

Radial 3D TOF 和常规 3D TOF 在颈动脉成像中的对比

吴良文¹, 丁少伟², 韩晶³

1. 苏州科技城医院工程处, 江苏 苏州 215153; 2. 苏州承泽医疗科技有限公司, 江苏 苏州 225123; 3. 苏州科技城医院影像科, 江苏 苏州 215153

【摘要】目的:探讨 Radial 3D Time of Flight (TOF) 序列在颈动脉磁共振血管成像中的应用。**方法:**选取行颈动脉常规 3D TOF 和 Radial 3D TOF 的 36 例患者的图像资料, 采用配对样本 t 检验对比两个序列颈动脉的信噪比、对比噪声比, 采用非参数配对 Wilcoxon 符号秩检验对比两个序列颈动脉血管的显示效果(主观评分)。**结果:**Radial 3D TOF 的信噪比和对比噪声比均高于常规 3D TOF ($t=25.7, 14.2, P$ 值均小于 0.05); 血管的显示效果也优于常规 3D TOF ($z=-4.36, P<0.05$)。**结论:**相比于常规 3D TOF, Radial 3D TOF 可以获得更好的颈动脉图像质量。

【关键词】颈动脉; 磁共振血管成像; 3D TOF; 径向 K 空间采集

【中图分类号】R318; R445.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)10-1270-04

Comparison between Radial 3D TOF and conventional 3D TOF in carotid artery MRA

WU Liangwen¹, DING Shaowei², HAN Jing³

1. Department of Medical Engineering, Suzhou Science and Technology Town Hospital, Suzhou 215153, China; 2. Suzhou Chengze Medical Technology Co., Ltd, Suzhou 225123, China; 3. Department of Imaging, Suzhou Science and Technology Town Hospital, Suzhou 215153, China

Abstract: Objective To evaluate the efficacy of Radial 3D time of flight (TOF) sequence for magnetic resonance angiography (MRA) of carotid artery. **Methods** The imaging data of 36 patients who underwent carotid artery MRA using conventional and Radial 3D TOF were collected. Paired-sample t -test was used to compare the signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio of carotid artery MRA between two sequences, and Wilcoxon signed-rank test was used to compare the subjective score of carotid artery MRA between two sequences. **Results** Compared with conventional 3D TOF, Radial 3D TOF had higher signal-to-noise ratio, contrast-to-noise ratio ($t=25.7, 14.2; P<0.05$), and subjective scores ($z=-4.36, P<0.05$). **Conclusion** Radial 3D TOF is superior to conventional 3D TOF in displaying carotid artery.

Keywords: carotid artery; magnetic resonance imaging; 3D TOF; radial K-space sampling

前言

颈动脉粥样硬化与缺血性脑卒中的发生密切相关, 早期诊断与治疗可以降低发病率和死亡率^[1]。影像学检查是评估颈动脉粥样硬化斑块的主要方式, 常用的影像学检查方法包括: 多普勒超声 (Duplex Ultrasound, DUS)、CT 血管成像 (Computed Tomography Angiography, CTA)、数字减影血管造影 (Digital Subtraction Angiography, DSA) 和磁共振血管成像 (Magnetic Resonance Angiography, MRA) 等^[2]。

MRA 无需注射对比剂, 具有无创伤、无辐射等优势, 传统的三维时间飞跃法 (Time of Flight, TOF) MRA 在临床上广泛应用^[3]。TOF 技术基于血液的流入增强效应, 根据血液流速使用具有短重复时间的射频脉冲序列采集颈动脉血管原始图像。由于血管内血液流速不一, 甚至湍流的存在, 会造成血管内部分信号的丢失^[4]; 另外颈动脉扫描过程中, 呼吸、血管搏动以及吞咽等生理运动都会产生伪影, 影响血管的连续显示。常规 TOF 序列采用笛卡尔 K 空间采集方式, 对运动比较敏感; 而径向 (Radial) 采集 K 空间中心区域过采样, 可以对运动伪影进行纠正^[5]。目前未见将 Radial 采集技术应用于颈动脉 3D TOF 序列的报道。本研究将颈动脉 Radial 3D TOF 成像和常规 3D TOF 成像进行对比, 探讨 Radial 3D TOF 序列在颈动脉 MRA 中的应用。

【收稿日期】2022-04-20

【作者简介】吴良文, 主管技师, 研究方向: 放射影像技术与图像质量,
E-mail: 529460442@qq.com

1 Radial 3D TOF 采集原理

在3D TOF序列中采用黄金角(Golden-Angle) Radial采集技术,在 $K_x - K_y$ 平面内采用Radial K空间采集,在 K_z 方向依然采用笛卡尔采集方式,其中旋转黄金角 K_θ 大小为:

$$K_\theta = \left(\frac{\sqrt{5} + 1}{2} - 1 \right) \cdot \pi \quad (1)$$

通过变换梯度方向矩阵而非梯度3个方向梯度值的方式对颈动脉成像区实现Radial 3D TOF磁共振成像扫描;Radial采集时图像分辨率由读出采样点数决定,加上TOF本身流入效应对背景有所抑制使得Radial条纹状Streak伪影不明显,因此可对辐条数Spokes作理论缩减实现欠采样加速扫描。

对采集到的每个辐条Spoke K空间回波数据 y 首先进行三线性插值处理,在非笛卡尔K空间中对每个辐条Spoke回波数据先进行两倍复数三线性插值求得插值后回波数据的相位,再进行回波数据两倍模值三线性插值,最后用所求插值后模值数据及相位数据算出每个辐条Spoke的插值回波数据。接着对回波数据进行梯度延迟处理,将每一个Spoke回波数据通过一维快速反傅里叶变换得到每一个Spoke的时域数据 $I_{K_\theta}(x)$,设置K空间起始偏移 Δk ,将 $I_{K_\theta}(x)$ 施加不同 Δk 产生的相位得到 $I_{(K_\theta, \Delta k)}(x)$,再进行一维快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)获得不同 Δk 的Radial K空间数据 $S_{\Delta k}(K)$,将不同 Δk 的 $S_{\Delta k}(K)$ 进行非均匀快速傅里叶变换(Nonuniform Fast Fourier Transform, NUFFT)并进行平方和(Sum of Square, SOS)通道合成得到不同 Δk 的Radial 2D图像 $I_{\Delta k}(x, y)$,由 $I_{\Delta k}(x, y)$ 可以得到不同 Δk 的校正函数 $CF(\Delta k)$,从而确定校正的Radial K空间偏移大小 Δk_{opt} ,最后将 $I_{K_\theta}(x)$ 乘以 Δk_{opt} 所产生的相位补偿,再进行一维FFT获得 Δk_{opt} 的Radial K空间数据 $S_{\Delta k_{opt}}(K)$ 。由于涡流的线性项产生K空间偏移,在梯度延时处理中已校正,但涡流主磁场 B_0 项会产生K空间的相位累积,导致图像出现伪影,这里做累积相位校正处理;对每一黄金角 $S_{\Delta k_{opt}}(K_\theta)$ 施加校正相位获得 $S_{corr}(K_\theta)$:

$$S_{corr}(K_\theta) = S_{\Delta k_{opt}}(K_\theta) \cdot e^{-i(\alpha \cos(K_\theta) + \beta \sin(K_\theta))} \quad (2)$$

其中, α 和 β 为根据 $S_{\Delta k_{opt}}(K)$ 计算出的相位校正系数。

进一步地,先求取Radial密度补偿函数和Golden-Angle Radial采集轨迹,再运用NUFFT获得3D原始图像;由于Spoke回波信号被截断和采集噪

声的影响,对重建图像做FFT得到笛卡尔下K空间,进行汉宁滤波再反傅里叶变换获得滤波图像,并进行图像裁剪进一步获取3D原始图像。

2 材料与方法

2.1 一般资料

选取2020年10月~11月在苏州科技城医院就诊且行颈动脉MRA检查的全部患者,共36例,其中男21例,女15例,年龄33~79岁,平均年龄 (56.4 ± 11.0) 岁。本研究经本院伦理委员会审核批准,检查前所有患者均签署知情同意书。

2.2 MRI扫描

采用飞利浦Ingenia3.0T超导磁共振成像系统,头颈联合线圈,患者体位为仰卧位,头先进,分别行颈动脉常规3D TOF和Radial 3D TOF扫描,常规3D TOF扫描参数:TR 24 ms, TE 6.5 ms,层厚 1.4 mm,视野 $240 \text{ mm} \times 240 \text{ mm}$,矩阵 256×256 ,扫描时间7 min 53 s。Radial 3D TOF扫描参数:TR 21 ms, TE 5.7 ms,层厚 1.4 mm,视野 $240 \text{ mm} \times 240 \text{ mm}$,矩阵 256×256 ,扫描时间8 min 30 s。

2.3 图像处理

将所有患者的颈动脉常规3D TOF和Radial 3D TOF图像传输至后处理工作站分别进行三维最大强度密度投影(Maximum Intensity Projection, MIP)重建。

2.4 影像评估

2.4.1 客观评价 由一名具有磁共振诊断经验的放射科医师测量常规3D TOF和Radial 3D TOF原始图像上颈动脉的信噪比(Signal to Noise, SNR)、对比噪声比(Contrast to Noise, CNR)。选取颈动脉起始处平面、颈动脉分叉前层面、颅底层面,将感兴趣区(ROI, 大小 $0.03 \sim 0.10 \text{ cm}^2$)分别放置在双侧颈总动脉(头臂干)、颈内动脉、椎动脉;以邻近的肌肉组织作为背景组织(1 cm^2);同时测量背景噪声(2 cm^2)的信号强度。取各个部位的平均值作为最终值,计算SNR和CNR: $\text{SNR} = \text{动脉信号强度} / \text{噪声标准差}$; $\text{CNR} = (\text{动脉信号强度} - \text{背景组织信号强度}) / \text{噪声标准差}$ 。

2.4.2 主观评价 由同一放射科医师分别对常规3D TOF和Radial 3D TOF的3D MIP图像进行主观评分,评分内容包括血管锐利度、血管连续性和运动伪影:图像清晰、血管连续无信号丢失、无伪影,可以用于诊断,4分;图像稍模糊,血管存在部分伪影,尚可用于诊断,3分;图像模糊,血管存在伪影,基本可以用于诊断,2分;图像模糊,存在明显伪影,无法诊断,1分。

2.5 统计学分析

使用Excel软件记录所有数据。使用SPSS 26软件进行统计学分析,采用配对样本 t 检验对比常规3D TOF和Radial 3D TOF序列的SNR和CNR,采用非参数配对Wilcoxon符号秩检验比较两种TOF序列血管成像的主观评分。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

3 结果

3.1 客观评价

Radial 3D TOF 的 SNR (121.2 ± 28.7) 和 CNR (101.8 ± 24.1)均高于常规3D TOF的SNR(80.0 ± 23.5)和CNR (80.9 ± 15.2),两者差异具有统计学意义($P<0.05$),见表1。

表1 颈动脉MRA的客观评价结果
Table 1 Comparison of objective assessments of carotid artery MRA between conventional 3D TOF and Radial 3D TOF

指标	常规3D TOF	Radial 3D TOF	t 值	P 值
信噪比	80.0±23.5	121.2±28.7	25.7	<0.05
对比噪声比	80.9±15.2	101.8±24.1	14.2	<0.05

3.2 主观评价

Radial 3D TOF的主观评分(2.39 ± 0.68)高于常规3D TOF (1.86 ± 0.79),两者差异具有统计学意义($z=-0.436, P<0.05$)。Radial 3D TOF显示颈动脉血管更锐利,伪影更少,血管更连续(图1)。

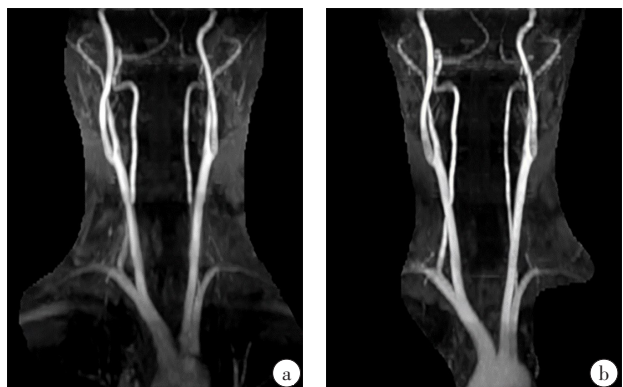


图1 常规3D TOF和Radial 3D TOF颈动脉成像
Figure 1 Conventional and Radial 3D TOF carotid artery MRA
a:常规3D TOF显示颈动脉起始处血管信号丢失明显,血管分叉处内部信号不均匀,局部血管分层明显;b:Radial 3D TOF显示颈动脉血管更锐利,伪影更少,血管连续性更好

4 讨论

TOF MRA 基于血液的流入增强效应,无需对比

剂即可进行血管成像。常规TOF使用笛卡尔K空间采集方式,用于颈动脉MRA成像时,易受湍流和吞咽、呼吸等运动的影响。笛卡尔K空间采集方式为平行线对称填充,而Radial K空间采集方式则是在一次回波时填充一条或多条通过中心区域的相互平行的数据列,而后旋转式逐次采集直至覆盖整个圆形的K空间区域。不同于笛卡尔K空间采集方式, Radial K空间采集方式没有固定的频率和相位编码方向,所以运动伪影不表现为沿着特定相位方向的鬼影,而是弥漫分布在整个图像中;另外,所有的数据列均通过K空间中心区域,K空间中心区域过采样,患者运动时采集的小部分数据对整个图像的影响有限,同时这些过采样数据可以被用来进行运动校正,上述这些特性使得Radial K空间采集方式明显对运动伪影不敏感,同时提升图像的信噪比^[5]。采集的相邻回波数据列间旋转角度为 112.25° (即黄金角 $(\frac{\sqrt{5}+1}{2}-1)\cdot\pi$)时,可以获得更高效的采集效率^[6](图2)。Radial K空间采集技术在临床已广泛使用,螺旋桨技术:周期性重叠平行线增强重建(Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines With Enhanced Reconstruction, PROPELLER);风车技术:多叶片(Multivane)和刀锋技术(Blade)等,最常见的是应用于2D快速自旋回波序列,用于全身各部位成像,可减轻层面内的运动伪影和磁敏感伪影等^[7-11]。Radial K空间采集技术也用于弥散加权序列进行头颅和体部的DWI成像,可减轻图像的磁敏感伪影和变形^[12-14]。Radial K空间采集技术在梯度回波序列也有广泛的应用。Radial K空间采集技术可以抑制平衡稳态自由进动序列的运动伪影和条带状伪影。3D梯度回波序列应用Radial K空间采集技术时在 K_x-K_y 平面内采用Radial K空间采集,在 K_z 方向依然采用笛卡尔采集方式,这种技术被称为星状层积(Stack of Stars),目前多基于 T_1 加权梯度回波序列用于体部动态增强扫描,对于无法配合屏气的患者也可以获得高质量的图像^[15-16]。近年来,以压缩感知为基础,同时整合并行采集和黄金角Radial采集的成像技术:黄金角径向稀疏并行采样(Golden-Angle Radial Sparse Parallel, GRASP)发展迅速,其成像速度进一步加快,并可以在任意时间进行分辨率重建,对病变进行定性和定量评估^[17-19]。

本研究采用黄金角Radial采集技术的3D TOF进行颈动脉成像,结果显示其呼吸、吞咽等运动伪影较轻,在主动脉处尤为明显,颈血管显示的连续性优于常规笛卡尔采样的3D TOF。同时由于Radial采集时K空间中心区域大量数据重叠,因此图像具有较高的

SNR和CNR(图2)。目前Radial采集已显示出很多优势,但也带来了一些挑战:梯度大幅度切换时的梯度延迟以及梯度涡流;非笛卡尔重建过程比较耗时等。另外,本研究仅将Radial K空间采集技术初步应用于颈动脉成像中,目前尚无文献和证据表明该技术能否完全取代常规TOF。

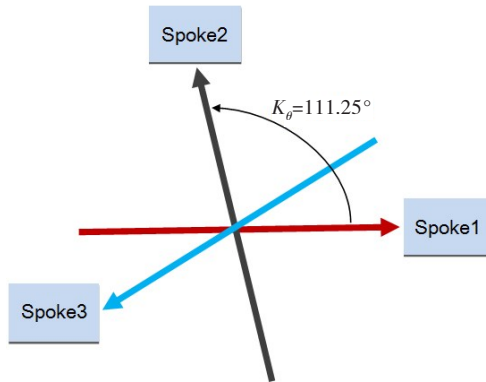


图2 黄金角径向K空间采集示意图
Figure 2 Schematic diagram of golden-angle radial K-space acquisition

本研究存在一定的临床适用性和局限性,一方面, Radial K空间采集技术扫描时间稍长,笔者通过临床对比发现本方法可以减弱颈部扫描过程中常见呼吸和吞咽等运动对血管显示产生的伪影,使血管显示更均匀、连续。因此,笔者认为Radial TOF更适用于磁共振检查中明显配合不佳或有自主运动的患者;另一方面,本研究仅将Radial 3D TOF和常规3D TOF对比,是因为本组受试者多为没有明显动脉狭窄的患者,笔者希望未来进行更具临床价值(如颈动脉明显狭窄或需要临床干预的患者的图像乃至DSA图像)的对比,以期更深入讨论该技术在临床检查中的实际意义。

总之,相比于常规3D TOF, Radial 3D TOF可以获得更好的颈动脉图像质量,具有一定的应用前景。

【参考文献】

- [1] Wang XJ, Li WZ, Song FJ, et al. Carotid atherosclerosis detected by ultrasonography: a national cross-sectional study[J]. J Am Heart Assoc, 2018, 7(8): e008701.
- [2] Malhotra K, Goyal N, Tsvigoulis G. Internal carotid artery occlusion:

- pathophysiology, diagnosis, and management[J]. Curr Atheroscler Rep, 2017, 19(10): 41.
- [3] Saxena A, Kwee Ng YK, Lim ST. Imaging modalities to diagnose carotid artery stenosis: progress and prospect[J]. Biomed Eng Online, 2019, 18(1): 66.
- [4] Zhang J, Ding S, Zhao H, et al. Evaluation of chronic carotid artery occlusion by non-contrast 3D-MERGE MR vessel wall imaging: comparison with 3D-TOF-MRA, contrast-enhanced MRA, and DSA[J]. Eur Radiol, 2020, 30(11): 5805-5814.
- [5] Pipe JG. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging[J]. Magn Reson Med, 1999, 42(5): 963-969.
- [6] Winkelmann S, Schaeffter T, Koehler T, et al. An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2007, 26(1): 68-76.
- [7] Meier-Schroers M, Marx C, Schmeel FC, et al. Revised PROPELLER for T2-weighted imaging of the prostate at 3 Tesla: impact on lesion detection and PI-RADS classification[J]. Eur Radiol, 2018, 28(1): 24-30.
- [8] Lee JH, Choi YH, Cheon JE, et al. Improved abdominal MRI in non-breath-holding children using a radial K-space sampling technique[J]. Pediatr Radiol, 2015, 45(6): 840-846.
- [9] Lavdas E, Mavroidis P, Kostopoulos S, et al. Reduction of motion, truncation and flow artifacts using BLADE sequences in cervical spine MR imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2015, 33(2): 194-200.
- [10] Lavdas E, Mavroidis P, Kostopoulos S, et al. Improvement of image quality using BLADE sequences in brain MR imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2013, 31(2): 189-200.
- [11] Nagatomo K, Yabuuchi H, Yamasaki Y, et al. Efficacy of periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) for shoulder magnetic resonance (MR) imaging[J]. Eur J Radiol, 2016, 85(10): 1735-1743.
- [12] Kim TH, Baek MY, Park JE, et al. Comparison of DWI methods in the pediatric brain: PROPELLER turbo spin-echo imaging versus readout-segmented echo-planar imaging versus single-shot echo-planar imaging[J]. AJR Am J Roentgenol, 2018, 210(6): 1352-1358.
- [13] Czarniecki M, Caglic I, Grist JT, et al. Role of PROPELLER-DWI of the prostate in reducing distortion and artefact from total hip replacement metalwork[J]. Eur J Radiol, 2018, 102: 213-219.
- [14] Liu YJ, Lee YH, Chang HC, et al. Imaging quality of PROPELLER diffusion-weighted MR imaging and its diagnostic performance in distinguishing pleomorphic adenomas from Warthin tumors of the parotid gland[J]. NMR Biomed, 2020, 33(5): e4282.
- [15] Jaimes C, Kirsch JE, Gee MS. Fast, free-breathing and motion-minimized techniques for pediatric body magnetic resonance imaging[J]. Pediatr Radiol, 2018, 48(9): 1197-1208.
- [16] Chandarana H, Block TK, Rosenkrantz AB, et al. Free-breathing radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration[J]. Invest Radiol, 2011, 46(10): 648-653.
- [17] Feng L, Grimm R, Block KT, et al. Golden-angle radial sparse parallel MRI: combination of compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling for fast and flexible dynamic volumetric MRI[J]. Magn Reson Med, 2014, 72(3): 707-717.
- [18] Winkel DJ, Heye TJ, Benz MR, et al. Compressed sensing radial sampling MRI of prostate perfusion: utility for detection of prostate cancer[J]. Radiology, 2019, 290(3): 702-708.
- [19] Yoon JH, Lee JM, Yu MH, et al. Simultaneous evaluation of perfusion and morphology using GRASP MRI in hepatic fibrosis[J]. Eur Radiol, 2021, 32(1): 34-45.

(编辑:薛泽玲)