

Fusion multi-echo 3D-ultrashort echo time oxygen-enhanced T2* mapping for evaluating lung function

RONG Ping¹, YANG Xu¹, XIN Xiaoyan¹, FENG Qianqian¹, YANG Yang², LIN Zengping³,
ZHU Hongyan³, ZHOU Kefeng¹, YANG Wen^{1*}

(1. Department of Radiology, Nanjing Drum Tower Hospital, Affiliated Hospital of Medical School, Nanjing University, Nanjing 210008, China; 2. Beijing United Imaging Healthcare Co., Ltd., Beijing 100094, China; 3. Shanghai United Imaging Healthcare Co., Ltd, Shanghai 201807, China)

[Abstract] **Objective** To observe the value of fusion multi-echo 3D-ultrashort echo time (UTE) oxygen-enhanced T2* mapping for evaluating lung function. **Methods** Fifteen healthy volunteers were prospectively enrolled and underwent pulmonary 3D UTE T2* mapping under normoxic and hyperoxic (100% oxygen inhalation) conditions based on three TE. Pulmonary T2* values were calculated by fitting signal attenuation curves, and T2* values of the upper and lower lobes of the left lung, as well as upper, middle and lower lobes of the right lung were recorded. Then T2* values were normalized using spinal cord as a reference to calculate relative T2* (rT2*) values, and the median and interquartile range (IQR) of rT2* values were recorded, and the median and IQR of rT2* values of the whole lung and each lobe were compared between normoxic and hyperoxic conditions. **Results** The median of rT2* values of the whole lung under normoxic and hyperoxic conditions was 0.19 (0.17, 0.25) and 0.18 (0.16, 0.23), respectively, the median of rT2* values decreased under hyperoxic condition ($W = -72, P = 0.041$). IQR of rT2* values of the whole lung under normoxic and hyperoxic conditions was 0.10 ± 0.03 and 0.08 ± 0.02 , respectively, IQR of rT2* values decreased under hyperoxic condition ($t = 2.939, P = 0.011$). No significant difference of the median and IQR of rT2* values in each lung lobe was found between normoxic and hyperoxic conditions (all $P > 0.05$). **Conclusion** Fusion multi-echo 3D-UTE oxygen-enhanced T2* mapping could be used to non-invasively evaluate lung function.

[Keywords] lung; magnetic resonance imaging; oxygen-enhanced; prospective studies

DOI:10.13929/j.issn.1003-3289.2026.03.006

基于融合多回波 3D 超短回波时间氧气增强 T2* mapping 评估肺功能

荣萍¹, 杨旭¹, 辛小燕¹, 冯倩倩¹, 杨阳², 林增萍³, 朱红燕³, 周科峰¹, 杨雯^{1*}

(1. 南京大学医学院附属鼓楼医院医学影像科, 江苏 南京 210008; 2. 北京联影医疗科技有限公司, 北京 100094; 3. 上海联影医疗科技股份有限公司, 上海 201807)

[摘要] **目的** 观察融合多回波的 3D-超短回波时间(UTE)氧气增强 T2* mapping 用于评估肺功能的价值。 **方法** 前瞻性以基于 3 个 TE 的 3D-UTE 技术对 15 名健康志愿者采集常氧及高氧(吸入浓度 100% 氧气)条件下肺部 T2* mapping, 通过信号衰减曲线拟合计算肺部 T2* 值; 分别记录左肺上、下叶及右肺上、中、下叶 T2* 值, 以脊髓作为参照对 T2* 值进行归一化, 计算相对 T2* (rT2*) 值并记录其中位数及四分位距(IQR); 比较常氧与高氧条件下全肺及各肺叶 rT2* 值的中位数及其 IQR 差异。 **结果** 常氧及高氧条件下, 肺部 rT2* 值的中位数分别为 0.19(0.17, 0.25)及 0.18

[第一作者] 荣萍(1993—), 女, 江苏徐州人, 本科, 主管技师。研究方向: 医学影像新技术临床应用。E-mail: 2569886936@qq.com

[通信作者] 杨雯, 南京大学医学院附属鼓楼医院医学影像科, 210008。E-mail: 15805159169@163.com

[收稿日期] 2025-06-16 **[修回日期]** 2026-01-22

(0.16, 0.23), 高氧条件下 $rT2^*$ 值降低 ($W = -72, P = 0.041$); 常氧及高氧条件下肺部 $rT2^*$ 值的 IQR 分别为 0.10 ± 0.03 及 0.08 ± 0.02 , 高氧条件下 IQR 降低 ($t = 2.939, P = 0.011$)。常氧与高氧条件下各肺叶 $rT2^*$ 值的中位数及 IQR 差异均无统计学意义 (P 均 > 0.05)。结论 基于融合多回波 3D-UTE 氧气增强 $T2^*$ mapping 可无创评估肺功能。

[关键词] 肺; 磁共振成像; 氧气增强; 前瞻性研究

[中图分类号] R861.41; R445.2 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2026)03-0347-04

肺功能检查(pulmonary function test, PFT)是临床诊断与治疗呼吸系统疾病的关键环节,但难以精准定位病变,且部分患者配合度低。MRI 为重要影像学检查手段,但肺部质子密度低、磁敏感效应强、易受呼吸运动和心脏搏动影响及肺实质 $T2$ 极短,常规序列常于采集信号前即已发生显著衰减,导致其临床应用受限^[1]。3D-超短回波时间(ultrashort echo time, UTE)序列可利用小于 0.1 ms 的 UTE 而在信号衰减之前完成采集,有效捕捉肺组织短 $T2^*$ 信号;结合多回波采集能定量分析肺部 $T2^*$ 信号^[2],且对肺部微血管结构和氧合状态高度敏感^[3]。肺氧气增强 MRI (oxygen-enhanced MRI, OE-MRI)通过对比吸入高浓度氧气前、后的肺部信号强度评估肺部氧合功能及血流灌注状态。本研究观察融合多回波 3D-UTE 氧气增强 $T2^*$ mapping 用于评估肺功能的价值。

1 资料与方法

1.1 研究对象 前瞻性纳入南京大学医学院附属鼓楼医院于 2025 年 1 月—4 月招募的 15 名健康志愿者,男 6 名、女 9 名,年龄 23~76 岁、平均(42.1 ± 17.9)岁,均无吸烟史及呼吸系统疾病。本研究经医院医疗新技术临床应用伦理委员会批准(2025-01),检查前受检者均知情同意。

1.2 仪器与方法 采用联影 uPMR790 3.0 T PET/MR 扫描仪,以及 12 通道体部、32 通道脊柱线圈扫描肺部。嘱受检者检查前保持安静状态 2 h,检查时仰卧、上举双臂、自由呼吸,以腹部呼吸绑带监测其呼吸信号,于呼气末期稳定状态下以 3D UTE 序列采集 $T2^*$ mapping 数据;先行常氧(呼吸空气)条件下扫描,设 3 个 TE,并采用放射状 K 空间填充模式,参数:TR 3.2 ms, TE 0.10、1.30 及 2.23 ms,FA 3° ,层厚 4.0 mm,层间距 4.0 mm,层数 62,FOV 300 mm \times 350 mm,矩阵 123 \times 144,采集时间 1 min 44 s,层面内插值 1.5 倍;之后经呼吸面罩予以高浓度(100%)氧气 2 min,流量为 2~3 L/min,以相同序列及参数采集高氧条件下图像。扫描结束后采用三维快速傅里叶变换法重建图像。

1.3 数据处理 采用 ANTS 工具包(antsRegistrationSyN.sh)对常氧及高氧 $T2^*$ mapping

进行图像配准;利用开源软件 TotalSegmentator (<https://github.com/wasserrh/TotalSegmentator>)^[4] 自动分割肺实质和胸髓并进行 3D 标记,由 1 名具有 15 年影像学诊断经验的副主任医师加以手动校正。之后采用联影后处理工作站拟合衰减曲线,获得常氧及高氧条件下肺部 $T2^*$ 值,并利用 ITK-SNAP 软件将肺部区域 $T2^*$ mapping 叠加至 3D-UTE 结构像(第一回波图像)而获得 $T2^*$ mapping 伪彩图。拟合公式见公式(1):

$$S(t) = S(0) \times \exp(-t/T2^*) + S' \quad (1)$$

其中, $S(t)$ 代表在时间 t 采集的信号强度, $S(0)$ 代表初始信号强度, S' 代表因磁场及组织不均匀性所致信号衰减。

由上述医师分别于左肺上、下叶和右肺上、中、下叶勾画直径 8 mm 的圆形 ROI,记录其 $T2^*$ 值;以脊髓为参照对 $T2^*$ 值进行归一化,计算相对 $T2^*$ (relative $T2^*$, $rT2^*$)值,即肺部各体素 $T2^*$ 值与脊髓平均 $T2^*$ 值的比值。记录肺部 $rT2^*$ 值的中位数和四分位距(interquartile range, IQR)。

1.4 统计学分析 采用 GraphPad Prism 8 统计分析软件。以 $\bar{x} \pm s$ 表示符合正态分布的计量资料,行配对样本 t 检验;以中位数(上下四分位数)表示呈偏态分布者,行 Wilcoxon 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 肺部 $T2^*$ 信号 肺部不同区域 $T2^*$ 信号不同,靠近肺底及纵隔区域 $T2^*$ 信号较强,而靠近肺尖区域 $T2^*$ 信号较低;相比常氧条件下,高氧条件下肺部 $T2^*$ 信号较低。见图 1。

2.2 肺部 $rT2^*$ 值 15 名受检者中,相比常氧条件下,高氧条件下 12 名肺部 $rT2^*$ 值中位数降低、2 名升高、1 名不变,10 名肺部 $rT2^*$ 值的 IQR 降低、2 名升高、3 名不变,见表 1。常氧及高氧条件下肺部 $rT2^*$ 值中位数分别为 0.19(0.17, 0.25)及 0.18(0.16, 0.23),高氧条件下肺部 $rT2^*$ 值中位数降低 ($W = -72, P = 0.041$);常氧及高氧条件下肺部 $rT2^*$ 值的 IQR 分别为 0.10 ± 0.03 及 0.08 ± 0.02 ,高氧条件下肺部 $rT2^*$ 值 IQR 降低 ($t = 2.939, P = 0.011$)。

2.3 各肺叶 $rT2^*$ 值比较 常氧与高氧条件下各肺叶

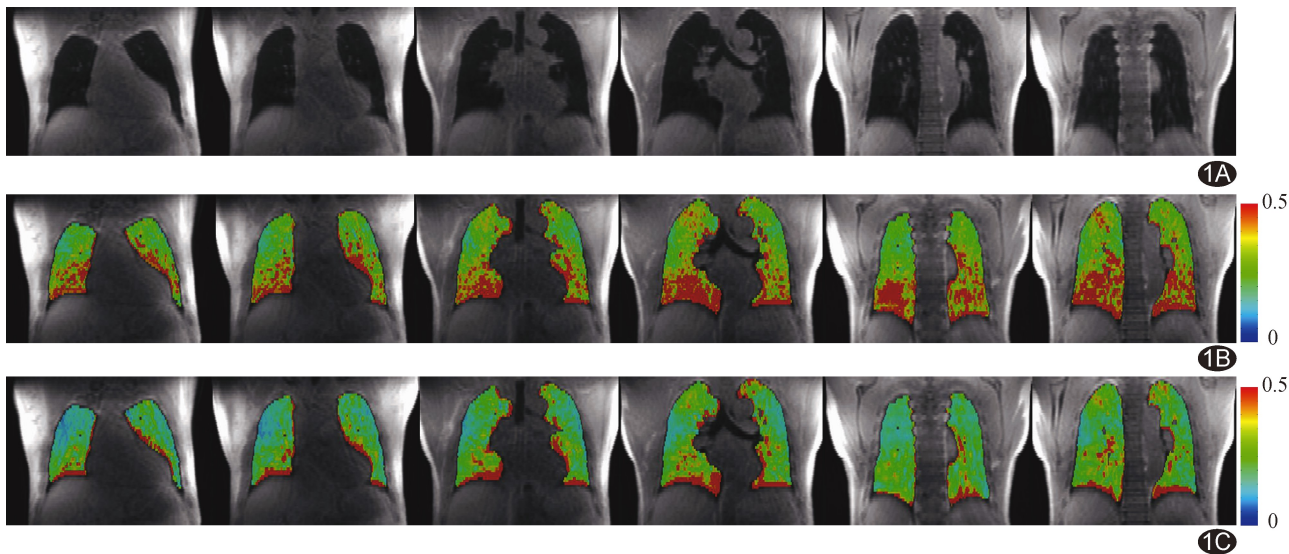


图 1 健康志愿者,男,34 岁 A. 常氧条件下肺部 3D-UTE 结构图; B,C. 常氧(B)及高氧(C)条件下肺部 T2* mapping 伪彩图

rT2* 值中位数 (P = 0.145~0.655) 及 IQR (P=0.104~0.997) 差异均无统计学意义,见表 2。

3 讨论

传统 PFT 主要反映全肺整体功能^[5],难以提供区域性功能信息。高分辨率 CT 可识别肺部细微形态学改变^[6],但存在电离辐射风险,且无法定量评估肺功能^[7]。MRI 具有无辐射、软组织对比度高、多参数成像等优势,用于评估区域性肺功能具有显著优势^[8]。超极化气体 MRI (如 ³He-MRI 和 ¹²⁹Xe-MRI) 能提供高分辨率通气与气体交换功能图像^[9],但设备昂贵、同位素气体成本高,且检查时需配套专用射频线圈及特殊采集序列^[10],使其临床应用受限。相比较而言,OE-MRI 技术无需特殊气体或硬件,操作简便,临床转化更具可行性。

肺组织具有短 T2* 及低质子密度特性^[11],常规

表 1 15 名受检者一般资料及肺部 rT2* 值分布

受检者序号	性别	年龄(岁)	体质量指数(kg/m ²)	中位数		IQR	
				常氧	高氧	常氧	高氧
1	女	41	19.29	0.19	0.18	0.08	0.06
2	女	35	20.70	0.23	0.21	0.12	0.10
3	男	28	25.25	0.15	0.16	0.05	0.06
4	女	57	28.89	0.21	0.25	0.11	0.13
5	女	54	25.39	0.15	0.14	0.06	0.06
6	男	68	26.73	0.30	0.21	0.15	0.09
7	男	27	18.94	0.17	0.16	0.07	0.06
8	男	34	27.44	0.29	0.25	0.15	0.11
9	女	76	28.09	0.25	0.23	0.13	0.12
10	女	70	25.39	0.22	0.17	0.10	0.07
11	女	30	18.35	0.18	0.17	0.08	0.08
12	女	30	18.82	0.19	0.18	0.07	0.07
13	女	29	22.22	0.26	0.24	0.13	0.11
14	男	29	21.63	0.18	0.16	0.11	0.08
15	男	23	23.37	0.15	0.15	0.07	0.06

表 2 常氧与高氧条件下 15 名受检者各肺叶 rT2* 值的中位数及 IQR 比较

状态	rT2* 值的中位数				
	左肺上叶	左肺下叶	右肺上叶	右肺中叶	右肺下叶
常氧	0.18±0.04	0.23±0.10	0.22±0.08	0.21±0.07	0.22±0.11
高氧	0.18±0.06	0.21±0.07	0.20±0.06	0.20±0.06	0.20±0.07
t 值	-0.456	1.354	1.543	0.666	1.181
P 值	0.655	0.197	0.145	0.516	0.257
状态	rT2* 值的 IQR				
	左肺上叶	左肺下叶	右肺上叶	右肺中叶	右肺下叶
常氧	0.04±0.03	0.06±0.04	0.04±0.02	0.05±0.02	0.05±0.03
高氧	0.04±0.03	0.05±0.03	0.04±0.03	0.05±0.03	0.04±0.02
t 值	0.004	1.321	-0.302	0.360	1.738
P 值	0.997	0.208	0.767	0.724	0.104

MR 序列难以有效成像。3D UTE 序列凭借 UTE (TE<0.1 ms) 显著提升了采集短 T2 组织信号效率,通过放射状 K 空间填充技术有效抑制呼吸运动伪影

并支持自由呼吸成像,可避免受检者屏气失败所致检查失败,尤其适用于慢性阻塞性肺疾病等肺功能严重受损者。HEIDENREICH 等^[12]基于 3D-UTE MRI 发现,囊性纤维化患者肺部通气不均匀性与其肺功能下降显著相关,提示以 3D-UTE MRI 观察肺通气分布对于评价呼吸系统疾病患者肺功能具有重要临床意义。

定量分析肺部 $T2^*$ 值可用于评估肺部氧合水平,对于诊断肺部疾病及监测疗效(如抗纤维化治疗)具有潜在价值^[13-14]。肺部 $T2^*$ 信号主要受肺泡气体与血液之间磁化率差异及肺组织微观结构的共同影响^[15];吸入高浓度氧气后,肺泡气体磁化率升高,导致气体与血液之间的磁化率差异增大,造成肺组织 $T2^*$ 值缩短。本研究采用 3D-UTE 序列采集肺部 $T2^*$ mapping,发现靠近肺底及纵隔区域 $T2^*$ 信号较强,与重力依赖性肺血流分布梯度相符合^[13]。因高氧条件下肺部 $T2^*$ 信号不均匀性降低,而脊髓组织在高浓度吸氧前、后的信号变化相对较小。考虑到个体间 $T2^*$ 值的异质性,本研究以脊髓组织作为参照对肺部 $T2^*$ 值进行归一化,结果显示高氧条件下全肺 $rT2^*$ 值的中位数及 IQR 均降低,提示肺实质氧合水平与均匀性均有效改善,推测与区域性微循环改善、肺泡-毛细血管膜气体交换效率提升等有关;而常氧与高氧条件下各肺叶 $rT2^*$ 值的中位数及 IQR 差异均无统计学意义,可能原因在于高氧状态下肺部相关变化主要表现为全肺整体性改变而非局限于某一肺叶。上述结果提示,基于 3D UTE 技术的氧气增强 $T2^*$ mapping 能直观显示肺组织氧合水平分布、定量评估肺血管调节功能与氧合代偿能力,可作为评估肺疾病患者肺功能和监测疗效的无创影像学工具。

综上,基于融合多回波的 3D-UTE 氧气增强 $T2^*$ mapping 能无创评估肺功能。但本研究样本量小,且均为健康志愿者,缺乏传统 PFT 结果,未分析局部肺血流差异等影响肺部 $T2^*$ 信号的混杂因素,且氧气增强 $T2^*$ mapping 的量化标准目前尚未统一;有待后续开展多中心、大样本研究并建立标准化成像与量化流程后进一步分析。

利益冲突:全体作者声明无利益冲突。

作者贡献:荣萍研究实施、统计分析、撰写文章;杨旭和冯倩倩查阅文献;辛小燕和周科峰审阅文章;杨阳、林增萍和朱红燕数据分析、修改文章;杨雯指导、修改文章。

[参考文献]

- [1] OHNO Y, OZAWA Y, KOYAMA H, et al. State of the art MR imaging for lung cancer TNM stage evaluation [J]. *Cancers (Basel)*, 2023, 15(3):950.
- [2] LIU H, ZHENG L, SHI G, et al. Pulmonary functional imaging for lung adenocarcinoma: Combined MRI assessment based on IVIM-DWI and OE-UTE-MRI[J]. *Front Oncol*, 2021, 11:677942.
- [3] SRINIVAS R K, GARG M, DEBI U, et al. Evaluation of dynamic contrast-enhanced and oxygen-enhanced functional lung magnetic resonance imaging in chronic obstructive pulmonary disease patients[J]. *Diagnostics (Basel)*, 2023, 13(23):3511.
- [4] WASSERTHAL J, BREIT H C, MEYER M T, et al. TotalSegmentator: Robust segmentation of 104 anatomic structures in CT images [J]. *Radiol Artif Intell*, 2023, 5(5):e230024.
- [5] 杨晓娜,高婷,周嘉鑫,等.慢性阻塞性肺疾病 CT 定量参数改变及其与肺功能指标的关系[J]. *中国医学影像技术*, 2024, 40(1):62-67.
- [6] 孔芳,段艳华,宋学林,等.高分辨率 CT 鉴别诊断良、恶性实性孤立性肺结节[J]. *中国医学影像技术*, 2021, 37(8):1168-1172.
- [7] GEFTER W B, LEE K S, SCHIEBLER M L, et al. Pulmonary functional imaging: Part 2: State-of-the-art clinical applications and opportunities for improved patient care[J]. *Radiology*, 2021, 299(3):524-538.
- [8] BORTOLOTTI C, PINTO A, BRERO F, et al. CT and MRI radiomic features of lung cancer (NSCLC): Comparison and software consistency[J]. *Eur Radiol Exp*, 2024, 8(1):71.
- [9] 潘淑豪.超极化气体磁共振成像在放射性肺损伤方面的研究进展[J]. *中国医学工程*, 2023, 31(11):69-73.
- [10] GARRISON W J, MUGLER J P 3rd, MATA J F, et al. Acquiring hyperpolarized ^{129}Xe magnetic resonance images of lung ventilation[J]. *J Vis Exp*. 2023, 21(201):10.3791/65982.
- [11] 王晓艳,张焱,程敬亮,等.零回波时间 3.0T MRI 用于检出肺结节[J]. *中国介入影像与治疗学*, 2023, 20(12):740-744.
- [12] HEIDENREICH J F, KUHL P J, GRUNZ J P, et al. Lung function in patients with cystic fibrosis before and during CFTR-modulator therapy using 3D ultrashort echo time MRI [J]. *Radiology*, 2023, 308(1):e230084.
- [13] KIM M, NAISH J H, NEEDLEMAN S H, et al. Feasibility of dynamic $T2^*$ -based oxygen-enhanced lung MRI at 3T[J]. *Magn Reson Med*, 2024, 91(3):972-986.
- [14] MCBENNETT K, MACASKILL C J, KESHOCK E, et al. Magnetic resonance imaging of cystic fibrosis: Multi-organ imaging in the age of CFTR modulator therapies [J]. *J Cyst Fibros*, 2022, 21(2):e148-e157.
- [15] TRIPHAN S M, BREUER F A, GENSLER D, et al. Oxygen enhanced lung MRI by simultaneous measurement of T1 and $T2^*$ during free breathing using ultrashort TE [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2015, 41(6):1708-1714.