

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.11.011

医学影像物理

## 自门控心脏磁共振成像技术的发展与应用

李硕<sup>1,2</sup>, 朱艳春<sup>2</sup>, 高嵩<sup>1</sup>, 谢耀钦<sup>2</sup>

1. 北京大学医学部医学影像物理实验室, 北京 100191; 2. 中国科学院深圳先进技术研究院生物医学与健康工程研究所, 广东 深圳 518055

**【摘要】**主要介绍自门控技术在心脏磁共振成像(CMRI)中的发展与应用。传统CMRI一般需要通过心电信号结合屏气或呼吸监控技术进行采集。然而,受到强磁场和电磁信号的干扰,以及患者自身生理特征等影响,心电信号有时会失真。屏气采集不适用于老年和儿童患者,以及一些患有呼吸疾病的患者。呼吸监控采集方法又会干扰稳态序列。因此,非心电门控的自由呼吸CMRI具有潜在需求。自门控技术可以从原始采集数据中提取心脏和呼吸运动信号,因而被广泛研究。本文首先介绍当前CMRI技术,然后从理论基础、脉冲序列设计、自门控信号提取以及图像重建4个方面详细阐述自门控CMRI技术的发展,最后对其应用前景进行展望。

**【关键词】**自门控技术;心电门控;心脏磁共振成像;脉冲序列;k空间

**【中图分类号】**R312;R455.2

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2016)11-1134-10

## Development and application of self-gated cardiac magnetic resonance imaging technique

LI Shuo<sup>1,2</sup>, ZHU Yanchun<sup>2</sup>, GAO Song<sup>1</sup>, XIE Yaoqin<sup>2</sup>

1. Medical Imaging Physics Laboratory, Peking University, Beijing 100191, China; 2. Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China

**Abstract:** The development and application of self-gated (SG) technique in cardiac magnetic resonance imaging (CMRI) is mainly introduced in the paper. Generally, the electrocardiogram (ECG) signal in combination with a breath-hold or a respiratory monitor is required for traditional CMRI acquisition. However, in some cases, ECG signals are unreliable because of the influence of the high-intensity magnetic field, electromagnetic signal, and physiological abnormalities of the patient. Breath-hold acquisition is not suitable for elderly patients, pediatric patients, and patients who suffer from respiratory diseases. Respiratory monitor acquisition technique would disrupt the steady state. Therefore, an ECG-free free-breathing CMRI technique is required. SG technique is widely researched because SG technique can extract cardiac and respiratory signals from original acquired data. The present CMRI techniques are firstly introduced in the paper. Secondly, the development and application of SG technique in CMRI are introduced from four aspects, including basic theory, pulse sequence design, SG signal extraction and image reconstruction. Thirdly, the future development and clinical application of SG in CMRI is prospected.

**Keywords:** self-gated; electrocardiogram gated; cardiac magnetic resonance imaging; pulse sequence; k-space

**【收稿日期】**2016-06-23

**【基金项目】**国家自然科学基金(61401451,61671026);广东省影像引导治疗技术创新团队(2011S013);北京市自然科学基金(7162112);深圳市基础研究项目(JCYJ20140417113430726);深圳市南山区项目(KC2014JSQN0001A)

**【作者简介】**李硕,硕士研究生,研究方向:心脏磁共振成像、磁共振成像脉冲序列设计等, E-mail: lishuo27@hsc.pku.edu.cn;朱艳春,博士,助理研究员,研究方向:心脏磁共振成像、磁共振骨成像、快速磁共振成像等, E-mail: yc.zhu@siat.ac.cn

**【通信作者】**高嵩,博士,教授,博士生导师,研究方向:医学影像物理学等, E-mail: gaoss@pku.hsc.edu.cn;谢耀钦,博士,研究员,博士生导师,研究方向:CT成像技术、医学图像的处理和分析、肿瘤放射物理学等, E-mail: yq.xie@siat.ac.cn

## 前言

心脏磁共振成像(Cardiac Magnetic Resonance Imaging, CMRI)是采用MRI手段对心脏进行成像检查的一种技术,在评价房室结构和心肌功能以及心血管疾病等临床诊断方面有着广泛应用<sup>[1-2]</sup>。由于MRI时间较长,受运动影响较大,CMRI面临的一个核心问题是心脏和呼吸运动,对其运动进行准确监控是实现CMRI的主要思路。

传统CMRI对于心脏运动的监控主要是通过心

电信号(ECG)实现, ECG信号应用于监控心脏运动进行成像的方法主要有两类: 回顾性门控和前瞻性触发。回顾性门控是指同时获得k空间数据和ECG信号, 然后将采集到的k空间数据依据ECG信号等分到各个心脏相位上, 最后进行各心脏相位的图像重建。前瞻性触发是指提前设置好采集的时间窗大小, 利用ECG信号的R波作为触发时间点, 采集预先设定好的时间段的k空间数据。然而ECG信号易受到强磁场、快速切换的梯度场以及射频脉冲的干扰<sup>[3]</sup>, 磁流体动力学效应也可能引起ECG信号记录不稳定<sup>[4]</sup>, 这些都导致扫描中检测到的ECG信号不能准确反映心脏运动。如果扫描中发现ECG信号异常, 还需要重新调整ECG电极的位置, 增加检查时间和操作的复杂性。对于身体特征畸形的患者和胎儿而言, 获得准确有效的ECG信号并不容易。失真的ECG信号会导致各心脏相位的k空间数据混乱, 引入心脏运动伪影, 影响重建图像质量。尽管很多方法用于解决ECG信号失真的问题(如采用向量ECG技术<sup>[5]</sup>、光纤传导技术<sup>[6]</sup>等), 基于ECG的CMRI仍旧在临床中普遍应用。由ECG引起的失火造成患者烧伤也有文献报道<sup>[7-8]</sup>。基于回波平面成像的快速实时成像技术能够实现无需ECG的CMRI, 但其在时间分辨率和空间分辨率上仍然面临瓶颈、信噪比差, 因此很少被用于实际临床CMRI中<sup>[9]</sup>。

对于呼吸运动问题, 主要有两类解决方法: 屏气扫描和自由呼吸下的呼吸监控技术。屏气扫描要求患者多次同一位置屏气来实现磁共振(MR)数据采集。然而不是所有患者都能够长时间屏气, 例如一些老年患者、儿童患者以及患有呼吸疾病的患者<sup>[10]</sup>。此外, 由于患者多次屏气的位置很难保持一致, 因此往往会有层间误差<sup>[11]</sup>。自由呼吸下的呼吸监控技术是通过外源性设备实时监控患者的呼吸运动状态, 根据呼吸运动位置来控制MR数据采集。一般情况下, 都是在一个既定的呼吸幅度阈值内采集MR数据, 即呼吸门控的方法, 对阈值内的MR数据进行重建<sup>[12]</sup>。虽然该技术可以实时监控患者的自由呼吸运动, 然而该监控信号并不能真正反映呼吸运动对心脏位置的影响<sup>[13]</sup>。此外, 呼吸门控的采集方法会打破稳态, 不利于实现稳态自由进动(SSFP)序列的应用。

为了克服传统CMRI技术的缺点, 众多学者都在致力于研发一种无需ECG和呼吸监控等外源设备的自由呼吸下的CMRI技术。自门控技术利用k空间数据直接提取心脏和呼吸运动信号, 不需要额外的监控设备和数据采集, 因而具有巨大潜在研究与应

用价值。本文将从理论基础、脉冲序列设计、自门控信号提取以及图像重建4个方面介绍自门控技术在CMRI领域中的发展与应用。

## 1 自门控技术

自门控技术早期又被称为“无线”技术, 是指从原始k空间数据中直接采集或提取出可以反映心脏和呼吸运动的信号, 代替传统外源性监测信号(如ECG信号、呼吸信号等), 然后依据自门控信号重建图像。与传统外源性监控相比, 自门控信号能够直接并更加准确地反映心脏和呼吸运动。

按照提取运动信号类型的不同, 自门控技术可以分为: 心脏自门控技术和呼吸自门控技术, 在应用中有时独立使用, 有时二者结合使用。按照自门控数据用途的不同, 自门控技术可以分为: 回顾性自门控技术和前瞻性自门控技术。早期的自门控概念由Kim等<sup>[14]</sup>和Spraggins<sup>[15]</sup>提出, 基本思路都是在传统CMRI脉冲序列中插入零相位编码步, 所采集到的回波信号数据对应于k空间中心线, 该行数据的一维傅里叶变换即为成像空间的投影数据, 通过重复交替采集零相位编码步实现对运动的实时跟踪。

### 1.1 理论基础

二维线积分投影形式的MR信号可以描述为:

$$S_{\theta}(t) = \iint \rho(x', y') e^{-iy' G_{\theta} x' t} dx' dy' \quad (1)$$

其中,  $\rho(x', y')$  为所激发层面的自旋密度函数,  $\gamma$  为旋磁比,  $\theta$  为投影线角度。设  $G_x$  和  $G_y$  为  $x$  和  $y$  方向的梯度场, 则  $x'$ 、 $y'$ 、 $G_{\theta}$  可表示为:

$$\begin{aligned} x' &= x \cos \theta + y \sin \theta \\ y' &= -x \sin \theta + y \cos \theta \\ G_{\theta} &= G_x \cos \theta + G_y \sin \theta \end{aligned} \quad (2)$$

根据中心切片定理, 可以得知式(1)的傅里叶变换为激发层面图像沿  $\theta$  方向的投影, 具体可表示为:

$$P(x') = \int \rho(x', y') dy' = \int S_{\theta}(t) e^{-iy' G_{\theta} x' t} dt \quad (3)$$

从式(3)可以看出, 过k空间中心的回波可以反映出该时刻整个激发层面信号沿  $\theta$  方向投影值大小。在CMRI中,  $S_{\theta}(t)$  与心脏运动和血池容积的周期性变化相关。当  $\theta=0$  时, 式(3)变为:

$$P(x) = \int \rho(x, y) dy' = \int S_{\theta=0}(t) e^{-iy' G_x x t} dt \quad (4)$$

式(4)中的投影值只与读出梯度有关, 与相位编码梯度无关, 即采集到的是零相位编码的MR信号, 这是过k空间中心投影的一种特殊形式, 对应于k空间中线。对式(4)沿  $x$  方向在所选区域内做积分得:

$$\int_{x_1}^{x_2} P(x) dx = \int_{x_1}^{x_2} \int S_{\theta=0}(t) e^{-iy' G_x x t} dt dx \quad (5)$$

由此可知,当心脏在频率编码方向存在周期性平移运动时,式(5)的积分值也将周期性改变,因此连续采集过k空间中心的投影数据可以在一定程度上反映心脏的周期性运动。

1.2 自门控脉冲序列的发展

早期自门控序列的设计思想主要基于双回波和双脉冲激发。其中具有代表性的研究是1990年Kim等<sup>[14]</sup>和Spraggins<sup>[15]</sup>提出SSFP序列的双回波序列,即在传统SSFP序列中通过引入相位梯度补偿,使得单次脉冲激发后可以采集两个回波信号,其中一个用于图像重建,另一个用于提取自门控信号,如图1和图2a所示。图1中,施加选层梯度后先通过一个双极性读出梯度采集自门控信号S1,然后采集图像信号S2,最后再施加一个反向相位编码梯度用于补偿相位编码方向上的相散,以保证下一次激发采集到的S1为零相位编码。与图1序列类似,图2a中的序列是先采集图像信号,再施加相位补偿梯度,随后采集到的是零相位编码的自门控信号。由于在双回波序列中,自门控信号所反映的心脏运动会在一定程度上受到已经选定层面的影响。因此,Spraggins<sup>[15]</sup>提出一种双选层序列,又称为双脉冲激发序列,如图2b所示。该序列每次激发后只采集一个回波信号,图像信号和自门控信号交替采集,在每次图像信号采集后施加相位补偿梯度,这样可以实现自门控信号选层的自由性。然而,双回波序列和双选层序列的缺点都是扫描时间过长,尤其是双选层序列,扫描时间成倍增加,时间分辨率大大降低,因此很难应用到实际临床检查中。

Kim等<sup>[14]</sup>还提出了针对呼吸运动的自门控序列,其脉冲序列是在自旋回波序列基础上改进的(图3)。Kim的基本思想是把呼吸运动看做只有相位方向的位移改变,成像区域在相位方向上的积分值变化可以反映呼吸运动。因此,在该序列中90°激发脉冲后施加双极性相位梯度,采集零频率编码的回波信号用于提取呼吸运动。在180°脉冲后施加相位补偿梯度和相位编码梯度,随后采集图像信号。然而该方法只被Kim用于腹部MR成像的呼吸伪影抑制研究,并没有应用到CMRI中。况且,该方法时间分辨率低,扫描时间长,不适用于实际临床扫描。

基于双脉冲激发的思想,Vasanawala等<sup>[16]</sup>于1999年提出一种适用于前瞻性CMRI的脉冲序列,在采集图像信号之前施加一段额外的脉冲序列用于提取触发信号(图4)。首先激发一段主动脉血液区域,然后施加一段对血液流动敏感的双极性梯度测量血流速

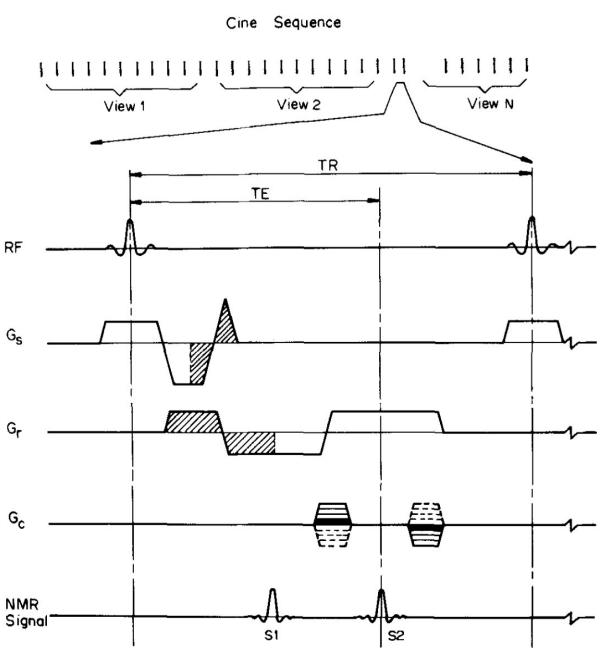


图1 Kim提出的心脏自门控脉冲序列<sup>[14]</sup>  
Fig.1 Timing diagram of cardiac self-gated (SG) pulse sequence proposed by Kim<sup>[14]</sup>

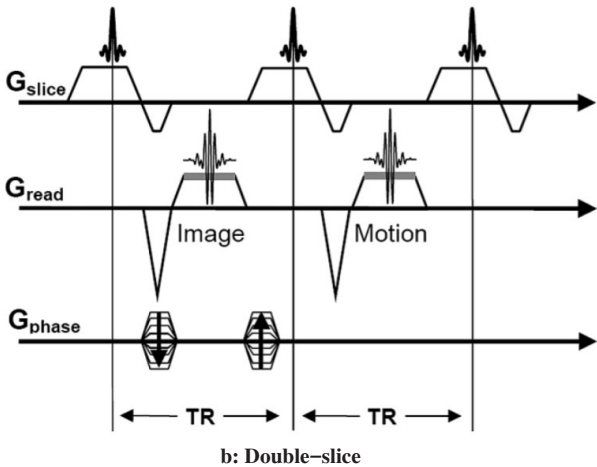
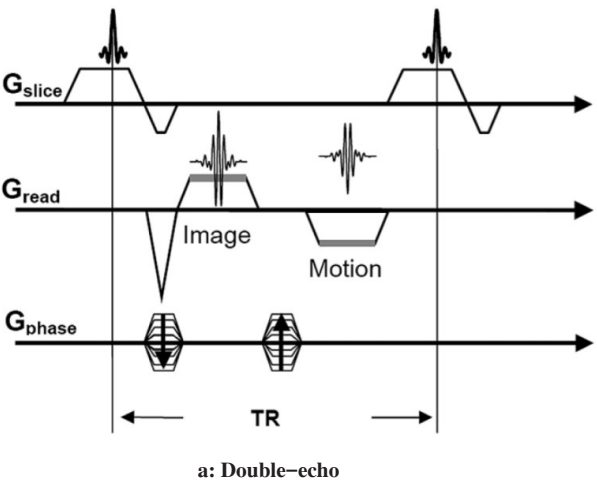


图2 Spraggins提出的双回波和双选层心脏自门控序列<sup>[15]</sup>  
Fig.2 Timing diagram of double-echo and double-slice cardiac SG pulse sequence proposed by Spraggins<sup>[15]</sup>



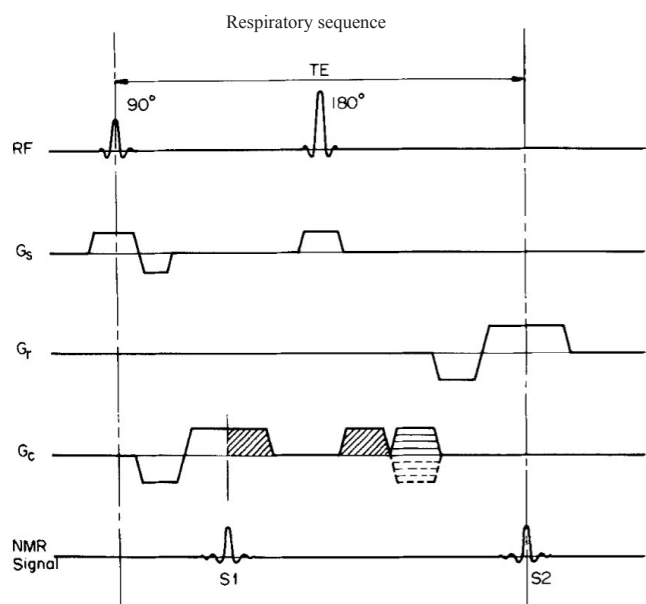
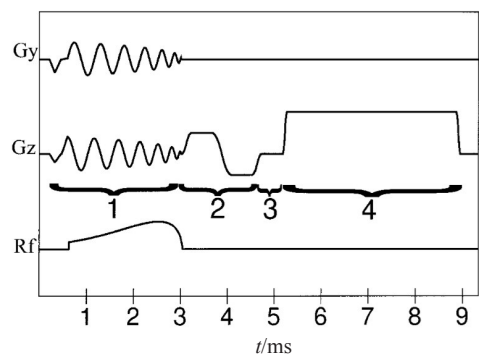


图 3 Kim 提出的呼吸自门控序列<sup>[14]</sup>

Fig.3 Timing diagram of respiratory SG pulse sequence proposed by Kim<sup>[14]</sup>



The numbered sections refer to (1) excitation of aortic blood, (2) flow-sensitizing bipolar gradients, (3) data acquisition, and (4) magnetization spoiling.

图 4 Vasanaawala 提出的前瞻性心脏成像触发序列<sup>[16]</sup>

Fig.4 Timing diagram of prospective triggering sequence proposed by Vasanaawala<sup>[16]</sup>

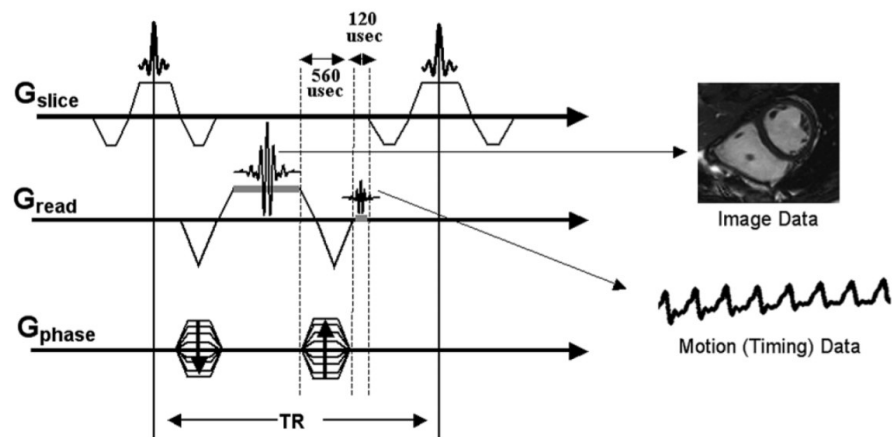


图 5 Crowe 提出的基于线性采集轨迹的自门控 TrueFISP 序列<sup>[17]</sup>

Fig.5 Timing diagram of rectilinear SG TrueFISP sequence proposed by Crowe<sup>[17]</sup>

度,最后进行数据采集并施加破坏梯度。由于血流速度与心脏相位相对应,因此通过实时数据处理可以推断出相应时刻的心脏相位。在预期的心脏相位出现后,执行后续图像采集序列。由于该方法基于主动脉血流速度,因此不适用于患有动脉粥样硬化、主动脉血栓等患者。

由于基于双回波和双脉冲激发的自门控序列扫描时间过长,不适用于临床扫描,为了降低扫描时间和提高时间分辨率,Crowe 等<sup>[17]</sup>和 Buehrer 等<sup>[18]</sup>分别提出基于改进的真稳态进动快速成像序列(True Fast Imaging with Steady-state Precession, TrueFISP)的自门控序列,如图 5 和图 6 所示。两人的基本思想相同,都是通过在一改进的 SSFP 序列中采集零相位编码的信号来获取心脏运动信息,不同的是 Crowe 采集的零相位编码信号位于图像信号之后,通过施加一段时间为 560  $\mu$ s 的相位补偿梯度得到,用于后期的回顾性重建;而 Buehrer 采集的零相位编码信号位于图像信号之前,为一段自由感应衰减信号,用于实时的前瞻性触发扫描。相比早期的自门控序列,采用基于改进的 SSFP 自门控序列只需采集少量 k 空间数据就可以实现对自门控信号的提取,因此可以减少扫描时间,提高时间分辨率。

尽管 Crowe 把单次脉冲激发后的自门控数据的采集时间缩短到 560  $\mu$ s,基于改进的 SSFP 自门控序列仍然需要采集额外的数据用于提取自门控信号。Larson 等<sup>[11]</sup>提出一种基于径向采样轨迹的 TrueFISP 序列(图 7),该序列优点在于每根投影线都过 k 空间中心,因此采集到的每一个回波都可用于提取自门控信号,即自门控数据全部来自于图像数据。由于无需额外的采集时间,该方法大大提高了自门控技术的时间分辨率。此后,基于径向采集轨迹的自门控序列也开始被关注。

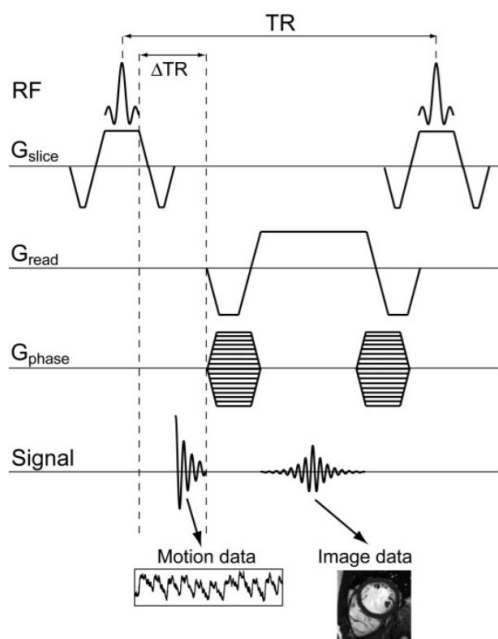
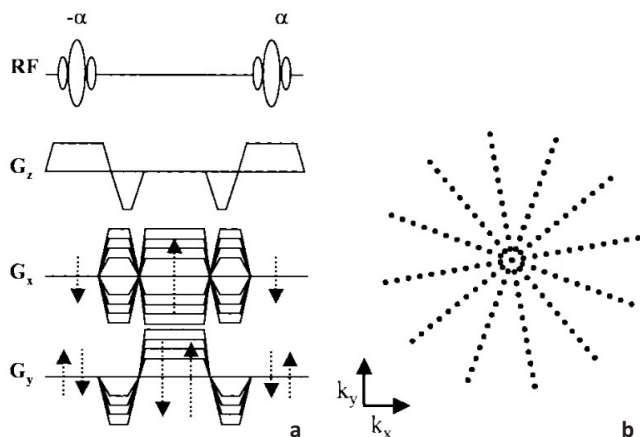


图6 Buehrer提出的基于线性采集轨迹的自门控 TrueFISP 序列<sup>[18]</sup>  
Fig.6 Timing diagram of rectilinear SG TrueFISP sequence proposed by Buehrer<sup>[18]</sup>



a: Timing diagram of radial sampling-based SG TrueFISP sequence proposed by Larson; b: Corresponding k-space sampling trajectory

图7 Larson提出的基于径向采样轨迹的自门控 TrueFISP 序列<sup>[11]</sup>  
Fig.7 Timing diagram of radial sampling-based SG TrueFISP sequence proposed by Larson and the corresponding k-space sampling trajectory<sup>[11]</sup>

2007年,Winkelmann等<sup>[19]</sup>提出一种基于黄金比例方位角度的径向采集方法,该方法迅速被应用到心脏电影磁共振成像中。随后,基于黄金比例径向采集的自门控成像技术被广泛研究,如Liu等<sup>[20-23]</sup>采用的三维圆柱形k空间采集方案,其脉冲序列如图8所示,先采集一个固定方位角切面内所有层面的过k

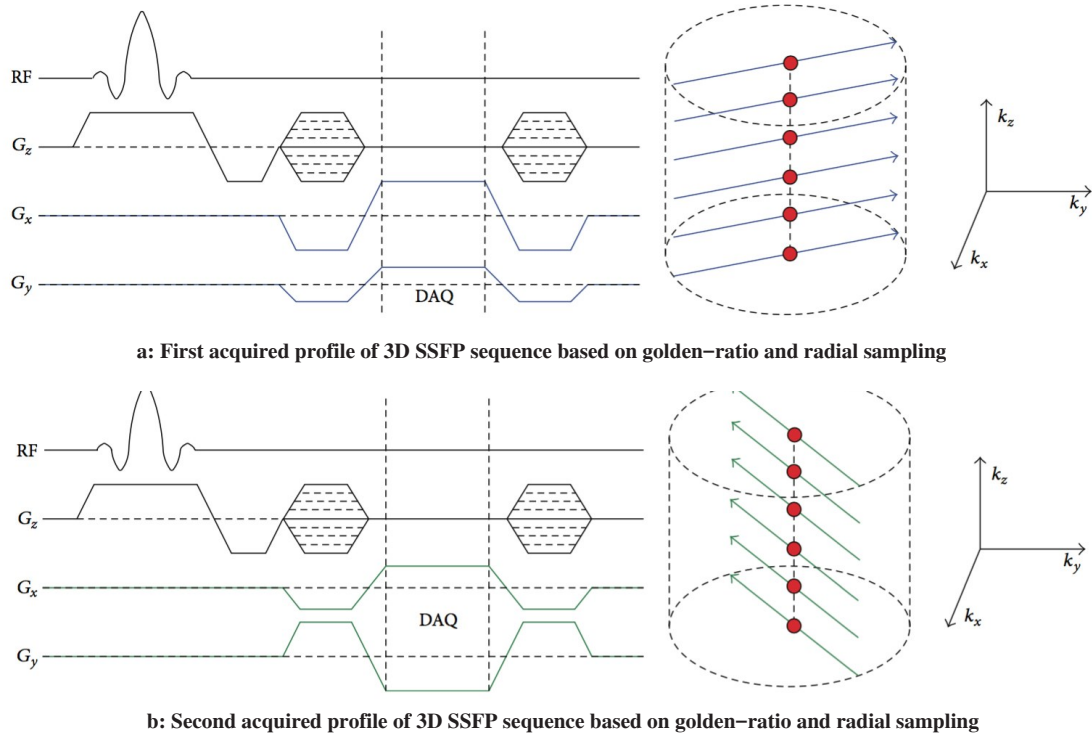
空间中心投影,其中每次回波采集后施加一个选层补偿梯度,然后采集下一个方位角切面,两个切面的方位角相差111.25°。该序列的优点是能够将径向采集特点、自门控信号采集以及黄金比例采集的优势结合起来,实现三维心脏电影成像,因此具有较高的临床研究和应用价值。此外,三维径向自门控序列也被大量研究,如Stehning等<sup>[24]</sup>、Piccini等<sup>[25]</sup>和Coppo等<sup>[26]</sup>将基于自由呼吸的三维径向采集自门控方法应用到血管造影成像中,其三维k空间采集的基本模式如图9所示,竖直的黑色加粗线表示第一次采集的回波方向,随后按照不同的设计轨迹进行采集。这些研究标志着自门控技术正在向着三维甚至更高维方向发展。

综上所述,自门控序列的发展可大致分为3个阶段:第一阶段的自门控序列需要近1倍的时间用于采集自门控信号,扫描时间过长,不适用于实际临床应用,其代表研究是Kim和Spraggins等提出的双回波和双激发序列;第二阶段的自门控序列在传统序列的基础上,实现只需采集少量k空间数据就可完成对自门控信号的提取,降低了扫描时间,代表研究是Crowe和Buehrer等提出的基于改进的SSFP序列;第三阶段的自门控序列则完全无需采集额外的自门控数据,自门控信号可以直接从原始图像数据中提取,进一步降低了扫描时间,具有较广的临床应用前景,其代表研究是Larson、Liu和Stehning等提出的基于径向轨迹的SSFP序列。

### 1.3 自门控信号的提取

自门控信号的提取是指从采集到的原始MR数据中提取出运动信号的过程,该原始MR数据一般包括两类:单独采集的用来提取自门控信号的MR原始数据和间接提取自门控信号的MR原始图像数据。不论是哪类原始数据,自门控信号的提取方法主要有以下3类:基于k空间中心点的幅值变化提取自门控信号、基于过k空间中心的一维投影值变化提取自门控信号和基于低分辨率感兴趣区图像变化提取自门控信号。针对上述3类自门控信号提取方法,自门控信号的计算方法主要包括:回波峰值监测法<sup>[15, 27]</sup>、质心记波法<sup>[11]</sup>和低分辨率感兴趣区图像相关法<sup>[11, 28]</sup>。

回波峰值监测法是通过监测过k空间中心投影的幅度变化峰值提取自门控信号,其特点是计算简单。质心记波法的原理如图10所示,是基于二维图像质心与一维投影质心的关系。图中 $x_c$ 和 $y_c$ 为二维图像质心坐标, $\xi_c$ 为一维投影质心坐标,它们的关系可由下列式子表达:



The azimuthal angle between profiles a and b was  $111.25^\circ$ .

图8 基于黄金比例和径向采集轨迹的三维SSFP自门控序列<sup>[21]</sup>

Fig.8 Timing diagram of three-dimensional (3D) hybrid SSFP sequence based on golden-ratio and radial sampling<sup>[21]</sup>

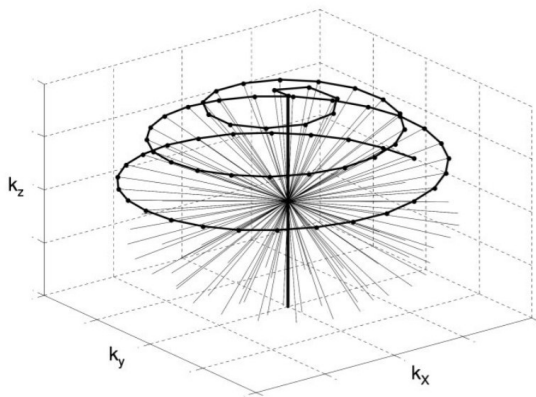


图9 三维径向k空间采集模式示意图<sup>[24]</sup>

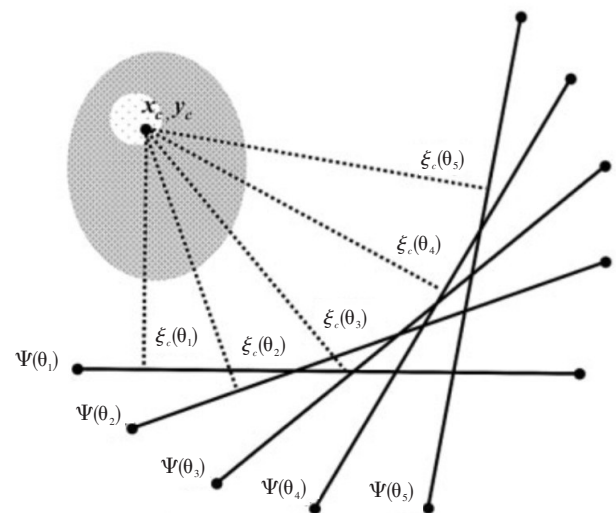
Fig.9 Diagram of 3D radial k-space sampling trajectory<sup>[24]</sup>

$$\xi_c(\theta) = \frac{\int \eta \iint \rho(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \eta) dx dy d\eta}{\iint \rho(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \eta) dx dy d\eta} \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} \xi_c(\theta_1) \\ \vdots \\ \xi_c(\theta_N) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 \\ \vdots & \vdots \\ \cos \theta_N & \sin \theta_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$s(t) = x_c(t) \cos \theta_p + y_c \sin \theta_p \quad (8)$$

其中,  $\eta$  是一维投影质心到原点的径向距离,  $\theta$  为投影角度。在基于径向轨迹的采集中, 式(7)是一个随



COM: Center of mass

图10 二维对象质心  $x_c, y_c$  与一维投影质心  $\xi_c$  在5个投影角度  $\Psi$  上的关系<sup>[11]</sup>

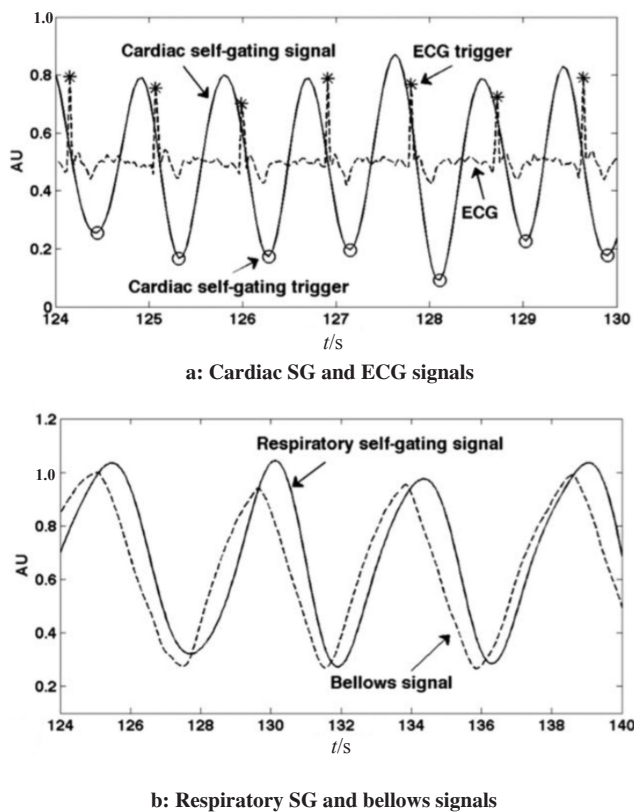
Fig.10 Relationship between two-dimensional object COM ( $x_c, y_c$ ) and one-dimensional projection COM ( $\xi_c$ ) at five projection orientations ( $\Psi$ )<sup>[11]</sup>

时间变化的超定方程, 通过解该方程得到随时间变化的二维质心坐标  $(x_c(t), y_c(t))$  和自门控信号  $s(t)$ 。低分辨率感兴趣区图像相关法首先对滑动重建窗内



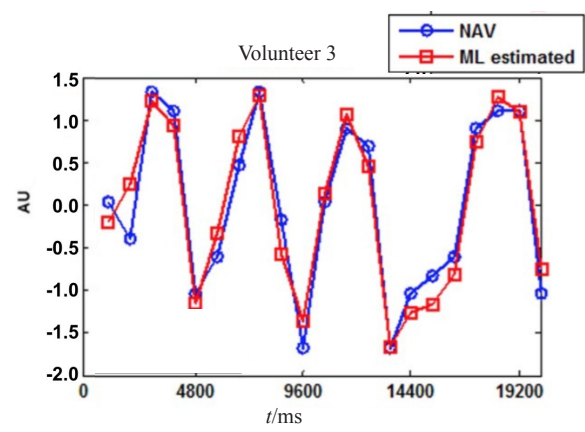
投影数据进行重建,得到一系列随时间变化的低分辨率图像,然后计算这些图像与参考图像的相关系数,得到自门控信号,因此又称为基于图像法。由于回波峰值监测法简单方便,因此被广泛采用,后两种方法是Larson基于径向采集轨迹提出的,因此很少应用在线性采集技术中。

在基于自由呼吸的CMRI扫描中,除上述方法外,Liu等<sup>[20]</sup>和Spincemaille等<sup>[29]</sup>提出适用于三维成像是Z方向强度加权位置法,其原理是通过对各层面k空间中心数据点作一维傅里叶变换,得到整个激发体素内信号沿Z方向的投影,再通过计算该投影的质心得到自门控信号。图11为Liu通过该方法得到的自门控信号与传统监测信号对比。与屏气采集技术不同,基于自由呼吸采集的自门控信号还包含呼吸运动信息,因此需要从原始信号中分离出心脏自门控信号和呼吸自门控信号。由于心跳频率和呼吸频率不同,最普遍的分离方法是对原始自门控信号进行滤波<sup>[18]</sup>。此外,Usman等<sup>[30-31]</sup>还提出了基于流形学习方法的分离方法,得到的呼吸自门控信号如图12所示。从图11和图12可以看到自门控信号与监测信号同步性较好。

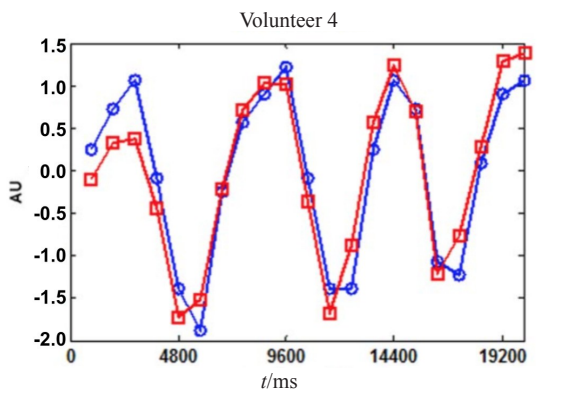


SG and ECG triggers were presented by circles and stars, respectively. Amplitudes of all curves were rescaled for display purposes only.

图11 呼吸和ECG信号(虚线)与相应的自门控信号(实线)对比<sup>[20]</sup>  
Fig.11 Comparison between external monitored signal (dashed line) and the corresponding SG signal (solid line)<sup>[20]</sup>



a: Comparison between NAV and ML estimated signals of volunteer 3



b: Comparison between NAV and ML estimated signals of volunteer 4

图12 局部流形学习法从ECG门控自由呼吸采集评估呼吸信号的应用<sup>[30]</sup>

Fig.12 Application of localized manifold learning method in respiratory signal estimation from ECG-gated free-breathing acquisition<sup>[30]</sup>

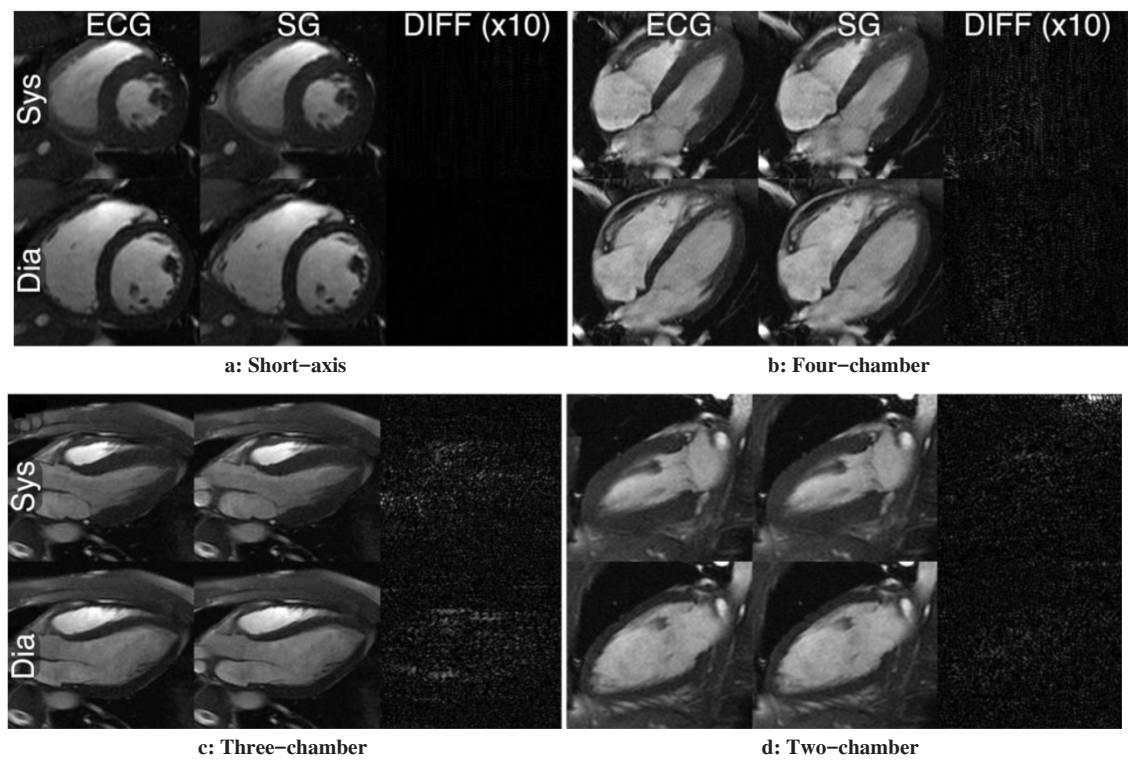
自门控触发的提取是指从自门控信号中提取出时间标记的过程,主要用于触发后续脉冲序列采集或对自门控信号准确性做定量化分析。Nijm等<sup>[32-33]</sup>对比了3种自门控触发提取方法:一阶差分法、模板匹配法和多项式拟合法。一阶差分法在一些文献中又称为峰值探测法<sup>[18]</sup>,是通过探测滤波后的自门控信号一阶导数符号的极性提取触发,由于算法简单,因此是最普遍的提取方法,如图11a所示,图中的圆圈表示用该方法提取的心脏自门控触发,星号表示ECG门控触发。Li等<sup>[22]</sup>研究表明通过提取自门控触发,自门控技术可以提供与传统技术几乎相等的心率和呼吸频率,两种门控触发高度相关。模板匹配法和多项式拟合法的原理都是基于模板信号与自门控信号的相关性,不同的是前者采用半R-R周期长度的中位模板,后者采用R-R周期长度的多项式。

1.4 基于自门控信号的图像重建

自门控技术已经广泛应用于心脏电影成像以及

相关心血管成像等研究领域,随着技术的进步,目前自门控技术已经可以获得与传统技术相近的重建图像质量。例如,图 13 为 Ingle 等<sup>[34]</sup>采用自门控结合脂肪抑制的技术对心脏重建的图像,并传统 ECG 门控重建图像做了对比。从图中可以看到,自门控技术得到的 4 个方向的心脏图像与传统 ECG 门控无视

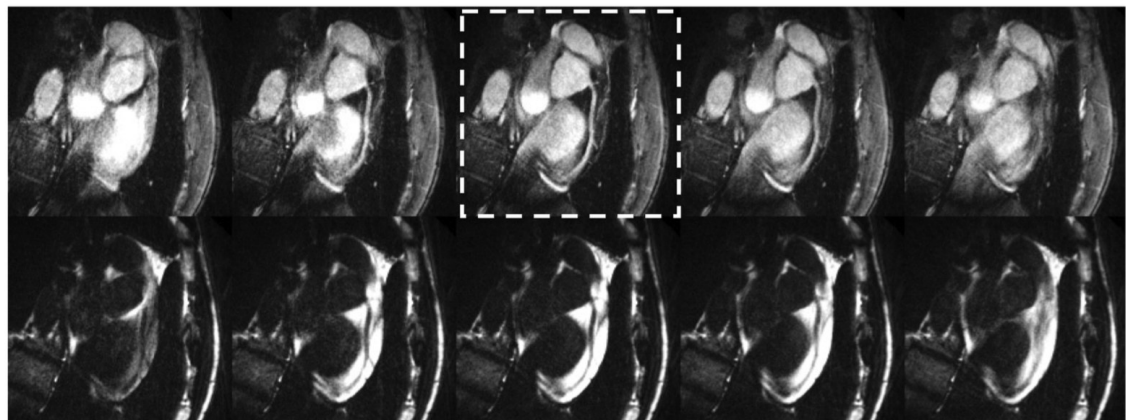
觉上的明显差异。在心血管成像中,基于自由呼吸和无需 ECG 门控的优势,自门控技术有着巨大的发展潜力。如图 14 为 Liu 等<sup>[35]</sup>采用呼吸与心脏自门控技术得到的冠状动脉电影图像,在舒张中期(虚线框)时,右侧冠状动脉清晰可见。



Short-axis, four-chamber, three-chamber, and two-chamber alternating repetition time SSFP acquisitions from a volunteer were reconstructed with ECG gating and SG. Systolic and diastolic images were shown at the four scan planes. The difference of ECG and SG reconstructions was shown for each case, scaled by a factor of 10. For each scan plane, the same window and level settings were used to display all images.

图 13 采用自门控脂肪抑制序列对一位志愿者心脏不同方向的成像<sup>[34]</sup>

Fig.13 Reconstructed images of SG fat suppression sequence on a volunteer at different cardiac directions<sup>[34]</sup>



The right coronary artery was clearly seen in the mid-diastole (dashed box) in both water and fat images, and visualization was sensitive to cardiac phase.

图 14 5 个相位的呼吸与心脏自门控自由呼吸冠状动脉水(上)与脂肪(下)电影成像对比<sup>[35]</sup>

Fig.14 Comparison of respiratory and cardiac SG free-breathing coronary water (top row) and fat (bottom row) cine images at five representative phases<sup>[35]</sup>



图15为自门控技术从数据采集到图像重建的整体简要流程图,其采集和图像重建方法与传统门控技术相似。对于回顾性重建,首先提取自门控信号,然后根据呼吸自门控信号对图像数据进行筛选,同时根据心脏自门控信号对图像数据进行重组,最后进行重建图像。对于前瞻性重建,需要先对自门控数据进行实时处理,当结果满足预设条件后触发采集,最后重建。筛选的方法主要有阈值法<sup>[36]</sup>、直方图统计法<sup>[20]</sup>等。重建的方法除了基于笛卡尔采集的傅里叶变换法和基于非均匀采集的网格法<sup>[20-21]</sup>外,还有压缩感知法<sup>[23]</sup>等。压缩感知法能够在高度欠采样的条件下重建出高质量图像,为心脏实时成像提供了条件。此外,Barger等<sup>[37]</sup>提出的基于黄金比例径向采集的“龙卷风”滑窗也被广泛应用到自门控心脏电影成像中。

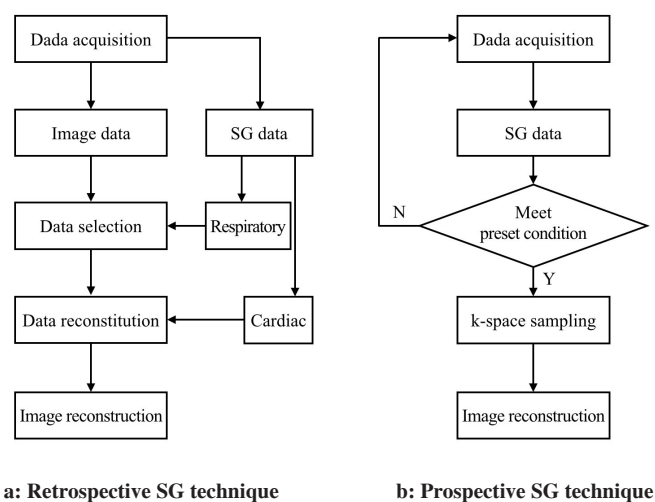


图15 回顾性与前瞻性自门控技术流程图

Fig.15 Flowchart of retrospective and prospective SG techniques

2 总结与展望

自门控技术研究目的是为了简单便捷的CMRI,采用自门控信号取代ECG信号、呼吸监控信号等外源信号,可以降低CMRI难度,提高病人舒适度。基于自门控技术的CMRI很早就已经开展,随着扫描设备的硬件提升,自门控技术也得到了进一步发展,目前已经可以提供较高的时间和空间分辨率图像。同时得益于三维成像,自门控技术可以提供更加准确的血容积参数。在冠脉成像中,基于自门控技术的心脏冠脉成像也已经可以得到较高质量的冠脉图像。自门控信号与外源性监测信号相比,没有显著差别,并且两种方式所得的信号高度相关<sup>[22]</sup>。未来,自门控技术将向更高维度方向发展,其有效性还需要更广泛的临床应用进行验证,运动伪影的降低和消除也

需要在脉冲序列设计和重建算法方面有所创新。

【参考文献】

[1] MEHMOOD M, HOR K N, AL-KHALIDI H, et al. Comparison of right and left ventricular systolic function indices in duchenne muscular dystrophy: a longitudinal cardiac magnetic resonance study[J]. J Heart Lung Transpl, 2015, 34(4): S328.

[2] EDELMAN R R, GIRI S, PURSNANI A, et al. Breath-hold imaging of the coronary arteries using Quiescent-Interval Slice-Selective (QISS) magnetic resonance angiography: pilot study at 1.5 Tesla and 3 Tesla[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2015, 17(1): 1-10.

[3] LENZ G W, HAACKE E M, WHITE R D. Retrospective cardiac gating-a review of technical aspects and future-directions[J]. Magn Reson Imaging, 1989, 7(5): 445-455.

[4] DIMICK R N, HEDLUND L W, HERFKENS R J, et al. Optimizing electrocardiograph electrode placement for cardiac-gated magnetic-resonance-imaging[J]. Invest Radiol, 1987, 22(1): 17-22.

[5] FISCHER S E, WICKLINE S A, LORENZ C H. Novel real-time Rwave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions [J]. Magn Reson Med, 1999, 42(2): 361-370.

[6] BRAU A C, WHEELER C T, HEDLUND L W, et al. Fiber-optic stethoscope: a cardiac monitoring and gating system for magnetic resonance microscopy[J]. Magn Reson Med, 2002, 47(2): 314-321.

[7] STECCO A, SAPONARO A, CARRIERO A. Patient safety issues in magnetic resonance imaging: state of the art [J]. Radiol Med, 2007, 112(4): 491-508.

[8] KUGEL H, BREMER C, PUSCHEL M, et al. Hazardous situation in the MR bore: induction in ECG leads causes fire[J]. Eur Radiol, 2003, 13(4): 690-694.

[9] MANSFIELD P. Multi-planar image-formation using NMR spin echoes[J]. J Phys C Solid State Phys, 1977, 10(3): L55-L58.

[10] JAHNKE C, PAETSCH I, ACHENBACH S, et al. Coronary MR imaging: breath-hold capability and patterns, coronary artery rest periods, and beta-blocker use[J]. Radiology, 2006, 239(1): 71-78.

[11] LARSON A C, WHITE R D, LAUB G, et al. Self-gated cardiac cine MRI[J]. Magn Reson Med, 2004, 51(1): 93-102.

[12] AKCAKAYA M, SHAW J L, HAUSER T H, et al. Utility of respiratory-navigator-rejected k-space lines for improved signal-to-noise ratio in three-dimensional cardiac MR[J]. Magn Reson Med, 2013, 70(5): 1332-1339.

[13] WANG Y, RIEDERER S J, EHMAN R L. Respiratory motion of the heart-kinematics and the implications for the spatial-resolution in coronary imaging[J]. Magn Reson Med, 1995, 33(5): 713-719.

[14] KIM W S, MUN C W, KIM D J, et al. Extraction of cardiac and respiratory motion cycles by use of projection data and its application to NMR imaging [J]. Magn Reson Med, 1990, 13(1): 25-37.

[15] SPRAGGINS T A. Wireless retrospective gating: application to cine cardiac imaging[J]. Magn Reson Imaging, 1990, 8(6): 675-681.

[16] VASANAWALA S S, SACHS T S, BRITAIN J H, et al. Prospective MR signal-based cardiac triggering [J]. Magn Reson Med, 1999, 42(1): 82-86.

[17] CROWE M E, LARSON A C, ZHANG Q, et al. Automated rectilinear self-gated cardiac cine imaging [J]. Magn Reson Med, 2004, 52(4): 782-788.

[18] BUEHRER M, CURCIC J, BOESIGER P, et al. Prospective self-gating for simultaneous compensation of cardiac and respiratory motion[J]. Magn Reson Med, 2008, 60(3): 683-690.

- [19] WINKELMANN S, SCHAEFFTER T, KOEHLER T, et al. An optimal radial profile order based on the golden ratio for time-resolved MRI[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2007, 26(1): 68-76.
- [20] LIU J, SPINCEMAILLE P, CODELLA N C, et al. Respiratory and cardiac self-gated free-breathing cardiac CINE imaging with multiecho 3D hybrid radial SSFP acquisition[J]. Magn Reson Med, 2010, 63(5): 1230-1237.
- [21] ZHU Y, LIU J, WEINSAFT J, et al. Free-breathing 3D imaging of right ventricular structure and function using respiratory and cardiac self-gated cine MRI[J]. Biomed Res Int, 2015: 89102. doi: 10.1155/2015/89102.
- [22] LI S, ZHU Y, YANG J, et al. The accuracy and effectiveness of self-gating signals in free-breathing 3D cardiac cine MRI[J]. J Cardiovasc Magn R, 2016, 18(Suppl 1): 10.
- [23] FENG L, AXEL L, CHANDARANA H, et al. XD-GRASP: golden-angle radial MRI with reconstruction of extra motion-state dimensions using compressed sensing[J]. Magn Reson Med, 2016, 75(2): 775-788.
- [24] STEHNING C, BORNERT P, NEHRKE K, et al. Free-breathing whole-heart coronary MRA with 3D radial SSFP and self-navigated image reconstruction[J]. Magn Reson Med, 2005, 54(2): 476-480.
- [25] PICCINI D, FENG L, BONANNO G, et al. Four-dimensional respiratory motion-resolved whole heart coronary MR angiography[J]. Magn Reson Med, 2016. doi: 10.1002/mrm.26221.
- [26] COPPO S, PICCINI D, BONANNO G, et al. Free-running 4D whole-heart self-navigated golden angle MRI: Initial results[J]. Magn Reson Med, 2015, 74(5): 1306-1316.
- [27] WHITE R D, PASCHAL C B, CLAMPITT M E, et al. Electrocardiograph-independent, wireless cardiovascular cine MR imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 1991, 1(3): 347-355.
- [28] PAUL J, DIVKOVIC E, WUNDRACK S, et al. High-resolution respiratory self-gated golden angle cardiac MRI: comparison of self-gating methods in combination with k-t SPARSE SENSE[J]. Magn Reson Med, 2015, 73(1): 292-298.
- [29] SPINCEMAILLE P, LIU J, NGUYEN T, et al. Z intensity-weighted position self-respiratory gating method for free-breathing 3D cardiac CINE imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2011, 29(6): 861-868.
- [30] USMAN M, ATKINSON D, KOLBITSCH C, et al. Manifold learning based ECG-free free-breathing cardiac CINE MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 41(6): 1521-1527.
- [31] USMAN M, VAILLANT G, ATKINSON D, et al. Compressive manifold learning: estimating one-dimensional respiratory motion directly from undersampled k-space data[J]. Magn Reson Med, 2014, 72(4): 1130-1140.
- [32] NIJM G M, SAHAKIAN A V, SWIRYN S, et al. Comparison of signal peak detection algorithms for self-gated cardiac cine MRI[J]. Computer Cardiol, 2007, 34: 407-410.
- [33] NIJM G M, SAHAKIAN A V, SWIRYN S, et al. Comparison of selfgated cine MRI retrospective cardiac synchronization algorithms[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 28(3): 767-772.
- [34] INGLE R R, SANTOS J M, OVERALL W R, et al. Self-gated fat-suppressed cardiac cine MRI[J]. Magn Reson Med, 2015, 73(5): 1764-1774.
- [35] LIU J, NGUYEN T D, ZHU Y C, et al. Self-gated free-breathing 3D coronary CINE imaging with simultaneous water and fat visualization[J]. PLoS One, 2014, 9(2): e89315.
- [36] LARSON A C, KELLMAN P, ARAI A, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI[J]. Magn Reson Med, 2005, 53(1): 159-168.
- [37] BARGER A V, BLOCK W F, TOROPOV Y, et al. Time-resolved contrast-enhanced imaging with isotropic resolution and broad coverage using an undersampled 3D projection trajectory[J]. Magn Reson Med, 2002, 48(2): 297-305.

(编辑:陈丽霞)

(上接第1129页)

- [6] ZELEFSKY M J, LEVIN E J, HUNT M, et al. Incidence of late rectal and urinary toxicities after three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy for localized prostate cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 70(4): 1124-1129.
- [7] JANI A B, SU A, CORREA D, et al. Comparison of late gastrointestinal and genitourinary toxicity of prostate cancer patients undergoing intensity-modulated *versus* conventional radiotherapy using localized fields[J]. Prostate Cancer Prostatic Dis, 2007, 10(1): 82-86.
- [8] PASQUIER D, CAVILLON F, LACORNERIE T, et al. A dosimetric comparison of tomotherapy and volumetric modulated arc therapy in the treatment of high-risk prostate cancer with pelvic nodal radiation therapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013, 85(2): 549-554.
- [9] DENG J, GUERRERO T, MA C M, et al. Modelling 6 MV photon beams of a stereotactic radiosurgery system for Monte Carlo treatment planning[J]. Phys Med Biol, 2004, 49(9): 1689-1704.
- [10] FIPPEL M, HARYANTO F, DOHM O, et al. A virtual photon energy uence model for Monte Carlo dose calculation[J]. Med Phys, 2003, 30(3): 301-311.
- [11] Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT): contents[J]. J ICRU, 2010, 10(1): 1-106.
- [12] OTTO K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc[J]. Med Phys, 2008, 35(1): 310-317.
- [13] YOO S, WU Q W, YIN F F. Radiotherapy treatment plans with RapidArc for prostate cancer involving seminal vesicles and lymph nodes[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2010, 76(76): 935-942.
- [14] NEVELSKY A L, IEUMWANANONTHACHAI N, KAIDARPERSON O, et al. Hippocampal-sparing whole-brain radiotherapy using Elekta equipment[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(3): 113-120.

(编辑:黄开颜)