 6.0 的特点	(116)
二、Delphi 6.0 的集成开发环境	(116)
三、面向对象的 Pascal 语言	(117)
四、小结	(118)
第三节 全军大型医疗设备应用质量管理系统的运用	
.....	(119)
一、安装与卸载	(119)
二、系统初始化	(121)
三、基本数据管理	(124)
四、检测数据管理	(131)
五、检测设备管理	(134)
六、数据汇总	(137)
七、数据备份与还原	(139)
第四节 全军大型医疗设备应用质量管理体系设计	(140)
一、全军大型医疗设备应用质量管理体系需求分析	(140)
二、全军大型医疗设备应用质量管理体系数据库分析	
.....	(141)
三、系统流程图	(143)
四、系统实现与程序开发	(143)
五、系统发布	(164)
参考文献	(165)

第一章 概 述

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是根据生物磁性核(氢核)在磁场中表现的特性进行成像的新技术。近年来,随着磁体技术、超导技术、低温技术、电子技术和计算机技术等相关技术的不断发展进步,MRI 技术得到了飞速发展。MRI 已经在临床医学中广泛使用,成为现代医学影像领域中重要的一员。MRI 在我国及我军的装机数量不断增加。MRI 的应用不但代表医院现代化程度的提高,而且也标志其诊断水平的飞跃。

第一节 磁共振成像的产生

磁共振成像的物理基础是核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)理论。所谓 NMR,是指与物质磁性和磁场有关的共振现象。也可以说,它是低能量电磁波,即射频波与既有角动量又有磁矩的核系统在外磁场中相互作用所表现出的共振特性。但是,从 NMR 的发现到 MRI 装置的诞生,经历了几代物理学家及医学家长达数十年的努力。通过追溯 NMR 的发现和应用,我们来了解 MRI 的发展历程。

1946 年美国两位物理学家布洛赫(Felix Bloch)和珀塞尔(Edward Purcell)各自率领的小组独立地开展了 NMR 的研究工作。他们几乎同时发现,在外磁场作用下,试管中某些纯物质样品(如氢原子核)会发出一定频率的电磁波。他们还证明,用适当的

射频波,在静磁场的垂直方向上对进动的原子核进行激励,可使其进动角度增大;停止激励后原子核又会恢复至激励前的状态,并发射出与激励电磁波同频率的射频信号,这一现象被称为核磁共振。同年,布洛赫及其合作者在斯坦福大学做了水的核磁共振实验,珀塞尔及其同事则在哈佛大学测出了石蜡的核磁共振。由于这些实验无须在高真空下使用分子束,此后才将核磁共振用于固体或液体样品的测试,从而诞生了核磁共振这一新兴学科。NMR 的发现,使布洛赫和珀塞尔共同荣获 1952 年的诺贝尔物理学奖。从那时开始到 1972 年之前这一段时间,许多科学家用核磁共振技术研究物质的分子结构和动力学信息,而在生物学和医学上的研究则较少。但自 1980 年起,NMR 成像,即 MRI 的迅速发展,又使 NMR 技术扩展到了生物和医学领域。NMR 从波谱学实验发展到成像技术是一大飞跃。如今,液体 NMR、固体 NMR 和 MRI 各自比较独立地发展着,形成了三足鼎立的局面。它们在理论上相互补充,在实验技术上彼此借鉴,共同繁荣了 NMR 学科。半个世纪中,NMR 从物理研究到化学应用、生物应用,再到临床应用所走过的路程,是当今基础科学的发展推动社会进步最有说服力的例子之一。

第二节 磁共振成像的发展历程

一、萌芽期

指从 1946 年 NMR 诞生,到 1972 年的这 20 多年时间。

这段时期内,NMR 主要作为分析工具使用。但是,后来随着 NMR 理论的完善,研究范围逐渐扩展到了生物领域。美国纽约州立大学的达马迪安(Raymond Damadian)是一位富有想象力的物理学家和内科医生。1970 年,他对已植入恶性肿瘤细胞的鼠进行了 NMR 实验,发现正常组织与恶性组织的 NMR 信号明显不

同。达马迪安还观察到,在受激组织的偏转磁矩恢复至稳定状态的过程中,它会发出两类不同信号,这就是许多年前被布洛赫命名的 T_1 和 T_2 弛豫信号。他认为,由于水的特殊结构,使其具有很强的磁偶极子表现和 NMR 信号,因而利用 NMR 对生物体进行成像是可能的。1972 年美国纽约州立大学的劳特伯(Lauterber)进一步指出,用 NMR 信号完全可以重建图像。这些学者为 MRI 的诞生奠定了基础。

二、成 熟 期

指 1973 年到 1978 年。在物理学家与医学家的共同努力下,对活体组织进行了局部成像的实验研究,实现了 NMR 的首次医学成像。因此,这一阶段是 NMR 波谱技术与成像理论相结合,并取得巨大研究成果的时期。

1977 年达马迪安和他的同事明可夫(Lary Minkoff)博士、戈德史密斯(Michael Goldsmith)博士一道,战胜了无数的困难和挫折,终于建成人类历史上第一台全身磁共振成像装置。为了获得成像所需的分辨率,用这台设备扫描时受检者要移动 106 次,采集一幅图像耗时长达 4 小时 45 分钟。达马迪安自己躺在检查床上完成了整个实验。尽管这还不是一台实用的成像系统,但它以无可辩驳的事实宣告,一个全新的成像领域就要诞生了。

劳特伯当时已在纯物质的波谱分析方面取得巨大成就,且在试管内样品的波谱学研究方面享有盛誉。他并不满足于这一点。劳特伯推测,如果在置有样品的强静磁场上叠加一可控的弱梯度磁场,同一频率的成像层就能被隔离,此时检测到的信号便可用来成像。为了弄清下述 3 个问题,劳特伯又进行了数周的实验。这 3 个问题是:①选择激发的 NMR 信号应能产生一个成像层区域,即它应集中于一个层面内;②这些信号要有足够大的幅度以通过傅立叶变换得到空间图像;③主磁体要有一定的磁场均匀性以保证成像的质量。不久,劳特伯通过梯度磁场,用逐点地诱发磁共振

信号,然后对这些一维投影值进行组合的方法获得了一幅二维的核磁共振图像。劳特伯采用的成像方法即他自己创立的组合层析成像法,它实际上是一种投影重建的成像方法。

1988年,当时的美国总统里根将象征最高荣誉的国家技术勋章赠给达马迪安和劳特伯,以奖励他们为科学技术进步所做的卓越贡献。在成像方法方面,除了劳特伯的组合层析成像法和达马迪安的FONAR法以外,还产生了许多新方法,大大丰富了NMR成像理论。由此可见,磁共振成像从理论到实践的发展,凝聚了许多科学家的智慧和心血,其中上述几位先驱的功绩是不可磨灭的。

三、发 展 期

指1978年以后磁共振成像技术全面发展的阶段。这一时期磁共振成像研究实现了以下5个方面的转变,即:从人体成像实验系统的研究转入工艺装置研究;从局部成像的研究发展为全身成像研究;由实验研究过渡为临床应用研究;从侧重于成像理论的研究转变为加快成像速度、提高信噪比、改善图像质量的方法学研究;从大学、研究所的科研活动扩展到多厂商参与研究和开发的商业行为。由于竞争局面在这一阶段的早期就已形成,因而发展步伐进一步加快。

1980年前后,美国、英国、前西德、荷兰和日本等国纷纷投入力量从事磁共振成像系统的研制,此外,许多有实力的公司都开展了磁共振成像设备商品化的工作。商家的介入,有力地推动了MRI的医学应用,同时降低了设备成本。当时研制或生产成像设备的厂家主要有:美国的Technicare公司、GE公司、FONAR公司、皮克(Piker)公司和Diasonic公司等;原西德的西门子(Siemens)公司和布鲁克(Bruker)公司;以色列的爱尔森(Elscint)公司;荷兰的飞利浦(Philips)公司以及日本的东芝、岛津、日立、三洋电机、朝日和三菱等公司。其中日本起步较晚,因而研制工作落后于英、美等国。为了尽快缩短与世界先进水平的差距,日本当时采

用了直接进口常导磁体进行实验研究的策略。

1982 年到 1983 年间,美国、原西德和日本等国都通过 MRI 的临床试用,证明这一技术已趋于成熟。尽管成像装置价格昂贵,但它的成功仍引起了整个科学界、卫生界和公众的持续关注。1984 年,发达国家的各大医院纷纷订购新产品,使得磁共振成像扫描仪的装机数持续上升。

第三节 磁共振成像的评价

MRI 系统已成为当今医学影像领域最先进、最昂贵的诊断设备之一。技术的进步,使 MRI 的应用范围不断扩大,它在医学诊断中所起的作用也愈加重要。同时,医学应用的深入,又给 MRI 技术的发展提出了更高的要求,从而促使其进一步发展。MRI 系统走过的正是这样一条良性循环的道路。

一、磁共振成像的特点

1. 多参数成像,可提供丰富的诊断信息

通常医学成像技术都是使用单一的成像参数,例如,CT 使用的 X 射线吸收系数。而 MRI 则是一种多参数的成像方法。目前使用的 MRI 系统主要是用来观测活体组织中氢质子密度的空间分布及其弛豫时间的新型成像工具。用以成像的组织参数至少有氢核(质子)密度,纵向弛豫时间 T_1 , 横向弛豫时间 T_2 以及体内液体的流速等 4 个。上述参数既可分别成像,亦可相互结合获取对比图像。选取一定的成像参数,并选用适当射频脉冲序列进行 MRI 扫描,是临床 MRI 诊断医师获取诊断信息应具备的基本技能。

2. 高对比度成像,尤其是可获得高对比度的软组织的图像

人体含有占体重 70% 以上的水。这些水中的氢核是 NMR 信号的主要来源,其余信号来自脂肪、蛋白质和其他化合物中的氢

质子。由于氢质子在体内的分布极为广泛,故可在人体的任何部位成像。另一方面,由于水中的氢质子与脂肪、蛋白质等组织中氢质子的 NMR 信号强度不同,使得磁共振的软组织图像必然是高对比度的。

3. 任意方位断层,可从三维空间上观察人体

MRI 使用三个线性梯度磁场任意组合来确定层面,即实现了所谓的选择性激励。在进行标准横轴位、矢状位或冠状位成像时,上述梯度场之一将被确定为选层梯度,其余两者在分别进行相位编码和频率编码后提供信号的位置信息。进行任意层面检查时,选层信息由两个以上的梯度共同决定。整个 MRI 检查中没有任何形式的机械运动。

MRI 系统可任意方位断层的特点,使医生立体观察病变的愿望得以实现,而 X 射线 CT 要做到这一点则非常困难,有些部位甚至是不可能的。

4. 人体能量代谢研究,将解剖结构观察和功能代谢情况观察相结合

任何生物组织在发生结构变化之前,首先要经过复杂的化学变化,然后发生功能改变和组织学异常。以往的影像学诊断方法一般只提供单一的解剖学信息,没有组织学特征和功能信息。MRI 的出现填补了上述两项空白,使疾病的诊断深入到分子生物学和组织学的水平。

5. 无电离辐射,对人体没有损害

MRI 系统的激励源为短波或超短波段的电磁波,波长在 1m 以上(小于 300MHz),所含能量仅为 10^{-7} eV,是 CT 成像所用的 X 射线能量的 $1/10^{10}$,因而无电离辐射损伤。这是 MRI 能够迅速发展并被人们所接受的主要原因之一。

从成像所用的射频功率看,MRI 系统的峰值功率可达千瓦数量级,但平均功率仅为数瓦。经计算,其射频容积功耗在 $1\text{mW}/\text{cm}^3$ 以下,完全低于推荐的非电离辐射的安全标准。在一定的场

强及场强变化率范围之内,静磁场和线性梯度场也不会引起机体的异常反应。可见 MRI 是一种安全的检查方法。

二、磁共振成像的局限性

1. 成像速度相对较慢

这是 MRI 的主要缺点。由于成像速度慢,使得这种检查的适应证大为减少,例如它不适合于运动性器官和危重病人的检查等。对于躁动或丧失自制能力的患者,如不使用镇静剂,也是难以成像的。儿科的某些应用同样受到限制。因此,自 MRI 出现以来,人们一直致力于成像速度的提高。

2. 对钙化灶和骨皮质病灶不够敏感

钙化灶在发现病变和定性诊断方面均有一定作用,但磁共振图像上钙化灶通常却表现为低信号。另外,由于骨质中氢质子(或水)的含量较低,骨的 NMR 信号就比较弱,使得骨皮质病变不能充分显影,对骨细节的观察也就比较困难。

3. 图像易受多种伪影影响

无骨伪影是 MRI 的优点之一。但是,其他伪影也可能严重干扰图像质量,甚至影响其应用范围。MRI 的伪影主要来自设备、运动和金属异物等三个方面。常见的有化学位移伪影、卷褶(包绕)伪影、截断伪影、非自主性(生理性)运动伪影、自主性运动伪影、流动伪影、静电伪影、非铁磁性金属伪影和铁磁性金属伪影等。上述大多数伪影虽然能够被克服,但 MRI 的质量控制仍然很复杂。

4. 禁忌证多

MRI 系统的强磁场和射频场有可能使心脏起搏器失灵,也容易使各种体内金属性植入物移位。在激励电磁被作用下,体内的金属还会因为发热而造成伤害。因此,植有心脏起搏器的病人、安装假肢或人工关节的病人、疑有眼球异物的病人以及动脉瘤银夹结扎术后的病人等都是严禁行 MRI 检查的。装有假牙的病人不

能进行额面水平的 MRI 检查。放置宫内节育环的患者如在检查中发现不适感应立刻停止检查。

5. 定量诊断困难

对通常采用的质子密度、 T_1 和 T_2 加权像,其权重值尚难精确测定。因此,MRI 还不能像 X 射线 CT 那样在图像上进行定量诊断。

三、磁共振成像与 CT 比较

MRI 系统和 X-CT 都是最近几十年迅速发展起来的大型医学影像设备,也是现代化医院里各种断层图像的主要来源。两类设备均为疾病的诊断发挥着前所未有的作用。MRI 和 CT 各有优缺点,在某种程度上还可互相补充。下面通过表 1-1 对其进行比较。

表 1-1 MRI 与 X 射线-CT 的性能比较

性能特点	MRI	CT
信息载体	NMR 信号(放出吸收的射频能量)	透过组织的 X 射线
体内信息源	质子密度, T_1 , T_2 弛豫及液体的流动	X 射线的减弱程度或透射 X 射线的强度分布
采用的电磁波	射频波(无线电波)	连续 X 射线(窄束)
电磁波频率	特定磁场下氢原子核的拉莫尔频率	$3 \times 10^{10} \sim 3 \times 10^{14}$ MHz
电磁波波长	3m 以上(米波段)	约 10^{-10} m
使用的磁场	静磁场和梯度磁场的叠加	无
探测器及方法	接收线圈中的感应电流	碘化钠、BGO、氙气等
断层方向	任意方向	一般与体轴垂直
扫描机构	电子	机械
数据采集方式	多方向或单方向投影	多方向投影
测量值	可多参数成像,但难以比较	仅与 X 射线衰减系数对应