

通过从欠采样的k空间数据中直接估计温度的加速MRI温度测量

小熊虎和威廉A. 格里森姆^{1、3、4、5}

目的：加速磁共振(Mr)热计对于Mr引导聚焦超声的几种应用是理想的，例如那些需要更大的体积覆盖、更高的空间分辨率或更高的帧率的应用。

方法：我们提出并验证了一种约束重构方法，该方法直接从k空间估计温度变化，而无需时空正则化。一种包含全采样基线图像的模型适合于欠采样的k空间数据，它从解空间中去除锯齿的温度图。将重构的温度图与使用并行成像(迭代自洽并行成像重建[SPIRiT])、传统的混合热计和时间约束的重建热计进行了比较。

×结果：时间阶跃响应模拟表明，4次欠采样的径向k空间重建具有更好的时间分辨率和更低的误差。仿真结果表明，k空间方法可以通过多个接收线圈实现更高的加速度。幻影加热实验进一步证明了该算法比仅依赖并行成像来克服采样不足伪影的优势。×体内模型误差比较表明，与重建相比，该算法在较高的加速因子(径向轨迹)下实现低温误差。

结论：利用该温度重建算法可以实现高加速度因子，而不牺牲时间分辨率和精度。磁共振装置

2015年，1914-1925年。©2014年威利期刊有限公司。

关键词：温度成像、图像重建、非笛卡尔成像、平行成像、高强度聚焦超声、磁共振成像引导的聚焦超声

简介

最近的技术发展已经将热疗法与磁共振成像(MRI)相结合，用于靶向、温度监测和评估大脑和身体中的热剂量(1)。特别是，MRI引导的聚焦超声(MRgFUS)正越来越多地应用于治疗子宫肌瘤和癌症(2-5)，减轻骨转移的疼痛(6、7)，并刺激深层脑组织治疗神经疾病(8、9)。此外，动物研究表明，MRgFUS可以诱导基因表达(10)，也可以促进药物传递(11)，甚至穿过血脑屏障(12、13)。

在MRgFUS中，超声能量在体外产生，并非侵入性地传递到组织内的特定位置，理想情况下不影响目标体积之外的任何组织。MRI在程序中的主要作用是提供软组织对比图像，并提供实时温度测量来监测目标组织的热剂量，其中温度测量通常是基于质子共振频率(PRF)随温度的位移。虽然声能名义上集中在身体的一个点，但传感器的近场的其他区域可能存在危险加热的风险，因此希望以尽可能高的帧率的方式测量温度升高，以确保患者的安全。然而，MRgFUS程序目前仅限于实时对少数切片的二维温度成像。例如，典型的子宫肌瘤闭环消融的测热方案使用破坏的梯度回波或多镜头回波平面成像(EPI)大约每3秒最多成像6个切片(14、15)。然而，由于它们的体积覆盖范围有限，这些扫描可能会错过可能发生在目标体积之外的危险加热，特别是在组织界面和骨骼附近(16)。需要某种形式的扫描加速度来同时实现大的体积覆盖和高帧率，使用更快获取k空间数据的脉冲序列，或者不需要完整的k空间数据的温度重建。

基于温度重建的加速磁共振(Mr)测热方法可以松散地分为三类：并行成像、压缩感知和基于时间正则化的方法。具有多个接收线圈的并行成像通常用于加速解剖学和功能上的Mr成像(18、19)，并已应用于测温法(20-24)。然而，为了实现高加速，并行成像需要许多线圈接近身体，这在MRgFUS中通常是不可能的，因为FUS设备很大，必须与身体直接接触。

¹美国田纳西州纳什维尔大学，范德比尔特大学，成像科学研究所。

²美国田纳西州纳什维尔市范德比尔特大学化学和物理生物学系。

³美国田纳西州纳什维尔，范德比尔特大学生物医学工程系。

⁴美国田纳西州纳什维尔市范德比尔特大学放射学系。

⁵美国田纳西州纳什维尔市范德比尔特大学电气工程系。

资助赞助商：美国国立卫生研究院；资助编号：NCI1R25CA136440-01；赠款赞助商：霍华德·休斯医学研究所/范德比尔特大学医学中心分子医学证书项目。

*通讯：Pooja Gaur；范德比尔特大学成像科学研究所，第一大道南11611号，医疗中心北，纳什维尔-1105，TN37232。电子邮件：pooja.gaur@vanderbilt.edu

2014年6月20日在线出版后进行的更正。在公式3、4、5、7、9、10之后，文本的缩进已经发生了变化。

2014年2月20日收到；2014年5月26日修订；2014年5月29日接受
DOI10.1002/mrm.25327

2014年6月16日在威利在线图书馆(威廉在线图书馆)在线出版.com)。

©2014年威利期刊有限公司。

由于这些限制，MRgFUS兼容线圈阵列的开发是一个活跃的研究领域，而最先进的阵列组成的线圈仍然比在传统并行成像中通常使用的要少得多（25-27）。压缩感测（28）也被应用于Mr测热法（29、30）。然而，这些技术依赖于图像大小的可压缩性来约束解空间，当图像的相位分量包含高空间频率变化，如加热引起的变化时，可能会产生误差（31）。此外，压缩传感通常必须与并行成像相结合，以实现高加速度。包含相位正则化的压缩传感重建已经被提出用于测热法（31, 32），但迄今为止还没有描述这样的方法这有力地能够在各种采集场景中实现高加速因子。

基于时间正则化的方法（24、33-35）假设图像或温度变化缓慢

治疗方法。例如，受到时间限制的侦察机-

指令（TCR）方法（33）使用时间粗糙度惩罚联合重建处理图像。这使得当k空间欠采样模式随时间交替时能够加速，以便混叠伪影在连续图像之间移动，并被惩罚滤出。其他基于时间正则化的方法利用了生物热方程和/或卡尔曼滤波，要么类似地在保持较慢温度变化的同时抑制快速变化的混叠伪影，要么在以较低帧率获得的完全采样温度图像之间进行插值（34, 35）。虽然所有这些方法都能够以任何期望的帧速率生成温度图，但由于正则化，它们的真实时间分辨率位于加速帧速率和全采样帧速率之间。此外，一些方法所需的交替k空间采样模式可能会导致涡流畸变的增加，并通常限制了脉冲序列的设计。

这项工作介绍了一种加速温度成像的方法，该方法是基于拟合一个约束处理图像模型直接到未采样的k空间数据。由于处理图像模型包括完全裂解预处理/基线图像，所以混叠化温度图从溶液空间中去除，而无需时间正则化。该方法与并行成像兼容，可用于任何读出轨迹。仿真结果表明，与TCR相比，时间分辨率有所提高，该方法与多线圈接收兼容并受益，而且它对运动和快速变化的背景解剖相位具有鲁棒性。实验将研究体内模型误差作为加速度的函数，并将该方法与传统的并行成像重建进行比较。此项工作的各个方面以前在其他地方报道（36、37）。

理论

信号模型及问题的公式

该方法通过在不显式的情况下直接拟合约束图像模型，从欠采样的k空间数据中估计温度图

图像重建步骤。采用混合多基线和无参考处理图像模型（38），包括加热前采集的全采样基线图像的加权组合、模型中心频率漂移和其他与加热无关的大块相移和空间稀疏加热引起的相移。当应用于从全采样图像中估计温度图时，混合热计已经显示可以在人脑和经超声加热的猪肝（39、40）和人类心脏和肝脏中产生精确的温度测量。

k空间信号模型是混合图像模型的离散傅里叶变换(DFT)：

$$y_i = \sum_{j=1}^{N_s} e^{i \mathbf{k}_i \cdot \mathbf{r}_j} \sum_{l=1}^{N_b} w_l e^{i \mathbf{h} \cdot \mathbf{r}_j} e^{i \mathbf{p}_l \cdot \mathbf{r}_j} \quad [1]$$

其中， y_i 是一个k空间数据示例， $i=1; \dots; N_k$ ，索引N获得的样本， N_s 的是图像像素， \mathbf{k}_i 样本i的k-空间位置是什么吗 $\mathbf{fblg}_{l=1}^{N_b}$ 复杂的基线库图像是否已重建从处理前获得的全采样的k空间数据中得到的-参数， w_l 基线图像权重， A 是一个矩阵光滑的（例如，低阶多项式）基函数， c 是一个多项式系数向量， h 是一个加热引起的相移，这对于温度升高是负的

（41）并假设主要包含零项，和 E 是复高斯噪声。基线的作用库图像 $\mathbf{fblg}_{l=1}^{N_b}$ 是为了捕捉生理学的和解剖振幅和相位变化循环和心脏循环。多项式的作用相移 A_c 是模拟相变化平滑的磁场位移，如中心频率漂移和那些由呼吸和肠道填充引起的东西。由目标加热引起的相移 h 是被建模为一个独立于这些其他阶段的焦点位移组件。该算法利用了 h 的稀疏性将它与多项式相移中分离出来反映了一个事实，在有针对性的热疗法中嗯，在少数地区将会出现气温上升图像像素。为了估计 h ，信号模型为等式 [1]通过求解问题适合获得的k空间数据 \tilde{y} 应变最小化问题：

$$\begin{aligned} \text{最小化 } y_0 &= \sum_{i=1}^{N_k} \left\| \sum_{j=1}^{N_s} e^{i \mathbf{k}_i \cdot \mathbf{r}_j} \sum_{l=1}^{N_b} w_l e^{i \mathbf{h} \cdot \mathbf{r}_j} e^{i \mathbf{p}_l \cdot \mathbf{r}_j} - \tilde{y}_i \right\|^2 \\ \text{主题 } h &= \sum_{l=1}^{N_b} w_l^2 \geq 0; \end{aligned}$$

其中目标函数中的第一项与数据的负对数似然成正比（当忽略基线图像中的噪声时）， $\sum_{j=1}^{N_b} w_l^2$ 中的“1” h 的范数和1是控制 h 的稀疏性的正则化参数。

这种方法可以从未采样的k空间数据重建无伪影温度图, 因为模型的全解基线图像组件从解空间中删除包含伪影的图像(以及相应的温度图)。在解空间中, 包含锯齿相位的伪影不能通过基线图像、多项式相移和稀疏相移的组合来消除。

算法算法

在等式中解决问题的解决方案[2]使用以下交替最小化算法找到, 给定w、c和h的初始估计:

1. 重复操作
2. 更新w: 一个二次编程问题,

$$\text{最小化目标函数 } \frac{1}{2} \|\delta f A c_g j b u_j p_g B w\|_2^2$$

$$\text{主管 } w_j \geq 0, \quad \text{Nb}[3] \\ 1^{1/4} \\ \geq w_0;$$

被求解, 其中G是一个(可能是不均匀的)DFT矩阵, 而B是一个列是基线图像的矩阵。

3. 更新h: 使用附录(42)中所述的非线性共轭梯度算法解决了以下约束最小化问题:

$$\text{最小化的数量 } \frac{1}{2} \|y - G \sum_{j=1}^{2N_s} e^{i \phi_j} u_j\|_2^2 \quad [4]$$

主题为h0; \leq

其中, $f_j c e^{i \phi_j} A c_g j f B w_g j$.

4. 更新c: c的更新类似于h更新, 除了梯度, 因此非线性共轭梯度搜索方向, 包含了基矩阵A,

$$r c C^T A^T r h C;$$

[5]

并且没有非正性约束。

5. 直到达到停止标准
6. 消除温度偏差1 正常, 步骤1-5用1%重复, h只在步骤5之后大于阈值的体素位置更新。

平行成像

当使用多个接收线圈进行成像时, δw ; c; h同时适合所有线圈的数据。由于基线图像由线圈灵敏度进行加权, 因此该算法隐式地执行感觉重建(18、43), 而不需要单独的灵敏度图测量。它将在模拟中得到演示与单个接收线圈相比, 该算法能够利用多个接收线圈, 在更高的加速度下提高温度映射精度。

计算方法

算法的实现

该算法实现在MATLABR2013a(Mathworks, MA)的工作站上与3.4GHzE31270IntelXeonCPU(英特尔公司, 圣克拉拉, CA)和16GB内存。¹ 利用非均匀快速傅里叶变换对DFT矩阵G进行了评估(44)。利用共轭梯度(CG)算法(45)利用k空间数据重建基线图像。当使用多个基线图像时, 将使用MATLAB的四叉子函数求解基线图像权重w。将多项式相位系数向量c和温度相移向量h初始化为零。c和h的更新使用了五次迭代。 $-h$ 负值大于0.01弧度的牛轴, 修正温度偏差1 如该算法的步骤6中所述的范数。在这个阶段, c和h更新分别包含5次和10次迭代。当连续迭代时目标函数的相对变化小于0.1%时, 算法停止。

在接下来的模拟和实验中, 将利用混合测热成像模型与TCR(33)和图像重建后估计的温度图进行了比较。使用(全采样)基线图像校准SPIRiT核, 并使用55核和3030校准区域进行重建, 并将SPIRiT正则化参数设置为k空间数据绝对值的中值。 $\times \times$ 给定CG或SPIRiT重建图像m, 温度相移估计为:

$$u_j / \delta m_j f_j^* p; [6]$$

对于每个体素j, 其中f是由k-空间算法估计的具有多项式相移的基线图像。

时间步长响应模拟

为了研究重构温度图的时间步跃响应, 并将其与TCR进行比较, 对金角(GA)径向轨迹的高斯形(半最大(FWHM)0.8像素)热诱导相移420cm、矩阵尺寸46464、回波时间(TE)416ms和101径向线进行全采样。 $\times 1.7$ 辐射度的峰值相移对应于3T时的13C加热。 \times k空间数据的中值为4.37。利用TCR和k空间法, 以4个加速度(25条线, 每线91个样品)重建温度变化图。 \times TCR重建使用了一个加权因子, 即4100和100迭代。k-空间方法使用了 $1/10^{-4}$, 一个基线图像, 和一个零阶多项式拟合。

¹在<http://www.vuiis.vanderbilt.edu/>上可获得用于使用该算法的幻影加热数据的温度重建的示例MATLAB文件 ~格里索瓦人/。

多线圈接收模拟

对于具有均匀灵敏度的单个接收线圈和模拟的8通道3T接收线圈阵列(47),产生的设置与时间步长响应模拟相同的圆对象和高斯形相移。利用GA径向和2DFT读出轨迹合成了k空间数据。利用k空间方法和等式重建了温度图[6]从SPiRiT从8通道数据重建的图像。对一系列加速度因子进行了重建,每条线有64个(2DFT)和91个(GA径向)k空间样本。k-空间方法再次使用了 $1/10^{-4}$,一个基线图像,和一个零阶多项式拟合。

运动模拟

通过仿真验证了该算法对运动的鲁棒性和快速变化的背景解剖相位,以及快速回归背景解剖阶段的能力。38岁的图像域混合算法。 \times 6464个矩形物体的图像产生了包括低频傅里叶分量的加权背景相位。在一系列垂直器官位置上生成了50个基线图像库,代表了作为正常呼吸周期的一部分可以在肝脏中观察到的运动。在此范围内选择了100个均匀分布的随机位置,用于合成具有高斯形相移的处理图像来模拟焦加热(峰值大小对应到 $a23^{\circ}\text{C}$ 升温在3T)和六阶随机多项式相移。 \times 使用8加速径向轨迹(12线,每线91个样本)从处理图像生成k空间数据,具有一个接收线圈和FOV \times 20cm,矩阵尺寸 \times 6464和TE \times 16ms。 \times 利用生成的基线库、六阶多项式拟合和 $1/0:2$,应用了k空间温度重建算法。根据参考文献中描述的方法,向h代价函数中添加了一个二阶有限差分空间粗糙度惩罚(具有正则化参数 $b/1$)。48. k空间数据振幅中值为0.75。

幻影加热实验

为了从实验上评估该方法模型,使用飞利浦声波Mr-HIFU系统(芬兰Vantaa飞利浦医疗公司)以1.2MHz和100W运行36秒,并针对直径12mm的处理单元。该系统安装在3T扫描仪上(飞利浦艾达,飞利浦医疗保健,Best,荷兰)。用2个DFT和GA径向读出轨迹和5个接收线圈进行梯度回波成像以进行温度监测。2DFT和GA径向序列的参数为:FOV \times 40cm;矩阵尺寸 \times 192192;薄片厚度 \times 7mm;脉冲重复时间(TR) \times 32ms;TE \times 16ms。 \times 通过将数据矩阵的奇异值设定为最大奇异值的5%,将多线圈数据压缩为三个线圈。2DFT的中值k空间数据振幅为8.58,分别分别为15.65

GA径向扫描。除了k-空间域的重建外,还使用等式估计了温度图[6]以及由CG和SPiRiT重建的图像。温度图被重建为一个具有20厘米FOV的9696矩阵。 \times 重建使用了一个基线图像、一个零阶多项式拟合、 $1/0:016$ (2DFT)和0.0075(GA径向)和 $b/2-11$ (2个DFT)和 $2\text{个}-12$ (GA径向线)。2DFT重建在xory方向取原始192192矩阵的每第五行后进行,对应于20厘米重建FOV的2.5加速度(39行;平均原始矩阵中相邻样本后,每行96个样本)。 \times 相对于20cm重建的FOV相比,GA径向数据采样不足(9行;每行192个样本)。

在服模型验证

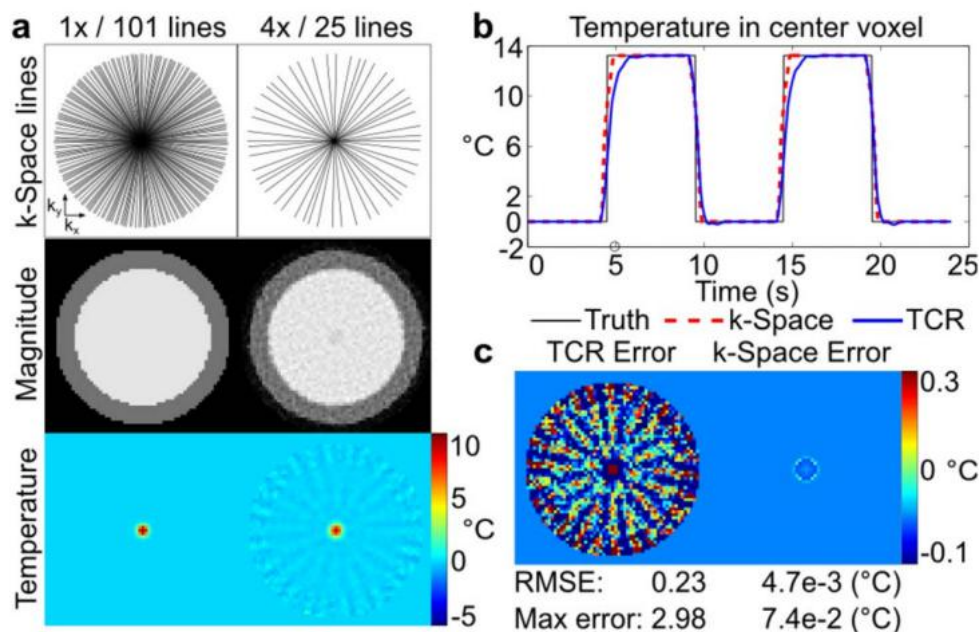
为了在没有热量的情况下验证体内k空间信号模型,在一个健康的志愿者中使用8通道接受阵列和GA径向读出轨迹在3T(范德比尔特大学的飞利浦,飞利浦医疗保健,最好,荷兰机构审查委员会的批准)

\times 强度:FOV \times 25.6cm;矩阵尺寸 \times 128128;切片厚度 \times 3mm;TR \times 100ms;TE \times 10ms;每行256k空间样品。在幻影加热实验中,利用奇异值阈值将多线圈数据压缩到四个线圈。利用k-空间重建和等式估计了温度图[6]与CG和SPiRiT重建的图像。为了评估在k空间重建中可能出现的温度误差,在没有h更新的情况下执行该算法(跳过步骤3,h被固定为0),因此仅使用7个基线图像和一个一阶多项式矩阵来估计基线图像权重和背景相移。然后,通过跳过步骤2和4,保持基线图像和多项式相位估计,重复该算法使h与 $1/0$ 拟合。重建无加速度(256行、97条地图)、2个加速度(128幅线、109幅地图)、4条加速度(64幅线;116幅地图)、8条加速度(32行、119幅地图)、16条加速度(16行、121幅地图)和32条加速度(8行、121张地图)。 \times 在动态帧上的平均误差,以确定每个加速度的平均误差-
因系数。k空间数据振幅中值为85.04。

测试结果

时间步长响应模拟

模拟数据的全采样和欠采样的k空间轨迹以及相应的幅度图像和基线减法温度图的重建如图1a所示。采样不足导致幅度图像的噪声出现和相干条纹伪影。中心体素中的温度绘制图1b中真实和重建的地图。k空间方法更好地跟踪瞬时温度变化,实现了比TCR更好的时间分辨率。



图中示。1. 时间步跃响应模拟。✕a: 全采样和4次采样径向轨迹以及相应的图像和基线减法温度图重建。采样不足会导致有噪声的幅度图像和温度图中的条纹。b: 热点中心的温度与时间的对比。所提出的基于k-空间的重建实现了比TCR更好的时间分辨率，因为它不依赖于时间正则化来抑制混叠伪影。c: 在台阶温度上升5秒后(b)之后，在TCR估计中可见锯齿伪影，但在k空间方法的估计中不可见。

图1c显示了过渡后5秒时的温度图。k空间重建在热点周围有很小的截断误差，但总体上误差要小得多，没有可见的锯齿伪影。使用TCR，可以通过增加时间正则化来减少锯齿伪影，但这将进一步降低时间分辨率。

多线圈接收模拟

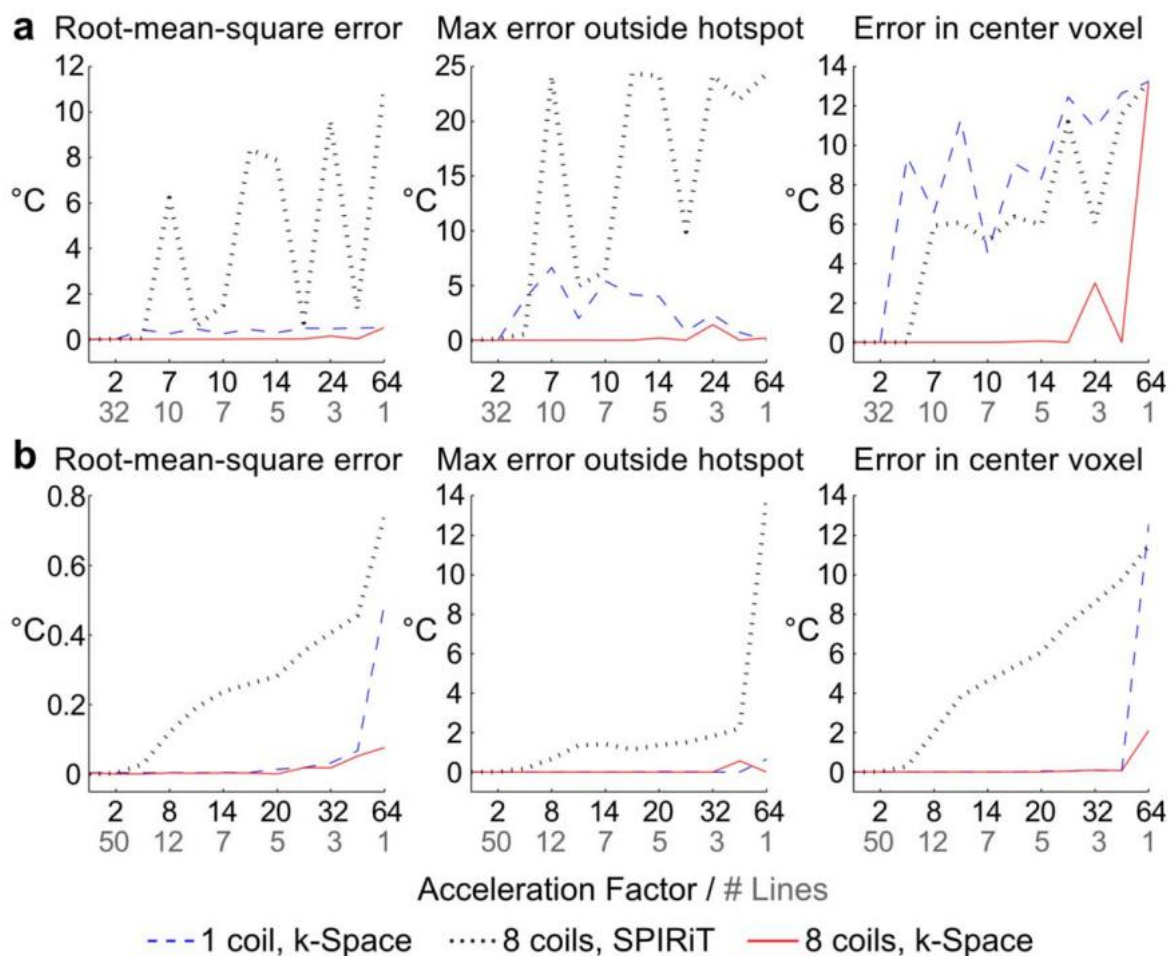
多线圈接收仿真结果如图2所示。计算了2DFT和GA径向重建的物体内部均方根误差、除温度热点外的最大误差和重建温度图中心体素的误差。相干别名在不同加速度因子下的变化干扰导致了2DFTSPIRiT误差的振荡。在较高的加速因子下的单线圈k空间重建中也观察到较小程度的类似模式。然而，多线圈k空间重建中不存在这些伪影，并使用多达四条读出线产生低误差的温度估计，这表明k空间方法重建的精度随着多个接收线圈的提高。使用k天基方法的GA径向重建在单线圈或多线圈的情况下都没有表现出显著的锯齿伪影。即使单线圈k空间估计只有两条径向线用于温度重建，单线圈k空间估计的误差仍然很低。相比之下，随着加速因子的增加，旋转重建越来越受到欠采样伪影的影响。

运动模拟

来自其中一个对象位置的结果如图3所示。图3f显示k空间测热后的残余相，由合成处理图像相减去拟合混合图像模型相计算。该对象中不存在较大的剩余相位误差。所有随机位置的残差相位误差对应的均方根(RMS)和最大温度误差分别为0.16和1.19°C。温度地图也得到了准确的估计。3g, h)。RMS和最高温度图误差分别为0.10和1.47°C。这些结果表明，混合信号模型能够解释所有的相位源，而k空间测热算法能够确定该模型的参数。

幻影加热实验

图4显示了2个DFT幻影实验结果。图像域温度重建对线圈阵列的相对方向(主要沿x编码)和欠采样维度高度敏感，当数据沿x方向欠采样时，图像中的混叠伪影较低。与CG重建相比，SPIRiT算法能够减少但不能完全去除欠采样中的伪影，可能是由于相对于加速度因子(线圈压缩后接收通道数量少(3个)(2.5))。✕无论k空间温度尺寸如何，k空间温度重建都没有伪影。图4c



图中示。2. 多线圈接收模拟。为(a)2DFT和(b)GA径向轨迹绘制RMS误差、热点外的最大误差和中心体轴中的误差。沿x轴的黑色标签表示加速度因子，灰色标签表示重建中使用的相应读出行数。k空间重建误差一般低于SPIRiT误差，而多线圈k空间估计的误差也低于单线圈估计。

结果表明，k空间温度图在整个实验过程中都没有伪影，并与全采样重建非常匹配。在整个实验过程中，旋转温度图被高估了温度变化。

GA径向扫描的结果如图5所示。与2DFT的情况一样，在CG和SPIRiT重建中存在较大的混叠伪影，但在基于k的空间重建中不存在。✕在16个加速度时，基于SPIRiT的温度估计始终低于从全采样数据中估计的加热温度。k空间温度重建算法产生的加热估计与整个实验的完全采样结果非常吻合。

在服模型验证

图6显示了体内模型的验证结果。如预期，所有重建方法的温度误差随加速因子而增加。在高加速度因子下，CG重建的温度图误差很大，使用SPIRiT减少但没有去除。k-空间方法的映射反映了一个球形的-

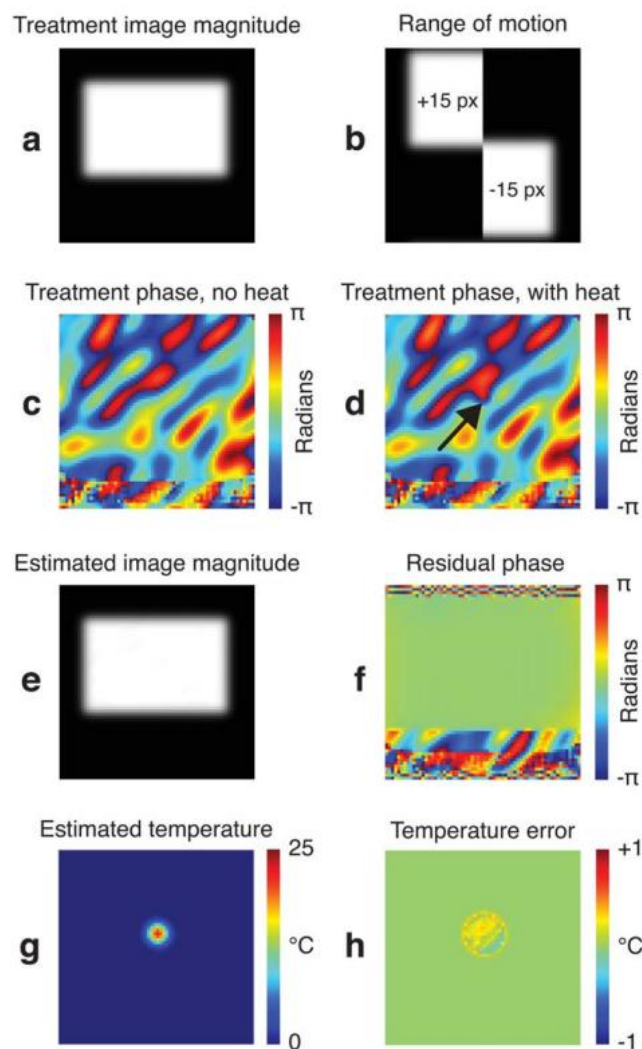
✕信噪比降低增加了温度不确定性，但在32加速的大脑内没有显著的混叠伪影。

计算时间

表1显示了来自模拟和幻影加热数据的一个温度图的计算时间，平均超过10次重复重建。2DFT重建使用的每张地图的k空间样本大约是GA径向重建的两倍，而且几乎需要两倍的时间(15s与8s对于相同的迭代次数)。模拟数据的重建时间明显长得多，这可能是由于模拟中缺乏噪声，以及缺乏空间粗糙度正则化。

讨论内容

在模拟和实验中提出了基于k空间的温度重建方法，以从未采样的k空间数据中生成准确的温度图。时间步跃响应



图中示。3. 运动模拟。a: 处理幅度图像, 包含移动的矩形对象。b: 基线库中的第一个和最后一个图像, 表示对象运动的范围。c: 一种没有热的处理图像相位, 包含多项式和低频傅里叶分量。d: (c), 高斯热点。e: 从加权基线图像中得出的估计图像大小。f: (e)和(a)中的图像之间的残余相位差。估计的高斯形温度位移。h: 温度贴图错误。

函数仿真表明, 该方法比TCR方法以更好的时间分辨率重构4个欠采样温度图, 利用时间正则化来抑制欠采样伪影。由于阈值设定, 在热点边缘观察到小误差(RMS误差: 0.0047°C; 最大误差: 0.074°C), 但在k天基温度重建中不存在采样不足的伪影。由于TCR时间点分布功能较广泛, 图在温度快速变化时有较大的误差, 具有典型的径向欠采样条纹模式(RMS误差: 0.23°C; 最大误差: 2.98°C)。虽然增加时间正则化可以减少TCR混叠伪影, 但这将会

进一步降低了其有效的时间分辨率。我们注意到, 这个模拟的设计是为了比较这两种算法对大的瞬时温度上升的响应, 这是在实践中不会发生的。然而, 每隔几秒钟就有一个体积的帧率在热测量中很常见, 特别是在想要增加体积覆盖范围的愿望下。这导致了在一到两个时间帧内发生大的温度变化的可能性, 在这种情况下, 重建的温度图具有时间分辨率并不比数据帧率粗糙的分辨率。未来的工作将应用所提出的算法, 在不牺牲时间分辨率的情况下, 在热计中扩大体积覆盖。

多线圈接收模拟结果表明, k-空间算法受益于多线圈接收。对于2DFT和GA径向轨迹, 从多线圈数据估计的k空间温度使用四根(2DFT)和两根(GA径向)读出线的误差较低。结果表明, 使用多个接收线圈可能对笛卡尔轨迹更有利, 尽管将需要额外的实验来评估这一点。在笛卡尔语和非卡语中笛卡尔模拟表明, 与单独使用平行成像相比, 使用k空间方法在更高的加速度水平下实现了低误差的温度重建。

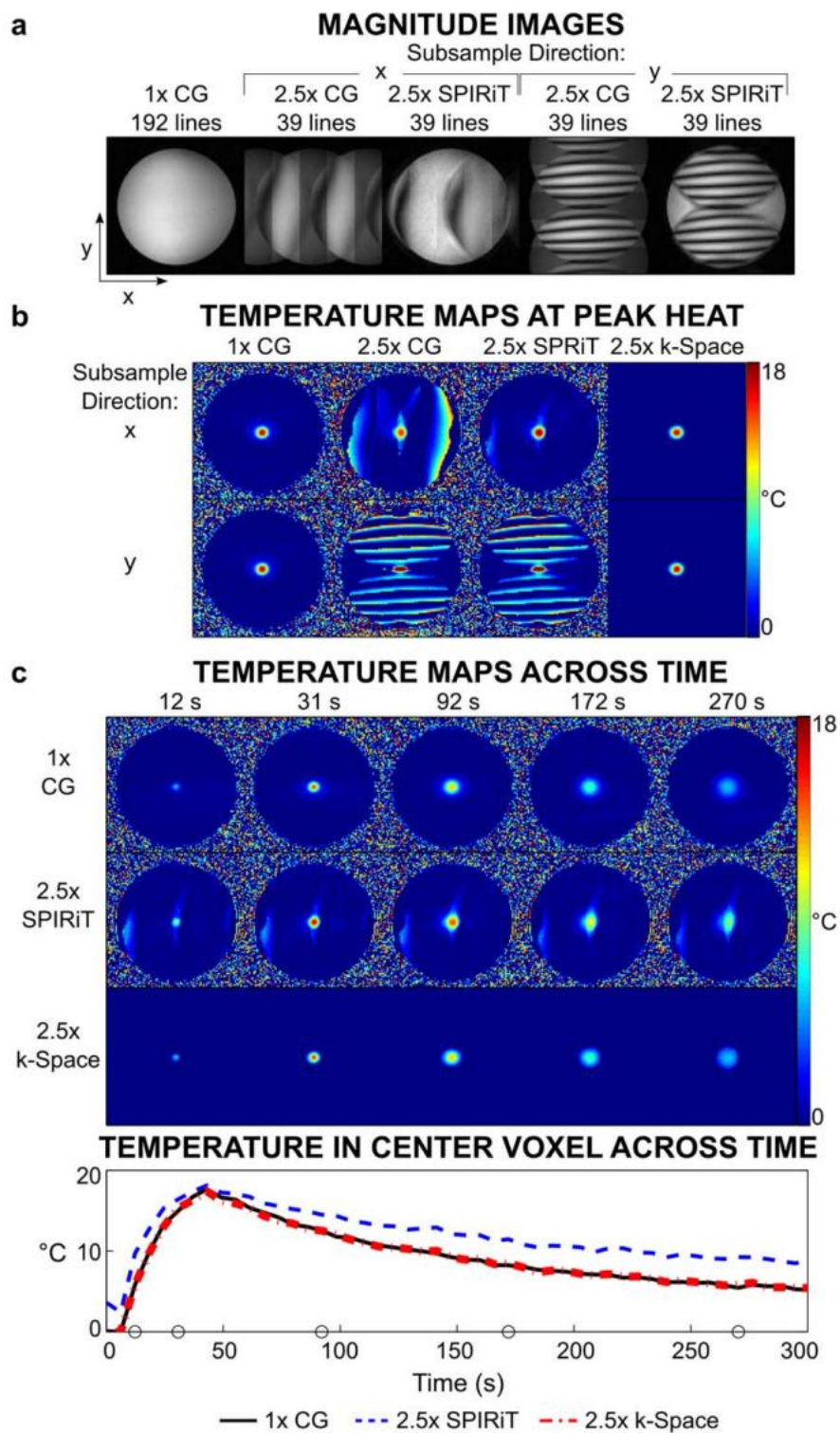
在幻影加热实验中也观察到了类似的模式。2DFT和GA径向数据分别在2.5和16处被欠采样。结果表明, 欠采样的k空间温度重构与全采样的温度图非常匹配, 而且在两次实验中的k空间重构都没有混叠伪影。相比之下, 基于SPIRiT的温度图在整个实验时间过程中存在伪影和精度的下降。与基于SPIRiT的温度重建不同, k空间重建的精度不受欠采样和线圈阵列尺寸的显著影响, 尽管它可能对在更高加速度因子下的相对方向更敏感。

为了验证混合k空间信号模型, 并研究该方法可能出现的温度误差, 从健康志愿者收集数据。在中等加速因子以上, CG温度重构中有明显的大误差。旋转图在这些因素上也有很高的误差, 尽管与CG结果相比, 它们似乎减少了。k空间重建的误差图受到信噪比降低的影响, 但在数据在32处加速之前才出现显著的伪影。这些结果表明, 混合k空间信号模型在体内广泛的加速因子范围内, 准确地捕捉到解剖相位变化和平滑相移。运动模拟皮毛的结果

并证明了该算法在运动存在下回归背景解剖阶段的能力。

与基于时间正则化的方法相比, 基于k空间的算法对温度的时间动力学不作假设, 并在仿真中证明其优越

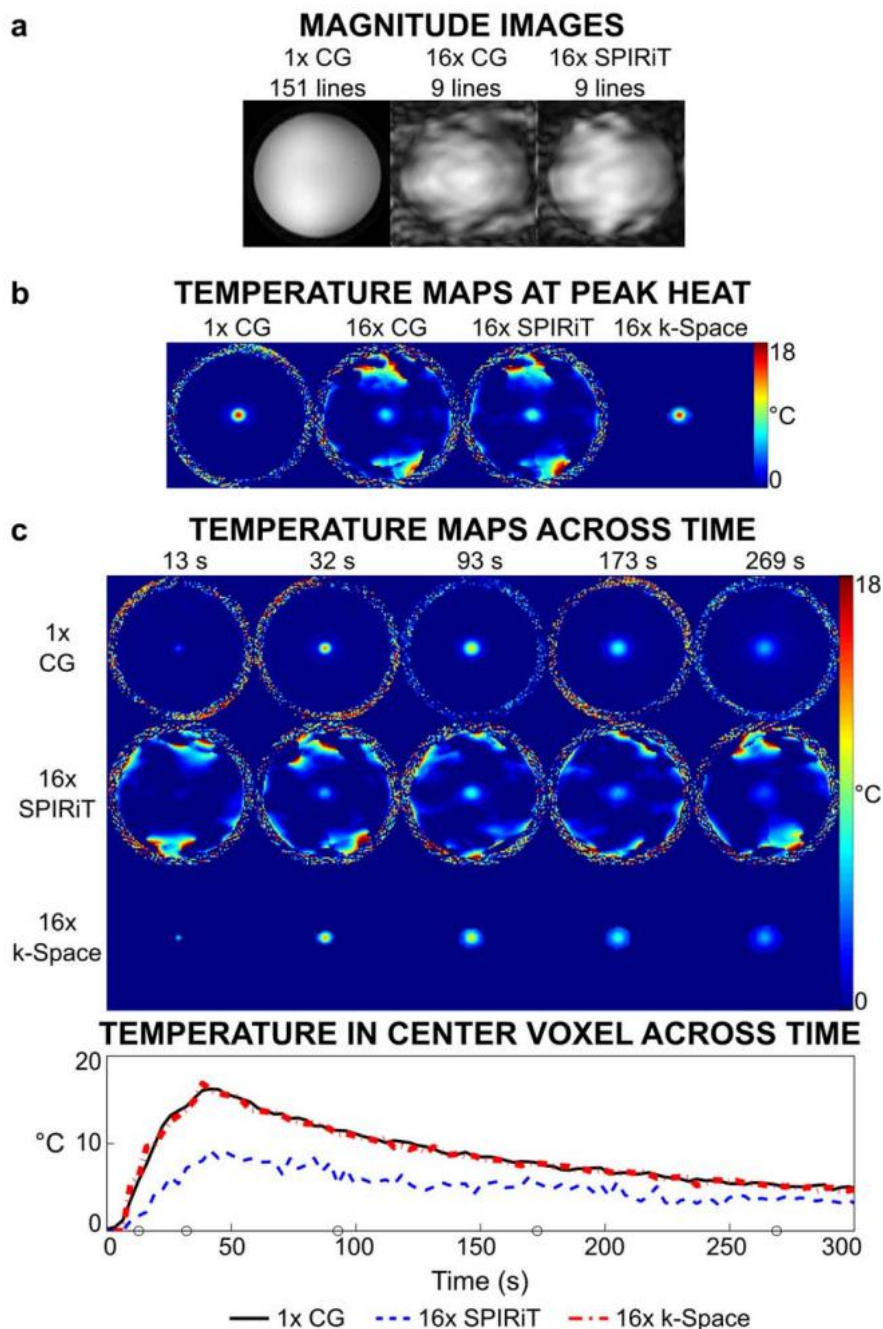
图中示。4.2个DFT实验。a: 产品大小用全采样法重建的图像
 \times (左) 和 \times_{or} 中的2.5采样不足y型尺寸。b: 温度关系图从峰值下的数据重建在x或y维中采样使用CG、SPIRiT和k-天基的采用的方法。温度图记录沿着热的时间场结构使用CG和全采样的网络实验(顶部), SPIRiT重建的图像和 $\times 2.5$ 沿x方向的欠采样(中间), 以及k-空间方法和 $\times 2.5$ 沿x方向的欠采样(底部)。底部: 温度曲线图润滑在中央体素中的函数全采样时间(CG)和2.5- \times 欠采样(SPIRiT和k个空间-温度贴图。沿圈x轴表示所显示内容的时间温度贴图。



到TCR的时间分辨率。k空间算法也不需要k空间欠采样模式在连续采集之间改变, 正如2DFT幻影重建所证明的那样, 其中加速采样模式在整个实验过程中都是固定的。然而, 如果在目标函数中加入时间正则化, 该方法可能会实现更高的加速度

在等式中[2]并采用了交替的k空间采样模式。

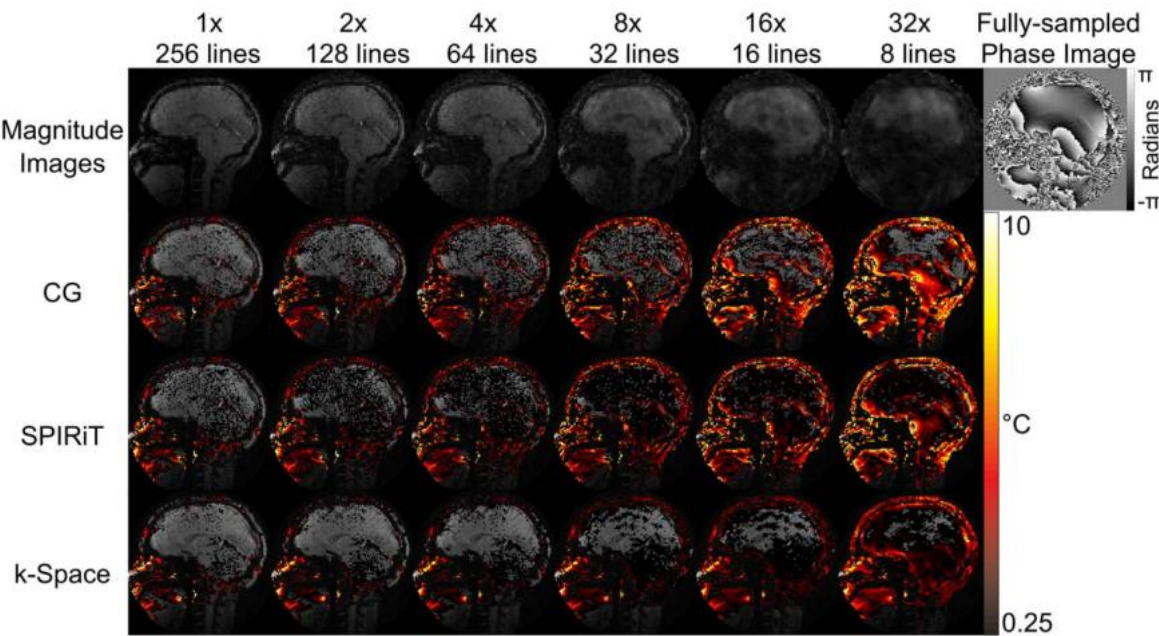
虽然该算法扩展了混合多基线和无参考测热法(38)的能力, 但它也继承了它的一些局限性。一种方法是, 该算法需要假设焦加热来分离热诱导的相移和多项式相移。因此, 在它目前的形式中



图中示。 5. GA径向实验。a: 全采样（左）重建的大图像，CG（中）和SPIRiT重建（右）重建的16次。b: 利用全采样CG和16次采样CG、SPIRiT和k空间基模型在峰值高温时重建的温度图。c: 顶部：沿加热实验时间段重建的温度图，使用CG（顶部）全采样，使用SPIRiT重建图像16次采样（中间），使用k空间重建（底部）16次采样。底部：中心体素的温度演化图是全采样（CG）和16次采样（SPIRiT和k空间域）温度图的温度演化随时间的函数。沿x轴的圈表示显示温度图的时间。

算法可能不适用于成像更多扩散的加热模式，如由MRI扫描仪产生的射频电场引起的加热（特定的吸收率[SAR]），这可以通过多项式很好地建模。对这些情况的扩展将需要开发用于背景和加热相分离问题的新方法，然后可以与算法中合并。如果组织运动发生在基线库未捕获的方向上，则该方法也会变得不准确。然而，如果有配准信息来跟踪这一运动，则可以在新的方向中重用先前获得的基线图像，因为磁体中组织的重定向可能捕获引起的平滑相移

相移。最后，与最初的混合测热方法一样，该算法并没有考虑到加热体素中脂肪的存在。由于脂肪随温度的变化，频率位移可以忽略不计，所以当它存在于体素中但没有考虑到时，它的信号会降低温度估计的准确性。虽然在使用光谱空间激发（49）的PRF移温测量采集中抑制脂肪是很常见的，但其信号可以用于基于纵向或横向弛豫速率变化的测热测量，或作为PRF移温测量的与温度无关的相位或频率参考。在这些情况下，多回波采集可以分离水和脂肪信号。为了将所提出的k-空间算法应用于此类采集，a



图中示。 6. 体内模型验证（无加热）。顶部行：在不同加速因子下重建的大小图像。一个全采样图像的相位显示在右上角。下三行：0.25 以上平均正温度误差比较°C于CG、SPIRiT和k-空间温度重建。中等加速导致CG和SPIRiT重建中出现大的大温度误差，但k空间重建只使大脑的信噪比明显损失到32个加速。✖

需要开发包括水和脂肪成分的多回波信号模型，以解决水中热引起的频移（而不是相移）。这样的模型将包含先前获得的和分离的水和脂肪基线图像。原始混合方法的扩展可以估计多回波采集的热诱导频率变化（50），并使用脂肪图像作为PRF测热法的相位参考（51）。

对于目前该算法的实现，一帧的测量计算时间为8–15秒。虽然与实时临床使用不兼容，但这些可用于临床前研究的回顾性重建（52）。此外，当前的实现仅使用一个CPU核心，并且该算法的多线程或基于GPU的实现可以产生与实时使用兼容的计算时间（53）。所提出的重建也使用了一个非均匀的快速傅里叶变换–形成评估G矩阵乘法的算法，包括计算昂贵的网格步骤（44）。这一步可以消除笛卡尔采样数据（2DFT和EPI），这是热流体中最常用的k空间轨迹

试试。最后，用先前的温度图、基线权值和多项式系数初始化算法可以帮助加速收敛，特别是在很少或没有运动的情况下。对于任何重建方法，多层温度重建都可以跨切片并行化，因此由该算法的实时兼容扩展实现的平面内加速可以用来增加获得的切片的数量，而不牺牲时间分辨率。该算法的进一步开发，以实现实时计算时间，将是未来研究工作的重点。

研究结论

加速温度成像对于支持电流和支持未来的核磁共振制热干预很重要。我们提出了一种通过直接将约束模型拟合到k空间数据中的温度重建算法。该算法能够在高时间分辨率和精度的条件下，从k空间数据中估计焦温度的变化。

确认情况

作者感谢瑞安罗宾逊和大卫史密斯帮助金角径向收购。

附录

h更新的非线性共轭梯度算法

在该算法的步骤3中，用于更新加热诱导的相移h的非线性CG算法（42）的步骤为：

表1
计算时间和迭代次数

数据集，加速因子	时间 (s)	迭代的次数
模拟模型，42DFT凝胶模型，2.5GA径向凝胶✖✖	74.1	步骤1–5: 6; 步骤6: 3
幻影，16✖	14.6	步骤1–5: 3; 步骤6: 3
	8.2	步骤1–5: 3; 步骤6: 3

1924年，高尔和格里森姆

1. 重复操作
2. 计算搜索方向 \mathbf{p} ：一个列向量 \mathbf{g}^k 在等式中的目标函数 $C\delta\mathbf{h}\mathbf{p}$ 的一阶导数[4]关于 \mathbf{h} 的元素，首先计算为：

$$\mathbf{g}^k = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_1^k \\ \vdots \\ \mathbf{g}_n^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_1^k \\ \vdots \\ \mathbf{f}_n^k \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1^k \\ \vdots \\ \mathbf{u}_n^k \end{bmatrix} \mathbf{G}^0 \quad \left(\mathbf{y} = \mathbf{G} \mathbf{p} \right) \quad (7)$$

其中， \mathbf{G} 是一个（非均匀的）DFT矩阵。利用波拉克-里比共轭梯度公式，迭代 n 的搜索方向： \mathbf{p}^n

$$\mathbf{p}^n = \begin{cases} -\mathbf{g}^n; & n=0 \\ -\mathbf{g}^n + \beta_n \mathbf{p}^{n-1}; & n \geq 1 \end{cases} \quad \beta_n = \frac{\mathbf{g}^n \cdot \mathbf{g}^n}{\mathbf{g}^{n-1} \cdot \mathbf{g}^{n-1}} \quad (8)$$

3. 计算步长 α ： α 在非阳性约束下评估如下：如果 \mathbf{u} 对于某些阈值 ϵ ($\epsilon=1000$) 和 $\mathbf{p} > 0$ ，然后设置 $\mathbf{p} < 0$ ，因为搜索方向将导致违反该位置的非阳性约束，对于任何 α 。然后，进行解决

$$\alpha = \frac{\mathbf{g}^n \cdot \mathbf{p}^n}{\mathbf{p}^n \cdot \mathbf{p}^n} \quad (9)$$

使用回溯行搜索。接下来，确定行搜索返回的 α 是否导致违反非正性约束。设为 $\mathbf{z}^n = \mathbf{h}^n + \alpha \mathbf{p}^n$ 。如果： $\mathbf{z}^n \cdot \mathbf{z}^n \neq \mathbf{z}^n$ ，然后设置

$$\mathbf{p}^n = \mathbf{z}^n - \mathbf{h}^n \quad (10)$$

并使用更新的 \mathbf{p} 执行另一个回溯行搜索：

$$\alpha = \frac{\mathbf{g}^n \cdot \mathbf{p}^n}{\mathbf{p}^n \cdot \mathbf{p}^n} \quad (11)$$

4. 更新时间 \mathbf{h} ： $\mathbf{h}^n = \mathbf{h}^{n-1} + \alpha \mathbf{p}^n$
5. 直达到达所需的迭代次数为止。

参考文献

1. 肯尼迪，加纳，克兰斯顿。高强度聚焦超声波：未来的手术？BrJRadio12003；76：590-599。
2. 胡贝尔Pe, JenneJW, 拉斯特R, 西米安塔纳基斯I, 新恩惠普, 战略HJ, 冯·福涅尔D, 旺恩马赫F, 德布斯J。一种新的无创方法在乳腺癌治疗使用磁共振成像引导聚焦超声手术。癌症研究报告2001年；61：8441-8447。
3. 海宁K, 波莫罗伊O, 史密斯O, 胡贝尔佩, 麦克丹诺德, 凯滕巴赫J, 鲍姆J, 歌手S, 乔尔斯FA。影像学指导下的乳腺纤维细胞瘤聚焦超声手术：可行性研究1。放射学, 2001年；219：176-185。
4. 坦帕尼CMC, 斯图尔特EA, 麦克丹诺德N, 奎德BJ, JoleszF, 海宁K。影像学指导下的子宫平滑肌瘤聚焦超声手术的可行性研究。放射学2003；226：897-905。
5. 麦克唐德, 克莱门特GT, 黑色P, 乔尔斯FA, 海宁K。经颅磁共振成像引导的脑肿瘤聚焦超声手术。神经外科, 2010年；66：323-332。
6. 卡坦, 贝克, 英巴, 拉宾, 沙布欣, 亨斯特, 汉加纳, 多加金, 利伯曼B。磁引导聚焦超声

- 减轻骨转移患者疼痛的手术(MRgFUS)-初步临床经验。AnnOncol2007；18：163-167。
7. 利伯曼B, 吉安菲利斯, 英巴尔, 贝克, 拉宾, 沙布申, 亨斯特, 车臣。使用MR引导的聚焦超声手术减轻骨转移患者的疼痛：一项多中心研究。2009年；16：140-146。
8. 马丁, 珍莫诺德, 莫尔, 扎迪卡里奥, 维纳B。高强度聚焦超声用于无创功能神经外科。安神经学杂志, 2009；66：858-861。
9. 伊莱亚斯WJ, HussD, VossT, 等。聚焦超声丘脑切除术治疗原发性震颤的初步研究。新英语J医学杂志2013年；369：640-648。
10. 马迪奥, DP, 范·格尔德伦, 民主党, 奥尔森, 德兹瓦特, 福塞特, 新泽西州霍布布鲁克, 曼德尔M, 穆宁CTW。探讨核磁共振引导聚焦超声局部诱导基因表达的可行性。JMagn共振成像, 1998年；8：101-104。
11. 德兹瓦特, 所罗米尔, 维默斯, 克拉西斯, 穆宁。关于使用热敏感性脂质体和MR引导聚焦超声输送局部药物的可行性。2000年, 澳大利亚悉尼, ISMRM第8届年会的会议记录。p. 3。
12. 海宁, 麦克唐德, 乔尔斯。非侵入性MR成像引导下, 家兔血脑屏障的局部打开。放射学2001；220：640-646。
13. 莱因哈德, 赫泽尔, 克雷格, 克雷泽, 塔拉兹科, 齐耶, 韦伯, 等等。低超声波破坏血脑屏障。2006年中风；37：1546-1548。
14. 赫勒莫, 莫吉诺C, 库森B, 恩霍姆J, 勒保释B, 劳伦特C, 穆宁CTW, 恩霍姆GJ。快速MRI测温仪三维指导下的体积HIFU消融。医学物理学杂志, 2009年；36：3521年。
15. 穆根诺, 科勒, 恩霍尔姆, 奎森, 穆宁。体积MR-HIFU消融期间近场加热的量化。2011年；38：272-282。
16. 穆宁, 奎森B, 所罗米尔, 维默, 兹瓦特, 范瓦尔斯, 格雷尼尔, 帕鲁西尔。介入性成像中的热治疗。聚焦的超声波。神经成像学2001年；11：737-747。
17. 袁, 梅嘉, 潘奇唱片, 麦克唐诺德新J, 马多尔B。利用质子共振频率法实现快速和精确的温度测量。2012年；2：21-32。
18. 普鲁斯曼, 韦格, 施德格, 博西格。意义：针对快速MRI的灵敏度编码。1999年杂志共振版；42：952-962。
19. 格里斯沃尔德马, 雅各布总理, 海德曼R, 尼特卡M, JellusV, 王J, 基弗B, 哈斯A。通用自动校准部分并行采集(grappa)。《磁共振医学杂志》2002年；47：1202-1210。
20. 韦登斯坦纳C, 克里乌伊N, 奎森B, 德森内维尔B, 特里劳德H, 穆宁CTW。健康、病人肝实时先生温度图的稳定性。JMagn共振成像2004；19：438-446。
21. 班克森JA, 斯塔福德RJ, 黑兹尔JD。具有相位敏感数据的部分并行成像：提高了磁共振温度成像的时间分辨率。2005年，53：658-665。
22. 郭JY, 霍尔莫夫斯基, 张, 郑, 帕克。K空间继承并行采集(KIPA)：在动态磁共振成像热计中的应用。2006年；24：903-915。
23. 明尼苏达州, 谢弗A, 穆勒D, 等人。频率选择性非对称自旋回波EPI与平行成像快速内部参考热测量。2011年, 加拿大蒙特利尔, ISMRM第19届年会的会议记录。p. 529。
24. 梅, 潘尼唱片, 袁J, 麦克丹诺德, 治疗, 静, 马多尔B。结合二维空间选择性射频激发, 平行成像, 并展开加速热MR成像。2011年；66：112-122。
25. 科勒, 蒂兰德, 叙利亚, 中山, 伊豪塔拉。超声透明射频线圈设计改进HIFU测热治疗。2011年, 加拿大蒙特利尔, ISMRM第19届年会的会议记录。p. 1728。
26. 米纳加, 梅里林, 托德, 帕克, 小哈德利。一种用于大脑磁共振引导的高强度聚焦超声的10通道射频线圈。2013年, 美国犹他州盐湖城 ISMRM第21届年会的会议记录。p. 832。
27. 米纳加, 佩恩, 梅里尔, 托德, 维贾亚库马, 霍尔莫夫斯基, 帕克, 小哈德利。一个11通道射频相控阵线圈的磁共振引导高强聚焦超声的乳房。2013年；69：295-302。
28. LustigM, DonohoD, 保利JM。稀疏成像：压缩传感在快速成像中的应用。2007年；58：1182-1195。

29. 伦纳德P, 乔普拉R, 纳克曼A. MrI控制经尿道超声治疗中的加速热测量。2012年, 澳大利亚墨尔本, ISMRM第20届年会的会议记录。p. 2918.
30. 马克思M, 屁股保利K. 将压缩传感用于体积先生测热法的加速。在ISMRM数据采样和图像重建研讨会上, 亚利桑那州, 美国, 2013年。
31. 赵F, 诺尔特区, 尼尔森JF, 费德勒JA. 通过压缩感知分离相位和相位正则化。IEEE医学成像2012; 31: 1713-1723。
32. 曹兹, 哦, 奥塔佐, 西卡, 格里斯沃尔德, 柯林斯. 复杂差分约束了压缩传感重建的加速PRF测温法, 并应用于MRI诱导的射频加热。2015年; 73: 1420-1431年。
33. 托德N, 阿德鲁G, 佩恩A, 迪贝拉EVR, 帕克DL. 应用于MRI温度数据的时间约束重建。2009年; 62: 406-419。
34. 托德, 佩恩, 帕克. 模型预测滤波, 以提高MRI温度成像的时间分辨率。2010年; 63: 1269-1279。
35. 鲁约尔, 里斯M, 奎森B, 穆宁CTW, 丹尼斯·德·森内维尔B. 实时测热测量和剂量测量对腹部器官的介入指导。2010年; 63: 1080-1087。
36. 华盛顿州格里森姆. 直接从k空间数据中重建质子共振频移温度图, 以进行高度加速的温度测量。2013年, 美国犹他州盐湖城ISMRM第21届年会的会议记录。p. 1805.
37. 华盛顿州格里森姆. 从高度低采样的数据中进行MRI温度图重建。2013年, 中国上海, 第十三届治疗性超声波国际研讨会
38. 格里森姆, 里克, 霍尔布鲁克, 棉兰, Lustig, 桑托斯, 麦康奈尔, 保利KB. 混合无参考和多基线减法测热法用于监测运动器官的热疗法测热法监测运动器官的热疗法。医学物理学, 2010年; 37: 5014-5026年。
39. 瑞克五, 恩斯特雷拉, 罗森博格, 格里森姆, 沃纳B, 马丁, 巴保利. 脑聚焦超声消融温度处理方法的比较。JMagn共振成像2013; 38: 1462-1471。
40. 霍尔布鲁克, 加纳努尼P, 桑托斯, 棉兰Y, 保利KB. 体内声辐射力成像在猪肝脏。美国医学物理学杂志, 2011年; 38: 5081。
41. RiekeV号, 保利KB. 测温仪先生。JMagn共振成像2008; 27: 376-390。
42. 齐, 李, 徐, 法夸尔, 樱桃. ECAT精确HR+的全三维贝叶斯图像重建。IEEE跨新科学。1998;45:1096-1103.
43. 普鲁斯曼, 韦格, 布尔纳特, 博西格. 任意k空间轨迹灵敏度编码的进展。2001年, 46: 638-651。
44. 费德勒JA, 萨顿BP. 非均匀快速傅里叶变换使用最小插值。IEEE跨信号过程2003; 51: 560-574。
45. 萨顿BP, 诺尔特区, 费德勒JA. 在场场不均匀性的核磁共振成像的快速、迭代图像重建。IEEE跨医学成像2003年; 22: 178-188。
46. 小姐, 保利. 旋转: 从任意k空间进行的迭代自一致并行成像重建。2010年; 64: 457-471。
47. S特. 高场下感知线圈几何因子的二维全波建模。2002年, 美国夏威夷檀香山ISMRM第十届年会的会议记录。p. 854.
48. 富奈, 费德勒, 杨, 奥拉夫森, 诺尔特区. 核磁共振成像中的正则化场图估计。IEEE跨医学成像2008; 27: 1484-1494。
49. 德兹瓦特, 维默, 德拉兰德, 卡尼奥尼, 穆宁. 利用回波移动梯度回波成像和光谱空间激发的快速脂质抑制Mr温度映射。1999年, 42: 53-59。
50. 华盛顿州格里森姆. 单回波和多回波脉冲射频移温法与惩罚可能性多回波温度重建方法的比较。2014年, 意大利米兰, ISMRM第22届年会的会议记录。p. 2351.
51. 格里森姆, 霍夫斯特特, 里克五, 棉兰, 保利, 戴维斯. 混合多基线和无参考的PRF位移热测量使用水和脂肪图像。2011年, 加拿大蒙特利尔, ISMRM第19届年会的会议记录。p. 1771.
52. 托德N, 维亚斯U, 德贝弗J, 佩恩A, 帕克D. 重建全三维高时空分辨率先生温度地图的回顾性应用。2012年; 67: 724-730。
53. 托德, 普拉卡什, 奥丁, 德贝弗, 佩恩, 雅拉瓦西, 帕克. 接近实时可用性的三维温度图创建与时间约束的重建。2013年; 71: 1394-1404。