

• MR 影像学新技术专题 •

基于多维度集成算法的 T_2^* 定量成像对颅内出血的诊断

吴宗山, 彭传勇, 叶永泉, 陈艳玲, 张树恒, 徐启兰, 李运运, 项杨, 陈琪

【摘要】 目的:探讨基于新型的多维度集成算法(MDI)的高信噪比 T_2^* 定量图对脑出血检测与判定的诊断价值。**方法:**对 89 例脑出血(ICH)患者行三维高分辨率多回波 SWI 数据采集,使用 MDI 算法以及常规的线性拟合(Linear Fitting)与指数拟合(Exponential fitting)算法获得对应的 T_2^* 定量图。通过蒙特卡罗方式计算与显示 3 种算法的噪声传播特性。对 3 种算法获得的 T_2^* 定量图的图像质量、脑出血灶的显示及 T_2^* 数值进行评分、测量及相对应的统计对比分析,包括平均值、方差与成对样本 t -test。**结果:**MDI 对原始图像的噪声以低 T_2^* 值形式进行传播,而两种拟合算法则为高 T_2^* 值形式。因此 MDI 算法可显著提高 T_2^* 定量图的信噪比与准确性($P < 0.0005$),并有效降低常见的由噪声与计算误差导致的 T_2^* 数值突变现象,显著提高利用 T_2^* 定量图进行脑出血检测的可靠性($P < 0.005$)。MDI 得到的灰、白质的平均 T_2^* 数值约为 47.2ms 和 39.8ms,与文献相符。对于单个患者的全脑数据 MDI 的计算时间 $< 1s$ 。**结论:**MDI 算法可以稳定、快速地获得定量准确且数值可靠的 T_2^* 定量图。

【关键词】 T_2^* 定量; 磁化率加权成像; 脑出血; 多维度集成

【中图分类号】 R445.2; R743.34 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)10-1071-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.10.004

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



The diagnostic value of MDI based T_2^* -mapping on intracerebral hemorrhage WU Zong-shan, PENG Chuan-yong, YE Yong-quan, et al. Medical imaging department, Lu'an Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Lu'an People's Hospital, Lu'an 237005, China

【Abstract】 Objective: To evaluate the diagnostic value of the T_2^* -mapping calculated by a newly proposed multi-dimensional integration (MDI) technique on intracerebral hemorrhage (ICH). **Methods:** 3D multi-echo SWI data of 89 ICH patients were obtained. T_2^* maps were calculated with MDI, linear fitting, and exponential fitting models respectively. The noise propagation from original images to the resultant T_2^* maps was evaluated using Monte Carlo approach. The image quality, ICH detection capacity, and values of the corresponding T_2^* maps were scored, measured, and statistically analyzed. **Results:** In opposition to both fitting methods which showed noise propagation as high T_2^* values, noise in original data from MDI was propagated as low T_2^* values. Thus MDI could obviously ameliorate SNR and accurate of T_2^* maps, greatly decrease noise propagation effects, and evidently improve the efficiency to detect ICH. T_2^* values of gray and white matter were about 47.2ms and 39.8ms respectively, which were similar with the values reported by previous literatures. For one set of whole brain data, less than 1 second was used to calculate with MDI. **Conclusion:** MDI is a better technique to obtain higher robust, accurate, and reliable T_2^* -mapping.

【Key words】 T_2^* -mapping; Susceptibility weighted imaging; Cerebral hemorrhage; Multi-dimensional integration

颅内出血(intracerebral hemorrhage, ICH)是常见的多病因脑血管疾病,常见病因包括高血压、创伤、

缺血性梗塞出血转化、脑动脉瘤、脑动静脉畸形、脑淀粉样血管病、硬脑膜动静脉瘘和静脉窦血栓形成等。磁共振成像检测 ICH 的最有效方法是磁化率加权成像(susceptibility weighted imaging, SWI)^[1-5]。SWI 图像的计算结合了信号幅值的 T_2^* 加权(T_2^*W)信息和信号相位的偶极场分布信息,因此对出血灶中所含的铁元素造成的局部场扰动非常敏感,可产生较强的

作者单位: 237005 六安,安徽医科大学附属六安医院/六安市人民医院(吴宗山、彭传勇、徐启兰、李运运、项杨、陈琪); 201807 上海,上海联影医疗科技有限公司(叶永泉、陈艳玲、张树恒)

作者简介: 吴宗山(1967-),男,安徽六安人,副主任医师,主要从事神经系统影像诊断工作。

通讯作者: 彭传勇, E-mail: luanpcy7068@163.com

图像对比度。如对颅内微出血 (cerebral microbleeds, CMB) 的检测, 研究表明 SWI 的敏感度要高于 T_2^*W 和 CT^[6-8]。

然而 SWI 技术也存在一定的局限性。由于利用了相位中的偶极场信息, 因此 SWI 图像对比中存在一种扩大效应 (blooming effect), 即强磁化率的组织在 SWI 图像的显示范围要比实际尺寸大。这对于微出血灶的显示是有利的, 然而对于面积较大而且铁沉积水平较高的出血灶而言, 这种扩大效应会导致对出血灶真实尺寸估计和边界定位的错误。另外在固定的回波时间 (TE) 设置下, 当出血灶铁沉积超过了一定的水平后, SWI 图像的信号将饱和在噪声水平上不再变化, 不能有效地进一步判断出血的程度。

另一方面, T_2^* 弛豫时间是一个与成像协议参数无关的物理量, 因此可以更好的反映生物组织在当前磁场强度下的磁化率特性。 T_2^* 定量成像 (T_2^* mapping) 技术通常通过采集不同 TE 下的幅值信号, 并利用对信号-时间曲线进行拟合计算得到 T_2^* 弛豫时间^[9,10]。最近 Ye 等^[11]提出了一种新型的多维度集成 (multi-dimensional integration, MDI) T_2^* 定量计算方法, 不仅可以利用复数形式的回波信号进行计算, 更可以利用相位阵列线圈的通道维度进行信噪比 T_2^* 定量准确度的提升。

本研究探讨和比较基于 MDI 与拟合算法获得的 T_2^* 定量成像的图像质量, 以及在 ICH 诊断上的应用价值。

材料与方法

1. 临床信息

搜集 2018 年 11 月—2019 年 5 月本院中老年患者 93 例 MRI 数据, 排除其中运动伪影严重的 5 例, 实采 89 例。其中男 49 例, 女 40 例, 平均年龄 (63.7 ± 13.4) 岁。研究对象入选标准为可疑颅内出血或脑内多发梗死入院治疗患者, 且无任何 MRI 检查禁忌症状。所有患者均具备完整的相关病史及实验室检查资料, 愿意配合本研究要求并签署知情同意书。

2. 图像采集及重建

图像扫描使用联影 3T uMR770 成像系统及配套 24 通道头颈联合线圈。扫描协议包括常规头颅 DWI、 T_2WI 、 T_1WI 及 FLAIR 检查。 T_2^* 定量数据通过一个三维多回波 SWI 序列进行采集, 扫描参数 TR 32 ms, 回波数 6, 回波时间 TE 3.6 ~ 26.6 ms, 回波间距 TE 4.6 ms, 体素尺寸 0.5 mm × 0.5 mm × 1 mm, 成像视野 224 mm × 190 mm, 扫描时间 3 分 42 秒。

使用 MDI 定量计算 T_2^* 步骤: 首先扫描获取每个回波信号对应的所有线圈通道的幅值与相位图像, 然

后将幅值图像与相位图像点对点地合并为复数信号。由于数据中存在着 6 个回波以及 24 个线圈通道, 因此共产生 6 × 24 = 144 组三维复数图像。利用 MDI 计算获得 ΔTE 内的复数信号变化 ΔS ^[11], 计算公式如下:

$$\min_{\Delta S} \sum_{i=1}^{N_e-1} \sum_{j=1}^{N_c} \|S(i+1, j) - S(i, j) \cdot \Delta S\|_2^2 \quad (1)$$

其中 N_e 为回波数目 ($N_e=6$), N_c 为信号通道数目 ($N_c=24$), $S(i, j)$ 为对应第 i 个回波和第 j 个线圈通道的复数信号。计算式 1 的求解是基于单个体素的基础上进行的。当通过计算式 1 获得了某体素的 ΔS 后, 该体素的 T_2^* 数值可直接通过以下关系得到:

$$T_2^* = -\Delta TE / \ln |\Delta S| \quad (2)$$

使用拟合方法计算 T_2^* 数值图。首先先对所有通道的幅值信号进行平方和 (sum-of-square, SOS) 合并, 获得共 6 组三维回波幅值图像。然后通过对应每个体素的所有回波幅值信号数值点进行拟合计算。对于线性拟合方法, 先对回波幅值信号进行自然对数变换, 然后根据线性方程 $\ln(S_{\text{sos}}(TE)) = a \cdot TE + b$ 进行最小二乘拟合, 计算得到斜率 a 和截距 b 。对于指数拟合方法, 则直接根据指数方程 $S_{\text{sos}}(TE) = b \cdot e^{-aTE}$ 进行最小二乘拟合, 计算得到拟合系数 a 和 b 。两种拟合均可得到 $T_2^* = 1/a$ 。

最后, 为了对生成的 T_2^* 定量图信噪比及 T_2^* 数值可信度进行分析, 使用蒙特卡罗方法分别计算 3 种算法从原始图像到 T_2^* 定量图的噪声传播系数图像^[11]。

3. 图像评分及统计分析

首先通过 SWI 图像对颅内出血灶进行初步定位。然后对 3 种方法获得的 T_2^* 定量图进行关于图像质量与对出血灶检测的敏感度进行评分。评分由 3 位放射科医生分别进行, 观察图像时屏蔽所有患者信息, 且各自随机化对不同患者、不同 T_2^* 定量图的观察顺序。

对于典型大脑组织的 T_2^* 数值分析, 通过手动选取灰质、白质和脑脊液较为均匀的多个局部区域作为 ROI, 提取同一组织所有 ROI 的 T_2^* 值的平均值与方差, 并与文献数值作对比。

对图像整体质量的评价使用 5 级评分。1 分为图像质量极差, 完全不具备诊断价值; 2 分为图像质量较差, 诊断价值低; 3 分为图像质量一般, 具有可接受的诊断可靠性; 4 分为图像质量良好, 诊断可靠性较高; 5 分为图像质量优良, 具有明确的诊断可靠性。

对出血灶检测敏感度的评价使用 3 级评分。1 分为不可可靠检测; 2 分为可结合其他图像信息进行检测; 3 分为可单独进行可靠的检测。

评分结果使用 Excel 软件进行统计分析。对于

T₂* 定量图质量评分结果,首先计算每位评分员对每种方法对应的所有病例的评分的平均值与方差,然后综合 3 位评分员的所有病例评分对每种方法分别计算平均值与方差。为了判断每位评分员对 3 种方法的评分是否存在差异,对对应的评分两两进行单边成对样本 *t* 检验(one tailed paired *t*-test),*P*<0.0005 可认为具有显著差异。

结 果

1. ICH 影像学表现

根据多回波 SWI 图像,89 例中有 69 例检出 ICH,单发或多发的斑点状、团片状 SWI 及 T₂* WI 极低信号或极低信号为主病灶,边界清晰;4 例基底节区铁质沉积,双侧基底节区对称性斑片状 SWI 及 T₂* WI 上呈极低信号为主病灶;5 例检出脉络丛钙化,在 SWI 图像上呈团片状极低信号,在相位图上以高信号为主,在 T₂* WI 上呈极低信号为主;1 例脑肿瘤性病变未见出血,在各序列上均见等信号为主团块影,未见异常低信号;10 例 SWI 图像正常,未见明确病灶。

2. 图像对比分析

图 1 中显示和比较了 3 种算法得到的 T₂* 定量图及对应信噪比图像。观察图像的脑组织对比度,3 种方法得到的结果整体上而言是比较相近的。

图 2 显示的是 MDI 方法分别与线性拟合(图 2a)和指数拟合(图 2b)得到基于所有脑组织体素的 T₂* 数值分布图。可以看到,MDI 与线性拟合得到的 T₂* 数值相近,单边成对 *t*-test 的 *P* 值为 0.21,无显著差异。相对而言,指数拟合的 T₂* 数值偏高,且与 MDI 及线性拟合得到的数值有显著差异(*P*<0.0005)。选取典型的灰质、白质 ROI 提取 T₂* 数值(表 1),与文献中的进行比较^[12],可得 MDI 和线性拟合的 T₂* 值与文献报告相近,而指数拟合则相对合理数值偏高。

表 1 典型 ROI 区域不同拟合模型的 T₂* 数值 (ms)

ROI 区域	MDI	线性拟合	指数拟合
灰质	47.2±6.2	47.7±6.5	62.4±9.2
白质	39.8±3.5	40.6±3.9	50.9±4.5
脑脊液	502.1±486.3	840.9±1844.6	1417.1±1102.8

3. 图像临床评分统计分析

对利用 MDI、线性拟合以及指数拟合计算得到的 T₂* 定量图的临床评分显示在表 2 中。表 3 显示了对不同方法的评分的 paired *t*-test 结果,除了评分员 1 在线性拟合与指数拟合之间的病灶检测敏感度评分无显著差异之外(*P*=0.5),其他所有结果组合的均获得统计显著差异(*P*<0.005)的结果。

表 2 T₂* 定量图临床评分统计表

评分类别	MDI	线性拟合	指数拟合
图像整体质量评分(1~5 分)			
评分员 1	3.89±1.21	3.22±0.97	3.44±1.03
评分员 2	4.14±0.32	3.25±0.76	3.53±0.50
评分员 3	4.00±0.23	2.65±0.23	3.06±0.22
综合	4.01±0.74	3.04±0.76	3.34±0.70
病灶检测敏感度评分(1~3 分)			
评分员 1	2.26±0.84	1.97±0.74	1.97±0.71
评分员 2	2.84±0.28	2.07±0.57	2.39±0.45
评分员 3	2.86±0.35	2.58±0.44	2.81±0.24
综合	2.65±0.61	2.20±0.65	2.39±0.61

表 3 T₂* 定量图临床评分在拟合模型之间 paired *t*-test 结果

评分类别	MDI vs 线性拟合	MDI vs 指数拟合	线性拟合 vs 指数拟合
图像整体质量评分(1~5 分)			
评分员 1	<0.005	<0.005	<0.005
评分员 2	<0.005	<0.005	<0.005
评分员 3	<0.005	<0.005	<0.005
综合	<0.005	<0.005	<0.005
病灶检测敏感度评分(1~3 分)			
评分员 1	<0.005	<0.005	0.5
评分员 2	<0.005	<0.005	<0.005
评分员 3	<0.005	<0.005	<0.005
综合	<0.005	<0.005	<0.005

讨 论

由于具有较强的顺磁性质,ICH 可以显著影响其所在位置及附近的磁场分布,造成局部 T₂* 弛豫时间的缩短。因此早期磁共振成像技术利用 T₂* WI 序列对 ICH 进行检测。Haacke 等^[1]于 2004 年提出了 SWI 技术,结合磁共振信号幅值与相位中分别与磁化率相关的信息,从而提供了更强的磁化率信号对比度。由于 ICH 同时也影响局部的磁共振信号相位的变化,因此使用 SWI 可以非常灵敏地对包括小于单个体素尺寸的各种出血灶进行检测。

然而 SWI 是一种信号加权图像,并不能支持对病灶区域磁化率特性的定量分析。而不同阶段的 ICH,其 SWI 图像对比度取决于出血时相。如当处于出血超急性(24h 内)期、急性期(72h 内)、亚急性期(3 天~2 周)及慢性期(>2 周)内,出血灶中的铁元素的存在形式将经历从含氧血红蛋白、脱氧血红蛋白、高铁血红蛋白到含铁血黄素等一系列转变,并表现出不同的磁化率特性,从而导致 SWI 图像对比度随着出血时相变化,降低对出血时相的判断可靠性。另一方面,T₂*-mapping 作为一种快速、相对可靠的定量成像方法,可从量化角度来对出血时相或者铁元素沉积水平进行更准确的诊断。

迄今为止,T₂* 的定量方式是通过多回波序列进行数据采集后,通过曲线拟合算法计算得到弛豫系数

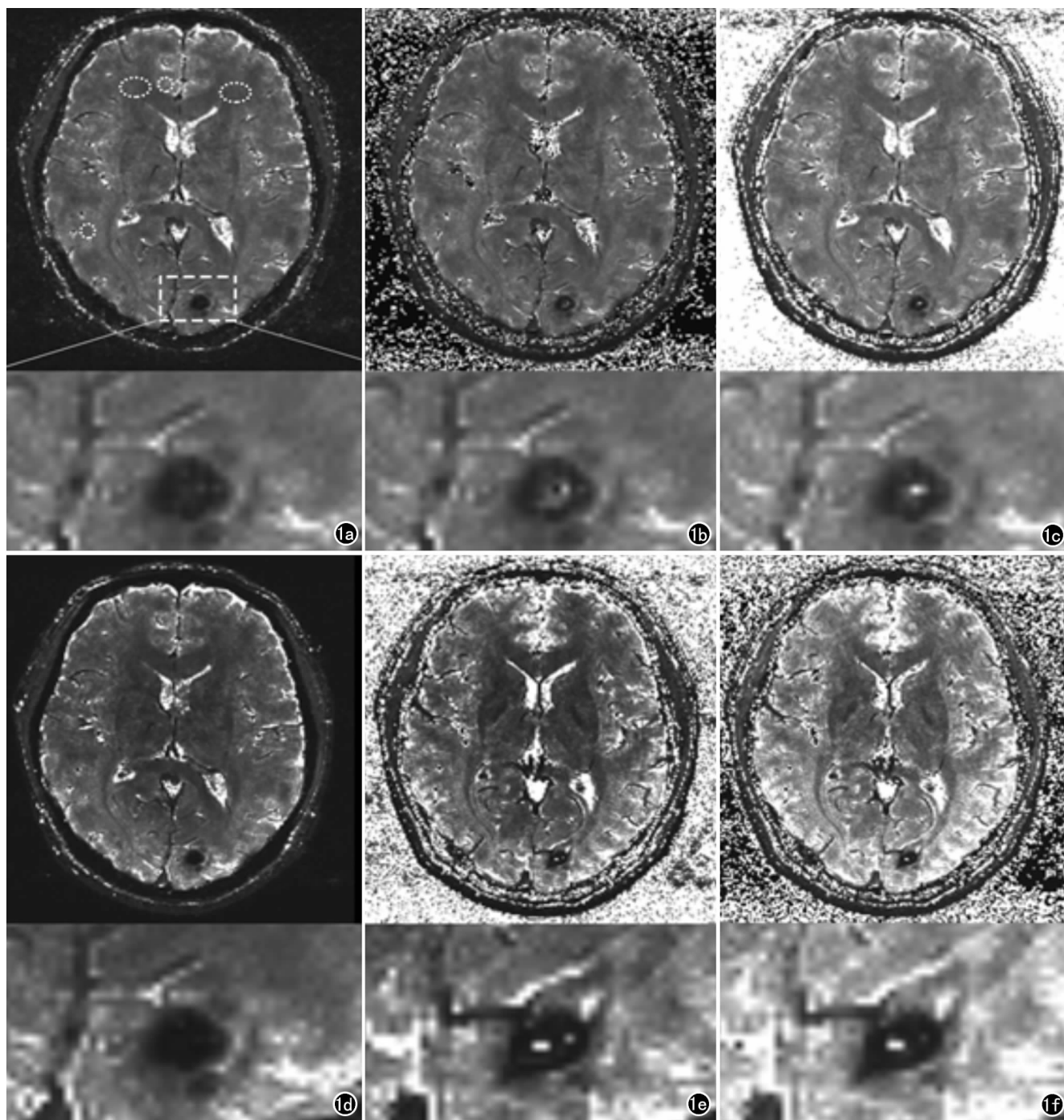


图1 患者,男,28岁,阵发性头晕1个月入院。MRI头颅平扫疑脑出血,SWI诊断脑血管畸形伴出血。a) MDI方法得到的 T_2^* 定量图的整体与病灶局部放大图像,典型灰质、白质ROI(圈);b)线性拟合的 T_2^* 定量图;c)指数拟合的 T_2^* 定量图;d)MDI的噪声传播图像;e)线性拟合的噪声传播图像;f)指数拟合的噪声传播图像。

$R2^*$ (即前述公式中的 a),最后通过公式 $T_2^* = 1/R2^*$ 得到 T_2^* 数值。由于热噪声与生理噪声的存在,以及 ICH 或者富铁组织的信号往往较低等因素,当使用信号拟合方法(根据线性或者指数模型)时,拟合得到的 $R2^*$ 的误差将会被放大到其倒数的 T_2^* 数值上。因此不仅降低 T_2^* 定量图的信噪比,还会降低其准确度,甚至造成局部数值突变,次现象在线性拟合结果中

尤为明显。研究人员提出了多种改善 T_2^* 定量中局部数值突变的方案^[13,14],但并没有从根本上解决此类问题。

最近 Ye 等^[11]提出的一种新式的基于 MDI 技术的 T_2^* 定量计算方法,其原理是通过回波间隔之间的复数信号变化直接提取 T_2^* 信号,因此不需要指定多点信号的衰减模型。MDI 技术免除了多通道信号结

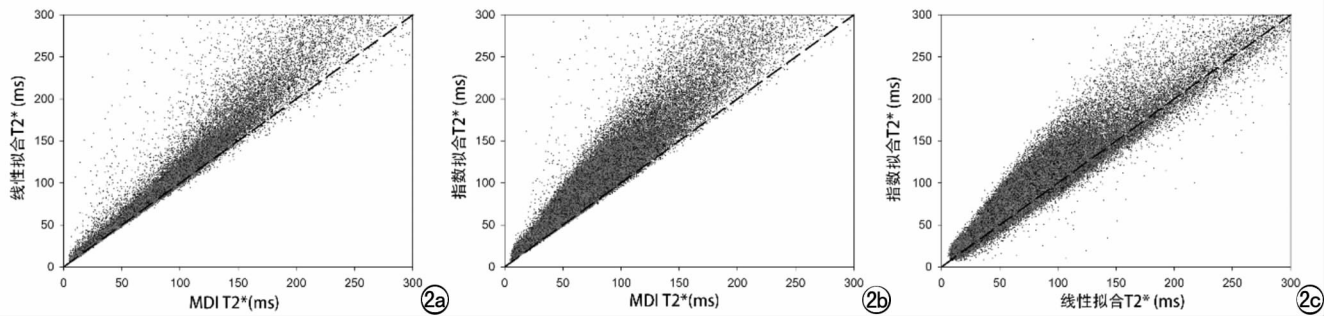


图 2 单个患者的所有脑组织体素 T_2^* 数值散点图。a) MDI vs. 线性拟合; b) MDI vs. 指数拟合; c) 线性拟合 vs. 指数拟合。虚线为等斜率参考线,当像素 T_2^* 值分布在该参考线附近时认为其数值在相应的两种方法中相似。

合的计算步骤(如非优化信噪比的 SOS 算法),避免了由于这一步所带来的计算误差与信噪比损失,使得 T_2^* 定量的准确度与噪声控制效果达到最优化。

对比 3 种算法得到的 T_2^* 整体图像质量,主要差异体现在两个方面,即算法对噪声的传播方式与定量准确性。

从物理角度看,背景噪声并不具备任何弛豫特性,因此套用任何弛豫模型得到的数值本身是无意义的。MDI 对背景噪声的 T_2^* 的处理是将其转换为极低的数值,因此可以明显地与正常组织区分开来。而基于拟合的模型则是表达为数值极高、差异也极高的结果,从而影响 T_2^* 定量图整体质量。对于本研究所用的以及一般的多回波 SWI 成像序列,短 TR 的使用造成了脑脊液由于 T_1 加权效应而呈低信号,同时脑脊液和血液由于流动效应导致信号在不同回波之间产生扰动,因此脑脊液和血液信号在结果中将表现出类似背景噪声的扰动,造成图像中局部的黑点与亮点,使得基于 ROI 的数值分析不可靠。同样的,对于具有较多的含铁血黄素的出血灶,其极短的 T_2^* 将造成出血灶内部信噪比过低,也会导致错误的 T_2^* 数值。该现象在线性拟合结果中最为明显。然而对于 MDI 算法,噪声以低 T_2^* 数值形式传播意味着在最终的 T_2^* 定量图中可以获得更高的信噪比。因此 MDI 可保证任意信噪比条件下均可获得更接近真实数值的结果,且临床评估结果也证明了其 T_2^* 定量图质量显著高于两种拟合方法。

从定量角度分析,MDI 与线性拟合得到的 T_2^* 值在统计上无显著差异,而指数拟合相对 MDI 和线性拟合的结果呈统计显著的偏高趋势。选取典型的灰质、白质 ROI 提取 T_2^* 数值,与文献中的进行比较^[12, 15],可得 MDI 和线性拟合的 T_2^* 值与文献报告相近,而指数拟合则相对合理数值偏高。因此,3 种方法中 MDI 和线性拟合的定量准确性是符合预期的。

另外,在使用相同的计算机硬件条件下,单层数据 (448×380 矩阵)在 3 种方法的平均计算时间为 7×10^{-3} s(MDI)、 7×10^{-2} s(线性拟合)及 65s(指数拟合)。MDI 计算时间几乎可以忽略,属于超高效率算法。

本研究的不足之处在于所搜集的 ICH 病例并非来自单一病种,不同病理的出血特征差异较大。但即便如此,结果表明使用 T_2^* 对各类 ICH 进行检测具有较大的普适性。因此我们认为本研究的结果与结论依然具有较好的代表性。

综上所述,在所比较的 3 种 T_2^* 定量算法当中,MDI 是唯一既保证定量准确又可获得最优的信噪比的方法,并且具有极高的计算效率。相比之下,线性拟合方法定量准确但组织信噪比过低,指数拟合方法组织信噪比较好但定量数值整体偏高。且两种拟合方法在噪声区域得到的是极高 T_2^* 数值,严重影响图像的诊断价值。因此 MDI 技术作为一种新型的 T_2^* 定量计算方案,可以为临床 ICH 诊断提供更准确、更可靠的信息,有利于提高相关诊断的准确性与改善治疗与预后评估。

参考文献:

- [1] Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, et al. Susceptibility weighted imaging (SWI)[J]. Magn Reson Med, 2004, 52(3): 612-618.
- [2] Cheng AL, Batool S, Mccready CR, et al. Susceptibility-weighted imaging is more reliable than T_2^* -weighted gradient-recalled echo MRI for detecting microbleeds[J]. Stroke, 2013, 44(10): 2782-2786.
- [3] Nandigam RN, Viswanathan A, Delgado P, et al. MR imaging detection of cerebral microbleeds: effect of susceptibility-weighted imaging, section thickness, and field strength[J]. Am J Neuroradiology, 2009, 30(2): 338-343.
- [4] 何金龙, 牛广明, 韩晓东, 等. SWI 在糖尿病患者伴发脑内微出血中的诊断应用[J]. 放射学实践, 2013, 28(12): 1254-1257.
- [5] 方晓龙, 肖新兰. 脑微出血的 GRE 和 SWI 表现及其病理基础研究现状[J]. 放射学实践, 2011, 26(1): 104-106.
- [6] Saad AF, Chaudhari R, Fischbein NJ, et al. Intracranial hemor-

- rhage imaging[J]. Semin Ultrasound CT MR, 2018, 39(5): 441-456.
- [7] Heit JJ, Iv M, Wintermark M. Imaging of intracranial hemorrhage [J]. J Stroke, 2017, 19(1): 11-27.
- [8] Wycliffe ND, Choe J, Holshouser B, et al. Reliability in detection of hemorrhage in acute stroke by a new three-dimensional gradient recalled echo susceptibility-weighted imaging technique compared to computed tomography: a retrospective study [J]. J Magn Reson Imaging, 2004, 20(3): 372-377.
- [9] Bidhult S, Xanthis CG, Liljekvist LL, et al. Validation of a new T_2^* algorithm and its uncertainty value for cardiac and liver iron load determination from MRI magnitude images[J]. Magn Reson Med, 2016, 75(4): 1717-1729.
- [10] Welsch GH, Hennig FF, Krinner S, et al. T_2 and T_2^* -mapping [J]. Current Radiology Reports, 2014, 2(8): 60.
- [11] Ye Y, Lv J. MR relaxivity mapping using multi-dimensional integrated (MDI) complex signal ratio; proceedings of the proceedings 27th scientific meeting, international society for magnetic resonance in medicine, montreal[C]. 2019.
- [12] Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, et al. NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla[J]. J Magn Reson Imaging, 1999, 9(4): 531-538.
- [13] Zhang X, Peng J, Wang C, et al. Improved liver R_2^* -mapping by averaging decay curves[J]. Sci Rep, 2017, 7(1): 6158.
- [14] Ji W, Qi S, Zhang J, et al. New efforts to quantitative T_2 -mapping imaging; proceedings of the 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMED)[C]. 2011.
- [15] Walsh AJ, Wilman AH. Susceptibility phase imaging with comparison to R_2 -mapping of iron-rich deep grey matter[J]. Neuroimage, 2011, 57(2): 452-461.

(收稿日期: 2019-08-22 修回日期: 2019-09-30)

国际心血管磁共振协会中国区委员会第五届学术年会隆重召开

本刊讯 2019 年 9 月 21 日, 国际心血管磁共振协会中国区委员会第五届学术年会暨中国医疗保健国际交流促进会心血管磁共振分会 2019 年会、首届华夏心血管磁共振成像论坛、武汉医学会放射学会 1+8 城市圈 2019 年会、湖北磁共振俱乐部学术年会、《放射学实践》2019 年影像技术新进展高峰论坛在武汉香格里拉大酒店隆重召开。

本次会议有来自海内外专家 125 名。邀请到南加州大学凯克医学院 Gerald M. Pohost、宾夕法尼亚大学心脏病研究所 Victor A. Ferrari、美国国立卫生研究院 Andrew Arai、美国西达赛奈医学中心生物医学影像所李德彪、SCMR 宣传委员会主席 Sebastian Kelle、宾夕法尼亚大学 Yu-Chi Han、澳大利亚 CMR 协会 Prof. Joseph Selvanayagam、美国圣路易市华盛顿大学医学院 Jie Zheng、荷兰莱顿大学医学中心 Qian Tao、美国西达赛奈医学中心生物医学影像研究所 Rohan Dharmakumar、美国西达赛奈医学中心生物医学影像研究所 Richard Tang、空军特色医学中心张挽时共 12 名特邀嘉宾。出席会议的代表近 700 人。

会议开幕式由华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科夏黎明、四川大学华西医院放射科部发宝教授主持。

心脏由于本身复杂的运动及呼吸的影响其磁共振检查在全身难度最大, 因此心脏磁共振检查在全世界范围内开展的不够广泛, 与临床日益增长的需求相矛盾, 国际心脏磁共振协会中国区委员会及中国医疗保健国际交流促进会心血管磁共振分会的成立无疑促进了这一领域的发展与提高, 对我国心脏磁共振临床应用与研究具有重要意义。

中国医疗保健国际交流促进会常委、副会长吕兆丰教授说心血管疾病是一种严重威胁人类生命健康的常见病, 具有高患病率和高死亡率等特点。近年来, 科学家们和医学家们正在努力攻坚克难, 产生了许多重大科研成果, 特别是磁共振成像技术不断改进, 不仅可以一站式了解宏观心血管解剖、心脏运动等, 还可以获取心肌灌注、心肌代谢等微观信息, 精准影像技术的运用使心血管疾病的预防和诊治水平不断提升, 有效降低了心血管疾病的死亡率。本次大会的主题“普及提高、交叉融合、引领创新”。我相信学会工作在各位专家的共同努力下会越办越好, 为健康中国奉献力量。