·医学工程·

小动物脑部小血管出血病灶模型的核磁序列扫描应用探索

王战京　毕京东　武文琦　雷建锋*

（首都医科大学中心实验室，北京 100069）

【摘要】 目的 本研究的目标是通过小动物磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging，MRI）序列，为脑小血管出血机制研究和治疗手段提供技术支持与参考依据，利于深入探究该疾病本质与优化治疗策略，促进新治疗方法的研发。**方法** 本研究以5只海绵状血管瘤小鼠模型（利用腺相关病毒作为载体，同时过表达突变鼠的PIK3CA和MAP3K3（p.I441M）突变位点）为研究对象，利用7.0T小动物核磁不同序列T1加权成像（T1–Weighted Imaging，T1WI）、T2加权成像（T2–Weighted Imaging，T2WI）、磁敏感加权成像（Susceptibilityweighted Imaging，SWI）、弥散张量成像（Diffusion Tensor Imaging，DTI）和动脉自旋标记成像（Arterial Spin Labeling，ASL）等成像，实行参数设定、图像采集，并从病灶数量、病灶面积、信噪比等指标对扫描结果进行数据统计分析。**结果** SWI在病灶数量、面积及信噪比检测上更加敏感（$P<0.01$），T2WI较T1WI对病灶显示更清晰（$P<0.01$）。DTI和ASL分别提供微观结构与血流灌注信息。**结论** 综合应用多种序列有助于全面评估病理特征。

【关键词】 磁共振成像；脑小血管出血；血管瘤；小鼠模型；SWI

【中图分类号】 TH77; R445.2　**【文献标识码】** A　**【DOI】** 10.11876/mimt202502004

Application of magnetic resonance imaging sequences in a small animal model of cerebral small vessel hemorrhage

*Wang Zhanjing, Bi Jingdong, Wu Wenqi, Lei Jianfeng**

(Core Facility Center, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

【Abstract】 Objective The aim of this study is to provide technical support and reference basis for the research on the mechanism of cerebral small vessel hemorrhage and treatment methods through small animal Magnetic Resonance Imaging (MRI) sequences. This will facilitate in – depth exploration of the nature of the disease, optimization of treatment strategies, and promotion of the development of new treatment methods. Methods In this study, 5 C57 mice overexpressing the mutant sites of PIK3CA and MAP3K3 (p.I441M) were taken as the research objects. Imaging was carried out using different sequences of 7.0T small – animal nuclear magnetic resonance, such as T1WI, T2WI, SWI, DTI, and ASL. Parameter setting and image acquisition were performed, and the scanning results were statistically analyzed in terms of indicators such as the number of lesions, lesion area, and signal – to – noise ratio. Results SWI shows excellent performance in the detection of the number, size, and signal – to – noise ratio of lesions ($P<0.05$). T2WI shows lesions more clearly than T1WI ($P<0.05$). DTI and ASL provide micro – structure and blood perfusion information respectively. Conclusion The comprehensive application of multiple sequences is helpful for a comprehensive assessment of pathological characteristics

【Key words】 MRI; Cerebral small vessel hemorrhage; Hemangioma; Mice model; SWI

基金项目：国家自然科学基金项目（82301470）

第一作者：王战京，男，硕士研究生，主管技师，研究方向：医学影像技术，小动物磁共振成像技术，小动物CT成像技术；毕京东，男，硕士研究生，技师，研究方向：医学影像技术，小动物磁共振成像技术

通讯作者：雷建锋，男，硕士研究生，副主任技师，研究方向：医学影像技术，小动物磁共振成像技术，小动物CT/PET成像技术

脑出血是指非外伤性脑实质内血管破裂引发的出血。其病因主要包括高血脂、糖尿病、高血压、血管老化、吸烟以及遗传等因素。依据病因差异，脑出血可分为高血压性出血、脑动脉淀粉样变性出血、脑静脉畸形破裂出血、动脉瘤破裂出血、海绵状血管瘤破裂出血等类型。当脑动脉和较大静脉破裂出血时，通常出血量较大，病灶也较大。在临床实践中，常运用T1加权成像（T1–Weighted Imaging，T1WI）和T2加权成像（T2–Weighted Imaging，T2WI）序列，来检查该疾病的发病时期、出血位置以及病灶大小[1–5]。然而，由高血压、血管内皮损伤、海绵状血管瘤等原因致使的微小血管破裂或渗漏引发的出血，具有病灶小（小于5mm）、临床症状轻、检查手段有限的特点，所以常常被忽视。随着核磁技术的发展，近年来临床上常依据脑小血管出血病灶周围含铁血黄素沉积这一病理特征，采用T2WI、T2*、SWI等核磁序列扫描进行诊断和研究。不过，由于小鼠自身脑结构小、出血点小（直径小于1.5mm）、出血后含铁血黄素沉积不均质等特性，小动物核磁在检测脑微小出血病灶时，仍采用常规的T1WI、T2WI序列进行扫描，这无法真实反映出血灶的数量和面积[6–11]。另外，T2*、磁敏感加权成像（Susceptibilityweighted Imaging，SWI）等序列在小动物脑微出血模型中的应用较少，缺乏相应的技术报道和参考[6–11]。本文以5只海绵状血管瘤小鼠模型作为研究对象，借助小动物核磁不同序列成像，评估不同核磁序列对鼠脑小血管出血模型病灶呈现效果的优劣，旨在为脑小血管出血的发生机制以及治疗手段等相关研究，提供技术支撑和参考依据。

1 材料与方法

1.1 实验动物

本研究选用5只带有PIK3CA和MAP3K 3（p.I441M）点突变的C57小鼠作为实验动物。该批次小鼠由中日友好医院翁剑聪课题组提供，伦理编码为AEEI－2021_312。

海绵状血管瘤模型鼠的造模过程如下：以腺相关病毒为载体，同时过表达突变鼠的PIK3CA和MAP3K3（p.I441M）突变位点。随后，采用聚合酶链式反应（Polymerase Chain Reaction，PCR）技术对过表达成功的小鼠进行检测筛选。

1.2 实验仪器和实验方法

仪器：采用德国布鲁克公司生产的PharmaScan 7.0T磁共振设备，并运用ParaVision 360系统软件进行扫描。

在麻醉环节，使用江苏恒丰强生物技术有限公司生产的异氟烷（宠物用）气体进行麻醉。首先对小鼠实施诱导麻醉，随后以2%的剂量维持麻醉状态，以确保小鼠在扫描过程中保持安静，且各项生命体征平稳。麻醉期间，密切监测小鼠的呼吸、心率等生命体征，维持心律在约300次/min，呼吸在约45次/min。

待小鼠麻醉后，将其放置于定制的塑料材质小鼠固定装置中，该固定装置对小鼠无害且不会干扰核磁信号。通过这种方式确保小鼠头部及身体位置稳定，有效减少运动阴影对图像质量的影响。

本实验所采用的各序列参数如下：（1）T1WI选用快速自旋回波（T1_RARE）序列，重复时间（Repetition Time，TR）500ms，回波时间（Echo Time，TE）为8ms，层厚0.5mm，层间距0.5mm，视野（Field of View，FOV）18mm×18mm，矩阵（Matrix，TX）256×256，激励次数（Number of Excitation，NEX）4次，采集时间（Acquisition Time，TA）3.40min。（2）T1WI采用T2_TurboRARE序列，TR 2500ms，TE 35ms，层厚0.5mm，层间距0mm，FOV 18mm×18mm，矩阵256×256，NEX 4次，扫描时长5.12min。（3）SWI成像采SWI–FLASH序列，TR 800ms，TE 18ms，层厚0.5mm，层间距0mm，FOV 18mm×18mm，矩阵256×256，翻转角（Flip Angle，FA）30°。NEX 5次，扫描时长17.04min。（4）DTI采用DTI_EPI_30dir_sat序列，TR 3000ms，TE 25ms，层数20层，层厚0.5mm，层间距0mm，FOV 12mm×12mm，矩阵60×60，FA 20°，NEX 2次，Segments 4，B值–1000s/mm²。（5）ASL使用Perfusion_FAIR_RARE序列，TR 8000ms，TE 60ms，层数1层，层厚1mm，FOV 20mm×20mm，矩阵100×100，FA 90°，NEX 1次，TI为10次，扫描时长16min。

1.3 图像采集与后处理

图像采集：将小鼠妥善固定于核磁扫描床上，待位置稳定后，按照设定的扫描序列及参数依次进行扫描，获取不同序列的原始图像数据。图像后处理：将原始图像数据传输至专业图像后处理工作站。对于DTI图像，利用工作站软件计算各向异性分数（Fractional Anisotropy，FA）图、平均弥散率（Mean Diffusivity，MD）图。ASL图像则使用软件生成脑区的脑血流量（Cerebral Blood Flow，CBF）图。选取不同脑区进行FA值、MD值、CBF值的测量。采用SPSS 27.0软件对T1WI、T2WI、SWI成像的病灶个数、病灶面积、信噪比进行单因素方差分析，之后进行多重比较分析。对FA、MD、CBF参

数，选取病灶区分别与海马区域和皮层区域进行独立样本 t 检验分析。

1.4 质量控制

定期检测和校准核磁设备性能，确保磁场均匀性、射频线圈性能等指标达标，以保障图像质量稳定、准确。每次扫描前，检查小鼠固定装置的安装是否正确，保证小鼠扫描时无移动。扫描过程中，密切留意小鼠生命体征，一旦出现异常（如呼吸急促、心率异常等），立即停止扫描并采取急救措施。由经验丰富的影像学专业人员评估图像质量，检查是否存在伪影（如运动伪影、磁化率伪影等）、信号均匀性及结构显示情况。若图像质量不佳，分析原因并及时调整扫描参数或重新扫描。

2 结果

2.1 不同 MRI 序列对小鼠脑微出血模型的病灶数量、大小和信噪比分析

对因变量病灶个数进行了多重比较分析，结果显示，SWI 和 T2WI 组间、SWI 和 T1WI 组间相比，SWI 平均病灶个数显著多于 T1WI、T2WI（P<0.01），而 T1WI 和 T2WI 组间比较，差异无统计学意义（P>0.05），见表 1。这表明 SWI 在检测病灶数量方面具有更高的敏感性，能够发现更多微小病灶，相比之下，T1WI 和 T2WI 可能会遗漏部分病灶。其原因主要是 SWI 序列对含铁血黄素敏感，能显示更多出血病灶。这一结果提示在脑小血管出血的临床诊断和研究中，SWI 序列可能更有助于全面评估病灶的数量情况。

表 1 以病灶个数为标准

项目	检测项目数	平均病灶个数	组间对比	t	P
T1WI	5	5.8 ± 1.30	T1WI–SWI	−9.68	<0.001
T2WI	5	6.6 ± 1.34	T2WI–T1WI	0.96	0.37
SWI	5	16.4 ± 2.07	SWI–T2WI	8.87	<0.001

注：平均值的显著差异水平为 0.01，差异水平为 0.05。

通过变量病灶面积比较分析发现，T1WI 平均病灶面积 0.65mm^2，T2WI 为 0.73mm^2，SWI 达 2.55mm^2。SWI、T2WI 和 T1WI 组间相比，SWI 平均病灶面积最大，T1WI 病灶面积最小，差异均有统计学意义（P<0.05），见表 2。SWI 检测的病灶面积显著更大可能铁沉积有关；而 T2WI 比 T1WI 更能准确显示病灶面积，其原因可能与铁沉积和组织含水量有关。该结果表明，评估脑小血管出血病灶大小时，SWI 可提供更全面信息，避免低估病灶大小，为临床诊断和治疗方案制定提供重要依据。

表 2 以病灶大小为标准

项目	检测项目数	平均病灶面积（mm^2）	组间对比	t	P
T1WI	5	0.65 ± 0.17	T1WI–SWI	−13.11	<0.001
T2WI	5	0.7 ± 0.12	T2WI–T1WI	0.54	0.61
SWI	5	2.55 ± 0.28	SWI–T2WI	13.51	<0.001

注：平均值显著差异水平为 0.01，差异水平为 0.05。

通过统计信噪比平均值数据显示，T1WI 信噪比 3.49，T2WI 为 4.12，SWI 高达 10.71。SWI、T2WI 和 T1WI 组间相比，SWI 平均信噪比最高（P<0.05），T1WI 信噪比最低（P<0.01），见表 3。SWI 信噪比明显更高，图像受噪声干扰小，在检测微小病灶时优势明显。T2WI 信噪比高于 T1WI，显示病灶更清晰。这表明，追求高信噪比图像以准确识别病灶时，SWI 是更优选择，T2WI 次之，为临床影像诊断序列选择提供参考，有助于提高诊断准确性。

表 3 以病灶的信噪比为标准

项目	检测项目数	信噪比（SNR）	组间对比	t	P
T1WI	5	3.49 ± 0.54	T1WI–SWI	−17.71	<0.001
T2WI	5	4.12 ± 0.56	T2WI–T1WI	1.8	0.11
SWI	5	10.71 ± 0.73	SWI–T2WI	15.96	<0.001

注：平均值显著差异水平为 0.01，差异水平为 0.05。

2.2 磁共振影像表现描述及分析

图 1 中 a 图 T1WI 显示左侧海马旁存在不规则低信号区域，其边界相对清晰，面积约为 0.65mm^2，低信号区域可能是由于出血后血红蛋白演变及局部组织水肿所致。背景少量噪点可能来源于设备自身噪声以及成像过程中周围组织的干扰。b 图 T2WI 不规则低信号区域呈现出更多高信号，且点状颗粒更加清晰，这可能是因为 T2WI 对组织含水量变化更为敏感，出血灶周围水肿区域在该序列下信号增强，点状颗粒可能代表微小出血点或局部组织成分改变。c 图 SWI 显示低信号区域明显增大，内部可见高信号，左侧皮层低信号斑点内出现模糊的“铁环征”。低信号区域增大可能是由于 SWI 对含铁血黄素等顺磁性物质高度敏感，出血灶中的含铁血黄素使局部磁场不均匀，进而扩大了低信号范围；“铁环征”是脑微出血的典型 SWI 表现，提示该区域存在反复出血。d 图 SWI 相位图中病变组织周边呈现高信号环状，这是由于病变组织与周围正常组织磁敏感性差异导致相位变化，高信号环的出现进一步佐证了出血灶的存在及周围组织的磁敏感特性改变。

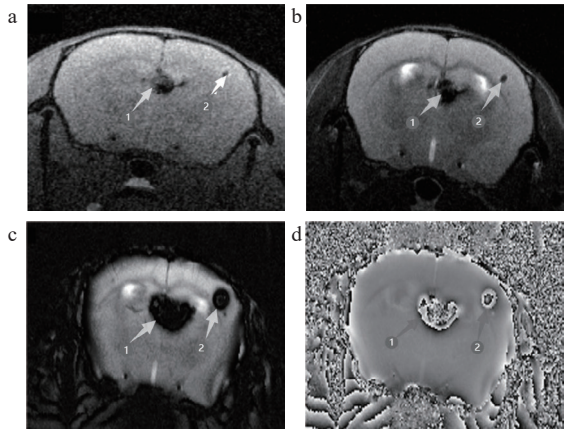


图1 磁共振影像表现

注：a为T1WI图像，b为T2WI图像，c为SWI图像，d为SWI相位图。1，2为出血病灶。

2.3 不同区域的病理学结果及分析

通过SPSS研究对出血区域与右侧海马、左侧海马、右侧皮层、左侧皮层的FA、MD和CBF展开统计分析，结果表明各脑区在这三项指标上差异显著。出血区域FA值显著低于其他脑区，显示神经纤维的排列和完整性遭到破坏，可能源于脑出血导致的神经纤维受损、断裂或局部微环境改变。其MD值显著高于其他脑区，表明水分子扩散增加，是由于出血后组织细胞结构破坏、细胞间隙增大。而出血区域CBF值显著低于其他脑区，意味着血液循环障碍、血液供应不足，影响了脑组织正常代谢和功能。这些结果表明脑出血对不同脑区的神经纤维结构、水分子扩散以及脑血流量均产生显著影响，为探究脑出血发病机制、评估病情及制定治疗方案提供了重要数据支持，见表4、表5、表6。

表4 小鼠不同脑区的FA结果

检测区域	检测项目数	平均值		*t*	*P*
出血区域	5	0.13	0.019	–	–
右侧海马	5	0.23	0.015	–8.58	<0.001
左侧海马	5	0.32	0.019	–15.62	<0.001
右侧皮层	5	0.23	0.20	–10.59	<0.001
左侧皮层	5	0.19	0.023	–4.62	0.002

注：平均值显著差异水平为0.01，差异水平为0.05。

表5 小鼠不同脑区的MD（mm^2/s）结果

检测区域	检测项目数	平均值	*t*	*P*
出血区域	5	2.06E–3 ± 1.52E–4	–	–
右侧海马	5	6.18E–4 ± 1E–6	21.25	<0.001
左侧海马	5	6.23E–4 ± 1E–6	21.19	<0.001
右侧皮层	5	6.72E–4 ± 1E–6	20.45	<0.001
左侧皮层	5	6.51E–4 ± 1E–6	20.76	<0.001

注：平均值显著差异水平为0.01，差异水平为0.05。

表6 小鼠不同脑区的CBF（ml/100g/min）结果

检测区域	检测项目数	平均值		*t*	*P*
出血区域	5	15.2	1.92	–	–
右侧海马	5	135	1.64	–106.00	<0.001
左侧海马	5	124.4	1.14	–106.20	<0.001
右侧皮层	5	98.6	1.14	–83.40	<0.001
左侧皮层	5	111	1.58	–86.03	<0.001

注：平均值显著差异水平为0.01，差异水平为0.05。

2.4 DTI序列与ASL序列生成图表现描述

在图2中，a图DTI的FA图显示病理区域呈低信号，与对侧脑区差异显著。FA值反映神经纤维的方向性和完整性，病理区域低信号表明该区域神经纤维的排列方向和完整性受到破坏，可能是由于出血导致神经纤维断裂、移位或髓鞘损伤。b图MD图显示病理区为高信号，MD值代表水分子的平均扩散能力，高信号意味着病理区域水分子扩散增加，可能是因为出血后局部组织细胞结构破坏、细胞间隙增大，导致水分子扩散更加自由。c图CBF图显示病理区域低信号，且范围较其他图缩小。这表明出血区域脑血流量明显减少，可能是由于血管破裂后局部血液循环障碍，血液供应不足，影响了脑组织的正常代谢和功能。对比这三幅图可以发现，FA、MD和CBF的变化相互关联，共同反映了出血区域神经结构、水分子扩散和血流灌注的异常改变，为深入理解脑出血的病理机制提供了多维度信息。

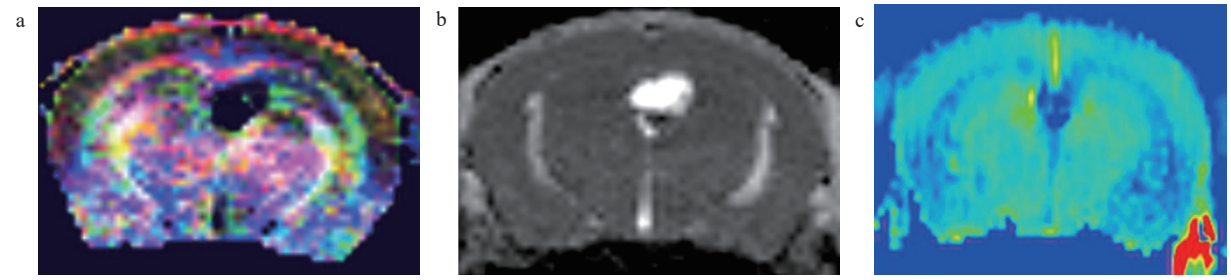


图2 DTI序列与ASL序列生成图

3 讨论

本研究运用7.0T小动物MRI，并结合多种序列（T1WI、T2WI、SWI、DTI和ASL），对海绵状血管瘤破裂小鼠脑小血管出血模型展开成像研究，旨在评估不同序列在脑小血管出血检测中的性能表现。SWI在病灶数量、大小以及信噪比检测方面表现卓越；T2WI相较于T1WI，能够更清晰地呈现病灶；而DTI和ASL则分别提供了微观结构与血流灌注相关信息。选择这些序列，是基于它们在显示脑部病理特征时各自具备的独特优势及互补性，以期为脑小血管出血的机制探究和治疗手段评估，提供全面的技术支撑[12-21]。与与既往研究相比，本研究发现与临床应用SWI检测脑小血管出血时的高敏感性和特异性相符，这可能源于SWI对含铁血黄素等顺磁性物质具有极高的敏感性。T2WI相较于T1WI在病灶显示上存在优势，这或许与出血点的铁沉积以及周围组织的含水量有关。DTI和ASL所提供的微观结构和血流灌注信息，进一步证实了这些技术在评估脑出血病理特征方面的价值。

本研究虽能为多种类型脑出血动物模型的核磁扫描序列及参数提供参考，但实验结果存在一定局限性。其一，本实验样本量较小，且模型类型单一，这限制了结果的普适性。后续研究可通过增加样本量，以及采用多种脑出血类型的鼠模型，来提升实验结果的普适性。其二，受实验室条件所限，未能开展病理实验，因而无法进一步验证影像结果与真实病理情况是否一致。其三，尽管本研究采用了多种 MRI 序列，但仍存在其他先进的成像技术，如定量磁敏感度成像（Quantitative Susceptibility Mapping，QSM）和血氧水平依赖成像（Blood Oxygen Level Dependent，BOLD），可进一步探索，以增进对脑小血管出血的检测与认知解[22-28]。

综上所述，本研究通过综合运用多种MRI序列，全面评估了脑小血管出血模型的病理特征。SWI在病灶检测方面优势显著，T2WI和T1WI能更好地反映病灶位置及脑结构，DTI和ASL可提供微观结构与血流灌注信息。这些研究成果为脑小血管出血的发生机制研究及治疗手段评估，提供了关键的技术支持与参考依据。未来研究应持续探索新的成像技术和序列，以提升对脑小血管出血的检测与认知水平，同时挖掘这些技术在临床应用中的潜在价值。

[参 考 文 献]

[1] 唐钰.核磁共振GRE-T2*WI对脑内微出血的诊断[J].影像研究与医学应用,2020,4(14):224-225.

[2] 冯庆智.核磁SWI序列在颅内微量出血鉴别诊断应用中相关研究[J].中国医学工程,2015,23(10):154-158.

[3] 庄卫东,路慧敏,葛新然,等.3.0T核磁SWI扫描在外伤性脑轴索损伤及微出血的应用[J].临床医药文献电子杂志,2018,5(43):10.

[4] 尹秀玲,李绍林,姜天娇,等.核磁共振SWI对高血压脑内微出血的检测分析[J].中国疗养医学,2014(6):490-492.

[5] 柏园,谭彧,龚毅,等.脑微出血与老年抑郁综合征的相关性研究[J].江西医药,2024,59(1):101-104.

[6] 董衍军.核磁共振成像检查在抗栓治疗发生脑微出血时的价值[J].中国保健营养（中旬刊）,2012(11):341.

[7] 买买提明·马合木提,迪力夏提·依明,潘家洁,等.MR磁敏感加权成像检测高血压脑微出血的价值研究[J].中国医学装备,2023,20(3):69-73.

[8] 黄钻明,王开福,徐谢生,等.3.0T磁敏感加权成像在腔隙性脑梗塞中微出血的应用研究[J].中国医疗器械信息,2023,29(14):10-12.

[9] 翟志坚,尚伟,张颖,等.3.0T头颅MRI检查对脑微出血检出率的影响[J].临床研究,2021,29(2):132-133.

[10] 徐劲,张驰,马慧,等.脑微出血与脑卒中相关性的临床研究[J].中风与神经疾病杂志,2014,31(3):219-221.

[11] 张盼盼,牛智领,闫斌,等.磁敏感加权成像在急性脑梗死合并脑微出血诊断中的价值[J].临床心身疾病杂志,2020,26(4):152-154,185.

[12] 王本国,林棉,杨楠,等.不同脑血管病患者脑微出血的患病率及其危险因素分析[J].中国神经精神疾病杂志,2011,37(5):303-306.

[13] 邹亚芬.脑微出血的临床意义[J].中风与神经疾病杂志,2010,27(3):284-285.

[14] 杨淞然,华平,苏蔼欣,等.脑内微出血的严重程度分级及重度MB的危险因素分析[J].中山大学学报（医学科学版）,2007,28(z1):215-217.

[15] 吴阿玲.脑微出血与复发性缺血性卒中[D].大连:大连医科大学,2019.

[16] 葛凯,阳俊,罗曦. 磁共振成像对脑小血管病脑微出血灶和认知相关性分析[J].健康必读,2018(15):234.

[17] 滕振杰.急性缺血性卒中患者脑微出血相关因素分析及与认知功能的临床研究[D].石家庄:河北医科大学,2017.

[18] 金文晶.磁敏感加权成像对高血压大鼠模型脑微出血的实验研究[D].南昌:南昌大学,2014.

[19] 滕振杰,董艳红,李玲,等.脑微出血与急性缺血性卒中的临床关系分析[J].中国神经免疫学和神经病学杂志,2016,23(5):312-316,321.

[20] 李立新,黄海峰,陈婵清.磁敏感加权成像(SWI)在高血压患者脑微出血的价值研究[J].现代医用影像学,2020,29(6):1035-1038.

[21] 冯萌萌,王媛,刘霄翊,等.基于定量磁化率成像评估的脑小血管病患者灰质核团铁沉积情况及其与认知功能的相关性分析[J].中国脑血管病杂志,2024,21(9):595-602.

[22] 张方乐,郭永杰,陈冲,等.核磁共振中磁敏感加权成像扫描技术在脊髓损伤诊断及神经功能评价中的作用[J].四川解剖学杂志,2024,32(4):7-9,21.

[23] 李明,陈克敏,潘自来,等.CT及MRI预测急性缺血性脑梗死出血性转化的价值研究进展[J].诊断学理论与实践,2024,23(1):83-89.

[24] 卢丹丹,王佩,李蒙蒙,等.核磁负担评分与轻型脑卒中早期神经功能恶化的相关性[J].医学研究与教育,2023,40(4):19-24.

[25] 程昭昭.基于MRI和体液生物标志物探究脑小血管病特征在阿尔茨海默病中的病理作用及临床诊断价值[D].济南:山东大学,2023.

[26] 王玉青.多模MRI指导下脑梗死患者溶栓后早期抗栓的安全性研究[D].唐山:华北理工大学,2022.

[27] 李扬.大鼠轻度颅脑爆炸冲击伤的多模态影像学实验研究[D].重庆:陆军军医大学,2022.

[28] 常辉,陈丽萍,姜永霞,等.复发性脑卒中患者中医证型与多模态核磁共振相关性研究[J].世界最新医学信息文摘,2022,22(59):98-101.