

专题: 磁共振技术

超高场磁共振成像的现状和展望

覃柏霖¹⁾ 高家红^{1)2)3)4)†}

1) (北京大学物理学院, 医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871)

2) (北京大学前沿交叉学科研究院, 磁共振成像研究中心, 北京 100871)

3) (北京大学 IDG 麦戈文脑科学研究所, 北京 100871)

4) (北京大学国家生物医学成像科学中心, 北京 100871)

(2024 年 12 月 13 日收到; 2025 年 1 月 24 日收到修改稿)

超高场磁共振成像 (ultra-high field magnetic resonance imaging, UHF-MRI) 是主磁场强度为 7 T 及以上磁共振成像的统称. 与传统磁共振成像相比, UHF-MRI 具有更高的信噪比和对比度. 因此, 在临床医学及神经科学等领域, 该技术的运用能够显著提高信号的探测灵敏度和图像的空间分辨率, 从而提供更丰富的生理病理信息. 目前, UHF-MRI 在大脑功能和代谢成像两个方面发挥了重要的作用. 在脑功能研究方面, 高分辨率的皮层功能柱和分层成像有助于揭示神经信息流的方向; 在脑代谢研究中, 氢核与多核的波谱及成像技术提供了更精确的代谢信息, 有望在功能性和代谢性疾病的病理研究中取得重要突破. 本文介绍了 UHF-MRI 的发展历史和理论基础, 梳理了其关键优势及在脑功能和代谢成像应用研究中的现状, 总结了当前面临的挑战, 并提出了未来重点研究方向.

关键词: 超高场磁共振成像, 脑功能成像, 代谢成像**PACS:** 87.19.lf, 87.61.-c, 87.61.Qr, 87.64.-t**DOI:** 10.7498/aps.74.20241759**CSTR:** 32037.14.aps.74.20241759

1 引言

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 具有无创、无电离辐射、软组织对比度高和图像对比度丰富等优点, 是临床放射医学研究和诊断的主要影像模态之一. 传统 MRI 自身信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR) 较低, 提高主磁场强度有助于改善这一问题. 超高场磁共振成像 (ultra-high field magnetic resonance imaging, UHF-MRI) 作为一种新兴技术, 通常是指主磁场强度为 7 T 及以上的磁共振成像系统^[1]. 与传统 MRI 相比, UHF-MRI 提高了图像信噪比, 拓宽了空间分辨率、探测灵敏度等技术指标的上限. 与此同时, 梯度线圈、射频线圈、脉冲序列、图像采集和重建

方法等硬件和软件的进步, 正推动超高场磁共振成像逐步迈向临床应用, 不仅给临床医学诊断带来更丰富和精确的生物影像信息, 还为生命科学和认知神经科学等基础科学领域开拓了新的研究方向.

本文首先回顾了 UHF-MRI 的发展历史和理论基础, 总结了其相较于传统 MRI 的优势, 梳理了超高场大脑成像研究的现状, 特别是在脑功能和代谢成像领域的应用, 总结了当前面临的挑战, 并提出了未来重点研究方向.

2 超高场磁共振的发展历史与理论基础

2.1 发展历史

1973 年, Lauterbur^[2] 首次用磁共振技术对水

† 通信作者. E-mail: jgao@pku.edu.cn

进行成像, 得到了世界上第一张 MRI 图像, 开启了 MRI 快速发展的历程. 1981 年, 美国 FONAR 公司推出第一台主磁场强度为 0.15 T 的医用磁共振设备, 开创了 MRI 的临床应用. 1983 年, 世界上第一台场强为 1.5 T 的医用超导磁共振设备投入应用. 随后, 通用电气 (GE)、飞利浦 (Philips) 和西门子 (Siemens) 等主要 MRI 制造商开始了场强为 4 T 的人体 MRI 系统的研发. 然而, 早期 4 T 设备由于射频场不均匀性, 导致图像信噪比低、对比度不理想^[3-5]. 随着射频线圈和图像采集方法的改进, 4 T MRI 技术得到了改善^[6], 图像质量显著提高, 并以此为平台率先进行了基于血氧水平依赖 (blood oxygenation level-dependent, BOLD) 对比的人脑功能磁共振成像 (functional MRI, fMRI) 的研究^[7], 为高场 MRI 的发展奠定了基础. 1993 年, 考虑到成本和孔径等因素, 各大制造商开发场强为 3 T 的人体 MRI 设备, 高场磁共振技术逐渐成熟, 并广泛应用于临床和神经科学研究.

高场 MRI 的成功为更高场强的磁共振研究铺平了道路, 推动了超高场磁共振的发展. 1998 年, 美国俄亥俄州立大学安装了世界首台 8 T 超高场人体磁共振设备. 然而, 最初的 8 T 成像结果未能达到预期, 图像信噪比低, 结果颇具争议^[8,9]. 次年, 美国明尼苏达大学安装了世界首台 7 T 超高场人体磁共振设备, 测量结果显示 7 T 的图像信噪比至少是 4 T 的 1.6 倍^[10], 并成功验证了 7 T 在人脑功能成像中的可靠性^[11]. 2002 年, 美国麻省总医院安装了首台西门子商业 7 T 人体磁共振成像系统, 随后 GE 公司和飞利浦公司也相继推出 7 T 磁共振成像系统. 至 2023 年, 美国加州大学伯克利分校 Feinberg 等^[12]研发了 NexGen 7 T 磁共振梯度系统, 其最大梯度和梯度切换率分别达到 200 mT/m 和 900 T/m/s, 同时对射频发射与接收系统进行了优化, 显著提升了 7 T 图像分辨率和信噪比, 为超高场磁共振技术的发展树立了新的里程碑.

随着超高场磁体技术的不断进步, 9.4 T^[13-17] 和 10.5 T^[18] 等更高场强的人体磁共振设备陆续问世. 目前, 主磁场强度最高的 11.7 T 人体磁共振成像系统位于法国原子能机构 NeuroSpin 神经影像中心, 将人体脑成像的信噪比和分辨率提升到了全新的高度, 并证明了在 11.7 T 高场强环境下进行人脑 MRI 成像的安全性^[19-22].

中国在超高场 MRI 领域也在不断发展中.

2010 年, 中国首台 7 T 人体磁共振成像系统在中国科学院生物物理研究所完成安装. 据不完全统计, 目前中国已有 14 台 7 T 人体磁共振成像系统, 安装在多家顶尖医院和科研院所中, 发挥着重要的作用. 2021 年, 上海联影医疗公司研制出场强为 5 T 的人体全身磁共振成像系统, 将高场强的物理优势延伸到全身各部位, 为临床诊断提供更精细的影像依据^[23,24], 提高了我国在 MRI 产业中的国际竞争力. 合肥综合性国家科学中心计划于 2026 年安装 10.5 T 超高场人体磁共振成像系统, 进一步推动国内超高场磁共振技术的发展.

2.2 理论基础

主磁场强度越高, MRI 的信噪比越高, 这是推动 UHF-MRI 研发的理论基础和动力. 在主磁场 $\mathbf{B}_0 = B_0 \hat{z}$ 中, 组织内自旋 $\mathbf{S} \neq 0$ 的原子核磁矩 $\boldsymbol{\mu} = \gamma \mathbf{S}$ 以 Larmor 频率 $\omega_0 = \gamma B_0$ 绕 $\hat{z}$ 轴进动, 其中 γ 称为旋磁比 (gyromagnetic ratio). 磁场中, 磁矩的能量量子化为 $2S + 1$ 个能级 $E_m = -m\gamma\hbar B_0$, 其中 $\hbar$ 为约化普朗克常数, $m = -S, -S + 1, \dots, S$. 在热平衡态时, N 个磁矩的能级近似服从玻尔兹曼分布, 处于能级 E_m 的磁矩个数为

$$N_m = N \frac{e^{-E_m/k_B T}}{\sum_{n=-S}^S e^{-E_n/k_B T}}, \quad (1)$$

其中 k_B 为玻尔兹曼常数, T 为温度. 此时磁化强度矢量 $\mathbf{M} = \sum \boldsymbol{\mu}$ 大小为

$$\begin{aligned} M_0 &= \sum_{m=-S}^S \mu_{m,z} N_m = \gamma \hbar \sum_{m=-S}^S m N_m \\ &= \gamma \hbar N \frac{\sum_{m=-S}^S m e^{m\gamma\hbar B_0/k_B T}}{\sum_{n=-S}^S e^{n\gamma\hbar B_0/k_B T}}. \end{aligned} \quad (2)$$

在 MRI 中, 磁矩能量远小于环境温度的热能, 即 $\gamma\hbar B_0 \ll k_B T$, (2) 式近似计算得

$$M_0 \approx \frac{N\gamma^2\hbar^2 S(S+1)}{3k_B T} B_0 \propto B_0. \quad (3)$$

因此, 热平衡态下, 宏观磁化强度的大小正比于主磁场大小 B_0 .

MRI 向待测物体施加射频脉冲, 当射频脉冲的频率正好等于 Larmor 频率时, 磁矩从低能级跃

迁到高能级, 发生核磁共振, 磁化强度矢量 $\mathbf{M}$ 的朝向改变, 其动力学过程可以用 Bloch 方程^[25] 来描述:

$$\frac{d}{dt}\mathbf{M} = \gamma\mathbf{M} \times \mathbf{B} + \frac{M_0 - M_z}{T_1}\hat{z} - \frac{M_x\hat{x} + M_y\hat{y}}{T_2}, \quad (4)$$

其中, T_1 为纵向弛豫时间, T_2 为横向弛豫时间. MRI 梯度磁场对物体进行空间编码并采集磁共振信号, 最后经过图像重建得到物体的磁共振图像. 根据 Faraday 电磁感应定律, 随时间变化的横向磁化强度 $M_T(t) \propto M_0 e^{i\gamma B_0 t}$, 接收线圈采集得到的磁共振信号:

$$\text{signal} \propto \frac{\partial M_T}{\partial t} \propto i\gamma B_0 M_0 \propto B_0^2. \quad (5)$$

磁共振信号强度正比于主磁场的平方. 由于磁共振噪声也与外磁场有关, MRI 的信噪比与主磁场的关系为

$$\text{SNR} \propto B_0^\alpha, \quad (6)$$

其中, 指数因子 $1 \leq \alpha \leq 2$, 通常由实验测得. 当场强低于 1.5 T 时, 信噪比随着场强的增大而线性增大, 即 $\alpha = 1$ ^[26]; 当场强在 3 T 以上, 信噪比提升得更快, 幂指数可达 $\alpha = 1.65$ 甚至更高^[27-29]. 因此, MRI 的主磁场强度越高, 其信噪比越高.

3 超高场磁共振的关键优势: 信噪比和对比度

3.1 信噪比优势

在保证图像和信号质量的前提下, 信噪比的增强能够有效提高图像空间分辨率^[30]. 为了直观展示超高场在信噪比上的优势, 图 1 比较了在不同

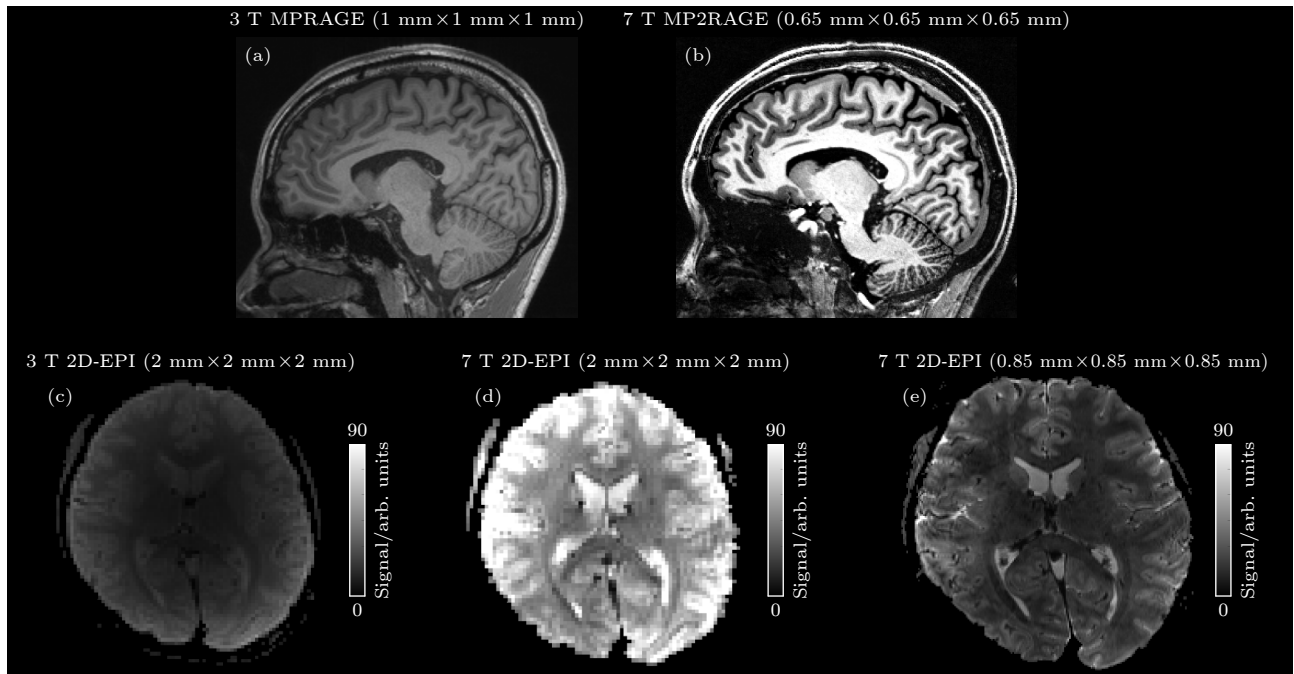


图 1 不同场强 (3 T 与 7 T) 下的 T_1 加权成像与二维 EPI 图像, 图像采集自北京大学磁共振成像研究中心, 扫描仪型号分别为西门子 MAGNETOM Prisma 3 T 和西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 受试者为同一名健康成年男性 (a) 3 T 在 1 mm×1 mm×1 mm 分辨率下的磁化强度准备快速梯度回波 (magnetization prepared rapid gradient echo, MPRAGE) 图像 (重复时间 (repetition time, TR)= 2530 ms, 回波时间 (echo time, TE)= 2.98 ms, 反转时间 (inversion time, TI)= 1100 ms, 采集时间 (acquisition time, TA)= 5:56); (b) 7 T 在 0.65 mm 各向同性分辨率下的磁化强度准备双快速梯度回波 (magnetization prepared 2 rapid gradient echo, MP2 RAGE) 图像 (TR = 5000 ms, TE = 2.05 ms, TI₁/TI₂ = 900/2750 ms, TA = 10:57); (c) 3 T 在 2 mm 各向同性分辨率下的 EPI 图像 (TR = 2000 ms, TE = 30 ms, 翻转角 (flip angle, FA)= 90°, 回波间隙 (echo spacing, ES)= 0.54 ms); (d) 7 T 在 2 mm 各向同性分辨率下的 EPI 图像 (TR = 2000 ms, TE = 22 ms, FA = 90°, ES = 0.53 ms); (e) 7 T 在 0.85 mm 各向同性分辨率下的 EPI 图像 (TR = 2000 ms, TE = 27 ms, FA = 70°, ES = 1.08 ms)

Fig. 1. Comparison of T_1 -weighted images and 2D-EPI on different magnetic fields (3 T vs. 7 T), images were acquired from the same healthy male adult volunteer on MAGNETOM Prisma 3 T and MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) at Center for MRI Research, Peking University: (a) 3 T MPRAGE image at 1 mm×1 mm×1 mm resolution (TR = 2530 ms, TE = 2.98 ms, TI = 1100 ms, TA = 5:56); (b) 7 T MP2 RAGE image at 0.65 mm isotropic resolution (TR = 5000 ms, TE = 2.05 ms, TI₁/TI₂ = 900/2750 ms, TA = 10:57); (c) 3 T 2D-EPI images at 2 mm isotropic resolution (TR = 2000 ms, TE = 30 ms, FA = 90°, ES = 0.54 ms); (d) 7 T 2D-EPI images at 2 mm isotropic resolution (TR = 2000 ms, TE = 22 ms, FA = 90°, ES = 0.53 ms); (e) 7 T 2D-EPI images at 0.85 mm isotropic resolution (TR = 2000 ms, TE = 27 ms, FA = 70°, ES = 1.08 ms).

主磁场强度下 fMRI 实验常用的 T_1 加权结构像和二维平面回波成像 (two-dimensional echo-planar imaging, 2D-EPI). 与 3 T 相比, 7 T 不仅图像更清晰、信号更强, 还能够在保持较高信噪比的基础上提高分辨率, 从而实现亚毫米尺度介观成像.

UHF-MRI 在信噪比上的提升还显著增强了磁共振波谱 (magnetic resonance spectroscopy, MRS)^[31–33] 以及多核磁共振波谱和成像^[34–36] 的探测灵敏度和信号强度, 从而进一步拓展了其在代谢成像方面的潜力.

3.2 对比度优势

UHF-MRI 能够显著提升图像的对比度. 随着主磁场强度增大, 水的纵向弛豫时间 T_1 延长, 这一物理性质的改变使得飞行时间 (time-of-flight, TOF) 动脉成像能够更有效地抑制背景信号, 从而提高感兴趣信号的对比度. 此外, 在更高的空间分辨率下, 微小血管结构的细节也得以更清晰地呈现^[37].

随着主磁场强度的增大, 图像对磁化率效应的灵敏度显著提高^[38]. 由于磁化率效应增强, T_2^* 对比度提高, 与 T_2^* 相关的磁化率加权成像 (suscepti-

bility-weighted imaging, SWI)、定量磁化率成像 (quantitative susceptibility mapping, QSM) 和 fMRI 等图像对比度得到增强. 图 2 展示了在 7 T 下获得的高分辨率 TOF 图像与 SWI 图像, 分别展现了大脑动脉和静脉的分布. 高对比度和高分辨率的成像技术能够观察微小血管的结构, 展现出精准监测微小病变的潜力.

4 超高场磁共振在脑成像的应用

UHF-MRI 凭借其高信噪比和高对比度的优势, 在结构成像、功能成像和代谢成像等领域得到了广泛的应用. 然而, 由于射频场不均匀性问题, 目前 UHF-MRI 在人体的应用主要集中在大脑和四肢, 体部躯干的应用相对较少. 尽管 MRI 在脑肿瘤和脑血管等结构性变化疾病的诊断中已经发挥了巨大的作用, 但其在抑郁症、癫痫等功能性变化的神经性疾病的诊断中, 其潜力尚未得到充分挖掘. UHF-MRI 的兴起, 有望在功能性和代谢性疾病的研究与诊断上有所突破. 本文重点介绍超高场磁共振在大脑功能和代谢成像方面的应用现状.

4.1 超高场脑功能成像

脑功能成像是 UHF-MRI 的重要发展方向之一, 尤其是在高分辨率皮层功能柱与分层功能成像, 以及神经元电流功能成像等领域的应用.

4.1.1 皮层功能柱与分层成像

从单个到几百个神经元的微观尺度 (0.001—0.1 mm), 到皮层功能柱与皮层分层的介观尺度 (0.1—1 mm), 再到皮层功能区域 (1 mm 以上) 的宏观尺度^[39], 不同的空间尺度刻画了大脑结构和功能背后神经机制的不同层次. 宏观尺度的皮层功能已经可以通过非侵入式的传统 fMRI、脑电图 (electroencephalography, EEG) 或脑磁图 (magnetoencephalography, MEG) 等手段进行成像, 而微观和介观尺度的神经活动则通过侵入性电生理手段进行测量, 其应用范围受限于侵入式的特性. 超高场 fMRI 凭借其高信噪比的优势, 能够将空间分辨率从宏观拓展到介观, 实现非侵入式介观功能成像. 在介观尺度上, 皮层中具有相似功能的神经元群体形成功能柱和皮层分层, 构成了大脑皮层中的基本计算单元^[39]. 超高场高分辨率 fMRI 有助于识

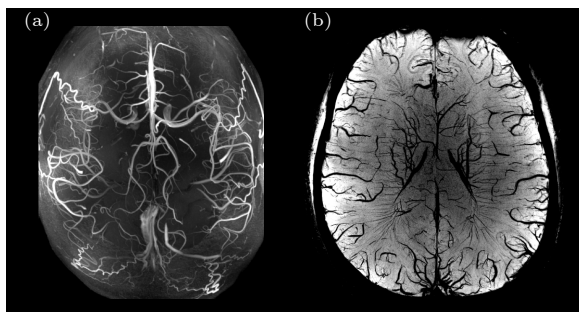


图 2 7 T 大脑动脉和静脉血管结构成像, 图像采集自北京大学磁共振成像研究中心, 扫描仪型号为西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 受试者为健康成年男性 (a) TOF 成像在横断面的最大值投影 (0.2 mm×0.2 mm×0.4 mm 插值重建, TR = 35 ms, TE = 3.78 ms, TA = 13:54); (b) SWI 成像在横断面的最小值投影 (0.12 mm×0.12 mm×1.5 mm 插值重建, TR = 21 ms, TE = 14 ms, TA = 7:27)

Fig. 2. 7 T brain arteries and veins structure imaging. Images were acquired from a healthy male adult volunteer on MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) at Center for MRI Research, Peking University: (a) Maximum intensity projection on transversal TOF image (0.2 mm×0.2 mm×0.4 mm interpolated reconstruction, TR = 35 ms, TE = 3.78 ms, TA = 13:54); (b) minimum intensity projection on transversal SWI image (0.12 mm×0.12 mm×1.5 mm interpolated reconstruction, TR = 21 ms, TE = 14 ms, TA = 7:27).

别这些计算单元, 并为深入研究其信息传递机制提供了新的视角, 拓展了认知神经科学的研究前景.

然而, 超高场高分辨率 fMRI 面临空间特异性的难题. 首先, fMRI 通常使用 EPI 进行快速成像, 引入 T_2^* 对比度, 信号容易受到邻近大血管的干扰; 其次, 由于血液从皮层深处经过上升静脉流向皮层表面, 导致信号沿该方向存在累积, 进而降低了空间特异性^[40,41]. 为了提高超高场 fMRI 的空间特异性, 研究人员提出了自旋回波 (spin echo, SE)-BOLD^[42-44]、动脉自旋标记 (arterial spin labeling, ASL)^[45-47]、血管空间占位 (vascular space occupancy, VASO)^[48-50] 等方法, 并针对其在超高场 fMRI 的应用进行了优化.

在平行于皮层表面的方向上, 超高场高分辨率 fMRI 能够观察在皮层中呈柱状分布的功能柱, 例如, Yacoub 等^[51] 在超高场 7 T 下采用 SE-BOLD 序列观察到人类大脑视觉皮层中的左右眼优势柱 (ocular dominance columns, ODCs) 的位置呈交错分布, 证实了人类初级视觉皮层 V1 中方向偏好功能柱的存在.

在垂直于皮层表面的方向上, 超高场高分辨率 fMRI 能够进行皮层分层成像. 根据神经元的形态、密度和染色情况, 人类大脑皮层 (厚度约为 1.5 mm 到 4.5 mm^[52]) 可分为六个亚皮层^[53]. 不同亚皮层具有不同的细胞结构、连接和功能. 在皮层分层连接的规范模型中, 从低级脑区向高级脑区的前馈 (feedforward) 信号的传输终点位于皮层的中间层 (IV 层), 而从高级脑区传递到低级脑区的反馈 (feedback) 连接则终止于浅层和深层 (I-III 层和 V-VI 层)^[54-56]. 超高场 7 T fMRI 的分辨率可达 0.8 mm 各向同性, 能够将皮层分为浅层、中间层和深层三部分^[57-59], 这是传统的 3 T fMRI 难以实现的.

超高场高分辨率 fMRI 皮层分层成像可用于研究初级功能脑区 (如视觉^[60-72]、听觉^[72-79]、躯体运动与感觉^[80-85] 等) 的亚皮层激活与连接. Huber 等^[80] 在 7 T 下使用 VASO 技术, 以 0.7 mm×0.7 mm×1.8 mm 的高分辨率 fMRI 研究了手指运动任务下人脑初级运动皮层 (M1) 不同深度的亚皮层功能响应, 证明了浅层皮层的激活与初级感觉皮层 (S1) 的反馈输入相关, 而深层皮层的激活则与前馈运动输出相关. 图 3 为在手指运动任务中 M1 区的皮层分层功能成像结果. 超高场高分辨率 fMRI 还能够研

究高级认知功能的亚皮层功能连接和信息流向 (如记忆^[62,86-89]、语言^[90,91]、视觉分类^[92]、注意^[65,93]、关联皮层^[94,95] 和亚皮层功能连接^[57,96-98] 等), 以及静息态中的功能网络架构^[99]. Finn 等^[86] 使用 7 T VASO 技术研究了在工作记忆任务中背外侧前额叶 (dorsolateral prefrontal cortex, dlPFC) 在不同任务阶段的亚皮层激活, 证明了 dlPFC 皮层浅层的激活与来自外部的输入相关, 皮层深层的激活则与前馈输出相关.

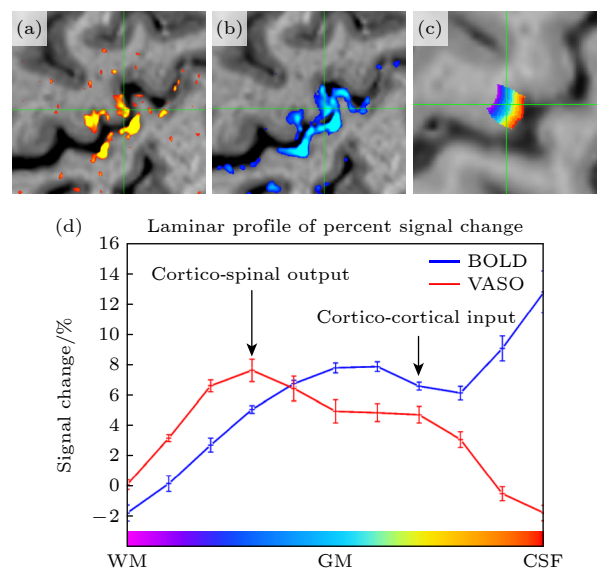


图 3 手指运动任务的 7 T 脑功能成像, 图像采集自北京大学磁共振成像研究中心, 扫描仪型号为西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 受试者为健康成年男性, 使用 VASO 序列^[50] (0.8 mm×0.8 mm×1.3 mm, $TR_1/TR_2 = 69/4419$ ms, $TE = 25.4$ ms, $FA = 45^\circ$, $ES = 1.1$ ms) (a) VASO 图像激活图; (b) BOLD 图像激活图; (c) 皮层分层感兴趣区 (region of interest, ROI); (d) 皮层分层激活分布 (信号相对变化) 与皮层深度的关系, 灰质 (gray matter, GM) 最浅处边界为脑脊液 (cerebral spinal fluid, CSF), 最深处边界为白质 (white matter, WM), 蓝色曲线为 BOLD 激活分布, 红色曲线为 VASO 激活分布, 曲线中的误差棒为每个分层 ROI 的统计样本标准差

Fig. 3. 7 T fMRI on finger-tapping task. VASO sequence^[50] (0.8 mm×0.8 mm×1.3 mm, $TR_1/TR_2 = 69/4419$ ms, $TE = 25.4$ ms, $FA = 45^\circ$, $ES = 1.1$ ms) was implemented from a healthy male adult volunteer on MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) at Center for MRI Research, Peking University: (a) VASO activation; (b) BOLD activation; (c) layer ROI; (d) laminar profile of percent signal change activation for BOLD (blue) and VASO (red), the error bars represent the sample standard deviation within each layer.

高分辨率的皮层功能柱与分层成像是超高场 fMRI 研究的前沿领域之一, 在认知神经科学中具有广阔的应用前景, 针对高分辨率 fMRI 的成像技

术与数据处理方法也在不断发展^[12,98,100–106]中. 在介观尺度上, 使用超高场高分辨率 fMRI 对大脑皮层功能柱和分层成像, 对计算单元之间的连接和信息交流进行可视化, 有助于研究特定功能的跨皮层神经微环路和信息流的方向, 从而深入理解认知功能的神经基础及其相关的病理机制^[107–109].

4.1.2 神经元电流成像

传统的 fMRI 通过检测血液动力学的响应, 利用 BOLD^[7,110]、脑血流 (cerebral blood flow, CBF)^[45,111,112]、脑血容积 (cerebral blood volume, CBV)^[48,50,113]、脑氧代谢率 (cerebral metabolic rate of oxygen, CMRO₂)^[114–116] 等对比度的变化, 实现对神经活动的间接成像^[117]. 然而, 这些方法存在两个局限: 1) 血液动力学响应与神经活动存在时间滞后性, 无法精准反映瞬时的神经活动和动力学过程^[118–120]; 2) 信号容易受到大血管的干扰, 导致响应位置与神经活动的发生位置不完全对应^[121–124]. 因此, 利用 MRI 直接对神经元活动进行成像一直是 fMRI 研究者的目标^[125].

当足够多的神经元按照一定的空间顺序排列并同步放电时, 形成的神经电流会产生局部磁场, 影响周围组织水质子的进动频率, 从而改变磁共振的相位信号^[126,127], 这种成像方式被称为神经元电流磁共振成像 (neuronal current MRI, ncMRI). Xiong 等^[128] 提出用磁源 MRI (magnetic-source MRI, msMRI) 直接探测人体大脑皮层的神经元放电活动. 然而, 由于活体实验中难以完全消除 BOLD 对比度的干扰, 该方法的应用面临一定的挑战. 为了解决这一难题, 研究者们进行了多种尝试. Luo 等^[129] 选用无血液状态下的乌龟眼脑系统, Jiang 等^[130] 选用无血红蛋白的章鱼, 从源头上排除 BOLD 对 ncMRI 的干扰. Chai 等^[131] 则采用灵敏度更高的自旋锁定振荡激发 (spin-lock oscillatory excitation, SLOE) 序列^[132], 尝试在活体大鼠中探测光遗传学诱导的振荡 ncMRI 信号, 但这些实验均未能成功测得神经元电流活动.

在 ncMRI 领域, 正面的实验结果^[128,133–139] 与负面的实验结果^[140–144] 并存, 关于 ncMRI 能否探测人脑神经元电流这一问题存在争议. 为了从理论上探究这一问题, Luo 等^[145] 对 ncMRI 信号进行了建模和计算, 基于人类大脑皮层神经元的几何形状和电生理过程, 模拟出了 ncMRI 信号. 结果表

明, 生理性 ncMRI 信号极其微弱, 其幅度变化小于百万分之一, 相位变化不足 0.02°. 因此, 利用 MRI 直接探测神经元电流活动对磁共振灵敏度的要求非常高, 可能需要使用超高场磁共振提高信噪比和灵敏度, 并进一步提升探测技术和成像序列效率.

近期, Toi 等^[146] 提出用二维快速线扫描^[147–149] 的方法, 在 9.4 T 小动物磁共振成像系统中以 5 ms 的高时间分辨率和 0.22 mm 的高空间分辨率实现对小鼠神经元活动直接成像 (direct imaging of neuronal activity, DIANA). 实验显示, DIANA 信号与电生理测量数据高度相关, 能够在毫秒尺度上直接探测神经元活动, 并追踪神经元活动在不同脑区和皮层分层的传播路径. DIANA 工作重新激发了研究者们对利用磁共振直接探测神经元活动的极大兴趣, 引起广泛关注. 然而, 迄今为止, DIANA 的实验结果尚未在其他实验室中被成功重复验证^[150–153]. 一些研究者认为, DIANA 信号可能是由于数据量不足而导致的假阳性结果^[151]; 也有研究者认为二维快速线扫描的方法本身存在一定的伪影^[153], DIANA 信号可能是脉冲序列与实验刺激之间的时序误差引发的伪影^[152]. 目前这一领域仍存在较大的争议, 进一步的研究仍在进行中^[154,155].

4.2 超高场代谢成像

超高场磁共振的另一个重要发展方向是代谢成像, 通过 MRS 技术测量组织中不同化学物质的相对浓度变化, 从而无创监测人体的新陈代谢过程. 超高场磁共振在 MRS 方面有三个主要优势^[31–33]: 1) 主磁场越高, 信噪比越高, 对代谢物浓度的测量更灵敏和精确; 2) 高场扩大了 MRS 中不同共振峰之间的频率差, 减少谱峰重叠, 进而提高波谱的分辨率; 3) 与化学位移导致的谱峰分离相比, 自旋 J 耦合导致的多重峰分离较小, 提高 J 耦合代谢物谱峰的辨识度 and 定量测量准确性. 这些优势使超高场 MRS 在代谢成像领域展现出巨大的应用潜力.

4.2.1 氢核波谱与成像

氢核波谱 (¹H-MRS) 能够无创测量人体中枢神经系统中多种代谢物的浓度^[156], 包括 N-乙酰天冬氨酸 (N-acetyl-aspartate, NAA)、总胆碱 (total choline, tCho)、肌酸 (creatine, Cr) 与磷酸肌酸 (phosphocreatine, PCr)、葡萄糖 (glucose, Glc)、乳酸 (lactate, Lac)、谷氨酸 (glutamate, Glu) 与谷氨酰

胺 (glutamine, Gln)、 γ -氨基丁酸 (gamma-aminobutyric acid, GABA)、甘氨酸 (glycine, Gly) 等, 如图 4 所示^[157]. 超高场 ^1H -MRS 在神经递质浓度的测量方面具有更高精度, 目前已开始用于神经性和精神性疾病、脑肿瘤的临床诊断, 以及认知神经科学和病理的研究^[158].

超高场 ^1H -MRS 通过测量不同神经递质浓度的差异和相关性, 探究神经性疾病的病理机制. Biria 等^[159] 使用 7 T ^1H -MRS 测量健康人与强迫症病人脑中兴奋性神经递质 Glu 和抑制性神经递质 GABA 的浓度水平, 发现健康组在前扣带皮层、运动辅助区和枕叶皮层中 Glu 与 GABA 的浓度水平显著相关, 但强迫症组则未表现出这种相关性, 表明兴奋-抑制神经递质水平失衡可能是强迫症的病理学基础. 此外, 超高场 MRS 可以检测功能任务态下代谢物浓度的变化, 例如人脑中 GABA 与 Glu 的不同变化^[160], 探讨特定神经递质在认知功能过程中的作用, 从而加深对大脑功能神经机制的理解^[161–163].

超高场 MRS 成像 (MRS imaging, MRSI) 能够同时测量组织中多个体素的 MRS 及代谢物浓度, 提供组织的全局代谢信息. 然而, 传统相位编码的 MRSI 采集方式耗时较长^[164], 限制了其在临床上的应用. Hingerl 等^[165] 开发了一种用于 7 T ^1H -MRSI 的快速同心圆 (concentric circle trajectories, CRT) 轨迹采集方法, 通过采集自由感应衰减 (free induction decay, FID) 信号, 能够在 15 min

内获得 2.7 mm 各向同性空间分辨率的 MRSI 图像, 实现对 NNA, tCho, Cr 与 PCr, Glu 等多种代谢物的同步定量成像. 相比于传统的代谢成像方法, 如氟代脱氧葡萄糖正电子发射投影 (fluorodeoxyglucose positron emission tomography, ^{18}F -FDG PET), 超高场 MRSI 具有无电离辐射、安全性高以及成像分辨率高等优点, 展现出更大的临床和研究应用潜力. Bednarik 等^[166] 应用这一技术测量了大脑葡萄糖代谢过程, 受试者口服氘代葡萄糖 (^2H -Glc) 后, ^2H 元素逐渐取代代谢物中的 ^1H , 而 ^2H 在 ^1H -MRSI 中不可见, 因此 ^1H -MRSI 中测得的代谢物浓度降低, 反映了葡萄糖的代谢过程. 该研究结果表明, 在足够的信噪比和适当的成像序列支持下, 超高场 MRSI 能够成功对体内代谢物质的浓度空间分布和时间变化进行成像.

4.2.2 多核波谱与多核成像

除了常见的氢核 ^1H 以外, 其他自旋非零的原子核 (如 ^2H , ^3He , ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , ^{35}Cl , ^{39}K 等) 在主磁场中同样可以被极化, 并在射频脉冲激励下产生核磁共振信号, 这些核被称为 X 核或多核. 多核元素能够参与体内的复杂生理过程, 提供传统氢核 MRS 和 MRI 无法获得的信息, 如组织 pH 值^[167] 和离子平衡^[168] 等. 然而, 由于多核的旋磁比较低且相对丰度远低于氢核, 多核 MRS 与 MRI 信噪比普遍较低, 因此通常需要超高场技术来提高信号和成像质量.

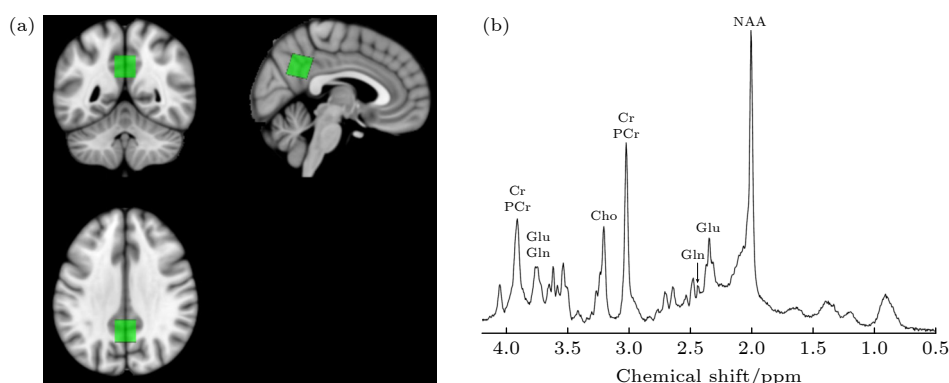


图 4 后扣带回皮层 (posterior cingulate cortex, PCC) 的 7 T ^1H -MRS, 数据采集自北京大学磁共振成像研究中心, 扫描仪型号为西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 受试者为健康成年女性, 使用 semi-LASER 序列^[157] (20 mm $\times$ 20 mm $\times$ 20 mm, TR = 5000 ms, TE₁/TE₂/TE₃ = 7/10/9 ms, FA = 45°, 平均次数 (Averages) = 64) (a) PCC 体素位置; (b) 7 T PCC ^1H -MRS 及一些代谢物谱峰分布

Fig. 4. In vivo ^1H -MRS on PCC using semi-LASER sequence (20 mm $\times$ 20 mm $\times$ 20 mm, TR = 5000 ms, TE₁/TE₂/TE₃ = 7/10/9 ms, FA = 45°, Averages = 64) from a healthy female adult volunteer on MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) at Center for MRI Research, Peking University^[157]; (a) PCC voxel location; (b) 7 T PCC ^1H -MRS and metabolites.

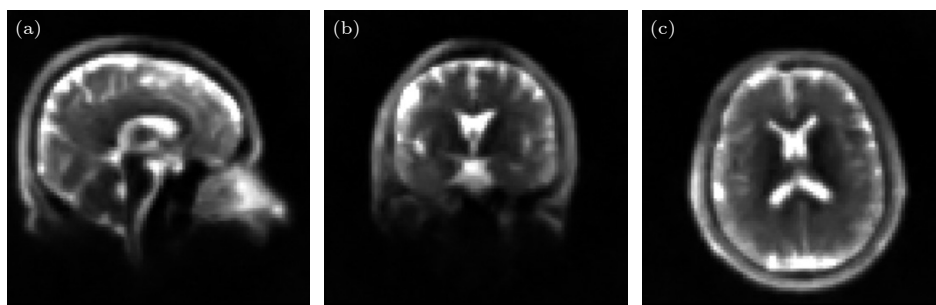


图 5 人脑 7 T ^{23}Na 磁共振成像 (图像由中国科学院生物物理研究所提供, 扫描仪型号为西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 使用苏州众志医疗公司提供的 ^{23}Na - ^1H 双频头部线圈, 受试者为健康成年男性), 使用超短回波 (UTE, ultra-short TE) 序列 ($2.5\text{ mm} \times 2.5\text{ mm} \times 2.5\text{ mm}$, $\text{TR} = 12.8\text{ ms}$, $\text{TE} = 0.27\text{ ms}$, $\text{FA} = 19^\circ$, $\text{TA} = 4:25$) (a) 矢状面; (b) 冠状面; (c) 横断面

Fig. 5. In vivo ^{23}Na MRI of human brain at 7 T, UTE sequence ($2.5\text{ mm} \times 2.5\text{ mm} \times 2.5\text{ mm}$, $\text{TR} = 12.8\text{ ms}$, $\text{TE} = 0.27\text{ ms}$, $\text{FA} = 19^\circ$, $\text{TA} = 4:25$) was implemented from a healthy male adult volunteer on MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany): (a) Sagittal; (b) coronal; (c) axial. The images courtesy of Institute of Biophysics, Chinese Academy of Sciences.

磷磁共振波谱 (^{31}P -MRS) 主要用于检测组织内的高能磷代谢物和磷脂代谢物, 包括三磷酸腺苷 (adenosine triphosphate, ATP)、PCr、无机磷 (phosphate, Pi) 等 [169], 有助于深入了解细胞的代谢状态 [156], 例如当神经元活动增加时能量消耗的变化情况 [170]. 在 7 T 场强下, ^{31}P -MRS 的信噪比比场强 3 T 的信噪比高约 3.28 倍 [171], 这种提升能够使测量信息更加准确、提高波谱分辨率, 从而推动 ^{31}P -MRS 在临床中的应用 [172].

钠 (^{23}Na) 在维持细胞稳态和神经动作电位传递等生理过程中起着至关重要的作用. 组织钠浓度 (tissue sodium concentration, TSC) 可以反映细胞活性和生理状态 [173,174], 有望成为新的临床疾病标记物. ^{23}Na 核自旋量子数 $S = 3/2$, 具有四极矩, 其多量子相干 (multi-quantum coherences, MQC) 效应 [175] 在成像中能够提供关于生理和代谢的新信息 [176]. ^{23}Na 是除氢核外磁共振信号最强的核 [177], 早在 1988 年低场磁共振成像系统就已经有 ^{23}Na 成像的尝试 [178], 但低场条件下图像信噪比低、成像时间长, ^{23}Na 成像未能广泛应用. 随着超高场的出现, ^{23}Na -MRI 的图像信噪比显著提升 [179], 快速成像序列和重建方法相继被提出 [180–182], 双调谐 $^1\text{H}/^{23}\text{Na}$ 射频线圈也得到进一步的开发 [183,184]. 图 5 为 ^{23}Na 成像在 7 T 中的例子. 目前超高场 ^{23}Na 成像已经开始用于临床研究中 [173,185], 用于评估脑肿瘤 [186,187]、阿尔茨海默病 [188] 和多发性硬化症 [189,190] 等疾病.

5 超高场磁共振面临的挑战

超高场磁共振带来了高信噪比和高对比度的

显著优势, 在功能和代谢成像中具有广阔的应用前景, 但也面临着一些不足和挑战.

5.1 射频场不均匀

超高场磁共振面临的挑战之一是射频场不均匀性问题. 根据电磁波的性质, 共振射频场的波长 λ 与主磁场 B_0 大小成反比:

$$\lambda = \frac{c}{\omega_0 \sqrt{\epsilon_r \mu_r}} \propto \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r} B_0}, \quad (7)$$

其中 c 为真空中光速, $\omega_0 = \gamma B_0$ 为射频场 Larmor 频率, ϵ_r 为被测物体的相对介电常数, μ_r 为被测物体的相对磁导率 (通常近似为 1). 以水中的氢核质子成像为例, $\epsilon_r \approx 80$, 在场强 3 T 下射频波长 $\lambda_{3T} \approx 26\text{ cm}$; 而在超高场 7 T 时射频波长缩短至 $\lambda_{7T} \approx 12\text{ cm}$, 已经接近甚至小于人脑的尺寸 (约 20 cm), 容易产生驻波效应. 导致射频场在组织内分布不均匀, 可能造成图像信号丢失和对比度减弱等问题. 翻转角分布图 (FA map) 可以用来表示射频场的均匀性. 当指定翻转角为 90° 时, 大脑内实际翻转角分布不均匀, 影响成像质量, 如图 6 所示.

为了解决射频场不均匀的问题, 研究者们提出使用并行发射 (parallel transmission) 技术 [191,192]. 该技术利用多个独立调制的射频发射通道, 发出不同波形、幅度和相位的射频场, 以实现整体射频场的均匀性:

$$B_1^+(\mathbf{r}, t) = \sum_{i=1}^{N_c} B_{1,i}^+(\mathbf{r}, t), \quad (8)$$

其中 $B_{1,i}^+(\mathbf{r}, t)$ 为第 i 个发射通道在 t 时刻、位置 $\mathbf{r}$ 发出的射频场. 通过对多个射频脉冲进行优化设计,

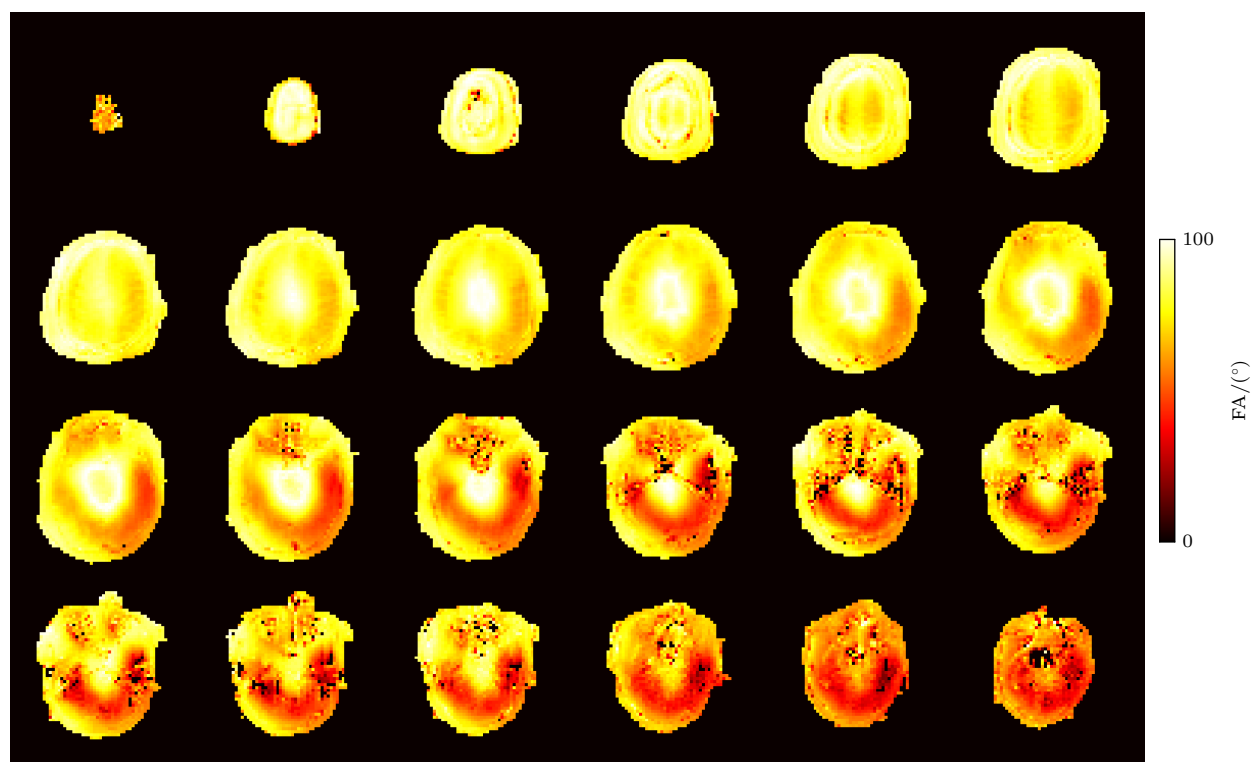


图6 7 T MRI 射频场在圆极化 (circular polarized, CP) 模式下人脑成像的 FA 分布图 (数据采集自北京大学磁共振成像研究中心, 扫描仪型号为西门子 MAGNETOM Terra 7 T, 受试者为健康成年男性)

Fig. 6. FA map covering the brain on the 7 T scanner in CP mode, images were acquired from a healthy male adult volunteer on MAGNETOM Terra 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) at Center for MRI Research, Peking University.

射频场均匀性问题可以被转化为一个优化问题^[193], 从而改善成像的质量和准确性^[194], 拓宽了 UHF-MRI 的应用场景.

5.2 比吸收率升高

超高场磁共振面临的另一个挑战是比吸收率 (specific absorption ratio, SAR) 的升高. SAR 用来刻画射频场对人体组织的加热效应, 定义为单位体积组织所吸收的射频电磁波的功率. 一方面, SAR 值大小正比于主磁场的平方, 因此在 UHF-MRI 中 SAR 值通常比低场 MRI 更高, 受到更多安全性限制. 在更高的主磁场下, 由于射频功率增大, 人体组织吸收更多的能量, 产生更多的热效应. 另一方面, 射频场的不均匀性会导致组织内 SAR 值分布不均匀, 可能出现局部热点^[195], 这些热点可能会对组织造成伤害. 因此, 超高场磁共振中的脉冲序列设计和成像参数的选择必须更加谨慎, 确保不会对人体组织产生不良影响. 为了应对 SAR 升高的问题, 在 UHF-MRI 研究中, 需要通过模拟计算来预测 SAR 分布, 优化射频脉冲的形状、时长、功率等参数, 确保全身或局部的 SAR 不超过安全

标准. 此外, 使用 pTx 调控多个射频发射通道的脉冲功率和相位, 有助于减少局部热点的形成, 提高成像的安全性和质量^[1].

5.3 磁化率伪影

UHF-MRI 对磁化率效应敏感性较高, 导致图像在磁场不均匀的区域可能出现几何失真、信号丢失、模糊等问题^[196,197], 这在 EPI 图像中尤为显著, 影响功能成像的准确性. 因此, 超高场磁共振成像对匀场有更高的要求. 为了减少磁化率伪影, 一些成像序列需要三阶匀场^[198], 但这也会导致扫描前准备时间的延长, 从而影响临床效率.

6 未来研究方向的展望

随着磁体技术的不断发展, 越来越高场强的磁共振扫描仪被陆续推出, 目前全球范围内 7 T 及以上的人体磁共振扫描仪已经安装超过 100 台, 磁共振领域进入了超高场时代. 未来, 荷兰拉德堡德大学将安装 14 T 超高场人体磁共振成像系统^[199], 推动人体磁共振成像系统向更高场强迈进^[200].

超高场磁共振成像的重点研究方向包括以下几个方面. 1) 超高分辨率结构成像. UHF-MRI 的高信噪比支持超高分辨率的结构成像, 能够提供更多的组织解剖学细节, 有助于临床医生观察组织细节、更精准地发现组织的细微病变, 推动精准医疗的发展. 2) 皮层分层脑功能成像. 超高场 fMRI 可实现亚毫米分辨率介观成像, 能够对大脑皮层功能柱、皮层分层进行精细的功能划分, 为认知神经科学研究提供新的研究维度, 有助于理解前馈与反馈信息的传递机制以及不同层级之间的信息调制. 3) 多核波谱与多核成像. 多核在多种生理过程中起重要作用, 多核波谱与成像技术能够提供丰富的生理信息, 发展超高场多核成像技术将为临床医生提供更全面的诊断工具, 从不同生理角度更全面地理解疾病. 4) 代谢成像. 超高场磁共振提高了 MRS 的信噪比, 能够更准确地测量代谢物的相对浓度变化, 为代谢疾病的早期检测提供了有效工具. 超高场 MRSI 能够发挥磁共振成像的空间高分辨率、无放射性危害等优势, 弥补 PET 等其他代谢成像模式的缺陷. 5) 并行发射技术. 针对超高场的射频场不均匀性问题, 通过采集实际场图、设计并优化计算多通道射频场波形, 提升感兴趣区域的总射频场均匀性, 从而提高成像的均匀性和质量. 这项技术对全脑成像及其他人体部位的成像具有广泛的应用前景. 6) 高分辨率快速成像技术. 尽管 UHF-MRI 对图像信噪比的提升能够实现高分辨率成像, 但高分辨率图像数据量庞大, 导致采集时间较长, 限制了其在临床和科研中的应用. 通过发展快速采集技术, 结合高速梯度场切换、部分体积成像以及深度学习加速重建等技术, 可以提高磁共振采集速度, 推动超高场磁共振在更多临床场景中的应用. 7) 结合人工智能和大数据, 应用于磁共振成像的各个环节, 包括扫描定位、并行发射脉冲设计、稀疏采样与快速图像重建等场景, 创新成像方法和技术. 通过采集疾病相关的高信噪比、高对比度的影像大数据, 利用深度学习提取疾病相关的影像表征, 形成对疾病影像的多方面表征, 指导临床诊断.

感谢课题组马凌燕、刘禹杉对 MRS 相关图片的整理, 感谢中国科学院生物物理所左真涛工程师提供钠成像结果.

参考文献

- [1] Uğurbil K 2014 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **61** 1364
- [2] Lauterbur P C 1973 *Nature* **242** 190
- [3] Bomsdorf H, Helzel T, Kunz D, Röschmann P, Tschendel O, Wieland J 1988 *NMR Biomed.* **1** 151
- [4] Barfuss H, Fischer H, Hentschel D, Ladebeck R, Oppelt A, Wittig R, Duerr W, Oppelt R 1990 *NMR Biomed.* **3** 31
- [5] Bomsdorf H, Röschmann P, Wieland J 1991 *Magn. Reson. Med.* **22** 10
- [6] Uğurbil K, Garwood M, Ellermann J, Hendrich K, Hinke R, Hu X, Kim S G, Menon R, Merkle H, Ogawa S 1993 *Magn. Reson. Q.* **9** 259
- [7] Ogawa S, Tank D W, Menon R, Ellermann J M, Kim S G, Merkle H, Uğurbil K 1992 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **89** 5951
- [8] Robitaille P M L, Abduljalil A M, Kangarlu A, Zhang X, Yu Y, Burgess R, Bair S, Noa P, Yang L, Zhu H, Palmer B, Jiang Z, Chakeres D M, Spigos D 1998 *NMR Biomed.* **11** 263
- [9] Robitaille P M L, Abduljalil A M, Kangarlu A 2000 *J. Comput. Assist. Tomogr.* **24** 2
- [10] Vaughan J T, Garwood M, Collins C M, Liu W, DelaBarre L, Adriany G, Andersen P, Merkle H, Goebel R, Smith M B, Uğurbil K 2001 *Magn. Reson. Med.* **46** 24
- [11] Yacoub E, Shmuel A, Pfeuffer J, Van De Moortele P F, Adriany G, Andersen P, Vaughan J T, Merkle H, Uğurbil K, Hu X 2001 *Magn. Reson. Med.* **45** 588
- [12] Feinberg D A, Beckett A J S, Vu A T, Stockmann J, Huber L, Ma S, Ahn S, Setsompop K, Cao X, Park S, Liu C, Wald L L, Polimeni J R, Mareyam A, Gruber B, Stirnberg R, Liao C, Yacoub E, Davids M, Bell P, Rummert E, Koehler M, Potthast A, Gonzalez-Insua I, Stocker S, Gunamony S, Dietz P 2023 *Nat. Methods* **20** 2048
- [13] Thulborn K R 2006 *Ultra High Field Magnetic Resonance Imaging* (Boston, MA: Springer US) pp105–126
- [14] Vaughan T, DelaBarre L, Snyder C, Tian J, Akgun C, Shrivastava D, Liu W, Olson C, Adriany G, Strupp J, Andersen P, Gopinath A, Van De Moortele P F, Garwood M, Uğurbil K 2006 *Magn. Reson. Med.* **56** 1274
- [15] Ivanov D, De Martino F, Formisano E, Fritz F J, Goebel R, Huber L, Kashyap S, Kemper V G, Kurban D, Roebroek A, Sengupta S, Sorger B, Tse D H Y, Uludağ K, Wiggins C J, Poser B A 2023 *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **36** 159
- [16] Atkinson I C, Renteria L, Burd H, Pliskin N H, Thulborn K R 2007 *J. Magn. Reson. Imaging* **26** 1222
- [17] Geldschläger O, Bosch D, Avdievich N I, Henning A 2021 *Magn. Reson. Med.* **85** 1013
- [18] Sadeghi-Tarakameh A, DelaBarre L, Lagore R L, Torrado-Carvajal A, Wu X, Grant A, Adriany G, Metzger G J, Van De Moortele P F, Uğurbil K, Atalar E, Eryaman Y 2020 *Magn. Reson. Med.* **84** 484
- [19] Quettier L, Aubert G, Amadon A, Belorgey J, Berriaud C, Bonnelye C, Boulant N, Bredy Ph, Dilasser G, Dubois O, Gilgrass G, Gras V, Guihard Q, Jannot V, Juster F P, Lannou H, Lepretre F, Lerman C, Le Ster C, Mauconduit F, Molinié F, Nunio F, Scola L, Sinanna A, Touzery R, Védrine P, Vignaux A 2023 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **33** 4400607
- [20] Boulant N, Quettier L, Aubert G, Amadon A, Belorgey J, Berriaud C, Bonnelye C, Bredy Ph, Chazel E, Dilasser G, Dubois O, Giacomini E, Gilgrass G, Gras V, Guihard Q, Jannot V, Juster F P, Lannou H, Lepretre F, Lerman C, Le Ster C, Luong M, Mauconduit F, Molinié F, Nunio F, Scola L, Sinanna A, Touzery R, Védrine P, Vignaud A, the Iseult Consortium 2023 *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **36** 175

- [21] Boulant N, Mauconduit F, Gras V, Amadon A, Le Ster C, Luong M, Massire A, Pallier C, Sabatier L, Bottlaender M, Vignaud A, Le Bihan D 2024 *Nat. Methods* **21** 2013
- [22] Eisenstein M 2024 *Nat. Methods* **21** 1975
- [23] Zhang Y F, Yang C, Liang L, Shi Z, Zhu S, Chen C Z, Dai Y M, Zeng M S 2022 *J. Magn. Reson. Imaging* **56** 1009
- [24] Shi Z, Zhao X Y, Zhu S, Miao X Y, Zhang Y F, Han S H, Wang B, Zhang B Y, Ye X D, Dai Y M, Chen C Z, Rao S X, Lin J, Zeng M S, Wang H 2023 *Radiology* **306** 207
- [25] Bloch F 1946 *Phys. Rev.* **70** 460
- [26] Edelstein W A, Glover G H, Hardy C J, Redington R W 1986 *Magn. Reson. Med.* **3** 604
- [27] Ertürk M A, Wu X, Eryaman Y, Van De Moortele P F, Auerbach E J, Lagore R L, DelaBarre L, Vaughan J T, Uğurbil K, Adriany G, Metzger G J 2017 *Magn. Reson. Med.* **77** 434
- [28] Pohmann R, Speck O, Scheffler K 2016 *Magn. Reson. Med.* **75** 801
- [29] Guérin B, Villena J F, Polimeridis A G, Adalsteinsson E, Daniel L, White J K, Wald L L 2017 *Magn. Reson. Med.* **78** 1969
- [30] Uğurbil K, Adriany G, Andersen P, Chen W, Garwood M, Gruetter R, Henry P G, Kim S G, Lieu H, Tkáč I, Vaughan T, Van De Moortele P F, Yacoub E, Zhu X H 2003 *Magn. Reson. Imaging* **21** 1263
- [31] Tkáč I, Andersen P, Adriany G, Merkle H, Uğurbil K, Gruetter R 2001 *Magn. Reson. Med.* **46** 451
- [32] Yang S L, Hu J N, Kou Z F, Yang Y H 2008 *Magn. Reson. Med.* **59** 236
- [33] Mangia S, Tkáč I, Gruetter R, Van De Moortele P F, Maraviglia B, Uğurbil K 2007 *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **27** 1055
- [34] Atkinson I C, Thulborn K R 2010 *NeuroImage* **51** 723
- [35] Lei H, Uğurbil K, Chen W 2003 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **100** 14409
- [36] Chen W, Zhu X H, Gruetter R, Seaquist E R, Adriany G, Uğurbil K 2001 *Magn. Reson. Med.* **45** 349
- [37] Von Morze C, Xu D, Purcell D D, Hess C P, Mukherjee P, Saloner D, Kelley D A C, Vigneron D B 2007 *J. Magn. Reson. Imaging* **26** 900
- [38] Peters A M, Brookes M J, Hoogenraad F G, Gowland P A, Francis S T, Morris P G, Bowtell R 2007 *Magn. Reson. Imaging* **25** 748
- [39] Dumoulin S O, Fracasso A, Van Der Zwaag W, Siero J C W, Petridou N 2018 *NeuroImage* **168** 345
- [40] Uludağ K, Blinder P 2018 *NeuroImage* **168** 279
- [41] Olman C A, Inati S, Heeger D J 2007 *NeuroImage* **34** 1126
- [42] Uludağ K, Müller-Bierl B, Uğurbil K 2009 *NeuroImage* **48** 150
- [43] Ogawa S, Menon R S, Tank D W, Kim S G, Merkle H, Ellermann J M, Uğurbil K 1993 *Biophys. J.* **64** 803
- [44] Koopmans P J, Yacoub E 2019 *NeuroImage* **197** 668
- [45] Pfeuffer J, Adriany G, Shmuel A, Yacoub E, Van De Moortele P F, Hu X, Uğurbil K 2002 *Magn. Reson. Med.* **47** 903
- [46] Golay X, Petersen E T 2006 *Neuroimaging Clin. N. Am.* **16** 259
- [47] Gardener A G, Gowland P A, Francis S T 2009 *Magn. Reson. Med.* **61** 874
- [48] Lu H, Hua J, Van Zijl P C M 2013 *NMR Biomed.* **26** 932
- [49] Hua J, Jones C K, Qin Q, Van Zijl P C M 2013 *Magn. Reson. Med.* **69** 1003
- [50] Huber L, Ivanov D, Krieger S N, Streicher M N, Mildner T, Poser B A, Möller H E, Turner R 2014 *Magn. Reson. Med.* **72** 137
- [51] Yacoub E, Harel N, Uğurbil K 2008 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **105** 10607
- [52] Fischl B, Dale A M 2000 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **97** 11050
- [53] Brodmann K 1909 *Vergleichende Lokalisationslehre Der Großhirnrinde in Ihren Prinzipien Dargestellt Auf Grund Des Zellenbaues* (Leipzig: Barth-Verlag) pp13–42
- [54] Rockland K S, Pandya D N 1979 *Brain Res.* **179** 3
- [55] Maunsell J H, Van Essen D C 1983 *J. Neurosci.* **3** 2563
- [56] Felleman D J, Van Essen D C 1991 *Cereb. Cortex* **1** 1
- [57] Huber L, Finn E S, Chai Y, Goebel R, Stirnberg R, Stöcker T, Marrett S, Uludağ K, Kim S G, Han S, Bandettini P A, Poser B A 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 101835
- [58] Feinberg D A, Hoenninger J C, Crooks L E, Kaufman L, Watts J C, Arakawa M 1985 *Radiology* **156** 743
- [59] Schluppeck D, Sanchez-Panchuelo R M, Francis S T 2018 *NeuroImage* **164** 10
- [60] Kok P, Bains L J, Van Mourik T, Norris D G, De Lange F P 2016 *Curr. Biol.* **26** 371
- [61] Jia K, Goebel R, Kourtzi Z 2023 *Annu. Rev. Vis. Sci.* **9** 479
- [62] Lawrence S J D, Van Mourik T, Kok P, Koopmans P J, Norris D G, De Lange F P 2018 *Curr. Biol.* **28** 3435
- [63] Qian Y, Zou J, Zhang Z, An J, Zuo Z, Zhuo Y, Wang D J J, Zhang P 2020 *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* **287** 20200245
- [64] Jia K, Zamboni E, Kemper V, Rua C, Goncalves N R, Ng A K T, Rodgers C T, Williams G, Goebel R, Kourtzi Z 2020 *Curr. Biol.* **30** 4177
- [65] Liu C, Guo F, Qian C, Zhang Z, Sun K, Wang D J, He S, Zhang P 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 101897
- [66] Ge Y J, Zhou H, Qian C C, Zhang P, Wang L, He S 2020 *Nat. Commun.* **11** 3925
- [67] Aitken F, Menelaou G, Warrington O, Koolschijn R S, Corbin N, Callaghan M F, Kok P 2020 *PLOS Biol.* **18** e3001023
- [68] Ng A K T, Jia K, Goncalves N R, Zamboni E, Kemper V G, Goebel R, Welchman A E, Kourtzi Z 2021 *J. Neurosci.* **41** 8362
- [69] Liu T T, Fu J Z, Chai Y, Japee S, Chen G, Ungerleider L G, Merriam E P 2022 *Nat. Commun.* **13** 6302
- [70] Haarsma J, Deveci N, Corbin N, Callaghan M F, Kok P 2023 *J. Neurosci.* **43** 7946
- [71] Bergmann J, Petro L S, Abbatecola C, Li M S, Morgan A T, Muckli L 2024 *Nat. Commun.* **15** 1002
- [72] Chai Y, Liu T T, Marrett S, Li L, Khojandi A, Handwerker D A, Alink A, Muckli L, Bandettini P A 2021 *Prog. Neurobiol.* **205** 102121
- [73] De Martino F, Moerel M, Uğurbil K, Goebel R, Yacoub E, Formisano E 2015 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **112** 16036
- [74] Moerel M, De Martino F, Uğurbil K, Yacoub E, Formisano E 2019 *Sci. Rep.* **9** 5502
- [75] Ahveninen J, Chang W T, Huang S, Keil B, Kopco N, Rossi S, Bonmassar G, Witzel T, Polimeni J R 2016 *NeuroImage* **143** 116
- [76] Moerel M, Yacoub E, Gulban O F, Lage-Castellanos A, De Martino F 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 101887
- [77] Faes L K, Martino F D, Huber L 2023 *PLoS One* **18** e0280855
- [78] Heynckes M, Lage-Castellanos A, De Weerd P, Formisano E, De Martino F 2023 *Curr. Res. Neurobiol.* **4** 100075
- [79] Faes L K, Lage-Castellanos A, Valente G, Yu Z D, Cloos M A, Vizioli L, Moeller S, Yacoub E, De Martino F 2024 *Imaging Neurosci.* **2** 1

- [80] Huber L, Handwerker D A, Jangraw D C, Chen G, Hall A, Stüber C, Gonzalez-Castillo J, Ivanov D, Marrett S, Guidi M, Goense J, Poser B A, Bandettini P A 2017 *Neuron* **96** 1253
- [81] Yu Y H, Huber L, Yang J J, Jangraw D C, Handwerker D A, Molfese P J, Chen G, Ejima Y, Wu J L, Bandettini P A 2019 *Sci. Adv.* **5** eaav9053
- [82] Persichetti A S, Avery J A, Huber L, Merriam E P, Martin A 2020 *Curr. Biol.* **30** 1721
- [83] Yang J J, Huber L, Yu Y H, Bandettini P A 2021 *Neurosci. Biobehav. Rev.* **128** 467
- [84] Kalyani A, Contier O, Klemm L, Azañón E, Schreiber S, Speck O, Reichert C, Kuehn E 2023 *NeuroImage* **283** 120430
- [85] Huber L, Kassavetis P, Gulban O F, Hallett M, Horovitz S G 2023 *Dystonia* **2** 10806
- [86] Finn E S, Huber L, Jangraw D C, Molfese P J, Bandettini P A 2019 *Nat. Neurosci.* **22** 10
- [87] Koster R, Chadwick M J, Chen Y, Berron D, Banino A, Ditzel E, Hassabis D, Kumaran D 2018 *Neuron* **99** 1342
- [88] Maass A, Schütze H, Speck O, Yonelinas A, Tempelmann C, Heinze H J, Berron D, Cardenas-Blanco A, Brodersen K H, Enno Stephan K, Ditzel E 2014 *Nat. Commun.* **5** 1
- [89] Zhang K H, Chen L Y, Li Y H, Paez A G, Miao X Y, Cao D, Gu C M, Pekar J J, Van Zijl P C M, Hua J, Bakker A 2023 *J. Neurosci.* **43** 2874
- [90] Sharoh D, Van Mourik T, Bains L J, Segaert K, Weber K, Hagoort P, Norris D G 2019 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **116** 21185
- [91] Zhan M, Pallier C, Agrawal A, Dehaene S, Cohen L 2023 *Sci. Adv.* **9** eadf6140
- [92] Margalit E, Jamison K W, Weiner K S, Vizioli L, Zhang R Y, Kay K N, Grill-Spector K 2020 *J. Neurosci.* **40** 3008
- [93] Gau R, Bazin P L, Trampel R, Turner R, Noppeney U 2020 *eLife* **9** e46856
- [94] Finn E S, Huber L, Bandettini P A 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 101930
- [95] Van Dijk J A, Fracasso A, Petridou N, Dumoulin S O 2021 *Curr. Biol.* **31** 4635
- [96] Deshpande G, Wang Y, Robinson J 2022 *Brain Inform.* **9** 2
- [97] Deshpande G, Zhao X, Robinson J 2022 *NeuroImage* **254** 119078
- [98] Chai Y H, Morgan A T, Handwerker D A, Li L Q, Huber L, Sutton B P, Bandettini P A 2024 *Imaging Neurosci.* **2** 1
- [99] Rajimehr R, Xu H, Farahani A, Kornblith S, Duncan J, Desimone R 2024 *Neuron* **112** 4130
- [100] Polimeni J R, Renvall V, Zaretskaya N, Fischl B 2018 *NeuroImage* **168** 296
- [101] Kashyap S, Ivanov D, Havlicek M, Poser B A, Uludağ K 2018 *NeuroImage* **168** 332
- [102] Yun S D, Küppers F, Shah N J 2024 *J. Magn. Reson. Imaging* **59** 747
- [103] Vizioli L, Moeller S, Dowdle L, Akçakaya M, De Martino F, Yacoub E, Uğurbil K 2021 *Nat. Commun.* **12** 1
- [104] Iyyappan Valsala P, Veldmann M, Bosch D, Scheffler K, Ehse P 2024 *Magn. Reson. Med.* **92** 186
- [105] Knudsen L, Bailey C J, Blicher J U, Yang Y, Zhang P, Lund T E 2023 *NeuroImage* **271** 120011
- [106] Demirel Ö B, Moeller S, Vizioli L, Yaman B, Dowdle L, Yacoub E, Uğurbil K, Akçakaya M 2023 *11th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)* Baltimore, MD, USA, April 24–27, 2023 p1
- [107] Lawrence S J D, Formisano E, Muckli L, De Lange F P 2019 *NeuroImage* **197** 785
- [108] McColgan P, Joubert J, Tabrizi S J, Rees G 2020 *Nat. Rev. Neurosci.* **21** 8
- [109] Schreiber S, Northall A, Weber M, Vielhaber S, Kuehn E 2021 *Nat. Rev. Neurosci.* **22** 68
- [110] Kwong K K, Belliveau J W, Chesler D A, Goldberg I E, Weisskoff R M, Poncelet B P, Kennedy D N, Hoppel B E, Cohen M S, Turner R 1992 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **89** 5675
- [111] Shao X F, Guo F H, Shou Q Y, Wang K, Jann K, Yan L R, Toga A W, Zhang P, Wang D J J 2021 *NeuroImage* **245** 118724
- [112] Buxton R B 2005 *J. Magn. Reson. Imaging* **22** 723
- [113] Lu H, Golay X, Pekar J J, Van Zijl P C M 2003 *Magn. Reson. Med.* **50** 263
- [114] Davis T L, Kwong K K, Weisskoff R M, Rosen B R 1998 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **95** 1834
- [115] Hoge R D, Atkinson J, Gill B, Crelier G R, Marrett S, Pike G B 1999 *Magn. Reson. Med.* **42** 849
- [116] Kim S G, Rostrup E, Larsson H B W, Ogawa S, Paulson O B 1999 *Magn. Reson. Med.* **41** 1152
- [117] Huber L, Uludağ K, Möller H E 2019 *NeuroImage* **197** 742
- [118] Logothetis N K 2008 *Nature* **453** 869
- [119] Polimeni J R, Lewis L D 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 102174
- [120] Jasanoff A 2007 *Trends Neurosci.* **30** 603
- [121] Uğurbil K, Toth L, Kim D S 2003 *Trends Neurosci.* **26** 108
- [122] Uludağ K, Havlicek M 2021 *Prog. Neurobiol.* **207** 102055
- [123] O'Herron P, Chhatbar P Y, Levy M, Shen Z, Schramm A E, Lu Z, Kara P 2016 *Nature* **534** 378
- [124] Menon R S, Kim S G 1999 *Trends Cogn. Sci.* **3** 207
- [125] Bandettini P A, Petridou N, Bodurka J 2005 *Appl. Magn. Reson.* **29** 65
- [126] Bodurka J, Bandettini P A 2002 *Magn. Reson. Med.* **47** 1052
- [127] Luo Q, Gao J H 2010 *Magn. Reson. Med.* **64** 1832
- [128] Xiong J, Fox P T, Gao J H 2003 *Hum. Brain Mapp.* **20** 41
- [129] Luo Q F, Lu H, Lu H B, Senseman D, Worsley K, Yang Y H, Gao J H 2009 *NeuroImage* **47** 1268
- [130] Jiang X, Lu H, Shigeno S, Tan L H, Yang Y H, Ragsdale C W, Gao J H 2014 *Magn. Reson. Med.* **72** 1311
- [131] Chai Y H, Bi G Q, Wang L P, Xu F Q, Wu R Q, Zhou X, Qiu B S, Lei H, Zhang Y Y, Gao J H 2016 *NeuroImage* **125** 533
- [132] Jiang X, Sheng J W, Li H J, Chai Y H, Zhou X, Wu B, Guo X D, Gao J H 2016 *Magn. Reson. Med.* **75** 519
- [133] Kamei H, Iramina K, Yoshikawa K, Ueno S 1999 *IEEE Trans. Magn.* **35** 4109
- [134] Bianciardi M, Di Russo F, Aprile T, Maraviglia B, Hagberg G E 2004 *Magn. Reson. Imaging* **22** 1429
- [135] Konn D, Gowland P, Bowtell R 2003 *Magn. Reson. Med.* **50** 40
- [136] Liston A D, Salek-Haddadi A, Kiebel S J, Hamandi K, Turner R, Lemieux L 2004 *Magn. Reson. Imaging* **22** 1441
- [137] Chow L S, Cook G G, Whitby E, Paley M N J 2006 *NeuroImage* **30** 835
- [138] Chow L S, Dagens A, Fu Y, Cook G G, Paley M N J 2008 *Magn. Reson. Med.* **60** 1147
- [139] Xue Y Q, Chen X Y, Grabowski T, Xiong J H 2009 *Magn. Reson. Med.* **61** 1073
- [140] Singh M 1994 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **41** 349
- [141] Chu R, De Zwart J A, Van Gelderen P, Fukunaga M, Kellman P, Holroyd T, Duyn J H 2004 *NeuroImage* **23** 1059
- [142] Parkes L M, De Lange F P, Fries P, Toni I, Norris D G 2007 *Magn. Reson. Med.* **57** 411
- [143] Mandelkow H, Halder P, Brandeis D, Soellinger M, De Zanche N, Luechinger R, Boesiger P 2007 *NeuroImage* **37**

- 149
- [144] Tang L, Avison M J, Gatenby J C, Gore J C 2008 *Magn. Reson. Imaging* **26** 484
- [145] Luo Q F, Jiang X, Chen B, Zhu Y, Gao J H 2011 *Magn. Reson. Med.* **65** 1680
- [146] Toi P T, Jang H J, Min K, Kim S P, Lee S K, Lee J, Kwag J, Park J Y 2022 *Science* **378** 160
- [147] Silva A C, Koretsky A P 2002 *Proc. Natl. Acad. Sci.* **99** 15182
- [148] Yu X, Qian C Q, Chen D Y, Dodd S J, Koretsky A P 2014 *Nat. Methods* **11** 55
- [149] Yu X, He Y, Wang M S, Merkle H, Dodd S J, Silva A C, Koretsky A P 2016 *Nat. Methods* **13** 337
- [150] Hodono S, Rideaux R, Van Kerkoele T, Cloos M A 2023 *Imaging Neurosci.* **1** 1
- [151] Choi S H, Im G H, Choi S, Yu X, Bandettini P A, Menon R S, Kim S G 2024 *Sci. Adv.* **10** eadl0999
- [152] Phi Van V D, Sen S, Jasanoff A 2024 *Sci. Adv.* **10** eadl2034
- [153] Wilson J M, Wu H, Kerr A B, Wandell B A, Gardner J L 2024 *Imaging Neurosci.* **2** 1
- [154] Kwon D 2023 *Nature* **617** 640
- [155] Thorp H H 2023 *Science* **381** 1058
- [156] Henning A 2018 *NeuroImage* **168** 181
- [157] Öz G, Tkáč I 2011 *Magn. Reson. Med.* **65** 901
- [158] Godlewska B R, Clare S, Cowen P J, Emir U E 2017 *Front. Psychiatry* **8** 123
- [159] Biria M, Banca P, Healy M P, Keser E, Sawiak S J, Rodgers C T, Rua C, De Souza A M F L P, Marzuki A A, Sule A, Ersche K D, Robbins T W 2023 *Nat. Commun.* **14** 3324
- [160] Jia K, Wang M, Steinwurz C, Ziminski J J, Xi Y, Emir U, Kourtzi Z 2024 *Sci. Adv.* **10** eado7378
- [161] Bednařík P, Tkáč I, Giove F, DiNuzzo M, Deelchand D K, Emir U E, Eberly L E, Mangia S 2015 *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **35** 601
- [162] Bednařík P, Tkáč I, Giove F, Eberly L E, Deelchand D K, Barreto F R, Mangia S 2018 *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **38** 347
- [163] Ip I B, Berrington A, Hess A T, Parker A J, Emir U E, Bridge H 2017 *NeuroImage* **155** 113
- [164] Maudsley A A, Hilal S K, Perman W H, Simon H E 1983 *J. Magn. Reson.* **51** 147
- [165] Hingerl L, Strasser B, Moser P, Hangel G, Motyka S, Heckova E, Gruber S, Trattnig S, Bogner W 2020 *Invest. Radiol.* **55** 239
- [166] Bednarik P, Goranovic D, Svatkova A, Niess F, Hingerl L, Strasser B, Deelchand D K, Spurny-Dworak B, Krssak M, Trattnig S, Hangel G, Scherer T, Lanzenberger R, Bogner W 2023 *Nat. Biomed. Eng.* **7** 1001
- [167] Rata M, Giles S L, DeSouza N M, Leach M O, Payne G S 2014 *NMR Biomed.* **27** 158
- [168] Nagel A M, Amarteifio E, Lehmann-Horn F, Jurkat-Rott K, Semmler W, Schad L R, Weber M A 2011 *Invest. Radiol.* **46** 759
- [169] Santos-Díaz A, Noseworthy M D 2020 *Biomed. Signal Process. Control* **60** 101967
- [170] Chen W, Zhu X H, Adriano G, Uğurbil K 1997 *Magn. Reson. Med.* **38** 551
- [171] Bogner W, Chmelik M, Andronesi O C, Sorensen A G, Trattnig S, Gruber S 2011 *Magn. Reson. Med.* **66** 923
- [172] Mirkes C, Shajan G, Chadzynski G, Buckenmaier K, Bender B, Scheffler K 2016 *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **29** 579
- [173] Madelin G, Regatte R R 2013 *J. Magn. Reson. Imaging* **38** 511
- [174] Madelin G, Lee J S, Regatte R R, Jerschow A 2014 *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* **79** 14
- [175] Rooney W D, Springer Jr C S 1991 *NMR Biomed.* **4** 209
- [176] Hoesl M A U, Schad L R, Rapacchi S 2020 *Magn. Reson. Med.* **84** 2412
- [177] Platt T, Ladd M E, Paech D 2021 *Invest. Radiol.* **56** 705
- [178] Ra J B, Hilal S K, Oh C H, Mun I K 1988 *Magn. Reson. Med.* **7** 11
- [179] Kraff O, Fischer A, Nagel A M, Mönninghoff C, Ladd M E 2015 *J. Magn. Reson. Imaging* **41** 13
- [180] Nagel A M, Laun F B, Weber M A, Matthies C, Semmler W, Schad L R 2009 *Magn. Reson. Med.* **62** 1565
- [181] Pipe J G, Zwart N R, Aboussouan E A, Robison R K, Devaraj A, Johnson K O 2011 *Magn. Reson. Med.* **66** 1303
- [182] Licht C, Reichert S, Guye M, Schad L R, Rapacchi S 2024 *Magn. Reson. Med.* **91** 926
- [183] Wiggins G C, Brown R, Lakshmanan K 2016 *NMR Biomed.* **29** 96
- [184] Bangerter N K, Kaggie J D, Taylor M D, Hadley J R 2016 *NMR Biomed.* **29** 107
- [185] Thulborn K R 2018 *NeuroImage* **168** 250
- [186] Nunes Neto L P, Madelin G, Sood T P, Wu C C, Kondziolka D, Placantonakis D, Golfinos J G, Chi A, Jain R 2018 *Neuroradiology* **60** 795
- [187] Regnery S, Behl N G R, Platt T, Weinfurter N, Windisch P, Deike-Hofmann K, Sahm F, Bendszus M, Debus J, Ladd M E, Schlemmer H P, Rieken S, Adeberg S, Paech D 2020 *NeuroImage Clin.* **28** 102427
- [188] Haeger A, Coste A, Lerman-Rabrait C, Lagarde J, Schulz J B, Vignaud A, Sarazin M, Bottlaender M, Reetz K, Romanzetti S, Boumezbeur F 2020 *Alzheimers Dement.* **16** e042107
- [189] Stobbe R, Boyd A, Smyth P, Emery D, Valdés Cabrera D, Beaulieu C 2021 *Front. Neurol.* **12** 693447
- [190] Wilferth T, Mennecke A, Gast L V, Lachner S, Müller M, Rothhammer V, Huhn K, Uder M, Doerfler A, Nagel A M, Schmidt M 2022 *NMR Biomed.* **35** e4806
- [191] Katscher U, Börner P, Leussler C, Van Den Brink J S 2003 *Magn. Reson. Med.* **49** 144
- [192] Zhu Y 2004 *Magn. Reson. Med.* **51** 775
- [193] Grissom W, Yip C, Zhang Z, Stenger V A, Fessler J A, Noll D C 2006 *Magn. Reson. Med.* **56** 620
- [194] Gras V, Vignaud A, Amadon A, Le Bihan D, Boulant N 2017 *Magn. Reson. Med.* **77** 635
- [195] Fiedler T M, Ladd M E, Bitz A K 2018 *NeuroImage* **168** 33
- [196] Jezzard P, Clare S 1999 *Hum. Brain Mapp.* **8** 80
- [197] Setsompop K, Feinberg D A, Polimeni J R 2016 *NMR Biomed.* **29** 1198
- [198] Stockmann J P, Wald L L 2018 *NeuroImage* **168** 71
- [199] Bates S, Dumoulin S O, Folkers P J M, Formisano E, Goebel R, Haghejad A, Helmich R C, Klomp D, Van Der Kolk A G, Li Y, Nederveen A, Norris D G, Petridou N, Roell S, Scheenen T W J, Schoonheim M M, Voigt I, Webb A 2023 *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **36** 211
- [200] Winter L, Niendorf T 2016 *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **29** 641

SPECIAL TOPIC—Technology of magnetic resonance

Current status and perspectives of ultrahigh-field magnetic resonance imagingQIN Bolin¹⁾ GAO Jiahong^{1)2)3)4)†}¹⁾ (*Beijing City Key Laboratory for Medical Physics and Engineering, School of Physics, Peking University, Beijing 100871, China*)²⁾ (*Center for MRI Research, Academy for Advanced Interdisciplinary Studies, Peking University, Beijing 100871, China*)³⁾ (*McGovern Institute for Brain Research, Peking University, Beijing 100871, China*)⁴⁾ (*National Biomedical Imaging Center, Peking University, Beijing 100871, China*)

(Received 13 December 2024; revised manuscript received 24 January 2025)

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is one of the most important imaging modalities used in contemporary clinical radiology research and diagnostic practice due to its non-invasive nature, absence of ionizing radiation, high soft tissue contrast, and diverse imaging capabilities. Nevertheless, traditional MRI systems are limited by a relatively low signal-to-noise ratio (SNR), which can be enhanced by increasing the strength of the main magnetic field. Ultra-high field MRI (UHF-MRI) typically refers to MRI systems with a main magnetic field strength of 7 T or higher. The UHF-MRI improves image SNR and extends the boundaries of spatial resolution and detection sensitivity. These advancements not only provide clinicians with richer and more accurate physiological and pathological information but also open new avenues for research on life sciences and cognitive neuroscience.

Currently, the UHF-MRI plays a pivotal role in brain functional and metabolic imaging. In the brain function research, the implementation of high-resolution mesoscale functional imaging techniques has enabled the investigation of laminar-specific neuronal activity within cortical layers, including feedforward and feedback neural information processing pathways. In metabolic studies, the application of hydrogen and multi-nuclear spectroscopy and imaging has yielded more accurate metabolic data, thereby holding substantial promise for advancing our understanding of the pathophysiology underlying functional and metabolic diseases. However, the UHF-MRI is also subject to certain limitations, including issues related to radio-frequency (RF) field inhomogeneity, elevated specific absorption ratio (SAR), and susceptibility artifacts.

In this paper, the historical evolution and theoretical underpinnings of UHF-MRI are reviewed, its principal advantages over low-field MRI is elucidated, and the contemporary research on UHF-MRI applications in human brain function and metabolic imaging research are integrated together. Furthermore, the technical limitations associated with UHF-MRI implementation are critically examined and the potential avenues are proposed for the future research direction.

Keywords: ultrahigh field magnetic resonance imaging, functional imaging, metabolic imaging**PACS:** 87.19.lf, 87.61.-c, 87.61.Qr, 87.64.-t**DOI:** 10.7498/aps.74.20241759**CSTR:** 32037.14.aps.74.20241759† Corresponding author. E-mail: jgao@pku.edu.cn

超高场磁共振成像的现状和展望

覃柏霖 高家红

Current status and perspectives of ultrahigh-field magnetic resonance imaging

QIN Bolin GAO Jiahong

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 74, 078701 (2025) DOI: 10.7498/aps.74.20241759

CSTR: 32037.14.aps.74.20241759

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.74.20241759>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于深度神经网络的时空编码磁共振成像超分辨率重建方法

Super-resolved reconstruction method for spatiotemporally encoded magnetic resonance imaging based on deep neural network

物理学报. 2022, 71(5): 058702 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211754>

X射线荧光CT成像中荧光产额、退激时间、散射、偏振等关键物理问题计算与分析

Calculation and analysis of key physical problems: Fluorescence yield, deexcitation time, scattering and polarization in X-ray fluorescence CT imaging

物理学报. 2021, 70(19): 195201 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210765>

考虑磁透镜边缘场的质子成像系统优化设计

Optimization of proton imaging system including fringe field of magnetic lens

物理学报. 2021, 70(2): 022901 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201141>

基于光学相控阵双周期光场的关联成像

Correlated imaging based on biperiodic light field of optical phased array

物理学报. 2021, 70(23): 234203 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20211208>

双通道结构光照明超分辨定量荧光共振能量转移成像系统

Dual-channel structured illumination super-resolution quantitative fluorescence resonance energy transfer imaging

物理学报. 2023, 72(20): 208701 <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230853>

生物医学微波热声成像

Biomedical microwave-induced thermoacoustic imaging

物理学报. 2023, 72(20): 204301 <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230732>