技术与方法 DOI:10.13406/j.cnki.cyxb.003716

应用体外模型对阴道腔内线圈高清成像的磁共振可行性研究

张 珂[1],唐明梅[1],郁 斌[2],刘 惠[1],潘缘蕊[1],吕发金[2]
（1.重庆医科大学生物医学工程学院、超声医学工程国家重点实验室,重庆 400016;
2.重庆医科大学附属第一医院放射科,重庆 400016）

【摘 要】目的:为未来阴道腔内线圈磁共振（magnetic resonance Imaging,MRI）体内成像提供参数指导,探索阴道腔内线圈技术的成像潜质。**方法:**应用阴道腔内线圈对包含3种空间分辨率模块的体外模型进行T2快速自旋回波（turbo spin echo,TSE）序列成像,改变主要成像参数。对不同成像参数下的图像测量信号计算信号噪声比（signal to noise ratio,SNR）、对比噪声比（contrast to noise ratio,CNR）和对比度（contrast,C）,再分别划定区间进行成像质量评分,以及对体模的3种分辨率模块的显示情况进行结构显示评分,利用非参数检验比较组间的统计学差异。**结果:**当主要成像参数为层厚2 mm、层间距0.2 mm、激励次数4、矩阵384×384、FOV 52 mm×52 mm、TE 74 ms、带宽180 Hz/Pixel、加速因子18,此时采集空间分辨率为0.14 mm×0.14 mm×2.00 mm,重建分辨率为0.07 mm×0.07 mm×2.00 mm,该参数下图像质量良好,三规格分辨率均可清晰显示,并且扫描时间临床可接受。层厚、层间距、激励次数、FOV和加速因子的成像质量评分每小组的组间差异均有统计学意义（$P<0.05$）;矩阵、TE和带宽的成像质量评分每小组的P值分别为0.521、0.502和0.566,组间差异均无统计学意义（$P>0.05$）。所有参数的结构显示评分每小组的组间差异均有统计学意义（$P<0.05$）。**结论:**本实验所得参数可为未来阴道腔内线圈在人体中的应用提供指导,表现了该设备具有极高的成像潜质,阴道腔内线圈在未来临床应用中有分辨微小病灶的潜力。

【关键词】磁共振成像;阴道腔内线圈;体外模型;宫颈癌
【中图分类号】R445.2 **【文献标志码】**A

Feasibility of an *in vitro* phantom in high-resolution magnetic resonance imaging of endovaginal coil

Zhang Ke[1], Tang Mingmei[1], Yu Bin[2], Liu Hui[1], Pan Yuanrui[1], Lü Fajin[2]
(1. State Key Laboratory of Ultrasound in Medicine and Engineering, College of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University; 2. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University)

【Abstract】*Objective*: To provide guidance on parameters for future endovaginal coil magnetic resonance imaging (MRI) *in vivo*, and to investigate the imaging potential of the endovaginal coil technique. ***Methods*:** The endovaginal coil was used to perform T2-weighted turbo spin echo sequence imaging on a phantom containing three spatial resolution modules, with variations in key imaging parameters. Signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and contrast (C) were calculated for images under different imaging parameters, and image quality was assessed based on scores within specified intervals. Structural display scores were determined for the three resolution modules of the phantom, and the non-parametric tests were used for statistical comparison between groups. ***Results*:** Under the main imaging parameters of a slice thickness of 2 mm, a slice gap of 0.2 mm, 4 times of excitation repetition, a matrix size of 384×384, an FOV of 52 mm×52 mm, a TE of 74 ms, a bandwidth of 180 Hz/Pixel, and an acceleration factor of 18, good image quality was obtained with an acquired spatial resolution of 0.14 mm×0.14 mm×2.00 mm and a reconstructed resolution of 0.07 mm×0.07 mm×2.00 mm, and all three resolution modules were clearly visualized with a clinically acceptable imaging time. There were significant differences between groups in the imaging quality scores of slice thickness, slice gap, number of excitations, FOV, and acceleration factor ($P<0.05$), while there were no significant differences in matrix, TE, and bandwidth between groups ($P=0.521$, 0.502, and 0.566). There were significant differences in the structural display scores for all parameters between groups ($P<0.05$). ***Conclusion*:** The parameters obtained in this experiment can guide the future application of endovaginal coils in the human body, demonstrating the extremely high imaging potential of this technique, and endovaginal coil has the potential of identifying small lesions in future clinical practice.

【Key words】magnetic resonance imaging; endovaginal coil; *in vitro* phantom; cervical cancer

作者介绍:张 珂,Email:1369258416@qq.com,研究方向:磁共振成像。
通信作者:吕发金,Email:fajinlv@163.com。
基金项目:超声医学工程国家重点实验室开放课题资助项目（编号:2022KFKT005）。
优先出版:https://link.cnki.net/urlid/50.1046.r.20250109.1108.026（2025-01-09）

近年多项指南[1-2]及研究[3-5]中指出，对宫颈上皮内瘤变（cervical intraepithelial neoplasia，CIN）和宫颈癌浸润深度、侵袭程度的正确判断、早诊早治对患者的生存及预后生活质量尤为重要。盆腔磁共振是宫颈癌最优的影像学检查方法[4]，有助于病变的检出和大小、位置的判断，尤其对活检为CIN Ⅲ的患者可用于除外内生性病变[2]。但是，临床发现早期宫颈癌在应用常规腹部线圈的磁共振图像上显示不佳，分辨率尚不能满足诊断需求（特别是大小<2 cm的IB1期以下癌灶）[6-7]。临床现状对盆腔磁共振高分辨率成像提出了更高要求。

研究证实，磁共振接收线圈放置位置越贴近感兴趣区域，空间分辨率和信噪比就会越高[8]。因此，内置的磁共振阴道腔内线圈可能会成为磁共振盆腔高分辨率成像的1项较有前景的技术。为了未来阴道线圈的体内成像顺利得到优质图像，参数指导尤为重要。为此，本课题组设计了一款用于检测图像分辨率的磁共振体外模型（以下简称体模）。本研究为了探索阴道腔内线圈保证图像质量的同时能达到的最优分辨率，对T2 TSE序列的主要参数进行了最优探索。

1 资料与方法

1.1 设备与材料

体模由超声医疗国家工程研究中心制造，长宽高分别为2.0 cm×2.0 cm×2.5 cm，其内部使用15 mmol/L硫酸铜（$CuSO_4$）水溶液填充，包含由0.8 mm的3×3点阵、0.5 mm的3×3点阵以及0.2 mm的4×4点阵构成的空间分辨率模块（图1A、B）。8通道阴道腔内线圈由上海辰光医疗科技股份有限公司生产（图1C）。本研究进行几何精度验证的体模扫描实验在GE premier 3.0 T MRI上进行，使用线圈为16通道高分辨率病理线圈，该设备分辨率可以达到识别0.1 mm物体；进行参数优化的体模扫描实验在Siemens MAGNETOM Skyra 3.0T MRI上进行，使用线圈为西门子4通道小柔线圈及8通道阴道腔内线圈。

1.2 扫描方法

将体模底部中心处对准阴道腔内线圈顶端中心处，使体模的长轴和线圈的短轴呈垂直放置，二者套入标本袋模拟阴道包裹，体模周围使用医用超声凝胶填充，排空体模周围空气。小柔线圈覆盖于正上方，对准体模放置。通过激光定位于小柔线圈中心，送至磁体中心。

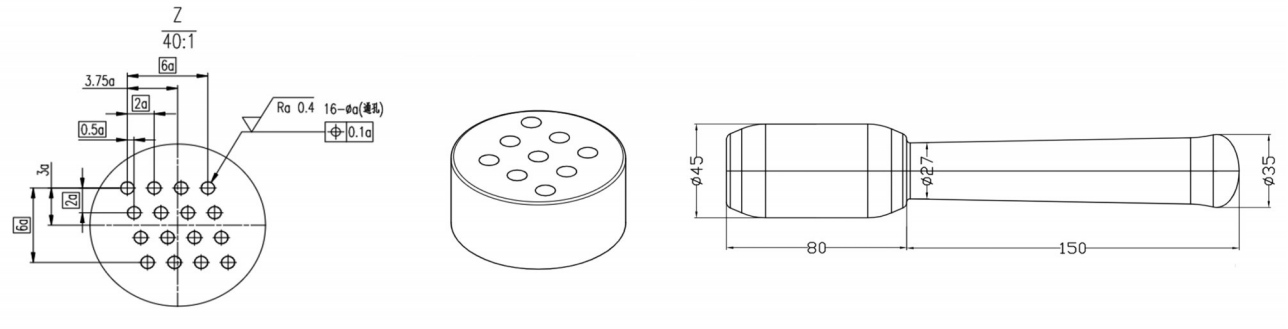
1.3 扫描参数

1.3.1 确认制模几何精细程度 观察制模情况：采用高分辨率设备成像，目视确认点阵的平行排列和间距，与制作图纸对比，确认制模情况。使用GE premier 3.0 T MRI，16通道病理线圈高清成像。T2 FSE序列参数为：TR 2 000 ms；TE 75 ms；层厚1 mm；层间距0 mm；扫描层数15；翻转角111°；激励次数5；FOV 50 mm×50 mm；采集矩阵512×512；带宽195Hz/Pixel；加速因子；ETL 12；扫描时间22 min 7 s。

1.3.2 优化方案 体模扫描T2 TSE序列基础参数为：TR 2 600 ms，TE 88 ms，层厚2.5 mm，层数10，层间距0.4 mm，激励次数4，FOV 62，采集矩阵384×384，带宽180 Hz/Pixel，加速因子16。此时采集分辨率为0.18 mm×0.18 mm×2.50 mm，扫描时间3 min 37 s。此条件下图像0.8 mm和0.5 mm处点阵清晰，0.2 mm处点阵纵横间隔模糊，点阵不可见。在此参数基础上，进一步调整主要参数，保持其他参数不变的条件下，分别改变层厚、层间距、激励次数、矩阵、FOV、TE、带宽、加速因子，每个参数分为1大组，每大组按西门子系统规格设置不同分为5小组，8个参数共计40小组，每大组至少扫描2次，2次扫描不在同一天完成（表1）。

1.4 图像评价

图像评价分为成像质量和结构显示两部分，由2名分别具有10年和6年从事磁共振操作及相关质控经验的放射科技师分别在西门子后处理站syngo.via上进行测量和评分，当结构显示评分的二人意见不一致时通过讨论达成一致。最终成像质量评分和结构显示评分求和，取最大值为最优参数，当二者相加总和相等时，为保证图像分辨率，采用结构显



A. 体模4×4点阵设计图 B. 体模3×3点阵设计图 C. 阴道腔内线圈设计图

图1 体外模型点阵设计图和阴道腔内线圈设计图

示评分较高的为最优参数。

1.4.1 成像质量 在轴位点阵信号强度最高的层面进行感兴趣区域（region of interest，ROI）的勾画（图2），所有参数测量层面保持一致。为保证ROI大小形状一致，采取复制粘贴ROI的形式进行测量。每个值测量2次，最终计算值取所有测量数据的平均值。

$SI_{点阵}$测量：选取0.8 mm点阵处，将5个面积为0.2 mm^2的圆形ROI以十字方向放置在点阵中心。$SI_{对比}$测量：选取0.8 mm点阵处，将4个面积为0.2 mm^2的圆形ROI放置在4×4点阵周围真空区域四边中心处。$SD_{背景}$测量：将4个面积为10 mm^2（10.0±0.1）mm^2的圆形ROI放置在背景四角位置。应用测量值，计算SNR、CNR和C，CNR和C以点阵周边真空区域为对照。计算公式为：$SNR=SI_{点阵}/SD_{背景}$；$CNR=(SI_{点阵}-SI_{对比})/SD_{背景}$；$C=(SI_{点阵}-SI_{对比})/(SI_{点阵}+SI_{对比})$。扫描时间会影响患者舒适度以及增加运动伪影对图像的干扰[9]，对序列的临床应用非常重要，为了将扫描时间引入评估范围内，将会影响扫描时间参数的CNR标准化之后再评估，标准化公式为：$CNR_{norm}=CNR/\sqrt{TA}$。

在评估不同扫描参数对图像质量的影响时，针对每个参数在不同水平上的表现，通过3个关键指标：SNR、CNR和C，进行评分。为了量化评估这些指标在不同参数水平下的表现，计算了每个指标在所有参数水平中变化范围的等级间隔，即（最大值-最小值）/3。基于此间隔，将每个参数所对应的3个指标的表现划分为3个评分等级：3分代表最优质量，范围在从最大值到最大值减去1个间隔之间；2分代表中等质量，范围在从最大值减去1个间隔到最大值减去2个间隔之间；1分代表较低质量，范围在从最大值减去2个间隔到最小值之间。通过这种方法，可以定性地评价每种参数水平下SNR、CNR和C的综合质量。“成像质量评分”则定义为3项指标SNR、CNR和C各自得分之和，其取值范围介于3~9之间，其中3表示3项指标均得1分，9表示3项指标均得3分。

1.4.2 结构显示 观察3×3和4×4点阵的所有显示孔，调节窗宽和窗位使得相邻的点能尽量清晰显示；若任一单行（单列）中的所有3/4个点均可被清楚辨别，则认为该条件下分辨率达到了该点阵对应的规格[10]；判定体模3个规格中能清晰识别的最小规格为该条件下能达到的分辨率[11]。对每项参数的两次扫描图像进行评分，结果显示总评分为3~9分，评分标准为：0.8 mm处（1~3分，3分清晰、2分中等、1分显示不清）；0.5 mm处（1~3分，3分清晰、2分中等、1分显示不清）；0.2 mm处（1~3分，3分清晰、2分中等、1分显示不清）。结构显示评分记为：2次扫描的每个点阵评分总和的平均值。

1.5 统计学方法

应用IBM SPSS Statistics 27，分别对同一参数不同水平下图像的成像质量和结构显示评分进行多个独立样本比较的克鲁斯卡尔-瓦利斯（Kruskal-Wallis）非参数检验（又名H分析）。检验水准α=0.05。

2 结 果

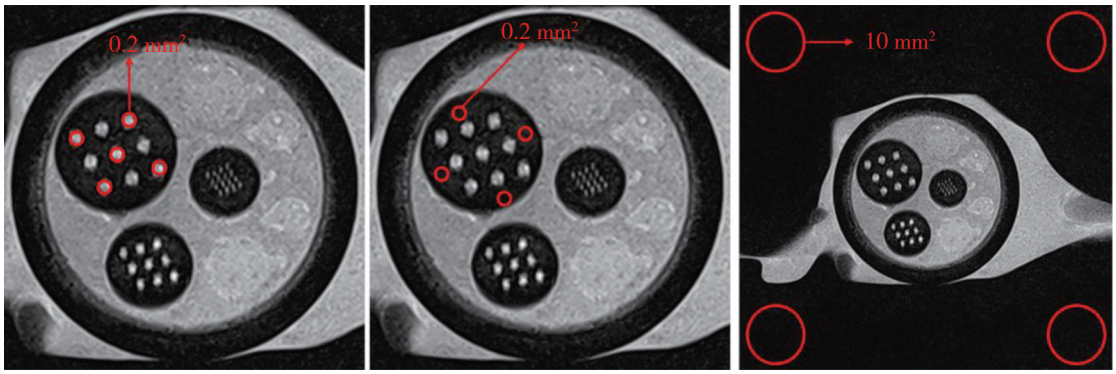
2.1 体模制模符合标准

所有的圆形区域均匀分布，点阵呈正圆形，排布清晰、间隔恒定，证明体模的几何精细程度良好，制模符合标准，可以作为衡量分辨率的参照标准（图3A）。

2.2 评分结果

成像质量评分+结构显示评分=评分总和，具体评分见表1。层厚、层间距、激励次数、FOV和加速因子的成像质量评分每小组的组间差异均有统计学意义（P<0.05）；矩阵、TE和带宽的成像质量评分每小组的组间差异均无统计学意义（P>0.05）。所有参数的结构显示评分每小组的组间差异均有统计学意义（P<0.05）（表2）。

基于表1评分结果和综合考虑，最终设定参数为：层厚2 mm；层间距0.2 mm；激励次数4；采集矩阵384×384；FOV 52 mm×52 mm；TE 74 ms；带宽180 Hz/Pixel；加速因子18。此时采集分辨率为：0.14 mm×0.14 mm×2.00 mm，重建分辨率为：0.07 mm×0.07 mm×2.00 mm，扫描时间3 min 16 s。每项参数可以保持同时成立，并且能保持在分辨率较初始参数有提高的基础上，扫描时间有降低，并且SNR、CNR和C都处于较高的状态，同时该条件下无伪影产生，且在最小0.2 mm模块的4×4点阵都可以清晰识别（图3B）。



注：如红圈所示，A图ROI面积为0.2 mm^2；B图ROI面积为0.2 mm^2；C图ROI面积为10 mm^2（误差在0.1 mm^2以内）

图2 ROI勾画方式

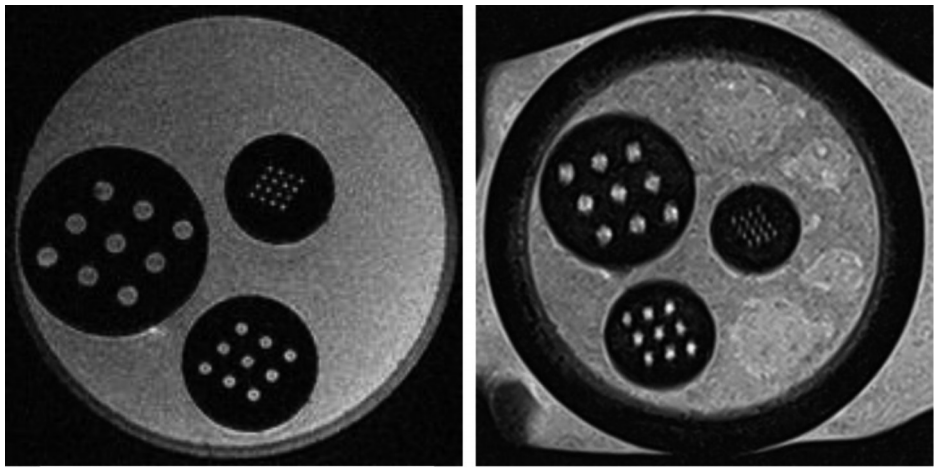
表1 评分结果

参数	分组	成像质量评分(分)	结构显示评分(分)	评分总和(分)
层厚(mm)	1.0	3	6.5	9.5
	1.5	4	5.0	9.0
	2.0	9	9.0	18.0
	2.5	9	8.0	17.0
	3.0	9	7.0	16.0
层间距	0.0	4	7.0	11.0
	0.1	4	8.5	12.5
	0.2	6	8.5	14.5
	0.3	8	6.0	14.0
	0.4	9	5.5	14.5
激励次数	1	3	5.0	8.0
	2	5	5.5	10.5
	3	7	8.0	15.0
	4	9	9.0	18.0
	5	9	8.5	17.5
矩阵	128	7	3.0	10.0
	192	7	3.0	10.0
	256	5	5.0	10.0
	320	4	6.5	10.5
	384	5	8.0	13.0
视野(mm)	52	3	9.0	12.0
	62	4	8.0	12.0
	72	6	4.5	10.5
	82	8	4.0	12.0
	92	9	3.0	12.0
回波时间(ms)	37	7	4.0	11.0
	55	7	5.0	12.0
	74	8	8.0	16.0
	92	8	6.0	14.0
	111	5	4.0	9.0
带宽(Hz/Pixel)	100	7	3.0	10.0
	120	8	4.5	12.5
	140	6	5.5	11.5
	160	6	7.0	13.0
	180	5	8.0	13.0
加速因子	16	9	8.0	17.0
	17	9	8.0	17.0
	18	8	9.0	17.0
	19	8	7.0	15.0
	20	3	5.5	8.5

注：每个参数取评分总和为最大值时作为最优，当评分总和有相等时，为保证图像分辨率，采用结构显示评分较高的为最优参数，特殊情况见讨论3.3.1

表2 成像质量和结构显示评分统计分析

图像评价	*H*值/*P*值	层厚	层间距	激励次数	矩阵	视野	回波时间	带宽	加速因子
成像质量	*H*值	13.700	11.092	11.676	3.227	12.367	3.342	2.951	10.554
	*P*值	0.008	0.026	0.020	0.521	0.015	0.502	0.566	0.032
结构显示	*H*值	11.614	12.684	17.873	18.780	23.368	12.173	15.735	11.148
	*P*值	0.020	0.013	0.001	<0.001	<0.001	0.016	0.003	0.025



A. 病理线圈成像　　B. 阴道腔内线圈成像

图3　线圈成像

3　讨　论

3.1　阴道腔内线圈的临床可行性

在临床常规盆腔磁共振检查中，通常使用8通道表面腹部线圈辅助成像。在成年女性中，如果前后骨盆延伸300~350 mm，只有直径为100~150 mm的区域大致保留在盆腔的中心[12]。早期宫颈癌通常病灶较小，在应用常规腹部线圈的MRI图像上显示不佳；磁共振平扫联合DWI对宫颈癌的术前分期准确率只有70%左右，且宫颈癌的分期越早，诊断准确率越低[7]。临床现状对磁共振盆腔高分辨率成像提出了更高的要求。早在1997年就有研究证实了阴道腔内线圈在显示盆底结构明显优于腹部线圈[13]。目前，国内暂无阴道腔内线圈的研究，近20年的阴道线圈相关研究，大部分研究[14,20]中应用的是1996年[21]报道的37 mm环形接收线圈，扫描时通常在应用阴道腔内线圈的基础上加盖表面腹部线圈以此来提高盆腔肌肉信号，两线圈联合成像效果更好[14]，本实验中由于体模体积较小，故以小柔线圈替代。但是在上述研究中还存在着线圈设备老旧、成像参数各不相同，以及不能稳定生成盆腔高分辨率图像的问题。因此，阴道腔内线圈虽然研究历史很长，但至今仍未大范围推广。

本研究所使用的阴道腔内线圈是研究团队参与设计研究的8通道入体式线圈，通过LC谐振回路，探测收集人体组织被磁共振系统激励后发出的交变磁场信号。线圈结构组件采用无质子信号环保PC构成，铅镉汞含量不高于2 mg/kg。探头部位与主体结构的角度可变，可进行双向成像，具备独立的多角度腿部支撑装置。线圈直径较小，患者接受度普遍较高，适用性较广，可以适应大部分前、中、后位多角度子宫的宫颈成像。经本实验验证，阴道腔内线圈有识别体模0.2 mm点阵的能力，该设备具有极高的成像潜质，未来有望成为盆腔磁共振高分辨率成像的重要技术支撑。

3.2　体模制模及成像条件符合规范

理论上，空间分辨率可以通过点扩散函数、线扩散函数或由点扩散函数通过傅里叶变换得到的调制传递函数量化[9]，但这些函数通常难以精确测量或计算。因此，为了解决这个问题，临床上通常使用体模对磁共振设备进行成像质量的监控[22]。扫描体模之后，对图像直接进行视觉评估，该种方法更为直接、便捷、快速。

体模的填充液是决定该模型是否能模拟人体内环境以进行磁共振设备质量控制的重要元素[23]。按照《中华人民共和国医药行业标准 YY/T 0482-2022》，即《医用磁共振成像设备主要图像质量参数的测定》要求，用于制作体模拟人体组织电导特性的填充液材料应符合以下特质：通过往信号产生物质（例如：水、矿物油、凝胶等）中掺杂适量弛豫修正剂（顺磁离子）能配成符合人体组织特性的材料，填充液应满足T1值<1 200 ms，T2值>50 ms的条件[24]。临床使用较多的体模填充液为$CuSO_4$水溶液，其浓度应介于1~25 mmol/L[25]。本实验所应用的体模每个模块的点阵排列符合要求，填充材料为15 mmol/L $CuSO_4$水溶液，T1值860 ms，T2值85 ms，符合上述质控体模规范。在临床盆腔MRI检查中常在阴道中用超声凝胶作填充[26]，本文在扫描方法中指出，在实验时于体模周围用超声凝胶填充以尽量排空体

模周围空气，以此在外部模拟了阴道内环境，成像条件适宜。

3.3 实验结果

3.3.1 基于评分结果的参数选择 当层间距为0.2 mm和0.4 mm时，成像质量和结构显示的评分总和相等且为最高，结构显示评分分别为8.5和5.5，所以选择层间距为0.2 mm时参数最优。一般临床扫描中，层间距过小容易产生容积效应，层间距过大容易漏掉微小病变，所以选择层间距为0.2 mm较为合适；对FOV进行评分时，总和相等的情况较多，但在扫描中发现只有当FOV为52时最小规格0.2 mm处点阵能清晰显示，当FOV为62时就会出现间隔模糊或点阵叠加的情况，随着FOV增大，空间分辨率逐渐降低，点阵的模糊程度也逐渐加重。所以为了保证分辨率，选择FOV为52 mm时较合适；当加速因子为16、17和18时，评分总和相等且为最高，结构显示评分分别为8、8、9，所以选择加速因子为18时参数最优。一般临床扫描中，加速因子减小会使得信噪比加大，但扫描时间也会随之增加，且加速因子为18时，扫描时间比加速因子为16、17时分别缩短了21 s和10 s，此时成像质量仍在可接受范围内，所以选择加速因子为18时较合适。

本研究参数选择较为格式化，且只在体外进行成像，仅提供作为参数指导，未来在体内研究中可能会产生噪声增大或者卷褶伪影产生的情况，届时还要根据实际情况对相应参数酌情调整，生成适用于患者本身的临床扫描参数，以发挥阴道腔内线圈的最大效能。

3.3.2 测量值和统计结果均符合理论 本实验所得结果中，成像质量评价所包含的CNR、SNR和C的计算结果变化都符合磁共振成像理论（误差≤0.001）。层厚、层间距、激励次数、FOV参数和CNR、SNR、C呈负相关；矩阵、TE、带宽参数和CNR、SNR成正相关，C呈正相关；加速因子和CNR、SNR、C成负相关。

统计结果显示，TE、矩阵和带宽的成像质量评价无明显统计意义，以TE为例，TE增大，图像$SI_{点阵}$降低、$SI_{对比}$降低、$SD_{噪声}$降低，计算结果CNR和SNR都降低，但是C增高，符合TE延长对比度增高的理论。但是此时成像质量的评分结果显示CNR和SNR评分逐渐降低，C评分逐渐升高，造成组内差异较大，组间差异较小，无明显统计意义。同理，矩阵和带宽的成像质量评分也无明显统计意义。

3.4 插值对空间分辨率的优化

磁共振插值（interpolation）是一种基于K空间域的插零填充技术，其勾选可以有效提高图像空间分辨率[27]。该技术在频率方向上增加了图像的采样点，以此提高了频率编码次数。由于矩阵=频率编码次数×相位编码步级数，所以该技术使得矩阵增加，当FOV固定时，矩阵越大，像素数目越小，空间分辨率越高。所以，在临床扫描时为了提高空间分辨率，可以在西门子设备Resolution-Common参数卡将插值勾选。

3.5 局限和展望

本研究中，由于体模体积较小质量较轻，可能会伴随磁场震动有小范围的运动伪影产生，此时使用重物加压则会使得导联体积加大，磁场震动对图像产生的伪影更大。在扫描时，应在使得体模长轴和线圈短轴垂直放置的前提下进行，加入超声凝胶时，应保持体模和线圈紧密接触处，同时尽量排空袋内气体，扫描出的图像点阵清晰质量较好。如因运动伪影造成所有参数最小规格点阵都不能完全清晰，则在结构显示评分时选择相对较清晰的图像评为最高分，其余评分则判为相对清晰度，对整体评分影响可忽略不计。此外，本研究应用的体模和阴道腔内线圈尚未在临床实践中得到广泛应用，仅用于探索本团队研发的阴道腔内线圈在成像方面的潜力。未来，在以本文参数为指导前提下，可以进一步验证阴道腔内线圈在体内的效果，并有望为盆腔高分辨率磁共振成像提供技术支撑。

综上，本研究利用阴道腔内线圈对磁共振分辨率体模进行T2 TSE成像，通过对图像成像质量和结构显示情况进行评分，以求获得SNR、CNR、C以及分辨率都较为优质的参数条件，为阴道腔内线圈未来在人体中的应用提供了参数指导。在最终生成的参数条件下分辨率为0.14 mm × 0.14 mm × 2.00 mm，重建分辨率为0.07 mm × 0.07 mm × 2.00 mm，此时0.2 mm处点阵清晰，表明该设备具有极高的成像潜质，证明阴道腔内线圈在未来的临床应用中有分辨微小病灶的潜力，促进阴道腔内线圈的临床推广。

参 考 文 献

[1] Perkins RB, Guido RS, Castle PE, et al. Erratum: 2019 ASCCP risk-based management consensus guidelines for abnormal cervical cancer screening tests and cancer precursors[J]. J Low Genit Tract Dis, 2021, 25(4): 330-331.

[2] 国家癌症中心，国家肿瘤质控中心宫颈癌质控专家委员会. 中国宫颈癌规范诊疗质量控制指标（2022版）[J]. 中华肿瘤杂志，2022, 44(7): 615-622.

National Cancer Center, National Quality Control Center for Tumor, Expert Committee on Cervical Cancer Quality Control. Quality control in-

dex for standardized diagnosis and treatment of cervical cancer in China (2022 edition)[J]. Chin J Oncol,2022,44(7):615-622.

[3] He FJ,Zu SL,Chen X,et al. Preoperative magnetic resonance imaging criteria for predicting lymph node metastasis in patients with stage IB1-IIA2 cervical cancer[J]. Cancer Med,2021,10(16):5429-5436.

[4] Mao LJ,Zhang XL,Chen TT,et al. High-resolution reduced field-of-view diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the diagnosis of cervical cancer[J]. Quant Imaging Med Surg,2023,13(6):3464-3476.

[5] Zhang ZG,Zhang CY,Xiao L,et al. Diagnosis of early cervical cancer with a multimodal magnetic resonance image under the artificial intelligence algorithm[J]. Contrast Media Mol Imaging, 2022, 2022:6495309.

[6] 彭传勇,徐启兰,周 瑾,等. 多参数MRI在宫颈癌早期诊断及临床分期中的应用价值[J]. 实用放射学杂志,2021,37(5):826-829.
Peng CY,Xu QL,Zhou J,et al. Value of multi-parametric MRI in early diagnosis and clinical staging of cervical carcinoma[J]. J Pract Radiol,2021,37(5):826-829.

[7] 廖俊杰,王乐富,刘永志,等. 磁共振平扫联合扩散加权成像对宫颈癌术前分期的诊断价值临床研究[J]. 中国CT和MRI杂志,2021,7(5):86-88.
Liao JJ,Wang LF,Liu YZ,et al. Clinical study of diagnostic value of magnetic resonance imaging plain scan combined with diffusion-weighted imaging in the preoperative staging of cervical cancer[J]. Chin J CT MRI,2021,7(5):86-88.

[8] Gopalan K,Maravilla J,Mendelsohn J,et al. Vacuum formed coils for MRI[J]. Magn Reson Med,2023,89(4):1684-1696.

[9] Kaniewska M,Deininger-Czermak E,Getzmann JM,et al. Application of deep learning-based image reconstruction in MR imaging of the shoulder joint to improve image quality and reduce scan time[J]. Eur Radiol,2023,33(3):1513-1525.

[10] Fellner C,Müller W,Georgi J,et al. A high-resolution phantom for MRI[J]. Magn Reson Imaging,2001,19(6):899-904.

[11] Stupic KF,Ainslie M,Boss MA,et al. A standard system phantom for magnetic resonance imaging[J]. Magn Reson Med, 2021, 86(3):1194-1211.

[12] Langer JE,Oliver ER,Lev-Toaff AS,et al. Imaging of the female pelvis through the life cycle[J]. Radiographics, 2012, 32(6):1575-1597.

[13] Tan IL,Stoker J,Laméris JS. Magnetic resonance imaging of the female pelvic floor and urethra:body coil versus endovaginal coil[J]. Magn Reson Mater Phys Biol Med,1997,5(1):59-63.

[14] Downey K,Attygalle AD,Morgan VA,et al. Comparison of optimised endovaginal vs external array coil T2-weighted and diffusion-weighted imaging techniques for detecting suspected early stage (IA/IB1) uterine cervical cancer[J]. Eur Radiol,2016,26(4):941-950.

[15] Downey K,Shepherd JH,Attygalle AD,et al. Preoperative imaging in patients undergoing trachelectomy for cervical cancer:validation of a combined T2- and diffusion-weighted endovaginal MRI technique at 3.0 T[J]. Gynecol Oncol,2014,133(2):326-332.

[16] Charles-Edwards E,Morgan V,Attygalle AD,et al. Endovaginal magnetic resonance imaging of stage 1A/1B cervical cancer with A T2- and diffusion-weighted magnetic resonance technique:effect of lesion size and previous cone biopsy on tumor detectability[J]. Gynecol Oncol,2011,120(3):368-373.

[17] Downey K,Riches SF,Morgan VA,et al. Relationship between imaging biomarkers of stage I cervical cancer and poor-prognosis histologic features:quantitative histogram analysis of diffusion-weighted MR images[J]. AJR Am J Roentgenol,2013,200(2):314-320.

[18] Downey K,Jafar M,Attygalle AD,et al. Influencing surgical management in patients with carcinoma of the cervix using a T2- and ZOOM-diffusion-weighted endovaginal MRI technique[J]. Br J Cancer,2013,109(3):615-622.

[19] Wormald BW,Doran SJ,Ind TE,et al. Radiomic features of cervical cancer on T2-and diffusion-weighted MRI:prognostic value in low-volume tumors suitable for trachelectomy[J]. Gynecol Oncol,2020,156(1):107-114.

[20] Wormald B, Rodriguez-Manzano J, Moser N, et al. Loop-mediated isothermal amplification assay for detecting tumor markers and human papillomavirus:accuracy and supplemental diagnostic value to endovaginal MRI in cervical cancer[J]. Front Oncol, 2021, 11:747614.

[21] DeSouza NM,Scoones D,Krausz T,et al. High-resolution MR imaging of stage I cervical neoplasia with a dedicated transvaginal coil:MR features and correlation of imaging and pathologic findings[J]. AJR Am J Roentgenol,1996,166(3):553-559.

[22] Palesi F,Nigri A,Gianeri R,et al. MRI data quality assessment for the RIN - Neuroimaging Network using the ACR phantoms[J]. Phys Med,2022,104:93-100.

[23] 邝丽娜. MRI多功能质控体模研究[D]. 天津:天津大学,2019.
Kuang LN. Study on MRI multifunctional quality control phantom[D]. Tianjin:Tianjin University,2019.

[24] 俞及,倪成,朱红毅. 0482-2022 Y T医用磁共振成像设备主要图像质量参数的测定[M]. 北京:中国标准出版社,2022.
Yu J,Ni C,Zhu HY. 0482-2022 Y T. Magnetic resonance equipment for medical imaging-Part 1:Determination of essential image quality par [M]. Beijing: Standards Press of China,2022.

[25] 井 赛,罗二平,申广浩,等. 一种MRI临床质控体模的设计构想[J]. 医疗卫生装备,2017,38(5):4-8.
Jing S,Luo EP,Shen GH,et al. Design of test phantom for MRI clinical quality control[J]. Chin Med Equip J,2017,38(5):4-8.

[26] 牟 灿. 超声凝胶阴道填充后MRI在早期宫颈癌分期中的价值研究[D]. 重庆:重庆医科大学,2021.
Mou C. Value of MRI after vaginal filling with ultrasonic gel in staging of early cervical cancer[D]. Chongqing:Chongqing Medical University,2021.

[27] Fellner F,Fellner C,Held P,et al. Comparison of spin-echo MR pulse sequences for imaging of the brain[J]. AJNR Am J Neuroradiol,1997,18(9):1617-1625.

（收稿:2023-11-21;修回:2024-04-29;录用:2024-05-13）
（责任编辑:李青颖）

本文引用格式:
张 珂,唐明梅,郁 斌,等. 应用体外模型对阴道腔内线圈高清成像的磁共振可行性研究[J]. 重庆医科大学学报,2025,50(9):1290-1296.