临床研究 DOI：10.13406/j.cnki.cyxb.003849

不同翻转角对女性盆腔磁敏感加权成像图像质量的影响

刘文杰[1]，肖智博[1]，郁　斌[1]，梁凯文[2]，吕富荣[1]

（1.重庆医科大学附属第一医院放射科，重庆　400016；2.重庆医科大学附属第一医院健康管理中心，重庆　400016）

【摘　要】目的：探讨不同翻转角（flip angle，FA）对女性盆腔磁敏感加权成像（susceptibility-weighted imaging，SWI）图像质量的影响。**方法：**纳入44例行盆腔MRI增强的患者。测量各组病变、子宫及臀大肌的信号强度（signal intensity，SI）、标准差（standard deviation，SD），计算信噪比（signal to noise ratio，SNR）、对比噪声比（contrast to noise ratio，CNR）；采用4分法对盆腔各部位的解剖细节显示、几何畸形程度、伪影和病灶清晰度进行主观评价；采用非参数Friedman检验进行SNR、CNR及主观评分多组间比较，采用LSD-t检验进行各组SNR、CNR及主观评分的事后组内两两比较，对结果进行Bonferroni校正。使用组内相关系数（intra-class correlation coefficient，ICC）检验2名观察者对客观评分和主观评分的一致性。**结果：**2名观察者除了FA=15°、20°的几何畸形程度一致性尚可外（ICC=0.75），其余各组主观评分的一致性均良好（ICC均>0.75）。FA10°组的$SNR_{病变、臀大肌、子宫}$最高（132.33±34.15、61.90±15.41、103.89±22.48），与FA15°组和FA20°组的组间差异具有统计学意义（P<0.001）；FA10°组的$CNR_{病变}$最高（69.67±29.15），与FA15°组和FA20°组的组间差异具有统计学差异（P<0.001）。**结论：**降低FA是可以明显提高女性盆腔的图像对比度；当FA=10°时，能够提高女性SWI图像质量，可作为临床女性盆腔SWI成像扫描参数设置的优选方案。

【关键词】翻转角；磁敏感加权成像；女性盆腔；磁共振成像

【中图分类号】R445.2　　**【文献标志码】**A

Impact of different flip angles on the image quality of female pelvic susceptibility-weighted imaging

Liu Wenjie[1], Xiao Zhibo[1], Yu Bin[1], Liang Kaiwen[2], Lü Furong[1]

(1. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University;

2. Health Management Center, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University)

【Abstract】*Objective*: To investigate the impact of flip angle (FA) on the image quality of female pelvic susceptibility-weighted imaging (SWI). ***Methods*:** A total of 44 patients undergoing contrast-enhanced pelvic MRI were enrolled in this study. The signal intensity and standard deviation of lesion, uterus, and gluteus maximus were measured for each group, and signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated. The 4-point method was used to perform subjective evaluation of anatomical details, the degree of geometric deformation, artifacts, and the clarity of lesions in each part of the pelvic cavity. The non-parametric Friedman test was used for comparison of SNR, CNR, and subjective scores between groups, and the least significant difference t-test was used for post-hoc comparison of SNR, CNR, and subjective scores between groups, while Bonferroni correction was performed on the results. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to investigate the consistency in objective and subjective scores between two observers. ***Results*:** There was good consistency in subjective scores the two observers in all groups (ICC>0.75) except for the degree of geometric deformation in the FA=15° and FA=20° groups (ICC=0.75). The SNR values of lesion, gluteus maximus, and uterus was 132.33±34.15, 61.90±15.41, and 103.89±22.48, respectively, in the FA=10° group, with significant differences compared with the FA=15° and FA=20° groups (P<0.001). The FA=10° group had the highest CNR value of lesion (69.67±29.15), with significant differences compared with the FA=15° and FA=20° groups (P<0.001). ***Conclusion*:** Reducing FA can significantly improve the contrast of female pelvic images, and the SWI image quality of female pelvic cavity can be improved at an FA of 10°, which can be used as the optimal regimen for setting parameters for female pelvic SWI imaging in clinical practice.

【Key words】 flip angle; susceptibility-weighted imaging; female pelvic cavity; magnetic resonance imaging

作者介绍：刘文杰，Email：lwj913@163.com，研究方向：影像技术。

通信作者：吕富荣，Email：lfr918@sina.com。

优先出版：https://link.cnki.net/urlid/50.1046.r.20250421.1627.008　2025-04-22

根据世界卫生组织的调查显示，中国女性生殖系统疾病的发病率高达87.8%。这些生殖系统疾病的发展及预后各不相同，临床上主要引起疼痛、腹胀、月经周期不规则以及不孕不育等一系列症状[1]，给患者造成经济、身心等各方面问题。同时女性对于自身健康问题越来越重视，每年投入超过200亿元在就医方面，已经引起大家的广泛关注。

目前对盆腔生殖系统疾病的影像学检查虽以超声筛查为主[2]，但由于无放射性损伤、无骨性伪影、对软组织分辨率高的优势，磁共振成像（magnetic resonance imaging，MRI）在盆腔中广泛应用[3]。常用MRI序列如T1加权成像（T1 weighted image，T1WI）、T2加权成像（T2 weighted image，T2WI）、磁共振弥散加权成像（diffusion weighted imaging，DWI）以及动态增强（dynamic contrast enhancement，DCE）等，虽然能显示病灶的形态大小[4-6]，但却对于出血性疾病及合并钙化、铁沉积等病灶内的成分分析存在问题[7-8]。病灶内的出血分期、铁沉积含量的分布在不同疾病发展阶段及预后存在区别，如肝脏的铁沉积、颅内出血分期[9]，在此类病损区主要采用磁敏感加权成像（susceptibility-weighted imaging，SWI）功能性技术[10-12]。研究发现[13-14]，SWI对于子宫出血性疾病显示以及微出血病灶检测有着重要作用[15-17]。但是SWI在盆腔中的应用处于初期阶段[18-19]，结合文献发现SWI本身存在的磁敏感伪影、相位卷褶伪影等问题限制了SWI在盆腔中的临床应用。

SWI极易受到呼吸、肠腔气体、患者不自主运动及周边组织伪影的影响，对盆腔出血性疾病难以诊断。伪影是严重影响SWI图像质量的常见原因，会导致SWI图像质量下降，无法分析，造成漏诊误诊。减少SWI伪影提高图像质量，这对于帮助MRI临床诊断非常重要。在颅脑、肝脏等部位减少SWI伪影的方法多是通过调整序列参数予以实现[20-21]，常见扫描参数如重复时间（repetition time，TR）、回波时间（echo time，TE）、翻转角（flip angle，FA）以及带宽等，同时使用的SWI序列是一个传统的流动补偿梯度回波序列。但现有研究证实，调整序列参数TR、TE和带宽对优化SWI伪影没有明显作用[22]。研究表明[22-25]，调整FA可有效优化SWI中的伪影，尤其在颅脑和肝脏等部位的图像伪影去除方面具有明显效果。然而，目前关于改变FA在盆腔SWI中的应用研究尚未见报道。因此，本文拟在女性盆腔SWI扫描中通过改变FA，达到优化SWI成像序列、提高图像质量的目的，以期为临床女性盆腔SWI成像提供参考依据。

1 资料与方法

1.1 研究对象

本研究遵守《赫尔辛基宣言》，经重庆医科大学附属第一医院伦理委员会批准，全体受试者均签署了知情同意书，批准文号：2023-359。前瞻性纳入本院2023年9月至2024年1月女性盆腔MRI检查患者44例，平均年龄（45.81 ± 13.07）岁。纳入标准：①子宫出血性疾病的患者；②有子宫出血性疾病相关的临床症状的患者；③无严重系统性疾病的患者。排除标准：①子宫切除术的患者；②月经期、哺乳期及妊娠的患者；③有MRI检查禁忌的患者。数据采集流程见图1，最终44例数据分析基于手术结果和组织病理学。

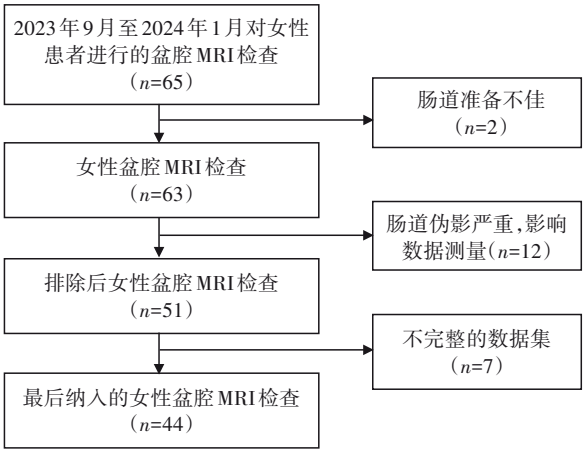


图1 患者数据采集流程

1.2 检查方法

1.2.1 仪器与方法 采用3.0T MR（GE Signa Premier Healthcare，Waukesha，WI，USA），表面相控阵线圈。所有受试者检查前进行肠道准备，检查前2h肛注开塞露灌肠清洁肠道。头先进、仰卧位，行常规MRI和SWI扫描，SWI于增强前进行扫描。相关研究表明，SWI关于扫描参数的FA值选择一般为12°~17°[13]；同时FA的范围选择是考虑到如果FA过小，SWI图像会完全偏向T2*图像；FA过大，SWI图像会完全偏向T1图像，因此在本研究中FA值采取等级差值选择，逐级递减5°，最终采用10°、15°、20° 3个角度进行探讨。具体扫描参数见表1。

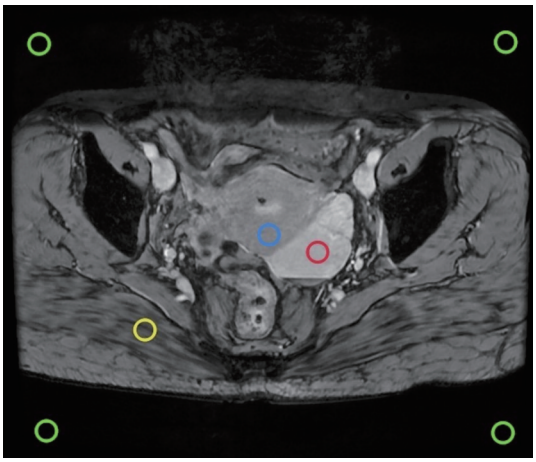
1.2.2 图像分析 客观评价：采用GE AW4.7后处理工作站对不同FA的SWI序列进行分析。在以往的研究中都是采用SWI幅度图进行评估，所以本研究SWI序列也是基于幅度图成像质量进行分析。由2位分别拥有18年和8年妇科磁共

表1 MRI序列参数

扫描参数	SWI	T2WI	T2WI	T1WI	DWI	DCE
序列	3D SPGR	FRFSE	FRFSE	SPGR	EPI	3D GRE
方向	横断位	矢状位	横断位	横断位	横断位	横断位
回波时间(ms)	23.8	85	98	2.1	63.9	1.9
重复时间(ms)	40.5	3761	2509	150	5490	4.1
层厚(mm)	3	4	4.0	5.0	4.0	3.6
层间距(mm)	0	1.0	1.0	1.5	1.0	0
视野大小(mm)	300	240	240	380	380	380
带宽	31.25	35.71	41.67	83.33	250	83.33
激励次数	–	1	2	1	4	–
矩阵	360×300	320×256	360×256	320×224	128×128	320×288
呼吸指示	Free	Free	Free	Free	Free	Free
翻转角度(°)	10、15、20	140	140	70	–	12
扫描时间(s)	128	79	126	15	82	97

注：SWI，磁敏感加权成像；DWI，弥散加权成像；DCE，动态对比增强；SPGR，干扰梯度回波；FRFSE，快速恢复自旋回波；EPI，快速恢复自旋回波；GRE，梯度回波

振成像经验且不知患者临床和病理信息的放射科医生，测量3组不同FA的SWI序列的感兴趣区域（region of interest，ROI），并对信噪比（signal to noise ratio，SNR）和对比噪声比（contrast to noise ratio，CNR）进行计算。使用公式为每个受试者计算SNR、CNR：$SNR = SI_{tissue}/STD_{air} \times 0.7049$，$CNR = SNR_{fouce} - SNR_{tissue}$。$SI_{tissue}$：感兴趣组织中的幅度信号强度（signal intensity，SI）的平均值，STD_{air}：空气信号的标准偏差，选取层面图像组织外空气区域4个角放置固定面积为1cm^{2}的ROI，取其标准差的平均值作为背景噪声。ROI放置层面于病变中间层面，具体放置位置见图2。在使用多通道线圈获取的幅度图像中，使用校正系数（0.704 9）来解释背景中噪声方差行为的差异[26]。SI分别于病变，臀大肌，子宫肌层放置ROI进行测量，范围0.5~1.5 cm^2，测量3次取平均值。



注：病变用红色表示，子宫用蓝色表示，臀大肌用黄色表示

图2 在SWI中间层中，绘制ROI（绿色）示例以估计噪声

主观评价：由2位分别拥有18年和8年妇科磁共振成像经验且不知患者临床和病理信息的放射科医生采用4分制对图像进行评估，参考Hellms S等[27]的Likert评分法，分别从图像的解剖细节显示、几何畸形程度、伪影、病灶清晰度4方面进行评分。评分标准：①解剖细节显示（1=差，2=较差，3=良好，4=优秀）；②几何畸形程度（1=严重，2=中度，3=轻微，4=无）；③伪影（1=严重，2=中度，3=轻微，4=缺失）；④病变清晰度（1=差，被认为未识别；2=中等，大部分轮廓不清楚；3=好，小部分轮廓不清晰；4=优秀，轮廓清晰）。

1.3 统计学方法

本研究为前瞻性研究，采用SPSS 26.0软件进行统计学分析。对SWI序列不同FA（10°、15°、20°）图像SNR、CNR采用单因素方差分析；采用非参数Friedman检验对各组SNR、CNR及主观评分进行多组间比较，采用LSD-t检验进行各组SNR、CNR及主观评分的事后组内两两比较，对结果进行Bonferroni校正。检验水准α=0.05。采用Kolmogorov-Smirnov检验评估定量数据分布的正态性，符合正态分布的用均数±标准差（$\bar{x} \pm s$）表示，不符合正态分布的用Me（IQR）表示。采用Wilcoxon秩和测试比较定性评估的参数，组内相关系数（intraclass correlation coefficient，ICC）检验2名观察者客观评分和主观评分的一致性（ICC>0.75为一致性良好，0.50≤ICC≤0.75为一致性尚可，ICC<0.50为一致性较差）。

2 结 果

2.1 临床特征

病变分布见表2。本研究共分析了44个病变。最常见的病变是子宫内膜异位症、子宫腺肌瘤和卵巢囊肿。

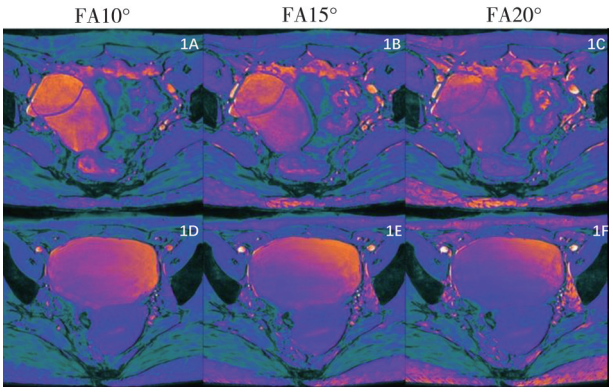
表 2　研究对象的临床特征

特征		个数(病变)	总数
子宫内膜异位症	腹膜型	7	11
	卵巢型	3	
	直肠型	1	
子宫腺肌瘤	前壁型	5	10
	后壁型	5	
卵巢囊肿	黄体囊肿	3	7
	输卵管系膜囊肿	3	
	其他囊肿	1	
囊腺瘤	浆液性	4	7
	黏液性	3	
宫颈囊肿		5	5
畸胎瘤		2	2
宫颈癌		2	2
总数(病变)		44	44

2.2　客观评价

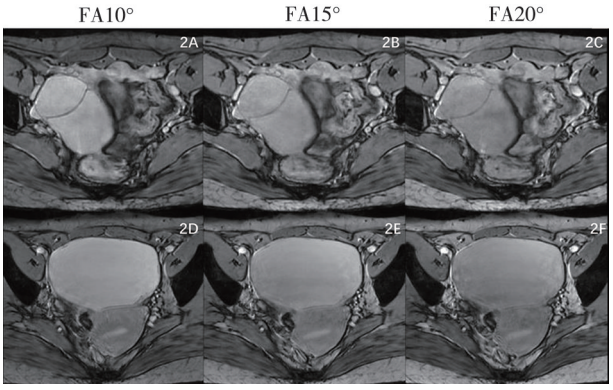
2.2.1　盆腔各部位的SNR　病变、臀大肌、子宫SNR组间方差分析差异有统计学意义（P<0.001）。两两比较显示，病变、臀大肌、子宫的SNR在FA=10°（132.33 ± 34.15，61.90 ± 15.41，103.89 ± 22.48）、15°（110.75 ± 38.81，53.42 ± 14.52，91.02 ± 23.01）时，均高于FA=20°（97.46 ± 44.17，45.67 ± 12.17，81.83 ± 25.09）（P<0.001）。而且SNR在FA=10°、15°之间差异有统计学意义（P<0.001），病变、臀大肌、子宫的平均SNR在FA=10°时最高，见表3，图3、图4。

2.2.2　盆腔各部位的CNR　病变、子宫CNR组间比较差异有统计学意义（P=0.033）；两两比较显示，病变、子宫的CNR在FA=10°（69.67 ± 29.15，40.72 ± 14.54）、15°（56.13 ± 34.17，36.58 ± 15.75）时，均高于FA=20°（50.51 ± 40.56，35.61 ± 17.75）（P<0.001）。而且CNR在FA=10°、15°之间差异有统计学意义（P<0.001），病变、子宫的平均CNR在FA=10°时最高，见表3，图3、图4。



注：FA分别为10°（1A、1D）、15°（1B、1E）及20°（1C、1F）。可见当FA=10°（SNR：140，CNR：72）时，盆腔结构SNR、CNR较FA=15°（SNR：100，CNR：43）、20°（SNR：80，CNR：30）更高

图3　不同FA盆腔显示情况



注：FA分别为10°（2A、2D）、15°（2B、2E）及20°（2C、2F）。可见当FA=10°（SNR：140，CNR：72）时，盆腔结构SNR、CNR较FA=15°（SNR：100，CNR：43）、20°（SNR：80，CNR：30）更高

图4　不同FA盆腔显示情况

表3　不同FA下女性盆腔各部位的SNR和CNR比较（$\bar{x} \pm s$）

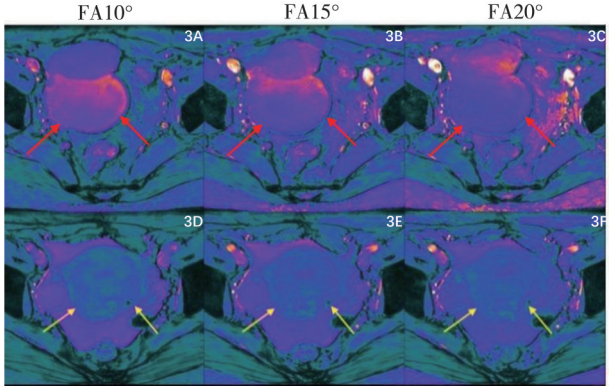
指标		总数	观察者	FA			F值	P值
				10°	15°	20°		
SNR	病变	44	观察者1	132.33 ± 34.15[ab]	110.75 ± 38.81	97.46 ± 44.17	9.051	<0.001
			观察者2	130.11 ± 34.19[ab]	107.06 ± 36.40	94.57 ± 40.59	11.854	<0.001
			ICC	0.997	0.996	0.998		
	臀大肌	44	观察者1	61.90 ± 15.41[ab]	53.42 ± 14.52[b]	45.67 ± 12.17	17.262	<0.001
			观察者2	61.57 ± 15.60[ab]	54.19 ± 14.74[b]	46.31 ± 12.33	17.834	<0.001
			ICC	0.994	0.987	0.987		
	子宫	44	观察者1	103.89 ± 22.48[ab]	91.02 ± 23.01	81.83 ± 25.09	0.078	<0.001
			观察者2	104.47 ± 22.27[ab]	92.38 ± 22.89	82.44 ± 24.73	0.125	<0.001
			ICC	0.995	0.997	0.997		
CNR	病变	44	观察者1	69.67 ± 29.15[ab]	56.13 ± 34.17	50.51 ± 40.56	3.494	0.033
			观察者2	67.12 ± 28.01[ab]	55.66 ± 32.27	49.68 ± 37.18	3.898	0.001
			ICC	0.808	0.986	0.997		
	子宫	44	观察者1	40.72 ± 14.54	36.58 ± 15.75	35.61 ± 17.75	1.172	0.313
			观察者2	41.38 ± 13.40	37.04 ± 15.54	35.03 ± 17.29	1.477	0.235
			ICC	0.751	0.984	0.988		

注：a，与FA=15°组比较差异有统计学意义；b，与FA=25°组比较差异有统计学意义（Bonferroni校正后进行多重比较）

2.3 主观评价

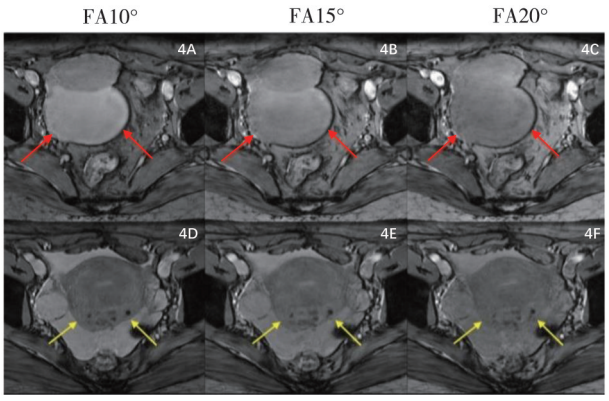
FA10°组盆腔的解剖细节显示最好、几何畸形程度最小、伪影最少、病灶清晰度最高，明显高于FA15°组、FA20°组（P<0.001）。盆腔各部位评分比较：①解剖细节显示：FA=10°时的评分最高（3.7±0.7），解剖细节显示最清晰，两两比较差异均有统计学意义（P<0.001）；②几何畸形程度：FA=10°时的评分最高（3.6±0.6），几何畸形程度最小，两两比较差异均有统计学意义（P<0.001）；③伪影：FA=10°时的评分最高（3.5±0.8），伪影最少，两两比较差异均有统计学意义（P<0.001）；④病变清晰度：FA=10°时的评分最高（3.6±0.6），病变清晰度最高，两两比较差异均有统计学意义（P<0.001）。见表4，图5、图6。

另外本课题组发现在子宫异位囊肿和子宫腺肌瘤中，当FA=10°时，SWI能够检测出129个出血病灶；当FA=15°、20°时，SWI只能检测出102、84个出血病灶。



注：FA分别为10°（3A、3D），15°（3B、3E），20°（3C、3F）；可见当FA=10°（SNR：179，CNR：100）时，盆腔结构较FA=15°（SNR：104，CNR：61）、20°（SNR：92，CNR：35）解剖细节显示更清晰，变形程度更小，伪影更少，病变勾勒更清楚；红色箭头为卵巢囊肿；黄色箭头为子宫腺肌症

图5 不同FA盆腔显示情况



注：FA分别为10°（4A、4D），15°（4B、4E），20°（4C、4F）；可见当FA=10°（SNR：179，CNR：100）时，盆腔结构较FA=15°（SNR：104，CNR：61）、20°（SNR：92，CNR：35）解剖细节显示更清晰，变形程度更小，伪影更少，病变勾勒更清楚；红色箭头为卵巢囊肿；黄色箭头为子宫腺肌症

图6 不同FA盆腔显示情况

3 讨 论

本研究系统评估了FA优化对女性盆腔SWI图像质量的影响。通过对比FA=10°、15°、20°的成像参数，发现FA=10°时图像质量最优，具体表现为：盆腔解剖细节（如子宫肌层、输卵管、卵巢及膀胱）显示最清晰，几何畸变更小，伪影更少，病变与正常组织的对比度提升。这种优化显著提高了微小出血病灶的检出率，为盆腔出血性病变的鉴别诊断及分期提供了高分辨率影像依据。基于上述证据，建议将FA=10°作为女性盆腔SWI临床扫描的标准化参数。

表4 不同FA下女性盆腔主观评分比较（$\bar{x}\pm s$）

项目	观察者	FA			F值	P值
		10°	15°	20°		
解剖细节显示	观察者1	3.7±0.5^{ab}	3.1±0.6^{b}	2.8±0.8	39.190	<0.001
	观察者2	3.7±0.7^{ab}	3.3±0.7^{b}	2.6±0.8	40.584	<0.001
	ICC	0.903	0.873	0.784		
几何畸形程度	观察者1	3.6±0.6^{ab}	3.4±0.7^{b}	3.0±0.9	36.261	<0.001
	观察者2	3.5±0.6^{ab}	3.3±0.7^{b}	3.1±0.7	21.186	<0.001
	ICC	0.919	0.759	0.756		
伪影	观察者1	3.5±0.7^{ab}	3.1±0.7^{b}	2.7±0.9	39.765	<0.001
	观察者2	3.5±0.8^{ab}	3.3±0.8^{b}	2.8±0.9	32.667	<0.001
	ICC	0.907	0.862	0.827		
病变清晰度	观察者1	3.6±0.6^{ab}	3.1±0.6^{b}	2.7±0.7	39.370	<0.001
	观察者2	3.6±0.6^{ab}	3.3±0.5^{b}	2.8±0.7	28.531	<0.001
	ICC	0.867	0.785	0.896		

注：a，与FA=15°组相比差异有统计学意义；b，与FA=20°组相比差异有统计学意义（Bonferroni校正后进行多重比较）

3.1 图像SNR和CNR的提升

SNR和CNR是评估MRI图像质量的重要客观指标。研究表明，SNR和CNR值越高，MRI图像的质量越优，越有利于临床诊断的准确性和可靠性[3]。本研究结果表明，女性盆腔SWI图像的SNR、CNR在FA=10°时达到最大值（如图3、4所示）。这一结果与Knobloch G等[28]研究结果一致，即在较低FA（10°）时静脉的图像质量最优，而较高的FA则会引入更多的图像噪声。其机制在于，降低FA能增强短T2组织的信号强度，同时抑制长T2组织的信号强度[29]，从而提升盆腔各结构间的对比度，最终改善图像质量。在本研究中，定量分析带来的结果表明，在FA=15°、20°时其扫描的SNR值及CNR值是小于FA=10°，同时其图像对比度明显差于FA=10°。由于我们采取的SWI序列是以T2*加权梯度回波序列作为序列基础的，因此FA越小，图像越偏T2*权重，图像对比度越高。在FA=10°时，其扫描所显示盆腔局灶性病变视觉效果得以提高，可能由于盆腔局灶性病变和周围组织的信号强度存在一定程度的差异。在疾病诊断过程中，通过优化FA显著提升局部病灶的检出率，其显像质量的改善可有效增强诊断依据的客观性，病灶与周围组织的对比度增强进一步提高了临床辨识度，从而为精准诊断提供可靠的影像学支持。

3.2 图像评价的提升

解剖细节的呈现、几何畸变程度、病变区域的清晰度以及伪影的存在与否，是评估MRI图像质量的关键主观指标。具体而言，解剖细节的清晰度越高、几何畸变程度越低、病变区域的辨识度越显著、伪影越少，则MRI图像的主观质量评价越高[3]。本研究发现，与高翻转角（FA=20°）相比，低翻转角（FA=10°）能够更清晰显示女性盆腔解剖细节（如图5、6所示）。高FA（FA=20°）条件下，图像信号采集较弱，图像质量明显降低。这一结果与Vanessa的研究相一致[23]，即较高的FA值会导致更严重的伪影。本课题组推测，这可能与较高FA值下信号衰减和失真的增加有关，从而导致图像信号强度降低和图像质量下降。此外，随着FA值的增大，磁化传递效应（magnetization transfer contrast，MTC）增强，导致含蛋白的图像对比度降低。在伪影评分方面，尽管FA=15°与FA=20°之间差异无统计学意义，但FA=20°的图像平均伪影评分更低，表明其伪影更为显著。这一现象可能与FA值升高导致的射频能量增加有关，进而引起患者不适感的增强。本研究中，所有患者的SAR值均在安全范围。降低FA提升图像空间分辨率与组织对比度，可显著增强毗邻解剖结构的多平面显像质量，精准呈现病灶与周围组织的三维空间关系，进而提高影像学特征辨识的解剖定位准确性。

3.3 不同FA的SWI图像对临床诊断的影响

磁共振成像序列的优化旨在提升疾病的诊断效能[22-23]。本研究通过优化盆腔SWI序列参数，发现在子宫内膜异位囊肿和子宫腺肌瘤病例中，FA=10°的SWI序列检测到的出血病灶数量（129个）显著多于FA=15°和FA=20°（分别为102个和84个），且病灶显示更为清晰，表明低FA值能够提高出血病灶的检出率。我们推测，这一现象可能与FA=10°时信号强度更高、伪影更少有关。低FA值能够增强短T2组织的信号强度，同时抑制长T2组织的信号强度，从而提升盆腔各结构间的对比度，并增强对出血病灶及其周围组织的磁敏感性。因此，FA=10°的SWI序列在病灶检出率方面优于FA=15°和FA=20°。此外，出血病灶数量的增加可能提示病变处于活跃阶段，伴随子宫肌层细胞和纤维组织增生、血管反复破裂损伤，导致宫体增大、疼痛加剧，甚至影响生育功能，通常需要手术干预。因此，FA=10°的SWI序列通过提高出血性病灶检出率并增强与其他疾病的鉴别能力，可为临床诊断提供更精准的影像学依据，进而指导治疗方案的优化决策。

3.4 本研究的局限性和未来研究方向

本研究存在一定的局限性：①本研究只是基于SWI序列中FA值对图像质量的优化，对疾病的分析和分组后续可进一步研究；②SWI在不同机器、不同磁场之间稳定性的对比，后续研究可进一步探索；③本研究是单中心研究，样本量较少，后续可扩大样本量。

4 结 语

综上所述，在女性盆腔SWI扫描中，降低FA值可以提高女性盆腔的图像对比度；当FA=10°时，显著提升女性盆腔SWI成像质量，可作为临床女性盆腔SWI成像扫描参数设置的优选方案。其通过增强组织对比度与解剖结构显示能力，优化了病灶空间定位及病灶定性鉴别效能，进而提高女性盆腔病变的诊断敏感性与特异性，为临床决策提供可靠影像学依据。

参 考 文 献

[1] Song S，Zhang D，Wang Y，et al. Changing trends in the disease

burden of uterine cancer globally from 1990 to 2019 and its predicted level in 25 years[J]. Front Oncol, 2024, 14: 1361419.

[2] Ji X, Duan H, Wang Set al. Low-intensity pulsed ultrasound in obstetrics and gynecology: advances in clinical application and research progress[J]. Front Endocrinol (Lausanne), 2023, 14: 1233187.

[3] Fan L, Ma L, Ling R, et al. Clinical value of conventional magnetic resonance imaging combined with diffusion-weighted imaging in predicting pelvic lymph node metastasis of cervical cancer[J]. Front Oncol, 2023, 13: 1267598.

[4] Bazot M, Bharwani N, Huchon C, et al. European Society of urogenital radiology (ESUR) guidelines: MR imaging of pelvic endometriosis[J]. Eur Radiol, 2017, 27(7): 2765-2775.

[5] Guerra A, Daraï E, Osório F, et al. Imaging of postoperative endometriosis[J]. Diagn Interv Imaging, 2019, 100(10): 607-618.

[6] 李 波, 胡永珍, 李雪松. 自发性脑出血后继发性脑损伤的影像学研究进展[J]. 中国卒中杂志, 2023, 18(3): 347-352.
Li B, Hu Y Z, Li X S. Progress of imaging studies on secondary brain injury after spontaneous cerebral hemorrhage[J]. Chin J Stroke, 2023, 18(3): 347-352.

[7] Tay KL, Leason SR, Dawes LC, et al. Haemorrhage and calcification on susceptibility-weighted imaging: a quick and reliable qualitative technique for differentiating lesions with ambiguous phase[J]. Clin Neuroradiol, 2022, 32(3): 705-715.

[8] Yan SM, Dong XY, Ding DW, et al. Iron deposition in ovarian endometriosis evaluated by magnetic resonance imaging R2* correlates with ovarian function[J]. Reprod Biomed Online, 2023, 47(3): 103231.

[9] Mohammadi S, Ghaderi S. Parkinson's disease and Parkinsonism syndromes: evaluating iron deposition in the putamen using magnetic susceptibility MRI techniques-A systematic review and literature analysis[J]. Heliyon, 2024, 10(7): e27950.

[10] Martín-Noguerol T, Santos-Armentia E, Ramos A, et al. An update on susceptibility-weighted imaging in brain gliomas[J]. Eur Radiol, 2024, 34(10): 6763-6775.

[11] Liu S, Buch S, Chen Y, et al. Susceptibility-weighted imaging: current status and future directions[J]. NMR Biomed, 2017, 30(4): 10.

[12] Franco PN, Annibali S, Viganò S, et al. T2*-weighted imaging performance in the detection of deep endometriosis among readers with different experience: Comparison with conventional MRI sequences[J]. Diagnostics (Basel), 2022, 12(7): 1545.

[13] Haacke EM, Mittal S, Wu Z, et al. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2009, 30(1): 19-30.

[14] Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, et al. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 2[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2009, 30(2): 232-252.

[15] Morbée L, Vereecke E, Laloo F, et al. MR Imaging of the pelvic bones: The current and cutting-edge techniques[J]. J Belg Soc Radiol, 2022, 106(1): 123.

[16] Sakala MD, Shampain KL, Wasnik AP. Advances in MR imaging of the female pelvis[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2020, 28(3): 415-431.

[17] Pin L, Monseau-Thiburce AC, Ziade-Coularis C, et al. Exploratory study of the interest of MR susceptibility-weighted imaging for the pre-operative assessment of pelvic endometriosis extent[J]. Eur J Radiol, 2019, 118: 245-250.

[18] Guerriero S, Ajossa S, Pagliuca M, et al. Advances in imaging for assessing pelvic endometriosis[J]. Diagnostics (Basel), 2022, 12(12): 2960.

[19] Chen H, Wang G, Wang X, et al. Diagnostic value of susceptibility-weighted imaging for endometrioma: preliminary results from a retrospective analysis[J]. Acta Radiol, 2022, 63(7): 976-981.

[20] Arribarat G, Cartiaux B, Boucher S, et al. Ex vivosusceptibility-weighted imaging anatomy of canine brain-comparison of imaging and histological sections[J]. Front Neuroanat, 2022, 16: 948159.

[21] Halefoglu AM, Yousem DM. Susceptibility weighted imaging: Clinical applications and future directions[J]. World J Radiol, 2018, 10(4): 30-45.

[22] Schmidt VF, Dietrich O, Kazmierczak PM, et al. Optimized visualization of focal liver lesions and vascular structures in real-time T1-weighted gradient echo sequences for magnetic resonance-guided liver procedures[J]. Diagn Interv Radiol, 2023, 29(1): 128-137.

[23] 任 雪, 赵 莹, 周丽萍, 等. 不同翻转角和延迟时间对 Gd-BOPTA 增强肝胆期肝脏和胆道系统图像质量的影响[J]. 磁共振成像, 2024, 15(2): 147-154.
Ren X, Zhao Y, Zhou L P, et al. Effects of different flip angles and delay times on image quality of liver and biliary system in hepatobiliary phase images of Gd-BOPTA-enhanced magnetic resonance images[J]. Chin J Magn Reson Imaging, 2024, 15(2): 147-154.

[24] Jeon I, Cho ES, Kim JH, et al. Feasibility of 10-minute delayed hepatocyte phase imaging using a 30° flip angle in Gd-EOB-DTPA-enhanced liver MRI for the detection of hepatocellular carcinoma in patients with chronic hepatitis or cirrhosis[J]. PLoS One, 2016, 11(12): e0167701.

[25] 蔡 磊, 陈国勇, 吕 琴, 等. 不同翻转角对 3.0T Gd-EOB-DTPA 增强胆道系统图像质量影响的研究[J]. 中国临床医学影像杂志, 2022, 33(2): 118-121, 126.
Cai L, Chen GY, Lyu Q, et al. Study on the effect of different flip angles on the image quality of Gd-EOB-DTPA-enhanced 3.0 T MRI in biliary tract system imaging[J]. Chin J Clin Med Imaging, 2022, 33(2): 118-121, 126.

[26] Knobloch G, Colgan T, Wang XK, et al. Combined gadoxetic acid and gadobenate dimeglumine enhanced liver MRI: a parameter optimization study[J]. Abdom Radiol (NY), 2020, 45(1): 220-231.

[27] Hellms S, Gutberlet M, Peperhove MJ, et al. Applicability of readout-segmented echoplanar diffusion weighted imaging for prostate MRI[J]. Medicine (Baltimore), 2019, 98(29): e16447.

[28] Knobloch G, Nagle S, Colgan T, et al. Feasibility and optimization of ultra-short echo time MRI for improved imaging of IVC filters at 3.0 T[J]. Abdom Radiol (NY), 2021, 46(1): 362-372.

[29] Cai Z, Wei Z, Wu M, et al. Knee osteochondral junction imaging using a fast 3D T_1-weighted ultrashort echo time cones sequence at 3T[J]. Magn Reson Imaging, 2020, 73: 76-83.

（收稿：2024-11-15；修回：2025-02-26；录用：2025-03-25）
（责任编辑：李青颖）

本文引用格式：
刘文杰, 肖智博, 郁 斌, 等. 不同翻转角对女性盆腔磁敏感加权成像图像质量的影响[J]. 重庆医科大学学报, 2025, 50(12): 1737-1743.