中枢神经影像学

基于压缩感知技术优化脑脊液平衡式稳态自由进动序列及流体 动力学序列

曹家骏,袁畅,张煜堃,宋清伟,苗延巍

【摘要】 目的:探究中脑导水管脑脊液(CSF)平衡式稳态自由进动序列(BTFE)成像的可行性,以 及不同加速因子(AF)的压缩感知(CS)技术对 BTFE、CSF-PCA、CSF-Q Flow 图像质量及定量参数的 影响,筛选最佳 AF。方法:纳入健康志愿者(HC)21 名,其中 16 名行 T2WI-DRIVE 及不同 AF 的 BT-FE、CSF-PCA、CSF-Q Flow 序列扫描, AF 分别为 0(AF0 组)、2、3、4、5(CS2、CS3、CS4 及 CS5 组); 另 5 名除 ToWI-DRIVE 外,其它序列相同。对 ToWI-DRIVE 及 BTFE(AF0)中脑导水管处流空伪影进行 统计,并计算图像信噪比(SNR)及对比噪声比(CNR)。采用4分法对BTFE图像及CSF-PCA动态观 察效果进行主观评分;在CSF-Q Flow 上测量 CSF 流体动力学定量参数。比较两组图像导水管处伪影 以及不同 AF 的 BTFE 图像的 SNR、CNR、BTFE 及 CSF-PCA 的主观评分以及 CSF-Q Flow 定量指标 的差异。以P<0.05为差异具有统计学意义。结果:与T。WI-DRIVE 序列相比,BTFE 序列不易在中 脑导水管处产生流空伪影。AF0、CS2、CS3、CS4、CS5 组 BTFE 图像的 SNR 及 CNR 差异无统计学意 义(P均>0.05)。BTFE 图像中,与 AFO 组相比,CS2 组的主观评分差异无统计学意义(P>0.05), CS3、CS4、CS5 组主观评分下降(P均<0.05);CSF-PCA 图像中,与 AF0 组相比,CS2、CS3 组的主观评 分差异无统计学意义(P>0.05), CS4、CS5 组主观评分下降(P 均<0.05)。 CSF-Q Flow 图像中, 与 AF0 组相比, CS3 及 CS5 组的 flux-FH、CS5 组的 min velocity-FH 差异均有统计学意义(P<0.05)。 结论:在对中脑导水管处 CSF 进行观察时,BTFE 可以作为常规重 T。加权序列的替代方案,图像不易 出现流空伪影;结合 CS 技术的 CSF 扫描序列可以在保证图像质量和定量准确性的前提下,缩短扫描时 间,提高检查成功率。临床推荐 AF 分别为 CS2、CS3、CS2 行 BTFE、CSF-PCA 及 CSF-Q Flow 序列扫 描,总扫描时间为6min45s;与AF0组相比,总扫描时间减少8min39s(56.2%)(以心率60次/分钟为 例)。

【关键词】 平衡式稳态自由进动;压缩感知;脑脊液成像

【中图分类号】R445.2; 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2024)11-1435-07 DOI:10.13609/j.cnki,1000-0313.2024.11.002 开放科学(资源服务)标识码(OSID):

Optimization of cerebrospinal fluid balanced turbo fast field echo sequence and hydrodynamic sequence based on compressed sensing technology CAO Jia-jun, YUAN Chang, ZHANG Yu-kun, et al. Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Liaoning 116011, China

[Abstract] Objective: To explore the feasibility of balanced turbo fast field echo (BTFE) sequence to observe cerebrospinal fluid (CSF) in the midbrain aqueduct, and the influence of compressed sensing (CS) technology with different acceleration factors (AFs) on the image quality and quantitative parameters of BTFE, CSF-PCA and CSF-Q Flow sequences, and to screen the best AF. Methods: 21 healthy volunteers (HCs) were included, 16 of them underwent T_2 WI-DRIVE and BTFE, CSF-PCA, CSF-Q Flow sequence scans with different Afs (AF0, CS2, CS3, CS4, CS5). The other five HCs were performed all sequences except T_2 WI-DRIVE. The flow void artifacts in the midbrain aqueduct of T_2 WI-DRIVE and BTFE (AF0) were counted, and the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated in BTFE images with different AFs. The image quality of BTFE and CSF-PCA was evaluated by 4-point scale. Hydrodynamic parameters of CSF were measured on CSF-Q

作者单位:116011 辽宁大连,大连医科大学附属第一医院放射科

作者简介:曹家骏(1999一),男,浙江金华人,硕士研究生,主要从事神经影像学和磁共振成像技术研究。

通讯作者:苗延巍,E-mail:ywmiao716@163.com

基金项目:辽宁省教育厅基金项目(LJKZ0856);辽宁省横向课题基金项目(2021HZ006)

Flow images. The flow void artifacts in the midbrain aqueduct in different sequences, SNR and CNR of BTFE images with different AFs, image quality scores of BTFE and CSF-PCA sequences, quantitative parameters of CSF-Q Flow images were compared. Results: Compared with T₂WI-DRIVE sequence, BTFE sequence produced less flow void artifacts in the midbrain aqueduct. There was no significant difference in SNR and CNR of BTFE images between AF0, CS2, CS3, CS4 and CS5 groups (P > 0.05). In the BTFE images, compared with the AF0 group, there was no significant difference in the image quality score of the CS2 group (P > 0.05), while the image quality scores of the CS3, CS4 and CS5 groups decreased ($P \leq 0.05$). In CSF-PCA images, compared with AF0 group, there was no significant difference in the image quality scores of CS2 and CS3 groups (P > 0.05), while the scores of CS4 and CS5 groups decreased (P<0.05). In CSF-Q Flow images, compared with AF0 group, flux-FH in CS3 and CS5 groups and min velocity-FH in CS5 group were statistically different ($P \leq 0.05$).Conclusion: BTFE can be used as an alternative to the conventional heavy T2-weighted sequences to observe the CSF in the midbrain aqueduct.CS technology can shorten the scanning time and improve the success rate of examination under the premise of ensuring image quality and quantitative accuracy in CSF scanning. The clinical recommended AF were CS2, CS3, CS2 for BTFE, CSF-PCA and CSF-Q Flow sequence. The total scan time was 6min45s. Compared with the AF0 group, there was a reduction of 8min39s (56.2%) (take the example of a heart rate of 60 beats/min).

[Key words] Balanced turbo fast field echo; Compressed sensing; Cerebrospinal fluid imaging

脑脊液(cerebrospinal fluid,CSF)由侧脑室、第三 脑室和第四脑室的脉络膜丛产生[1],是中枢神经系统 细胞外液的主要组成部分,为大脑提供浮力缓冲和机 械支持,保护大脑免受损伤,并对脑内生化循环及代谢 平衡具有重要的调节作用^[2-3]。中脑导水管处 CSF 流 体动力学的改变见于颅内肿瘤、阿尔兹海默病、亨廷顿 病等多种疾病当中[4-6],在一定程度上揭示了疾病的生 理病理机制,并为临床监测疾病的发生发展及治疗效 果提供了更多信息。因此对 CSF 进行成像及定量分 析是有必要的。平衡式稳态自由进动(balanced turbo fast field echo, BTFE)序列图像信号强度取决于组织 的 T₂ 与 T₁ 弛豫时间的比值^[7]。CSF 具有长 T₂、长 T_1 属性, T_2/T_1 比值大^[8], 在 BTFE 序列上呈高信号, 因此 BTFE 序列结合 3D 扫描及多平面重建技术可以 清晰显示中脑导水管的细微结构,但由于采用 3D 扫 描,扫描时间延长^[9]。应用于 CSF 的相位对比磁共振 成像(phase contrast MRI, PC-MRI)包括 CSF 电影成 像(cerebrospinal fluid-phase contrast angiography, CSF-PCA)及 CSF 定量流速测量(cerebrospinal fluid quantitative flow, CSF-Q Flow) 技术, 可以对 CSF 的 流动进行动态观察和定量测量,且无需注射对比 剂^[10],现已成为临床上无创观察 CSF 流体动力学变 化的有效手段[11],但扫描时间较长,部分患者难以耐 受,易产生运动伪影,从而影响动态观察的效果和定量 测量的准确性。

压缩感知(compressed sensing,CS)依赖于医学 图像中自然存在的数据稀疏性,采用随机欠采样的策 略,可以在保证图像质量的前提下大幅缩短扫描时 间^[12-14]。国内外对于不同加速因子(acceleration factor,AF)的 CS 技术对 CSF 扫描方案的优化鲜有报 道。本研究将尝试采用 BTFE 序列进行中脑导水管 成像,并与常规重 T₂WI 序列进行比较;并采用不同 AF 的 CS 技术对 BTFE、CSF-PCA、CSF-Q Flow 序列 进行加速采集,探讨其对图像质量、CSF 动态观察效 果及定量测量准确性的影响,旨在满足临床诊断要求 的前提下,筛选出最佳的 CS 加速因子,优化 CSF 扫描 方案。

材料与方法

1.一般资料

于 2023 年 8 月-2023 年 9 月在大连医科大学附 属第一医院前瞻性招募 21 名健康志愿者(healthy control,HC),男 7 名,女 14 名,平均年龄(27.8±7.9) 岁。入组标准:①年龄>18 岁;②既往体健,无颅脑疾 病史;③能够耐受 MR 检查。排除标准:①有 MRI 检 查禁忌症者;②有金属植入物影响图像分析者;③无法 完成全部检查序列或图像质量不佳者。最终,根据 HC 耐受程度及图像质量,16 名 HC 行 T₂ WI-DRIVE 及不同 AF 的 BTFE、CSF-PCA、CSF-Q Flow 序列扫 描,而 5 名 HC 行除 T₂ WI-DRIVE 之外的所有上述序 列。本研究遵守《赫尔辛基宣言》,经大连医科大学附 属第一医院伦理委员会批准(伦理号: PJ-KS-KY-2022-274),全体受试者均签署知情同意书。 所有检查者均采用 Phillip Ingenia CX 3.0T MR 扫描仪(Philips Healthcare, Best, 荷兰)及 32 通道头 颅线圈进行颅脑 MR 扫描。T₂WI 驱动平衡自旋回波 序列(T₂WI driven equilibrium TSE, T₂WI-DRIVE) 扫描参数为 TR 1500 ms, TE 200 ms, 视野(FOV) 230 mm×230 mm, 体素 0.57 mm×0.57 mm, 层厚 2 mm;并以不同 AF 的 CS 技术(AF0, CS2, CS3, CS4, CS5)采集 3D-BTFE 序列,除 AF 不同外,其余扫描参 数保持一致: TR 6.5 ms, TE 3.2 ms, 翻转角(FA) 45°, FOV 230 mm×211 mm×15 mm, 体素 1 mm× 1 mm×1 mm; AF 从 0 至 CS5 扫描时间分别为 3 min 56 s, 1 min 53 s, 1 min 16 s, 51 s 及 39 s。

采用外周心电门控(PPU),将指脉放置到右手食 指。分别以不同 AF 的 CS 技术(AF0, CS2、CS3、CS4、 CS5)采集 CSF-PCA 序列及 CSF-Q Flow 序列,除 AF 不同外,其余扫描参数保持一致。CSF-PCA 扫描参数 为:TR 21 ms,TE 8 ms,FOV 250 mm×227 mm,体素 0.98 mm×1.4 mm,层厚 10 mm,激励次数(NSA) 2, FA 10°,速度编码方向为足端至头端,最大编码速度 (VENC)15 cm/s。在中脑上、下丘之间选取与中脑导 水管垂直的层面作为 CSF-Q Flow 定量分析层面; CSF-Q Flow 扫描参数为:TR 12 ms,TE 7.4 ms,FOV 150 mm×150 mm,体素 0.59 mm×0.84 mm,层厚 4 mm,NSA 1,FA 15°,速度编码方向为足端至头端, VENC 12 cm/s。CSF-PCA 及 Q-Flow 序列均使用流 动补偿、呼吸补偿技术, R-R 间隔重建相位数为 16; CSF-PCA 序列 AF 从 0 至 CS5 扫描时间分别为 5 min 26 s、2 min 44 s、1 min 50 s、1 min 24 s 及 1 min 6 s; CSF-Q Flow 序列 AF 从 0 至 CS5 扫描时间分别为 6 min 2 s、3 min 2 s、2 min 2 s、1 min 32 s 及 1 min 14 s (以心率 60 次/分钟为例)。

综上,CSF 扫描方案 AF 从 0 至 CS5 总扫描时间 分别为 15 min 24 s、7 min 39 s、5 min 8 s、3 min 47 s、 2 min 59 s(以心率 60 次/分钟为例)。

3.图像后处理与分析

①BTFE 图像客观评价:采用飞利浦星云三维影 像后处理工作站(Philips IntelliSpace Portal, ISP)进 行图像分析,于不同 AF 的 BTFE 图像同一位置的侧脑室及中脑放置相同大小的圆形感兴趣区(region of interest, ROI),平均大小 40~100 mm²,测量其信号 强度(signal intensity, SI)及标准差(standard deviation, SD)。将中脑组织的 SI 及 SD 记为背景信号 (signal intensity of background, SI_b)和背景标准差 (standard deviation of background, SD_b),计算图像信 噪比(signal to noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR):

$$SNR = \frac{SI - SI_b}{SD} \tag{1}$$

$$CNR = \frac{\mid SI - SI_b \mid}{\sqrt{\mid SD^2 - SD_b^2 \mid}}$$
(2)

②BTFE与T₂WI-DRIVE图像CSF流空伪影比较:由两位具有5年以上神经影像学诊断经验的医师(医师1,医师2)对T₂-DRIVE序列及BTFE序列(AF=0)脑脊液的流空伪影进行统计分析,其中正常脑脊液在不同序列上均表现为高信号,脑脊液伪影在图像上因流空现象而表现为低信号,统计流空伪影出现的阳性例数,结果由两位医师商议确定。

③BTFE及CSF-PCA图像主观评价:采用ISP自带的电影模式(cine)对CSF-PCA图像进行动态观察。 由医师1、医师2参考Likert量表4分法^[15]对BTFE及CSF-PCA图像整体质量进行主观评价:1分,图像整体伪影及噪声极明显,中脑导水管显示不清/严重影响对CSF的动态观察;2分,图像整体伪影明显,噪声较大,中脑导水管显示欠佳/影响对CSF的动态观察; 3分,图像整体略有伪影,噪声一般,中脑导水管显示 较清晰/对CSF的动态观察尚可;4分,图像整体无明显伪影及噪声,中脑导水管显示清晰/可以对CSF进行清晰的动态观察。

④CSF-Q Flow数据定量测量与分析:采用 ISP 的 Q Flow分析模块(Q Flow analysis)对 CSF-Q Flow图像进行定量分析,调整窗宽、窗位以清晰显示 中脑导水管并在导水管区放置大小合适的圆形 ROI, 平均大小2~4 mm²。由软件自动对每一帧图像中 ROI中的流动数据进行分析,并得出每帧图像 ROI 中 一个心动周期内 CSF 头侧向足侧(head to foot, HF) 及足侧向头侧(foot to head, FH)的流量(flux, mL/s)、 平均流速(mean velocity, cm/s)、最大流速(max velocity, cm/s)、最小流速(min velocity, cm/s),最后以 数据表格及曲线图两种形式显示 CSF 的流动特征。

4.统计学分析

采用 SPSS 26.0 统计分析软件进行统计学分析, 采用 Shapiro-Wilk 正态性检验,符合正态分布的计量 资料以 $\overline{x} \pm s$ 表示,不符合者以中位数(上下四分位 数)来表示。采用配对 χ^2 检验对 BTFE 及 T₂WI-DRIVE 序列中脑导水管处 CSF 流空伪影进行统计学 分析;采用 ANOVA 方差分析 LSD-t 法或 Friedman 配对秩和检验比较不同 AF 的 BTFE 图像的 SNR、 CNR、BTFE 及 CSF-PCA 图像整体质量的主观评分 以及 CSF-Q Flow 序列流量、平均流速等定量指标的 差异。以组内相关系数(interclass correlation coefficient,ICC)评价定量指标前后测量的一致性;以 Kappa检验评价观察者间主观评价的一致性。以P< 0.05 认为差异具有统计学意义。

结果

1.BTFE 与 T₂WI-DRIVE 图像 CSF 流空伪影比较

BTFE 图像在中脑导水管产生的流空伪影(阳性) 例数为0例,未见流空伪影(阴性)例数为16例; T₂WI-DRIVE 图像中脑导水管流空伪影阳性例数16 例,阴性例数0例(表1,图1)。

表1 不同序列中脑导水管 CSF 流空伪影对比 (例)

T ₂ WI-DRIVE	BTFF	<u>م با</u>	
序列	阳性	阴性	- 否切
阳性	0	16	16
阴性	0	0	0
合计	0	16	16

注:阳性表示该序列在中脑导水管处出现流空伪影,阴性表示未见 流空伪影。

2.BTFE 图像客观评价

同一观察者前后两次测量结果具有很好的一致性 (ICC>0.80, P<0.05)。AF0、CS2、CS3、CS4、CS5 组 BTFE 图像的 SNR 及 CNR 总体差异无统计学意义 (P 均>0.05), 见表 2、图 2。

表 2 不同 AF 的 BTFE 图像客观评价和主观评分比较

AF	客观	评价	÷ 堋 还 八
	SNR	CNR	土枕计分
0	23.17 ± 5.74	26.01 ± 11.81	4.00(3.25,4.00)
2	23.84 ± 5.28	28.39 ± 9.98	4.00(3.00,4.00)
3	23.29 ± 6.78	32.23 ± 21.33	2.50(2.00,3.00)*
4	20.86 ± 4.21	30.63 ± 26.57	2.00(1.25,2.00)*
5	19.34 ± 5.41	29.82 ± 21.84	1.00(1.00,1.00)*
F/H 值	1.91	0.24	57.04
P 值	0.117	0.917	< 0.001

注:* 表示与 AF0 组相比差异有统计学意义(P<0.05)。

3.BTFE及CSF-PCA图像主观评价

两位观察者对 BTFE 及 CSF-PCA 图像主观评分 具有很好的一致性(Kappa 均>0.80, P<0.05), 故选 取高年资观察者的结果进行分析。

AF0、CS2、CS3、CS4、CS5 组 BTFE 图像主观评 分总体差异具有统计学意义(H=57.04,P<0.05,表 2),与 AF0 组相比,CS2 组的主观评分差异无统计学 意义(P>0.05),CS3、CS4、CS5 组主观评分下降(P 均 <0.05)。AF0、CS2、CS3、CS4、CS5 组 CSF-PCA 图像 评分分别为 4.00(4.00,4.00)、4.00(3.25,4.00)、4.00 (3.00,4.00)、3.00(3.00,3.00)、2.50(2.00,3.00),总体 差异具有统计学意义(H=48.14,P<0.05),与AF0 组相比,CS2、CS3 组的主观评分差异无统计学意义 (P>0.05),CS4、CS5 组主观评分下降(P均<0.05, 图 2)。

4.CSF-QF 定量测量结果

不同 AF 的 CSF-QF 图像所测得的足侧向头侧的 流量(flux-FH)、最小流速(min velocity-FH)总体差 异具有统计学意义(P < 0.05),足侧向头侧及头侧向 足侧的平均流速(mean velocity-FH/HF)、最大流速 (max velocity-FH/HF)以及头侧向足侧的流量(flux-HF)、最小流速(min velocity-HF)总体差异无统计学 意义(P > 0.05)。两两比较,与 AF0 组相比,CS3 组的 flux-FH 及 CS5 组的 min velocity-FH 降低;CS5 组的 flux-FH 升高,差异具有统计学意义(P < 0.05),见表 3、图 3。

讨 论

1.BTFE 序列的优势及局限性

中脑导水管位于中脑顶盖腹侧,连通第三脑室与 第四脑室,长约14 mm(11~17 mm),直径约1.5 mm (0.5~2.4mm)^[16-17],其并非平滑的直管,而是一个具



图 1 女,24岁,BTFE与T₂WI-DRIVE序列中脑 导水管处流动伪影对比。a)正中矢状面T₂WI-DRIVE图像,可见中脑导水管内呈流空低信号,严 重影响对中脑导水管内细微结构的观察;b)同层面 BTFE图像,未见中脑导水管内流空伪影,其内CSF 呈高信号,与周围组织对比明显,结构清晰可见。

7	€3	不同	AF 的	CSF-Q	Flow	序列	各	定量:	参数	比较
4	~ ~	1 1 4	A A A 19 1			/ / / /	μ/	く <u>ま</u>	2 M	NUM

* *	AF					11 /#	D /ł
分致	0	2	3	4	5	- FI 18L	PUL
Flux-FH/cm/s	0.07(0.04,0.10)	0.07(0.03,0.12)	0.07(0.03,0.11) *	0.07(0.04,0.12)	0.07(0.03,0.12) *	15.08	< 0.05
Flux-HF/cm/s	-0.07(-0.12, -0.03)	-0.07(-0.11,-0.03)	-0.07(-0.13, -0.04)	-0.07(-0.11, -0.04)	-0.07(-0.12, -0.04)	5.12	0.275
Mean velocity-FH /cm/s	2.74(1.38,4.21)	2.56(1.26,3.82)	2.75(1.38,3.52)	2.58(1.16,4.14)	2.66(1.47,3.70)	7.50	0.112
Mean velocity-HF / cm/s	-2.51(-4.23, -1.38)	-2.44(-4.00, -1.24)	-2.52(-3.93, -1.30)	-2.65(-4.06, -1.33)	-2.43(-3.87, -1.22)	2.97	0.563
Max velocity-FH /cm/s	3.78(2.08,5.92)	4.03(2.13,6.02)	4.06(2.28,6.00)	3.80(2.02,6.21)	4.17(2.25,6.03)	6.97	0.137
Max velocity-HF /cm/s	-3.74(-5.68, -1.99)	-3.65(-5.74, -2.12)	-3.66(-5.74, -1.92)	-3.78(-5.75, -2.06)	-3.42(-5.33, -2.06)	1.74	0.784
Min velocity-FH /cm/s	1.39(0.48,2.78)	1.14(0.43,2.14)	1.32(0.51,2.33)	1.12(0.45,2.20)	0.79(0.30,1.64) *	10.37	< 0.05
Min velocity-HF / cm/s	-1.10(-2.40, -0.39)	-1.07(-2.23, -0.38)	-1.15(-2.35, -0.51)	-1.08(-2.14, -0.47)	-1.16(-1.86, -0.50)	2.99	0.560

注:*表示与AF0组相比差异有统计学意义(P<0.05)。



图 2 不同 AF 的 BTFE 及 CSF-PCA 图像质量比较。* 表示与 AF0 组相比差异有统计学意义(P < 0.05)。 图 3 不同 AF 的 CSF-Q Flow 序列各定量参数比较。* 表示与 AF0 组相比差异有统计学意义(P < 0.05)。

有凹凸的弯曲结构[18],由于解剖结构特殊,中脑导水 管是 CSF 通路最常见的梗阻部位, 中脑导水管狭窄也 被认为是梗阻性脑积水最常见的原因之一。T₂WI-DRIVE 提供重 T₂ 加权的图像对比,但由于有效 TE 较长,流动液体在信号采样前流出,导致该序列极易发 生流空效应而使 CSF 呈低信号[19-20]。本研究发现,在 所有 T₂WI-DRIVE 图像上,中脑导水管均出现流空低 信号,影响组织间的对比及对中脑导水管内细微结构 的观察。BTFE 是在纵向弛豫及横向弛豫达到稳态的 前提下,使多个射频脉冲产生的多种回波融合而达到 平衡状态,再进行信号采集的一种梯度回波序列,能够 提供稳定的 T_2/T_1 对比。CSF 的 T_2/T_1 比值大(约 0.7),因此在 BTFE 图像上呈高信号,且由于该序列的 流动补偿效应不会产生流空伪影。Parekh 等^[21]认为 平衡式稳态自由进动序列 CSF 与脑实质之间对比突 出,提高图像分辨率,能够对中脑导水管内的微小病变 进行更好的观察,与本次研究结果一致。采用 3D 扫 描的 BTFE 序列结合 MPR 技术可以在多个平面对导 水管解剖结构进行观察,临床适用性更为广泛,但是扫 描时间延长。

2.CSF-PCA 及 CSF-Q Flow 序列的优势及局限 性

应用于 CSF 成像的 PC-MRI 技术主要包括以 CSF 电影动态观察为目的的 CSF-PCA 以及以 CSF 流 体动力学定量为目的的 CSF-Q Flow,结合心电门控 技术,可以提供随心动周期变化的 CSF 流体动力学信 息^[22-23]。赵澎等^[24]发现 CSF-PCA 序列可以有效评估 神经内镜下第三脑室底部造瘘术 CSF 动力学恢复效 果,为脑积水治疗提供依据。Sakhare 等^[25]的研究认 为 CSF-Q Flow 技术可以准确评估中脑导水管处 CSF 的多项流体动力学参数,目重复性较好。一项多中心 前瞻性研究利用 CSF-Q Flow 技术测量中脑导水管每 搏输出量以评估脑室腹腔分流术疗效(ventricle peritoneal shunt, VPS), 证实了正常压力性脑积水患者行 VPS 手术治疗预后良好,且可以利用 CSF-Q Flow 的 定量参数指导术后治疗计划的制定与调整[26]。为了 更精准地观测和定量 CSF 流动, CSF-PCA 及 CSF-Q Flow 序列均采用较小的采集体素,扫描时间长,部分 患者难以耐受易造成运动伪影,影响动态电影观察效 果以及定量测量的准确性。

3.CS 技术应用于中脑导水管 CSF 成像的优势及 可行性

CS 技术是数字信息采样和信息压缩领域的理论 突破^[27],基于医学图像稀疏信号的特点,CS通过随机 采样获得离散样本信号,并利用非线性迭代重组算法 重构目标稀疏信号[28-29],从而达到快速成像的目 的[30-31],现已广泛应用于中枢神经系统的研究当 中^[32-35]。Kayvanrad 等^[36]研究表明轻度至中度 CS 加 速的颅脑轴位 BTFE 图像仍具备较好的诊断效能,证 实了 CS 技术应用于神经系统 BTFE 序列的可行性。 本研究发现,在 BTFE 图像中,与 AF0 组相比,各组的 SNR、CNR 差异均无统计学意义;但 CS3、CS4、CS5 组 图像伪影及噪声增大,主观评分下降,难以作为最佳加 速因子选择。故观察中脑导水管处 CSF 时, CS2 可为 BTFE 的最佳加速因子,扫描时间为1min 53 s(减少 52.1%)。在CSF-PCA 序列 CSF 动态观察中,与 AF0 组相比,CS4、CS5 组图像伪影及噪声增大,图像整体 质量降低,差异具有统计学意义;CS2、CS3 组图像主 观评分差异无统计学意义。故 CS3 可以作为 CSF-PCA 扫描时的最佳加速因子,扫描时间为1 min 50 s (减少 66.3%, 以心率 60 次/分钟为例)。Dvvorne 等^[37]认为高倍 CS 加速的高空间分辨率 PC-MRI 可以 对肝血流量进行定量并改善肝小血管的勾画。本研究 发现,在CSF-Q Flow 序列流体定量测量中,与 AF0 组相比,CS3 组的 flux-FH 及 CS5 组的 min velocity-FH 降低;CS5 组的 flux-FH 升高,差异具有统计学意 义。CS2、CS4 组的各项定量指标与 AF0 组相比差异 无统计学意义。但观察者在测量过程中发现,CS4 组 图像噪声明显增大,对于中脑导水管的边界难以准确 分辨,勾画 ROI 较为耗时,对观测者操作的熟练度要 求较高,测量结果易出现偏倚。Zhang 等[38]发现 ROI 的大小对中脑导水管处 CSF 流量监测有影响,ROI 越 大,所测得的每个心动周期的 CSF 流量越大。故认为 CS4 难以作为 CSF-Q Flow 的最佳加速因子选择,在 扫描时应选择 CS2,扫描时间为 3 min 2 s(减少 49.7%,以心率 60次/分钟为例)。

4.本研究的局限性

本研究存在一些局限性:①作为单中心前瞻性研究,样本量相对较少,后续拟进行多中心、大样本研究进一步探讨;②ROI的手动勾画会产生一定的误差,可能对研究结果产生一定的偏倚,后续应加强相关训练,以提高测量的准确性和可重复性。

综上所述,在对中脑导水管处 CSF 进行观察时, BTFE 可以作为常规重 T₂ 加权序列的替代方案,图像 不易出现流空伪影;结合 CS 技术的 CSF 扫描序列可 以在保证图像质量和定量准确性的前提下,缩短扫描 时间,提高检查成功率。临床推荐 AF 分别为 CS2、 CS3、CS2 行 BTFE、CSF-PCA 及 CSF-Q Flow 序列扫 描,总扫描时间为 6 min 45 s;与 AF0 组相比,总扫描 时间减少 8 min 39 s(56.2%,以心率 60 次/分钟为 例)。

参考文献:

- Czarniak N, Kamińska J, Matowicka-Karna J, et al. Cerebrospinal fluid-basic concepts review[J].Biomedicines, 2023, 11(5):1461.
- [2] Lee SJ. A possible pathogenesis for Alzheimer's disease; craniomaxillofacial dysfunction leading to localized cerebrospinal fluid stasis[J].Med Hypotheses, 2008, 72(2); 199-210.
- [3] Spector R, Robert Snodgrass S, Johanson CE. A balanced view of the cerebrospinal fluid composition and functions: Focus on adult humans[J].Exp Neurol, 2015, 273; 57-68.
- [4] Johanson C, McMillan P, Tavares R, et al. Homeostatic capabilities of the choroid plexus epithelium in Alzheimer's disease[J]. Cerebrospinal Fluid Res, 2004, 1(1):3.
- [5] Hett K, Eisma JJ, Hernandez AB, et al. Cerebrospinal fluid flow in patients with Huntington's disease[J]. Ann Neurol, 2023, 94(5): 885-894.
- [6] Bapuraj JR, Londy FJ, Delavari N, et al. Cerebrospinal fluid velocity amplitudes within the cerebral aqueduct in healthy children and patients with Chiari I malformation[J]. J Magn Reson Imaging, 2016,44(2):463-470.
- [7] Herborn CU, Vogt F, Lauenstein TC, et al. MRI of the liver: can True FISP replace HASTE? [J].J Magn Reson Imaging, 2003, 17 (2):190-196.
- [8] Jordanova KV, Martin MN, Ogier SE, et al. In vivo quantitative MRI: T₁ and T₂ measurements of the human brain at 0.064T[J]. Magn Reson Mater Phy, 2023, 36(3):487-498.
- [9] 张月青,丁金立,龚涛,等.基于压缩感知 3D-FLAIR 序列与常规 2D-FLAIR 序列在脑白质病变成像中的对比研究[J].磁共振成 像,2022,13(4):100-102,119.
- [10] Tawfik AM, Elsorogy L, Abdelghaffar R, et al. Phase-contrast MRI CSF flow measurements for the diagnosis of normal-pressure hydrocephalus: Observer agreement of velocity versus volume parameters[J]. Am J Roentgenol, 2017, 208(4):838-843.
- [11] Oliver T, Macomson S, Gilbert B, et al. Noninvasive calculation of cerebrospinal fluid production using phase-contrast magnetic resonance imaging: First implementation in Augusta, Georgia [J].Cureus, 2023, 15(5):e39686.
- [12] Craft J, Li Y, Nashta NF, et al. Comparison between compressed sensing and segmented cine cardiac magnetic resonance: a metaanalysis[J].BMC Cardiovasc Disord, 2023, 23(1):473.
- [13] Sodhi A, Markl M, Popescu AR, et al. Highly accelerated compressed sensing 4D flow MRI in congenital and acquired heart disease: Comparison of aorta and main pulmonary artery flow parameters with conventional 4D flow MRI in children and young adults[J].Pediatr Radiol, 2023, 53(13): 2597-2607.
- [14] Garrison WJ, Qing K, Tafti S, et al. Highly accelerated dynamic acquisition of 3D grid-tagged hyperpolarized-gas lung images u-

sing compressed sensing [J]. Magnet Reson Med, 2023, 89(6): 2255-2263.

- [15] Ding J, Duan Y, Zhuo Z, et al. Acceleration of brain TOF-MRA with compressed sensitivity encoding: A multicenter clinical study[J].Am J Neuroradiol, 2021, 42(7): 1208-1215.
- $\lceil 16 \rceil$ Woollam DH, Millen JW. Anatomical considerations in the pathology of stenosis of the cerebral aqueduct[J].Brain, 1953, 76 (1):104-112.
- $\lceil 17 \rceil$ Matys T, Horsburgh A, Kirollos RW, et al. The aqueduct of Sylvius: applied 3T magnetic resonance imaging anatomy and morphometry with neuroendoscopic relevance [J]. Neurosurgery, 2013,73 (2 Suppl Operative):ons132-140.
- [18] Schroeder HW, Oertel J, Gaab MR. Endoscopic aqueductoplasty in the treatment of aqueductal stenosis[J]. Child Nerv Syst, 2004,20 (11-12):821-827.
- Michimoto K, Ashida H, Higuchi T, et al. Hemorrhagic complica-[19] tion in surgical resection for massive plexiform neurofibroma in body trunk: The flow-void sign as a predictor and preoperative embolization as prevention [J]. World J Surg, 2021, 45 (12): 3603-3608.
- Murphy J, Patel A, James SL, et al. "Flow-void" sign in osseous [20] metastatic renal cell carcinoma[J].Clin Radiol, 2018, 74(2):111-115.
- [21] Parekh ND, Prabhu SP. Aqueductal web causing obstructive hydrocephalus demonstrated on sagittal FIESTA sequence[J].Pediatr Radiol, 2010, 40(Suppl 1); S154.
- [22] Battal B, Kocaoglu M, Bulakbasi N, et al. Cerebrospinal fluid flow imaging by using phase-contrast MR technique[J].Brit J Radiol, 2011,84(1004):758-765.
- [23] Bessen MA, Gayen CD, Quarrington RD, et al. Characterising spinal cerebrospinal fluid flow in the pig with phase-contrast magnetic resonance imaging[J]. Fluids Barriers CNS, 2023, 20 (1): 5.
- [24] 赵澎,宗绪毅,李储忠,等.脑脊液电影在神经内镜下三脑室底部 造瘘脑脊液动力学改变中的应用[J].中华医学杂志,2010,90 (31):2198-2200.
- Sakhare AR, Barisano G, Pa J. Assessing test-retest reliability of [25] phase contrast MRI for measuring cerebrospinal fluid and cerebral blood flow dynamics[J].Magnet Reson Med, 2019, 82(2): 658-670.
- [26] Trungu S, Scollato A, Ricciardi L, et al. Clinical outcomes of shunting in normal pressure hydrocephalus: A multicenter prospective observational study[J].J Clin Med, 2022, 11(5):1286.
- [27] Huang F, Guo Y, Chen R, et al. Visualization of the Lenticulostriate artery with 3-dimensional time-of-flight magnetic resonance angiography combined with the compressed sensing technique u-

sing a 3T magnetic resonance imaging system[J]. Magn Reson Imaging, 2023, 102:38-42.

- [28] He M, Xu J, Sun Z, et al. Comparison and evaluation of the efficacy of compressed SENSE (CS) and gradient- and spin-echo (GRASE) in breath-hold (BH) magnetic resonance cholangiopancreatography (MRCP)[J]. J Magn Reson Imaging, 2019, 51 (3):824-832.
- [29] Naresh NK, Malone L, Fujiwara T, et al. Use of compressed sensing to reduce scan time and breath-holding for cardiac cine balanced steady-state free precession magnetic resonance imaging in children and young adults[J].Pediatr Radiol, 2021, 51(7):1192-1201.
- [30] 张煜堃,刘娜,曹家骏,等.基于敏感性编码及压缩感知技术优化 颅脑 MR 三维相位对比静脉造影成像序列[J].中国医学影像技 术,2023,39(6):915-919.
- 王诗瑜,刘爱连,王家正,等.压缩感知不同加速因子对肝脏 3D-[31] mDixon 序列成像质量的影响[J].放射学实践,2020,35(12): 1605-1609.
- [32] Liu H, Deng D, Zeng W, et al. AI-assisted compressed sensing and parallel imaging sequences for MRI of patients with nasopharyngeal carcinoma; comparison of their capabilities in terms of examination time and image quality[J]. Eur Radiol, 2023, 33 (11):7686-7696.
- [33] Lee DH, Heo H, Suh CH, et al. Improved diagnostic performance of susceptibility-weighted imaging with compressed sensing-sensitivity encoding and neuromelanin-sensitive MRI for Parkinson's disease and atypical Parkinsonism[J].Clin Radiol, 2023, 79(1): e102-e111.
- [34] Kadalie E, Trotier AJ, Corbin N, et al. Rapid whole brain 3D T2mapping respiratory-resolved double-echo steady state (DESS) sequence with improved repeatability[J]. Magnet Reson Med, 2023,91(1):221-236.
- 张晓东,朱丽娜,马帅,等.压缩感知技术在头 MRA 的初步应用 [35] 探索[J].放射学实践,2018,33(3):252-255.
- [36] Kayvanrad M, Lin A, Joshi R, et al. Diagnostic quality assessment of compressed sensing accelerated magnetic resonance neuroimaging[J].J Magn Reson Imaging, 2016, 44(2): 433-444.
- [37] Dyvorne HA, Knight-Greenfield A, Besa C, et al. Quantification of hepatic blood flow using a high-resolution phase-contrast MRI sequence with compressed sensing acceleration[J]. Am J Roentgenol,2015,204(3):510-518.
- [38] Zhang H, Yang H, Duan W, et al. Influence of the area of the aqueduct and region of interest on quantification of stroke volume in healthy volunteers using phase-contrast cine magnetic resonance imaging[J].Acta Radiol, 2022, 64(4):1615-1622. (收稿日期:2023-11-30 修回日期:2024-05-15)