

年龄和性别对健康成年人左心室各节段 T_2^* 值的影响

王文斌, 杨智, 李睿, 付兵, 杨大兴, 李春平

【摘要】 目的:探讨年龄、性别对健康成年人左心室各节段心肌 T_2^* 值的影响。**方法:**选取健康成年人共 35 例, 其中男 20 例, 女 15 例, 并分为青年组(≤ 44 岁, $n=10$), 中年组(45~59 岁, $n=15$) 和老年组(≥ 60 岁, $n=10$), 采用 3.0T MR 仪进行扫描, 采用 8 回波 T_2^* WI 成像序列进行心脏扫描, 随后将扫描序列导入到后处理软件中分别测量其左心室 16 节段的 T_2^* 值, 采用 Mann-Whitney U 检验及 Kruskal-Wallis H 检验, 比较男女以及各年龄组之间的差异。**结果:**男性左心室基底前间隔段(2 段)及左心室基底下间隔段(3 段) T_2^* 值低于女性, 差异具有统计学意义($Z=-4.141, P=0.000; Z=-3.137, P=0.002$); 左心室前壁(1 段)、左心室中间下间隔段(9 段)、及左心室心尖外侧段(16 段) T_2^* 值中, 健康中年人 $>$ 健康老年人 $>$ 健康青年人, 差异均有统计学意义($\chi^2=11.167, P=0.04; \chi^2=6.842, P=0.033; \chi^2=13.274, P=0.001$); 左心室心尖下段(15 段) T_2^* 值中, 健康老年人 $>$ 健康中年人 $>$ 健康青年人 T_2^* 值, 差异有统计学意义($\chi^2=12.578, P=0.001$); 其余节段心肌在不同性别以及各年龄组上差异均无统计学意义($P>0.05$)。**结论:**男性和女性健康成年人左心室基底前间隔段(2 段)及下间隔段(3 段) T_2^* 值存在差异。不同年龄段成年人左心室前壁(1 段)、左心室中间下间隔段(9 段)、左心室心尖下段(15 段)及左心室心尖外侧段(16 段) T_2^* 值存在差异; 其余各心肌节段 T_2^* 值在不同性别以及各年龄组间无显著差异。

【关键词】 心脏; 磁共振成像; T_2^* ; 心室节段; 心肌**【中图分类号】** R445.2; R322.11 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)03-0281-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.03.008

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Effect of age and gender on T_2^* values of left ventricular segments in healthy adults WANG Wen-bin, YANG Zhi, LI Rui, et al. Department of Radiology, Chengdu Fifth People's Hospital, Chengdu 611130, China

【Abstract】 Objective: The aim of this study was to research the effects of different age and gender groups on the T_2^* value of left ventricular segments in healthy adults. **Methods:** A total of 35 healthy adults were enrolled in the study, including 20 males and 15 females, which were divided into young group (≤ 44 , $n=10$), middle-aged group (45~59, $n=15$) and the elderly group (over 60 years old, $n=10$). The T_2^* values of the 16 segments of the left ventricle were measured by 3.0T MRI 8 echoes T_2^* WI sequence. The differences between different gender and age groups were compared by using Mann-Whitney U test and Kruskal-Wallis H test. **Results:** The T_2^* value of the left ventricular basal anteroseptal (2 segments) and basal inferoseptal (3 segments) of the male group is lower than that of the female group, the difference was statistically significant ($Z=-4.141, P=0.000; Z=-3.137, P=0.002$); The T_2^* value of the left ventricular basal anterior (1 segments), mid inferoseptal (9 segments) apical lateral (16 segments) of normal middle-aged people was higher than that of normal elderly group and the normal young group ($\chi^2=11.167, P=0.04; \chi^2=6.842, P=0.033; \chi^2=13.274, P=0.001$). The T_2^* value of the left ventricular apical inferior (15 segments) of normal elderly people was higher than that of normal middle-aged, and higher than that of the normal young; the differences were both statistically significant ($\chi^2=12.578, P=0.001$). **Conclusions:** There was a gen-

作者单位: 611130 成都, 成都市第五人民医院放射科(王文斌、杨智、付兵、杨大兴); 637100 四川, 川北医学院(李睿、李春平)

作者简介: 王文斌(1991-), 男, 湖南常德人, 硕士, 住院医师, 主要从事胸部影像学研究。

通讯作者: 李春平, E-mail: lichunping1@163.com

基金项目: 四川省医学科研青年创新课题计划(Q15023); 四川省医学会项目(S15013)

der difference in T_2^* values of the normal left ventricular basal anteroseptal (2 segments) and basal inferoseptal (3 segments). There were age differences in T_2^* values of the normal left ventricular basal anterior (1 segments), mid inferoseptal (9 segments), apical inferior (15 segments) and apical lateral (16 segments) in this study. The rest of the myocardial segments T_2^* value had no significant difference in gender and age.

【Key words】 Heart; Magnetic resonance imaging; T_2^* ; Ventricular segments; Myocardium

T_2^* WI 序列是心脏磁共振 (cardiovascular magnetic resonance, CMR) 成像的新技术之一, 与 T_2 弛豫通过自旋回波来采集信号的方式不同, T_2^* 弛豫是通过梯度回波来采集信号。CMR T_2^* WI 序列对微小的磁场不均匀性的改变都能敏感地检测, 从而提高对心肌微小病变的检出率; 另一方面, 通过定量测定组织结构 T_2^* 值可以间接反映组织细胞生化成分的变化, 不仅可以用作某些疾病的早期诊断, 更能用于某些疾病的定量诊断。本研究旨在研究健康成年人左心室 16 节段的 T_2^* 值的差异, 以及年龄和性别对 T_2^* 值的影响。

材料与方法

1. 一般资料

搜集 2015 年 1 月—2016 年 12 月在川北医学院附属医院健康体检的人员。纳入标准: ①所有志愿者均为窦性心律, 无心绞痛和心肌梗死病史, 经病史采集、实验室检查、心血管专科检查排除各种心肺疾病, 如高血压、冠状动脉粥样硬化性心脏病、肺心病等, 以及肾病、甲状腺疾病、糖尿病等; ②在行心脏磁共振检查 24h 前未服用 β -受体阻滞剂、防心绞痛药物、香烟、茶叶及咖啡等。排除标准: ①不适宜做心脏 MRI 检查的患者, 如无法进行呼吸控制的患者; ②MRI 检查禁忌症: 如幽闭恐惧症者; 体内安置顺磁性金属物体者; 排除因呼吸因素造成的图像模糊, 或者扫描层面的变化造成左心室心肌显示不全的病例。共纳入 35 例, 其中男 20 例, 女 15 例, 年龄 24~65 岁, 平均 (50.9 ± 17.7) 岁。按照世界卫生组织年龄划分标准, 将其分为青年组 (≤ 44 岁, $n=15$), 中年组 (45~59 岁, $n=10$) 和老年组 (≥ 60 岁, $n=10$)。本研究经本院伦理委员会批准。

2. 磁共振检查

采用 GE Discovery3.0T 超导型磁共振扫描仪 MR 750, 32 通道体部表面线圈; 采用磁共振兼容的矢量心电图控; 呼吸门控放于腹部呼吸幅度最大处。受检者取仰卧位足先进, 胸骨中份 (约平两乳头连线处) 对齐线圈中央, 在呼气末屏气扫描。常规扫描分别采用三平面定位扫描、屏气校准扫描及快速自由稳态平衡进动序列 (fast imaging employing steady-state ac-

quisition, FIESTA), 呼吸导航回波触发。

扫描流程: ①通过三平面定位序列获得冠状面定位像, 并对图像进行屏气校准扫描, 将扫描线垂直于身体轴位, 且通过心脏中部, 通过单次呼气末屏气, 扫描获取标准横轴面图像; ②在标准横轴面图像中, 将扫描线平行于室间隔, 通过单次呼气末屏气, 扫描获取类四腔心图像; ③在类四腔心图像中, 将扫描线连接心尖至二尖瓣瓣口闭合处, 通过单次呼气末屏气, 扫描获取左心室长轴位图像; ④在左室长轴位图像中, 将扫描线垂直心尖至二尖瓣瓣口闭合处的连线, 通过单次呼气末屏气, 扫描获取一层左心室短轴位图像 (非标准); ⑤结合左心室长轴位图像及左心室短轴位图像 (非标准), 通过单次呼气末屏气, 扫描获取一层标准四腔心图像。⑥结合左心室长轴位图像及标准四腔心图像, 通过多次呼气末屏气, 扫描获取多层标准左心室两腔心图像, 再应用 T_2^* WI 序列获取标准短轴 T_2^* 图像。

T_2^* WI 序列: T_2^* WI 序列为梯度回波序列, TR 12.4 ms, TE 分别为 1.1 ms、2.4 ms、3.8 ms、5.1 ms、6.4 ms、7.8 ms、9.1 ms、10.4 ms, 层厚 8 mm, 层间距 0, 翻转角 20° ; 激励次数为 1; 带宽为 62.50 kHz, Freq FOV 38 mm, phase FOV 0.8 mm, 矩阵 256×256 ; 扫描分 3 次屏气完成, 扫描时间为 39 s。

3. 图像评估

对所获取的心脏 T_2^* 图像由两名有经验的心血管 MRI 诊断医师进行主观评估, 以意见一致作为评估结果。0 级, 无法测量 T_2^* 值, I 级较差, II 级较好, III 级很好。两位医师均用盲法, 共同观察分析, 认为所获图像为 II 级或 III 级者纳入分析, 否则将重新行 T_2^* 扫描以获取 II 级或 III 级图像质量进行分析。

4. T_2^* 值的测量分析

根据美国心脏协会 (American Heart Association, AHA) 2002 年提出的标准化心肌分段法^[1], 在心脏舒张期分别以二尖瓣游离缘、乳头肌中点和乳头肌远端为解剖标记, 将左心室心肌划分为左心室基底部、左心室中部及左心室心尖部, 在左心室基底部及左心室中部分别平均分成 6 段、在左心室心尖部将图像平均分成 4 段, 再加上心尖段, 共计 17 段 (图 1、2)^[1], 由于在短轴位上无法显示心尖段, 故分析 16 段; 在左心室基底部、左心室中部及左心室心尖部分别选取 3 层,

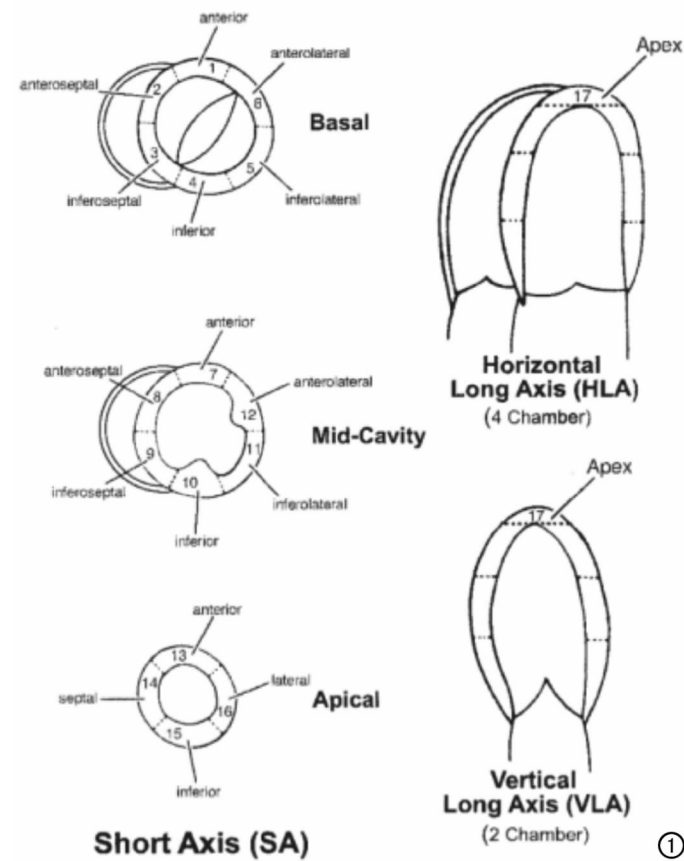


图 1 心室短轴位(short-axis, SA)、垂直长轴位(vertical long-axis, VLA, 相当于两腔心层面)、水平长轴位(horizontal long-axis, HLA, 相当于四腔心层面)示意图。注:在短轴位进行左心室 17 节段划分时,该示意图可以为心室基底部(二尖瓣游离缘)、心室中部(乳头肌)及心尖(乳头肌远端)提供名称、位置及解剖学标记。

每一层图像中获取图像 8 幅,分别代表 8 个不同 TE 时间对应的图像(图 3);再通过专业软件(Thalassemia tools, a plug-in of CMR tools, Cardiovascular Imaging Solutions, London, 2013 版)分别测量左心室 16 段心肌 T_2^* 值,在测量中去除回波时间为 9.1 ms 及 10.4 ms 的图像,即截尾模式(the truncation model)^[2-3](图 4);重复测量 2 次,取其平均值。

5. 统计学分析

采用 SPSS 17.0 软件进行统计学分析。计量资料均不符合正态分布,以中位数(四分位数)即 $M(Q1, Q3)$ 表示,采用 Mann-Whitney U 检验分析左心室 16 段 T_2^* 值在不同性别之间的差异;采用 Kruskal-Wallis H 检验比较左心室 16 段 T_2^* 值及平均 T_2^* 值在各年龄组之间的差异。假设检验统一采用双侧检验,计算相应的检验统计量及 P 值的大小,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结果

35 名健康成年人左心室 T_2^* WI 图像上基本显示清晰、完整,部分图像在心肺交界区,即左心室下壁及下侧壁信号衰减比较严重,出现磁敏感伪影,但是通过截尾模式处理,基本上能控制伪影的影响。正常心脏在 T_2^* WI 上表现为心肌均匀中等信号,边界清晰。信号衰减曲线显示较为平滑、规整。

男、女健康成年人左心室 16 段 T_2^* 值比较发现,基底部前间壁(2 段)及下间壁(3 段) T_2^* 值男性 $<$ 女性($Z = -4.141, P = 0.000; Z = -3.137, P = 0.002$),见图 5;余 14 节段差异无统计学意义。前壁(1 段)、中间下间隔段(9 段)及心尖外侧段(16 段) T_2^* 值中年人 $>$ 老年人 $>$ 青年人,心尖下段(15 段) T_2^* 值老年人 $>$ 中年人 $>$ 青年人($\chi^2 = 11.167, P = 0.04; \chi^2 = 6.842, P = 0.033; \chi^2 = 13.274, P = 0.001$),见图 6。

讨论

心脏 T_2^* WI 成像是近些年出现的一种新技术,以血氧水平依赖(blood oxygen level dependent, BOLD)作为 T_2^* 值变化的理论依据。血红蛋白因氧合状态的不同而具有不同的磁性特点,含氧血红蛋白具有抗磁性,而去氧血红蛋白具有强顺磁性,血中去氧血红蛋白增加将造成周围局部组织磁场的均匀,在血管周边及内部产生磁场,从而缩短横向弛豫时间, T_2^* 值降低,其图像变暗。当氧合/去氧血红蛋白

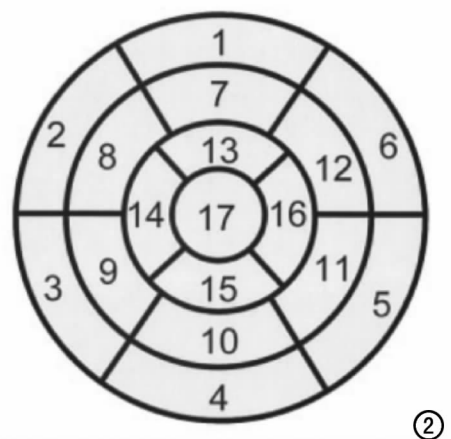


图 2 短轴位左心室 17 节段分区示意图。左心室节段具体命名分别为:1—基底前段、2—基底前间隔段、3—基底下间隔段、4—基底下段、5—基底下外侧段、6—基底前外侧段、7—中间前段、8—中间前间隔段、9—中间下间隔段、10—中间下段、11—中间下外侧段、12—中间前外侧段、13—心尖前段、14—心尖间隔段、15—心尖下段、16—心尖外侧段、17—心尖段。

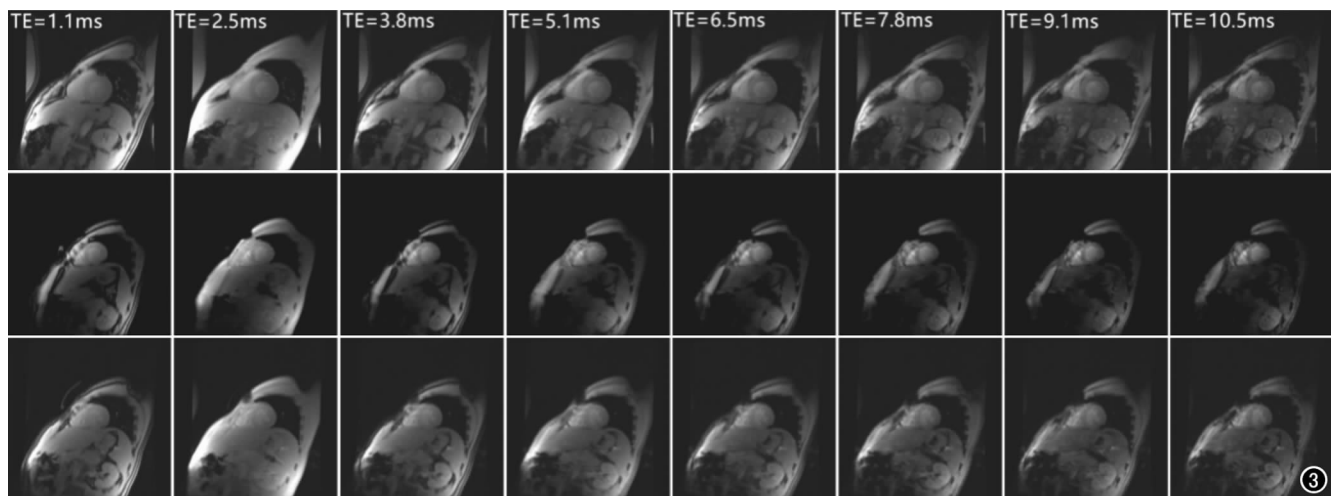


图3 男,27岁,正常心脏 T_2^* WI 图像。第一行表示左心室基底部;第二行表示左心室中部,第三行表示左心室心尖部。

比例升高或者去氧血红蛋白含量下降时, T_2^* 值增高, MRI 信号增强^[2,4]。因此,通过 T_2^* 值的变化,可以作为确切的量化的指标,便可以定量评价心肌生理或病理状态的改变。在本研究中,选择 T_2^* WI 短轴位成像,是由于心肌内毛细血管的走行是平行于心肌纤维这种特殊的解剖学关系所决定的,在考虑心肌内血池容积时,由于在心肌内毛细血管的容积占据了心肌内血池容积的 90% 以上,故而在心肌内的静脉血管含量少于 10%^[5],这也将提示在心肌 BOLD 效应中,心肌内毛细血管起着主导地位。

本研究中,发现在健康成年人中,女性左心室心肌基底部前间隔段(2 段)及下间隔段(3 段) T_2^* 值高于男性;在左心室前壁(1 段)、左心室中间下间隔段(9

段)及左心室心尖外侧段(16 段) T_2^* 值中,中年人 > 老年人 > 青年人;左心室心尖下段(15 段) T_2^* 值比较,老年人 > 中年人 > 青年人;其差异的主要原因可能与心肌毛细血管密度、血氧饱和度等生理生化指标相关;对比之前的研究报道^[6],并未具体在性别及年龄组上对左心室 16 节段各段进行比较。

在本研究中,不同年龄组左心室 T_2^* 值在 1 段、9 段、15 段及 16 段中差异具有统计学意义;这与之前 Kirk 等^[7]对于年龄对 T_2^* 值影响的研究不一致;笔者认为,主要是由于各自采用测量方法的不同,对于 Kirk 等^[7]采用的是测量单层左心室短轴位室间隔段,而并未将左心室各段进行详细划分成 16 段来测量其

T_2^* 值;而对于平均 T_2^* 值,在性别及年龄上差异无统计学意义,本研究测得 T_2^* 值为 32.19 ms (30.37 ms, 35.24 ms),而在国外的研究者其各自主要参数及结果详情见表 1。Story 等^[8]及 O'Regan 等^[9]也仅在单层面室间隔部分测量 T_2^* 值,并不能完全代表左心室整体的情况,由于本研究采用是左心室三层面 16 段分别测量的方法,这样将更准确的代表左心室的 T_2^* 值,从而能更加准确反映左心室的供血情况。当然,该方法容易受心脏静脉^[10]及心肺交界区伪影^[11]的影响。

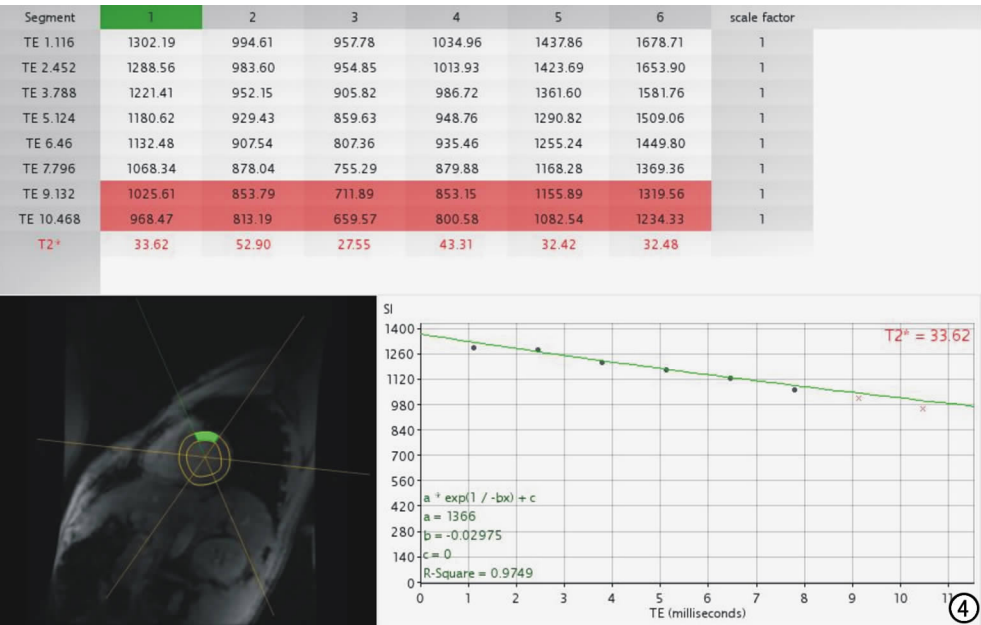


图4 男,27岁,正常心脏。CMRTOOLS 分析结果,删除 TE 为 9.1ms 及 10.5ms 的图像,显示左心室基底部前壁 T_2^* 值为 33.62 ms。

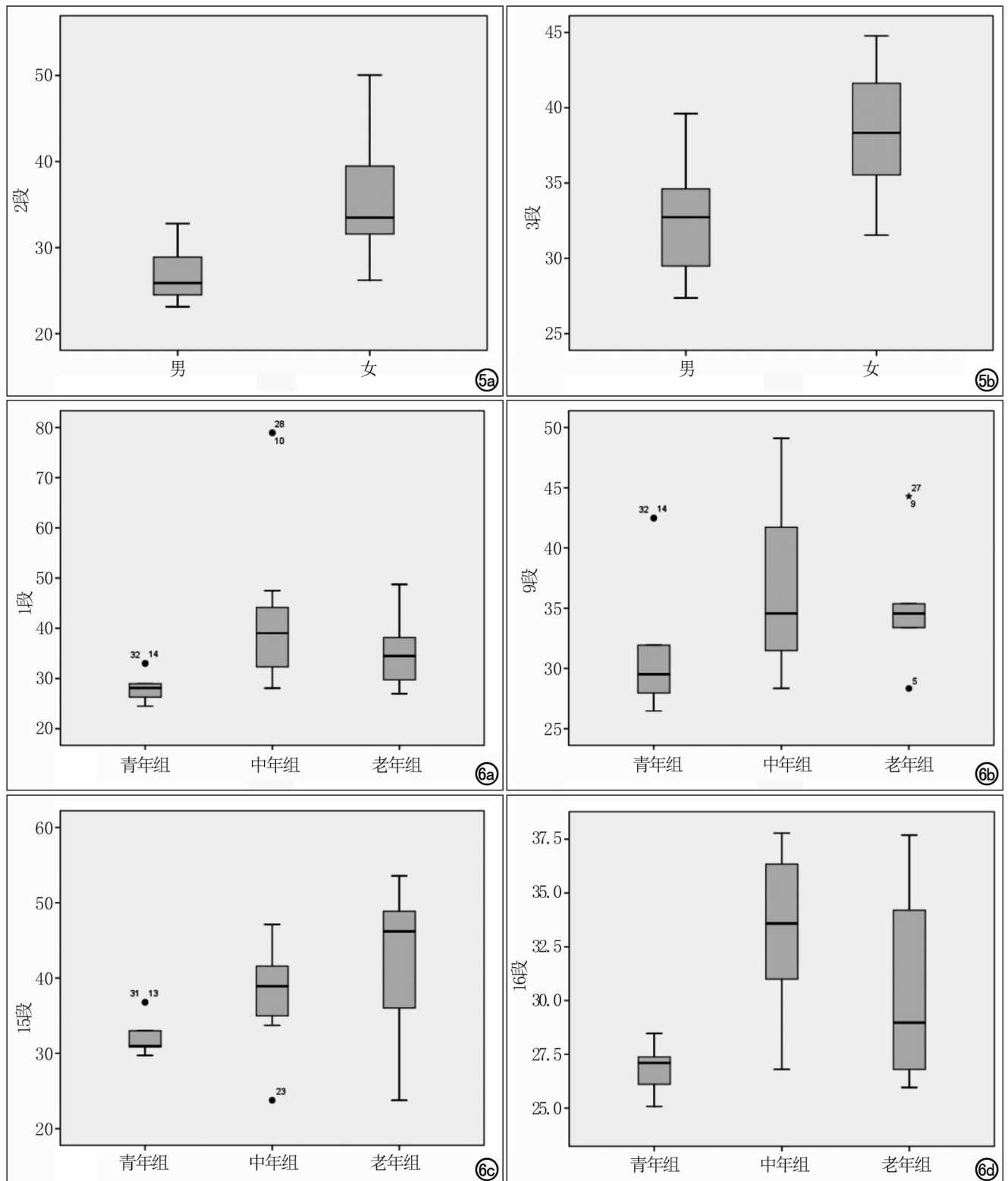


图5 男、女性左心室2、3节段 T_2^* 值比较的箱线图。a) 男性左心室底部前间壁(2段) T_2^* 值低于女性; b) 男性左心室底部下间壁(3段) T_2^* 值低于女性。图6 青、中及老年人左心室1、9、15及16节段 T_2^* 值比较的箱线图。a) 左心室前壁(1段) T_2^* 值中年人 > 老年人 > 青年人; b) 左心室中间下间隔段(9段) T_2^* 值中年人 > 老年人 > 青年人; c) 左心室心尖下段(15段) T_2^* 值老年人 > 中年人 > 青年人; d) 左心室心尖外侧段(16段) T_2^* 值中年人 > 老年人 > 青年人。

表1 T₂^{*} 主要参数及正常人平均 T₂^{*} 值

第一作者;年份	CMR 技术	男/女	年龄范围; 平均年龄(岁)	平均 T ₂ [*] x±s(ms)
Story ^[8] ;2007	3.0T,GRE,8 回波(1.6~10.4) ms,ΔTE≈1.26ms	10:10	20~41;26.1	33.3±8.3
O'Regan ^[9] ;2008	3.0T,GRE,8 回波(1.15~8.05) ms,ΔTE≈0.99ms	9:3	27~49;39	27.3±6.4
Kirk ^[7] ;2010	1.5T,GRE,8 回波(2.6~16.74)ms,ΔTE≈2.02ms	38:25	18~77;42.3±14.6	36.3
Pepe ^[13] ;2006	1.5T,GRE,9 回波(2.2~20.3)ms,ΔTE=2.26ms	14:6	—;33±9	36.4±6.7
Anderson ^[14] ;2001	1.5T,GRE,8 回波(2.2~20.1)ms,ΔTE=2.26ms	9:6	26~39;31±3.7	52±16

注:ΔTE=回波间距。

根据文献报道^[11],适当减小初始 TE 值,缩短回波间距,虽然会导致信噪比的降低,但是能减少磁敏感伪影的出现,采用截尾模式处理,即删除回波链中较大的两个 TE 值,从而避免因信号衰减导致的背景噪声对 T₂^{*} 值的低估。有研究报道^[12],在使用截尾模式后,采用黑血序列及亮血序列在对 T₂^{*} 的测量上差异并无统计学意义,故笔者均采用亮血序列测量 T₂^{*} 值的大小,以及采用呼气末屏气扫描,减少在膈纵膈隐窝产生的磁敏感伪影^[4],通过以上处理手段可以有效减少伪影的出现。

在本实验中,兴趣区(region of interest,ROI)选用全层面心肌,由于在心肌中,毛细血管为心肌内血池的主要成分,而人体的其他脏器,如肝脏、胰腺、大脑等,由于其中还有较大的动、静脉穿行,T₂^{*} 值的测量受 ROI 的影响较大,因此,ROI 的选择对心肌 T₂^{*} 值的测量影响相对较小,然而在进行心肌分段时,可能会导致 ROI 的改变,而出现测量偏移。

本研究的不足:样本量相对较小;扫描过程中不可避免的受到心脏表面大静脉及心肺交界区伪影的影响;以及在应用 T₂^{*} WI 成像时,考虑到检查的无创性、受试者的依从性及对于药物剂量的控制等问题,仅仅进行了静息态 T₂^{*} WI 成像,而未进行药物负荷态 T₂^{*} WI 成像;因此在临床开展相关实验的过程中,应该考虑到相关因素,这样测量所得的 T₂^{*} 值才能更加准确的代表组织器官的病理或生理状态。

参考文献:

[1] Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association[J]. Circulation, 2002, 105(4): 539-542.

[2] Manka R, Paetsch I, Schnackenburg B, et al. BOLD cardiovascular magnetic resonance at 3.0 Tesla in myocardial ischemia[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2010, 12: 54.

[3] He T, Zhang J, Carpenter J, et al. Automated truncation method for myocardial T₂^{*} measurement in thalassemia[J]. J Magnetic Resonance Imaging, 2013, 37(2): 479-483.

[4] Wacker CM, Bock M, Hartlep AW, et al. Changes in myocardial oxygenation and perfusion under pharmacological stress with dipyridamole: assessment using T₂^{*} and T₁ measurements[J]. Magn Reson Med, 1999, 41(4): 686-695.

[5] Kaul S, Jayaweera AR. Coronary and myocardial blood volumes: noninvasive tools to assess the coronary microcirculation? [J]. Circulation, 1997, 96(3): 719-724.

[6] Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER, et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children[J]. J Cardiovascular Magnetic Resonance, 2015, 17(1): 29.

[7] Kirk P, Smith GC, Roughton M, et al. Myocardial T₂^{*} is not affected by ageing, myocardial fibrosis, or impaired left ventricular function[J]. J Magnetic Resonance Imaging, 2010, 32(5): 1095-1098.

[8] Storey P, Thompson AA, Carqueville CL, et al. R2* imaging of transfusional iron burden at 3T and comparison with 1.5T[J]. J Magnetic Resonance Imaging, 2007, 25(3): 540-547.

[9] O'Regan DP, Callaghan MF, Fitzpatrick J, et al. Cardiac T₂^{*} and lipid measurement at 3.0T-initial experience[J]. Eur Radiology, 2008, 18(4): 800-805.

[10] Reeder SB, Faranesh AZ, Boxerman JL, et al. In vivo measurement of T₂^{*} and field inhomogeneity maps in the human heart at 1.5T[J]. Magn Reson Med, 1998, 39(6): 988-998.

[11] Atalay MK, Poncelet BP, Kantor HL, et al. Cardiac susceptibility artifacts arising from the heart-lung interface[J]. Magn Reson Med, 2001, 45(2): 341-345.

[12] He T, Gatehouse PD, Smith GC, et al. Myocardial T₂^{*} measurements in iron-overloaded thalassemia: an in vivo study to investigate optimal methods of quantification[J]. Magn Reson Med, 2008, 60(5): 1082-1089.

[13] Pepe A, Positano V, Santarelli MF, et al. Multislice multiecho T₂^{*} cardiovascular magnetic resonance for detection of the heterogeneous distribution of myocardial iron overload[J]. J Magn Reson Imaging, 2006, 23(5): 662-668.

[14] Anderson LJ, Holden S, Davis B, et al. Cardiovascular T₂-star (T₂^{*}) magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload[J]. Eur Heart J, 2001, 22(23): 2171-2179.

(收稿日期:2018-06-30 修回日期:2018-09-10)