

# 3.0 T 脑肿瘤酰胺质子转移加权成像 临床应用及检查技术规范 专家共识解读

田瑶天 李春媚 陈敏

北京医院放射科 国家老年医学中心 中国医学科学院老年医学研究院, 北京 100730

通信作者: 陈敏, Email: cjr.chenmin@vip.163.com

**【摘要】** 酰胺质子转移加权 (APT<sub>w</sub>) 成像是通过检测距离水共振频率 3.5 ppm 处的酰胺基中可移动质子与水之间的交换速率, 来反映组织中酰胺基浓度的技术。基于此, APT<sub>w</sub> 成像可以根据组织中的内源性移动蛋白和肽生成图像对比度, 从而在肿瘤性疾病中得到应用。2022 年, 国际化学交换饱和和转移成像工作组 APT<sub>w</sub> 成像小组首次发布了 3.0 T 脑肿瘤 APT<sub>w</sub> 成像临床应用的专家共识, 旨在推动 APT<sub>w</sub> 成像在脑肿瘤中的进一步普及和规范应用。本文将结合现有文献, 就 APT<sub>w</sub> 成像目前在脑肿瘤临床应用中的现状及所面临的问题进行综述, 并对共识中推荐的检查技术规范进行解读。

**【关键词】** 脑肿瘤; 磁共振成像; 酰胺质子转移加权成像; 临床应用; 规范化

**基金项目:** 国家自然科学基金 (82071891、81361120392)

## Interpretation of consensus recommendations on amide proton transfer-weighted imaging: clinical application and technical standards for brain tumors on 3.0 T

Tian Yaotian, Li Chunmei, Chen Min

Department of Radiology, Beijing Hospital, National Center of Gerontology, Institute of Geriatric Medicine, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China

Corresponding author: Chen Min, Email: cjr.chenmin@vip.163.com

酰胺质子转移加权 (amide proton transfer-weighted, APT<sub>w</sub>) 成像是化学交换饱和和转移 (chemical exchange saturation transfer, CEST) 成像的一种, 由 Zhou 等<sup>[1]</sup>于 2003 年首次提出, 最初应用于缺血及脑肿瘤的检测中<sup>[1-2]</sup>。近年来, 随着 APT<sub>w</sub> 成像序列、采集协议及后处理方法的不断改进, 多项研究显示其在脑肿瘤的诊断、鉴别诊断, 以及分级、治疗反应乃至预后评估中起到了巨大作用<sup>[3-7]</sup>。但同时, APT<sub>w</sub> 信号来源较为复杂, 除了病灶及序列本身的内在因素外, 场强、仪器厂家、成像参数及序列设置等多方面因素均会影响结果的解释, 从而影

响其在不同中心间的临床实践应用。国际 CEST 成像工作组 APT<sub>w</sub> 成像小组于 2022 年发布了 3.0 T 场强下进行脑肿瘤 APT<sub>w</sub> 成像的临床应用和检查技术规范的共识和建议, 旨在为 3.0 T 场强下的脑肿瘤 APT<sub>w</sub> 成像提供一个统一的应用框架<sup>[8]</sup>。本文总结了目前 3.0 T 场强下脑肿瘤的 APT<sub>w</sub> 成像临床应用及进展, 并对上述共识进行凝练和解读, 以期推动 APT<sub>w</sub> 成像技术在 3.0 T 脑肿瘤的临床实践中更规范地应用。

### 一、APT<sub>w</sub> 成像理论及机制演变

共识建议首先对 APT<sub>w</sub> 成像的理论及机制演

DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20230908-00171

收稿日期 2023-09-08 本文编辑 胡凌

引用本文: 田瑶天, 李春媚, 陈敏. 3.0 T 脑肿瘤酰胺质子转移加权成像临床应用及检查技术规范专家共识解读[J]. 中华放射学杂志, 2024, 58(6): 571-575. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20230908-00171.



变进行了梳理,并对 APTw 成像常用的关键缩写和命名进行了总结及必要阐释。APTw 技术的成像原理是通过特定的射频脉冲对蛋白质和多肽链上的酰胺质子库进行选择性和饱和标记,饱和的酰胺质子通过化学交换转移到自由水上,从而导致自由水质子饱和,磁化强度降低,水的信号发生衰减,并与酰胺质子的局部浓度成正比,图像的对比由此产生<sup>[9]</sup>。在人体内,由于自由水的含量高而酰胺质子的浓度较低,只要具有足够长的饱和时间和足够快的酰胺质子-自由水质子交换速率,饱和交换的过程就会不断发生,使磁化转移的过程在自由水中不断累积,从而对酰胺质子的信号产生放大效应。基于这一理论,酰胺质子的 CEST 效应最初用酰胺质子转移率 (amide proton transfer ratio, APTR) 来表示。组织中检测敏感的酰胺质子浓度为 50~100 mmol/L,经过 APTR 效应放大后,由此导致的自由水信号衰减可占自由水总信号的百分之几<sup>[10-11]</sup>,从而大大提高了对酰胺质子的检测灵敏度。然而,计算公式是基于具有连续波射频脉冲饱和的双池(酰胺质子池及自由水池)慢交换模型建立的,在实际应用中,由于酰胺质子的共振频率离水很近,因此受到直接水饱和 (direct water saturation, DS) 效应的严重影响。而该公式并没有考虑到 DS 效应,且需要基于多种假设才能成立<sup>[12-13]</sup>。

为了更准确地反映酰胺质子的 CEST 效应,一些新的方法陆续被提出。组织中的大多数蛋白质和多肽以  $\mu\text{mol/L}$  级别的浓度存在,且具有多个包含酰胺基团的肽链。这些酰胺基团由于不同侧链以及周围不同溶质成分的影响,以不同的交换速率(一般为数十至数百 Hz)在氢质子光谱 8.3 ppm 处,也就是距离水共振频率 +3.5 ppm 频偏 ( $\Delta\omega$ ) 处形成复合共振。我们将水的共振频率设置为参考并定义为 0,使用磁化转移率 (magnetization transfer ratio, MTR) 来表示特定  $\Delta\omega$  下所有饱和效应的总和,公式为:  $MTR(\Delta\omega) = 1 - Z(\Delta\omega) = 1 - S_{\text{sat}}(\Delta\omega)/S_0$ ,其中  $S_{\text{sat}}$  和  $S_0$  分别是经过射频饱和及没有经过射频饱和的自由水的信号强度,  $\Delta\omega$  是以水共振频率为参考 0 点的频偏(在 APTw 成像中,  $\Delta\omega$  为 +3.5 ppm),  $Z$  指的是 Z 谱,也就是水饱和光谱,  $Z(\Delta\omega) = S_{\text{sat}}(\Delta\omega)/S_0$ ,通过将水的饱和信号归一化来反映特定  $\Delta\omega$  下溶质在 Z 谱中的信号强度。由于 Z 谱上 DS 和常规磁化转移对比 (magnetization transfer contrast, MTC) 效应以水的共振频率为中心

呈现出对称趋势,假定在 -3.5 ppm 处不存在酰胺质子的化学交换,即可以通过不对称性磁化转移率 (MTR asymmetry,  $MTR_{\text{asym}}$ ) 来尽可能减少 DS 和常规 MTC 效应的影响,并反映酰胺质子的 CEST 效应,公式为:

$$\begin{aligned} MTR_{\text{asym}}(3.5 \text{ ppm}) &= MTR(+3.5 \text{ ppm}) - MTR(-3.5 \text{ ppm}) \\ &= Z(-3.5 \text{ ppm}) - Z(+3.5 \text{ ppm}) \\ &= \frac{S_{\text{sat}}(-3.5 \text{ ppm}) - S_{\text{sat}}(+3.5 \text{ ppm})}{S_0} \\ &= \text{APTR} + MTR'_{\text{asym}}(3.5 \text{ ppm}) \end{aligned}$$

其中  $MTR'_{\text{asym}}$  包含了可移动大分子脂肪族质子的交换中继奥弗豪塞尔核效应 (exchange-relayed nuclear Overhauser effect, rNOE) 和常规 MTC 效应的固有不对称性 (inherent asymmetry of the conventional MTC effect,  $MTC_{\text{asym}}$ )。以上这些因素,包括溢出效应和 MTC 稀释效应、 $T_1$  纵向弛豫的污染、附近其他可交换质子以及血液导致的 CEST 效应,都对 APTw 效应产生了贡献<sup>[14]</sup>。因此在共识建议中,统一将获得的  $MTR_{\text{asym}}$  称为 APTw 图像。这些因素中, APTR、rNOE 以及  $MTC_{\text{asym}}$  在 APTw 图像中的贡献占比均取决于使用射频脉冲的参数<sup>[15]</sup>,因此有必要确定一个大致的框架对参数进行规范,从而提高结果的可重复性及可解释性。

## 二、APTw 成像在脑肿瘤中的临床应用、进展及不足

APTw 成像对脑肿瘤的诊断及鉴别具有一定的应用价值。APTw 成像可直接显示脑肿瘤,这是由于脑肿瘤的组织学分级中,尤其是在胶质瘤中,这是由于不同组织学分级的脑肿瘤之间存在细胞密度、核质比及核分裂象等方面的不同,每单位组织体积的移动蛋白和多肽浓度会存在细微差异,导致最终 APTw 的成像信号存在差异<sup>[17-20]</sup>。一般认为,脑肿瘤的组织学分级越高,其 APTw 信号越高。APTw 成像还有助于对脑肿瘤的组织学分级进行预测。APTw 成像有助于预测胶质瘤的异柠檬酸脱氢酶 (isocitrate dehydrogenase, IDH) 突变状态<sup>[6, 21-23]</sup>,且预测能力优于扩散峰度成像以及神经突离散度和密度成像技术<sup>[6, 21]</sup>。此外, APTw 成像可被应用于脑肿瘤治疗反应及预后评估中。大量研究显示 APTw 成像可区分脑肿瘤的假性进展、真实进展以及放射性坏死和复发<sup>[24-28]</sup>。其可能的病理学基础

在于,脑肿瘤的真实进展或复发会导致局部游离蛋白及多肽的增多,从而表现为较高的 APTw 信号,而假性进展及放射性坏死的 APTw 信号则相对较低<sup>[29]</sup>。

需要指出的是,APTw 成像在脑肿瘤中的应用是基于肿瘤实性成分相对均质的情况下,在实际成像过程中,肿瘤中存在的大面积液化坏死、出血或大血管均呈高 APTw 信号,从而影响对病变的解释<sup>[8]</sup>。目前的解决办法之一是结合其他常规成像序列对肿瘤实体成分与液化、出血等成分进行区分,但对于成分混杂(如微小囊变、微坏死)的病变并不适用;其次是通过优化 APTw 序列来降低液化及出血等成分的干扰,但同样缺乏统一可行的方案;部分研究中通过 APTw 全肿瘤直方图来排除肿瘤本身异质性的干扰,或通过仅针对肿瘤中强化的实性成分进行分析来最小化异质性的干扰,但无法确定成分的方向性,也不利于对无明显强化的实性肿瘤进行分析<sup>[30-32]</sup>。因此,在实际应用中,需要结合多种手段,最大限度排除肿瘤异质性的干扰,从而保证各项研究之间的稳健性。

### 三、对 3.0 T 场强下进行脑肿瘤 APTw 成像的建议

APTw 成像信号的主要来源是可移动蛋白和多肽中的酰胺质子,但同时也受到 T<sub>1</sub> 纵向弛豫时间、pH、DS、MTC<sub>asym</sub> 及 rNOE 等多种因素的影响。此外,扫描仪射频放大器限制、比吸收率限制、低信噪比、扫描时间长、B<sub>0</sub> 及 B<sub>1</sub> 不均匀性,以及由于运动和脂

质而产生的伪影,都会对 APTw 的图像质量进行干扰。尽管成像信号来源复杂且受到多项因素干扰,现有成像方式多种多样,不同厂家对于相同指标的参考值也各不相同,目前 APTw 成像技术的发展已经足够达成一个相对的共识,为 3.0 T 场强下进行脑肿瘤的 APTw 成像提供统一的标准,为今后的研究提供参考从而促进该技术的规范化应用。

本共识从多个方面对 APTw 成像过程中的影响因素进行了分析,并总结出涵盖图像采集及后处理的规范化成像建议(表 1)。由于钆对比剂会对 APTw 成像产生影响,图像采集应该在注射对比剂之前进行。需要说明的是,对于任意射频脉冲饱和和方法,共识建议推荐 B<sub>1</sub> 场强为 2 μT,总射频饱和时间为 0.8~2 s,饱和占空比 ≥50%。表 1 中射频饱和和方法 1 和方法 2 为首选的射频脉冲饱和和方法,其中方法 1 是理想的成像方法,但对接受线圈及射频放大器存在要求,同时只适用于单层 APTw 成像协议,而方法 2 可以接受多种类型的射频放大器;方法 3 和方法 4 并非最佳成像方法,但在前期 3.0 T 脑肿瘤 APTw 成像的研究中被广泛使用,因此,如果出于硬件设施限制无法使用方法 1 和方法 2,可以使用方法 3 和方法 4 作为替代。

### 四、总结和展望

通过对组织中可移动酰胺质子进行成像,APTw 技术无需引入外源性对比剂,就可以实现对体内游离蛋白质及多肽的无创量化分析,从而在脑肿瘤中得到大量的应用。APTw 成像可以实现脑肿

表 1 3.0 T 场强下脑肿瘤 APTw 成像建议

成像模块	成像建议
脉冲序列	
射频饱和方法和参数	1. 连续波射频脉冲饱和: T <sub>sat</sub> 为 2 s, B <sub>1</sub> 为 2 μT (理想/首选) 2. 脉冲串: T <sub>sat</sub> 为 2 s, B <sub>1rms</sub> 为 2 μT, DC <sub>sat</sub> 为 90%~100% (首选) 3. 脉冲串: T <sub>sat</sub> 为 800~1 000 ms, B <sub>1rms</sub> 为 2 μT, DC <sub>sat</sub> 为 90%~100% 4. 脉冲串: T <sub>sat</sub> 为 2 s, B <sub>1rms</sub> 为 2 μT, DC <sub>sat</sub> 为 50%
脂肪抑制序列	有效的脂肪抑制方法,如 SPIR
读出序列	1. 快速三维采集,平面内分辨率 1.8~2.2 mm,平面间分辨率 3~6 mm 2. T <sub>rec</sub> ≈ 2T <sub>1w</sub> (3.0 T 场强时,肿瘤 T <sub>1w</sub> 为 1.5~1.6 s)
采集协议	1. B <sub>0</sub> 应进行匀场,最好是二阶匀场 2. 至少 6 个频偏/7 个频率点 (S <sub>0</sub> 、±3、±3.5、±4 ppm 或 S <sub>0</sub> 、±3.1、±3.5、±3.9 ppm); 在 ±3.5 ppm 处需要进行更多采集,以提高 APTw 成像的信噪比;应采集离水 ±300 ppm 或更远的饱和图像作为 S <sub>0</sub> , 需要进行空扫 3. 必须获取准确的水频率图
数据处理方法	1. 使用 MTR <sub>asym</sub> (3.5 ppm) 作为矩阵 2. 使用彩虹色标 (±5%), 背景为绿色, 高信号为黄色/橙色/红色, 低信号为蓝色 c. 存储伪彩图和灰度图像

注: APTw 为酰胺质子转移加权; T<sub>sat</sub> 为总射频饱和时间; B<sub>1</sub> 为射频场; B<sub>1rms</sub> 为脉冲串强度的均方根; DC<sub>sat</sub> 为饱和占空比; SPIR 为反转恢复频率预饱和; T<sub>rec</sub> 为磁化恢复/弛豫延迟时间; T<sub>1w</sub> 为自由水的纵向弛豫时间; B<sub>0</sub> 为静磁场; S<sub>0</sub> 为未经过射频饱和的自由水的信号强度; MTR<sub>asym</sub> 为不对称性磁化转移率



瘤间以及脑肿瘤与肿瘤样病变之间的鉴别,尽管尚不足以支持临床实践。APT<sub>w</sub> 成像可以实现脑肿瘤的组织学分级,并有望预测胶质瘤的 IDH 突变以 MGMT 的甲基化状态,可以作为灌注成像及 DWI 的替代及补充。另外,该技术可以鉴别脑肿瘤的假性进展与真性进展,以及放射性坏死及复发,从而提供了常规影像学技术无法提供的额外信息。尽管研究有限,APT<sub>w</sub> 技术也显示了其作为脑肿瘤预后预测影像标志物的潜能。

现有的研究成果显示了 APT<sub>w</sub> 成像在脑肿瘤成像中的巨大应用前景及应用潜能,但距离将其推向临床,供应商、科研工作者和临床医师都还有很长一段路需要走。本共识是推动 APT<sub>w</sub> 成像实现临床转化的第一步尝试,旨在为 APT<sub>w</sub> 技术在脑肿瘤中的研究与应用建立框架,提出规范,指明方向,使后续研究人员可以吸取前期研究者的经验教训,更加高效地将这一技术向临床应用转化。

尽管在 APT<sub>w</sub> 技术应用的一些方面仍存在争议,笔者相信在供应商、科研工作者和临床医师的努力和技术的进步下,这些争议将会一一得以解决。相信随着本共识及 APT<sub>w</sub> 技术的进一步推广应用,今后 APT<sub>w</sub> 成像的研究将更加规范,从而助力更多高质量的研究成果不断涌现,并将之拓展到体部肿瘤乃至其他病种等更多的应用领域与场景,使之真正实现临床落地。

**利益冲突** 所有作者声明无利益冲突

## 参 考 文 献

- Zhou J, Lal B, Wilson DA, et al. Amide proton transfer (APT) contrast for imaging of brain tumors[J]. *Magn Reson Med*, 2003, 50(6): 1120-1126. DOI: 10.1002/mrm.10651.
- Zhou J, Payen JF, Wilson DA, et al. Using the amide proton signals of intracellular proteins and peptides to detect pH effects in MRI[J]. *Nat Med*, 2003, 9(8): 1085-1090. DOI: 10.1038/nm907.
- Zhou J, Tryggstad E, Wen Z, et al. Differentiation between glioma and radiation necrosis using molecular magnetic resonance imaging of endogenous proteins and peptides [J]. *Nat Med*, 2011, 17(1): 130-134. DOI: 10.1038/nm.2268.
- Park JE, Kim HS, Park SY, et al. Identification of early response to anti-angiogenic therapy in recurrent glioblastoma: amide proton transfer-weighted and perfusion-weighted MRI compared with diffusion-weighted MRI[J]. *Radiology*, 2020, 295(2): 397-406. DOI: 10.1148/radiol.2020191376.
- Liu J, Li C, Chen Y, et al. Diagnostic performance of multiparametric MRI in the evaluation of treatment response in glioma patients at 3T[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2020, 51(4): 1154-1161. DOI: 10.1002/jmri.26900.
- Guo H, Liu J, Hu J, et al. Diagnostic performance of gliomas grading and IDH status decoding A comparison between 3D amide proton transfer APT and four diffusion-weighted MRI models[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2022, 56(6):1834-1844. DOI: 10.1002/jmri.28211.
- Joo B, Han K, Ahn SS, et al. Amide proton transfer imaging might predict survival and IDH mutation status in high-grade glioma[J]. *Eur Radiol*, 2019, 29(12): 6643-6652. DOI: 10.1007/s00330-019-06203-x.
- Zhou J, Zaiss M, Knutsson L, et al. Review and consensus recommendations on clinical APT-weighted imaging approaches at 3T: application to brain tumors[J]. *Magn Reson Med*, 2022, 88(2): 546-574. DOI: 10.1002/mrm.29241.
- 胡飞翔, 童彤, 彭卫军. 化学交换饱和和转移 MRI 在肿瘤研究中的应用进展[J]. *中华放射学杂志*, 2022, 56(10):1149-1154. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20211026-00955.
- Heo HY, Han Z, Jiang S, et al. Quantifying amide proton exchange rate and concentration in chemical exchange saturation transfer imaging of the human brain[J]. *Neuroimage*, 2019, 189: 202-213. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2019.01.034.
- Cohen O, Huang S, McMahon MT, et al. Rapid and quantitative chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging with magnetic resonance fingerprinting (MRF) [J]. *Magn Reson Med*, 2018, 80(6):2449-2463. DOI: 10.1002/mrm.27221.
- Jin T, Wang P, Zong X, et al. Magnetic resonance imaging of the Amine-Proton EXchange (APEX) dependent contrast [J]. *Neuroimage*, 2012, 59(2):1218-1227. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.08.014.
- Kim J, Wu Y, Guo Y, et al. A review of optimization and quantification techniques for chemical exchange saturation transfer MRI toward sensitive in vivo imaging [J]. *Contrast Media Mol Imaging*, 2015, 10(3): 163-178. DOI: 10.1002/cmml.1628.
- Zaiss M, Bachert P. Chemical exchange saturation transfer (CEST) and MR Z-spectroscopy in vivo: a review of theoretical approaches and methods[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(22):R221-R269. DOI: 10.1088/0031-9155/58/22/R221.
- van Zijl PCM, Lam WW, Xu J, et al. Magnetization transfer contrast and chemical exchange saturation transfer MRI. Features and analysis of the field-dependent saturation spectrum[J]. *Neuroimage*, 2018, 168: 222-241. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2017.04.045.
- Walchhofer LM, Steiger R, Rietzler A, et al. Phosphorous magnetic resonance spectroscopy to detect regional differences of energy and membrane metabolism in naïve glioblastoma multiforme[J]. *Cancers (Basel)*, 2021, 13(11):2598. DOI: 10.3390/cancers13112598.
- Sotirios B, Demetriou E, Topriceanu CC, et al. The role of APT imaging in gliomas grading: a systematic review and meta-analysis[J]. *Eur J Radiol*, 2020, 133: 109353. DOI: 10.1016/j.ejrad.2020.109353.
- Zhang H, Yong X, Ma X, et al. Differentiation of low-and high-grade pediatric gliomas with amide proton transfer imaging: added value beyond quantitative relaxation times[J]. *Eur Radiol*, 2021, 31(12): 9110-9119. DOI:



- 10.1007/s00330-021-08039-w.
- [19] Kang XW, Xi YB, Liu TT, et al. Grading of glioma: combined diagnostic value of amide proton transfer weighted, arterial spin labeling and diffusion weighted magnetic resonance imaging[J]. BMC Med Imaging, 2020, 20(1):50. DOI: 10.1186/s12880-020-00450-x.
- [20] 谢聪, 段云云, 王晓波, 等. MR 酰胺质子转移成像预测脑干胶质瘤病理分级的价值[J]. 中华放射学杂志, 2022, 56(2): 163-167. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20210428-00419.
- [21] Xu Z, Ke C, Liu J, et al. Diagnostic performance between MR amide proton transfer (APT) and diffusion kurtosis imaging (DKI) in glioma grading and IDH mutation status prediction at 3 T[J]. Eur J Radiol, 2021, 134: 109466. DOI: 10.1016/j.ejrad.2020.109466.
- [22] Su C, Xu S, Lin D, et al. Multi-parametric Z-spectral MRI may have a good performance for glioma stratification in clinical patients[J]. Eur Radiol, 2022, 32(1):101-111. DOI: 10.1007/s00330-021-08175-3.
- [23] 楚智钦, 屈耀铭, 钟涛, 等. 磁共振酰胺质子转移模式的胶质瘤 IDH 基因分型识别: 基于深度学习的 Dual-Aware 框架[J]. 南方医科大学学报, 2023, 43(8): 1379-1387. DOI: 10.12122/j.issn.1673-4254.2023.08.15.
- [24] Zhang HW, Lin F. Research progress on amide proton transfer imaging in preoperative and postoperative glioma assessment[J]. Curr Med Imaging, 2023, 19(9): 971-976. DOI: 10.2174/1573405619666230126124039.
- [25] Mehta S, Shah A, Jung H. Diagnosis and treatment options for sequelae following radiation treatment of brain tumors[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2017, 163: 1-8. DOI: 10.1016/j.clineuro.2017.09.010.
- [26] Kroh F, von Knebel Doeberitz N, Breitling J, et al. Semi-solid MT and APTw CEST-MRI predict clinical outcome of patients with glioma early after radiotherapy[J]. Magn Reson Med, 2023, 90(4): 1569-1581. DOI: 10.1002/mrm.29746.
- [27] Ma B, Blakeley JO, Hong X, et al. Applying amide proton transfer-weighted MRI to distinguish pseudoprogression from true progression in malignant gliomas[J]. J Magn Reson Imaging, 2016, 44(2): 456-462. DOI: 10.1002/jmri.25159.
- [28] Devan SP, Jiang X, Kang H, et al. Towards differentiation of brain tumor from radiation necrosis using multi-parametric MRI: preliminary results at 4.7 T using rodent models[J]. Magn Reson Imaging, 2022, 94: 144-150. DOI: 10.1016/j.mri.2022.10.002.
- [29] Martín-Noguerol T, Mohan S, Santos-Armentia E, et al. Advanced MRI assessment of non-enhancing peritumoral signal abnormality in brain lesions[J]. Eur J Radiol, 2021, 143:109900. DOI: 10.1016/j.ejrad.2021.109900.
- [30] Park JE, Kim HS, Park KJ, et al. Histogram analysis of amide proton transfer imaging to identify contrast-enhancing low-grade brain tumor that mimics high-grade tumor: increased accuracy of MR perfusion[J]. Radiology, 2015, 277(1): 151-161. DOI: 10.1148/radiol.2015142347.
- [31] Kamimura K, Nakajo M, Yoneyama T, et al. Histogram analysis of amide proton transfer-weighted imaging: comparison of glioblastoma and solitary brain metastasis in enhancing tumors and peritumoral regions[J]. Eur Radiol, 2019, 29(8): 4133-4140. DOI: 10.1007/s00330-018-5832-1.
- [32] Debnath A, Gupta RK, Singh A. Evaluating the role of amide proton transfer (APT)-weighted contrast, optimized for normalization and region of interest selection, in differentiation of neoplastic and infective mass lesions on 3T MRI[J]. Mol Imaging Biol, 2020, 22(2): 384-396. DOI: 10.1007/s11307-019-01382-x.

·读者·作者·编者·

## 本刊对形态学图片的质量和制作要求

作者提供给杂志用的形态图片既要为论文的出版用, 也为论文的评审和编辑用, 除图片要足够的大小外, 图像要能真实反映形态的原貌和特征。图片要清晰, 对比度好, 色彩正常。基本要求如下。

1. 图片必须是原始图像或由原始图像加工成的照片, 图像要能显示出形态特征, 必要时需加提示或特指符号(如箭头等)。

2. 数码照片的图像分辨率调整为 300 dpi 或以上, 总像素要在 150 万 ~ 200 万像素或以上, 图像文件用 tif 格式。

3. 图像要有简明扼要、规范的形态描述, 但不能简单到只写“电子显微镜形态改变”之类。

4. 大体标本图片上应有标尺, 显微镜图片应注明染色方法和图像的真正放大倍数, 数码照片的放大率最好用比例尺来标注。

5. 插入到文本文件中的图片, 在调整其大小时要保持原图像的宽/高比例(即先按下计算机的 Shift 键, 再进行缩放操作)。

(本刊编辑部)