



电子、语音版

· 论 著 ·

磁共振 T2、SWI 序列定位丘脑底核在帕金森病 脑深部电刺激术中的对比研究

任虹宇¹, 李永全¹, 马俊¹, 司昊天¹, 李明轩¹, 何承¹, 方琪星², 王晓斌¹

1. 河南大学第一附属医院, 河南 开封 475000

2. 空军军医大学附属唐都医院神经外科, 陕西 西安 710032

摘要:目的 探究磁共振 T2 序列及磁敏感加权(SWI)序列在丘脑底核(STN)的可视化效果及成像清晰度, 研究不同序列定位的计划靶点与实际靶点的误差, 并计算出误差量, 以指导术前手术计划制定及影像学选择。方法 收集并分析河南大学第一附属医院 2018 年 12 月—2020 年 12 月因帕金森病行脑深部电刺激术(DBS)且符合本次研究纳入标准的患者, 共计 11 例, 所有患者术前均行 3.0 T 高分辨率磁共振成像扫描 3DT1 bravo、T2、SWI 序列。分别利用 T2 序列或 SWI 序列制定手术计划并生成相应手术坐标, 所有患者均行双侧 STN 行 DBS, 共计 22 侧, 术后复查高分辨率薄层颅脑 CT 并与术前 MRI 融合。术后重建电极尖端位置坐标, 分别与 T2 计划坐标、SWI 计划坐标两两对比, 分析误差值。结果 以 T2 为参考计划坐标与 SWI 为参考计划坐标对比。在两侧 Z 轴上, 差异有统计学意义($P < 0.05$), 左侧 SWI 较 T2 深(2.16 ± 1.02)mm; 右侧 SWI 较 T2 深(2.13 ± 1.62)mm。结论 STN 在 SWI 序列上显示的深度比在 T2 序列显示的深 2 mm 左右且更符合电生理深度。 [国际神经病学神经外科学杂志, 2024, 51(1): 17–23]

关键词: 帕金森病; 脑深部电刺激术; 磁敏感加权成像; 丘脑底核

中图分类号: R741.05

DOI: 10.16636/j.cnki.jinn.1673-2642.2024.01.003

Magnetic resonance T2 or SWI localization of the subthalamic nucleus in deep brain stimulation for Parkinson's disease: A comparative study

REN Hongyu¹, LI Yongquan¹, MA Jun¹, SI Haotian¹, LI Mingxuan¹, HE Cheng¹, FANG Qixing², WANG Xiaobin¹

1. The First Affiliated Hospital of Henan University, Kaifeng, Henan 475000, China

2. Department of Neurosurgery, Tangdu Hospital Affiliated to Air Force Medical University, Xi'an, Shaanxi 710032, China

Corresponding author: FANG Qixing, Email: drmedfang@163.com.

Abstract: **Objective** To investigate the visualization effect and imaging clarity of magnetic resonance T2 sequence versus susceptibility-weighted imaging (SWI) sequence in the subthalamic nucleus (STN) and the error between the surgical target located by different sequences and the actual target, to calculate the error amount, and to guide preoperative surgical planning and imaging selection. **Methods** A total of 11 patients who received deep brain stimulation for Parkinson's disease in The First Affiliated Hospital of Henan University from December 2018 to December 2020 and met the inclusion criteria of this study were enrolled and analyzed, and all patients underwent preoperative 3.0T high-resolution magnetic resonance imaging with 3DT1 Bravo, T2, and SWI sequences. T2 sequence and SWI sequence were used to formulate the surgical plan and generate the corresponding surgical coordinates, and all patients received deep brain electrode implantation in the bilateral STN, with a total of 22 sides. High-resolution thin-layer craniocerebral CT was reexamined after surgery and was fused with preoperative MRI. The location coordinates of the electrode tip were reconstructed after surgery and were compared with the coordinates of the T2 plan or the SWI plan to analyze the error

基金项目: 河南省医学科技攻关计划(联合共建)项目(LHGJ20190509); 开封市科技局科技创新人才项目(2007001)。

收稿日期: 2023-06-05; 修回日期: 2023-12-25

通信作者: 方琪星, Email: drmedfang@163.com。

amount. **Results** As for the Z-axis difference, the coordinate of left SWI was 2.16 ± 1.02 mm deeper than that of T2, and the coordinate of right SWI was 2.13 ± 1.62 mm deeper than that of T2. **Conclusions** The depth of the STN on the SWI sequence is about 2 mm greater than that on the T2 sequence and is more consistent with the electrophysiological depth.

[Journal of International Neurology and Neurosurgery, 2024, 51(1): 17–23]

Keywords: Parkinson's disease; deep brain stimulation; susceptibility-weighted imaging; subthalamic nucleus

帕金森病(Parkinson disease, PD)又名震颤麻痹,是一种仅次于阿尔茨海默病的低致死率、高致残率的神经系统退行性病变。1987年,法国神经外科医生Benabid教授首次利用脑深部电刺激术(deep brain stimulation, DBS)控制PD的运动症状以来,DBS凭借其精准、微创、可逆、可调控等优点成为中晚期PD的首选疗法,在国内外的临床实践中也充分证明了DBS能改善患者的运动症状及生活质量,术后能降低左旋多巴类药物的用量,且副作用少,安全性高^[1]。

丘脑底核(subthalamic nucleus, STN)因其能显著改善多种PD的运动症状而广受关注^[2]。靶点的准确定位是DBS成功的重要前提。目前,DBS的术前定位主要依靠MRI,常用的手术靶点STN在某些序列上并不可见。在一些序列上尽管能直视核团,但是不同序列及扫描参数都会影响对靶点核团的成像效果。因此那些能快速、清晰、准确地反映核团信息的序列就变得尤为重要。其中,T2、SWI等序列能做到靶点的直视。

既往研究表明,随着年龄增长,帕金森患者黑质和基底神经核顺磁性的铁蛋白含量逐渐增高,磁化率增加^[3],缩短了基底神经核的横向弛豫时间,故STN在T2及SWI序列上呈现低信号影。但是目前并没有研究针对T2与SWI序列在术前定位上与实际位置的误差。因此本研究旨在利用磁共振T2及SWI分析对比两序列之间的成像差异。探讨DBS最佳术前成像序列,探究T2和SWI序列在DBS定位中的准确性,为减少手术误差提供依据。

1 资料与方法

1.1 临床资料

选取2018年12月—2020年12月于河南大学第一附属医院神经外科行DBS且符合本次研究纳入标准的PD患者,共计11例。其中,男性8例(72.7%),女性3例(27.3%)。年龄45~67岁,平均(58.55 ± 6.78)岁。术前病程5~10年,中位病程8年。Hoehn-Yahr评分(附录1)多位于3~5级,其中3级1人,4级7人,5级3人。所有患者均行严格术前评估,并扫描高分辨率磁共振图像,磁共振图像包含3DT1 bravo、T2、SWI序列。所有患者均双侧STN行DBS,共计22侧,术后复查高分辨率薄层颅脑CT与术前MRI融合。本研究经河南大学第一附属医院医学伦理委员会批准(伦理号:2019-03-016),所有参与手术患者均签署知情同意书。

1.2 手术适应证与禁忌证

DBS手术主要适应证及禁忌证参考中国帕金森病脑深部电刺激疗法专家共识(第二版)。无手术禁忌证且患者有强烈手术意愿的均可作为入组依据。存在手术禁忌证的患者作为排除依据。

1.3 手术仪器设备

Leksell-G型脑立体定向头架(Elekt, stockholm, Sweden); GE discovery MR750 3.0 T核磁共振(GE Healthcare, Wisconsin, USA); GE HD750 宝石能谱CT(GE Healthcare, Wisconsin, USA); Framelink手术计划系统(Medtronic SNT, Louisville, Colorado, USA); Alpha Omega NeuroNav™神经电生理记录仪(Alpha Omega, Nazareth, Israel); Vista bis 脑电双频指数监测仪(Medtronic, Minneapolis, Minnesota, USA)。

1.4 术前评估

所有患者均需严格评估,评估由2名经验丰富且未参与病例筛选的医师组成。计算统一帕金森病评定量表(unified Parkinson's disease rating scale, UPDRS)UPDRS-III的最大改善率,改善率 $\geq 30\%$ 提示DBS手术可为患者带来获益。

认知能力采用简易智能量表(mini-mental state examination, MMSE)简单评定,精神状态评估采用汉密尔顿抑郁量表(Hamilton depression scale, HAMD),若评定分值未达标准则视为手术禁忌证。

1.5 影像扫描参数

1.5.1 MR扫描 患者于术前行3.0 T高分辨率MR扫描,扫描范围从颅底至头皮顶端。T1采用三维容积序列(brain volume, BRAVO),层厚为1 mm,无间隔扫描,重复时间(repetition time, TR)8.3 ms,回波时间(echo time, TE)3.2 ms,反转时间(inversion time, TI)450 ms,翻转角(flip angle, FA)12°,扫描野(field of view, FOV)240 mm,矩阵256×256,平均激励次数为1次。T2采用自旋回波(spin echo, SE)序列,层厚2 mm,无间隔扫描,TR 12500 ms,TE 92 ms,FA 142°,矩阵512×512,平均激励次数2次。SWI采用T2梯度回波序列作为基础,层厚2 mm,TR 77.2,TE 43.16,FA 15°,FOV 240 mm,矩阵384×320,平均激励次数0.7次。磁敏感序列1次扫描可同时获得相位图及幅值图。扫描图像导入Framelink 5.0计划系统。

1.5.2 CT扫描 手术当日在局部麻醉下安装Leksell-G型立体定向框架(见图1)。立体定向框架固定于CT适配

器上(见图2),采用头颅平扫方式,从颅底至顶部头皮,并刻录光盘导入Framelink手术计划系统。



图1 框架基环Y轴与AC-PC体表投影平行

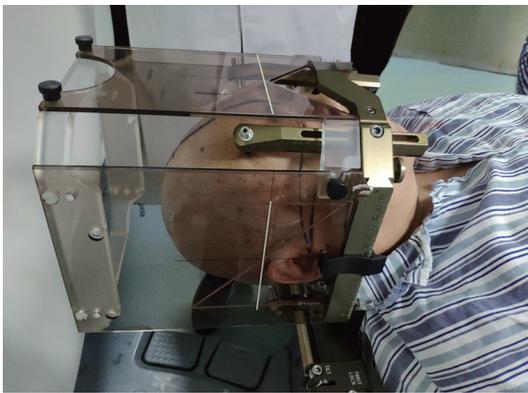


图2 框架与两侧显影板垂直于扫描床

1.5.3 影像学筛选 磁共振图像质量评定参照美国放射学院(American College of Radiology, ACR)2013年版关于MRI图像质量认证指南,采用李克特(Likert scale)五分级评价量表(见表1)形式进行各序列评定,分别由2名医师对同一患者相同序列进行分级打分,主要评价靶点STN的可视度、边界等,评价过程允许自由调整图像对比度、窗宽、窗位等。并对每组序列进行分数对比(评分详情见图3)。选取核团边界清晰且一致评分较高的图像序

表1 磁共振图像质量李克特五分级评价量表

分级	内容
1级	信号对比度差或伪影严重,靶点不可见
2级	信号对比度差,靶点边界不可分辨或核团不均匀,存在伪影
3级	信号对比度一般,靶点边界模糊,核团欠均匀,存在伪影,但隐约能分辨核团位置
4级	信号对比度好,靶点边界尚清晰,核团较均匀,存在轻微伪影,但不影响靶点核团识别
5级	信号对比度好,靶点边界清晰,核团均匀,无伪影,可清晰分辨靶点核团及周围组织

列导入Framelink手术计划系统进行后续的手术计划。

4	5	4	5
4	5	3	5
5	4	4	3
4	5	3	5
3	5	3	5
3	5	3	4
4	5	3	5
3	5	3	5
3	5	2	4
4	4	4	3
2	3	1	3
T2	SWI	T2	SWI
评定医师1		评定医师2	

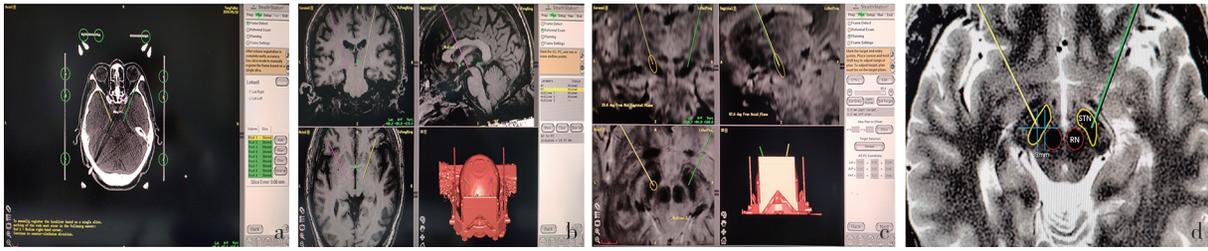
图3 各序列不同医师扫描图像评分情况

1.6 手术步骤

1.6.1 靶点定位及手术路径设计 靶点的定位主要利用CT与磁共振融合后直接定位获得。术前患者按照立体定位框架后行头颅CT扫描,利用定位框上9个点标定图像建立坐标系,并将误差降到0.00 mm(图4a),在Framelink手术计划系统上,以CT图像为底,分别将磁共振T1、T2、SWI图像与CT融合。随后根据T1序列分别在轴位、冠状位、矢状位图像标出AC、PC点,在冠状位平面标定平分左右大脑半球的大脑镰,在正中矢状位层面标定中脑导水管最宽处以校正图像(图4b)。

STN位于大脑深部中脑处,红核以外,内囊及黑质上方。核团较小,形状呈双凸透镜型,功能上又分为背外侧部的运动区,腹内侧联络区以及边缘区等3个不同功能亚区。由于STN在T1序列上不可视,则分别使用T2及SWI定位并设计针道。根据T2轴位图像找到AC—PC平面H0,在H0下2~3层找到红核及STN最大层面,沿红核前缘及外侧缘做相互垂直的切线,其切线交点外侧3 mm即STN背外侧的运动亚区中点(图4c、4d)。随后根据冠状位和矢状位设定电极入皮点,并生成针道模拟路径,针道尽量穿过STN运动区长轴。因脑沟多存在血管容易增加出血的风险,侧脑室可能腐蚀电极或造成电极移位等因素,针道需避开侧脑室及脑沟。因其SWI可使静脉血管显示为低信号,故规划针道应参考SWI图像避开脑内较大的静脉血管。随后下一步生成对应Leksell立体定向框架的手术坐标。

1.6.2 手术过程 患者入手术室,取仰卧位,立体定向框架固定于手术床上。全身麻醉气管插管术下,常规消毒铺巾,按术前计划坐标调整立体定向框架X、Y、Z、Ring、Arc值,双人核对坐标值。无菌探针保护套管插入弓形架拖板导引槽,标记入皮点。采用纵行直切口切开头皮。使用14 mm钻头颅骨钻孔。并将DBS电极附带的基环固定在



a: 利用立体定向框架显影板建立并标定直角坐标系; b: 分别在轴位、冠状位、矢状位标定AC及PC点, 确立大脑原点并校正图像; c: 靶点需设定在STN背外侧的运动亚区; d: STN靶点定位示意图, RN为红核; STN为丘脑底核。

图4 靶点定位及手术路径设计

骨孔上。同样方法切开对侧头皮及钻孔备用。

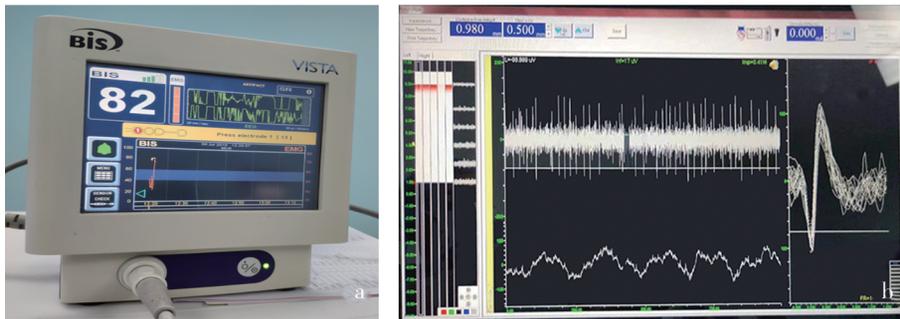
此时术中唤醒, 脑电双频指数(bispectral index, BIS)逐步升高。确定与计划坐标准确无误后, 切开硬脑膜, 套管针穿刺, 并使用猪源纤维蛋白粘合剂封闭骨孔, 避免脑脊液丢失。插入一次性微电极。

当BIS值达70以上时即可进行术中MER测试(见图5a)。微电极一般从靶点上10 mm处开始监测核团放电信号直至出现黑质信号为止。选择在STN内穿行长度不低于3 mm的针道且核团信号最佳的深度为置入点(见图5b)。置入Medtronic 3389电极, 并使用Stimlock固定电极, 连接Medtronic 8840程控仪给予宏刺激进行术中测试, 观察患者相应症状的改善情况以及副作用, 同样的方法进行对侧手术并测试。

两侧手术完成后行术中CT扫描, 图像导入Framelink手术计划系统, 确认电极位置无误, 重新消毒铺巾进行神经刺激器置入。

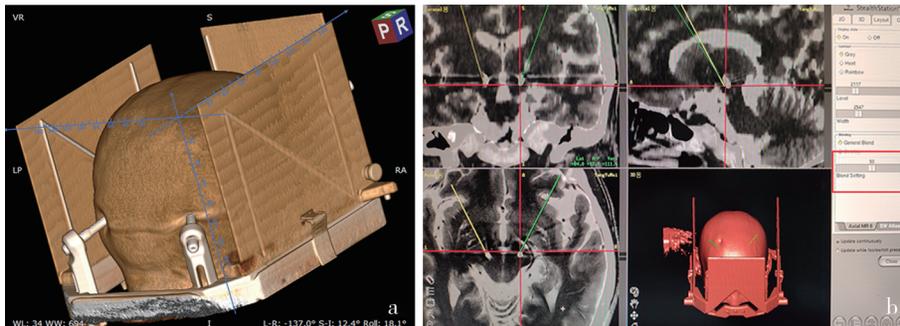
1.7 手术图像融合及误差计算

图像的定位及融合是利用Framelink手术计划系统, 基于笛卡尔直角坐标系获得。Leksell-G型脑立体定向框架定义X、Y、Z三轴交点为大脑原点坐标为(100, 100, 100)(见图6a)。选择术前磁共振T2或SWI为底, 关闭其他图层, 术中CT为最上层进行图像融合。融合后调整混合图层不透明度为50(见图6b), 分别在轴位、矢状位、冠状位3个图像层面上选择末端电极触点中心为术后实际靶点并生成坐标。靶点误差=术后实际坐标-术前设计坐标。



a: 脑电双频指数监测; b: 典型STN核团放电信号, 呈簇状、高频、不规则的密集放电。

图5 MER测试



a: Leksell-G型脑立体定向框架坐标系, 定义X轴从右至左数值逐渐增大, Y轴从后向前数值逐渐增大, Z轴从上向下数值逐渐增大; 三轴数值为100位置的相交线位于大脑原点。 b: 红色方框为融合调整混合图层不透明度。

图6 图像的定位及融合

1.8 统计学方法

采用 IBM SPSS Statistics 24.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) 软件进行统计学分析。计量资料以均数±标准差($\bar{x} \pm s$)表示,结果保留至小数点后2位;先对各组数据进行K-S检验(Kolmogorov-Smirnov test)验证正态分布,以 $P>0.05$ 为服从正态分布;对服从正态分布的数据采用levene检验(Levene's Test)进行方差齐性分析,结果保留至小数点后3位,以 $P>0.05$ 为方差齐;数据服从正态分布且方差齐者采用配对样本 t 检验(Paired-Samples T test),两两对比不同磁共振序列计划坐标跟实

际坐标间差异。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 T2计划坐标与实际坐标对比

以T2序列为参考计划坐标与实际坐标对比,双侧在Y轴和Z轴上,差异有统计学意义($P<0.05$)。见表2。

2.2 SWI计划坐标与实际坐标对比

术前以SWI序列为参考计划坐标与实际坐标对比,双侧在X轴、Y轴和Z轴上,差异均无统计学意义($P>0.05$)。见表3。

表2 T2计划坐标与实际坐标对比 (mm, $\bar{x} \pm s$)

侧别	轴	T2计划坐标	实际坐标	Levene检验 PL	t值	P值
左侧	X	111.15±1.95	110.25±3.15	0.144	1.971	0.077
	Y	99.75±6.58	98.3±6.50	0.917	5.070	0.000
	Z	106.81±11.53	108.36±10.96	0.848	-3.162	0.010
右侧	X	87.66±3.62	89±4.05	0.615	-1.706	0.119
	Y	99.65±6.19	98.26±6.46	0.973	3.958	0.003
	Z	107.06±11.78	109.33±10.46	0.759	-3.943	0.003

注:PL为方差齐性levene检验显著性P值,以 $PL>0.05$ 为方差齐。

表3 SWI计划坐标与实际坐标对比 (mm, $\bar{x} \pm s$)

侧边	轴	SWI计划坐标	实际坐标	Levene检验 PL	t值	P值
左侧	X	111.36±2.70	110.25±3.15	0.652	2.013	0.072
	Y	98.81±6.66	98.3±6.50	0.803	0.883	0.398
	Z	108.96±11.33	108.36±10.96	0.845	0.941	0.369
右侧	X	87.9±4.38	89±4.05	0.928	-1.217	0.251
	Y	98.98±6.47	98.26±6.46	0.789	1.439	0.181
	Z	109.19±10.99	109.33±10.46	0.985	-0.249	0.809

注:PL为方差齐性levene检验显著性P值,以 $PL>0.05$ 为方差齐。

2.3 T2计划坐标与SWI组计划坐标对比

术前以T2为参考计划坐标与SWI为参考计划坐标对比。在两侧Z轴上,差异有统计学意义($P<0.05$)。左

侧SWI较T2深(2.16±1.02)mm;右侧SWI较T2深(2.13±1.62)mm。见表4。

表4 T2计划坐标与SWI组计划坐标对比 (mm, $\bar{x} \pm s$)

侧边	轴	T2计划坐标	SWI计划坐标	Levene检验 PL	t值	P值
左侧	X	111.15±1.95	111.36±2.70	0.266	-0.492	0.633
	Y	99.75±6.58	98.81±6.66	0.886	2.143	0.058
	Z	106.81±11.53	108.96±11.33	0.999	-7.032	0.000
右侧	X	87.66±3.62	87.9±4.38	0.577	-0.718	0.489
	Y	99.65±6.19	98.98±6.47	0.784	1.505	0.163
	Z	107.06±11.78	109.19±10.99	0.821	-4.362	0.001

注:PL为方差齐性levene检验显著性P值,以 $PL>0.05$ 为方差齐。

3 讨论

自1987年, Benabid教授首次利用丘脑腹中间核DBS控制PD的运动症状以来,疗效也已经得到充分肯定。既往研究表明, DBS的成功与否主要在于将电极准确置入。DBS术前最重要的过程就是通过磁共振影像学定位靶点核团。常用的磁共振定位序列通常是T1、T2、SWI等。由于STN与红核的位置相对较为固定,因此临床可以通过红核间接计算出STN的位置坐标,也可以通过影像学直视靶点进行定位。为了达到更好的手术效果以及辅助术后程控,磁共振影像学直视靶点定位成为主流。在众多磁共振序列中T1在核团显示方面效果较差,无法分辨红核或者STN,因此无法利用T1序列进行定位。既往尸检结果提示PD患者STN内铁蛋白沉积跟PD的病情呈正相关^[4],由于铁是顺磁性物质,故在T2上可产生磁敏感效应,导致STN横向弛豫时间短,呈现出低信号影。而SWI是基于T2梯度回波利用不同组织的磁化率对比成像,在SWI序列上STN也呈低信号影。同时SWI对脑内微小静脉血管的显示能力较好,有助于手术针道的规划,以避免穿刺损伤小血管而导致出血等并发症^[5-6]。本研究通过对比术前T2及SWI图像,发现SWI图像在显示STN、红核清晰度要优于T2,且能够清晰显示核团边界,为手术计划的制定提供了可靠的影像学资料,结果与既往研究结果相一致^[4,7]。

手术电极置入位置一直是手术医生较为关心的方面。刘学猛等^[8]通过术中MRI测定电极位置发现,通过多序列融合术前可视化影像学手术计划及术中标准化手术流程。电极偏后者居多,其中44%在Y轴上偏后,10.1%在Z轴上偏深达3 mm左右。而Cui等^[9]发现电极偏前和偏深者居多。Pollo等^[10]发现电极偏后的占66.7%,电极偏浅的约占46.7%。在术中会因为影像融合、脑脊液丢失、固定深部电极时存在影响电极置入的准确性的可能性,因此在进行影像融合时将误差降到0.00 mm为止,在切开硬脑膜后猪源纤维蛋白粘合剂封堵避免脑脊液丢失导致的误差,同时使用Stimlock固定电极避免术者操作中的误差,通过上述方式可以最大程度避免本研究过程中误差因素。通过本研究同样发现左侧Y轴实际坐标均值98.3小于计划坐标均值99.75,右侧Y轴实际坐标均值98.26小于计划坐标99.65。说明通过金标准术中MER辅助验证核团放电,T2计划坐标与实际坐标相比在Y轴上实际坐标更偏后。考虑手术入皮点及靶点并非在Y轴同一点,入皮点通常会经验性选用冠状缝前Kocher点位置,针道方向一般朝向内后方,一旦电极置入过深在Y轴则一定会偏内偏后^[11-12]。本研究在手术中插入微电极后立即使用吸收性明胶海绵及纤维蛋白凝胶粘合剂喷洒骨孔周围以封闭骨孔,减少了脑脊液的流失,脑漂移较小故未出现实际坐标偏前。本研究同样发现左侧

Z轴实际坐标均值108.36大于计划坐标均值106.81;右侧Z轴实际坐标均值109.33大于计划坐标均值107.06,电极实际位置比计划偏深。同时对比发现两侧T2及SWI坐标Z轴差值,左侧最小差值-0.5 mm,最大差值-3.4 mm,均数±标准差为(-2.16±1.02)mm;右侧最小差值为0.5 mm,最大差值为-4.7 mm,均数±标准差为(-2.13±1.62)mm,符号为负表明SWI序列核团靶点较T2深。结果同Cui及刘学猛的研究^[8-9]。但刘学猛等后来在使用电极锁后未再发现电极偏深。

笔者在Framelink手术计划系统上将T2及SWI两序图像列融合,在T2序列找到STN最大层面,接着调整融合图层T2的不透明度,使之出现SWI序列图像,对比同层面STN长宽,可见相同层面T2显示STN长宽均比SWI大。但将SWI序列层面向下1~2层后STN的长宽与之前T2最大层面相对应。有研究认为是由于磁共振T2开花效应导致同层面T2显示的核团偏大,也有研究认为是SWI对于STN内部的磁化率不一致导致的图像移位所致。通过本研究结果,更偏向于第二种观点,即由于STN磁化率不一SWI图像产生向下位移。由此可推断,T2在显示STN核团上深度比SWI浅。但根据既往研究,MER能较准确地反映STN核团的边界^[2,5]。故使用SWI为参考计划的术前坐标准确率更高,更符合MER边界。

本研究存在一些局限和不足。首先手术样本量较小,有待进一步增加样本量进行扩大研究。其次没有以SWI计划坐标为参考进行手术的对照组。在磁共振扫描方面,由于磁共振的采集次数越高,图像就越清晰,但扫描耗时却成倍增加,考虑到患者的不能耐受,未能增加图像的采集次数,这也给图像的判定及手术的计划带来了一定的影响。在手术方面,由于DBS手术器械、图像融合算法及靶点尖端识别重建方面存在其固有的误差可能导致结果存在偏倚。

参 考 文 献

- [1] 王谡菲,袁德智,张晓天,等. 脑深部电刺激术联合药物治疗帕金森病有效性和安全性的meta分析[J]. 国际神经病学神经外科学杂志, 2019, 46(4): 358-363.
- [2] HONEY CR, HAMANI C, KALIA SK, et al. Deep brain stimulation target selection for Parkinson's disease[J]. Can J Neurol Sci, 2017, 44(1): 3-8.
- [3] GUAN XJ, XUAN M, GU QQ, et al. Influence of regional iron on the motor impairments of Parkinson's disease: a quantitative susceptibility mapping study[J]. J Magn Reson Imaging, 2017, 45(5): 1335-1342.
- [4] 王铁铮,林祥涛,赵斌. 磁敏感加权成像对帕金森病核团的显示及其铁沉积差异测定[J]. 医学影像学杂志, 2013, 23(9): 1345-1349.
- [5] BUS S, VAN DEN MUNCKHOF P, BOT M, et al. Borders of STN determined by MRI versus the electrophysiological STN. A

- comparison using intraoperative CT[J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2018, 160(2): 373-383.
- [6] HERTEL F, HUSCH A, DOOMS G, et al. Susceptibility-weighted MRI for deep brain stimulation: potentials in trajectory planning[J]. *Stereotact Funct Neurosurg*, 2015, 93(5): 303-308.
- [7] 张静, 张云亭, 何宁, 等. 磁敏感加权成像对帕金森病患者丘脑底核的显示价值初探[J]. *磁共振成像*, 2011, 2(5): 353-357.
- [8] 刘学猛, 张捷, 付锴, 等. 术中复查MRI及微电极记录在帕金森病脑深部电刺激术中的应用[J]. *中华神经外科杂志*, 2018, 34(5): 500-505.
- [9] CUI ZQ, PAN LS, SONG HF, et al. Intraoperative MRI for optimizing electrode placement for deep brain stimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson disease[J]. *J Neurosurg*, 2016, 124(1): 62-69.
- [10] POLLO C, VINGERHOETS F, PRALONG E, et al. Localization of electrodes in the subthalamic nucleus on magnetic resonance imaging[J]. *J Neurosurg*, 2007, 106(1): 36-44.
- [11] HORN A, LI NF, DEMBEK TA, et al. Lead-DBS v2: towards a comprehensive pipeline for deep brain stimulation imaging[J]. *Neuroimage*, 2019, 184: 293-316.
- [12] IVAN ME, YARLAGADDA J, SAXENA AP, et al. Brain shift during bur hole-based procedures using interventional MRI[J]. *J Neurosurg*, 2014, 121(1): 149-160.

责任编辑:王荣兵