

改装高通道线圈实现头颈部放疗模拟定位的可行性研究

陈辛元, 闫雪娜, 张凯旋, 曹莹, 左立静, 戴建荣

国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院, 北京 100021

【摘要】目的:改装两片式16通道(16ch)柔性线圈,建立头颈部模拟定位高通道线圈扫描方案,并评价其可行性。**方法:**将两片式16ch柔性线圈改装成与头颈部放疗摆位辅助装置相匹配的包绕式设计,进行序列采集,加速因子分别设置为2和3。使用标配的6通道(6ch)线圈,进行相同序列采集,其最大支持加速因子为2,并将其作为参考图像,进行图像质量的比较。对图像各项指标进行定量分析,包括几何畸变百分比(%GD)、层位置(SP)、层厚(ST)、百分图像均匀性(PIU)、伪影比(GR)、信噪比(SNR)和高对比空间分辨率(HCSR);并记录各线圈和不同加速因子时的扫描时间。**结果:**ACR标准 T_1 加权和 T_2 加权序列,使用16ch线圈PIU较6ch线圈平均提高17.1%,其余各项指标两者差别均较小。加速因子均设置为2且扫描参数相同,16ch较6ch线圈相比,模拟定位序列各序列SNR平均相对提高约21.9%,PIU平均相对提高约10.3%,扫描时间和其它图像参数差别较小。16ch线圈加速因子3与6ch线圈加速因子2比较,时间缩短24.4%,PIU升高8.56%,但SNR下降10.86%。**结论:**本研究改装的高通道线圈磁共振模拟定位技术可满足临床需要;在不增加扫描时间的前提下,可显著提高图像的信噪比;在保持图像质量相近的前提下,可支持更快的并行采集方案,显著缩短扫描时间。

【关键词】头颈部;16通道柔性线圈;放射治疗;磁共振成像;并行采集技术

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)04-0397-05

A feasibility study on reequipping multi-channel coils for simulation in head and neck radiotherapy

CHEN Xinyuan, YAN Xuena, ZHANG Kaixuan, CAO Ying, ZUO Lijing, DAI Jianrong

National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

Abstract: Objective To propose a scanning scheme based on reequipped two-piece 16-channel (16ch) flexible coils for the simulation in head and neck radiotherapy, and to evaluate its feasibility. **Methods** Two-piece 16ch flexible coils were reequipped with a wrap-around shape that matched the auxiliary positioning device in head and neck radiotherapy for sequence acquisition. The acceleration factors were set at 2 and 3. The image obtained in sequence acquisition using standard 6-channel (6ch) coils and the maximum support acceleration factor of 2 was used as the reference image for the comparison of image quality. Various indicators were quantitatively analyzed, including percentage of geometric distortion (%GD), slice position (SP), slice thickness (ST), percent image uniformity (PIU), ghosting ratio (GR), signal-to-noise ratio (SNR) and high-contrast spatial resolution (HCSR). Moreover, the scanning time was recorded when adopting different coils and acceleration factors. **Results** For ACR standard sequences T_1 WI and T_2 WI, PIU obtained using 16ch coils was 17.1% higher than that obtained using 6ch coils, and the differences in the other indicators were trivial. With the same acceleration factor (=2) and the same scanning parameters, SNR and PIU which were obtained using 16ch coils were higher than those obtained using 6ch coils, with an increase of about 21.9% and about 10.3%, respectively, and there were small differences in scanning time and other image indicators. Compared with those obtained using 6ch coils with an acceleration factor of 2, the scanning time obtained using 16ch coil with an acceleration factor of 3 for sequence acquisition was shortened by 24.4%, and PIU was increased by 8.56%, but SNR was decreased by 10.86%. **Conclusion** The reequipped multi-channel coils for radiotherapy simulation which can meet clinical requirements can significantly improve image SNR without increasing the scanning time and support the parallel acquisition technique while maintaining image quality, thereby greatly shortening scanning time.

Keywords: head and neck; 16-channel flexible coil; radiotherapy; magnetic resonance imaging; parallel acquisition technique

【收稿日期】2019-12-12

【基金项目】国家重点研发计划(2017YFC0107500);国家自然科学基金(11605291, 11475261);北京市科学技术委员会医药协同科技创新研究(Z181100001918002);中国癌症基金会北京希望马拉松专项基金(LC2018A14)

【作者简介】陈辛元,博士,助理研究员,研究方向:MRI模拟定位、图像引导放疗,E-mail: cinya126chen@163.com

【通信作者】戴建荣,E-mail: dai_jianrong@cicams.ac.cn

前言

磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)较电子计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)成像具有无电离辐射、软组织分辨率高等优势,在放疗领域的应用逐渐扩大^[1-3]。放疗MRI模拟定位(MRI Simulation, MRI-Sim)是使用磁共振扫描设备完成放疗模拟定位的技术。由于放疗MRI-Sim和诊断MRI的目的不同,其在设备硬件、技术要求及应用方面均有不同。为配合放疗摆位辅助装置,达到放疗精度,MRI-Sim系统要求扫描孔径大于等于70 cm,在机房安装外置激光定位系统,使用平板床面等^[4-5]。而且,传统的诊断头线圈无法与摆位辅助装置匹配,需使用与放疗方案相匹配的头线圈。各主流厂家均提供了放疗MRI-Sim头颈部扫描解决方案,配备了放疗专用头线圈,可较好地完成MRI头颈部模拟定位图像扫描^[6-7]。但是放疗患者在MRI-Sim扫描时,需使用摆位辅助装置进行固定,舒适性较诊断MRI扫描时差,因此MRI-Sim需尽可能地减少扫描时间,以提高患者的舒适程度。近年来,并行采集技术逐渐应用于临床MRI的快速采集,通过减少K空间相位编码的密集度来加快图像采集速度^[8-10]。多通道接收相控阵线圈是实现并行采集算法的基础。目前临床主流的放疗专用头线圈的通道数相对较少或缺乏专门的设计。进一步提高线圈的通道数以及增加接收线圈单元数和数据处理单元数可增加采集的数据量,通过并行采集可提高采集速度。同时高通道线圈信噪比较高,可获得更好的图像质量^[11]。因此为放疗头颈部模拟定位提供高通道线圈扫描方案可减少病人的扫描时间,扩展放疗模拟定位序列选择,提高图像质量,并可实现更丰富的功能成像,以指导肿瘤放射治疗。

为克服头颈部放疗模拟定位缺少高通道线圈的问题,本研究拟使用两片式16通道(16-channel, 16ch)柔性线圈,为放疗头颈部模拟定位建立高通道线圈扫描方案;并将其改装成与放疗摆位辅助装置相匹配的包绕式设计,固定于扫描平板床,应用于头颈部扫描;最后,通过模体试验和健康志愿者扫描,评价其在头颈部放疗模拟定位的可行性。

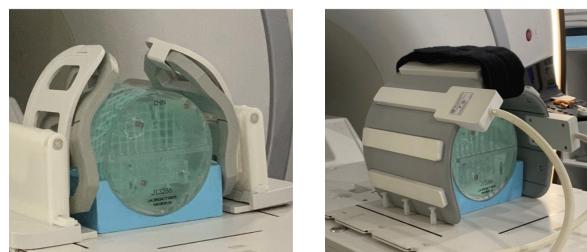
1 材料与方法

1.1 MR图像扫描及线圈

本研究所有图像均在3.0T大孔径MR模拟定位机(Discovery MR750W, GE Healthcare)上完成数据采集和重建。目前标准配置的放疗专用头颈部扫描线圈为6通道(6-channel, 6ch)柔性相控阵线圈,可与

线圈支架配合,完成MRI-Sim扫描。对于FSE、FSPGR和IDEAL等常规序列,最大加速因子为2。

本研究尝试改装两片式16ch柔性线圈(万康医疗Magtron Inc. WK312),连接并包绕整个头颈部,与头颈肩摆位固定托架配合,完成头颈部放疗模拟定位高通道线圈扫描(图1)。将自制的6个5 mL针筒推注器作为固定棒,插入平板床面的孔洞,对线圈进行固定。这种扫描方式可实现头颈部高通道线圈扫描,能支持FSE、FSPGR和IDEAL等常规序列,最大加速因子为3。



a: 6ch 线圈

b: 16ch 线圈

图1 使用16ch线圈实现头颈部放疗模拟定位示意图

Fig.1 Diagrams of using 16ch coils for simulation in head and neck radiotherapy

1.2 试验模体及分析指标

使用AAPM 100号报告推荐的美国放射学院(American College of Radiology, ACR)磁共振认证大号模体进行图像各项指标检测与分析。自制适用于平板床的ACR模体摆放支架,使用无磁气泡水平尺调整模体。将十字线与内置激光灯对准。扫描方向统一为“CHIN”到“NOSE”,标准扫描层位置记为S1到S11。

为减少图像分析中人为因素的偏倚,提高分析效率和精度,本研究使用团队自主开发的ACR模体MRI-Sim测量软件进行图像指标测试,前期已完成软件的验证工作,保证其测量精度^[12]。该软件可自动测量图像精度的6个指标,包括几何畸变百分比(Percent Geometric Distortion, %GD)、层位置(Slice Position, SP)、层厚(Slice Thickness, ST)、百分图像均匀性(Percent Image Uniformity, PIU)、伪影比(Ghosting Ratio, GR)和信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR),以及半自动测量高对比空间分辨率(High-Contrast Spatial Resolution, HCSR)。

1.3 扫描序列参数

扫描序列包括ACR标准轴位序列及头颈部模拟定位序列,配合2种线圈使用。ACR脉冲序列为T₁加权和T₂加权自旋回波序列,参数设置层厚5 mm、间隔5 mm、FOV 25 cm,读出梯度方向均为“前/后”,其它

参数设置如表1所示。模拟定位序列包括头颈部肿瘤和颅内肿瘤4个扫描序列:T1FSE、T1FSPGR、T2FSE、T2IDEAL。临床序列均采用层厚5 mm、间隔0 mm扫描。具体设置见表1。使用16ch线圈扫描时将加速因子分别设置为2和3进行比较,并使用6ch线圈加速因子设置为2作为参考图像,进行图像各项指标定量分析。

表1 ACR标准轴位序列和模拟定位序列扫描参数设置
Tab.1 Scanning parameters for ACR standard axial sequences and simulation sequences

序列	矩阵	RBW/kHz	TE/TR/ms	NEX	ETL
ACR T ₁	256*256	15.60	20/500	1	-
ACR T ₂	256*256	15.60	80/2 000	1	-
T ₁ FSPGR	320*320	31.25	~2.3/~7.6	1	-
T ₁ FSE	320*256	41.70	~8.6/~744	2	3
T ₂ IDEAL	320*256	62.50	~70/~3 565	1	14
T ₂ FSE	320*256	41.67	~107/~3 237	2	16

RBW:相对带宽;TE/TR:回波时间/重复时间;NEX:激励次数;ETL:回波链长度

1.4 志愿者扫描

本研究纳入1名健康志愿者,分别使用不同的线圈和加速因子,测试4个模拟定位序列设置不同线圈和加速因子的扫描效果,从而比较各设置之间的差别。健康志愿者扫描未使用摆位辅助装置。

2 结果

使用6ch线圈和16ch线圈对模体进行扫描,采用ACR标准T₁加权和T₂加权序列和模拟定位序列对标图像指标验收的结果如表2所示。对于平均PIU,16ch线圈较6ch线圈,T₁加权和T₂加权序列分别提高17.9%和16.3%(平均提高17.1%);其余各项指标两者差别均较小,且均满足AAPM和ACR要求。

使用6ch线圈和16ch线圈分别完成模拟定位序列扫描,采用相同的参数设置且加速因子均设置为2,结果见表3和表4。采用16ch线圈,各序列的SNR相比6ch线圈平均相对提高约21.9%,PIU平均相对提高10.3%,时间差别控制在-0.03~0.05 min。SP、ST、GR和%GD均满足ACR要求。16ch线圈较6ch线圈,SP差别为-0.5~1.0 mm,ST差别为-0.21~0.30 mm,GR差别为-1.29%~0.18%,%GD差别为-0.15~0.33。

表2 分别使用6ch和16ch线圈扫描ACR标准轴位序列
Tab.2 Acquisition of ACR standard axial sequences using 6ch coils or 16ch coils

序列	SP S1/mm	SP S11/mm	PIU	GR/%	SNR	ST/mm	%GD	HCSR(UL/LR)	扫描时间/min
ACR T ₁ _6ch	3.91	0.98	33.84	0.26	97.24	5.48	-0.52	1/1	2.27
ACR T ₂ _6ch	3.91	0.98	33.96	0.27	191.60	5.41	-0.52	1/1	8.93
ACR T ₁ _16ch	3.91	1.00	39.89	0.08	164.52	5.46	-0.33	1/1	2.27
ACR T ₂ _16ch	3.91	1.00	39.51	0.05	205.71	5.27	-0.43	1/1	8.93

SP:层位置;PIU:百分图像均匀性;GR:伪影比;SNR:信噪比;ST:层厚;%GD:几何畸变百分比;HCSR:高对比空间分辨率;UL/LR:左上/右下

表3 6chA2扫描各MRI-Sim序列测试结果
Tab.3 Acquisition of MRI-Sim sequences using 6chA2

序列	SP S1/mm	SP S11/mm	PIU	GR/%	SNR	ST/mm	%GD	HCSR(UL/LR)	扫描时间/min
T ₁ FSPGR	0.0	-3.0	32.38	0.60	88.99	5.47	-0.36	0.9/0.9	0.55
T ₁ FSE	0.0	-3.5	31.58	2.48	93.66	5.21	-0.44	0.9/0.9	1.18
T ₂ IDEAL	-1.0	-4.0	34.72	2.45	54.31	5.07	-0.71	0.9/0.9	2.15
T ₂ FSE	-1.5	-4.0	31.17	0.37	48.84	4.72	-0.34	0.9/0.9	1.17

6chA2:使用6ch线圈加速因子2扫描

使用16ch线圈加速因子设置为3扫描(表5)与6ch线圈加速因子设置为2扫描(表3)比较,扫描时间缩短24.4%,PIU提高8.56%,但SNR下降10.86%。图像SP、

GR、ST等指标均在正常范围波动,且变化较小。

对健康志愿者,分别使用6ch线圈和16ch线圈及不同加速因子设置完成头颈部MRI-Sim序列扫描,3

表4 16chA2扫描各MRI-Sim序列测试结果
Tab.4 Acquisition of MRI-Sim sequences using 16chA2

序列	SP S1/mm	SP S11/mm	PIU	GR/%	SNR	ST/mm	%GD	HCSR(UL/LR)	扫描时间/min
T ₁ FSPGR	0.0	-3.5	36.19	0.06	115.87	5.48	-0.33	0.9/0.9	0.52
T ₁ FSE	0.0	-3.5	34.10	1.19	131.65	5.00	-0.37	0.9/0.9	1.20
T ₂ IDEAL	-0.5	-4.0	37.57	2.08	54.41	5.12	-0.38	0.9/0.9	2.15
T ₂ FSE	-0.5	-4.0	35.34	0.55	57.03	5.02	-0.49	0.9/0.9	1.22

16chA2:使用16ch线圈加速因子2扫描

表5 16chA3扫描各MRI-Sim序列测试结果
Tab.5 Acquisition of MRI-Sim sequences using 16chA3

序列	SP S1/mm	SP S11/mm	PIU	GR/%	SNR	ST/mm	%GD	HCSR(UL/LR)	扫描时间/min
T ₁ FSPGR	0.0	-3.0	36.18	0.20	79.89	5.10	-0.06	0.9/0.9	0.35
T ₁ FSE	-0.5	-3.5	33.83	1.12	107.61	4.95	-0.37	0.9/0.9	0.83
T ₂ IDEAL	-0.5	-4.5	36.83	1.79	44.58	4.72	-0.61	0.9/0.9	1.78
T ₂ FSE	-0.5	-4.0	34.08	0.35	34.09	4.53	-0.33	0.9/0.9	1.00

16chA3:使用16ch线圈加速因子3扫描

种模式组合下各序列均能较清晰显示头颈部结构(图2和图3)。

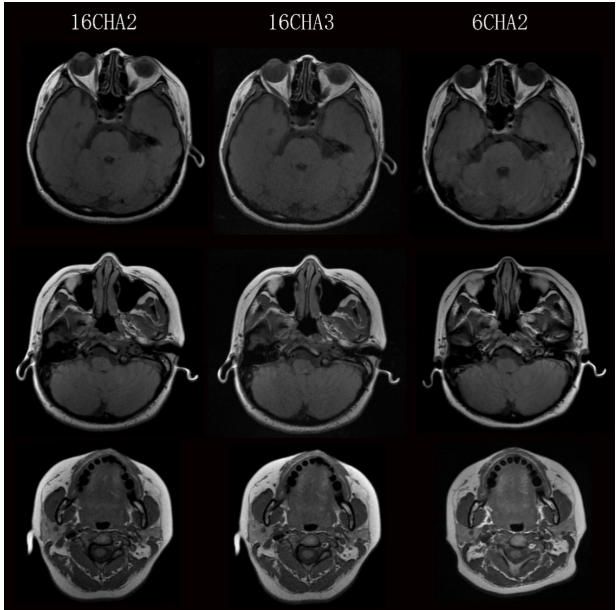


图2 健康志愿者3个不同扫描层面T₁FSE序列图像质量对比
Fig.2 Comparison of the imaging quality of 3 different scanning slices for T₁FSE sequence in a healthy volunteer

第1列:16ch线圈加速因子设置为2;第2列:16ch线圈加速因子设置为3;第3列:6ch线圈加速因子设置为2

3 讨论

本研究基于16ch柔性线圈建立头颈部放疗模拟

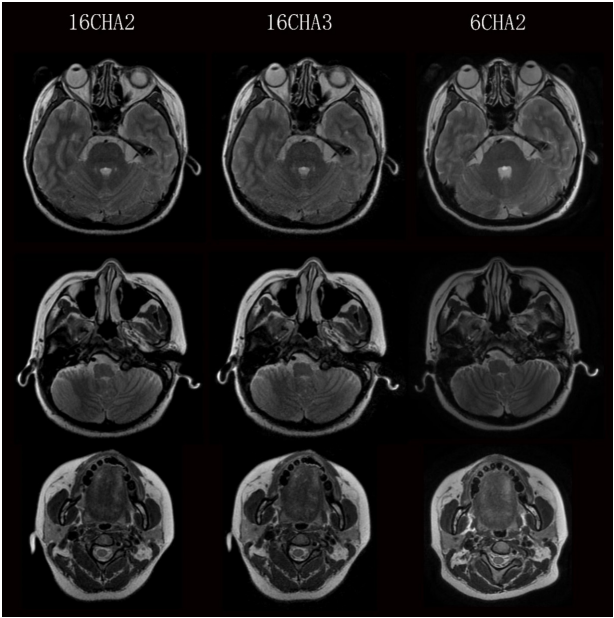


图3 健康志愿者3个不同扫描层面T₂ IDEAL序列图像质量对比
Fig.3 Comparison of the imaging quality of 3 different scanning slices for T₂ IDEAL sequence in a healthy volunteer

第1列:16ch线圈加速因子设置为2;第2列:16ch线圈加速因子设置为3;第3列:6ch线圈加速因子设置为2

定位方案。该线圈设计为两片式,每部分为8通道,最初设计是为提供心脏血管、肺部、肾脏和腹部的高清成像,支持并行成像序列,从而满足临床和科研扫描的需求。2017年有学者使用两片式4通道表面接收线圈,包绕于头颈部摆位辅助装置,以实现放疗模

拟定位^[13]。本研究尝试将两片式16ch线圈应用于放疗头颈部模拟定位,以提高图像质量,为开展高通道快速并行采集等提供了可能性。

多通道线圈可通过减小线圈单元面积和填充因子来改善MRI图像的SNR。本研究结果显示,在相同扫描条件下,16ch线圈较6ch线圈,由于通道数的增加,显著提高了图像的信噪比。16ch线圈由16组阵列线圈单元组成,多个小的互相部分重叠的线圈单元可覆盖一定的容积,当多个线圈的信号叠加时,信噪比得到明显改善。

本研究对16ch线圈设置加速因子为3进行图像测试,MRI-Sim扫描时间平均减少了1/4,但同时信噪比也有降低。线圈支持的最大加速因子与所使用单元数及信号采集通道数目有关,6ch线圈在大部分临床MRI-Sim序列并不支持加速因子3扫描。在临床实践中,需根据具体的需要和条件选择合适的并行采集加速因子,注意加速因子越大,图像信噪比越低,且越容易产生卷褶伪影,因此目前推荐使用值为2~3,随着技术的不断进步并行采集会有不断地改善^[14-15]。减少扫描时间不但可以提高患者的扫描舒适度,还可以提高对时间分辨率要求较高的序列质量,如灌注成像、磁敏感加权成像和脑功能成像等,丰富放疗MRI-Sim的功能成像^[16-17]。

表面线圈的特点是信噪比高但会损失一定的图像均匀性,产生更严重的近线圈效应。已有学者报道,放疗头线圈较诊断头线圈和体部相控阵线圈均匀性下降,使用校准算法可以提高图像的均匀性^[12,18]。本研究的结果显示6ch线圈较16ch线圈,图像的均匀性降低。将16ch线圈包绕于头部且线圈本身密度增大,对于图像均匀性,16ch线圈较6ch头线圈提高。今后应进一步设计专用的高通道放疗模拟定位线圈,以提高图像的均匀性、信噪比等性能^[19-20]。

综上所述,本研究改装的16ch柔性线圈以及建立的高通道线圈MRI-Sim扫描方案可满足临床需要;在不增加扫描时间的前提下,可显著提高图像的信噪比;在保持图像质量相近的前提下,可支持高并行采集加速因子,提高图像扫描的时间分辨率,从而改善患者扫描的舒适度,并可增加模拟定位功能序列的选择。

【参考文献】

[1] DECKER G, MÜRTZ P, GIESEKE J, et al. Intensity-modulated radiotherapy of the prostate: dynamic ADC monitoring by DWI at 3.0T [J]. *Radiother Oncol*, 2014, 113(1): 115-120.

[2] VAN DER HEIDE U A, HOUWELING A C, GROENENDAAL G, et al. Functional MRI for radiotherapy dose painting[J]. *Magn Reson Imaging*, 2012, 30(9): 1216-1223.

[3] METCALFE P, LINEY G P, HOLLOWAY L, et al. The potential for an enhanced role for MRI in radiation-therapy treatment planning[J]. *Technol Cancer Res Treat*, 2013, 12(5): 429-446.

[4] MCJURY M, O'NEILL A, LAWSON M, et al. Assessing the image quality of pelvic MR images acquired with a flat couch for radiotherapy treatment planning[J]. *Br J Radiol*, 2011, 84(1004): 750-755.

[5] 陈辛元, 韩伟, 宋一昕, 等. MRI模拟定位机的选型安装和验收测试[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2017, 25(5): 603-606.

CHEN X Y, HAN W, SONG Y X, et al. Selection, installation, and acceptance test of MRI simulator[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2017, 25(5): 603-606.

[6] PAULSON E S, ERICKSON B, SCHULTZ C, et al. Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning[J]. *Med Phys*, 2015, 42(1): 28-39.

[7] LINEY G P, MOERLAND M A. Magnetic resonance imaging acquisition techniques for radiotherapy planning[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3): 160-168.

[8] WANG Y. Description of parallel imaging in MRI using multiple coils[J]. *Magn Reson Med*, 2000, 44(3): 495-499.

[9] KATSCHER U, BORNERT P. Parallel magnetic resonance imaging[J]. *Neurotherapeutics*, 2007, 4(3): 499-510.

[10] 张煜东, 王水花. 磁共振成像加速方法[J]. *中国医学物理学杂志*, 2014, 31(4): 5015-5021.

ZHANG Y D, WANG S H. Acceleration methods in magnetic resonance imaging[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2014, 31(4): 5015-5021.

[11] 陈地友, 张玉龙, 陈金华. 4通道与16通道相控阵乳腺专用线圈在乳腺MRI成像的应用比较[J]. *医学影像学杂志*, 2018, 28(5): 177-180.

CHEN D Y, ZHANG Y L, CHEN J H. The comparison of 4-channel phased array coils and 16-channel phased array coils in breast MRI imaging[J]. *Journal of Medical Imaging*, 2018, 28(5): 177-180.

[12] CHEN X, DAI J. Quantitative analysis of image quality for acceptance and commissioning of an MRI simulator with a semiautomatic method[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2018, 19(3): 326-335.

[13] WONG O L, YUAN J, YU S K, et al. Image quality assessment of a 1.5T dedicated magnetic resonance-simulator for radiotherapy with a flexible radio frequency coil setting using the standard American College of Radiology magnetic resonance imaging phantom test[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2017, 7(2): 205-214.

[14] HAMILTON J, FRANSON D, SEIBERLICH N. Recent advances in parallel imaging for MRI[J]. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc*, 2017, 101: 71-95.

[15] BILGIC B, KIM T H, LIAO C, et al. Improving parallel imaging by jointly reconstructing multi-contrast data[J]. *Magn Reson Med*, 2018, 80(2): 619-632.

[16] GOLAY X, DE ZWART J A, HO Y C, et al. Parallel imaging techniques in functional MRI[J]. *Top Magn Reson Imaging*, 2004, 15(4): 255-265.

[17] CHEN X, ZHANG Y, CAO Y, et al. A feasible study on using multiplexed sensitivity-encoding to reduce geometric distortion in diffusion-weighted echo planar imaging[J]. *Magn Reson Imaging*, 2018, 54: 153-159.

[18] LINEY G P, OWEN S C, BEAUMONT A K, et al. Commissioning of a new wide-bore MRI scanner for radiotherapy planning of head and neck cancer[J]. *Br J Radiol*, 2013, 86(1027): 20130150.

[19] MAO X, VIKE N L, TALAVAGE T M, et al. Multiple-input multiple-output (MIMO) MRI: combining parallel excitation and parallel reception for enhanced imaging [J]. *IEEE Trans Comput Imaging*, 2019, 5(4): 596-605.

[20] GIOVANNETTI G, HARTWIG V, POSITANO V, et al. Radiofrequency coils for magnetic resonance applications: theory, design, and evaluation[J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2014, 42(2): 109-135.

(编辑:谭斯允)