

基于 T_2 和相位的定量脑氧代谢率研究

刘亚, 郑昱, 张龙江, 卢光明

【摘要】 脑氧代谢率(CMRO₂)是衡量脑功能是否正常的一个重要指标,也是研究脑组织在生理和病理状态的有力工具。测量的金标准是基于放射性元素¹⁵O的PET技术来实现,但是PET技术为有损测量技术,其测量CMRO₂时需要持续吸入含有放射性元素¹⁵O的氧气。为了无损测量CMRO₂,近年来基于磁共振CMRO₂的测量有很大的进展,目前有两种主要的方式: T_2 弛豫自旋标记技术(TRUST),以及基于相位图的技术。本文主要分别简述了这两种磁共振CMRO₂测量技术。

【关键词】 脑氧代谢率; T_2 弛豫自旋标记技术; 相位; 脑血流量; 静脉血氧饱和度; 相位对比技术; 磁共振成像

【中图分类号】 R445.2; R318 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2015)11-1141-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2015.11.020

脑氧代谢率(cerebral metabolic rate of oxygen, CMRO₂)表征机体组织的有氧代谢活动,是衡量脑组织的氧利用状况的一个综合性标志。测量此参数是研究脑组织在生理和病理状态的重要手段,尤其在研究缺血性脑血管疾病时,该方法优势明显^[1]。对研究急性脑梗死疾病的发展过程、脑出血的预测以及各种内外科治疗效果的判定也都有着非常重要的意义。

当前,定量CMRO₂的技术主要是基于同位素自放射成像原理的正电子发射断层显像技术^[2](positron emission tomography, PET)。其基本过程如下:首先,吸入放射性同位素¹⁵O标记的氧气作为示踪剂;其次,气态形式的¹⁵O被吸入人体后先与血液中的血红蛋白相结合;再次,经过人体的有氧代谢,转换成含有¹⁵O的水;最后,放射性元素¹⁵O在人体内衰变放出正电子,正负电子湮灭后转化为一对光子,最后光子被探测器检测成像。然而,由于¹⁵O半衰期较短(123 s),在成像过程中为了得到稳定成像,一般需要持续给人体吸入高剂量的放射性气体,会对人体造成较大的电离辐射伤害。

近年来,随着磁共振代谢成像技术的发展,出现了一批无需外源示踪剂的全脑及局域性代谢成像技术。不同于基于自放射成像的PET,这些技术多基于测量动静脉含氧量差的菲克原理。这些技术目前大致可以分为两个方案:一种方案是基于 T_2 的静脉血氧饱和度(venous oxygen saturation, Y_v)测量,结合全脑水平的脑血流量(cerebral blood flow, CBF)来测量全脑的CMRO₂;另一种方案是基于静脉血的磁敏感值测量 Y_v ,结合局部的CBF水平来测量局部的CMRO₂。本文拟对这两个方案及其子方案原理进行简述。

基于菲克原理的CMRO₂测量

目前,磁共振测量CMRO₂是基于菲克原理,其核心是测量动脉和静脉的氧饱和度,以及结合血流动力学,并通过离体血红蛋白携氧量,近似量化CMRO₂(图1),其原理如下公式所示:

$$CMRO_2 = CBF \cdot (Y_a - Y_v) \cdot Ca \quad (1)$$

其中, Y_a 为动脉血氧饱和度(arterial oxygen saturation, Y_a), Ca 是单位血液体积中的氧分子数,其常用值为833.7 $\mu\text{mol O}_2/100 \text{ mL}$ ^[3]。 Y_a 可以用脉搏血氧仪测量,一般接近为100%。

根据菲克原理,量化CMRO₂的核心实质上是测量 Y_v 和CBF。根据静脉与脑组织的生理特性,测量 Y_v 的方法可以分为根据静脉与脑组织的 T_2 的差异^[4-5]和磁化率的差异^[6-7]。根据这两种特性,分别发展出了 T_2 弛豫自旋标记成像(T_2 relaxation under spin tagging, TRUST)技术和基于相位的磁共振技术。结合相位对比技术(phase contrast, PC)或动脉自旋标记技术(arterial spin labeling, ASL)测量的CBF,代入公式(1)可以求得CMRO₂。

基于 T_2 的脑氧代谢率测量

Lu等^[8]提出了可以用TRUST技术测量全脑的 Y_v ,该技术原理是通过定量上矢状窦中纯血的 T_2 弛豫时间来定量 Y_v 。在TRUST技术中,静脉回流血液被饱和脉冲标记,而成像面在标记面之下,通过标记和未标记影像的差来获得静脉血液信号。其扫描序列由数据采集瓣与控制扫描瓣交错使用,每次采集包含四个范围从0 ms到160 ms的有效的回波时间(time of echo, TE)。每次扫描前,要先加入一个预饱和脉冲来抑制静态组织的信号,从而增加图像的信噪比。在图像数据采集之前,预先打入180°的反转脉冲,将所有的纵向磁化反转,使得 T_1 弛豫是从-1开始,增强了纵向磁化信号。预先对成像区进行一次未标记血成像,成为控制像。随后打入控制脉冲来磁化即将

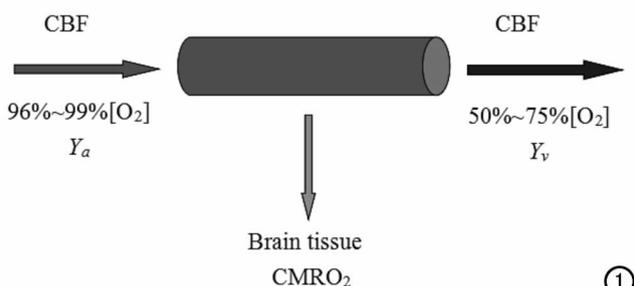


图1 测量脑氧代谢的原理图。

作者单位: 210016 南京,南京航空航天大学民航学院(刘亚、郑昱);210002 南京,南京军区南京总医院医学影像科,南京大学医学院(刘亚、郑昱、张龙江、卢光明)

作者简介: 刘亚(1990-),男,江苏徐州人,硕士研究生,主要从事医学影像研究工作。

通讯作者: 卢光明, E-mail: cjr.luguangming@vip.163.com

基金项目: 国家自然科学基金项目(81471644);中国博士后科学基金(2014T71014, 2015M570436)

流入的静脉血,然后需要等待一个恰当的时间间隔(约 1.2 s),使标记后的血液完全流到标记层面并采集图像成为标记像。把标记像与控制像相减得到灌注像,灌注像就只含有静脉窦中的静脉血的信号。在数据采集之前,先加入一系列非选择层面的 T_2 预饱和脉冲,最小限度地减少血液流动带来的影响。接着施加非选择性的 T_2 预饱和脉冲序列,来获得 T_2 加权信号,其持续时间由有效回波时间(eTE)表示。使用不同数量且对血液流动不敏感的 T_2 制备脉冲来调制不同的 T_2 加权信号。得到了静脉血液的 T_2 值之后,再使用血液样本拟合 Y_v 、红细胞比容(hematocrit, Hct)以及 T_2 的三维矫正曲线。通过缺氧控制血氧值,与血氧仪测得的黄金标准值对比。样本用温水浴控制并稳定温度,氧气阀控制血液含氧量,当血液到达稳定状态时,进行 TRUST 测试,得到 T_2 预饱和值,TE 值等相关方程的 MR 信号,并引出血液 T_2 值。接着使用双室交换模型^[9],建立有关 Y_v 、Hct、 T_2 值的分析方程,其中 Hct 的值是已知的。关系方程如下:

$$1/T_2 = A + B \cdot (1 - Y_v) + C \cdot (1 - Y_v)^2 \quad (2)$$

$$A = a_1 + a_2 \cdot Hct + a_3 \cdot Hct^2 \quad (3)$$

$$B = b_1 \cdot Hct + b_2 \cdot Hct^2 \quad (4)$$

$$C = c_1 \cdot Hct \cdot (1 - Hct) \quad (5)$$

经过校正拟合实验推算出各个参数。 T_2 制备时间与血流信号的衰减时间拟合然后得出了静脉血的 T_2 值,最后根据 T_2 值和静脉血氧饱和度曲线拟合,最终获得静脉中的 Y_v 值^[10]。得到了全脑的 Y_v ,还需要利用 PC 技术测量全脑的 CBF^[3,11]。在 PC 技术中,需要测量颈内动脉和椎动脉共四根血管的血流值,相加得到总的供给大脑的 CBF。最终利用公式(1)计算出全脑的 $CMRO_2$ 。

Xu 等^[3]招募 36 名 22~62 岁的志愿者利用 TRUST 技术和 PC 技术测算全脑的 $CMRO_2$,得出的结果为 (132.1 ± 20.0) mol/100g/min,与以往文献记载的用 PET 技术做的结果有很强的一致性。Xu 等^[12]用 TRUST 等技术研究了血液中二氧化碳水平对大脑活动的影响,发现血碳酸过多会减少大脑的代谢活动,导致大脑自发连通性降低,脑电图中低频率功率谱相对增加,最终得出二氧化碳会对脑活动起到抑制作用的结论。Xu 等^[13]用 TRUST 技术和 ASL 技术做了 10 名 22~35 岁的健康年轻人摄入 200mg 咖啡因后 CBF、 $CMRO_2$ 和氧摄取分数(oxygen extraction fraction, OEF)随着时间变化的实验,发现 CBF 减少, OEF 显著增加, $CMRO_2$ 没有显著变化。同时发现不同脑区 CBF 变化不一,他做了两种解释,第一,不同脑区对咖啡因的依赖性可能不同;第二,咖啡因对静脉血管的影响可能是区域性的。

基于相位的脑氧代谢率测量

测量局部脑氧代谢率首先要测量出局部脑区的 Y_v 。基于相位的磁共振技术根据静脉血与周围组织的磁敏感值的不同来成像(图 2),最后可以计算出局部脑区的 Y_v 。然后再利用 ASL 技术测算出局部脑区的 CBF,利用菲克原理可以测算出局部脑区的 $CMRO_2$ 。不同物质在磁场内的表现,可分为顺磁性逆磁性及铁磁性物质。相位图对顺磁性物质十分敏感,如脱氧血红蛋白、含铁血黄素、钙沉积等^[14],这些物质使得在相位图中

显示出很明显的低信号。

含氧血红蛋白在磁场中的顺磁性较弱,然而当含氧血红蛋白经过组织后变为脱氧血红蛋白时,脱氧血红蛋白中二价铁含量升高使得脱氧血红蛋白在磁场中具有较高的顺磁性。因此,可以采用顺磁性的不同来反映静脉中脱氧血红蛋白的含量。人脑在高强度磁场条件下,相位图可以很好地记录下局部脑组织顺磁性物质的分布情况,这对人们分析顺磁性物质在人脑分布情况是非常有用的。由于脱氧血红蛋白在动脉中含量极少而主要存在于静脉血管和组织微静脉中,所以采集到的图像主要包含了静脉与组织微静脉的信息。在脑组织中,运用该技术可以获取这些信息,也就可以获得脑组织中的脱氧血红蛋白的含量。

Fernandez-Seara 等^[15]和 Haacke 等^[16]用静脉与组织之间的磁敏感的差异测量了颈静脉的 Y_v 。由于脱氧血红蛋白的顺磁性,静脉的磁敏感值与周围组织的磁敏感值会有差异,用 $\Delta\chi_{\text{vein-tissue}}$ 表示。在相同的外加磁场下,它们产生的局部磁场也会不同,差异用 $\Delta B_{\text{vein-tissue}}$ 表示,由拉莫方程可得:

$$\Delta\omega = \gamma \cdot \Delta B_{\text{vein-tissue}} \quad (6)$$

其中, $\Delta\omega$ 是静脉与组织之间质子的角频率差值, γ 为回转磁率。TE 时间下的静脉与组织之间质子的相位差 $\Delta\varphi_{\text{vein-tissue}}$ 为:

$$\Delta\varphi_{\text{vein-tissue}} = \gamma \cdot TE \cdot \Delta B_{\text{vein-tissue}} \quad (7)$$

由此可以看出,主磁场内两种物质间的磁化率差异引起局部磁场的差异,进而产生质子角频率的偏移,最终导致相位的差异。

最后根据 $\Delta B_{\text{vein-tissue}}$ 和 $\Delta\chi_{\text{vein-tissue}}$ 的近似关系计算得出 $\Delta\chi_{\text{vein-tissue}}$:

$$\Delta B_{\text{vein-tissue}} = 1/3 \cdot 4\pi \cdot \Delta\chi_{\text{vein-tissue}} \cdot B_0 \quad (8)$$

然后利用 $\Delta\chi_{\text{vein-tissue}}$ 与 Y_v 的线性关系^[16]:

$$\Delta\chi_{\text{vein-tissue}} = \Delta\chi_{\text{do}} \cdot Hct \cdot (1 - Y_v) \quad (9)$$

计算出更精确的 Y_v 值,公式如下:

$$Y_v = 1 - \frac{3 \cdot \Delta\varphi_{\text{vein-tissue}}}{4\pi \cdot \gamma \cdot B_0 \cdot TE \cdot Hct \cdot \Delta\chi_{\text{do}}} \quad (10)$$

其中, $\Delta\chi_{\text{do}}$ 为动静脉之间的磁敏感差异值; B_0 为主磁场场强; $\gamma = 2.67 \times 10^8$ rad/s · T。

Fan 等^[7]提出了采用多 TE 回波 GRE 序列采集相位图,最后定量 Y_v ,这样可以减少误差。以上都是在假设静脉血管方向与主磁场方向平行,且静脉血管无限长的情况下得出的 Y_v 的值。

获得局部脑区的 Y_v 之后,可以采用 ASL 技术测算相应脑区的 CBF。ASL 的基本原理是对成像平面的上游动脉血液中的水分子进行标记后使其自旋状态发生改变,改变后的血液整体磁化强度就会随之发生改变,待磁化强度改变的血液对组织灌注后进行标记成像^[17]。ASL 技术标记的血液是动脉血,成

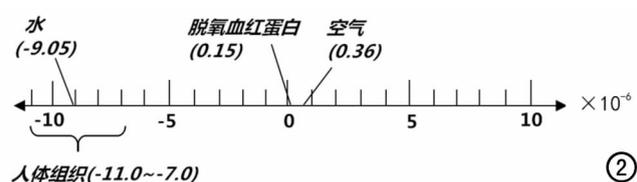


图 2 不同物质在 MRI 中的绝对磁敏感值^[7]。

像面在标记面的上面,标记的血液流向成像平面后对组织进行灌注,灌注像是标记像与控制像的差值,就只有动脉血的信号,从中可以计算出各脑区的 CBF。把测得的 Y_v 与 CBF 代入公式(1)中,从而计算出局部脑区的 $CMRO_2$ 。

Shen 等^[18]用六只大鼠做了一个创伤性脑损伤对 CBF 的影响,他用基于相位的磁共振技术检测大鼠的 Y_v 的变化,该方法新颖、安全、无创,为实验起了重要的作用。Jain 等^[19]用新颖的磁共振技术研究了轻度血碳酸过多症对脑代谢的影响,他用基于相位的磁共振技术监测了 Y_v 的变化,用 PC 技术测量整个大脑的 CBF,得出的结果与以往文献记载的结果相一致,同时该测量方案提高了测量精度和可靠性。Fan 等^[20]通过让人体吸入二氧化碳,探索该技术能否检测到由血碳酸过多引起的 OEF 的变化。结果表明用该技术测得的 OEF 的变化与其之前用伪连续式动脉自旋标记技术(pseudo continuous arterial spin labeling,PCASL)技术测的结果有显著的相关性,这一发现表明用该技术对测量 OEF 具有一定的前景。

讨论

TRUST 技术通过定量上矢状窦中纯血的 T_2 弛豫时间来定量计算 Y_v ,它与 PC 技术或者 ASL 技术相结合可以非侵入地测量全脑的 $CMRO_2$ 。该技术可以检测到整个大脑生理状态的改变,如老化、睡眠、高碳酸血症和氧过多等症,以及了解静息状态的大脑活动。由于 TRUST 采用回波平面成像(echo-planar imaging,EPI)序列来采集,空间分辨率低,无法分辨脑中小静脉的 T_2 信号,区域化测量 $CMRO_2$ 难以实现。

基于相位的磁共振方法不仅可以测量区域脑区的 Y_v ,也可以根据上矢状窦与周围脑组织的磁敏感差异定量全脑水平的 Y_v ^[21],该技术与 PC 或者 ASL 技术相结合可以测量全脑水平的 $CMRO_2$ 。基于相位的磁共振方法测量 Y_v 与其他磁共振方法相比,它提供了一个更高时间分辨率^[22];第二,静脉血管周围组织的磁化率接近于水^[23],因而无需校准。

TRUST 技术与基于相位的磁共振技术相比,TRUST 技术测量 Y_v 的方法更为直接^[24]。TRUST 技术是通过 T_2 加权测得标记的静脉血与未标记的静脉血之间的图像信号之差直接测量 Y_v 的信息,测得的结果稳定性较高。该技术使用自旋标记原理从周围组织中分离出血信号,因此,避免了手动选择兴趣区(regions of interest,ROI)区域,或者要使图像的体素比血管管腔小等问题;而基于相位的磁共振技术是利用静脉与周围组织间的磁敏感差异形成图像对比来解算 Y_v 的信息。该技术测得的 Y_v 的结果与静脉血管走向及静脉扩张程度有复杂的关系,虽然有学者^[21]假设血管为无限长圆柱并与主磁场平行来简化该技术对 Y_v 的测量,但是这种情况会对实际血管的分析带来影响,加之在计算过程中对静脉和组织间磁感应强度和磁敏感之间的关系进行了近似,所以采用基于相位的磁共振技术测量 Y_v 会有误差。Fan 等^[7]通过测量大脑血管和周围脑软组织之间的磁化率差异,依据 $CMRO_2$ 和 CBF 之间的线性关系近似计算得出了区域 $CMRO_2$,但这种近似具有很强的假设性^[21],所以用基于相位的磁共振技术测得的 $CMRO_2$ 的值不如用 TRUST 技术测的精确。

总结

基于 T_2 与相位的定量 $CMRO_2$ 的磁共振技术是近年来新提出来的,它具有非侵袭、安全可靠、成本低等优点。以后随着高场强设备的引入,用 TRUST 技术测量小血管的 Y_v 将会成为可能,随着 TRUST 技术理论进一步完善,以后会缩短它的扫描时间,更好的应用于临床与研究;基于相位的磁共振技术分辨率会进一步提高,以后随着理论进一步完善,比如把血管长度、倾斜度等限制问题解决,它的测量精度会进一步提高,以后会更好应用于临床诊断、鉴别诊断及科学研究之中。

参考文献

- [1] 付占立,张春丽,王荣福. PET 局部脑氧代谢率测定[J]. 同位素, 2006,19(3):184-189.
- [2] Ito H, Ibaraki M, Kanno I, et al. Changes in cerebral blood flow and cerebral oxygen metabolism during neural activation measured by positron emission tomography: comparison with blood oxygenation level-dependent contrast measured by functional magnetic resonance imaging[J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2005, 25(3): 371-377.
- [3] Xu F, Ge Y, Lu H. Noninvasive quantification of whole-brain cerebral metabolic rate of oxygen ($CMRO_2$) by MRI[J]. Magn Reson Med, 2009, 62(1): 141-148.
- [4] Lisa C. Krishnamurthy, Peiyang Liu, Yulin Ge, et al. Vessel-specific quantification of blood oxygenation with T_2 -relaxation-under-phase-contrast MRI[J]. Magn Reson Med, 2013, 71(3): 978-989.
- [5] Varsha Jain, Jeremy Magland, Michael Langham, et al. High temporal resolution in vivo blood oximetry via projection-based T_2 measurement[J]. Magn Reson Med, 2014, 70(3): 785-790.
- [6] Jain V, Langham MC, Wehrli FW. MRI estimation of global brain oxygen consumption rate[J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2010, 30(9): 1598-1607.
- [7] Fan AP. Phase-based regional oxygen metabolism in magnetic imaging at high field[D]. Palo Alto: Stanford University, 2010.
- [8] Lu H, Ge Y. Quantitative evaluation of oxygenation in venous vessels using T_2 -relaxation-under-spin-tagging MRI[J]. Magn Reson Med, 2008, 60(2): 357-363.
- [9] Barth M, Moser E. Proton NMR relaxation times of human blood samples at 1.5T and implications for functional MRI[J]. Cell Mol Biol, 1997, 43(5): 783-791.
- [10] Lu H, Xu F, Grgac K, et al. Calibration and validation of TRUST MRI for the estimation of cerebral blood oxygenation[J]. Magn Reson Med, 2012, 67(1): 42-49.
- [11] Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, et al. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design[M]. New York: Wiley-Liss, 1999.
- [12] Xu F, Jinsoo Uh, Brier M. The influence of carbon dioxide on brain activity and metabolism in conscious humans[J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2011, 31(1): 58-67.
- [13] Xu F, Liu P, Pekar JJ, et al. Does acute caffeine ingestion alter brain metabolism in young adults[J]. Neuroimage, 2015, 110(1): 39-47.
- [14] Sehgal V, Delproposto Z, Haacke EM, et al. Clinical applications of neuroimaging with susceptibility-weighted imaging[J]. J Magn

- Reson Imaging, 2005, 22(4): 439-450.
- [15] Fernandez-Seara MA, Techawiboonwong A, Detre JA, et al. MR susceptibility for measuring global brain oxygen extraction[J]. Magn Reson Med, 2006, 55(5): 967-973.
- [16] Haacke EM, Lai S, Reichenbach JR, et al. In vivo measurement of blood oxygen saturation using magnetic resonance imaging: a direct validation of the blood oxygen level dependent concept in functional brain imaging[J]. Hum Brain Mapp, 1997, 5(5): 341-346.
- [17] Golay X, Hendrikse J, Lim TC. Perfusion imaging using arterial spin labeling[J]. Top Magn Reson Imaging, 2004, 15(1): 10-27.
- [18] Shena Y, Kou Z, Kreipke CW, et al. In vivo measurement of tissue damage, oxygen saturation changes and blood flow changes after experimental traumatic brain injury in rats using susceptibility weighted imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2007, 25(2): 219-227.
- [19] Jain V, Langham MC, Floyd TF, et al. Rapid magnetic resonance measurement of global cerebral metabolic rate of oxygen consumption in humans during rest and hypercapnia[J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2011, 31(7): 1504-1512.
- [20] Fan AP, Evans KC, Stout JN, et al. Regional quantification of cerebral venous oxygenation from MRI susceptibility during hypercapnia[J]. Neuroimage, 2015, 104(1): 146-155.
- [21] Fan AP, Benner T, Bolar DS, et al. Phase-based regional oxygen metabolism (PROM) using MRI[J]. Magn Reson Med, 2012, 67(3): 669-678.
- [22] Langham MC, Floyd TF, Mohler ER III, et al. Evaluation of cuff-induced ischemia in the lower extremity by magnetic resonance oximetry[J]. J Am Coll Cardiol, 2010, 55(6): 598-606.
- [23] Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging; MRI magnetic compatibility of the first and second kinds[J]. Med Phys, 1996, 23(6): 815-850.
- [24] Ge Y, Zhang Z, Lu H, et al. Characterizing brain oxygen metabolism in patients with multiple sclerosis with T₂ relaxation under spin tagging MRI[J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2012, 32(3): 403-412.

(收稿日期: 2015-10-14)

《磁共振成像》杂志 2016 年征订启事

《磁共振成像》杂志是由中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会主管、中国医院协会和首都医科大学附属北京天坛医院共同主办的国家级学术期刊,国内统一刊号:CN 11-5902/R,ISSN 1674-8034,国内外公开发行。该刊为月刊,每月 20 日出版,大 16 开,80 页。2010 年 1 月创刊,主编为美国医学科学院外籍院士、中华医学会副会长戴建平教授。

《磁共振成像》杂志以加强国际国内学术交流、提升和规范我国磁共振成像诊疗技术、引领学术前沿和促进磁共振产业发展为己任。

该刊是国内第一本医学磁共振成像专业的学术期刊,已被美国《化学文摘》(CA)、美国《剑桥科学文摘(自然科学)》(CSA)、美国《乌利希期刊指南》、波兰《哥白尼索引》(IC)、中国学术期刊网络出版总库(中国知网)、万方数据库等国内外相关数据库收录。被评为中国科技核心期刊、中国科技论文统计源期刊、中国科学引文数据库(CSCD)来源期刊、RCCSE 中国核心学术期刊(A)。

《磁共振成像》杂志注重内容的科学性、前沿性、实用性和原创性,重点报道磁共振成像技术的临床应用与基础研究。主要栏目设置如下:临床研究、基础研究、技术研究、讲座、综述、述评、名家访谈、学术争鸣、海外来稿、视点聚焦、经验交流、读片、资讯、编读往来等。该刊将为磁共振领域的科研和临床工作者搭建一个全新的专业学术交流平台,是相关医务工作者、医学院校、科研院所、图书馆的必备刊物!官方网站: <http://www.cjmri.cn>, 微信公众号: cjmri-media, 收稿邮箱: editor@cjmri.cn。

定价 16 元/本, 192 元/12 期。邮局订阅: 邮发代号: 2-855, 全国各地邮局均可订阅。

编辑部订阅: 杂志社开户行: 中国银行股份有限公司北京劲松支行, 账户名: 《磁共振成像》杂志社有限公司, 账号: 344156659971。请在汇款附言注明: 订阅 XX 年第 X 期—第 X 期及订阅人手机号。编辑部发行电话: 010-57155377。

请订阅后将订阅凭条或转账单据扫描/拍照后发至编辑部邮箱: office@cjmri.cn, 我刊将赠阅 2015 年第 12 期杂志 1 本。