MR-Compass：由惯性导航驱动的脑部磁共振成像运动校正

Musa Tunc Arslan[1,2,*]、FatihCalakli[1,2], Joshua Auger[1,2], Hongli Fan[3,†]、Alan J. Macy[4,††]和 Simon K. Warfield[1,2]

[1]计算放射学实验室，放射学系，波士顿儿童医院，美国马萨诸塞州。[2]放射学系，哈佛医学院，美国马萨诸塞州。[3]西门子医疗解决方案，西门子，美国马萨诸塞州。[4]研究与开发总监，BIOPAC Systems Inc.，美国加利福尼亚州。[*]联系地址：musa.arslan@childrens.harvard.edu

摘要

惯性传感器可以追踪物体运动学，但对含噪信号进行积分会造成无界漂移，因此在毫米级分辨率、持续数分钟的扫描中，不适用于MRI运动校正。我们提出MR-Compass，利用MRI系统的静态磁场和引力场直接以2 kHz估计三自由度方向，无需积分，从而消除随机游走。剩余的三自由度平移则通过对磁共振成像数据进行相位相关来恢复。我们通过三维径向绒球序列进行回顾性实验，并在志愿者大幅运动期间使用二维EPI功能性磁共振成像进行前瞻性实验，验证了该方法的有效性。在所有实验中，MR-Compass结合相位相关的平均精度达到0.6^{o} 和0.4像素。在所有志愿者扫描中，无论采用回顾性还是前瞻性校正，应用运动校正后图像质量均有所改善。
MR-Compass能够以空前的采样率，在MRI扫描仪中高精度测量头部运动；此外，它还能通过适当对齐k空间数据并减少运动相关伪影，实现回顾性和前瞻性重建，从而改善图像质量。

1 引言

脑部磁共振成像是最常见的非侵入性诊断成像程序之一。磁共振成像可提供至关重要的诊断信息，但运动会降低图像质量。运动伪影影响了14–35%的脑部检查 [1, 2] ，由于各种原因（例如神经退行性疾病（即帕金森病 [3, 4]）或癫痫 [5, 6], ），儿童、老年人或不配合的患者尤其难以避免运动，往往需要重复扫描。身体约束、训练、睡眠调控或麻醉等预防措施并非总是切实可行 [7–9]。

† Hongli Fan 是西门子医疗解决方案美国公司的一名员工。该公司制造了本研究中使用的 MR扫描仪。西门子医疗解决方案美国公司未参与研究设计或数据分析。

†† Alan Macy 是 Biopac Systems 的一名员工。该公司设计并制造了本研究中使用的测量设备。Biopac Systems 未参与研究设计或数据分析。

因此，人们开发了三种主要策略：回顾性运动校正（RMC），即在采集后修改k空间数据 [3]；前瞻性运动校正（PMC），即实时更新扫描 [10]；以及结合两者的混合方法 [11]。这些方法都依赖准确的运动估计，其中位置和方向对于补偿神经影像学中的头部运动至关重要。运动可通过磁共振成像固有信号（图像、ID、vNav、轨道导航器、引导线） [12–17], 以及外部设备 [13, 18–24]进行感测。

光学系统利用标记物（例如 Kineticor [12]）或结构光（例如 Tracoline [13, 18,19]）跟踪标记物或患者面部。然而，标记物和面部都可能被头线圈 [11], 遮挡，导致无法估算运动；非刚性皮肤运动（例如面部动作 [17]）也可能导致估算结果有误。即使不存在刚体运动，这些误差也会降低MRI图像的质量。此外，基于摄像头的系统必须对齐摄像头和 MRI坐标系（手眼标定），这具有挑战性；如果在不同患者之间移动摄像头，标定便会失效 [19, 25]。Tracoline 还需要使用通过单独且耗时的 MRI扫描获取的三维面部网格 [19, 26, 27]。光学跟踪在志愿者配合时表现良好，但面对不配合的受试者时可能失效 [18, 19, 27, 28]。

基于导频音的运动跟踪会向扫描仪室内注入接近核磁共振频率的射频信号，所有接收线圈都能检测到这些信号 [23, 24]。然而，PT信号并未明确编码运动参数，因此需要进行标定 [29–31]。标定时，先采集患者保持静态姿势时的 PT和MR数据，再通过图像配准推导出 PT映射 [29, 30, 32]。标定需要采集多个姿势，但这些姿势可能无法涵盖完整的运动范围；不配合的患者可能无法遵从要求，而且所需的标定方法因患者而异，形成了工作流程瓶颈 [32]。

基于MR的运动跟踪通常更为便捷。运动稳健型k空间轨迹（如径向线 [33], ）可通过k空间中心过采样实现自导航 [15, 33–35], , 但会增加重建复杂度，且仅限于特定序列。导航器方法采集额外数据用于运动估计，可以是基于图像的（PROMO [16], vNav [14]）、基于激发的（fatNav [36]）或基于k空间的（球形导航器 [37], 轨道导航器 [38], 三叶草导航器 [39]）。导航器精度与采集时间之间存在根本性权衡，将运动更新限制为每个重复时间（TR）一次，通常间隔数秒 [14, 36, 37, 39]。电磁跟踪系统[20, 21] 操控MRI梯度以诱发传感器信号，从而产生类似的每个TR一次的采样率。

在导航中，航位推算利用先前位置、速度、航向和时间[40]来确定位置。通过对加速度计测得的加速度进行二重积分，可以跟踪物体的位置，从而无需视觉视线，并能提供高采样率，且不具有患者特异性。然而，加速度计测量的是运动学加速度与方向相关重力之和。为分离运动学分量，对角速度进行一次积分可得到方向[41, 42], , 磁力计则提供方向参考。这些传感器共同构成惯性测量单元（IMU）。

核心挑战是传感器噪声积分所导致的无界漂移（随机游走）。由于加速度需要进行两次积分，位置漂移更为严重。方向误差还会使重力泄漏到测得的加速度中，进一步污染运动学估计。人们已开发多种方法来减轻行人导航中的这种漂移 [43–46], , 实现厘米级精度。

磁共振成像 分辨率处于毫米量级，且采集持续数分钟。因此，
resol

惯性测量单元很少用于 MRI 运动校正。唯一已发表的案例包括一项仅限于单轴旋转的模体研究 [47]。该研究未涉及绕多个轴的旋转和平移。此外，van Niekerk 等人采用了 Madgwick 滤波器，该滤波器通过积分角速度进行计算，因此仍会受到无界漂移的影响 [47–49]。

在这项工作中，我们提出了一种用于运动校正的“MR-Compass”。我们的兼容磁共振成像的惯性测量单元以 2000 Hz 的频率记录数据。它利用磁共振成像设备强大的静磁场和引力场，直接以高频率计算三自由度方向，无需积分，从而避免随机游走漂移。我们还展示了可通过相位相关从数据中估计剩余的三自由度平移。我们通过体内实验展示了该方法在运动校正方面的有效性：回顾性地使用非笛卡尔T1加权三维径向 koosh ball（三维径向）序列，前瞻性地使用二维笛卡尔EPI功能性磁共振成像序列。

2 理论

刚体运动校正的目的是确定物体的平移和旋转，并将其应用于梯度、射频和下变频器，确保k空间轨迹跟随物体移动且满足布洛赫方程。假设采用体积激励，质子密度为 $\rho(\boldsymbol{x})$ 时，磁共振成像信号 $s(t,\ \boldsymbol{G}(t))$ 如下所示 [50–55]：

$$s(t,\boldsymbol{G}(t)) = \int_V \rho(\boldsymbol{x})\exp\left\{-i\gamma\int_0^t \boldsymbol{G}^\top(\tau)\boldsymbol{x}d\tau\right\}d\boldsymbol{x} \tag{1}$$

这里，$\boldsymbol{G}(t)$是施加的梯度，上标 $\top$ 表示转置运算。如果物体发生刚体运动，点 $\boldsymbol{x}$ 将移动到新位置：

$$\boldsymbol{x}_n = \boldsymbol{R}\boldsymbol{x} + \boldsymbol{r} \tag{2}$$

其中，$\boldsymbol{R} \in \mathbb{R}^{3\times3}$ 是旋转矩阵，$\boldsymbol{r} \in \mathbb{R}^{3\times1}$ 是平移向量。运动后的磁共振成像信号如下：

$$\hat{s}(t,\boldsymbol{G}(t)) = \int_V \rho(\boldsymbol{x}_n)\exp\left\{-i\gamma\int_0^t \boldsymbol{G}^\top(\tau)\boldsymbol{x}d\tau\right\}d\boldsymbol{x} \tag{3}$$

经过变量替换 $\boldsymbol{x} = \boldsymbol{R}^\top(\boldsymbol{x}_n - \boldsymbol{r})$后，得到：

$$\hat{s}(t,\boldsymbol{G}(t)) = \left[\int_V \rho(\boldsymbol{x}_n)\exp\left\{-i\gamma\int_0^t \left[\boldsymbol{R}\boldsymbol{G}(\tau)\right]^\top\boldsymbol{x}_n d\tau\right\}d\boldsymbol{x}_n\right]\exp\left\{i\gamma\int_0^t \left[\boldsymbol{R}\boldsymbol{G}(\tau)\right]^\top\boldsymbol{r}d\tau\right\} \tag{4}$$

于是，可以写出以下两个方程：

$$s(t,\boldsymbol{G}(t)) = \hat{s}(t,\boldsymbol{R}^\top\boldsymbol{G}(t))\exp\left\{-i\gamma\int_0^t \boldsymbol{G}(\tau)\boldsymbol{r}d\tau\right\} \tag{5}$$

因此，只要对梯度施加逆旋转，并对旋转校正后的信号单独施加相移，即可恢复原始信号。

2.1 通过加速度计和磁力计进行快速直接旋转计算（MR-Compass）

在磁共振成像中，永磁体会在磁体孔径内的大范围区域产生均匀的强磁场（$\boldsymbol{b}$）。在磁体孔径内的任何位置，地球重力场（$\boldsymbol{g}$）都可以视为与 $\boldsymbol{b}$垂直。在北-东-地坐标系（NED）中，这些场分别为 $\boldsymbol{a} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & g \end{bmatrix}^\top$ 和 $\boldsymbol{b} = \begin{bmatrix} B_0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^\top$。那么，静止加速度计和磁力计的测量结果如下：

$$\boldsymbol{a}_m = \boldsymbol{R}\boldsymbol{g} \tag{6a}$$

$$\boldsymbol{b}_m = \boldsymbol{R}\boldsymbol{b} \tag{6b}$$

其中，$\boldsymbol{R} \in \mathbb{R}^{3\times3}$ 是表示传感器相对于NED方向的旋转矩阵。随后，传感器的方向可按如下方式计算 [56]：

$$\boldsymbol{R}_{\text{NED}} = \left[\begin{array}{c|c|c} \dfrac{(\boldsymbol{a}_m \times \boldsymbol{b}_m) \times \boldsymbol{a}_m}{g^2 B_0} & \dfrac{\boldsymbol{a}_m \times \boldsymbol{b}_m}{g B_0} & \dfrac{\boldsymbol{a}_m}{g} \end{array} \right] \tag{7}$$

将NED转换为磁共振设备坐标系（DCS）只需进行简单的置换 ：

$$\boldsymbol{R}_{\text{DCS}} = \boldsymbol{R}_{\text{NED}} \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \tag{8}$$

计算得到的旋转矩阵是传感器相对于DCS的相对方向。然而，传感器最初固定在人体上时可能并未与DCS对齐。因此需要使用初始旋转估计进行归一化，如下所示：

$$\boldsymbol{R}(t) = \left(\boldsymbol{R}_{\text{DCS}}^\top(0) \boldsymbol{R}_{\text{DCS}}(t) \right)^\top \tag{9}$$

现在可将$\boldsymbol{R}$（t）用于公式（5），以前瞻性或回顾性方式校正旋转。该归一化同时也作为自校准步骤，在该方法的首次运行中无缝解决手眼协调问题。因此，手眼协调以系统的采样率求解，无需额外扫描或步骤，也不因患者而异。一旦计算出并应用旋转，平移即简化为相位差，可通过相位相关从磁共振成像数据[53, 57–60]计算得到。

3 方法

3.1 传感器校准

为实现准确估计，传感器校准至关重要。标定分两步进行：

i. 内部失准 (IM)：单个传感器的内部轴可能因制造误差而失准，导致轴之间非正交 [61–65]。因此，需要利用已知参考重新校准。以三轴加速度计为例，其测量模型如下 [61–66]：

$$\boldsymbol{a}_{im} = \boldsymbol{C}_a \boldsymbol{a}_m + \boldsymbol{c}_a + \boldsymbol{n} \tag{10}$$

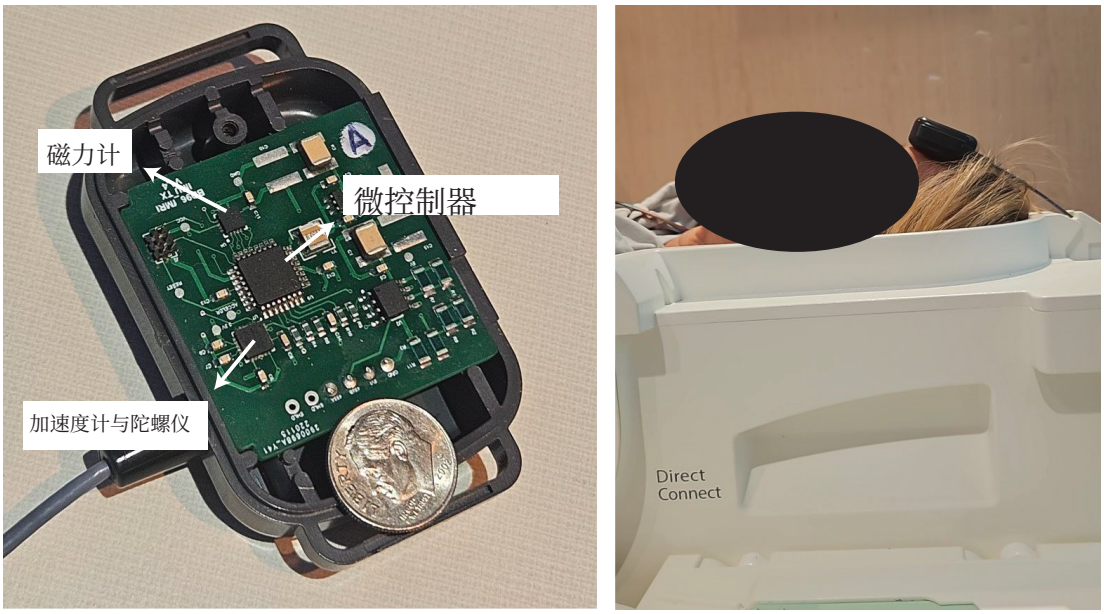

图1：传感器印刷电路板，配有磁力计（magn.）、加速度计（accel.）和陀螺仪（gyro），以及用于汇总数据并与数字信号处理盒通信的微控制器。

在公式 (10) 中，$\boldsymbol{a}_m$ 受到对称失准矩阵（而非旋转矩阵）$\boldsymbol{C}_a \in \mathbb{R}^{3\times3}$、偏置向量 $\boldsymbol{c}_a \in \mathbb{R}^{3\times1}$以及高斯噪声 $\boldsymbol{n} \sim \mathcal{N}(000, \sigma\boldsymbol{I})$的扰动。然后，可以以重力为参考，通过最小二乘法求解未知量 $\boldsymbol{C}_a$ 和 $\boldsymbol{c}_a$。采用相同的方法，以 B_0 场为参考对磁力计进行标定。

ii. 交叉失准（CS）： 磁力计与加速度计之间的方向差异（交叉失准），可利用磁倾角 (δ) [66–68] 求解。 δ 定义为水平面与磁力线之间的夹角 [66–68]:

$$\sin(\delta) = \frac{\boldsymbol{a}^\top \boldsymbol{R}_{cs} \boldsymbol{b}}{g B_0} \tag{11}$$

如果已知 δ，则可使用最小化算法求解传感器间失准旋转矩阵 $\boldsymbol{R}_{cs} \in \mathbb{R}^{3\times3}$。在 MRI 磁体孔径内，等中心周围各处的磁场与重力场均相互垂直，$\delta = 0°$。随后，可使用类似的最小二乘法求解未知量 $\boldsymbol{R}_{cs}$。公式 (10) 和 (11) 表明，通过测量 12 个不同方向的数据，即可计算出两种失准。

这些标定步骤是传感器设备本身固有的，不受设备方向影响。传感器一经校准，除非发生灾难性事件，否则无需重新校准。

算法1 基于 FFT 的二维切片到体积相位定位与三维体积重建。

输入： 新的二维切片 f，参考三维体积 I

输出： 重建的三维体积 I_m

初始化：

生成精细化的 z 方向：

$z_{\text{int}} \leftarrow 10\times$ 原始 z 网格的更精细采样

仅沿 z 方向对参考体积进行插值：

$I_{\text{int}} \leftarrow$ 插值$_z(I,\ z_{\text{int}},$ “样条”)

计算二维快速傅里叶变换：

$F_I \leftarrow \mathcal{F}_2(I)$

$F_{I_{\text{int}}} \leftarrow \mathcal{F}_2(I_{\text{int}})$

对于 体积中的每个新二维切片 **f执行**

$F_f \leftarrow \mathcal{F}_2(f)$

对每个切片索引 k 在 F_I **执行**

$C_k \leftarrow R\left\{\mathcal{F}_2^{-1}\left(F_{(I}^{k} \odot {F_f}^*\right)\right\}$

结束循环

确定粗略z位置：

$k_{max} \leftarrow$ 参数最大值$_k$(最大值 C)

定义精细搜索窗口：

$Z \leftarrow \{k \mid |k - k_{max}| \le 5\}$

对每个切片索引 k 在 Z **中执行**

$C_k^{\text{int}} \leftarrow R\left\{\mathcal{F}_2^{-1}\left(F_{I_{\text{int}}}^{k} \odot {F_f}^*\right)\right\}$

结束循环

确定精细 z 位置：

$k_{int,max} \leftarrow \arg\max_k \left(\max\ C^{\text{int}}\right)$

$z_r \leftarrow z_{int}\left(k_{int,max}\right)$

确定面内位移：

$(x^*,\ y^*) \leftarrow \arg\max^{(x,y)} \text{FIT}_2\left\{C_{z_r}^{\text{int}}(x,\ y)\right\}$

对切片应用相移：

$f_{\text{aligned}} \leftarrow$ 相位移位(f, x^*, y^*)

将对齐切片插入运动体积：

$I_m(:, :\ z_r) \leftarrow R\{f_{\text{aligned}}\}$

结束循环

将对齐体积插值至原始 z 网格：

$I_m \leftarrow$ 插值$_z(I_m,\ z)$

3.2 成像序列

为确保完整性，同时表征 MR-compass 的误差也很重要。具有固有自导航能力的成像序列为误差表征和相位相关提供了绝佳机会。因此，我们采用了以下两个序列：

i. 三维径向[33, 69, 70] 非常适合从三维径向 k 空间线（辐条）子集中生成低分辨率图像，以用作参考扫描。辐条的旋转通过 MR-Compass 进行校正，随后由 N 根辐条（一次激发）组成的集合生成低分辨率三维体积。这些低分辨率三维体积的方向相同，但平移各不相同。随后通过三维相位相关在 k空间中计算平移量。最后，将计算得到的平移量应用于

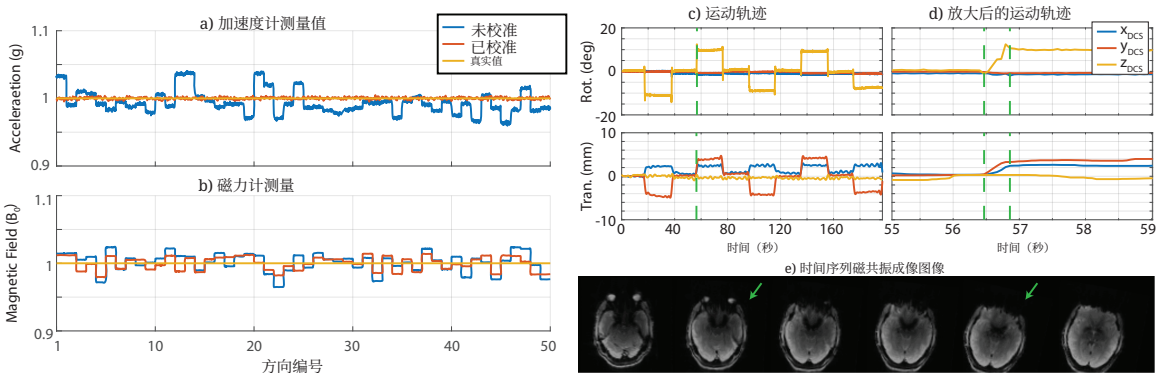

图2：标定后，加速度计和磁力计的范数与MRI 磁体孔径内的重力（a）和磁场（b）更为一致，优于未校准情况。加速度计的改善尤为显著，而磁力计的改善则较为有限。第五名参与者在摇头fMRI 扫描期间运动起始捕获的示例。（c-d）中绿色线条之间发生的大幅运动是一个非常迅速的事件，参与者约在400 ms内转动头部。（e）中的绿色箭头对应于放大图中的绿色线条。MR-Compass方法能够准确响应运动并测量其变化。

辐条，作为相移，并重建最终的高分辨率体积。采用三维径向序列采集 T1 加权图像（重复时间/回波时间 $= 6.86/3.05$ ms，翻转角 $= 4^o/6^o$，视野 =210x210x210 mm，0.82 mm 各向同性分辨率，接收带宽 $= 260$ Hz/px，100 次激发，每次激发 448 根辐条），采集时长为 6 分 20 秒。此外，还使用基于互信息的迭代图像配准（MI-Reg）算法提供运动校正基线 [33, 35, 69]。

ii. **二维EPI功能性磁共振成像**序列可快速采集二维切片，并将其堆叠生成体积。我们对一个功能性磁共振成像序列进行了修改，使其能够在每个切片采集时接收运动参数。随后，实时以200赫兹的频率向该序列连续发送旋转参数；发送频率由2000赫兹降至200赫兹，通过十倍平均降低噪声。使用该功能性磁共振成像序列，在3分20秒内共采集50个体积（重复时间 $= 4$s、TE $= 28$ms、FA $= 90^o$、FOV $= 258$x258x180 mm、3 mm各向同性分辨率、每个体积60个切片、每片66.7 ms）。

3.3 前瞻性校正流程

图1所示的惯性测量单元传感器（BIOPAC Systems Inc.）连接至一个数字信号处理盒，该处理盒汇总数据并将其传送至磁共振计算机室内的一台个人计算机。该个人计算机运行 BIOPAC 的 ACQKNOWLEDGE 软件，以实时采集数据。随后，测量数据通过 TCP/IP 发送至一台高性能处理服务器。

PMC 流程在服务器上运行，实时应用公式 (7)-(9)，并通过 Siemens FIRE 框架原型（Chow 等，2019 年）与扫描仪通信。它利用 Siemens 原型 MoCo 框架进行 PMC。FIRE 促进 MRI 系统与外部服务器之间的通信，管理磁共振成像相关数据的传输。

该流程在完全集成的反馈回路中运行。启动时即建立与 MRI 系统和传感器的通信。序列启动后，fMRI图像会流式传输至该流程；收到

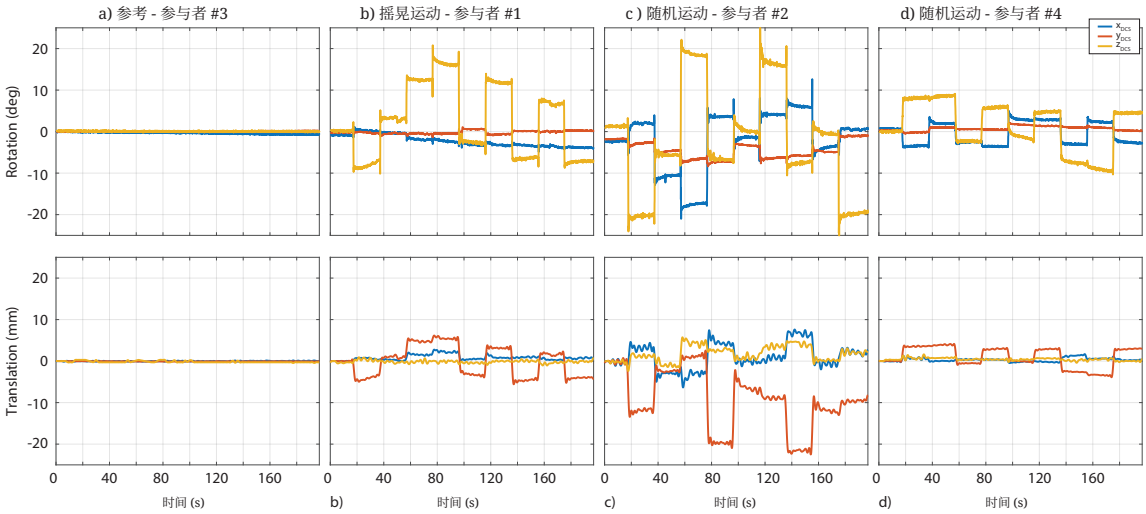

图3：不同参与者及运动类型在fMRI实验中的示例运动轨迹。旋转由MR-Compass以200赫兹进行追踪，而平移则按照算法1所述，使用切片到体积相位相关进行计算。参与者被要求大约每5个体积移动一次，运动事件被MR-Compass准确捕捉。运动轨迹包含大幅度重新定位与漂移的混合，覆盖了MRI扫描中可能出现的大范围运动。

第一个数据包。

由此得到的fMRI层已校正方向，但仍需进行平移校正。相位相关是一种成熟的亚像素位移估计方法 [71, 72]。这些算法在定制工具箱中得到扩展，以在k空间中执行切片到体积相位相关（算法1）。

该算法采用两级方法：先沿z轴进行粗定位，再在粗估计附近进行精定位。随后，标准二维相位相关方法 [71, 72]估计沿x和y方向的亚像素位移。输入切片沿x轴和y轴进行相位平移，并更新z位置。所有切片处理完成后，将新体积重采样到原始z 网格上。

修改后的fMRI序列可接受每个独立切片的运动参数。因此，PMC 流程也适用于同时多层采集。

3.4 志愿者实验

使用配有64通道头颈线圈的3T扫描仪（MAGNETOM Prisma；西门子医疗，德国福希海姆）对五名志愿者进行成像，惯性测量单元固定在额头上。为分析性能，每位志愿者在每种序列下均进行了三次扫描：

i。参考： 志愿者尽可能保持静止，同时启用校正，**ii。头部摇动运动：** 志愿者反复将头部在面内从左向右移动，**iii。随机运动：** 志愿者反复将头部向任意方向随机移动（面内或穿层）。

在此期间 在运动实验中，通过对讲机分别每隔 30 秒和 20 秒发出运动提示，

分别对应三维径向序列和 fMRI序列。为提高活动能力，移除了志愿者周围的限制性填充物。5 名志愿者接受了三维径向序列扫描，4 名志愿者接受了 fMRI序列扫描，共计 27 个案例。

对于三维径向序列，采用了结构相似性指数、归一化拉普拉斯方差（NVoL）和归一化互信息（NMI）。NVoL值以参考拉普拉斯方差为基准进行归一化。对于功能性磁共振成像，采用了结构相似性指数。所有指标均在通过颅骨剥离[73–75]获得的仅含脑图像上计算。

3.5 传感器误差表征

传感器读数会受到噪声干扰，因此估计旋转会存在误差。尽管第5.1节提供了传感器误差理论界限的详细推导，但对该误差进行实验测量至关重要。通过成熟的MI-Reg方法[35, 69, 76–79]利用所选序列的自导航能力，以提供验证基准。

对于三维径向序列，将由MR-Compass数据中每组448根辐条（1次激发）构成的低分辨率体积，使用先进的MI-Reg[15, 33, 35, 69, 76, 77, 79] 方法配准至参考体积，以估计残余六自由度运动参数。同样，对于功能性磁共振成像序列，将经MR-Compass校正的时间序列功能磁共振图像逐一配准至参考体积，并采用MI-Reg方法。随后按如下方式计算误差：

$$\epsilon_{\boldsymbol{R}} = \cos^{-1}\left(\frac{\mathrm{Tr}(\boldsymbol{R}_{\mathrm{res}}) - 1}{2}\right) \tag{12a}$$

$$\epsilon_{\boldsymbol{r}} = \|\boldsymbol{r}_{\mathrm{res}}\|_2 \tag{12b}$$

其中，$\epsilon_{\boldsymbol{R}}$ 和 $\epsilon_{\boldsymbol{r}}$ 分别表示残余轴角和平移的范数。这里，$\boldsymbol{R}_{\mathrm{res}}$和 $\boldsymbol{r}_{\mathrm{res}}$ 分别表示方向和平移的残余差异。

4 结果

4.1 传感器校准

为降低噪声，以 2 kHz 的采样率对 200 个随机方向下的测量值进行采集，每个方向持续 1.5 s，并取其平均值，使信噪比提高了 $10\log_{10}(\sqrt{3000}) = 17.4$ dB。另采集了 50 次测量用于验证。图 2.a-b 展示了在验证数据上的标定表现。加速度计标定效果极佳，已校准的测量值（红色）几乎与真实值（橙色）一致。磁力计标定降低了总体方差，但准确性较低。加速度计和磁力计的均方误差分别改善了 $\sim 200\times$ 和 $\sim 2.3\times$ 。由磁力计残余未对准导致的预期旋转估计误差极小，因为已校准的磁力计的标准差为 0.03 T，仅为 B_0 的 1%。跨传感器未对准角估计为 $\boldsymbol{\theta}_{cs} = \begin{bmatrix} -0.003 & -0.146 & 0.1277 \end{bmatrix}^{o}$。

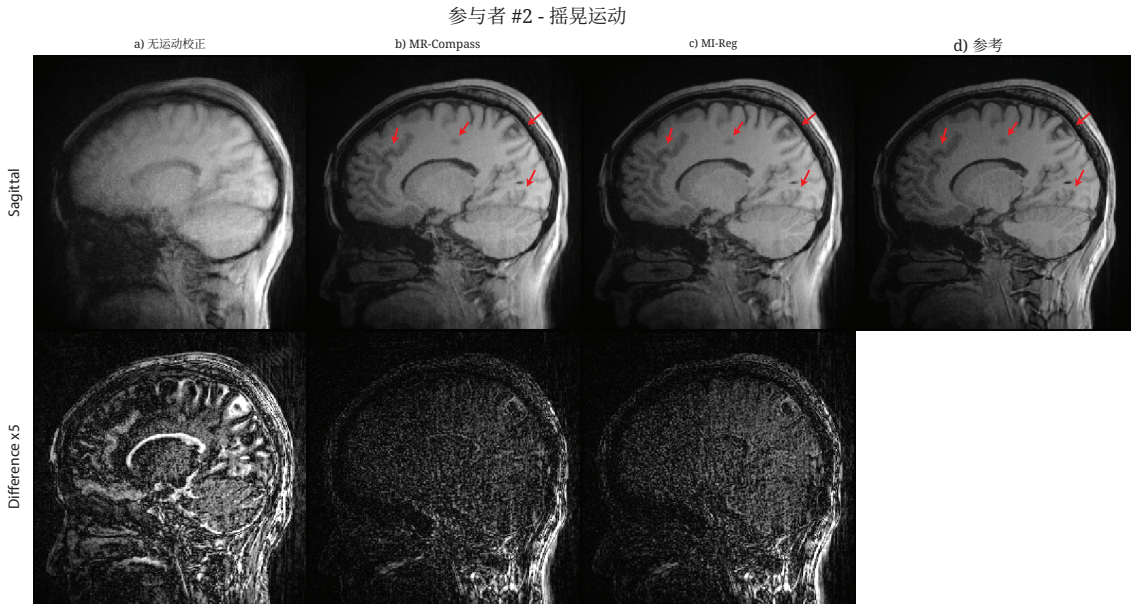

图 4：参与者 2 摇动时三维径向序列的重建结果。如红色箭头所示的选定区域所示，所提出的 MR-Compass 和相位相关方法表现出出色的图像重建性能。MR-Compass 和 MI-Reg 图像的差异实际上相同，这一点可以从它们的差异图像中看出；放大后的误差图像未呈现任何结构。

4.2 运动起始检测

图 2.c-e 展示了第四位志愿者在摇头 fMRI 扫描期间的运动起始情况。由绿色竖线标记的运动事件约在 56.465 s 开始，并于 56.86 s 结束，持续 395 ms。事件开始和结束时受到运动伪影影响的图像以箭头标示。该事件跨越约六个切片（$\sim$400 ms），表明时间分辨率高的 MR-Compass 能够准确、即时地捕捉运动。

PMC 流程的端到端总延迟为 50 ± 3 毫秒，通过采集计算机和磁共振计算机的壁钟测得，略短于单个切片的采集时间（66.7 毫秒）。MR-Compass方法对一次测量的总处理时间为 80 ± 4 μ秒，远低于 5 毫秒（200赫兹）的采样率。这些计时结果是在配备 32 核 AMD EPYC 7542 处理器的服务器上获得的。

对于 RMC，使用传感器测量计算机的壁钟以及嵌入原始磁共振成像数据中的采集日期和时间信息实现同步。

4.3 运动轨迹

功能性磁共振成像运动轨迹如图 3 所示。MR-Compass 捕捉方向，并通过切片到体积相位相关算法估算平移。在图 3.a 中，尽管要求参与者保持静止，仍出现了逐渐漂移，而 MR-Compass 准确地捕捉到了这一变化。

在此期间 在头部摇动和随机运动扫描中，参与者被要求尽可能

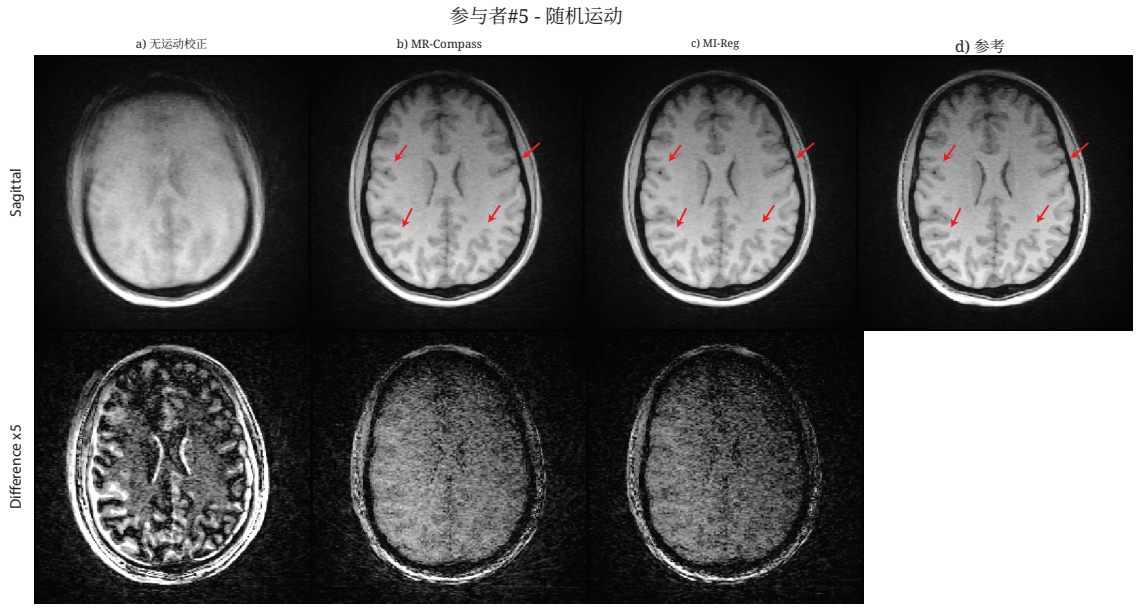

图5：参与者5随机运动的三维径向序列重建结果。所提出的MR-Compass与相位相关方法表现出优异的图像重建性能，从红色箭头所示的选定区域即可看出。相对于参考的差异显示，MR-Compass与MI-Reg呈现出非常相似的类噪声行为，而无校正图像的误差则明显更大。

在头线圈内移动，因此产生了大幅旋转（最高达 ±20°）和平移（最高达 ±20mm）。除了这些大幅运动外，还观察到明显的漂移，如图 3.b（绕 x 轴旋转）、3.c（沿 y 轴平移）和 3.d（绕 z 轴旋转）所示。在三维径向序列中也观察到了类似的运动模式。这些轨迹表明，所提出的系统能够高保真地捕捉运动。

4.4 回顾性校正性能

图 4 和图 5 分别展示了头部摇动和随机运动情况下，未校正、使用 MR-Compass 和 MI-Reg 回顾性校正，以及参考 3D 径向图像中穿过矢状位和轴位切片的代表性示例。使用 MR-Compass 进行运动校正后，模糊显著减少。差异图像显示，MR-Compass 和 MI-Reg 的结果实际上相同。

图6展示了不同运动范式下参与者的平均结构相似性指数、NVoL 和归一化互信息值。在所有情况下，MR-Compass 和 MI-Reg方法均表现出高度一致性，而未进行校正的结果明显较差，这反映了图4和图5中图像质量的差异。此外，MR-Compass 和 MI-Reg 得到的重建结果非常相似。对于头部摇动运动，MR-Compass 与 MI-Reg 的图像指标差异百分比分别为 0.4%、1.5% 和 1.1%；对于随机运动范式，则分别为 0.2%、2% 和 0.8%。图4和图5中的差异图像也体现了这一点。

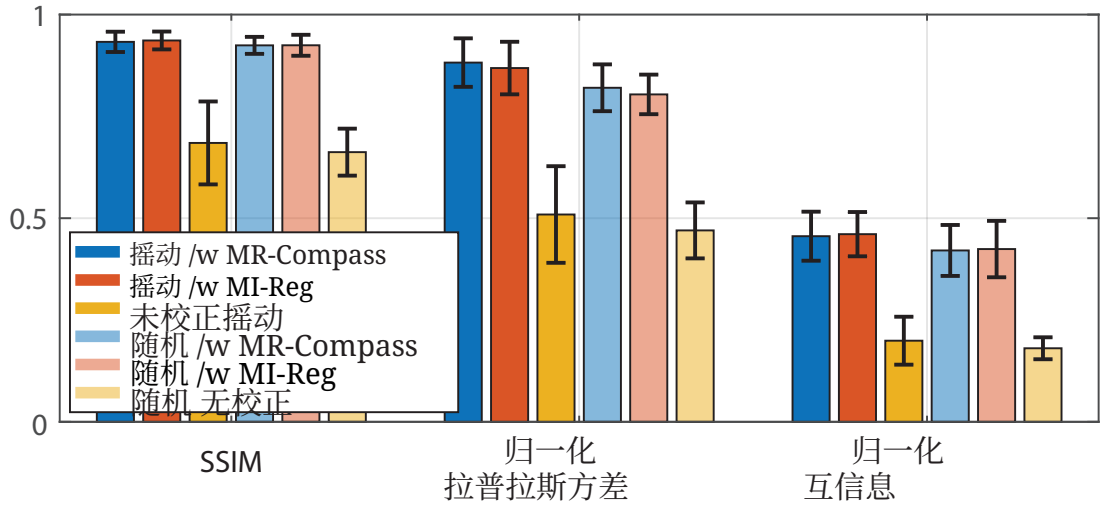

图6：不同运动范式下参与者图像统计量的均值和标准差表明，所提出的 MR-Compass 性能与先进的 MI-Reg相近。

4.5 前瞻性校正性能

图 7.a 展示了第三名参与者在无运动、摇晃和随机运动条件下使用 MR-Compass方法时各体积的平均结构相似性指数。无运动扫描证实，该方法不会降低图像质量；实际上，它能够捕捉并校正参与者的缓慢漂移（图 3.a）。在这两种运动范式下，该方法始终能够使图像与参考保持对准。

图 7.b 展示了示例切片，表明 MR-Compass 差异图像的误差显著更低。MR-Compass 差异图像中存在的残余误差，源于参与者移动时接收线圈轮廓发生变化所导致的对比度变化，这种现象称为“强度调制” [80–82]。

图 8.a 显示，在时间序列的每个体积中，参与者的平均结构相似性指数都非常接近参考值，均高于 0.94，且变化极小。与摇晃运动相比，MR-Compass 在随机运动下的性能略低。图 8.b 分别显示了每位参与者在各运动类型下所有体积的结构相似性指数均值和标准差。结构相似性指数值非常接近参考值，且较低的标准差也表明性能不会随时间变化。

切片到体积相位相关算法可在每个切片 15 ± 1.8 毫秒内计算 x、y 和 z 方向上的切片平移，速度远快于切片采集时间。该算法使用 MATLAB 实现，作为后处理步骤运行于配备 8 核 AMD Ryzen 7 Pro 7735U 处理器的个人计算机上。

4.6 运动参数估计误差

图 9 展示了 MR-Compass 的这些运动参数估计误差。与功能性磁共振成像相比，三维径向序列中的旋转和轨迹误差总体略高。此外，在所有

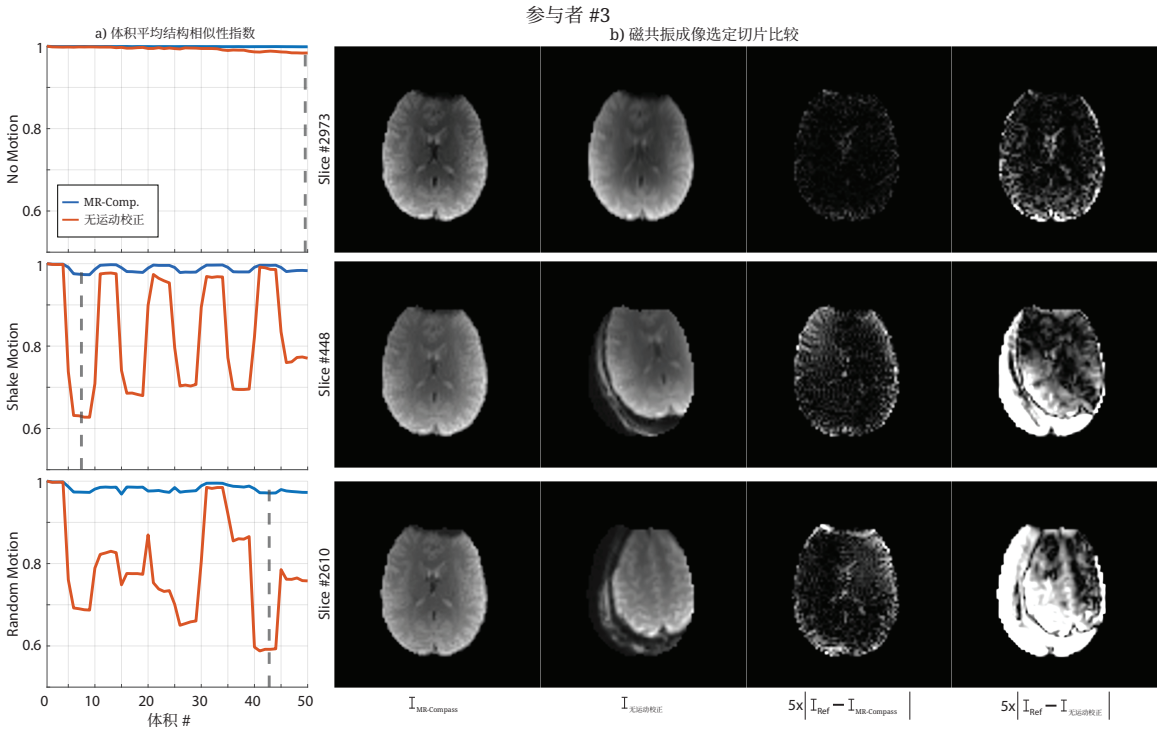

图7：从时间序列SSIM图以及这些图中选定切片的fMRI图像（以灰色虚线表示）可以看出，所提出的MR-Compass方法和切片到体积相位相关方法在fMRI序列中展现出出色的图像配准性能。差异图像证明了所提出的MR-Compass方法的有效性。与参考图像相比，剩余部分呈噪声状，没有任何明显结构。无运动图像是通过使用MR-Compass获得的旋转参数对图像进行破坏而得到的。

这些实验。

对于三维径向情况，所有参与者中头部摇动运动的轨迹平均误差为 $0.81^o \pm 0.43^o$ 和 0.55 ± 0.45 像素（1毫米分辨率），随机运动为 $0.96^o \pm 0.45^o$和 0.61 ± 0.46 像素（1毫米分辨率）。

对于 fMRI 情况，所有参与者在头部摇动运动下的平均轨迹误差为 $0.52^o \pm 0.38^o$ 和 0.24 ± 0.25 像素（ 3 mm 分辨率），随机运动下为 $0.69^o \pm 0.38^o$ 和 0.32 ± 0.23 像素（ 3 mm 分辨率）。

5 讨论

在本研究中，我们提出并通过实验验证了相关技术，使惯性测量单元能够针对两种本质不同的序列实现图像配准，适用于 RMC 和 PMC。所提出的 MR-Compass 方法对各种运动都具有出色的鲁棒性，包括大幅重新定位和漂移。该方法以空前的 200赫兹采样率提供结果；通过十倍平均将采样率从 2000 赫兹降至这一水平，从而降低噪声，同时保持了与参考图像非常接近的图像质量。重要的是，所提出的方法表现可与先进的MI-Reg相媲美。

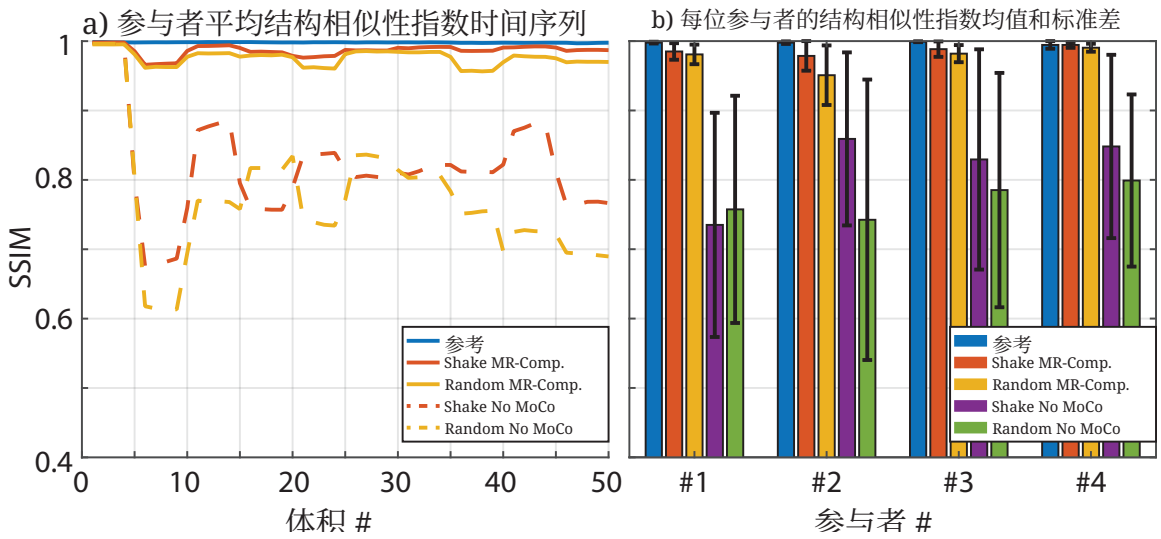

图 8：fMRI实验的图像质量统计：(a) 每种运动类型在各时间点上、相对于参与者的平均结构相似性指数；(b) 每种运动类型在各参与者中、相对于时间的平均结构相似性指数。

5.1 轨迹估计误差

实验轨迹误差见第4.6节。利用无穷小旋转和指数映射，可以构建理论方向误差[83]：

$$\boldsymbol{R}_n = \boldsymbol{R}\exp([\boldsymbol{\epsilon}]^\wedge) \tag{13}$$

其中，$\boldsymbol{R}$ 是表示传感器方向的无噪声旋转矩阵，$\boldsymbol{\epsilon} = \begin{bmatrix}\alpha & \beta & \gamma\end{bmatrix}^\top$ 是一个小角度扰动，$[\cdot]^\wedge$ 表示将底层向量变换为反对称矩阵。泰勒级数一阶展开结果为：

$$\boldsymbol{R}^\top\boldsymbol{R}_n = \boldsymbol{I} + [\boldsymbol{\epsilon}]^\wedge = \begin{bmatrix} 1 & -\gamma & \beta \\ \gamma & 1 & -\alpha \\ -\beta & \alpha & 1 \end{bmatrix} \tag{14}$$

$\boldsymbol{R}^\top\boldsymbol{R}_n$ 可以利用公式（7）中的无噪声旋转矩阵及其含噪版本进行扩展：

$$\boldsymbol{R}^\top\boldsymbol{R}_n = \left[\begin{array}{c} \boldsymbol{r}_1^\top \\ \hline \boldsymbol{r}_2^\top \\ \hline \boldsymbol{r}_3^\top \end{array}\right] \left[\begin{array}{c|c|c} \dfrac{(\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n) \times \boldsymbol{a}_n}{\|(\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n) \times \boldsymbol{a}_n\|} & \dfrac{(\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n)}{\|\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n\|} & \dfrac{\boldsymbol{a}_n}{\|\boldsymbol{a}_n\|} \end{array}\right] \tag{15}$$

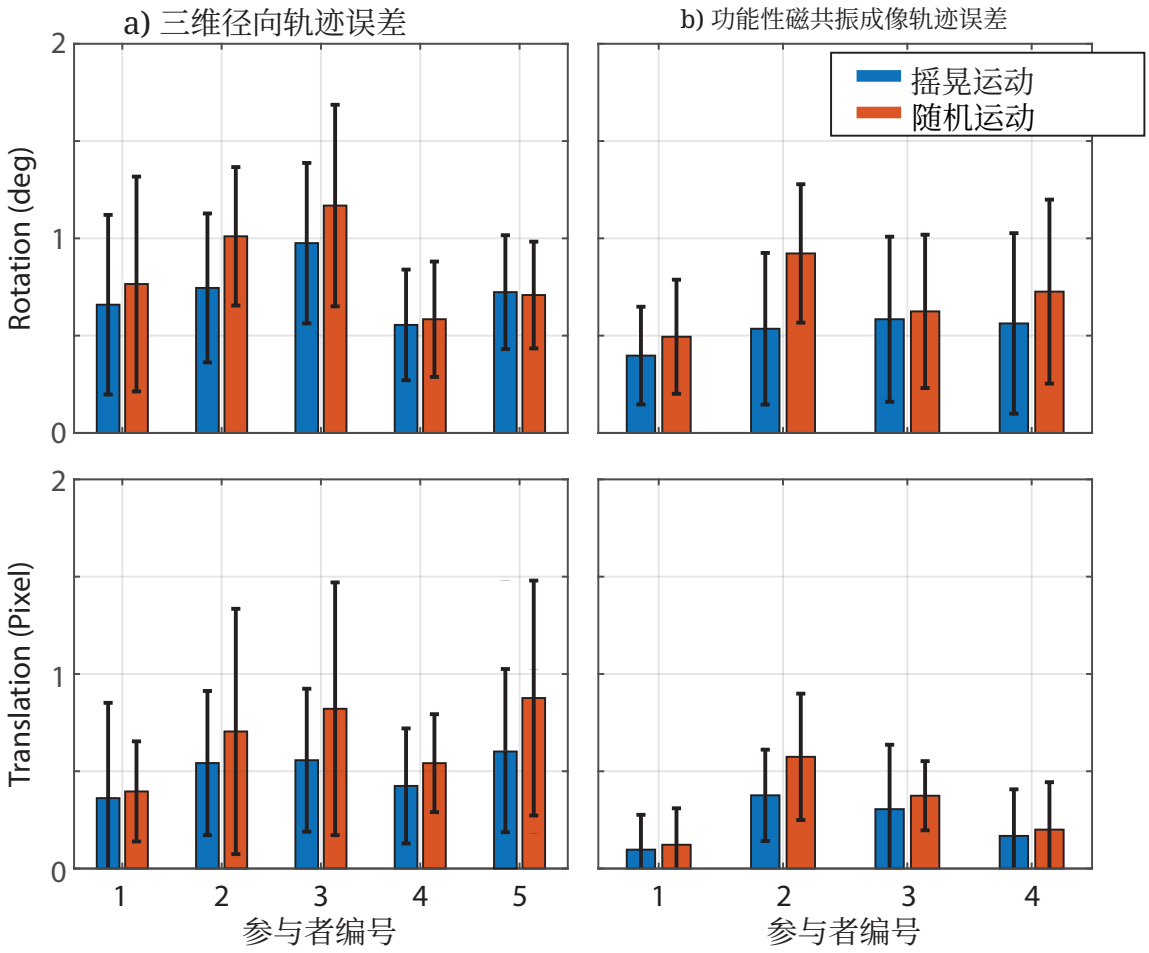

图 9：轨迹误差表明，对于 (a) 3D 径向实验和 (b) fMRI实验，所提出的MR-Compass方法能够以很高的精度捕捉运动。

小角度扰动可按如下方式计算：

$$\boldsymbol{\epsilon} = \left[\begin{array}{c|c|c} -\boldsymbol{r}_2^\top \dfrac{\boldsymbol{a}_n}{\|\boldsymbol{a}_n\|} & \boldsymbol{r}_1^\top \dfrac{\boldsymbol{a}_n}{\|\boldsymbol{a}_n\|} & -\boldsymbol{r}_1^\top \dfrac{\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n}{\|\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n\|} \end{array} \right]^\top \tag{16}$$

式 (16) 揭示了角噪声对 $\boldsymbol{R}$的依赖。因此，如果 $\boldsymbol{R} \neq \boldsymbol{I}$，传感器噪声便不再独立。此外，分母变为具有 $k = 3$ 自由度的广义 χ^2的平方根，而它没有闭式解。因此，假设传感器读数受到如下小幅扰动[84]：

$$\begin{aligned} \boldsymbol{a}_n &= g\boldsymbol{R}\boldsymbol{e}_3 + \Delta\boldsymbol{a} \\ \boldsymbol{b}_n &= B_0\boldsymbol{R}\boldsymbol{e}_1 + \Delta\boldsymbol{b} \end{aligned} \tag{17}$$

其中 $\Delta\boldsymbol{a}, \Delta\boldsymbol{b} \in \mathbb{R}^{3\times 1}$ 为扰动，$\boldsymbol{I} = \left[\begin{array}{ccc} \boldsymbol{e}_1 & \boldsymbol{e}_2 & \boldsymbol{e}_3 \end{array} \right]$ 为单位向量。结合

由式（17）和（16）得:

$$\alpha = -\boldsymbol{e}_2^\top \boldsymbol{R}^\top \frac{\Delta \boldsymbol{a}}{\|\boldsymbol{a}_n\|} \tag{18a}$$

$$\beta = \boldsymbol{e}_1^\top \boldsymbol{R}^\top \frac{\Delta \boldsymbol{a}}{\|\boldsymbol{a}_n\|} \tag{18b}$$

$$\gamma = \frac{g\boldsymbol{e}_2^\top \boldsymbol{R}^\top \Delta \boldsymbol{b} - \boldsymbol{e}_1^\top \boldsymbol{R}^\top [\Delta \boldsymbol{a}]^\wedge \Delta \boldsymbol{b}}{\|\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n\|} \tag{18c}$$

可以数值地证明，对于较小的 $\Delta \boldsymbol{a}, \Delta \boldsymbol{b}$，由式(14)中误差矩阵的上三角或下三角得到的 α, β, γ 角将彼此非常接近。该表述还提供了同时纳入传感器校准误差的机会，因为式(10)和式(11)中的校准矩阵与偏置向量会叠加到 $\Delta \boldsymbol{a}, \Delta \boldsymbol{b}$上。此外，它还表明 γ 上的误差将小于 α 和 β上的误差，这可在图3中观察到，其中γ 对应于y轴。

加速度计和磁力计的标准差分别测得为每个通道 $0.05\ m/s^2$ 和 0.0012 T（200赫兹）。假设 $\boldsymbol{R} = \boldsymbol{I}$，式（18a）至（18c）得出的角误差范数为 0.41^o。将其与测得的角误差进行比较，结果显示二者高度吻合。剩余误差可归因于方向变化 $\boldsymbol{R}$（t）以及其他附加影响，例如传感器非线性和标定误差。

式（8）假设刚体不存在运动学加速度。我们的研究发现，大多数运动学加速度都短暂出现在运动事件的开始和结束阶段。此外，我们的测量结果表明，人头部的运动学加速度通常较小（补充材料 1）。因此，运动学加速度造成的误差可以忽略不计。MR-Compass 和 MI-Reg 方法在三维径向序列上的结果十分接近，也进一步支持了这一结论。

通过低通滤波可以减小运动学加速度和噪声的影响。然而，在本研究中，为优先保证系统响应速度而非降低噪声，我们未采用滤波，因为滤波器可能引入群延迟和通带波纹，从而导致估计误差。

理论分析和实验结果均表明，MR-Compass 的性能主要受传感器质量限制。采用噪声和线性度特性更优的传感器，无需改变方法即可显著提高精度。

5.2 运动参数估计的时间分辨率

对于 PMC，运动估计系统与序列之间的交互受限于将运动参数应用于序列的能力。如果能够连续估计随时间变化的 $R(t)$和 $\boldsymbol{r}(t)$，就可以据此校正序列。然而，MR控制器（MRC）不支持连续更新。MRC 将序列定义为一系列离散事件块（EB），且只有在进入 MR系统的数字信号处理器之前，才能更新 EB [25]。

传统上，MR序列采用循环结构，每个EB包含一个重复时间，每个重复时间应用一次PMC。现代MRC允许将一个重复时间划分为显著更短的任务（如射频、梯度、ADC、延迟），并将其作为实时事件块（RTEB） [25], ，从而实现实时序列构建 [25, 85]。这样便可在每个RTEB更新运动状态，更好地满足布洛赫方程并提升图像质量 [25, 54]。Herbst等人[54] 指出，高时间分辨率跟踪系统将大大受益于较短RTEB的序列，因为这类序列能够更准确地满足布洛赫方程。

这 200 Hz MR-Compass 可在 RTEB 层级精确应用运动参数，因此

能够使重复时间较短的序列或其他便于更高频率更新运动的改良序列受益。

5.3 与 MRI 序列的同步

PMC 需要精确同步并尽量减少延迟，以便向序列提供最新的运动参数；否则，运动参数将过时，并导致运动伪影图像。

通过利用从 MRI 系统接收的数据包启动传感器采集，即可实现与 MRI 系统的同步。尽管如第 4.5 节所示，这种方法足以满足所测试的 fMRI 序列的要求，但也可以通过从 MRI 系统获取精确的数字触发信号来改进。此类触发信号被广泛用于同步外部传感器，例如用于 fMRI 的传感器，以使任务与序列同步。

另一个需要考虑的问题是传感器与 MRI 系统之间的端到端通信延迟。在本研究中，传感器首先连接到数字信号处理盒，然后连接到测量计算机，再连接到高性能处理服务器，最后连接到 MRI 系统。

一种改进方案是重新布线传感器，以移除信号处理盒。此外，由于所需的运算量很小，也可以在传感器电路板上的嵌入式芯片上运行 MR-Compass方法。这样一来，测量计算机也可以移除，传感器便能直接连接到 MRI 系统。这些方案需要对传感器组件进行全面重新设计，这是未来一项重要的工作。

5.4 将惯性测量单元安装到头部

PMC的综述 [10, 86]讨论了将跟踪标记安装到受试者身上的各种方法。常见策略包括带有牙模的护齿器 [85], 、头带 [21, 87], 、眼镜框上的标记物 [88, 89], , 或使用医用胶带固定的标记物 [12, 90]。比较这些固定方式的研究得出结论：在特定的成像场景中，每种方法都能取得良好效果[10]。

研究人员还探索了无标记物的方法，包括使用MRI安全墨水 [91] 以及跟踪固有的皮肤特征 [26]。Tracoline系统直接跟踪面部皮肤，但会受到眨眼、皱眉和眉毛运动等非刚性运动的影响 [18, 19]。

惯性测量单元安装在额头中央，因此任何涉及眉毛的运动都可能影响测量结果，这与光学系统跟踪面部或标记物时观察到的情况类似 [18, 19]。然而，这种影响所产生的预期误差很小，因为额外的加速度与所施加的力成正比，而额头肌肉预计不会施加很大的力。

另一个值得关注的问题是传感器偏离初始位置而发生滑移。在本研究中，IMU 使用医用级双面胶带牢固地固定在皮肤上。在这种配置下，RMC 和 PMC 的结果均表明，即使发生较大的运动事件，也没有出现滑移。

5.5 硬件安全问题

磁共振扫描孔内的任何电子设备都可能对患者安全和图像质量产生不利影响：前者是由于施加的梯度和射频场，后者则是由于可能对 B_0 场造成扰动。波士顿

儿童医院要求进行严格的MRI安全测试。传感器在测试图像中未显示伪影，也未发现额外发热（补充材料2）。

传感器通过双绞铜缆传输电力和数据。任何线圈都可能起到天线的作用，使射频和梯度场感应出电流，从而干扰信号、导致发热或损坏传感器。一种解决方案是使用光纤电缆。然而，光纤电缆较硬，可能限制患者运动。大幅运动也可能使电缆对传感器施加额外的力，导致测量结果出错。另一种选择是无线通信 [47]，但这需要机载电池，还可能带来额外的安全隐患。因此，只要避免形成线圈，铜缆仍是最实用的解决方案。

5.6 地球导航与磁共振导航的区别

5.6.1 方向

在传统的地球导航问题中，方向通过对陀螺仪测得的角速度进行积分来估计。方向按如下方式递归计算：

$$\boldsymbol{R}(t+\Delta t) = \boldsymbol{R}(t)\exp([\boldsymbol{\omega}(t)]^\wedge \Delta t) \tag{19}$$

陀螺仪测量值固有地带有噪声，因此积分会因角随机游走而产生漂移。在地球导航中，必须定期校正这种漂移；然而，通常不采用公式 (7) 中的罗盘法。这是因为地球磁场非常弱，其强度和方向会随位置变化，且容易受到附近金属物体的干扰。

相比之下，磁共振成像中的磁场极强，足以主导任何局部畸变。此外，为满足安全要求，传感器组件仅包含极少的电子元件。另一个关键优势是，在等中心附近，磁共振成像磁场在较大体积周围各处均垂直于重力，因此倾角不随位置变化，这与地球导航不同。因此，罗盘算法非常适合用于磁共振成像中的旋转估计，因为它避免了角随机游走。

5.6.2 平移

平移同样可以直接利用惯性测量单元计算。传统方法是对加速度计测量值进行双重积分。然而，测得的加速度会受到与方向相关的重力加速度以及噪声的影响：

$$\boldsymbol{a}_m(t) = \boldsymbol{a}_r(t) + \boldsymbol{R}(t)\boldsymbol{g} + \boldsymbol{n} \tag{20}$$

其中 $\boldsymbol{a}_r(t)$为 运动学加速度， $\boldsymbol{R}(t)$为方向， $\boldsymbol{n}$ 为高斯噪声过程。

若 $\boldsymbol{R}(t)$已知，则可减去重力的影响，仅留下运动学加速度和噪声。随后进行双重积分，得到受随机游走噪声污染的位置估计。在地球导航问题中，将高速率（≥ 100 Hz）惯性测量单元与低速率（$\sim$1 Hz）GPS信号融合，以进行周期性位置修正，从而实现厘米级精度 [40, 92, 93]。

估计 $\boldsymbol{R}(t)$时产生的误差会引入额外的残余重力加速度，进一步降低位置估计的精度。没有绝对参考时，惯性测量单元的位置会迅速偏离真实位置。在磁共振成像中，不存在类似 GPS 的参考，因此平移估计完全依赖航位推算。

因此，鉴于所需的毫米级精度，目前无法在磁共振成像中使用惯性测量单元进行精确的平移估计。

在本研究中，直接估计方向可将平移转化为相位差，再从磁共振成像数据中估计该相位差。相位相关需要参考数据，例如三维径向序列的低分辨率图像，或 fMRI 的初始参考体积。因此，这种方法可以扩展到任何可作为基于相位相关的平移估计参考的数据，无论是 k空间数据还是图像数据。

因此，这类信号（例如 k空间线或低分辨率图像）可视为磁共振成像中的 GPS 式参考，虽然时间分辨率较低，但能够提供准确的定位。随后，高性能、低噪声的惯性测量单元可利用运动学状态空间模型，在每个 GPS 式信号之间补足数据，从而估计具有高时间分辨率的运动参数。未来的一项重要研究方向，是在磁共振成像中开发这类 GPS 式参考信号，并将其融合到传感器处理流程中，以便利用惯性测量单元实现可靠的平移估计。

6 结论

本研究提出了一种基于惯性测量单元的运动估计方法，可用于磁共振成像头部扫描中的回顾性和前瞻性运动补偿。由加速度计、陀螺仪和磁力计组成的低成本传感器组件能够直接、高精度地估计头部方向，避免随机游走漂移。剩余的平移通过 k空间中的快速相位相关进行恢复。与基于摄像头的系统不同，该方法无需视觉视线；其运行速率远高于基于导航器的方法，且无需进行诸如 Pilot Tone 的患者特异性校准。快速自校准避免了冗长的流程和临床工作流程瓶颈。该方法在 T1加权三维径向结构序列和 fMRI 序列上得到验证：对于三维径向数据，其图像质量与 MI-Reg 相当；对于功能性磁共振成像时间序列，则实现了准确对准。体内结果表明，该方法能够适应范围广泛的运动，包括快速重新定位和连续漂移。

参考

1. Afacan O, Erem B, Roby DP, 等. 儿童头部运动及其对脑部磁共振图像质量的影响评估. 《儿科放射学》2016年;46:1728–35. 2. Wallace TE, Afacan O, Jaimes C, 等. 利用自由感应衰减导航器运动指标预测儿科磁共振成像的诊断图像质量. 《磁共振医学》2021年;85:3169–81. 3. Godenschweger F, K¨agebein U, Stucht D, 等. 脑部磁共振成像中的运动校正. 《医学物理与生物学》2016年;61:R32–56. 4. Duffy BA, Zhao L, Sepehrband F, 等. 利用深度学习回顾性校正结构磁共振图像中的运动伪影，可改善皮层表面重建质量. NeuroImage 2021年;230:117756. 5. Vos SB, Micallef C, Barkhof F, 等. 癫痫患者高分辨率3D-T2-液体衰减反转恢复采集的前瞻性运动校正评估. 《神经放射学杂志》2018年;45:368–73.

6. Steinbrenner M, McDowell A, Centeno M, 等. 基于相机的前瞻性运动校正使儿科癫痫患者即使处于高运动状态，也能实现脑电-功能磁共振成像定位. Brain Topogr. 2023年;36:319–37. 7. Zaitsev M, Maclaren J, 和 Herbst M. 磁共振成像中的运动伪影：一个复杂问题及其诸多局部解决方案：运动伪影及校正. J. Magn. Reson. Imaging 2015年;42:887–901. 8. Havidich JE, Beach M, Dierdorf SF, Onega T, Suresh G, 和 Cravero JP. 美国儿科学会与美国儿科学会牙科分会. 儿科患者在诊断和治疗操作镇静前、镇静期间及镇静后的监测和管理指南. Pediatrics 2019年;143:e20191000. 9. Havidich JE, Beach M, Dierdorf SF, Onega T, Suresh G, 和 Cravero JP. 早产儿与足月儿童：镇静/麻醉不良事件及纵向风险分析. Pediatrics 2016年;137:e20150463. 10. Maclaren J, Herbst M, Speck O, 和 ZaitsevM. 脑成像中的前瞻性运动校正：综述：前瞻性运动校正. 《磁共振医学》2013年;69:621–36. 11. Aksoy M, Forman C, Straka M, Cˌukur T, Hornegger J, 和 Bammer R. 结合前瞻性与回顾性头部运动校正以减轻交叉校准误差. 《磁共振医学》2012年;67:1237–51. 12. Jaimes C, Yang E, Connaughton P, Robson CD, 和 Robertson RL. 快速T2和液体衰减反转恢复序列在儿科脑部磁共振成像中的诊断等效性：一项初步研究. 《儿科放射学》2019年;50:550–9. 13. Slipsager JM, Glimberg SL, Højgaard L, 等. 三维编码神经解剖磁共振成像中前瞻性与回顾性运动校正的比较. 《磁共振医学》2022年;87:629–45. 14. Tisdall MD, Hess AT, Reuter M, Meintjes EM, Fischl B, 和 Kouwe AJW van der. 用于神经解剖磁共振成像前瞻性运动校正和选择性重新采集的容积导航回波：神经解剖磁共振成像中的容积导航回波. 《磁共振医学》2012年;68:389–99. 15. Wallace TE, Warfield SK, 和 Afacan O. 利用电磁跟踪对三维黄金比例径向磁共振成像进行稳健的回顾性校正. 载于：*ISMRM第27*届会议论文集，巴黎，法国. ISMRM第27届年会论文集，2019年. 16. White N, Roddey C, Shankaranarayanan A, 等. PROMO：利用基于图像的跟踪实现磁共振成像实时前瞻性运动校正. 《磁共振医学》2010年;63:91–105. 17. Wallace TE, Afacan O, Waszak M, Kober T, 和 Warfield SK. 利用自由感应衰减导航回波测量并校正头部运动. 《磁共振医学》2019年;81:258–74. 18. Marchetto E, Murphy K, Glimberg SL, 和 Gallichan D. 利用基于导航器和无标记运动跟踪技术稳健地回顾性校正头部运动. 《磁共振医学》2023年;90:1297–315. 19. Frost R, Wighton P, Karahanoˇglu FI, 等. 用于神经解剖磁共振成像的无标记高频前瞻性运动校正. 《磁共振医学》2019年;82:126–44. 20. Niekerk A van, Berglund J, Sprenger T, 等. 利用脉冲序列控制无线传感器，以在脑部磁共振成像中实现前瞻性运动校正. 《磁共振医学》2022年;87:1046–61. 21. Afacan O, Wallace TE, 和 Warfield SK. 利用电磁跟踪器测量结果回顾性校正头部运动. 《磁共振医学》2020年;83:427–37.

22. Niekerk A van、Kouwe A van der 和 Meintjes E. 通过结合时变梯度与静态矢量场的观测，实现面向磁共振成像的“即插即用”前瞻性运动校正。《磁共振医学》2019；82：1214–28。23. Vahle T、Bacher M、Rigie D 等。利用 Pilot Tone 检测并校正磁共振中的呼吸运动：在磁共振及同步 PET/MR 检查中的应用：在磁共振及同步 PET/MR 检查中的应用。《Invest. Radiol.》2020；55：153–9。24. Ludwig J、Speier P、Seifert F、Schaeffter T 和 KolbitschC。基于 Pilot Tone 的运动校正，用于前瞻性呼吸补偿心脏电影磁共振成像。《磁共振医学》2021；85：2403–16。25. Zaitsev M. 前瞻性运动校正。载于：磁共振运动校正。Kouwe A van der 和 Andre JB 编。Elsevier，2023：317–36。26. Slipsager JM、Ellegaard AH、Glimberg SL 等。用于正电子发射断层成像、磁共振成像及同步 PET/MRI 的无标记运动跟踪与校正。《PLOS One》2019；14：e0215524。27. Eichhorn H、Frost R、Kongsgaard A 等。在通用临床脑部磁共振成像方案中评估无标记前瞻性运动校正与选择性重新采集的性能。PsyArXiv，2022。28. Singh A、Zahneisen B、Keating B 等。使用两个标记物进行光学跟踪，以实现稳健的脑成像前瞻性运动校正。MAGMA 2015；28：523–34。29. Huttinga NRF、Anand S、Berg CAT van den、S brizzi A 和 Lustig M。利用 Beat Pilot Tone 和高斯过程进行三维刚性头部运动校正。载于：ISMRM第32届年会论文集，2023。30. Kent JL、Valkovi˘c L、Dragonu I、Chiew M 和 Hess AT。Pilot Tone与pTx散射：用于7T脑部刚体运动检测的“射频传感器”方法比较。载于：ISMRM第32届年会论文集，2023。31. Speier P、Mario B、Bollenbeck J、Fenchel M 和 Kober T。通过 Pilot Tone测量分离并量化头部运动模式。载于：ISMRM第27届年会论文集，2018。32. Brackenier Y、Cordero-Grande L、McElroy S 等。序列无关的运动校正：高效利用已校准的 Pilot Tone信号。《磁共振医学》2024；92：1881–97。33. Kecskemeti S、Samsonov A、Hurley SA、Dean DC、Field A 和 Alexander AL。MPnRAGE：一种可同时采集数百幅对比度各异的MPRAGE图像的技术及其在定量T1映射中的应用：MPnRAGE T1成像。《磁共振医学》2016；75：1040–53。34. Calakli F、Wallace TE 和 Warfield S。在采集三维径向磁共振成像期间同步进行运动补偿与图像重建。载于：*ISMRM第31届*年会。ISMRM第31届年会论文集，2023。35. Calakli F 和 Warfield SK。Streaming-MoCo：基于三维非笛卡尔磁共振成像的实时运动补偿图像重建。载于：*ISMRM第32届*年会论文集。ISMRM第32届年会论文集，2024。

36. Gallichan D、Marques JP 和 Gruetter R。利用高速脂肪图像导航器（3D FatNavs）在7T回顾性校正非自主性微观头部运动：用于高分辨率回顾性运动校正的3D FatNavs。《磁共振医学》2016；75：1030–9。37. Welch EB、Manduca A、Grimm RC、Ward HA 和 Jack Jr CR。用于在磁共振成像中测量完整三维刚体运动的球形导航回波。《磁共振医学》2002；47：32–41。38. Moriguchi H、Lewin JS 和 Duerk JL。利用轨道导航器进行交错螺旋成像运动校正的新技术。《磁共振医学》2003；50：423–8。39. Kouwe AJW van der、Benner T 和 Dale AM。利用三叶草导航器进行实时刚体运动校正与匀场。《Magnetic Resonance in Med》2006；56：1019–32。40. Etienne AS、Berlie J、Georgakopoulos J 和 Maurer R。航位推算在导航中的作用。美国纽约州纽约市，1998。41. Wertz JR。航天器姿态确定与控制。1978年版。天体物理与空间科学丛书。荷兰多德雷赫特：Kluwer Academic，1980。42. Sol`a J. 用于误差状态卡尔曼滤波器的四元数运动学。arXiv [cs.RO] 2017。43. Wang Q、Fu M、Wang J 等。基于智能手机的行人惯性导航最新进展：综述。《IEEE传感器期刊》2022；22：22319–43。44. Zhu N、Renaudin V、Ortiz M 等。用于非协作室内环境中士兵稳健实时定位的足部安装式惯性导航系统。载于：*2021*年室内定位与室内导航国际会议（*IPIN*）。IEEE室内定位与室内导航国际会议（IPIN），2021：1–8。45. Jao CS、AbdallahAA、Chen C 等。PINDOC：集成确定性、机会性和协作功能的行人室内导航系统。《IEEE传感器期刊》2022；22：14424–35。46. Jim´enez AR、Seco F、Prieto JC 和 Guevara J。采用惯性导航系统/扩展卡尔曼滤波器框架和足部安装式惯性测量单元的室内行人导航，用于抑制偏航漂移。载于：*2010*年第七届定位、导航与通信研讨会。IEEE第七届定位、导航与通信研讨会，2010：135–43。47. Niekerk A van、Kouwe A van der 和 Meintjes E. 一种利用重力和静磁场在磁共振成像扫描仪内测量方向的方法（VectOrient）。《IEEE医学影像汇刊》2017；36：1129–39。48. Madgwick SOH。一种用于惯性及惯性/磁传感器阵列的高效方向滤波器。技术报告。布里斯托大学，2010。49. Madgwick SOH。便于使用低成本微机电系统开拓新应用的AHRS算法与标定方案。博士论文。布里斯托大学，2014。50. Nehrke K 和 B¨ornert P. 在临床扫描仪上对任意MR序列进行仿射运动前瞻性校正。《磁共振医学》2005；54：1130–8。51. Twieg DB。核磁共振成像过程的k轨迹公式及其在成像方法分析与合成中的应用：核磁共振成像的k轨迹公式。《医学物理》1983；10：610–21。52. Pauly J、Nishimura D 和 Macovski A。小翻转角激发的k空间分析。《磁共振杂志》1989；81：43–56。

53. Kouwe AJW van der 和 Andre JB，编。《磁共振技术与应用进展》。伦敦，英国：学术出版社，2023年。54. Herbst M、Maclaren J、Weigel M、Korvink J、Hennig J 和 Zaitsev M。在弥散加权成像中通过连续梯度更新进行前瞻性运动校正。《磁共振医学》2012年；67：326–38。55. Zaitsev M、Woletz M 和 Tik M。使用 XPACE-Pulseq 对任意 MR 脉冲序列进行实时前瞻性运动校正。载于：*ISMRM 第 28 届年会论文集*。ISMRM 第 28 届年会论文集，2021年。56. Ozyagcilar T。使用加速度计和磁力计传感器实现倾斜补偿电子罗盘。2012年。57. Pipe JG。使用 PROPELLER 磁共振成像进行运动校正：应用于头部运动和自由呼吸心脏成像。《磁共振医学》1999年；42：963–9。58. Zhang S。使用数字条纹投影技术进行实时三维形状测量的最新进展。《光学与激光工程》2010年；48：149–58。59. Herbst M、Zahneisen B、Knowles B、Zaitsev M 和 Ernst T。分段弥散加权 EPI 的前瞻性运动校正：分段弥散加权 EPI 的前瞻性运动校正。《磁共振医学》2015年；74：1675–81。60. Arslan MT、Calakli F 和 Warfield SK。利用惯性传感器实现高时间分辨率直接运动参数估计。载于：*ISMRM 第 33 届年会论文集*。ISMRM 第 33 届年会论文集，2025年。61. Glueck M、Buhmann A 和 Manoli Y。微机电系统加速度计的自动校准。载于：*2012年IEEE国际仪器与测量技术会议论文集*。IEEE国际仪器与测量技术会议论文集，2012年：1788–93。62. Frosio I、Pedersini F 和 Borghese NA。微机电系统加速度计的自动校准。《IEEE仪器与测量汇刊》2009年；58：2034–41。63. Frosio I、Pedersini F 和 Borghese NA。采用自动传感器模型选择的三轴微机电系统加速度计自动校准。《IEEE传感器期刊》2012年；12：2100–8。64. Die H、Chunnian Z 和 Hong L。微机电系统加速度计的自动校准方法。载于：*2011年机电科学、电气工程与计算机国际会议（MEC）*。IEEE，2011年：1348–51。65. Glueck M、Oshinubi D、Schopp P 和 Manoli Y。微机电系统加速度计的实时自动校准。《IEEE仪器与测量汇刊》2014年；63：96–105。66. Papafotis K 和 Sotiriadis PP。加速度计与磁力计联合校准及轴对准。《技术》（巴塞尔）2020年；8：11。67. Gheorghe MV。通过磁力计与加速度计传感器参考系之间的对准，校准倾斜补偿电子罗盘。载于：*2017年IEEE国际仪器与测量技术会议（I2MTC）*。IEEE国际仪器与测量技术会议（I2MTC），2017年：1–6。

68. Kok M、Hol JD、Sch¨on TB、Gustafsson F 和 Luinge H。磁力计与惯性传感器组合的标定。载于：*2012*年第*15*届国际信息融合会议。IEEE第15届国际信息融合会议，2012年：787–93。69. Calakli F、Wallace TE 和 Warfield S。在采集三维径向磁共振成像期间同步进行运动补偿与图像重建。载于：*ISMRM* 第 *31* 届年会。ISMRM 第 31 届年会论文集，2023年。70. Wallace TE、Piccini D、Kober T、Warfield SK 和 Afacan O。使用自编码自由感应衰减导航回波，在三维径向磁共振成像中快速估计并校正运动。《磁共振医学》2024年；91：1057–66。71. Foroosh H、Zerubia JB 和 Berthod M。将相位相关扩展至亚像素配准。《IEEE图像处理汇刊》2002年；11：188–200。72. Stone HS、Orchard MT、Chang EC 和 Martucci SA。一种用于图像亚像素配准的快速直接傅里叶算法。《IEEE地球科学与遥感汇刊》2001年；39：2235–43。73. Hoopes A、Mora JS、Dalca AV、Fischl B 和 Hoffmann M。SynthStrip：适用于任何脑部图像的颅骨剥离。NeuroImage 2022年；260：119474。74. Kelley W、Ngo N、Dalca AV、Fischl B、Z¨ollei L 和 Hoffmann M。提升儿童脑部图像的颅骨剥离效果。《IEEE生物医学成像国际研讨会论文集》2024年；2024年：1–5。75. Hoffmann M。面向神经影像分析的领域随机化深度学习：选择训练策略、应对挑战并最大限度发挥优势。《IEEE信号处理杂志》2025年；42：78–90。76. Mattes D、Haynor DR、Vesselle H、Lewellyn TK 和 Eubank W。非刚性多模态图像配准。载于：医学成像 *2001*：图像处理。Sonka M 和 Hanson KM 编。第4322卷。SPIE医学成像，2001年：1609–20。77. Mattes D、Haynor DR、Vesselle H、Lewellen TK 和 Eubank W。使用自由形变进行胸部 PET-CT 图像配准。《IEEE医学影像汇刊》2003年；22：120–8。78. Th´evenaz P 和 Unser M。用于多分辨率图像配准的互信息优化。《IEEE图像处理汇刊》2000年；9：2083–99。79. Calakli F、Wallace TE 和 Warfield SK。三维径向磁共振成像中的实时运动监测与自适应运动补偿。载于：*ISMRM* 运动检测与校正研讨会。ISMRM 运动检测与校正研讨会，2022年。80. Zaitsev M、Akin B、LeVan P 和 Knowles BR。功能磁共振成像中的前瞻性运动校正。NeuroImage 2017年；154：33–42。81. Pruessmann KP、Weiger M、Scheidegger MB 和 Boesiger P。SENSE：用于快速磁共振成像的灵敏度编码。《磁共振医学》1999年；42：952–62。82. Roemer PB、Edelstein WA、Hayes CE、Souza SP 和 Mueller OM。核磁共振相控阵。《磁共振医学》1990年；16：192–225。83. Barfoot TD。《机器人学中的状态估计》。英国剑桥：剑桥大学出版社，2017年。

84. Ozyagcilar T. 电子罗盘与三维指针应用中的角度估计精度。飞思卡尔半导体。nxp.jp，2015年。85. Zaitsev M, Dold C, Sakas G, Hennig J 和 Speck O. 自由运动物体的磁共振成像：使用外部光学运动跟踪系统进行前瞻性实时运动校正。《NeuroImage》2006年；31:1038–50。86. Madore B, Hess AT, Niekerk AMJ van 等。用于改善磁共振成像的外部硬件和传感器。《磁共振成像杂志》2023年；57:690–705。87. Ooi MB, Krueger S, Thomas WJ, Swaminathan SV 和 Brown TR. 使用主动标记物对任意头部运动进行前瞻性实时校正。《磁共振医学》2009年；62:943–54。88. Andrews-Shigaki BC, Armstrong BSR, Zaitsev M 和 Ernst T. 使用单摄像机 Retro-Grate 反射器光学跟踪对磁共振波谱进行前瞻性运动校正。《磁共振成像杂志》2011年；33:498–504。89. Ooi MB, Aksoy M, Maclaren J, Watkins RD 和 Bammer R. 使用感应耦合无线射频线圈进行前瞻性运动校正：使用无线标记物进行前瞻性运动校正。《磁共振医学》2013年；70:639–47。90. Aksoy M, Forman C, Straka M 等。扩散张量成像的实时光学运动校正。《磁共振医学》2011年；66:366–78。91. Kyme AZ, Aksoy M, Henry DL, Bammer R 和 Maclaren J. 用于磁体内磁共振成像及正电子发射断层成像-磁共振成像应用的无标记光学立体运动跟踪。《医学物理》2020年；47:3321–31。92. Chiang KW, Tsai GJ, Chang HW, Joly C 和 EI-Sheimy N. 使用惯性导航系统/全球导航卫星系统/基于栅格的同步定位与建图半紧耦合组合方案，实现无缝导航与测绘。《信息融合》。VISAT 的开发：用于地理信息系统应用的移动测量系统；定位与导航研讨会，2004。PLANS 2004，IEEE；导航学会卫星部第17届国际技术会议论文集（ION GNSS 2004）；《概率机器人学》；《机器人学：科学与系统》；《安全、防护与救援机器人学》（SSRR），2011年 IEEE 国际研讨会；《无人机系统》（ICUAS），2016年 IEEE 国际会议；《基础测量学：测绘学导论》2019年；50:181–96。93. Shin EH. 低成本惯性导航的估计技术。博士论文。卡尔加里大学，2005年。

补充材料 1 – 运动期间磁力计的范数及其对运动参数估计的影响

假设传感器读数受到小幅扰动，其建模如下：

$$\boldsymbol{a}_n = g\boldsymbol{R}\boldsymbol{e}_3 + \boldsymbol{\Delta a}$$
$$\boldsymbol{b}_n = B_0\boldsymbol{R}\boldsymbol{e}_1 + \boldsymbol{\Delta b}$$

然后，残余角误差可表述如下：

$$\alpha = -\frac{\boldsymbol{e}_2^{\mathrm{T}}\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\Delta a}}{\|\boldsymbol{a}_n\|}$$
$$\beta = \frac{\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\Delta a}}{\|\boldsymbol{a}_n\|}$$
$$\gamma = \frac{g\boldsymbol{e}_2^{\mathrm{T}}\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\Delta b} - \boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}}[\boldsymbol{\Delta a}]^{\wedge}\boldsymbol{\Delta b}}{\|\boldsymbol{a}_n \times \boldsymbol{b}_n\|}$$

下图显示了第5位参与者在三维径向序列随机运动实验中的加速度计测量值范数和估计旋转。加速度计范数相对于重力的平均差值为 $0.01g$ ，表明残余误差为 1%。

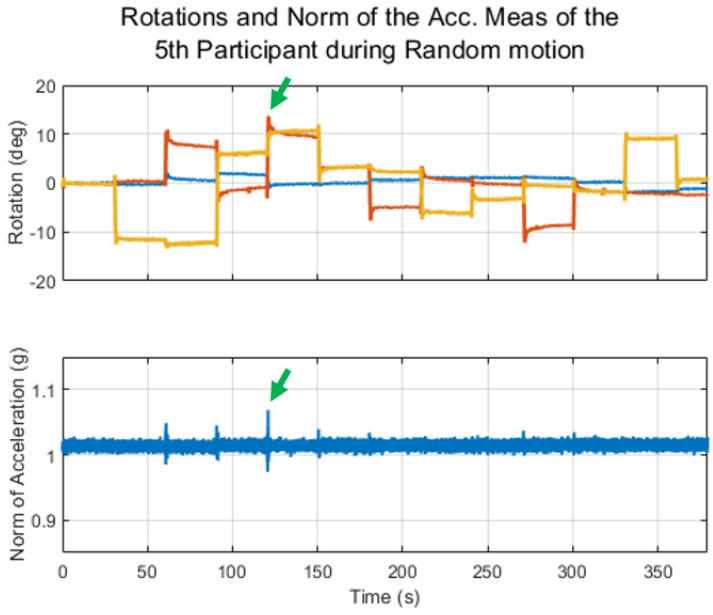

图1. 来自5th 参与者针对三维径向序列的摇头运动实验的加速度计测量值范数和估计旋转表明，人体头部运动涉及显著的角度变化，但并未表现出较大的加速度，最坏情况下仅达到约0.06g。绿色箭头显示运动事件期间运动学加速度的影响。

然后可以计算平均值 $\boldsymbol{\Delta a}$，假设加速度计的所有轴受到相同的扰动：

$$\|\boldsymbol{\Delta a}\| = \sqrt{\boldsymbol{\Delta a_x^2} + \boldsymbol{\Delta a_y^2} + \boldsymbol{\Delta a_z^2}} = \boldsymbol{\Delta a_x}\sqrt{\boldsymbol{3}}$$

代入 $0.01g$ 后得到：

$$\boldsymbol{\Delta a_x}\sqrt{\boldsymbol{3}} = 0.01$$

$$\boldsymbol{\Delta a_x} = \boldsymbol{\Delta a_y} = \boldsymbol{\Delta a_z} = 0.005g$$

然后，将该数值与每轴已测得的 $0.005g$ 高斯噪声标准差相加，并使用磁力计测得的 0.0012T 高斯噪声标准差，将这些数值代入上述角度误差公式，得到：

$$[\alpha \quad \beta \quad \gamma] = [-0.57 \quad 0.57 \quad 0.02]^o$$

$$\|[\alpha \quad \beta \quad \gamma]\| = 0.8^o$$

这与结果中报告的实测角误差高度吻合。此外，图1显示，尽管人体头部运动涉及显著的角度变化，却不会产生很大的加速度。在运动事件期间，头部运动会导致瞬时运动学加速度（图1中以绿色箭头标出）。其数值最高可达 $0.06g$。然而，在持续 300–400 ms 的运动事件中，这些瞬时峰值会在约 5–6 ms 内消退，表明运动学加速度变化极快。此外，采用与上述相同的计算方法，并额外代入 $0.06g$，可得运动学加速度发生瞬间的误差：

$$[\alpha \quad \beta \quad \gamma] = [-2.47 \quad 2.46 \quad 0.04]^o$$

$$\|[\alpha \quad \beta \quad \gamma]\| = 3.5^o$$

因此，运动事件期间额外产生的运动学加速度（发生在运动开始和结束时，持续 5–6 ms，而总运动时间约为 300–400 ms）可以忽略，因为它对旋转估计值的影响微乎其微。

Sup补充材料 2 - 波士顿儿童医院磁共振成像安全测　　st

产品功能：运动校正研究和生理数据采集

研究还是临床：研究

现场测试结果： BIOPAC系统由一个无法安全进入IV区的数据采集单元组成。该单元应留在IV区，并连接到一台笔记本电脑，由其采集IV区内生理数据采集器的数据。具体做法是将监测设备穿过波导管送入IV区。



图2. 左侧为BIOPAC运动传感器设备，右侧为数据采集单元（数字信号处理盒）。

静磁场注意事项：将传感器设备移至磁体孔径中央，未发现任何磁吸引迹象。将BIOPAC数据采集单元从储存处取出，并放置在III区的控制台上。随后将该系统连接到一台笔记本电脑，以采集扫描仪磁体孔径内的数据。

传感器设备的绞合铜缆穿过波导管铺设到扫描床上。这些电缆末端有一个金属部件，可连接到III区的BIOPAC系统；但穿过波导管的光纤电缆末端不含任何磁性部件。

Ferroguard 和手持式铁磁探测器均未检测到传感器组件中存在任何铁磁部件。

射频场注意事项：已对铜缆进行了潜在射频加热测试。遵循正确操作规程时，没有发现加热迹象。电缆从磁体孔径笔直引出，未形成任何环绕。将传感器置于模体上进行了快速脑部扫描方案扫描。监测温度后发现其升高了 0.3 摄氏度。电缆经过了充分绝缘。

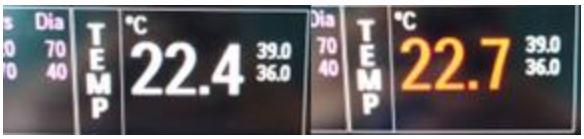

图 3. 扫描前后由温度探头测得的传感器温度。

成像注意事项：轴位 T2 FLAIR 序列的示例图像中未见伪影。

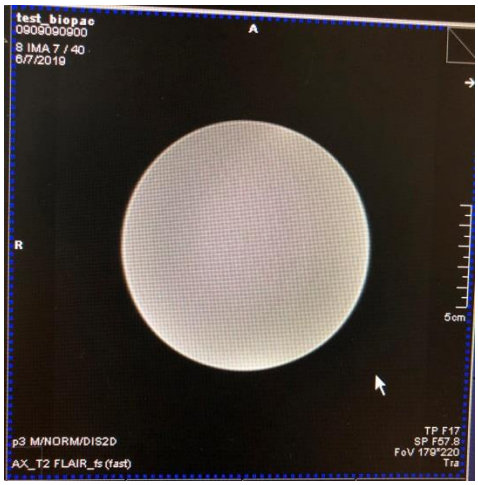

图 4. 使用轴位 T2 FLAIR 序列对模体上放置传感器进行成像的结果。磁共振成像无法显现该传感器，且它不会在图像中产生伪影。

测试组：Kristina Pelkola、磁共振研究首席技术专家 Onur Afacan 博士、研究成像核心平台主管。

产品分类：设备为 磁共振条件安全 最高至 5 高斯

产品标签：波士顿儿童医院测试组（见上文）为设备贴上了磁共振条件安全标签。该设备为原型，尚未经过制造商测试。

建议：我们发现该设备：磁共振条件安全。传感器设备是磁共振安全的，而数据采集单元必须保持在 5 高斯线之外，并应系牢，以防意外将其带到更靠近磁体孔径的位置。