

新一代永磁型磁共振成像系统及其医学应用*

陶 笃 纯

(深圳安科高技术有限公司 深圳 518067)

摘 要 简述了世界磁共振成像技术的发展趋势,分析了永磁型共振成像系统的常见不足及其产生的物理原因.据此,提出了解决这些问题的方法.同时,介绍了解决这些问题之后开发出的新一代永磁型磁共振成像系统 Open Mark 2000 的特点及其在医学上的应用.

关键词 磁共振成像,永久磁体,开放式 MRI 系统

NEW GENERATION PERMANENT MAGNET MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM AND ITS MEDICAL APPLICATIONS

Tao Duchun

(Analogic Scientific Inc., Shenzhen 518067)

Abstract A brief introduction to the development of magnetic resonance imaging technology throughout the world is given. The common weakness of magnetic imaging systems with permanent magnets and its physical reasons are analyzed, based on which certain methods to solve these problems are suggested. The features and medical applications of a new generation of magnetic resonance imaging systems with permanent magnets and free of those problems — the Open Mark 2000 are described.

Key words magnetic resonance imaging, permanent magnet, Open MRI System

1 世界磁共振成像系统的发展趋势

作为一种新的医学影像诊断设备,磁共振成像(MRI)系统自1983年正式问世以来,其有效性得到了医学界的普遍认可,并在影像诊断方面发挥了十分重要的作用.至今,总共有1万余台MRI系统在全世界各地医院运行,我国也从1985年安装第一台起迅速发展到现在共拥有400余台.在这10多年里,MRI技术又有了长足的进步,使MRI设备的功能逐渐增多,性能越来越好,价格显著降低,在医学影像诊断方面的地位不断提高.

近年来,MRI技术有两个不同的发展方向,这是由不同的应用需求所决定的.一是着眼

于科学研究,如利用MRI技术来研究人体的奥秘,包括用MRI的谱分析来研究人体新陈代谢过程,利用功能MRI,即用MRI了解在声、光、电、语言等外界刺激下人脑不同部位血液灌注情况的变化,来研究人脑不同部位的主要功能以及认知科学等等.本文不准备详细介绍这方面的内容.二是着眼于临床应用,也就是说要让MRI系统更好地解决临床诊断需要解决的问题,并使更多的医院能使用这种有效的医学影像诊断设备.为此,科学家和工程师们密切配合,在以下几个方面作出了艰苦努力,取得了令人瞩目的成绩:(1)使MRI设备,特别是磁体更

* 1998 - 11 - 04 收到初稿,1998 - 12 - 14 修回

轻巧和小型化;(2)使 MRI 的扫描速度显著加快;(3)改进 MRI 的图像质量;(4)使磁体由过去的封闭式改成开放式。

2 永磁型 MRI 系统的常见不足及其原因

几年前,笔者曾在本刊介绍过 MRI 的基本原理^[1],并说明了作为 MRI 系统的一个主要部件,也就是产生为磁共振现象提供基本条件的主磁场的设备——磁体——的几种不同类型。由于我国是全世界稀土永磁资源最丰富的国家,同时考虑到在 MRI 系统中采用永久磁体,有安全可靠、运行费用低等好处,比较适合我国作为一个发展中国家,多数医院经济承受能力还普遍较低的国情,所以笔者所在的单位安科公司多年来一直致力于发展和推广永磁型 MRI 系统,至今已在全国各地医院里安装了 100 多台。在国外,也有一些公司生产永磁型的 MRI 产品,早期的主要是美国 FONAR 公司,近年来主要是日本的日立公司,另外美国 GE、日本东芝等公司也有永磁 MRI 产品。估计全世界约有 2000 台永磁型 MRI 系统。

用于 MRI 系统的永久磁体,其基本作用是为系统提供一个有一定强度、有足够的均匀范围、并尽可能稳定的主磁场。制造永久磁体所用的磁性材料,主要有铁氧体和钕铁硼(NdFeB)两类。铁氧体价格较低,但磁能积也低,为产生一定强度的磁场,需要用较多的量,因而用铁氧体制造的永久磁体重量重、体积大,如 FONAR 公司 80 年代中期的 0.3 T MRI 产品,仅磁体就重达 91 t,足有半间房子那么大;安科公司早期的 0.15 T MRI 产品的磁体,也有将近 20 t 重。钕铁硼价格较高,但磁能积也高,可以超过 240 kJ/m^3 ,比铁氧体大好几倍,因而可以用少量的钕铁硼材料,有利于磁体重量的降低和体积的减小。不管怎么样,永久磁体的重量,一般来讲,都要超过超导磁体和电磁体。从经济角度考虑,如果能减少磁性材料的用量,对于降低成本、提高市场竞争能力是至关重要的。

为了保证给系统提供足够的磁场均匀度(通常要求在磁体中心区的 $\phi 30 \text{ cm}$ 球形范围内,均匀度不差于 20×10^{-6} ,在中心周围 $38 \text{ cm} \times 40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ 椭球范围内,均匀度不差于 50×10^{-6}),永久磁体一般都在两个极面上各用一块平整的大铁板(称为极板),对由于磁性材料的不一致性或不规则性所导致的磁场不均匀性起一种平均的作用。但是,这两块铁制极板的存在,在有平滑磁场、提高均匀度的正面作用的同时,又有一定的负面作用。在文献[1]中曾提及,为实现磁共振成像,要在主磁场的基础上叠加一个在空间线性变化的附加磁场(称为梯度磁场),以便实现空间编码。梯度磁场不是用磁性材料产生的,也不是固定不变的,要根据对病人检查的需要,在不同时刻、不同方向叠加在主磁场上。产生梯度磁场的方法是在一组与磁体结合在一起的、称为梯度线圈的线圈里通上一定强度的电流,这个电流是脉冲式的,由梯度放大器这个电流放大器提供。而梯度脉冲的波形和产生时间,则是根据成像需要由 MRI 谱仪所产生的脉冲序列所决定。快速变化的梯度电流脉冲企图在主磁场所在空间产生与之相应的脉冲式变化的梯度磁场,但这时在构成磁体的铁磁性材料,特别是铁制极板中,会感应产生涡电流,来抗拒磁场的迅速变化,这是大家都熟知的一种基本物理现象。这种涡流便导致梯度磁场脉冲波形的上升沿和下降沿都不再像理论上要求的那么陡峭,而是呈现一种指数上升和指数下降的渐变形状。涡流所导致的后果是不可忽视的,它严重地影响了 MRI 系统的性能,限制了某些重要的 MRI 功能的实现。譬如说,涡流问题严重的 MRI 系统很难得到高空间分辨力、高对比度的 MR 图像,扫描速度受到限制,无法实现快速扫描,给 MRA(MR 血流成像)的实现也带来了很大的困难。

另外,由于磁体极板材料一般都有一定的矫顽力,所以在所叠加的梯度磁场消失之后,往往会有一定剩余磁化存在。于是,当下一个梯度脉冲再加上来的时候,实际上是叠加在剩余磁化的基础上的,而不是像理想情况下那样单纯

叠加在主磁场之上,也就是说,理论上完美的脉冲序列发生了畸变,因而实际上的成像效果将无法达到理论预期的水平。

永久磁体除了重量重、体积较大之外,用传统观念设计的永久磁体的形状一般像超导、电磁型的磁体一样都是封闭式的。除了容纳病人,让其进出的一个深深的空腔之外,上下左右都用磁性材料、框架和磁体外壳封住了。这样,用 MRI 系统进行检查的病人一旦被送到磁体腔中之后,他就有一种与外界隔绝的感觉。尽管各种 MRI 系统为减少病人孤寂感采取了不少措施,如装备了通话系统让病人在磁体中可以与扫描室外的医生对话,或增加了播放音乐以舒缓病人紧张气氛的装置,但还是有一部分病人在扫描过程中感到害怕,在医学上这被称为幽闭恐怖症。据统计,有这种症状,以致无法忍受到检查结束的病人大约占接受 MRI 检查的总人数的 0.3%。虽说这个比例数不算大,但有紧张和害怕感觉的病人的比例,要远远超过这个数。特别是 MRI 扫描的时间比较长,一般总共要数分钟到数十分钟时间,病人有这种感觉无论如何是很难受的。

另外,由于磁体的封闭式结构,病人在受检时基本上都位于磁场最强的磁体腔内,如果有必要在做 MRI 扫描的过程中对病人施行某些治疗,如介入治疗,或让病人带上生命维持装置,将基本上是不可能的。一方面是因为医生难以接近病人,另一方面的原因是病人处于强磁场中,手术设备或其他设备会在磁场中被磁化,从而无法正常工作,甚至可能发生危险。

最后,永久磁体所用的磁性材料,无论是铁氧体还是钕铁硼,都有一个缺点,即其产生的磁场具有一定的温度系数,也就是说永久磁体所产生的磁感应强度是随温度而变的。铁氧体的温度系数是 -2×10^{-3} ,钕铁硼则为 -1.3×10^{-3} 。为了保证 MRI 系统有一个稳定的主磁场,必须在安装磁体的 MRI 扫描室装 1—2 台大功率、高精度的空调,以保持室温的变化在 $\pm 1^\circ\text{C}$ 的范围内。这一方面增加了成本,另一方面又增加了医院的场地要求。一旦空调出现了

故障,无法保证恒温要求,主磁场将随气温而变化,难以保证 MRI 系统的正常工作。

3 解决问题的方法

前面所讲永磁型 MRI 系统的种种不足,在安科公司过去的产品中同样存在。为解决这些难题,我们投入了很大的力量,艰苦奋斗了三四年时间。要解决这些问题,第一步是分析产生这些问题的原因,要能说清楚它,理出头绪来;第二步是针对这些问题,根据基本的物理原理,寻求解决问题的技术途径。

根据前面的分析,主要问题出在磁体上。把磁体的这些不足克服了,在此基础上再解决系统的问题,改进性能,增加新功能也就不再那么困难了。

我们过去的永久磁体,用铁氧体作为磁性材料,所以重量重,体积大。当时没有采用钕铁硼的主要原因是它的价格比铁氧体高得多,尽管用量少,但总的成本还是太高。近年来,我国有越来越多的厂家具备了生产钕铁硼的能力,价格也在逐步下降,这给我们创造了用钕铁硼替代铁氧体制造永久磁体的条件。同时,我们通过各方面的努力,掌握了磁体优化设计方法,使 NdFeB 材料处于最佳的工作点,以充分发挥其作用,从而在使用 NdFeB 的量较少的情况下,保证了主磁场的强度及均匀性要求。这样,磁体的成本得到了控制,整个磁体的重量大为降低,体积也得以明显减小。

在磁体结构设计中,我们根据世界发展潮流,提出了开放式的要求。具体来说,磁体采用了双柱型圆极板的结构方案,两边两根铁柱既起支架作用,同时也是磁路的组成部分。磁体上两块轭板为八边型结构,左右支柱的厚度不大,磁体开口尽可能大,这样保证了医生能尽量靠近病人。在做胸腹部检查时,病人的头在磁体开口的另一端露出来,有必要的話,家属可坐在壳体后部的台阶上陪伴安慰病人,病人也就不会再产生幽闭恐怖的不良感觉了。

为去除极板涡流对系统产生的严重负面影

响,我们经过多种试验之后,采取了一种行之有效的无涡流复合极板方案,以无源的方式很好地消除了因梯度磁场变化而在极板中产生的涡流.其中的要点是引导磁力线集中在复合极板的表面层而不进入极板中去.对于极板,我们选用矫顽力低的材料来制造,从而使梯度场引起的剩磁小到可忽略不计的程度.

为解决磁场强度随温度变化的问题,我们采用了自恒温的方式.先把磁体加热到比室温高的某一温度,用一组温度探头监测磁体各点的温度,若温度低于设定的门限,则再加温,否则停止加温.同时,用隔热材料把磁体包裹起来,让其尽可能不受环境温度的影响.用这种方法显著提高了磁体的温度稳定性,同时扫描室无需安装功率大、温度控制要求很严的高档空调,而用普通室内空调即可,这样成本也就相应降低了.

在采取多种措施解决了磁体的问题之后,整个 MRI 系统便建立在一个比较理想的平台之上.在消除了极板的涡流和剩磁,主磁场的

时间稳定性得到显著改善之后,就有条件在比较理想的条件下来设计用于快速扫描(如快速自旋回波 FSE)和 MRA 的脉冲序列,并在实际系统中加以实现,这时 MR 图像的质量也随之有了明显的改善.

4 新一代的 MRI 系统及其特点

在上述工作的基础上,安科公司于 1998 年 6 月份开发成功了新一代的 MRI 系统,即场强为 0.2 T 的永磁型开放式 MRI 系统,命名为 Open Mark 2000(图 1).

首先,这是一台开放式的 MRI 系统,完全消除了病人在治疗过程中的孤寂紧张感,并在扫描过程中对病人使用介入性手术器械创造了必要的条件.磁体外形造型优美,包括外壳在内,高仅 1.46 m,为病人进出所留净空间为 40cm 高,130cm 宽,63cm 深,非常宽敞又不深.磁体重量仅 10t.

由于去除了涡流,使梯度脉冲的上升时间

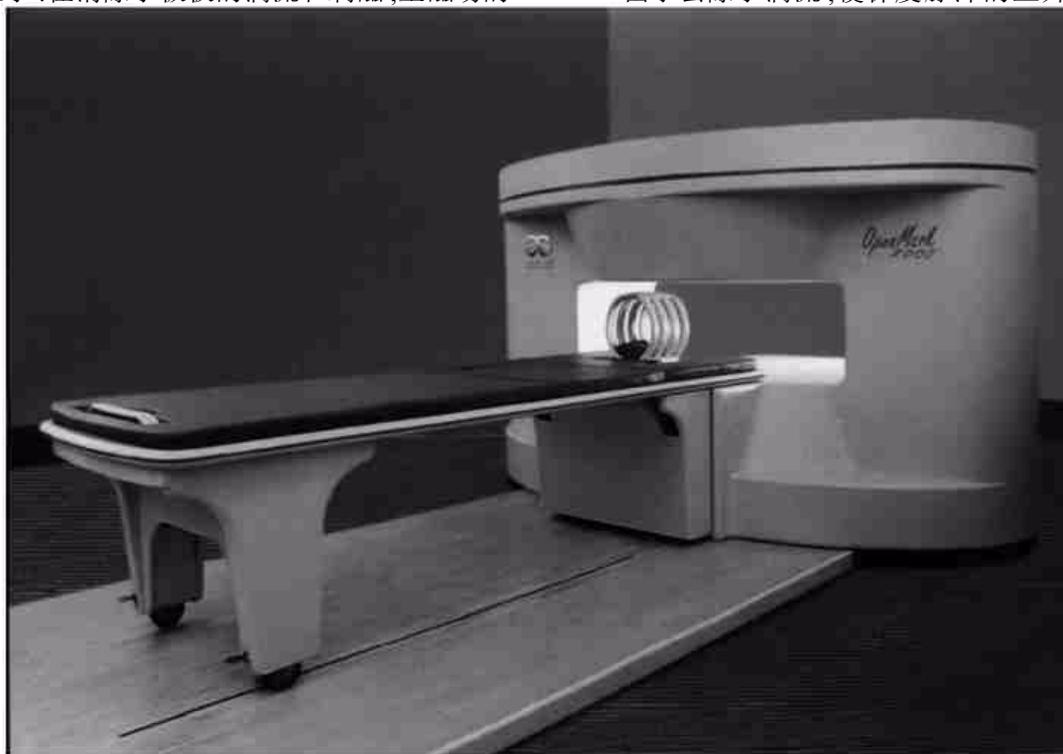


图 1 Open Mark 2000 开放式永磁型 MRI 系统的磁体和病床部分

小于 0.5 ms , 达到了国际先进水平. 利用快速自旋回波(FSE)脉冲序列, 可对病人实现相当快的扫描. 过去为得到一组 T_2 加权的 MR 图像, 扫描时间要用 10 min 左右, 现在只要用 3 min 多便可完成, 且图像质量相当满意(图 2). 过去实现起来相当勉强的 MRA, 在新的系统中也大有改进. 用其他脉冲序列, 包括常规的自旋回波(SE)序列得到的图像, 无论是空间分辨力还是对比度均有明显的改善(图 3).

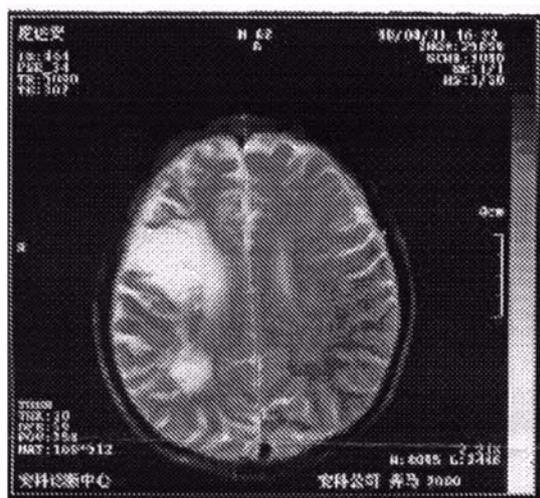


图 2 用快速自旋回波(FSE)序列得到的 T_2 加权图像
(明确显示病人患右基底节区多发性脑梗塞)

为提高图像的信噪比, 在这种新的 MRI 系统上, 我们采用了头部的正交线圈, 也就是说, 用组合在一起的两个相互正交的接收线圈去接受 MR 信号. 接收到的两路正交信号, 通过移相叠加, 因信号是相干的, 应是幅度相加, 而噪声是不相干的, 应为功率相加, 所以信噪比应有明显的增加. 实际上, 采用正交线圈后, 信噪比与用普通线圈时相比提高了 20% 以上, 这对改进头部图像的质量有很大意义.

为了拓展这种 MRI 系统的医学应用范围, 安科公司的技术人员与医生相结合, 做了不少有益的尝试, 这里仅举 1 个例子加以说明. 过去, 为诊断胆管疾病, 通常要在给病人注射含碘的造影剂后做胆管造影. 但有的时候(如梗阻性胆管疾病)胆管造影效果会不理想, 特别是对碘

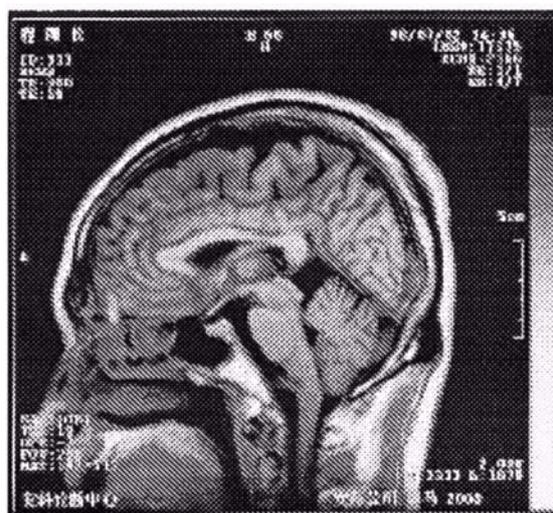


图 3 用短 T_1 自旋回波序列得到的 T_1 加权图像
(图像清晰, 信噪比高, 质感细腻, 病人有轻度脑萎缩)

过敏的病人会有危险. 这时人们便想到用 MRI 来解决这个问题. 近年来, 国内外一些大医院曾报道过多例此类试验结果, 但都是用场强较高的超导 MRI 系统做的. 事实上, 要完成这个工作, 本质上就是要采用较长的 T_R (重复时间), 特长的 T_E (回波时间)的脉冲序列, 得到重 T_2 加权的效应, 使含水的组织或器官得以显影, 也就是实现所谓的水成像. 为此, 对 MRI 系统所提出的基本要求是无涡流, 具备快速自旋回波序列以及脂肪抑制、流动补偿、预饱和等一系列技术. 我们的这种新型的 MRI 系统场强虽低一点, 但其他条件均已具备, 所以是有条件进行这一试验的. 在经过了多次试验之后, 采用水成像的厚片技术, 终于完成了 MRCP(磁共振胰胆管造影), 为病人发现了先天性总胆管囊肿、胆石症等病症, 并经手术证实. 可以预见, 利用这种性能优良的新一代 MRI 系统, 通过医生同技术人员的密切合作和共同开发, 一定能够为病人解决更多的问题, 在为民造福、提高人民健康水平的事业中作出更大的贡献.

参 考 文 献

- [1] 陶笃纯. 物理, 1994, 23(5): 294—299