

极度非均匀磁场下的低场核磁共振成像技术研究进展

苗志英¹ 夏 天² 汪红志^{2*} 马军山^{1*}

¹(上海理工大学光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

²(华东师范大学物理与材料科学学院, 上海市磁共振重点实验室, 上海 200062)

摘 要: 传统的磁共振成像设备系统庞大笨重、价格昂贵、检查噪声大、摆位困难等, 因此限制其普及应用, 而低场可移动式磁共振成像设备可以克服这些缺点。传统核磁共振成像采取大磁体包围小样品的模式, 对高度均匀磁场环境($<5 \times 10^{-6}$ /40 mm DSV) 中的样品进行成像, 相应的硬件设计和许可技术相对都比较成熟和完善。开放式核磁共振成像系统基于极度不均匀的磁场条件($>1000 \times 10^{-6}$ /mm DSV), 相关的硬件设计、成像技术与传统的核磁共振成像系统差距很大, 难度也急剧增加。全面论述低场开放式磁共振成像技术的起源、发展、关键技术, 包括磁体、射频线圈、梯度线圈等硬件和射频脉冲设计、成像序列、图像后处理等方法, 旨在为可移动式核磁共振成像设备的研发抛砖引玉。

关键词: 极度非均匀场核磁共振成像; 低场核磁共振成像; 非常规核磁共振成像; 低成本

中图分类号: R318 文献标志码: A 文章编号: 0258-8021(2018) 02-0215-014

Progress of Low-Field Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Extremely Inhomogeneous Magnetic Field

Miao Zhiying¹ Xia Tian² Wang Hongzhi^{2*} Ma Junshan^{1*}

¹(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

²(Shanghai Key Laboratory of Magnetic Resonance, School of Physics and Materials Science, East China Normal University, Shanghai 200062, China)

Abstract: Conventional MRI (magnetic resonance imaging) equipments are usually bulky, expensive, large noise and difficult to set up, which limits their wide application. Low field mobile MRI devices are expected to solve these disadvantages. In the conventional magnetic resonance imaging, small sample is surrounded by a large magnet and the image is taken in the highly uniform magnetic environment (<5 ppm/40 mm DSV). The hardware design of the conventional magnetic resonance imaging and its corresponding technology are relatively mature and perfect. The open NMR (nuclear magnetic resonance) system is based on extremely inhomogeneous magnetic field conditions (>1000 ppm/mm DSV), and has a wide gap between the traditional hardware design and imaging techniques, and the difficulty is also increased dramatically. This paper reviews the origin, development and key technologies of the low field open magnetic resonance imaging technology, including hardware such as magnet, RF coil, gradient coil and method such as the design of radio frequency pulses, imaging sequence, image post processing. The aim of the review is to provide insights about the research and development of mobile MRI equipment.

Key words: extremely inhomogeneous field MRI; low field MRI; unconventional MRI; low cost

引言

传统的医用核磁共振成像系统, 采取大磁体包

围小样品的检测模式, 对磁场强度和磁场均匀性要求高(磁场强度一般大于 0.5 T, 成像区域的磁场均匀性在 5×10^{-6} 以内), 这就需要庞大的磁体来提供

doi: 10.3969/j.issn.0258-8021.2018.02.012

收稿日期: 2017-07-10, 录用日期: 2017-10-18

* 通信作者(Corresponding author) E-mail: wanghzhi2000@sina.com; junshanma@163.com

较高的磁场强度,高度的磁场均匀性会导致磁体结构的封闭性。随着磁场强度的降低,磁体结构也越来越开放,但是磁场均匀性越来越差,完全开放的单边磁体其敏感区域内的均匀性大于 $1\,000\times 10^{-6}$,沿垂直于磁体表面方向具有数 T/m 的静梯度场。但是,开放的磁体结构有其天然的优势:开放的检测区域使患者感到舒适,有利于介入治疗和手术;天然的恒定梯度场便于实现扩散的测量,同时可避免高速切换的梯度电流所导致的涡流现象;磁体质量小便于移动和车载,系统结构简单,成本低,易于普及等。Coffey 等的研究表明,低场 MRI 的灵敏度有可能超过高场 MRI^[1]。EijaPääkkö 等的研究表明,低场 MRI 的特异性和准确性比高场 MRI 要好^[2]。还有一些研究者指出,对于一些疾病,低场核磁共振系统与高场核磁共振系统具有相同的诊断能力^[3-5]。

开放式核磁共振磁体存在于天然恒定梯度场,一般利用其自然梯度实现选层,但该梯度也会在选层方向上形成一个较大的频率分布,因此在开放式核磁共振系统的成像中,传统的频率-相位编码已不再适用,一般采用双相位编码方法。

传统的封闭式核磁共振系统使用的是封闭的容积型射频线圈和梯度线圈,前者常见的有鸟笼式和马鞍式的射频线圈,而后者则用于产生选层、频率编码和相位编码梯度。对于开放式的核磁共振系统,封闭型梯度线圈和射频线圈已不再适用,其结构需要与开放式磁体结构相匹配。开放式磁体一般利用沿垂直于磁体表面方向的自然梯度,配合一定带宽的射频激励来实现选层,因此只需要在灵敏区域内实现二维方向的梯度磁场,利用双相位编码即可。梯度线圈一般采用单匝或多匝的平面线圈,沿梯度方向(如 x 方向)的一对梯度线圈通反向电流。射频线圈一般采用表面线圈,根据主磁场方向是垂直于磁体表面或平行于磁体表面的两种情况,分别适配射频场平行于线圈表面或射频场垂直于线圈表面的射频线圈,而且射频线圈的带宽要满足选层的要求,射频场尽量均匀。开放式磁体的匀场一般先采用物理匀场,即运用小磁块来补偿、校正磁场的均匀性,在此基础上再采取电子匀场。

下面将论述开放式核磁共振成像的研究现状,主要从硬件和方法两个方面分析低场可移动核磁共振成像机研发的技术条件。

1 硬件

1.1 磁体

非均匀场 NMR 的思想起源于石油测井,是由美国 Los Alamos 国家实验室的 Jackson 博士提出,其思路是在井眼中布置永磁体,在柱壳状的地层中构建主磁场,以满足 NMR 检测的基本条件。基于这种思想,设计了第一台 NMR 测井仪^[6]。受测井 NMR 思想的启发,美国和欧洲的科学家于 19 世纪末提出了新的磁体构形,即单边磁体构形。1995 年,德国亚琛工业大学磁共振中心的 Eidmann 和 Blumich 等设计出 NMR-MOUSE (mobile universal surface explorer, MOUSE)^[7]。2000 年,Prado 等又在此基础上成功地开发了 MRI-MOUSE (见图 1),可以实现物体的一维成像^[8]。磁体重 1.2 kg,表面的磁场强度约 0.47 T,由两块矩形 NdFeB 材质的永磁体反向平行放置构成,两块磁体间(z 方向)有 14 mm 的空隙,主磁场平行于磁体表面沿 z 方向,恒定梯度沿 x 方向,即一维成像方向。

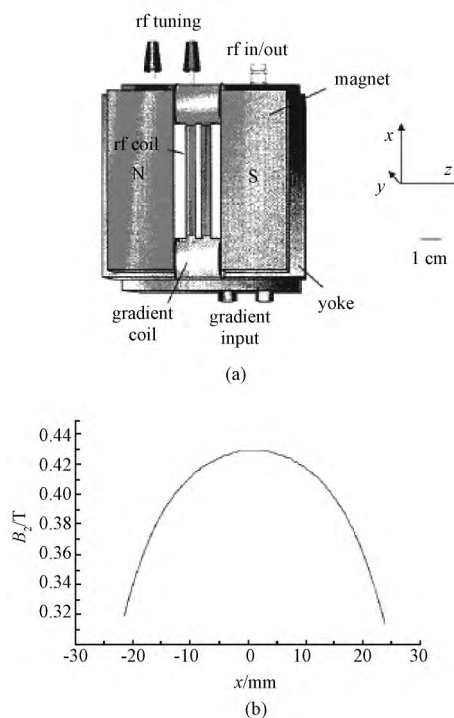


图 1 基于 U 形磁体的 MRI-MOUSE^[8]。(a) U 形 MRI-MOUSE 磁体;(b) 以磁体表面为坐标零点,沿 x 方向的磁场强度分布

Fig. 1 Based on the u-shaped magnet: MRI-MOUSE^[8]. (a) A u-shaped MRI-MOUSE magnet; (b) Magnetic field intensity distribution along the x direction, as a zero point from magnet surface

2003 年, Casanova 等开发了基于条形磁体的 MRI-MOUSE 磁体(见图 2)。条形磁体的体积为 $40\text{ mm} \times 45\text{ mm} \times 20\text{ mm}$, 磁体表面的磁场强度为 0.44 T , 主磁场方向垂直于磁体表面(见图 2(a))。磁体表面适配 8 字形射频线圈, 产生射频场沿 y 方向。磁体四周每侧装有 4 个 $45\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 的矩形平面梯度线圈, 用于产生 x 和 y 方向的梯度。敏感区域距磁体表面 2 mm 高度处呈平面状(见图 2(b)), 适于二维成像。图 2(c) 是沿 z 轴的磁场强度变化, 可看到磁体沿 z 轴方向具有恒定的磁场梯度 16.6 T/m , 可作为天然的选层梯度^[9]。

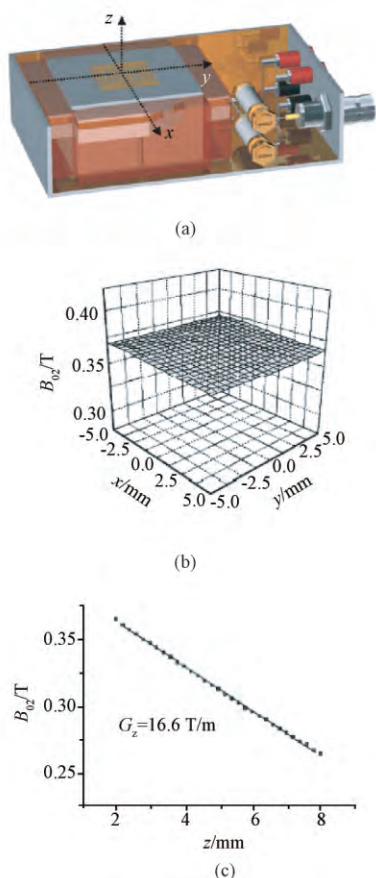


图 2 基于条形磁体的 MRI-MOUSE^[9]。(a) 条形 MRI-MOUSE 磁体; (b) 磁体敏感区域的磁场分布; (c) 距磁体上方不同高度处的磁场强度分布

Fig.2 Based on the bar magnet: MRI-MOUSE^[9]. (a) A bar MRI-MOUSE magnet; (b) Magnetic field distribution of the sensitive area; (c) Magnetic field intensity distribution of different heights above the bar magnet

2004 年, Perlo 等在图 3(a) 所示的磁体上成功地实现了三维成像, 其主磁场平行于磁体表面, 沿 z 方向。两个直径 34 mm 的螺线管线圈对称地安装

在正负 x 轴上, 产生 x 方向的梯度。两个 $17\text{ mm} \times 70\text{ mm}$ 的矩形平面线圈对称分布在正负 z 轴上, 产生 z 方向梯度。长为 $40\text{ mm} \times 40\text{ mm}$ 的平面螺线管射频线圈安装在距离磁体表面 30 mm 的高度处, 产生垂直于磁体表面的射频场。图 3(b) 是距磁体表面 $0, 30$ 和 75 mm 的高度处沿 xoz 面的磁场分布, 可看到在磁体近表面的磁场分布呈曲面形, 在距磁体表面 30 mm 的高度处磁场分布呈一个平坦的平面, 且在距磁体表面 $25 \sim 45\text{ mm}$ 高度处沿 y 方向具有 2.5 T/m 恒定的磁场梯度(见图 3(c)), 因此在该高度范围内通过调节射频中心频率可激发不同的层面^[10]。

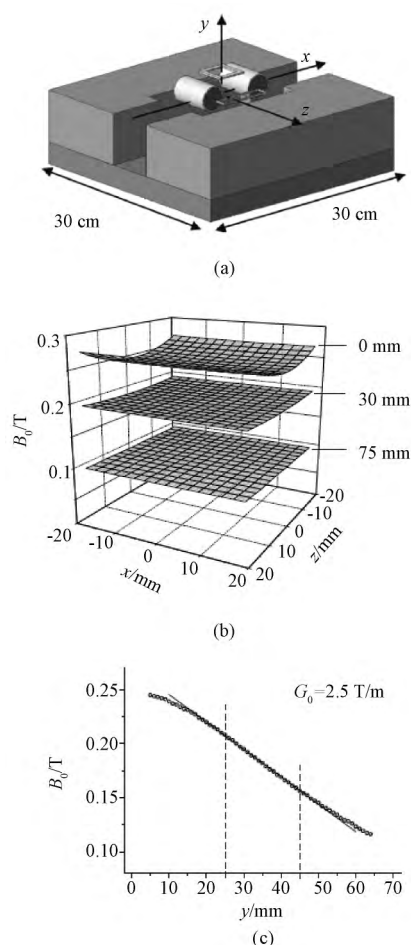


图 3 基于 U 形磁体的三维成像 MRI-MOUSE^[10]。(a) U 形 MRI-MOUSE 磁体; (b) 距线圈表面不同高度处沿 xoz 面的磁场分布; (c) 磁体沿 y 轴的磁场分布

Fig.3 A MRI-MOUSE of 3 d imaging based on U-shaped magnet^[10]. (a) A U-shaped MRI-MOUSE magnet; (b) Magnetic field intensity scanned at $0, 30$, and 75 mm from the magnet surface; (c) Magnetic field distribution along the y axis

无限多根等间距紧密排列的长直电流能够在其一侧产生均匀磁场,基于此运用离散磁块组合在磁体外部一侧实现片状均匀区也是可能的。在国内,2002 年车文华对这种可能性进行了探索,其课题“非常规核磁共振仪器工程实现中主要问题的研究”提出一种混合逆数值算法,并在此基础上设计了可以在磁体外部一侧产生有效片状均匀磁场区域的 MRI 医用单边磁体(见图 4)^[11]。这开启了国内单边医用核磁共振系统的探索,意义重大。磁体由一组具有不同磁化方向和强度的小磁块构成(见图 4),磁体大小为 $a=75\text{ cm}$ $b=25\text{ cm}$ $c=62\text{ cm}$ 。主磁场沿 z 方向,大小为 0.06 T 。敏感区域距磁体上表面 $d=5\text{ cm}$ 处,敏感区域大小 $S_a=15\text{ cm}$ $S_b=0.4\text{ cm}$ $S_c=12\text{ cm}$ 。在敏感区域内,磁场均匀度为 200×10^{-6} 。

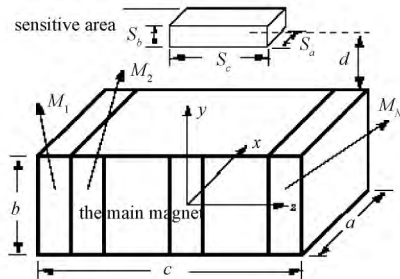


图 4 单边 MRI 永磁磁体结构^[11]

Fig.4 Permanent magnet structure of unilateral MRI^[11]

2006 年,张燕丽等对不同类型结构的单边磁体进行了模拟分析,研究表明:能在磁体外产生鞍点是开放式磁体设计的基础,鞍点是磁场均匀区的主导点,敏感区围绕鞍点形成,在鞍点处磁场沿各方向的梯度为零即满足 $\nabla B_i=0 (i=x, y, z)$ 。他们设计了一款单边 MRI 永磁磁体(见图 5),鞍点位于磁体表面 2 cm 处,即敏感区域距磁体上表面 2 cm ,敏感区大小为长 12 cm 、宽 12 cm 、高 0.4 cm ,敏感区域内磁场强度 0.16 T ,磁场均匀性 343×10^{-6} ^[12]。

2006 年,谢俊鹏等开展了完全开放式磁共振成像磁体的优化设计。在单边磁体初始结构设计理论^[13]的指导下,用块状永磁体构建了一个单边成像磁体的初始结构(见图 6(a)),磁体初始模型由 9 个磁化方向不同的小磁块组成,从左至右编号依次为 1~9。初始磁化方向为 $\theta_1=-\theta_9=45^\circ$ $\theta_2=-\theta_8=45^\circ$ $\theta_3=-\theta_7=105^\circ$ $\theta_4=-\theta_6=-45^\circ$ $\theta_5=0^\circ$ (θ 为小磁块的磁化角度)。敏感区域长 $\times$ 宽 $\times$ 高为 $1.2\text{ cm}\times 0.3\text{ cm}\times 1.5\text{ cm}$ 。为了提高敏感区域磁场强度和磁场均匀性,在初始结构的基础上增加了补偿单元。该研究采用改进的遗传算法,对 9 个永磁块的磁化方向进行优化,进

一步提高敏感区域磁场强度和磁场均匀性,优化后的磁化方向为 $\theta_1=4.5334^\circ$ $\theta_2=2.1030^\circ$ $\theta_3=54.9310^\circ$ $\theta_4=0.3600^\circ$ $\theta_5=0.0000^\circ$ $\theta_6=-0.3600^\circ$ $\theta_7=-54.9310^\circ$ $\theta_8=-2.1030^\circ$ $\theta_9=-4.5334^\circ$ 。图 6(a) 和 6(b) 分别为初始结构磁体和优化后磁体的磁场分布。表 1 列出了两种磁体结构的其敏感区域磁场强度和磁场均匀性的参数^[14]。

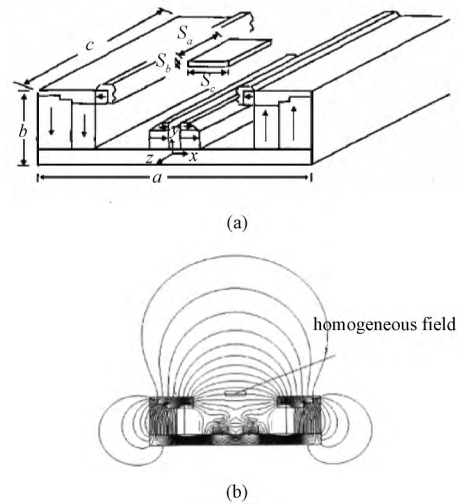


图 5 单边磁体模型^[12]。(a) 磁体结构;(b) 磁体的磁场分布

Fig.5 Unilateral magnet model^[12]. (a) Magnet structure; (b) The magnetic field distribution of magnet

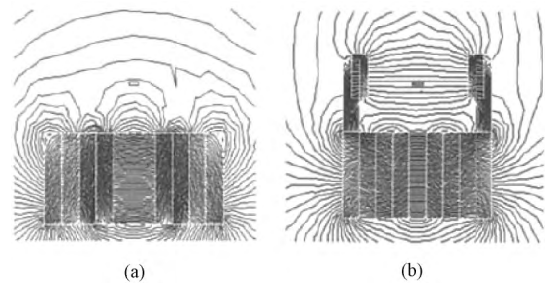


图 6 磁体结构^[14]。(a) 磁体初始结构的磁场分布;(b) 优化后磁体的磁场分布

Fig.6 Magnet structure^[14]. (a) The magnetic field distribution of the initial structure; (b) The magnetic field distribution of optimized magnet

表 1 3 种磁体结构参数比较

Tab.1 Comparison of parameters of three kinds of magnets structures

	初始结构	优化后结构
敏感区域磁场强度/T	8.663×10^{-2}	2.219×10^{-1}
敏感区域磁场均匀性 10^{-6}	2.669×10^4	1.346×10^3

徐征等针对传统圆形 Halbach 磁体结构封闭、难以应用于开放式核磁共振中的缺点,自 2013 年开始研究半椭圆形分布的开放式 Halbach 磁体结构,

如图 7 所示, 可通过调节各磁体模块中心点所在椭圆曲线的曲率来调节磁体上方磁场的分布, 并使用 Gram-Schmidt 数据拟合方法得到最优的磁体结构。基于此种方法, 已设计出几种不同敏感区域的产品样机, 并将其用于评价传输线绝缘子老化程度等的研究中^[15-16]。

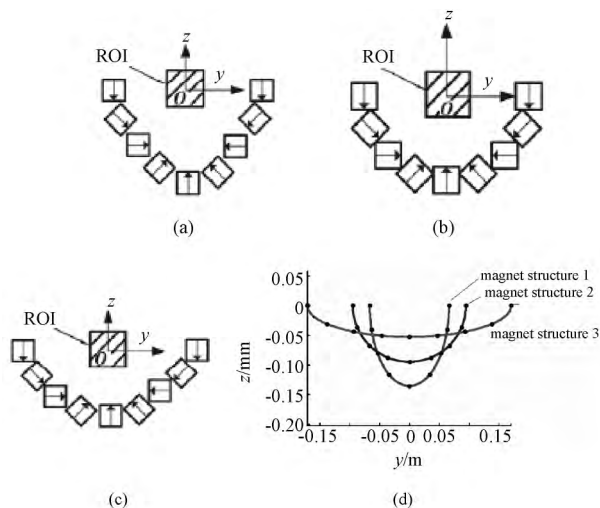


图 7 3 种不同曲率的磁体结构^[15]。(a) 磁体结构 1; (b) 磁体结构 2; (c) 磁体结构 3; (d) 3 种不同磁体结构的磁场等位线

Fig. 7 Three magnets structures of different curvature^[15]. (a) Magnet structure 1; (b) Magnet structure 2; (c) Magnet structure 3; (d) The magnetic equipotential line of three magnet structure

孙新凯等利用直线形 Halbach 磁体结构的主磁体进行仿真分析, 选用 9 块体积完全相同的 NdFeB 材质的磁块构成 Halbach 阵列, 对主磁体进行建模 (见图 8)^[17]。通过仿真在磁体中心上方 $y = 15 \sim 25$ mm 的位置, 构建出体积为 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 的磁场敏感区, 沿垂直方向 (y 方向) 距磁体表面 $15 \sim 25$ mm 的范围具有恒定梯度场。

无论哪种设计开放式的磁体结构设计, 都是基于在磁体外建立均匀的敏感区域, 使人体受检部位易于进入敏感区内, 而非受检部位不进入磁场环境内。

1.2 射频线圈

低场 MRI 受到局限的主要原因是低场中信号比太低, 因此在低场中 RF 线圈的设计就尤为重要, 一个性能优良的 RF 线圈, 会使信号比大幅提高。目前关于低场 RF 线圈的报道相对较少, 针对 MRI-MOUSE 磁体或是在磁体外生成片状敏感区域的磁体可以适配表面线圈, 这种线圈可分为两种类型。对于

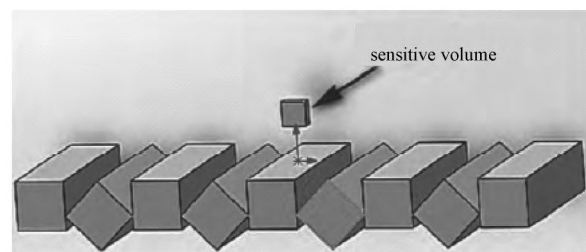
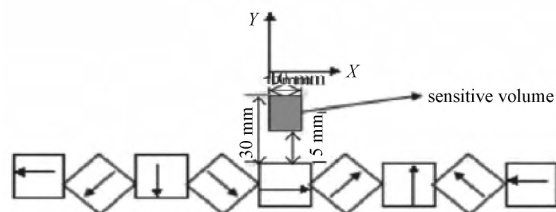


图 8 直线形 Halbach 单边磁共振主磁体结构^[17]

Fig.8 Main magnet structure of unilateral magnetic resonance based on linear Halbach array^[17].

主磁场垂直于磁体表面的磁体 (如条形 MRI-MOUSE) 适配平行于磁体表面的射频场, 这类线圈至少由两个回路组成, 如 8 字形线圈 (见图 9(a))^[18]。对于主磁场平行于磁体表面的磁体 (如 U 形 MRI-MOUSE) 适配垂直于磁体表面的射频场, 这类表面线圈的最优选择是单回路线圈, 如平面螺线管线圈 (见图 9(b))^[19]。

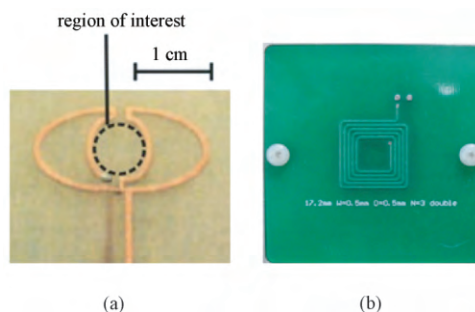
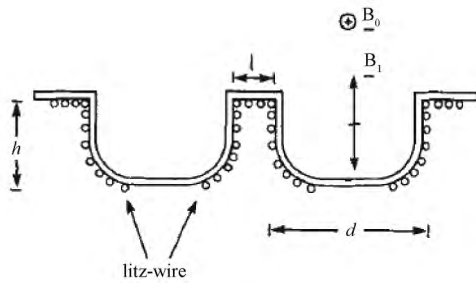


图 9 平面射频线圈^[18-19]。(a) 8 字形射频线圈; (b) 平面螺线管线圈

Fig.9 Plane rf coil^[18-19]. (a) Figure 8 rf coil; (b) Plane solenoid coil

1992 年, Komu 和 Korman 设计了杯状线圈 (见图 10)。线圈由绞合线绕在一个塑料模具上, 两个线圈串联, 其中 l 、 h 和 d 是可调节参数, 通过使用 HP4 815 A 矢量阻抗计来测量线圈载人后的品质因数, 以确定线圈的优化尺寸。他们利用该线圈在 0.02 T 的磁场下进行了成像实验, 验证了其用于成像的可行性^[20]。

1993 年, Sun-Ling 等基于主磁场计算和线圈优

图 10 低场杯状体线圈^[20]Fig.10 Low-field cup volume coil^[20]

化的数学模型,提出类螺线管线圈的设计和优化方法。线圈由直径 2 mm 的铜线绕成,线圈的方位角 φ 、半径 R 和线圈匝数 n 是线圈的优化参数。其设计思想首先是任意选择一组参数值,计算每一匝线圈产生的磁场,然后运用牛顿-拉普森迭代法计算出整个线圈产生的磁场,然后将计算得到的磁场与预期的均匀场进行对比,根据差异改变参数和迭代步数继续优化,直到与预期场吻合。图 11(a) 是优化后的 5 匝线圈,其每一匝的半径 R 随方位角 φ 呈线性变化,满足 $R=c_1(c_2-\varphi)$,其中 c_1 、 c_2 是常数^[21]。图 11(b)、(c) 分别是 4 匝优化后线圈和 5 匝优化后线圈的磁场分布,优化的最终结果是 5 匝线圈的性能优于 4 匝线圈的性能。针对开放式的磁体结构 Tomanek,还设计了一款低场正交容积型线圈(见图 12)相关的报道于 2016 年发表^[22]。

郭盼等研究便携式全开放核磁共振关键技术的基础和应用,其相关课题于 2014 年完成。该课题从电磁场的角度出发,针对便携式全开放核磁共振系统的磁体及射频线圈结构,提出一套设计和优化方法。针对射频线圈的设计,本研究基于似稳场的假设,使用毕奥萨伐定理直接计算其磁场分布,并根据磁场分布规律确定最优线圈^[23]。

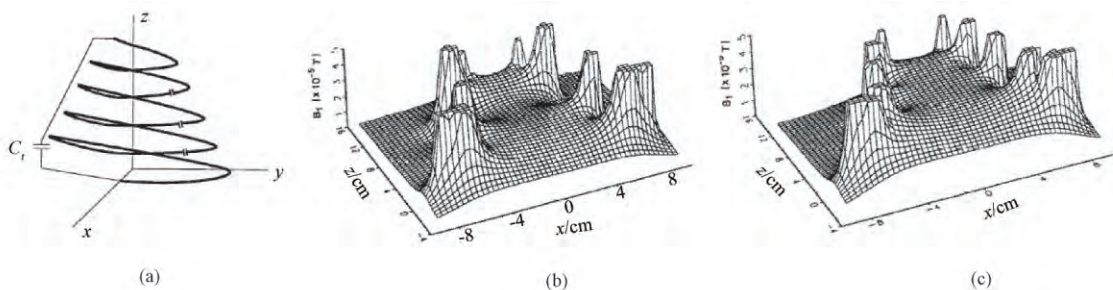
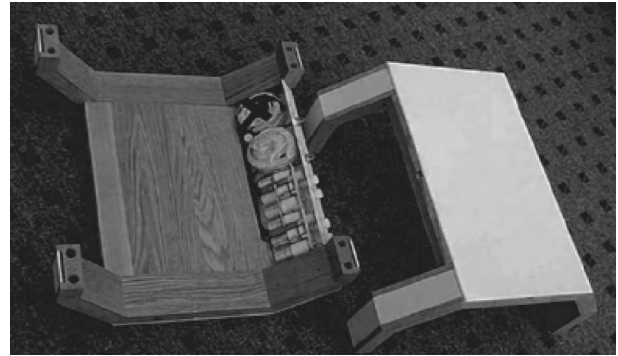


图 11 类螺线管线圈及其磁场分布^[21]。(a) 5 匝线圈优化后的结构; (b) 4 匝线圈优化后的磁场分布; (c) 5 匝线圈优化后的磁场分布

Fig.11 The solenoid-like coil and the magnetic field distribution^[21]. (a) 5-turn optimized breast coil; (b) Magnetic field distribution of 4-turn optimized breast coil; (c) Magnetic field distribution of 5-turn optimized breast coil

图 12 开放式 RF 线圈^[22]Fig.12 A photograph of the open RF coil^[22]

1.3 梯度线圈

对于 NMR-MOUSE 类磁体其适配的梯度线圈有螺线管状的梯度线圈,也有平面梯度线圈。图 13(a) 中 x 方向是一对螺线管线圈产生 x 方向的梯度 z 方向是一对平面梯度线圈产生 z 方向梯度。图 13(b) 是其所成图像,像素大小为 50×50 , FOV 大小为 $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$,分辨率小于 1 mm。图 13(c) 是平面梯度线圈,图 13(d) 是其成像效果^[24]。

2008 年,李霞等提出了一种全开放磁共振成像装置的单平面梯度线圈的新型设计方法,他们基于完全开放式的磁体设计了一款平面梯度线圈,实验表明其线性度良好^[25]。

刘文韬等针对临床 MRI 及便携 NMR 梯度和匀场线圈设计新方法进行研究^[26],该课题针对便携式磁体的线圈设计首次提出了一种基于离散流函数的目标场方法,具体地说是用等效磁偶极子计算磁场的空间分布,根据磁场分布优化线圈参数,可为便携式的磁体结构设计高效率的线圈。该课题还提出了最优的线圈制图工艺,针对设计的梯度线圈

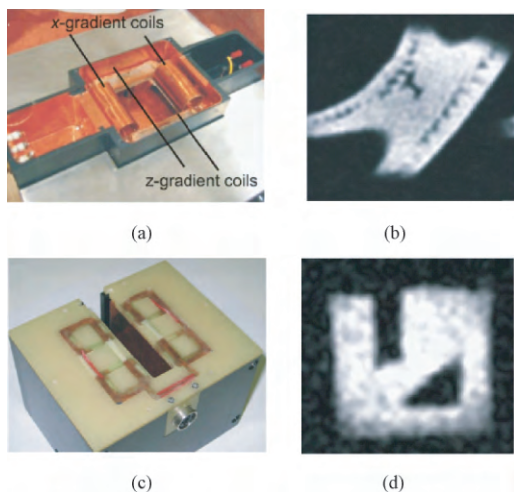


图 13 适配 NMR-MOUSE 的梯度线圈及其成像^[24]。(a) 适配 NMR-MOUSE 磁体的梯度线圈; (b) 图(a)中传感器的成像效果; (c) 平面梯度线圈; (d) 图(c)传感器的成像效果

Fig. 13 NMR-MOUSE gradient coil and its imaging^[24]. (a) Gradient coils fitted in the NMR-MOUSE; (b) An image taken by the sensor in picture (a); (c) Flat gradient coil fitted in the NMR-MOUSE; (d) An image taken by the sensor in picture (c)

和匀场线圈,从软件和硬件两个方面提出相应的图像后处理方法,以支持所设计的梯度线圈和匀场线圈发挥其理想的功能。

1.4 其他

除了磁体、射频线圈和梯度线圈几个主要部件外,由于低场核磁共振信噪比低,因此对外围电路的设计就提出了更高的要求,如低噪放大器电路的设计、滤波器电路的设计、良好响应特性的射频开关电路设计等。Mandal 等研发了超带宽低频(0.1~3 MHz)磁共振收发系统,无需进行调谐匹配,既能保持高能量激发,同时还可以满足低噪接收的要求^[27]。更多低场中的问题可参考文献[28]中的介绍^[28]。这些硬件的提高,会加速低场开放式核磁共振成像系统的研发和普及。

2 方法

2.1 非均匀场脉冲设计

均匀场中射频脉冲一般采用截断的 sinc 脉冲,脉冲设计引起的信号损失不大。但是非均匀场不同,在非均匀场中 Bloch 方程的非线性效应对射频激发的影响非常明显。张必达等研究了非均匀场中射频脉冲对回波信号的衰减效应,表明在非均匀场中由于恒

定静梯度场的存在,经典理论设计的射频脉冲会引起信号极度衰减,灵敏度大大下降^[29]。在图 14 中,纵坐标为归一化的信号强度,横坐标为时间,采用经典理论设计的射频脉冲导致 CP 序列产生的回波链中的回波峰值迅速衰减(见图 14(a));采用 CPMG 序列采集到回波链,可以看到其信号衰减的速度明显降低(见图 14(b))。但是,研究结果显示,采用 sinc 脉冲回波信号的峰值依赖于回波时间(T_E)。均匀场中二维自旋回波序列成像中信号峰值与 T_E 无关,因为在均匀场成像中射频脉冲结束、相位聚焦后片选梯度也随之关断,磁矩的相位不再发生变化。但在非均匀场中,片选梯度是一个恒定梯度,在射频激发结束后磁矩在不断进动、散焦,由于射频翻转脉冲不是理想的,它对不同位置、不同相位磁矩的翻转效果不一样,因此在磁矩散焦的过程中回波信号的峰值也在振荡衰减。

在非均匀场中,传统的脉冲设计已不再适用,粗栋林等讨论了非均匀场 MRI 的特定条件,对 90°

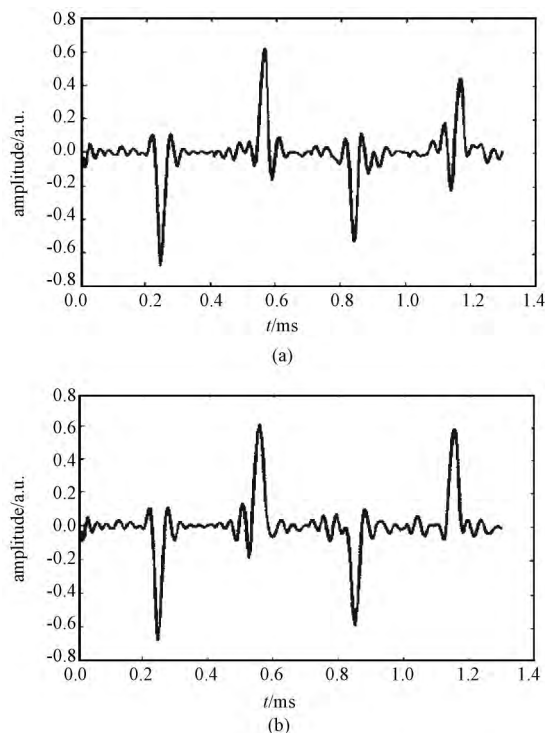


图 14 传统 sinc 型脉冲激发后产生的回波^[29]。(a) CP 序列: 4 个 3 波瓣 sinc 型 180° 脉冲翻转产生的回波信号链; (b) CPMG 序列: 4 个 3 波瓣 sinc 型 180° 脉冲组成的 CPMG 序列产生的回波信号链

Fig.14 The echo excited by conventional sinc-pulse^[29]. (a) CP sequence: echo chain excited by 4 180° sinc-pulse with 3 lobes; (b) CPMG sequence: echo chain excited by 4 180° sinc-pulse with 3 lobes

和 180° RF 脉冲设计等物理要点提出了要求和限制^[30]。他们指出 180° 重聚焦脉冲应设计绝热脉冲^[31], 并论证了自聚焦 90° 射频脉冲的现代射频脉冲理论设计方法: SLR 变换方法^[32] 和逆散射理论^[33], 而张必达等曾比较过这两种设计方法的差别以及各自的优缺点^[29]。

2.2 非均匀场成像序列

2.2.1 非均匀场中成像序列的选择

在非均匀场中, 传统的频率编码面成像方法已不再适用, 究其原因: 一是在非均匀场中, 即使射频场很均匀, 但由于质子非共振情况的存在, 运用射频场进行选层时不能够激发一个完整平面; 二是在垂直于选层方向上, 本身已存在较大的恒定梯度场, 若对回波信号进行采集时再施加频率编码梯度, 会影响回波信号强度, 加速回波信号衰减, 极大地降低灵敏度和信噪比。因此, 在成像平面内的两个维度上都不能再用频率编码, 只能用双相位编码。由于磁场存在不均匀性, 因此重聚焦脉冲是必须的, 以补偿磁化矢量的散相。对于其他非重聚焦序列(如梯度回波序列), 磁场不均匀性和磁化率差异在回波形成时刻不能被补偿, 信号会产生畸变, 因此在非均匀场中一般不采用梯度回波序列进行成像。

根据上述分析, 在主磁场存在一定的不均匀性时一般采用自旋回波序列或其变形序列, 不能采用频率编码, 只能采用双相位编码, 即点成像法。

2.2.2 一维相位编码序列

单点成像(single point imaging, SPI)方法是一种纯相位编码方法, 最早提出是针对固体的高分辨率成像。这种方法每次扫描只采集一个数据点, 对于主磁场的均匀性不是很敏感^[34-35], 它不检测自旋回波信号, 而是直接检测 FID 信号。但是, 对于单边磁体数 T/m 的恒定梯度场, FID 信号在探头的死时间内就可能衰减到难以测量, 因此 2000 年 Prado 等首先提出了纯相位编码自旋回波协议(见图 15), 并在 NMR-MOUSE 上成功地实现了一维傅里叶成像^[36]。

2.2.3 二维相位编码自旋回波序列

2003 年, Blumich 等又提出二维相位编码自旋回波成像协议(见图 16)。由于弛豫的作用和磁场的均匀性, 在相位编码期间会引起信号衰减, 所以两个相位编码梯度最好同时施加, 但是因为条件限制, 此研究中的两个梯度脉冲分别位于重聚焦脉冲的两侧。该研究还指出, 两个梯度脉冲序列分列

在重聚焦脉冲的两侧, 图像容易产生畸变^[37]。

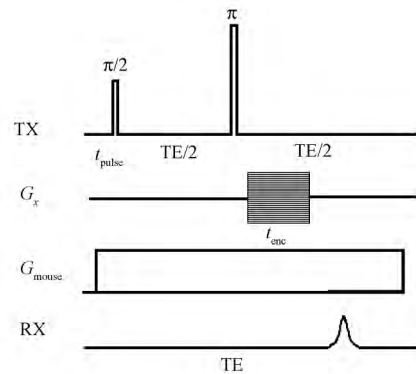


图 15 一维纯相位编码自旋回波序列^[36]

Fig. 15 One-dimensional pure phase coding spin echo sequence^[36]

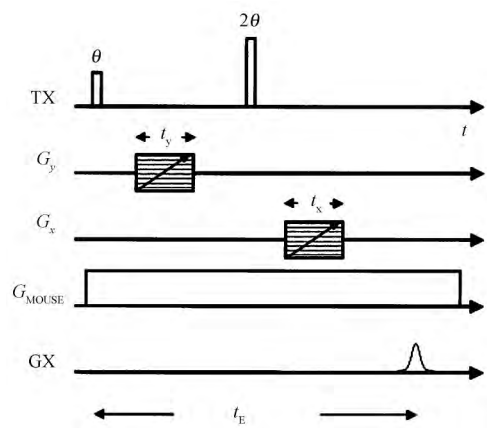


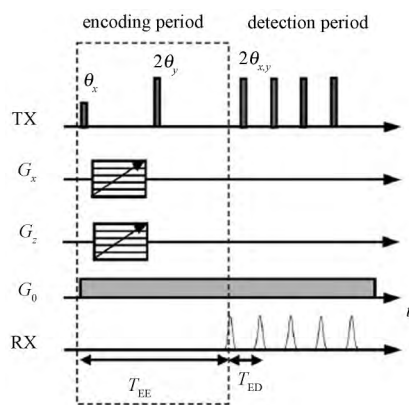
图 16 二维相位编码自旋回波序列^[37]

Fig.16 Two-dimensional phase encoding spin echo sequence^[37]

2.2.4 类 CPMG 序列

2004 年, Blumich 等提出新的二维成像序列(见图 17)^[38], 序列分为两个阶段: 编码阶段和检测阶段。首先运用哈恩回波序列重聚焦磁化矢量的散相, 接着运用一串 180° 重聚焦脉冲产生回波串, 从而大大提高了灵敏度。两个梯度脉冲在第一个 RF 脉冲后同时施加, 其中第一个回波的回波时间 T_{EE} 由梯度脉冲的作用时间决定。为了提高灵敏度, 应尽量增大回波个数, 因此检测时期的回波时间 T_{ED} 应设得尽量小, 由探头的死时间决定。

Hurlimann 等研究了在主磁场和射频场都极度不均匀的情况下该序列的自旋动态机制^[39]: 若 180° 重聚焦脉冲施加于 y 轴, 那么在回波链中只保留回波信号的 y 向分量, x 向分量在第一个回波时间 (T_{EE}) 后将逐步消失。同理, 若 180° 重聚焦脉冲施加于 x 轴, 在回波链中只保留回波的 x 向分量, y 分量在第一个回波时间后逐步趋于零。但要实现图

图 17 类 CPMG 序列^[38]Fig.17 CPMG-like sequence^[38]

像重建回波信号 x 和 y 两个分量都是必需的,因此使用该序列进行成像时,同一个相位编码下需要进行两次扫描,一次获得 x 分量,一次获得 y 分量。虽然同一相位编码下需扫描两次,但是此方法大大提高了灵敏度和信噪比,而且也所缩短了成像时间。后来 Hurlimann 等对该序列进行了优化,优化后可以进一步提高信噪比^[40]。

2.2.5 类 FSE 序列

在本文第 2.2.4 节中,提到 Hurlimann、Griffin 和 Balibanu 等在极度不均匀的主磁场和射频场的环境下使用 CPMG 序列或是类 CPMG 序列进行成像,磁化矢量的一个分量在第一个回波之后会趋于零,这将会导致图像发生畸变,而且随着回波个数的增加畸变会越来越严重^[41]。针对上述问题,Blumich 课题组于 2003 年做了仿真实验,并提出一种新型序列(见图 18(b))用于克服这种畸变现象^[42]。

图 19(a) 所示的是运用图 18(a) 序列模拟得到的前 8 个回波,可以看到第一个回波(哈恩回波)没有畸变,但是随着回波个数的增加,一是出现了镜

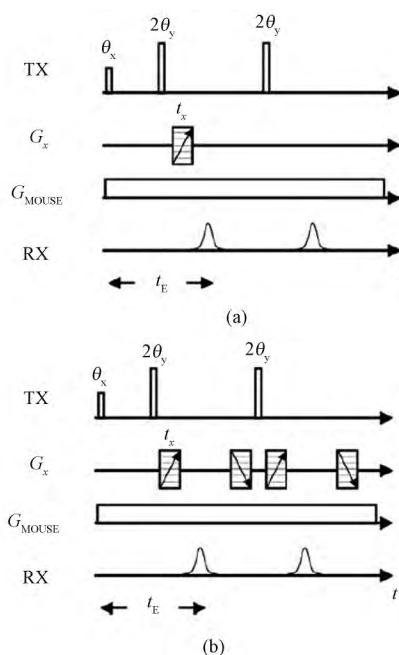


图 18 相位编码多回波序列^[42]。(a) 多回波序列,由单回波成像序列(图 15)直接扩展而成;(b) 类 FSE 序列

Fig.18 Phase coding multiple echo sequence^[42]。(a) Multiple echo sequence, directly extension by the single echo imaging sequence (figure 15); (b) FSE-like sequence

像峰,二是在零频位置也出现了一个峰;镜像峰的出现是由于磁化矢量的一个分量消失,零频位置出现的峰起因于受激回波没有受到梯度脉冲的调制。将图 18(a) 序列中的脉冲梯度移至第一个重聚焦脉冲之前,模拟得到的回波如图 19(b) 所示,可以看到零频位置的畸变消失了,但是镜像峰仍然存在。图 18(b) 是类 FSE 序列,每个回波之前施加相位编码对回波独立编码,对此回波采样后紧接着在回波之后施加反向的脉冲梯度,以抵消前一个梯度脉冲

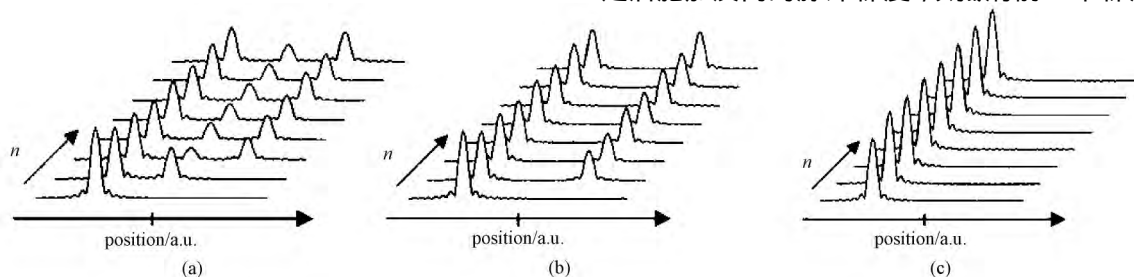


图 19 不同的序列模拟得到的回波^[42]。(a) 运用图 18(a) 序列模拟得到的回波;(b) 将图 18(a) 序列中的梯度脉冲移至重聚焦脉冲之前模拟得到的回波;(c) 运用图 18(b) 序列模拟得到的回波

Fig.19 Simulation echos based on different sequences^[42]。(a) Simulation echos based on the sequence in picture 18 a; (b) Simulation echos with the sequence that the gradient pulse in the sequence of graph 18(a) is moved to the front of the refocus pulse; (c) Simulation echos with the sequence in picture 18(b)

造成的失相位。图 19(c) 是运用图 18(b) 序列模拟得到的回波, 可以看到零频畸变和镜像畸变都已被消除。

2.2.6 改进型类 FSE 序列

图 17 所述的序列在同一个相位编码下需要实施两次激励, 2013 年 Uri 等在此序列的基础上提出新型序列(见图 20) [43]。序列分为 4 个阶段: 相位编码阶段 1, 编码第一个分量; CPMG 检测阶段 1, 检测第一个数据分量; 相位编码阶段 2, 转换磁化矢量的相位编码的另一个分量; CPMG 检测阶段 2, 检测另一分量。这样运用 4 次相位循环, 可以得到两个 K 空间系数(即两条傅里叶行) 相位循环见表 2。

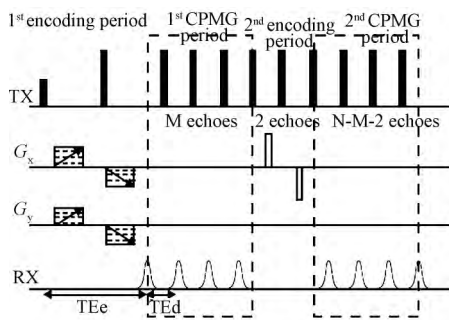


图 20 改进型类 FSE 序列[43]

Fig.20 Advanced FSE-like sequence[43]

表 2 改进型类 FSE 序列的相位循环

Tab.2 Phase cycling of improved FSE sequences

相位循环次数	1	2	3	4
$\pi/2$ 脉冲相位	x	x	x	x
第一阶段				
CPMG π 脉冲相位	x	x	y	y
第二阶段				
CPMG π 脉冲相位	x	y	x	y

如本文第 2.2.5 节所述, 早在 2003 年 Casanova 等就提出了类 FSE 序列, 并用其实现了成像。与上述序列相比, 图 20 的序列有以下提高: 一是所需要的梯度脉冲能量大大减少, 图 20 序列中的梯度脉冲仅用来改变磁化矢量的相位, 而图 18(b) 序列中的梯度脉冲不断重复着聚相和散相过程; 二是灵敏度被极大地提高, 图 20 序列在信号检测阶段同一个相位可以获得多个回波, 将回波信号叠加, 大大提高了灵敏度。由于回波时间的长短取决于梯度脉冲的施加时间, 图 20 序列仅需一个很短的梯度脉冲来实现相位的改变, 而图 18(b) 序列需要有足够长的 T_E 来保证聚相梯度脉冲和散相梯度脉冲结束, 因此图 20 序列的 T_E 比图 18(b) 序列的 T_E 大大减少, 回波衰减减小, 灵敏度得以提高。

2.2.7 时间-空间编码序列成像

时空编码的思想最早由 Pipe 提出 [44-45], 后来 Meyerand 等正式提出了时空编码成像技术并称其为“时间编码” [46]。随后 Frydman 等将该方法进行扩展并将其应用于 NMR 波谱中。他们发现, 该方法可以极大缩短实验时间 [47-49], 随后就被用于快速成像中 [50-51]。

2006 年, Frydman 等提出了空间编码序列, 并实验验证该编码方法可以补偿主磁场的非均匀性 [52]。2010 年, 他们运用时间-空间编码序列(见图 21), 在非均匀场中实现了二维成像 [53]。图 22 是在磁场非均匀性为 200 Hz 的主磁场中, 将常规时间编码序列成像(左) 的效果与空间-时间编码序列成像(右) 的效果进行了对比, 结果显示在非均匀场中运用空间-时间编码序列可以获得品质更好的图像。该研究组同时还提出了自聚焦空间编码成像序列(self-refocused spatially encoded MRI sequences), 并且实验验证了该序列的成像效果要优于常规时间编码序列的成像效果 [53]。

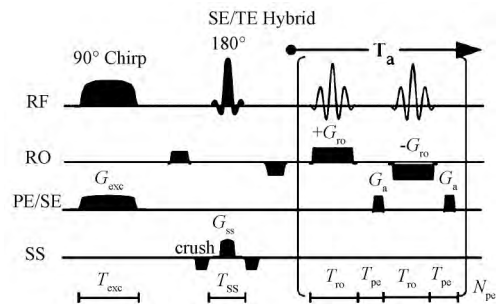


图 21 时间-空间编码混合序列[53]

Fig.21 2D spatial-time-encoded hybrid sequence[53]



图 22 常规序列(左) 与时空编码序列(右) 的成像效果对比 [53]

Fig.22 The imaging contrast of regular sequences (left) and space-time coding sequence (right) [53]

2015 年, Frydman 等针对时空编码序列(spatiotemporal encoding sequences, SPEN), 对表面射频线圈产生的射频场的不均匀性的补偿能力进行研究, 并运用活鼠大脑进行实验, 实验结果通过

适当调制时空编码线性调频脉冲 (SPEN-chirp pulse) 的幅度逐步激励自旋, 可以补偿 RF 脉冲的非均匀性, 经实验验证, 运用这种方法提高了灵敏度和图像的保真度^[54]。

2014 年, Snyder 等运用多维时空编码 (multi-dimensional spatiotemporal-encoding) 方法对人的大脑进行成像, 实验验证了该方法的灵活性和对极度不均匀场的补偿能力。这种方法也被称为 STERO (steering resonance over the object, STERO)^[55]。

2.3 恒定梯度场下的扩散加权成像技术

在恒定梯度磁场下, 扩散效应会比较明显, 扩散会导致样品 T_2 弛豫加快, 遵循以下公式:

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{2s}} + \frac{1}{T_{2B}} + \frac{1}{T_{2D}} = \rho \frac{S}{V} + c \frac{\eta}{T} + \frac{D(\gamma G T_E)^2}{12} \quad (1)$$

式中: 等式右边第一项为样品的表面弛豫 ($1/T_{2s}$), 与样品的湿润相和样品的成分有关, 取决于比表面积 (S/V), 反映了孔隙尺寸和孔隙结构; 第二项为体弛豫 ($1/T_{2B}$), 即本征弛豫, 反映了分子所在的流体黏度 (η) 和温度 (T); 第三项就是扩散弛豫 ($1/T_{2D}$), 与扩散系数 (D)、恒定梯度 (G)、回波时间 (T_E) 相关。

对于乳腺组织, 第一项的表面弛豫可以忽略, 这样式 (1) 可简化为

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{2B}} + \frac{D(\gamma G T_E)^2}{12} \quad (2)$$

由于体弛豫信息 T_{2B} 需要通过均匀磁场环境测量得到, 在恒定梯度场下可以通过设置两次不同 T_E 、通过回波信号的衰减差异得到乳腺组织的扩散系数 D , 运算后得到 D 系数的线投影, 最后通过线投影重建得到 DWI 图像。

2.4 数据处理

2013 年, Uri 等针对单边探测器成像, 提出一种新的数据后处理方法——统计信号处理方法。运用该方法在单边探测器上进行了成像实验, 并与未使用该方法所得的图像进行了对比, 验证该方法提高了单边磁共振成像图像重建的能力^[56]。

在恒定梯度场下运用纯相位编码序列 (即点成像法) 成像时间较长, 每次激发只采集一个数据点, 成像时间正比于 n^2 (n^2 代表 K 空间采样点数), 因此在保证图像质量的前提下, 加快成像速度是研究的一个重要方向。许多研究者把提高成像速度的焦点放在减少采样点上面, 如只采集 K 空间数据的一

部分, 但是这样会显著降低图像质量。在 K 空间严重采样不足的情况下, 传统的线性变换重建方法将会导致图像质量损失, 并伴随伪影出现。值得强调的是 K 空间所有的傅里叶系数在图像重建的过程中作用并不是相同的, 即作用有大有小。2006 年, Donoho 等提出了压缩感知理论, 它与传统采样定理不同, 只需采集少部分数据就能够高质量地重建出图像, 因此 Lustig 等很快就提出了基于压缩感知的磁共振成像技术 (compressed sensing, CS) 方法^[57]。CS 是一种数据采集和图像重建的方法, 它利用图像的稀疏表达结合非线性重建算法, 在 K 空间采样不足的情况下能够得到高质量的重建图像, 由于只需采集部分数据, 因此大大减少了采样时间。Parasoglou 等将点成像法与 CS 结合, 旨在加快非均匀场下的成像时间^[58]。在国内, 已见多篇关于 CS 及其改进方法的报道^[59-64]。汪元美等提出一种恢复算法, 对于磁场不均匀引起的图像畸变有很好的恢复效果^[65]。Nieminen 等针对恒定梯度场成像提出直接线性反演 (direct linear inversion, DLI) 图像重建方法, 并与傅里叶变换图像重建进行比较, 结果表明: 在同样大小的恒定的梯度场下, DLI 的重建效果较好 (见图 23)^[66]。

3 总结与展望

本文综述了低场核磁共振成像的研究现状和技术方法, 旨在推动可移动式磁共振成像设备 (如用于皮肤诊断的磁共振成像系统等) 的开发。由于磁体结构个性化很强, 射频线圈、梯度线圈及匀场线圈的设计也具有独特性, 目前关于低场开放式的核磁共振成像技术还没有形成一套完整的理论, 相关的技术方法仍在摸索中创新并不断地实践。

相比现有的临床核磁共振成像检查技术, 低场开放式磁共振成像技术具有灵敏度低和信噪比不足的缺点, 这是制约其发展的主要因素, 但是它也具有独特的优势: 病人受限小, 操作方便快捷, 受检时摆位方便; 可利用磁体本身的较大恒定梯度, 实现扩散分析和扩散成像 (diffusion weighted imaging, DWI); 开放的检测环境, 有助于实施介入治疗和手术; 重量轻, 成本低, 可移动, 可车载, 可普及到广大乡镇医院和欠发达国家地区使用, 对于偏远落后地区的相关疾病的筛查、诊断具有重要意义。

未来低场开放式核磁共振成像的发展趋势: 一是小型化和便携化, 主要是缩小磁体及控制单元的体积, 使磁共振成像设备真正做到可移动、可便携

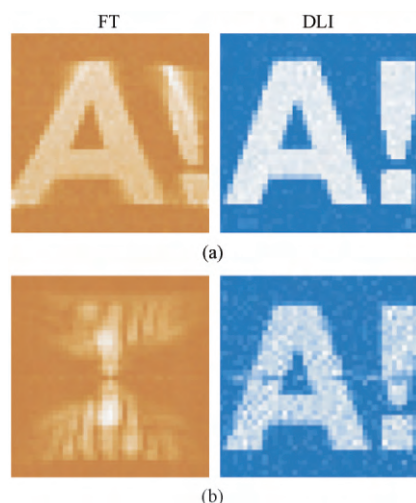


图 23 不同梯度场下 FFT 和 DLI 两种图像重建方法效果^[66]。(a) 磁场均匀性稍差时傅里叶图像重建方法(左)和直接线性反演图像重建(右)对比; (b) 磁场均匀性较差时傅里叶图像重建方法(左)和直接线性反演图像重建(右)对比

Fig.23 Examples of the reconstructed images with Fourier reconstruction (left column) and the direct linear inversion method (right column) for two different magnetic field uniformity^[66]. (a) The FFT method (left) and the DLI method (right) contrast when the magnetic field uniformity is slightly worse; (b) The FFT method (left) and the DLI method (right) contrast when the magnetic field uniformity is poor

或可车载;二是专业化,针对不同的检查部位,设计相应结构的磁体,为受检者提供较舒适的检查环境,使检查更便利。未来技术的研究方向:一是磁体保持开放式结构的前提下,场强进一步提高,敏感区域磁场均匀性提高;二是射频线圈灵敏度和信噪比的提高;三是快速成像方法和图像后处理技术的研究;四是梯度线圈的研究。硬件及方法技术的提高,将加快可移动式医用磁共振成像机的研发及临床普及应用。

参考文献

- [1] Coffey AM, Truong ML, Chekmenev EY. Low-field MRI can be more sensitive than high-field MRI [J]. J Magn Reson, 2013 (237): 169-174.
- [2] Pääkkö E, Reinikainen H, Lindholm E L, et al. Low-field versus high-field MRI in diagnosing breast disorders [J]. European Radiology, 2005, 15(7): 1361-1368.
- [3] Blasiak B, Volotovskyy V, Deng C, et al. A comparison of MR imaging of a mouse model of glioma at 0.2T and 9.4T [J].

- Journal of Neuroscience Methods, 2012, 204(1): 118-123.
- [4] Taouli B, Zaim S, Peterfy CG, et al. Rheumatoid arthritis of the hand and wrist: comparison of three imaging techniques [J]. American Journal of Roentgenology 2004, 182(4): 937-943.
- [5] Savnik A, Malmkov H, Thomsen HS, et al. MRI of the arthritic small joints: comparison of extremity MRI (0.2 T) vs high-field MRI (1.5 T) [J]. European Radiology, 2001, 11(6): 1030-1038.
- [6] Jackson JA, Burnett LJ, Harmon JF. Detection of nuclear magnetic resonance in a remotely produced region of homogeneous magnetic field [J]. J Magn Reson, 1980, 41(3): 411-421.
- [7] Eidmann G, Savelsberg R, Blumler P, et al. The NMR MOUSE: A mobile universal surface explorer [J]. J Magn Reson, 1996, 122(1): 104-109.
- [8] Prado PJ, Blumich B, Schmitz U. One-dimensional imaging with a palm-size probe [J]. J Magn Reson, 2000, 144(2): 200-206.
- [9] Casanova F, Blumich B. Two-dimensional imaging with a single-sided NMR probe [J]. J Magn Reson, 2003, 163(1): 38-45.
- [10] Perlo J, Casanova F, Blumich B. 3D imaging with a single-sided sensor: An open tomograph [J]. J Magn Reson, 2004, 166(2): 228-235.
- [11] 车文华. 非常规核磁共振仪器工程实现中主要问题的研究 [D]. 北京: 中国科学院电工研究所 2002.
- [12] 张艳丽, 谢德馨, 白保东, 等. 单边磁共振成像仪磁体系统研究 [J]. 波谱学杂志, 2006, 23(3): 283-293.
- [13] Yao Yingying, Fang Youtong, Koh CS, et al. A new design method for completely open architecture permanent magnet for MRI [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2005, 41(5): 1504-1507.
- [14] 谢俊鹏. 完全开放式核磁共振成像磁体的优化设计 [D]. 杭州: 浙江大学, 2006.
- [15] 何为, 何晓龙, 徐征, 等. 单边核磁共振磁体梯度磁场设计的 Gram-Schmidt 正交化拟合方法 [J]. 重庆大学学报, 2013, 36(1): 86-91.
- [16] 徐征, 程江艳, 吴嘉敏, 等. 用于复合绝缘子伞裙老化无损检测的单边核磁共振方法 [J]. 中国电机工程学报, 2014, 34(36): 6545-6553.
- [17] 孙新凯, 杨建中, 杨义勇. 应用于单边核磁共振仪器磁体结构的 Halbach 磁体仿真分析 [J]. 科学技术与工程, 2016, 16(12): 269-273.
- [18] Demas V, Meriles C, Sakellariou D, et al. Toward ex situ phase-encoded spectroscopic imaging [J]. Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering, 2006, 29B(3): 137-144.
- [19] 籍勇亮, 崔现军, 候兴哲, 等. 单边核磁共振传感器研究及其应用 [J]. 波谱学杂志, 2016, 33(1): 66-76.
- [20] Komu M, Kormano M. Breast coil design for low-field MRI [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1992, 27(1): 165-170.
- [21] Sun Ling, Olsen JO, Robitaille PML. Design and optimization of a breast coil for magnetic resonance imaging [J]. Magn Reson Imag, 1993, 11(1): 73-80.
- [22] Tomanek B, Volotovskyy V, Tyson R, et al. A quadrature

- volume rf coil for vertical B_0 field open MRI systems [J]. Concepts in Magnetic Resonance Part B, 2016, 46(3): 118-122.
- [23] 郭盼. 便携式全开放核磁共振关键技术基础和应用研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2014.
- [24] Blumich B, Perlo J, Casanova F. Mobile single-sided NMR [J]. Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, 2008, 52(4): 197-269.
- [25] 李霞, 谢德馨, 王金铭. 一种全开放磁共振成像装置单平面梯度线圈的新型设计方法 [J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(3): 422-425, 430.
- [26] 刘文韬. 临床 MRI 及便携 NMR 梯度和匀场线圈设计新方法研究 [D]. 北京: 北京大学, 2011.
- [27] Mandal S, Utsuzawa S, Cory DG. An ultra-broadband low-frequency magnetic resonance system [J]. J Magn Reson, 2014, 242: 113-125.
- [28] Blumich B. Virtual special issue: Magnetic resonance at low fields [J]. J Magn Reson, 2017, 274: 145-147.
- [29] 张必达, 王卫东, 宋泉禹, 等. 磁共振现代射频脉冲理论在非均匀场成像中的应用 [J]. 物理学报, 2003(5): 1143-1150.
- [30] 郑栋林, 孙春发, 赵旭娜, 等. 非均匀场磁共振成像仪物理设计要点和应用定位 [J]. 北京大学学报(自然科学版), 2009, 45(3): 377-384.
- [31] Garwood M, Delabarre L. The return of the frequency sweep: designing adiabatic pulses for contemporary NMR [J]. J Magn Reson, 2001, 153(2): 155-177.
- [32] Pauly J, Le Roux P, Nishimura D, et al. Parameter relations for the Shinnar-Le Roux selective excitation pulse design algorithm [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1991, 10(1): 53-65.
- [33] Rourke DE, Morris PG. The inverse scattering transform and use in the exact inversion of the Bloch equation for noninteracting spins [J]. J Magn Reson, 1992, 99(1): 118-138.
- [34] 赵喜平. 磁共振成像系统的原理及其应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2000.
- [35] Anferova S, Anferova V, Adams M, et al. Construction of a NMR-MOUSE with short dead time [J]. Concepts in Magnetic Resonance, 2002, 15(1): 15-25.
- [36] Prado PJ, Blumich B, Schmitz U. One-dimensional imaging with a palm-size probe [J]. J Magn Reson, 2000, 144(2): 200-206.
- [37] Casanova F, Blumich B. Two-dimensional imaging with a single-sided NMR probe [J]. J Magn Reson, 2003, 163(1): 38-45.
- [38] Perlo J, Casanova F, Blumich B. 3D imaging with a single-sided sensor: an open tomography [J]. J Magn Reson, 2004, 166(2): 228-235.
- [39] Hurlimann MD, Griffin DD. Spin dynamics of Carr-Purcell-Meiboom-Gill-like sequences in grossly inhomogeneous B_0 and B_1 fields and application to NMR well logging [J]. J Magn Reson, 2000, 143(1): 120-135.
- [40] Mandal S, Borneman TW, Koroleva VDM, et al. Direct optimization of signal-to-noise ratio of CPMG-like sequences in inhomogeneous fields [J]. J Magn Reson, 2014, 247: 54-66.
- [41] Balibanu F, Hailu K, Eymael R, et al. Nuclear magnetic resonance in inhomogeneous magnetic fields [J]. J Magn Reson, 2000, 145: 246-258.
- [42] Casanova F, Perlo J, Blumich B, et al. Multi-echo imaging in highly inhomogeneous magnetic fields [J]. J Magn Reson, 2004, 166(1): 76-81.
- [43] Asaf L, Elad B, Yifat S, et al. Faster imaging with a portable unilateral NMR device [J]. J Magn Reson, 2013, 231: 72-78.
- [44] Pipe JG. Spatial encoding and reconstruction in MRI with quadratic phase profiles [J]. Magn Reson Med, 1995, 33(1): 24-33.
- [45] Pipe JG. Analysis of localized quadratic encoding and reconstruction [J]. Magn Reson Med, 1996, 36(1): 137-146.
- [46] Meyerand ME, Wong EC. A time encoding method for single-shot imaging [J]. Magn Reson Med, 1995, 34(4): 618-622.
- [47] Frydman L, Scherf T, Lupulescu A. The acquisition of multidimensional NMR spectra within a single scan [J]. Proc Natl Acad Sci USA, 2002, 99(25): 15858-15862.
- [48] Shrot Y, Frydman L. Single-scan NMR spectroscopy at arbitrary dimensions [J]. J Am Chem Soc, 2003, 125(37): 11385-11396.
- [49] Shapira B, Frydman L. Spatially encoded pulse sequences for the acquisition of high resolution NMR spectra in inhomogeneous fields [J]. J Magn Reson, 2006, 182(1): 12-21.
- [50] Shrot Y, Frydman L. Spatially encoded NMR and the acquisition of 2D magnetic resonance images within a single scan [J]. J Magn Reson, 2005, 172(2): 179-190.
- [51] Chamberlain R, Park JY, Corum C, et al. RASER: a new ultrafast magnetic resonance imaging method [J]. Magn Reson Med, 2007, 58(4): 794-799.
- [52] Tal A, Frydman L. Spatial encoding and the single-scan acquisition of high definition MR images in inhomogeneous fields [J]. J Magn Reson, 2006, 182: 179-194.
- [53] Ben-Eliezer N, Shrot Y, Frydman L. High-definition single-scan 2D MRI in inhomogeneous fields using spatial encoding methods [J]. Magn Reson Imag, 2010, 28: 77-86.
- [54] Schmidt R, Mishkovsky M, Hyacinthe JN, et al. Correcting surface coil excitation inhomogeneities in single-shot SPEN MRI [J]. J Magn Reson, 2015, 259: 199-206.
- [55] Snyder ALS, Corum CA, Moeller S, et al. MRI by steering resonance through space [J]. Magn Reson Med, 2014, 72(1): 49-58.
- [56] Bergman E, Yeredor A, Nevo U. An estimation method of MR signal parameters for improved image reconstruction in unilateral scanner [J]. J Magn Reson, 2013, 237: 92-99.
- [57] Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: the application of compressed sensing for rapid MR imaging [J]. Magn Reson Med, 2007, 58(6): 1182-1195.
- [58] Parasoglou P, Malioutov D, Sederman AJ. Quantitative single point imaging with compressed sensing [J]. J Magn Reson, 2009, 201(1): 72-80.

- [59] 杨冰心. 基于均匀离散曲波变换的高度欠采样快速磁共振成像研究 [D]. 兰州: 兰州大学, 2016.
- [60] 彭善华. 基于径向轨迹稀疏采样的快速磁共振成像方法研究 [D]. 长沙: 湖南师范大学, 2013.
- [61] 郑清彬. 分裂增广拉格朗日收缩法在基于压缩感知的磁共振成像中的应用研究 [D]. 济南: 山东大学, 2014.
- [62] 周爱珍. 基于稀疏采样的医学成像方法研究 [D]. 广州: 南方医科大学, 2011.
- [63] 翁卓. Sense 并行磁共振成像的伪影消除与稀疏采样重建 [D]. 武汉: 中南民族大学, 2011.
- [64] 陈佳铭. 二维部分 K 空间数据重建磁共振图像 [D]. 上海: 上海交通大学, 2010.
- [65] 汪元美, 赵晓东. 非均匀场中磁共振成像问题的研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2002, (2): 161-168.
- [66] Nieminen J, Ilmoniemi RJ. Solving the problem of concomitant gradients in ultra-low-field MRI [J]. J Magn Reson, 2010, 207 (2): 213-219.