采用运动一致性 Rep2Rep 去噪的金属植入物附近高接收带宽磁共振成像

Iman Khodarahmi[1], Renqing Luo[1,2,3], Nikola Janjušević[1,2], Christopher J. Burke[1],Shana G. Neumann[1], Yao Wang[3], Li Feng[1,2]

1 Bernard and Irene Schwartz 生物医学成像中心，纽约大学格罗斯曼医学院放射科，纽约，纽约州，美国。2 先进成像创新与研究中心（CAI²R），纽约大学格罗斯曼医学院放射科，纽约，纽约州，美国。3 纽约大学坦顿工程学院电气与计算机工程系，纽约，纽约州，美国

字数：5382**页眉标题：**高接收带宽磁共振成像的 Rep2Rep 去噪**资助：**美国国立卫生研究院 P41EB017183、R01AR087005

通信地址：Li Feng 博士，先进成像创新与研究中心（CAI2R），纽约大学格罗斯曼医学院660 1st 大道，纽约州纽约市，美国 10016 邮编。
电子邮件：Li.Feng@nyulangone.org

摘要

目的：开发并评估一种采用运动一致性 Rep2Rep 学习的自监督去噪方法，以实现高接收带宽磁共振成像，减少金属引起的失真。

方法： 运动一致性 Rep2Rep 通过结合两次采集的重复数据，并沿读出方向拆分合并后的 k 空间，在存在重复间运动的情况下生成解剖结构一致的训练重复。该模型使用 134 个临床低接收带宽（300 赫兹/像素）磁共振成像数据集（60 个矢状位和 74 个轴位）进行训练，并应用于 59 个高接收带宽（1028 赫兹/像素）磁共振成像数据集（30 个矢状位和 29 个轴位）。三名肌肉骨骼放射科医师以盲法独立评估低接收带宽和高接收带宽图像（去噪前后），评分项目包括金属伪影减少、图像锐度、感知信噪比和整体图像质量（5 至 1 分：从最佳到无法诊断）。另有一名阅片者以盲法进行偏好评估，比较运动一致性 Rep2Rep 与标准 Rep2Rep。

结果： 高接收带宽磁共振成像显著减少了金属诱发的伪影，而运动一致性 Rep2Rep 提高了感知信噪比和整体图像质量。与临床低接收带宽磁共振成像相比，经过去噪的高接收带宽磁共振成像获得了显著更高的金属伪影降低评分（矢状位：3.69 vs 3.01；轴位：3.83 vs 3.05；两者均为 P<0.0001），整体图像质量评分相当（矢状位：4.03 vs 3.98，P = 0.5391；轴位：3.95 vs 3.87，P=0.1266）。高接收带宽轴位方案还将采集时间缩短了 47%。与标准 Rep2Rep 相比，运动一致性 Rep2Rep 更好地保留了精细解剖细节，并在 59 个病例中的 44 个（74.6%）受到偏好。

结论：采用运动一致性自监督 Rep2Rep 去噪的高接收带宽磁共振成像可减少金属引起的伪影，且无需专门的高接收带宽训练数据。这为金属植入物附近的磁共振成像提供了一种实用方法，例如术后颈椎成像。

关键词：金属伪影，金属畸变，高接收带宽磁共振成像，自监督去噪，Rep2Rep，术后脊柱磁共振成像

1. 引言

磁共振成像在骨科金属植入物患者的术后评估中发挥着重要作用（1–3）。与计算机断层扫描（CT）相比，磁共振成像具有更优的软组织对比度，能够详细评估解剖结构和术后并发症，尤其适用于椎管内或其附近区域（4,5）。然而，金属植入物仍然是磁共振成像面临的一项重大挑战，因为其会引起局部磁场扰动，导致信号丢失、信号堆积和几何畸变（3,6）。这些伪影可能遮挡金属植入物附近的解剖结构，并影响诊断（3,6,7）。

在常规二维笛卡尔磁共振成像中，金属诱导的离共振主要会干扰层面选择和读出过程中的空间编码，从而产生层面外和层面内伪影，例如几何畸变以及信号丢失/堆积。人们已提出多种成像技术来减轻金属诱发伪影（3,6）。为减少层面内伪影，提高接收带宽（读出带宽）和采用视角倾斜（VAT）（8,9）均可减少离共振诱导的信号沿频率编码方向的位移（10）。为减少层面外伪影，许多临床金属伪影减少方案通常采用高带宽射频（RF）脉冲（3,6）。更先进的技术，如金属伪影校正的层面编码（SEMAC）和多次采集可变共振图像组合（MAVRIC），通过额外的空间编码或频谱采集提供更全面的伪影减少效果（11–13）。然而，这些方法也各自存在局限性。提高接收带宽会显著降低信噪比（SNR）（3,6,10）；VAT会导致图像模糊（9）；高带宽射频脉冲可能增加射频功率沉积和特定吸收率（SAR）（3）；而SEMAC和MAVRIC等先进技术则需要复杂的采集流程和更长的扫描时间（1,3,6,14）。

在这些成熟的方法中，提高接收带宽尤其具有吸引力，因为操作简单，且无需专用采集即可轻松应用于许多磁共振成像序列。然而，尽管已有建议采用这种方法（5,15），但其带来的信噪比损失可能会对图像质量和

诊断信心产生负面影响（15）。信噪比损失可通过增加信号平均次数来补偿，但这会延长扫描时间，并提高对患者运动的敏感性。

基于深度学习的去噪为解决这一局限提供了一种颇具前景的方法，并有望提升金属植入物附近高接收带宽磁共振成像的临床应用价值（3,16）。然而，传统的监督式深度学习通常依赖高信噪比参考图像进行网络训练，而在临床可接受的采集时间内以高接收带宽获取这类图像十分困难。因此，无需高信噪比参考图像、且已日益应用于各种低信噪比磁共振成像应用的自监督去噪方法（17–22），是一种颇具吸引力的替代方案。

本研究旨在开发并评估一种自监督去噪方法，以实现高接收带宽（~1000 赫兹/像素，Kim 等人（15）建议的设置）磁共振成像，在减少金属诱发伪影的同时保持整体图像质量。我们的方法基于近期开发的重复间（Rep2Rep）框架（23），这是一种基于 Noise2Noise 原理（24）的噪声自适应自监督去噪方法。Rep2Rep 利用配对的磁共振成像重复采集（或信号平均次数）进行学习，这些采集具有相同的底层解剖结构，但噪声实现相互独立且均值为零，无需匹配的高信噪比参考图像。本研究进一步开发了 Rep2Rep，用于对金属植入物附近的高接收带宽磁共振成像进行去噪。我们证明，使用常规临床低接收带宽数据集训练的 Rep2Rep 模型，可直接应用于信噪比较低的高接收带宽图像，以减少金属伪影。这避免了为网络训练专门采集高接收带宽数据集的需要。更重要的是，我们开发了一种运动一致性 Rep2Rep 训练策略，以解决配对重复采集之间的解剖结构不匹配问题，因为这一问题会影响标准 Rep2Rep 去噪的性能。该策略生成解剖结构更加一致的训练重复采集，从而更好地保留去噪图像中的精细解剖细节。

我们在接受金属内固定器械的患者术后颈椎磁共振成像中评估了所提出的方法；在这类成像中，高空间分辨率和有效减少金属伪影都至关重要。我们的假设是，高接收带宽磁共振成像

（~1000 赫兹/像素）结合完全基于常规临床低接收带宽（300 赫兹/像素）数据训练的运动一致性 Rep2Rep 去噪，可在保持整体图像质量的同时减少金属诱发伪影。

2. 方法

本节首先回顾用于自监督去噪的原始 Rep2Rep框架，并讨论其与重复间运动相关的局限性。随后介绍所提出的运动一致性 Rep2Rep扩展，以及本研究所使用的临床数据集、采集协议、网络实现和实验评估方法。

2.1 Rep2Rep 去噪概述

Rep2Rep 是一种噪声自适应自监督 MRI 去噪框架，最初基于 Noise2Noise 原理开发，用于低信噪比应用（23、24）。该框架利用配对 MRI 重复采集（信号平均次数）进行网络训练，无需匹配的高信噪比参考图像，其前提是：重复的 MRI 采集具有相同的潜在解剖结构，但包含相互独立的零均值噪声实现。具体而言，一次含噪重复采集作为网络输入，另一次重复采集作为训练目标。由于目标重复采集中的随机噪声与输入重复采集相互独立，网络通过最小化网络输出与目标图像之间的均方误差（MSE）损失，能够有效学习恢复共享的解剖结构，而非噪声。Rep2Rep 使用卷积字典学习网络（CDLNet），并采用显式的噪声自适应机制，将噪声信息纳入其中，以适应训练与推理阶段之间不同的噪声水平（25、26）。因此，训练后的模型无需重新训练或微调，即可在不同信噪比水平下执行去噪。

Rep2Rep 也兼容 GRAPPA（广义自校准部分并行采集）等并行 MRI 技术（27），可对由加速 MRI 采集重建的图像进行去噪（23）。考虑采用互补交错欠采样模式采集的两次重复数据，每次均为 2 倍加速（R = 2），这与下文所述的临床矢状位 MRI 方案一致。在

标准 Rep2Rep 训练中，首先使用 GRAPPA 分别重建两次重复数据，随后进行快速傅里叶变换（FFT）和灵敏度加权线圈组合，以生成两幅复值图像，并将其用作网络输入和目标（**补充信息图 S1**）。这里需要采用复值表示，以保留 Noise2Noise 学习所要求的零均值噪声特性（23,24）。

在我们先前的工作（23）中，Rep2Rep 的去噪性能优于蒙特卡洛 Stein 无偏风险估计器（MC-SURE）；后者是一种无需成对采集的自监督去噪方法（20）。然而，Rep2Rep 的一个重要局限是依赖重复 MRI 采集之间的解剖一致性。在许多应用中，重复间运动难以避免，这可能导致网络输入与目标之间出现解剖结构不匹配，进而违背 Noise2Noise 的共享信号假设。在这种情况下，网络可能会将这些结构差异视为噪声并抑制精细解剖细节，从而导致图像模糊。这一局限在运动敏感应用中尤为突出，例如颈椎磁共振成像；在这类应用中，非自主颈部运动和吞咽可能导致重复采集之间出现解剖差异。

2.2 运动一致性 Rep2Rep 训练

为解决标准 Rep2Rep 受重复间运动影响的局限性，我们提出一种基于沿读出方向拆分 k 空间（k_x）的 Rep2Rep 运动一致性扩展，称为运动一致性 Rep2Rep，如**图 1a**所示。在该方法中，首先从每次重复采集中去除读出过采样。随后，将两次重复采集得到的多线圈 k 空间数据合并，形成全采样 k 空间数据集。两次重复采集可以采用互补交错欠采样模式（如临床矢状位 MRI 方案），也可以在每次重复采集中进行全 k 空间采样（如临床轴位 MRI 方案）。然后，沿读出方向将合并后的数据均匀划分为两个互补子集：一个子集包含奇数索引样本，另一个包含偶数索引样本。这样，每个子集在读出方向上均对应 2 倍均匀欠采样。随后，分别对每个子集应用 GRAPPA 重建

以恢复缺失的 k 空间数据，随后进行快速傅里叶变换和灵敏度加权线圈组合，生成成对的复值图像。随后，将重建得到的两幅图像分别用作网络输入和目标，用于自监督 Rep2Rep 训练。

采用读出方向拆分的理由是，每条读出（频率编码）线上的所有样本均在同一次读出采集中获取，而该采集所处的时间窗口远短于不同相位编码线或不同重复采集的采集时间。此外，去除读出过采样有助于减少由厂商实施的抗混叠滤波器（28）导致的相邻读出样本之间潜在的噪声相关性（见**补充信息图 S2**）。因此，即使存在重复间运动，奇数索引和偶数索引的读出样本也应包含相同的解剖信息。由于这两个子集均由同一组合 k 空间数据集生成，因此它们在不同相位编码线或信号重复采集中的运动相关不一致性也相似。因此，与由不同重复采集重建的图像相比，这两幅重建图像的解剖结构不匹配预计会更少。需要指出的是，所提出的策略旨在为 Rep2Rep 训练生成运动一致性图像重复采集，而非显式校正运动伪影。存在重复间运动时，组合多个重复采集所导致的运动引起的模糊仍可能传播到重建图像中。然而，这一问题也存在于采用多个信号平均次数的传统临床磁共振成像方案中。

2.3 MRI数据集与成像协议

本研究经机构审查委员会（IRB）批准。所有MRI数据集均采集自1.5T临床MRI扫描仪（MAGNETOM Aera，西门子医疗，德国埃朗根），采用T2 加权二维快速自旋回波（FSE）序列，受试者均为接受颈椎内固定器械治疗的患者（包括椎间融合器、前路钢板螺钉固定结构和后路螺钉-连接棒固定结构）。

用于网络训练的MRI数据集回顾性收集自常规临床扫描。由于本研究这一部分具有回顾性，因此免除获取每位受试者知情同意的要求。共收集了60个矢状位数据集和74个轴位数据集

来自74名患者（男性46名，女性28名，年龄为= 59 ± 15 岁）的数据集，用于网络训练。使用本机构开发的 Yarra 工具箱（29）自动收集原始 k 空间数据。由于自动收集过程中发生数据丢失，14个矢状位数据集无法获取。

临床方案包括 T2 加权矢状位和轴位序列。矢状位成像的序列参数包括：视野 = 220 × 220 mm^2, 矩阵大小 =256 × 256，面内空间分辨率 = 0.9 × 0.9 mm^2, 相位过采样 = 85%，层厚 = 3 mm，共 17 个切片，重复时间/回波时间（TR/TE） = 3000/96 ms, 回波间隔 = 7.96 ms，快速因子 = 13，重聚焦翻转角 = 170°，两次互补交错信号平均，每次均采用 2 倍欠采样（R = 2，见图1），相位编码方向 = 头至脚，接收带宽 = 300 赫兹/像素，总扫描时间= 1 分钟 59 秒。与采集一次完全采样的重复不同，我们的临床矢状位方案采集了两次互补的 R = 2 重复，分别进行重建，然后在幅度图像域中取平均，以降低对患者运动的敏感性。

轴位成像的序列参数包括：视野 = 180 × 160 mm^2, 矩阵大小 = 256 × 230，面内空间分辨率 = 0.7 × 0.7 mm^2, ，相位过采样 = 65%，层厚 = 3 mm，30 个层面，TR/TE = 4000/91 ms，回波间隔 = 9.12 ms，快速因子 = 11，重聚焦翻转角 = 150°，两次完全采样的信号平均，编码方向为 = 前后，接收带宽为 = 300 赫兹/像素，总扫描时间为 = 3 min 58 s。我们的临床轴位方案采集了两次完全采样的信号平均，以确保在较高面内空间分辨率下具有足够的信噪比。

独立测试队列由30例患者组成（男性22例，女性8例，年龄 =66 ± 14.5岁）。这些患者在提供知情同意后，于常规临床检查结束时接受了额外的前瞻性高接收带宽磁共振成像检查。共获得30个矢状位和29个轴位高接收带宽数据集用于评估。其中一个轴位原始数据集在自动化 Yarra 数据传输过程中丢失。高接收带宽成像参数与相应临床方案的参数相近，但接收带宽、由此产生的回波时间和回波间隔变化，以及轴位成像的加速除外。具体而言，矢状位和轴位采集的接收带宽均从300赫兹/像素提高至1028赫兹/像素。对于

矢状位成像，回波时间和回波间隔分别缩短至81毫秒和7.32毫秒，扫描时间保持为1分59秒。对于轴位成像，回波时间和回波间隔分别缩短至81毫秒和7.40毫秒。此外，为高接收带宽轴位方案采集了两次互补的交错重复采集，并采用2倍欠采样；与常规临床轴位方案相比，扫描时间由3分58秒缩短至2分06秒。该评估队列中还收集了以较低接收带宽（300赫兹/像素）采集的匹配临床数据集，这些数据集仅用于图像质量比较，未纳入网络训练。

2.4 网络训练与推理

所有去噪模型均使用第2.1节所述的Rep2Rep框架实现，网络架构的详细信息见我们先前的工作（23,25,30）。将以300赫兹/像素采集的60个矢状位训练数据集和74个轴位训练数据集汇集起来，用于训练一个可同时应用于矢状位和轴位磁共振成像的单一联合模型，尽管两者在空间分辨率和采集参数方面存在差异。采用联合模型主要是为了简化实现，并避免分别构建不同方向的模型。该网络采用复值三维CDLNet（30）实现，包含30次展开迭代。模型训练使用批量大小为1和Noise2Noise均方误差损失。网络训练采用Adam优化器（31），学习率为5×10^{-5}。模型在单个NVIDIA A100 GPU上训练了500个训练轮次，总训练时间为~35 小时。

在推理过程中，将训练好的模型直接应用于高读出带宽数据集（1028 赫兹/像素），不进行 k 空间拆分。由两次重复采集数据合并而成的完整 k空间数据集仅使用快速傅里叶变换和灵敏度加权线圈组合进行重建，以生成复值图像，如

图1b。

训练和推理时，均使用 Walsh方法，从中央k空间区域重建的低分辨率多线圈图像中估计线圈灵敏度图（32）。用于噪声自适应训练和推理的空间变化噪声图，则按照先前的描述（23）直接从多线圈图像中估计。

并将其纳入模型，以适应训练和推理之间的信噪比差异。由于基于MSE的去噪可能导致图像平滑并损失精细结构细节（33），因此我们还对去噪图像进行锐化处理和抖动处理，以提高图像锐度并恢复更自然的噪声纹理；这一做法与我们最初的 Rep2Rep 研究（23）一致。具体而言，锐化是通过向去噪图像添加按比例缩放的高频分量来实现的；抖动则是将原始含噪输入与去噪图像之间残差的一部分添加到锐化后的图像中，如**图2**所示。

2.5 实验设计与图像质量评估

我们开展了多项实验，以评估所提出方法的性能，包括运动一致性 Rep2Rep 训练的优势、高接收带宽磁共振成像的图像质量，以及噪声自适应对去噪性能的影响。

首先，为评估所提出的运动一致性 Rep2Rep 训练的优势，我们开展了一项盲法成对偏好研究，将运动一致性 Rep2Rep（**图1**）与标准 Rep2Rep（**补充材料图 S1**）进行比较。对于每个高接收带宽数据集，我们将两幅去噪图像匿名化，并以随机顺序并排呈现给一位经验丰富的肌肉骨骼放射科医师（I.K.），由其根据整体图像质量和精细解剖细节的保留情况选出偏好的图像。两种方法均应用于相同的高接收带宽数据，并采用相同的后处理流程。结果以偏好各方法的病例数及其百分比报告。

其次，为评估运动一致性 Rep2Rep 去噪后高接收带宽磁共振成像的图像质量，我们针对每位患者和每个成像方向比较了三组匹配图像集：(1) 临床低接收带宽图像；(2) 未进行去噪的高接收带宽图像；以及 (3) 经运动一致性、噪声自适应 Rep2Rep 去噪后的高接收带宽图像。所有图像均经过匿名化处理，并汇总后由三名经验丰富的肌肉骨骼放射科医师（I.K.、C.J.B. 和 S.G.N.）进行独立评估；评估者均对成像信息设盲。每幅图像均

根据四项指标（金属伪影减少、图像锐度、感知信噪比和整体图像质量），采用五点李克特量表（5 = 优秀、4 = 良好、3 =尚可、2 = 较差和1 = 无法诊断）进行评分。对每项指标，计算读者评分的平均值，并以均值 ± 标准差的形式报告。采用双侧 Wilcoxon符号秩检验（P<0.05）评估图像间的成对差异，并采用成对二次加权Cohen κ系数的均值评估读者间一致性。

第三，为探究鉴于训练与推理之间信噪比水平存在显著差异时噪声自适应的影响，我们比较了两个 Rep2Rep 模型，其中一个采用噪声自适应，另一个不采用。两个模型均使用相同的临床低带宽数据集和所提出的运动一致性训练重复进行训练，除噪声自适应外，网络架构和训练参数均相同。训练完成的模型应用于相同的高带宽数据集，并在锐化和抖动处理前后分别比较其图像质量，以评估噪声自适应是否能进一步改善最终图像。此外，我们还将同时使用矢状位和轴位数据集进行的联合训练与分别进行的特定成像方向训练进行了比较，以评估单一联合模型能否适应成像方向和采集参数的差异，同时不影响图像质量。

3. 结果

3.1 高接收带宽接收带宽颈椎磁共振成像与减少的金属伪影

图**3-5**展示了采用临床低接收带宽（300 赫兹/像素）和高接收带宽（1028 赫兹/像素）成像，并分别在使用和不使用所提出的运动一致性 Rep2Rep 学习进行去噪的情况下，具有代表性的颈椎图像。对于矢状位成像（**图3**），提高接收带宽可减少植入物附近的金属诱发几何畸变和信号堆积（红色箭头）。然而，去噪前的高带宽图像信噪比显著降低，图像质量也有所下降。运动一致性 Rep2Rep 有效提高了感知信噪比，同时保留了金属诱发伪影减少的优势，并改善了植入物附近解剖结构的可视化效果。

在不同患者的轴位成像中也观察到类似结果（**图4和图5**）：提高接收带宽可减少金属诱发伪影，但会导致信噪比显著降低，尤其是考虑到轴位方案采集的空间分辨率更高。Rep2Rep 去噪显著改善了图像质量和解剖结构可视化。重要的是，与未使用并行成像的临床低接收带宽轴位方案相比，我们的高接收带宽轴位方案可实现 2 倍 GRAPPA 加速，将采集时间从 3 分 58 秒缩短至 2 分 06 秒。

3.2 运动一致性 Rep2Rep 与标准 Rep2Rep 的评估

图6比较了使用原始的两次信号平均和所提出的读出方向k空间拆分生成的训练重复样本的解剖一致性。在矢状位和轴位磁共振成像中，如差异图所示，原始重复样本均表现出明显的解剖结构不匹配。相比之下，所提出的运动一致性重复样本显示出显著更少的结构差异。这些结果表明，所提出的读出方向拆分能够有效减少训练重复样本之间的解剖结构不匹配，从而更好地满足 Noise2Noise 原理的共享信号假设。

图7展示了使用原始两次重复采集数据训练的标准 Rep2Rep 与所提出的运动一致性 Rep2Rep 之间具有代表性的对比。尽管两种方法都有效降低了图像噪声，但如黄色箭头所示，标准 Rep2Rep 在不同区域出现了图像模糊和精细解剖细节丢失。相比之下，运动一致性 Rep2Rep 在矢状位和轴位磁共振成像中都更好地保留了解剖边界和精细结构细节。为确保比较公平，标准 Rep2Rep 和运动一致性 Rep2Rep 图像均采用相同的锐化和抖动处理流程。这些结果表明，提升训练重复之间的解剖一致性可以减少 Rep2Rep 去噪中与重复间运动相关的图像模糊。

3.3 放射科医师评估图像质量

在30例矢状位病例中，有17例（56.7%）更倾向于运动一致性 Rep2Rep；在29例轴位病例中，有27例（93.1%）更倾向于该方法，总体而言，在59例中有44例（74.6%）更倾向于运动一致性 Rep2Rep。其余15例（25.4%）认为两种方法效果相当，其中包括2例轴位病例和13例矢状位病例。没有任何病例更倾向于标准 Rep2Rep。

阅片者评估的结果总结于**图8**中。对于矢状位成像，金属伪影降低评分（均值 ± 标准差）分别为：临床低接收带宽图像 3.01 ± 0.35、未经去噪的高接收带宽图像 3.80 ± 0.40（与临床磁共振成像相比，P < 0.0001），以及经 Rep2Rep 去噪后的高接收带宽图像 3.69 ± 0.47 （与临床磁共振成像相比，P < 0.0001 ；与未经去噪的图像相比，P = 0.0016）。对于轴位成像，相应评分分别为 3.05 ± 0.30、3.87 ±0.33 和 3.83 ± 0.38（两种高接收带宽图像与临床低接收带宽图像相比，P < 0.0001；去噪与未去噪的高接收带宽图像相比，P = 0.2482）。这些结果表明，提高接收带宽能够有效减少金属诱发伪影。

在图像锐度方面，临床低接收带宽图像的矢状位成像评分为 3.99 ± 0.11；未经去噪的高接收带宽图像评分为 3.76 ± 0.43（P < 0.0001，与临床磁共振成像相比）；Rep2Rep 去噪后的高接收带宽图像评分为 4.02 ± 0.30（P < 0.0001，与未经去噪的图像相比；P = 0.6426，与临床磁共振成像相比）。对于轴位成像，相应评分分别为 3.94 ± 0.38、3.57 ±0.52 和 3.79 ± 0.44（临床图像与未经去噪的高接收带宽图像之间，以及去噪与未经去噪的高接收带宽图像之间，P < 0.0001；去噪后的高接收带宽图像与临床磁共振成像之间，P= 0.0202）。

对于感知信噪比，矢状位成像的评分分别为：临床低接收带宽图像 3.97 ± 0.18；未进行去噪的高接收带宽图像 3.21 ± 0.44（与临床磁共振成像相比，P < 0.0001）；以及经过 Rep2Rep 去噪后的图像 4.09 ± 0.29（与未去噪图像相比，P < 0.0001；与临床磁共振成像相比，P = 0.0009）。对于轴位成像，相应评分分别为 3.87 ± 0.33、2.94 ± 0.32 和 4.10 ± 0.31（所有配对比较的 P 值均为 < 0.0001）。

整体图像质量方面，矢状位成像的评分为：临床低接收带宽图像 3.98 ± 0.21，

未经去噪的高接收带宽图像 3.03 ± 0.48（与临床磁共振成像相比，P < 0.0001），Rep2Rep 去噪后的高接收带宽图像 4.03 ± 0.23（与未经去噪的图像相比，P < 0.0001；与临床磁共振成像相比，P= 0.5391）。轴位成像的相应评分分别为 3.87 ± 0.43、3.03 ± 0.36 和 3.95 ± 0.30（未去噪高接收带宽图像与临床磁共振成像相比，以及去噪与未去噪高接收带宽图像相比，P < 0.0001；去噪高接收带宽图像与临床磁共振成像相比，P = 0.1266）。经 Rep2Rep 去噪的高接收带宽图像，其整体图像质量评分与临床低接收带宽图像相比无显著差异，同时金属伪影减少效果显著提升。

对于三位读者之间的一致性，金属伪影减少、图像锐度、感知信噪比和整体图像质量的平均两两加权 Cohen’s kappa 系数分别为 0.515、0.128、0.655 和 0.508。结果表明，金属伪影减少、感知信噪比和整体图像质量的读者间一致性为中等至良好。图像锐度评分的一致性相对较低，这可能是因为读者评分的变异有限，大多集中在五分量表中的 4 分左右。

3.4 Rep2Rep 的其他评估

图 9比较了在相同临床低接收带宽数据集上训练、并应用于高接收带宽磁共振成像的噪声自适应与非自适应 Rep2Rep 模型。后处理前，与噪声自适应结果相比，非自适应结果存在残余噪声。然而，经过针对两种模型分别优化的锐化和抖动处理后，两种模型在两个方向上都生成了视觉效果相当的图像。这些结果表明，对于这一特定应用，后处理后噪声自适应带来的额外视觉优势可能不那么明显。

鉴于后处理缩小了噪声自适应与非自适应 Rep2Rep 之间的可见差异，我们进一步探究标准 Rep2Rep 中减少的解剖细节是否能够通过更强的图像锐化得到恢复（**补充信息图 S3**）。结果表明，尽管增强锐化提高了标准 Rep2Rep 图像表观上的清晰度，但未能完全恢复运动一致性

Rep2Rep 所保留的精细解剖结构。这表明，仅通过对标准 Rep2Rep 进行更强的锐化，无法复现运动一致性训练带来的益处。

最后，**图10**比较了同时使用矢状位和轴位数据集进行联合训练与分别进行特定成像方向训练的效果。尽管不同成像方向的空间分辨率和采集参数存在差异，两种训练策略得到的去噪图像在视觉上相当。这些结果表明，使用单一联合 Rep2Rep 模型处理这两种成像方向是可行的，从而能够简化网络训练并有助于后续临床转化。

4. 讨论

本研究提出了一种用于金属植入物附近磁共振成像的方法，将高接收带宽采集与基于运动一致性 Rep2Rep 框架的自监督去噪相结合。研究结果表明，该方法可减少金属诱发伪影，同时改善颈椎磁共振成像的图像质量。本节将讨论高接收带宽磁共振成像的临床价值、自监督去噪和运动一致性训练的优势，以及本研究的潜在临床应用和局限性。

4.1 高接收带宽磁共振成像的临床价值

金属诱发伪影仍是术后颈椎磁共振成像面临的一项重大挑战，因为脊髓和神经根等细小解剖结构需要较高的空间分辨率才能准确显示。尽管 VAT、SEMAC 和 MAVRIC 等先进的金属伪影减少技术能够减少此类伪影，并已被证实对装有大型金属假体的患者尤其有价值（1–3,6），但这些技术存在不同局限性，例如采集过程复杂、扫描时间长，这限制了它们在术后脊柱磁共振成像中的常规临床应用。

提高接收带宽是减少金属伪影的一种简单且实用的方法，因为无需采用专门的脉冲序列，即可直接应用于常规临床磁共振成像方案。近期综述强调了高接收带宽磁共振成像对于脊柱术后评估的重要性（5,15）。具体而言，Kim 等人建议在术后脊柱成像的 FSE 磁共振成像方案中采用 ~1000 赫兹/像素的读出带宽

（15）。较高的读出带宽可减少金属植入物附近由离共振引起的空间位移，但代价是信噪比降低，这可能会降低图像质量，尤其是在空间分辨率较高时。尽管高接收带宽磁共振成像具有实用优势，这种信噪比方面的权衡长期以来仍是其临床应用的一大挑战。

我们的结果表明，使用自监督 Rep2Rep 去噪可以有效改善高接收带宽磁共振成像所伴随的信噪比降低问题。高接收带宽与去噪相结合，在保持整体图像质量与临床低接收带宽磁共振成像相当的同时，显著减少了金属诱发伪影。此外，我们的高接收带宽轴位磁共振成像方案支持 2 倍 GRAPPA 加速，使采集时间较常规临床方案缩短一半。这些结果表明，高接收带宽磁共振成像结合自监督去噪，可能为常规术后颈椎磁共振成像提供一种实用且有效的方法。

4.2 运动一致性 Rep2Rep 训练

原始 Rep2Rep框架基于 Noise2Noise 原理，使用独立采集的两次重复扫描分别作为网络训练的输入和目标，前提是二者具有相同的潜在解剖信息，但包含相互独立的零均值噪声。然而，由于患者运动导致的重复采集之间任何解剖结构不匹配，例如颈椎磁共振成像中的非自主吞咽和颈部运动，都可能违背这一前提。在网络训练过程中，这些解剖差异可能被错误地视为噪声，从而在 Rep2Rep 去噪后导致图像模糊并丢失精细解剖细节。

在本研究中，我们提出了一种运动一致性训练策略，通过沿读出方向进行 k 空间拆分，生成解剖结构一致的训练重复，以解决这一局限性。该方法并不独立重建两次采集的数据，而是首先合并它们的 k 空间数据；这些数据可以来自互补的交错欠采样采集，也可以来自全采样重复采集，随后沿读出方向将合并后的数据均匀划分为偶数样本和奇数样本。这样，两个子集都包含来自相同相位编码

采集的数据，因此具有相同的时间采集效应，包括重复采集之间的任何运动。该策略能够有效生成运动一致性训练重复，减少解剖结构不匹配，从而更好地满足 Noise2Noise 学习的基本假设。

与原始重复采集对相比，所提出的运动一致性训练策略减少了解剖结构不匹配（**图 6**）；在矢状位和轴位成像中，运动一致性 Rep2Rep 均比标准 Rep2Rep 更好地保留了精细解剖细节（**图7**）。此外，我们证明，增强图像锐化无法完全恢复标准 Rep2Rep 所丢失的解剖细节（**补充信息图 S3**）。这些发现表明，解剖一致性对于在 Rep2Rep 去噪中保留精细结构细节发挥着重要作用，并证明了所提出的运动一致性训练策略的优势。

4.3 高带宽MRI的噪声自适应Rep2Rep

原始 Rep2Rep框架的一个重要组成部分是其噪声自适应能力，该能力使去噪模型能够适应训练数据集与推理数据集之间不同的噪声水平。这一点与我们的研究尤其相关，因为我们的 Rep2Rep 模型仅使用常规临床低接收带宽磁共振成像数据进行训练，并直接应用于信噪比显著更低的高接收带宽磁共振成像。我们的结果显示，未进行噪声自适应的 Rep2Rep 存在残余噪声（**图 9**），这可能是因为，与训练数据相比，接收带宽更高的评估数据具有更高的噪声水平。

有趣的是，尽管两个模型的直接网络输出存在差异，但经过针对各自模型分别优化的后处理后，最终图像在视觉上具有相当的效果。如前所述，基于MSE的去噪的一个局限是，它往往会使去噪图像产生一定程度的平滑，导致精细解剖细节的勾勒不够清晰（33）。因此，我们按照最初的 Rep2Rep 研究（23）中提出的方法，并在**图 2**中展示的那样，进行了额外的锐化和抖动，以改善图像的视觉锐度并恢复更自然的噪声纹理。由于抖动会有意地在去噪图像中重新引入一定程度的噪声，因此两个模型之间的残余噪声差异在

最终图像中变得较小。这一观察结果表明，对于这一特定应用而言，额外进行后处理时，噪声自适应可能不那么关键。然而，这不应被解读为噪声自适应通常没有必要的证据。例如，我们此前的研究表明，当评估数据的噪声水平低于训练数据时，非自适应去噪会导致图像模糊加重，而非残余噪声增加（23）。

4.4 临床应用与进一步缩短扫描时间

基于我们的临床方案，所提出的方法在矢状位和轴位颈椎磁共振成像中展现出不同的优势。在矢状位成像中，提高接收带宽可减少金属诱发伪影，同时不会增加采集时间，并且临床方案和高接收带宽方案均采用了 2 倍并行成像。相比之下，临床轴位方案采用了更高的空间分辨率，因此出于信噪比方面的考虑未使用并行成像。Rep2Rep 去噪使我们能够在高接收带宽轴位成像中采用 2 倍 GRAPPA 加速，将采集时间从 3 分 58 秒缩短至 2 分 06 秒。因此，Rep2Rep 不仅解决了高接收带宽磁共振成像所伴随的信噪比损失问题，还为进一步缩短扫描时间提供了额外的灵活性。

尽管所提出的方法仅在术后颈椎磁共振成像中进行了评估，但其在其他存在金属植入物的解剖区域中也具有潜在应用价值。此外，高接收带宽磁共振成像结合自监督去噪，也可与 VAT、SEMAC 或 MAVRIC 等其他技术联合使用，以进一步改善金属伪影减少效果。除此之外，运动一致性 Rep2Rep 训练策略并不局限于金属植入物附近的磁共振成像，还可能应用于其他重复间运动限制标准 Rep2Rep 去噪性能的场景。

4.5 研究局限性

本研究存在若干值得讨论的局限性。首先，我们的 Rep2Rep 模型仅使用常规临床低接收带宽磁共振成像数据进行训练。尽管我们的结果证明了将这些模型应用于噪声水平存在显著差异的高接收带宽

磁共振成像的可行性，但由于缺乏足够的高接收带宽训练数据，而获取此类数据需要额外的专用采集，因此未能直接比较使用匹配的高接收带宽数据训练的模型。其次，所提出的方法仅在 T2 加权颈椎 MRI 上进行了评估。尽管运动一致性训练策略并不特定于 T2 加权成像，但其在其他图像对比度、解剖区域和采集协议上的表现仍需进一步研究。第三，尽管我们的阅片者研究显示，金属伪影减少、感知信噪比和整体图像质量均有所改善，但由于本研究重点评估 T2 加权 MRI 的图像质量，因此未直接评估诊断准确性。未来仍需进一步研究，以评估这些改进能否转化为对术后异常更好的检出和表征能力。

5. 结论

本研究证明了高接收带宽磁共振成像结合自监督运动一致性 Rep2Rep 去噪在金属植入物附近应用的可行性。所提出的方法在保持与传统临床磁共振成像相当的图像质量的同时，有效减少了金属诱发伪影，并具有进一步缩短扫描时间的潜力。此外，与标准 Rep2Rep 相比，所提出的运动一致性 Rep2Rep 训练策略能够更好地保留精细解剖细节。

代码可用性

Rep2Rep 去噪的源代码公开 उपलब्ध于：https://github.com/RapidMRI-NYU/Rep2Rep

致谢

本研究部分得到了美国国立卫生研究院（P41EB017183 和 R01AR087005）的支持，并在先进成像创新与研究中心（CAI²R）这一 NIBIB 国家生物医学成像与生物工程中心的框架下开展。

使用了 ChatGPT（OpenAI，美国加利福尼亚州）来协助进行语法纠正和可读性改进。

参考文献

1. Burke CJ、Khodarahmi I、Fritz J。关节术后磁共振成像：技术考量。《北美磁共振成像临床杂志》。2022年11月1日；30(4):583–600。doi:10.1016/J.MRIC.2022.03.002 PubMed PMID：36243506。2. Khodarahmi I、Nittka M、Fritz J。技术飞跃：全髋关节置换术后的先进磁共振成像。《肌肉骨骼放射学研讨会》。2017年11月1日；21(5):604–15。doi:10.1055/S-0037-1606135 PubMed PMID：29025189。3. Hargreaves BA、Worters PW、Pauly KB、Pauly JM、Koch KM、Gold GE。磁共振成像中的金属诱发伪影。《美国放射学杂志》。2011年9月；197(3):547–55。doi:10.2214/AJR.11.7364 PubMed PMID：21862795。4. Girão MMV、Miyahara LK、Dwan VSY、Baptista E、Taneja AK、Gotfryd A等。脊柱术后影像学特征：脊柱外科手术基本理解指南。《影像学见解》2023 14:1。2023年6月6日；14(1):103-。doi:10.1186/S13244-023-01447-0 5. Abel F、Tan ET、Lin Y、Chazen J L、Lebl DR、Sneag DB。颈椎减压融合术后的磁共振成像：技术考量、预期表现及并发症。《放射学》。2025年2月11日；314(2)。PubMed PMID：39932407。6. Koch KM、Hargreaves BA、Pauly KB、Chen W、Gold GE、King KF。金属植入物附近的磁共振成像。《磁共振成像杂志》。2010年10月1日；32(4):773–87。PubMed PMID：20882607。7. Ziegeler K、Yoon D、Hoff M、Theologis AA。骨科与脊柱外科中的金属抑制磁共振成像技术。《美国骨科医师学会杂志》。2025年5月15日；33(10):510–7。doi:10.5435/JAAOS-D-24-01057 PubMed PMID：40063737。

8. Cho ZH、Kim DJ、Kim YK。通过视角倾斜实现包括化学位移和磁化率在内的整体不均匀性校正。《医学物理学》。1988年1月1日；15(1):7–11。doi:10.1118/1.596162 PubMed PMID：3352554。9. Butts K、Pauly JM、Gold GE。减少视角倾斜磁共振成像中的模糊。《磁共振医学》。2005年2月1日；53(2):418–24。PubMed PMID：15678535。10. Kolind SH、MacKay AL、Munk PL、Xiang QS。金属伪影减少技术的定量评估。《磁共振成像杂志》。2004年9月1日；20(3):487–95。PubMed PMID：15332257。11. Lu W、Pauly KB、Gold GE、Pauly JM、Hargreaves BA。SEMAC：磁共振成像中用于金属伪影校正的层面编码。《磁共振医学》。2009年7月1日；62(1):66–76。PubMed PMID：19267347。12. Koch KM、Lorbiecki JE、Hinks RS、King KF。一种用于金属植入物附近成像的多光谱三维采集技术。《磁共振医学》。2009年2月1日；61(2):381–90。PubMed PMID：19165901。13. Koch KM、Brau AC、Chen W、Gold GE、Hargreaves BA、Koff M等。采用MAVRIC-SEMAC混合技术进行金属附近成像。《磁共振医学》。2011年1月1日；65(1):71–82。PubMed PMID：20981709。14. Feuerriegel GC、Sutter R。管理磁共振成像中的硬件相关金属伪影：当前及不断发展的技术。《骨骼放射学》。2024年9月1日；53(9):1737。doi:10.1007/S00256-024-04624-4 PubMed PMID：38381196。15. Kim YJ、Yoon D、Song SO、Lee S、Choo HJ、Ryu J。术后脊柱磁共振成像中的金属伪影：策略与局限。《磁共振成像研究》。2025年9月1日；29(3):145–58。doi:10.13104/IMRI.2025.0017 16. Koch KM、Sherafati M、Emre Arpinar V、Bhave S、Ausman R、Nencka AS等。采用去噪的深度学习重建方法在骨科磁共振成像中的分析与评估。《放射学：人工智能》。2021年8月11日；3(6)。17. Khademi W、Rao S、Minnerath C、Hagen G、Ventura J。自监督泊松-高斯去噪。IEEE冬季应用计算机视觉会议。2021年1月1日；2021:2130。doi:10.1109/WACV48630.2021.00218 PubMed PMID：34296053。18. Zhang G、Wei Y、Ho HP。用于医学影像增强的自监督去噪。BMEMat。2025年9月1日；3(3):e70018。doi:10.1002/bmm2.70018

19. Kang B, Lee W, Seo H, Heo HY, Park HW. 多维 MRI 数据去噪的自监督学习。《磁共振医学》。2024 Nov 1;92(5):1980. doi:10.1002/mrm.30197 PubMed PMID: 38934408. 20. Pfaff L, Hossbach J, Preuhs E, Wagner F, Arroyo Camejo S, Kannengiesser S, et al. 自监督 MRI 去噪：利用 Stein 无偏风险估计量和空间分辨噪声图。《科学报告》2023 13:1. 2023 Dec 19;13(1):22629-. doi:10.1038/s41598-023-49023-2 PubMed PMID: 38114575. 21. Chen J, Pei H, Maier C, Bruno M, Wen Q, Shin SH, et al. 在 0.55T 下对肺部 T2 加权 PROPELLER MRI 进行自监督联合重建与去噪。《磁共振医学》。2025. doi:10.1002/mrm.70224 PubMed PMID: 41387224. 22. Pei H, Janjušević N, Luo R, Xia D, Xu X, Moore W, et al. 混合学习：结合自监督学习与监督学习，在低场 MRI 中实现 MRI 联合重建与去噪。Phys Med Biol. 2026 Jun 28;71(12). doi:10.1088/1361-6560/AE792B PubMed PMID: 42248205. 23. Janjušević N, Chen J, Ginocchio L, Bruno M, Huang Y, Wang Y, et al. 通过重复到重复（Rep2Rep）学习实现自监督噪声自适应 MRI 去噪。《磁共振医学》。2026 Mar 1;95(3):1619–33. doi:10.1002/mrm.70155 PubMed PMID: 41208014. 24. Lehtinen J, Munkberg J, Hasselgren J, Laine S, Karras T, Aittala M, et al. Noise2Noise：无需干净数据的图像复原学习。第 35 届国际机器学习会议，ICML 2018 [Internet]。2018 Mar 12 [引用于 2024 Sep 30]；7:4620–31。获取地址：https://arxiv.org/abs/1803.04189v3 25. Janjusevic N, Khalilian-Gourtani A, Wang Y. CDLNet：用于盲去噪和去马赛克的噪声自适应卷积字典学习网络。《IEEE 信号处理开放期刊》。2022;3:196–211. doi:10.1109/OJSP.2022.3172842 26. Janjušević N, Khalilian-Gourtani A, Flinker A, Feng L, Wang Y. GroupCDL：通过学习式组稀疏性和循环注意力实现可解释的 MRI 去噪与压缩感知。《IEEE Trans Comput Imaging》。2025;11:201. doi:10.1109/TCI.2025.3539021 PubMed PMID: 40124211.

27. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, et al. 广义自校准部分并行采集（GRAPPA）。《磁共振医学》。2002 Jun;47(6):1202–10. doi:10.1002/mrm.10171 PubMed PMID: 12111967. 28. Hansen MS, Inati SJ, Kellman P. 感兴趣区域测量中的噪声传播。《医学磁共振》：磁共振医学学会官方期刊 / 磁共振医学学会。2014 Mar 1;73(3):1300. doi:10.1002/MRM.25194 PubMed PMID: 24634307. 29. Block KT, Grimm R, Feng L, Otazo R, Chandarana H, Bruno M, et al. 将压缩感知带入临床应用：用于常规应用评估的原型方案。Proc Intl Soc Mag Reson Med (2013) 3809. 30. Luo R, Janjušević N, Jain R, Pei H, Wang Y, Madelin G, et al. Rep2Rep-Shuffle：用于噪声自适应自监督 MRI 去噪的打乱重复间学习。《磁共振医学》。2026 Nov 2. doi:10.1002/MRM.70600 PubMed PMID: 42972488. 31. Kingma DP, Ba JL. Adam：一种随机优化方法。第 3 届国际学习表征会议，ICLR 2015——会议论文集。2014 Dec 22. doi:10.48550/arxiv.1412.6980 32. Walsh DO, Gmitro AF, Marcellin MW. 相控阵磁共振图像的自适应重建。《磁共振医学》。2000 May;43:682–90. 33. Zhao H, Gallo O, Frosio I, Kautz J. 神经网络图像复原的损失函数。《IEEE Trans Comput Imaging》。2017 Mar 1;3(1):47–57. doi:10.1109/TCI.2016.2644865

图

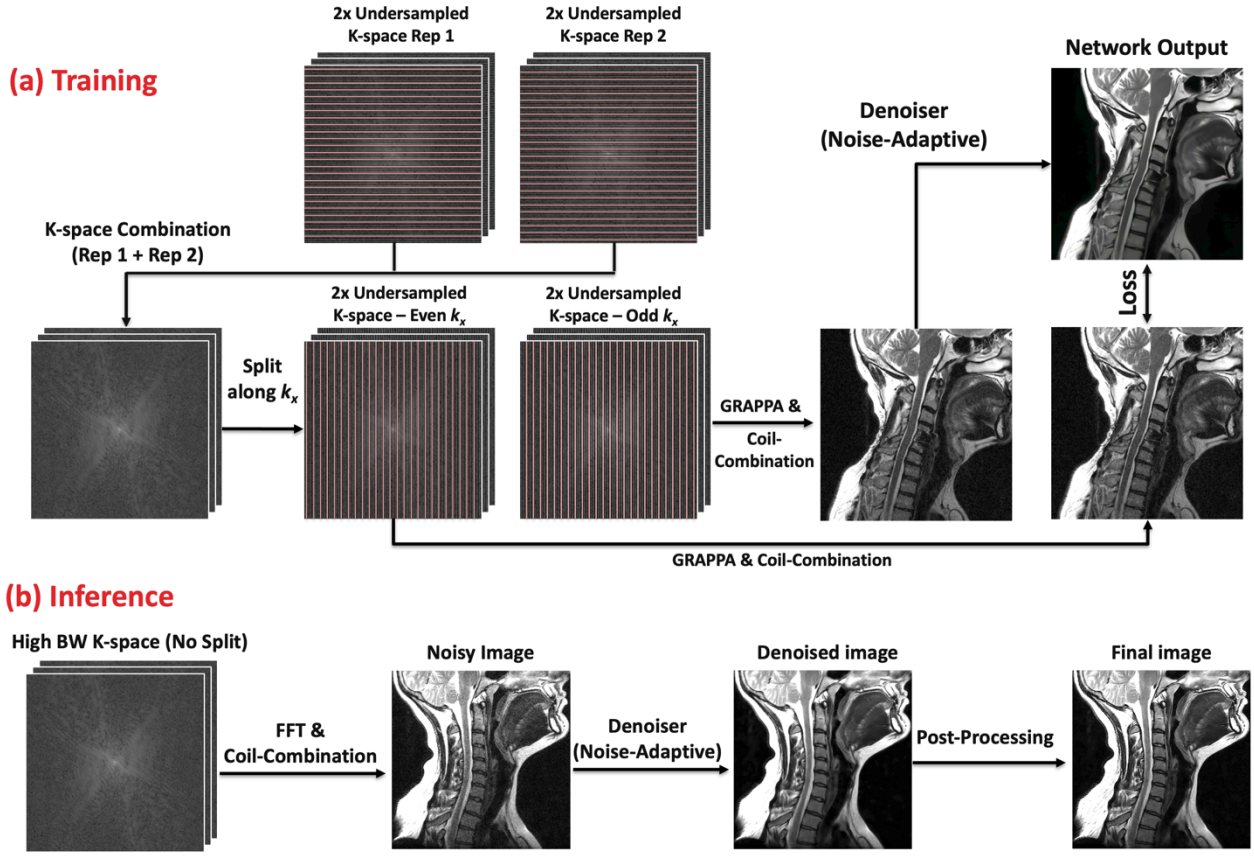


图1： (a) 所提出的运动一致性 Rep2Rep 去噪方法的训练流程。首先，将两组互补的交错欠采样 k 空间重复采集（R = 2）合并，形成全采样 k 空间，然后沿读出方向将其拆分为奇数和偶数采样点。两个子集分别通过 GRAPPA 重建和线圈组合，生成用于自监督训练的运动一致性图像重复采集。此流程也可应用于全采样 k 空间重复采集，在读出方向 k 空间拆分之前可直接将其合并。(b) 运动一致性 Rep2Rep 去噪的推理流程。高接收带宽 k 空间数据未经 k 空间拆分即进行重建，并使用训练好的去噪模型处理。随后对去噪图像进行锐化和抖动后处理，生成最终图像。

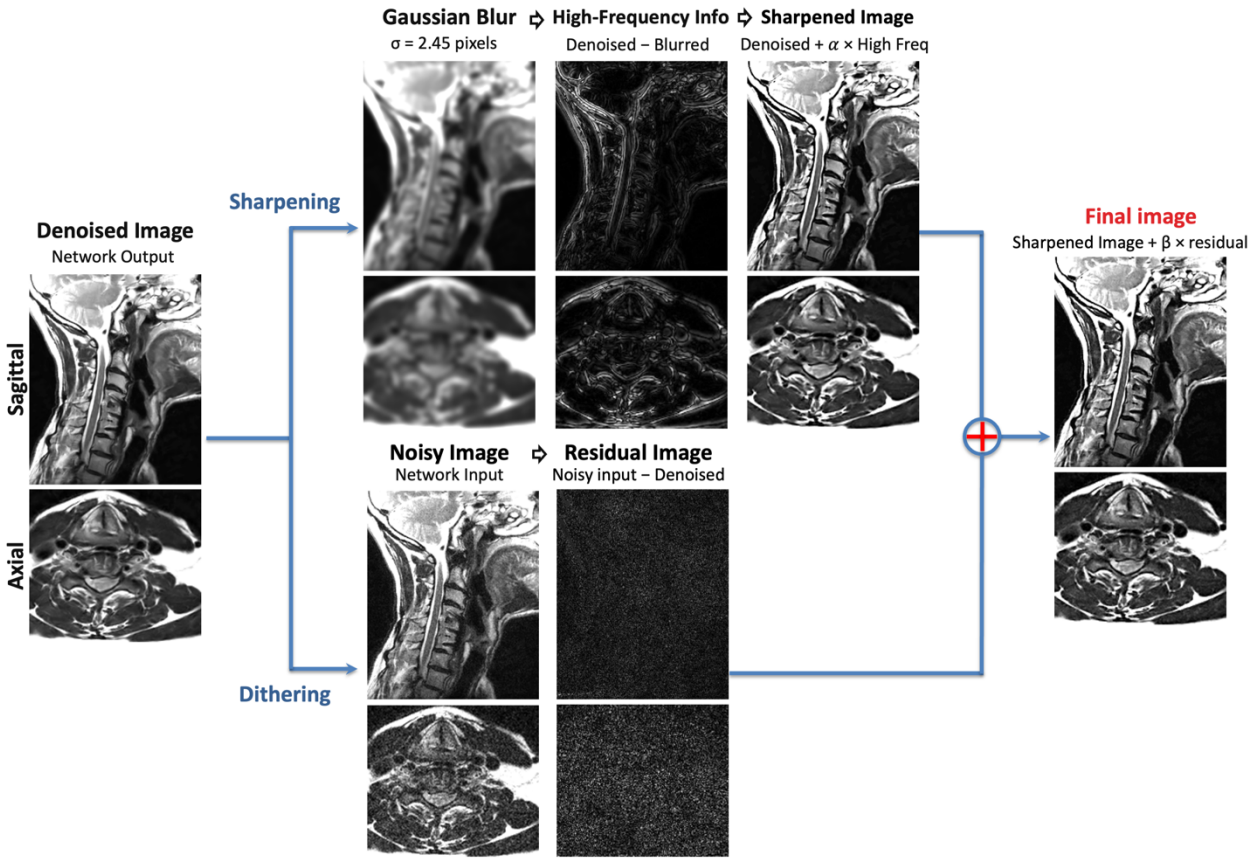


图 2： 展示应用于去噪图像的后处理流程的代表性矢状位和轴位颈椎磁共振成像示例。图像锐化通过添加按比例缩放的高频分量（矢状位和轴位均为 α = 0.6）实现，该分量计算为去噪图像与其高斯模糊版本之差（高斯核标准差为 σ = 2.45 像素）。随后，通过添加原始含噪输入与去噪图像之间残差的一部分（矢状位为 β = 0.4，轴位为 0.25）进行抖动，以在最终图像中恢复更自然的噪声纹理。这些参数经过经验选择，以获得最佳视觉效果，并在每种成像方向的所有数据集中保持不变。

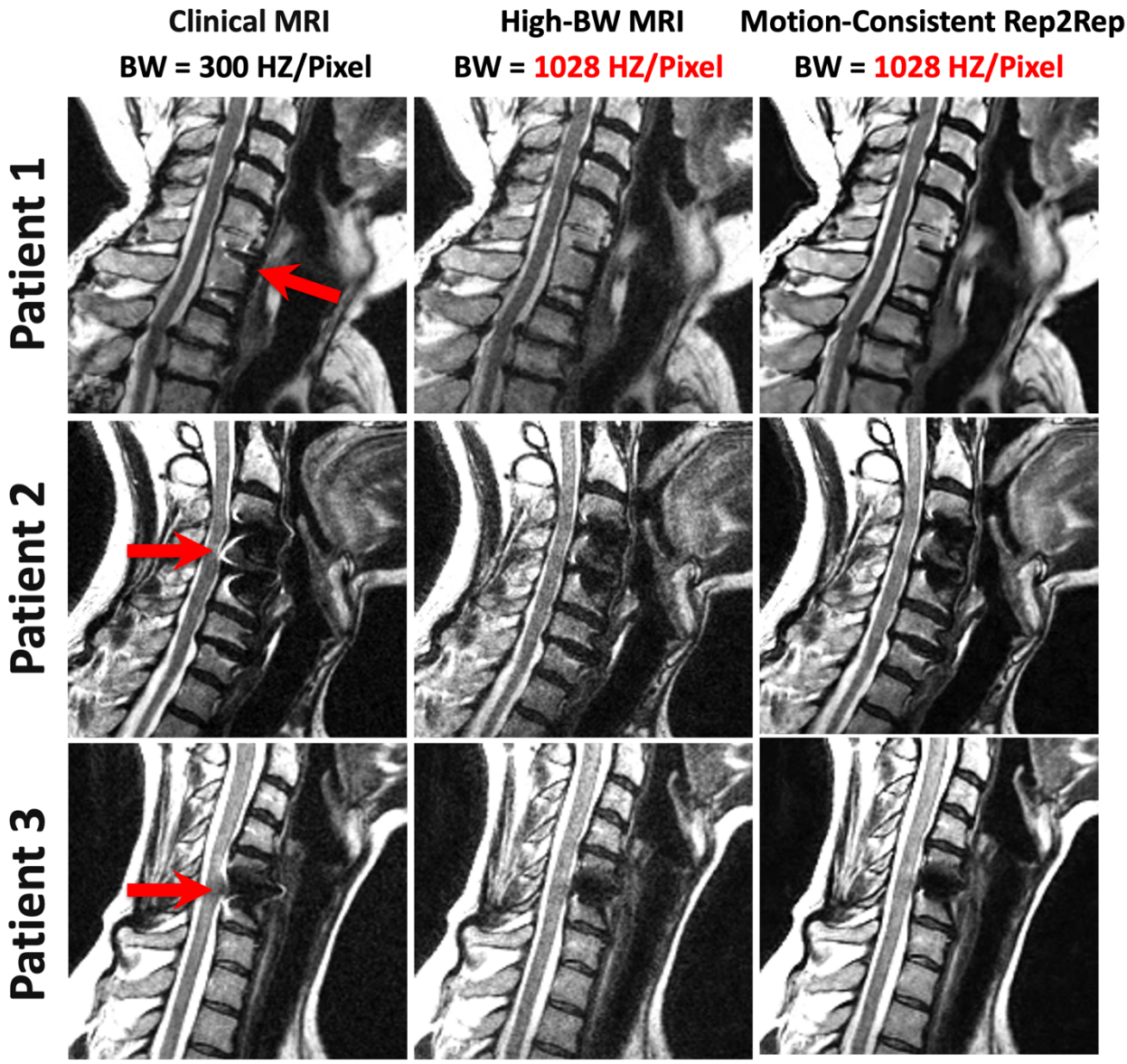


图 3： 三位带有金属植入物的患者颈椎矢状位磁共振成像图像示例。将以 300 赫兹/像素采集的临床磁共振成像（左列），与以 1028 赫兹/像素采集的高接收带宽磁共振成像进行比较，后者分别为运动一致性 Rep2Rep 去噪前（中列）和去噪后（右列）的图像。增大读出带宽可减轻金属引起的几何畸变和信号堆积（如红色箭头所示），但会降低信噪比（中列）。运动一致性 Rep2Rep 提高了图像质量，同时保留了减轻后的金属引起的畸变。

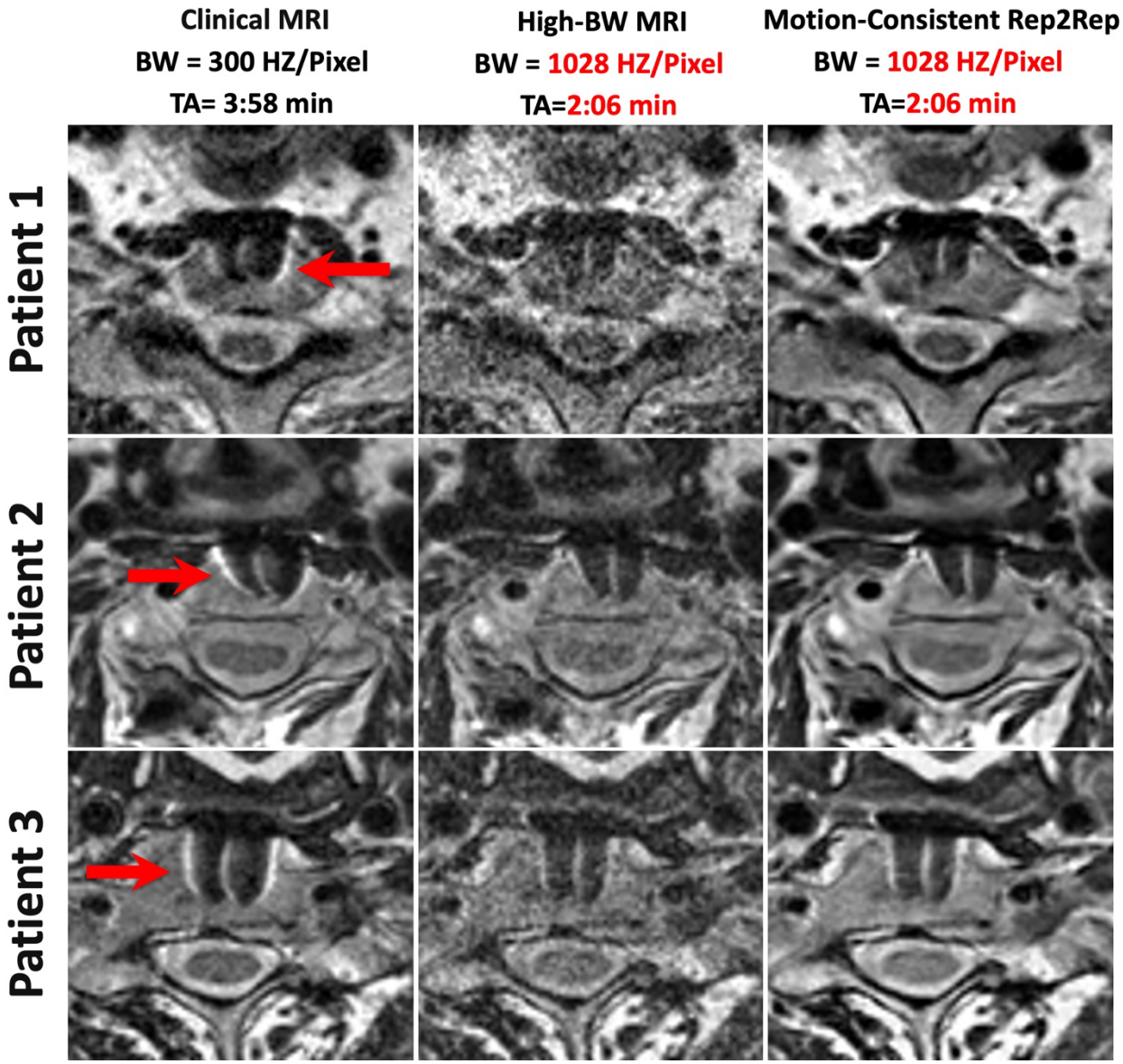


图4： 三名体内有金属植入物的患者的代表性颈椎轴位磁共振成像图像。以300赫兹/像素采集的临床磁共振成像（左列）与以1028赫兹/像素采集的高接收带宽 MRI 在运动一致性 Rep2Rep 去噪前（中列）和去噪后（右列）的图像进行比较。红色箭头标示了临床图像中受金属伪影影响的区域。较高的读出带宽减少了这些伪影，但代价是信噪比降低；而 Rep2Rep 去噪改善了图像质量和解剖结构可视化效果。对于不采用并行成像的临床方案，采集时间为3分58秒；对于采用2倍 GRAPPA 加速的高接收带宽方案，采集时间缩短至2分06秒。

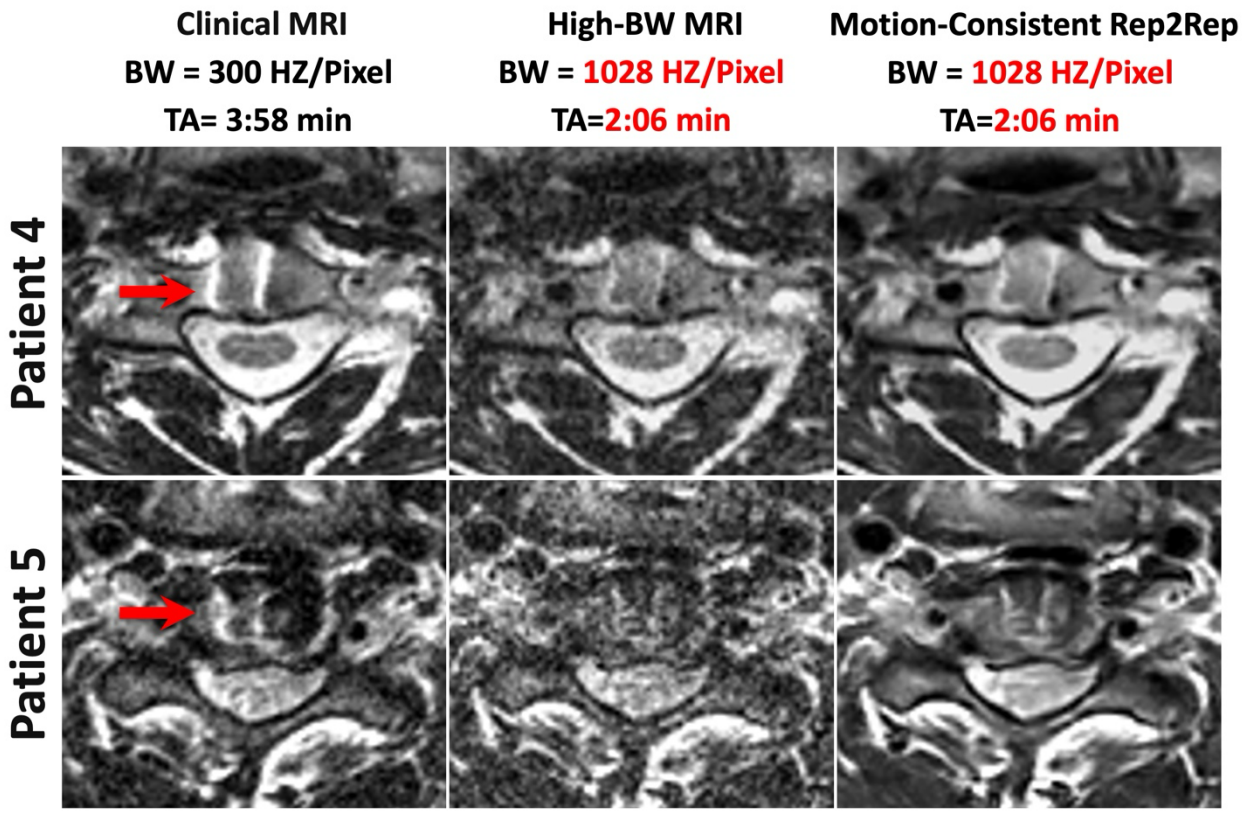


图5： 两位带有金属植入物的患者的高接收带宽轴向颈椎磁共振成像示例。左列为以 300 赫兹/像素采集的临床磁共振成像，中列和右列分别为以 1028 赫兹/像素采集的去噪前和运动一致性 Rep2Rep 去噪后的高接收带宽磁共振成像。红色箭头表示临床图像中的金属诱发伪影。与临床方案相比，高接收带宽磁共振成像结合 Rep2Rep 去噪可减少金属引起的畸变、改善图像质量，并将采集时间从 3 分 58 秒缩短至 2 分 06 秒。

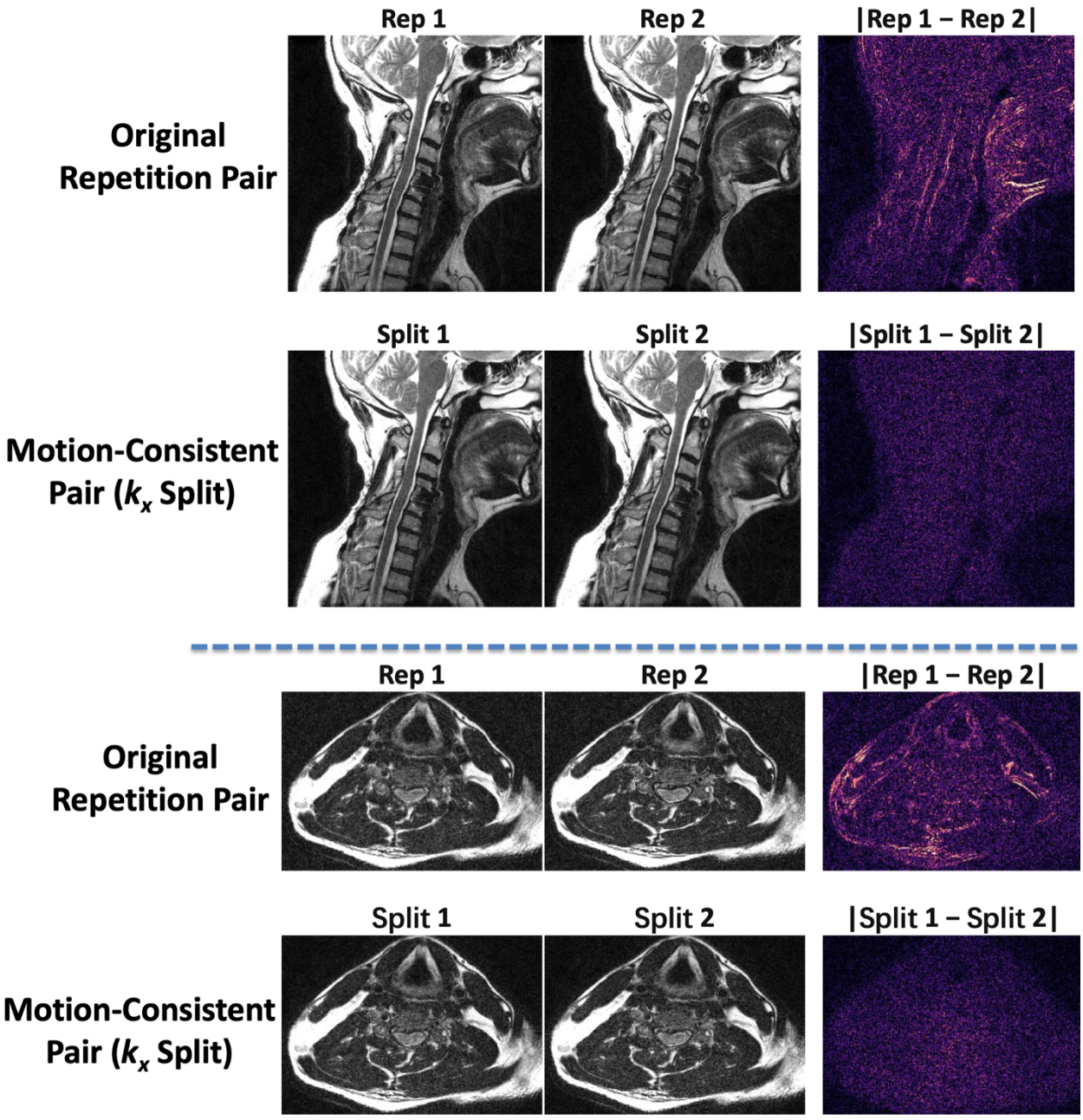


图6：对比原始重复样本与所提出的运动一致性训练重复样本解剖一致性的代表性颈椎磁共振成像矢状位（上）和轴位（下）图像。原始重复样本存在明显的解剖结构不匹配，而所提出的运动一致性重复样本则显著减少了结构差异，并提高了训练重复样本之间的解剖一致性。

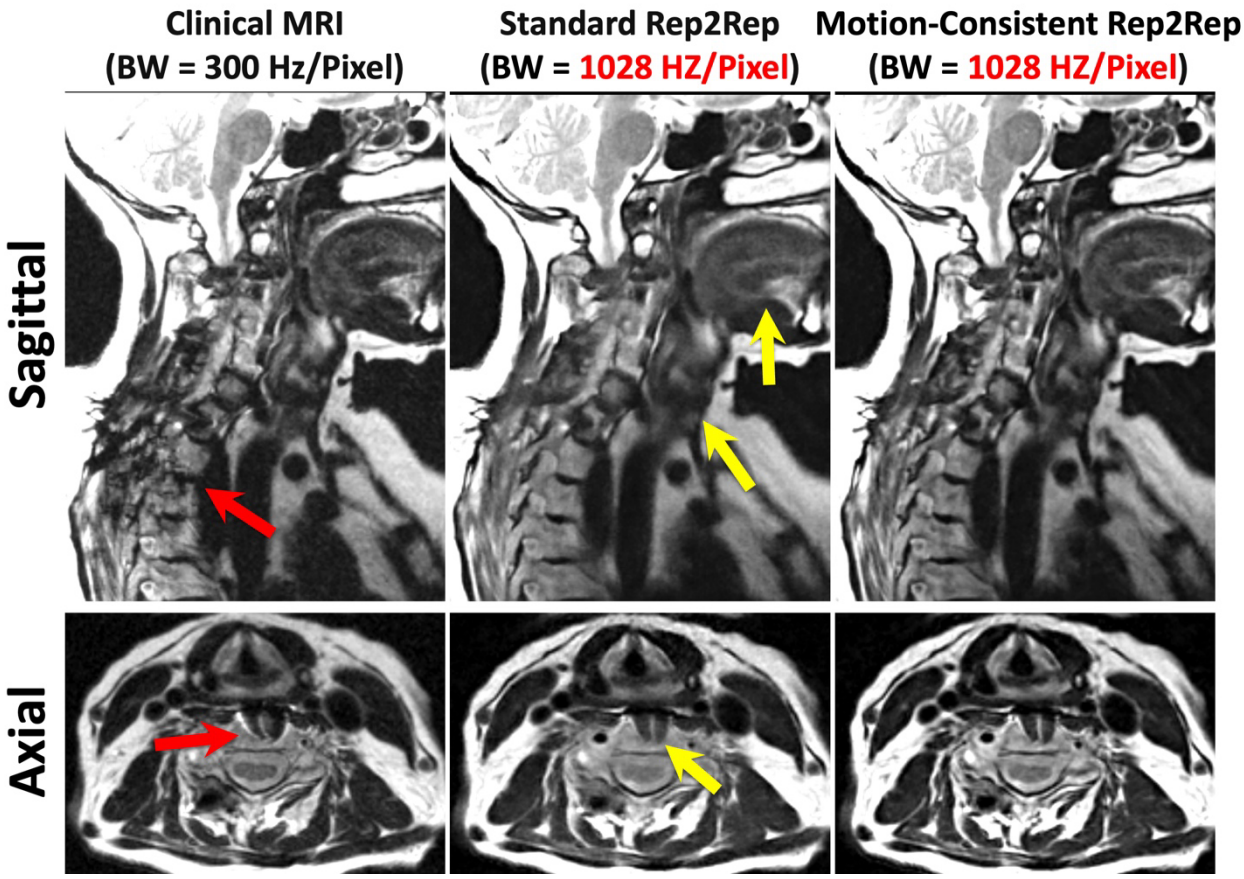


图7： 具有代表性的矢状位（顶行）和轴位（底行）颈椎磁共振成像，用于比较标准 Rep2Rep 与运动一致性 Rep2Rep 去噪效果。同时提供临床低接收通道带宽图像作为参考，红色箭头指示金属诱发伪影。与标准 Rep2Rep 相比，运动一致性 Rep2Rep 能够更好地保留解剖结构和精细细节。标准 Rep2Rep 中观察到的图像模糊和精细解剖细节丢失由黄色箭头标示。两种去噪方法均经过相同的锐化和抖动处理，以确保公平比较。

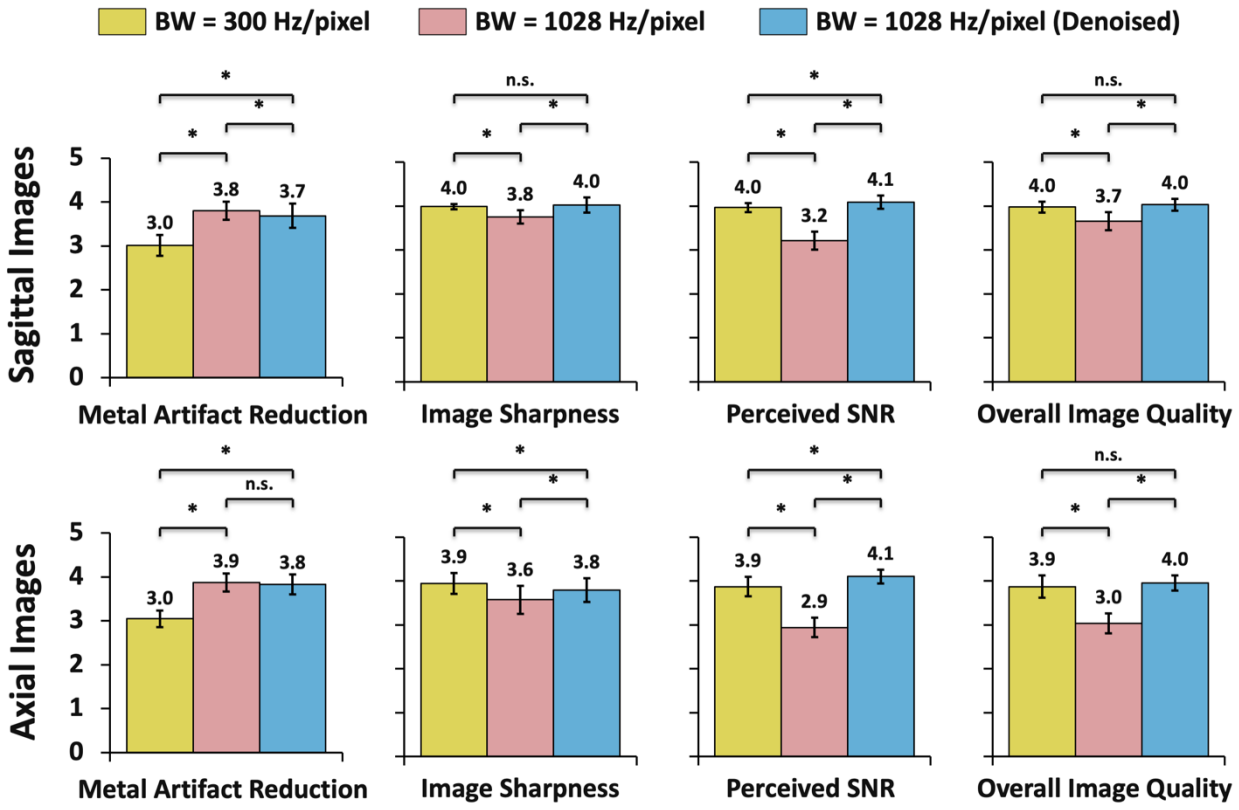


图8：三名放射科医师对矢状位（上排）和轴位（下排）颈椎磁共振成像进行图像质量评估的结果。每项指标均采用五分量表进行评估（5–1：从最佳到无法诊断）。星号表示存在统计学显著差异（$P < 0.05$），而 n.s. 表示无显著差异。

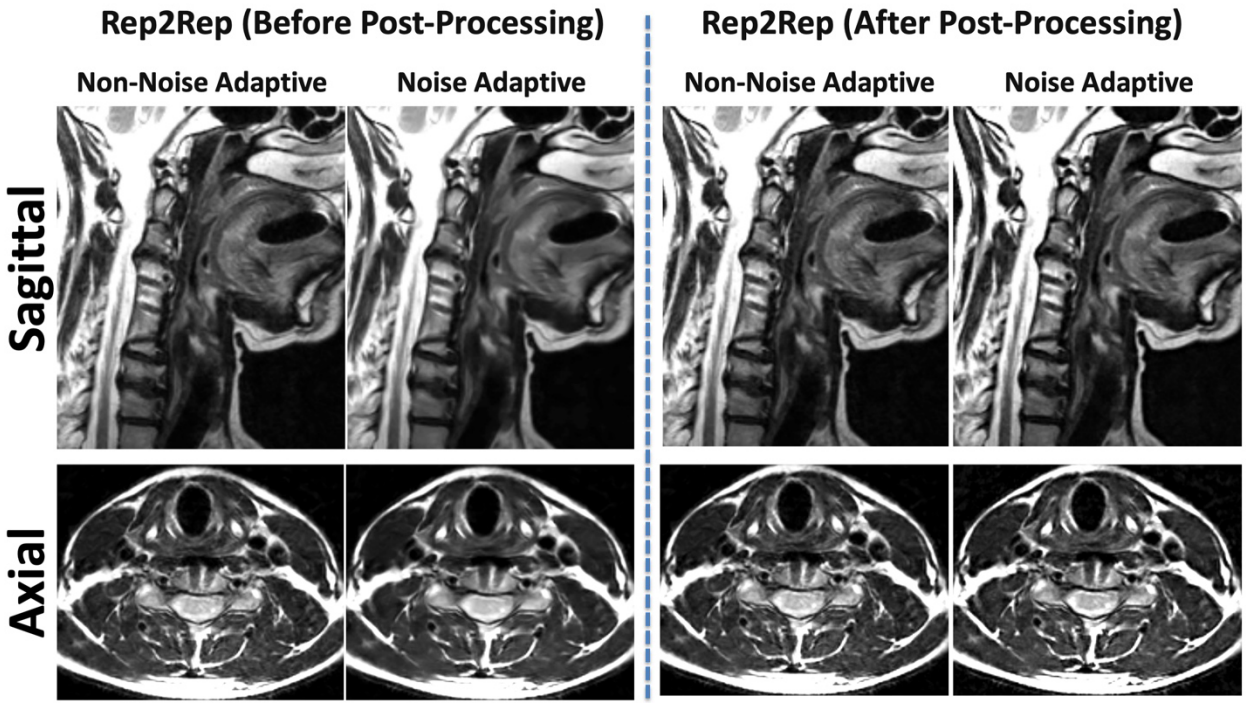


图 9： 具有代表性的矢状位（上排）和轴位（下排）高接收带宽图像，对比了后处理前（左图）和后处理后（右图）的噪声自适应 Rep2Rep 与非自适应 Rep2Rep。后处理前，非自适应 Rep2Rep 显示出明显的残余噪声。然而，经过锐化和抖动处理后，两种方法得到的最终图像在视觉上具有可比性。

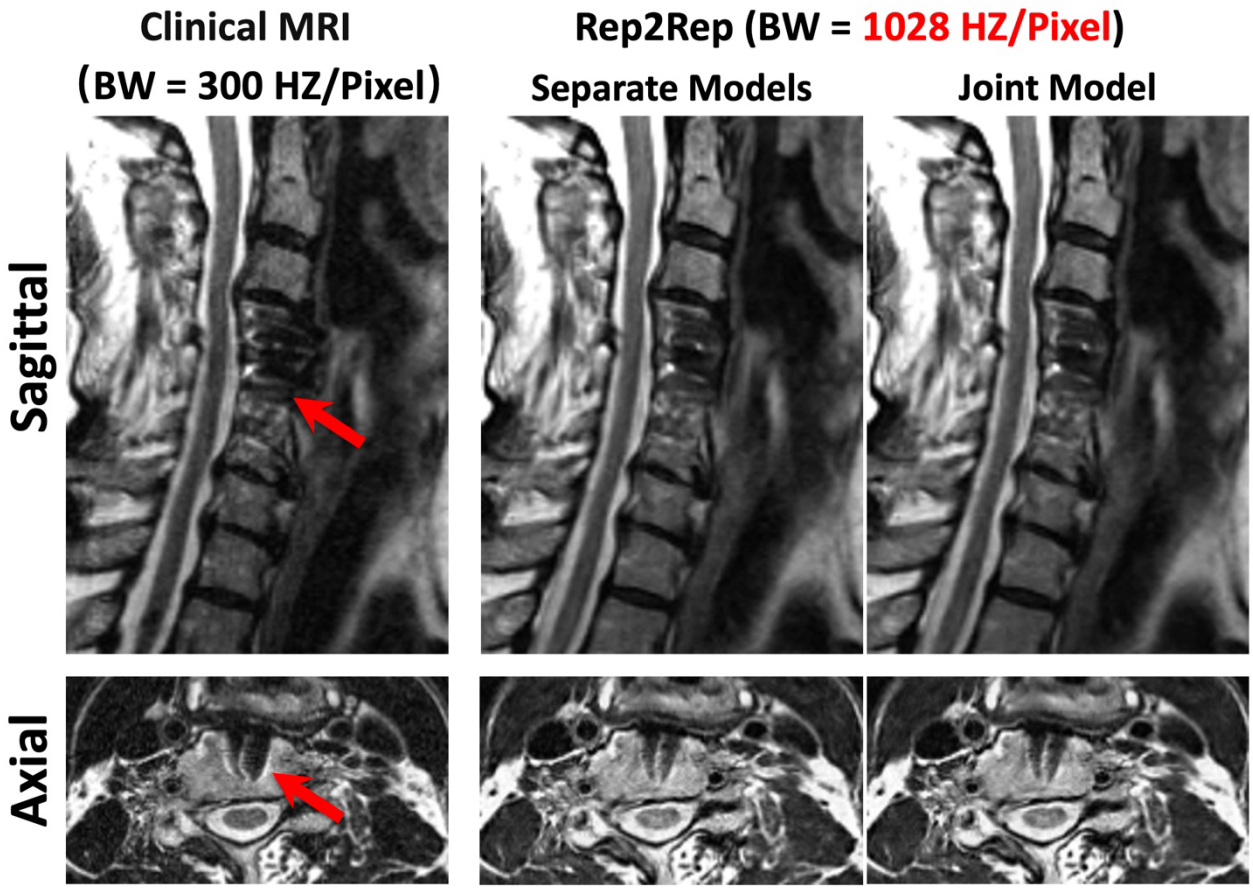
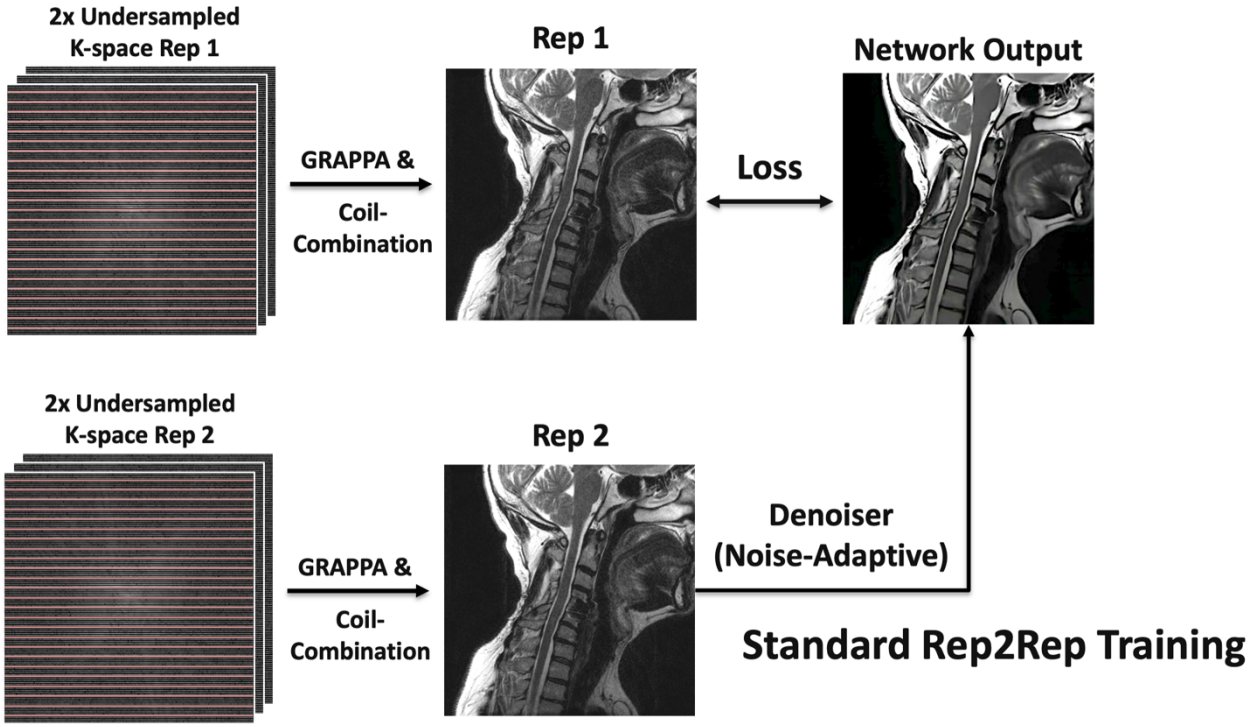


图10： 具有代表性的矢状位（上排）和轴位（下排）颈椎图像，对比联合训练与特定方向Rep2Rep训练。尽管图像方向、空间分辨率和采集参数存在差异，两种策略均取得了视觉效果相当的结果。

补充图

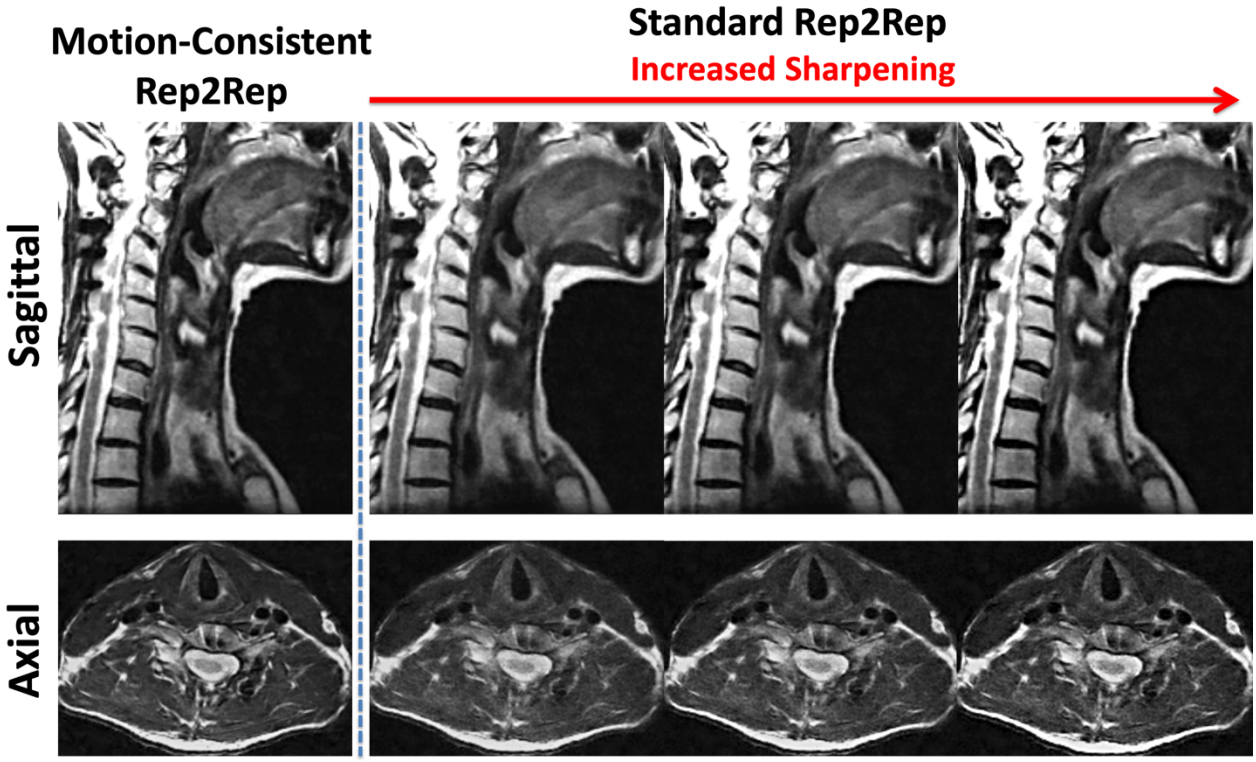


补充信息图 S1：在标准 Rep2Rep 去噪中，使用 GRAPPA 和线圈组合分别重建两次独立采集的欠采样 k 空间数据，以生成自监督训练的输入图像和目标图像。由于训练输入和目标图像由独立采集的重复数据重建而来，重复间运动造成的任何解剖结构不匹配都可能影响去噪性能。

Coil #	Before Readout OS Removal	After Readout OS Removal	Gaussian Noise
1	0.2565	0.0959	0.0739
2	0.1973	0.0547	0.0781
3	0.2279	0.1172	0.0483
4	0.2052	0.0925	0.1022
5	0.2692	0.0199	0.0933
6	0.2739	0.0539	0.0772
7	0.2150	0.0286	0.0991
8	0.2780	0.0962	0.0524
9	0.2770	0.0099	0.0928
10	0.2206	0.0293	0.0892
11	0.2666	0.0380	0.0752
12	0.2684	0.0346	0.0772
13	0.2013	0.0965	0.0728
14	0.2277	0.0797	0.0800
15	0.2047	0.1086	0.0820
16	0.2961	0.0511	0.0683
Mean ± SD	**0.2428 ± 0.0334**	**0.0629 ± 0.0348**	**0.0789 ± 0.0149**

补充信息图 S2：去除读出过采样前后，奇数和偶数读出 k 空间样本之间噪声相关性的评估。使用在颈椎矢状位 MRI 数据集中采集的纯噪声扫描数据（16 个接收线圈）评估噪声相关性。噪声数据中每个线圈有 512 个读出样本，其中包含 2 倍读出过采样。去除读出过采样后，每个线圈的读出矩阵缩减至 256 个样本。对于两种情况（有和无过采样），均将 k 空间数据沿读出方向均匀划分为两个互补子集，分别包含奇数索引和偶数索引样本。分别针对每个接收线圈计算这两个子集之间的复相关系数

线圈，并使用其幅值量化噪声相关性。随后计算全部 16 个线圈的平均相关性。作为比较，生成与过采样去除后噪声数据维度相同的独立复高斯噪声（256 个读出样本 × 16 线圈），并使用相同的奇偶划分和相关性分析进行评估。去除过采样前，平均 ± SD 噪声相关性为 0.2428 ± 0.0334。这种相关性主要源于厂商沿读出方向应用的抗混叠滤波器。这些滤波器会限制接收机噪声带宽，并可能导致相邻读出样本之间出现相关性（28）。去除读出过采样后，平均 ± SD 噪声相关性降至 0.0629 ± 0.0348，接近独立复高斯噪声的相关性（0.0789± 0.0149）。高斯噪声中观测到的非零相关幅值反映了有限样本估计的变异性。这些结果表明，去除读出过采样可显著降低奇偶 k 空间子集之间的噪声相关性，有助于满足 Noise2Noise 原理及所提出的运动一致性 Rep2Rep 训练所要求的近似噪声独立性假设。



补充信息图 S3：比较运动一致性 Rep2Rep 与标准 Rep2Rep 在逐步增强锐化后的代表性矢状位（上排）和轴位（下排）颈椎图像。尽管增强锐化提高了标准 Rep2Rep 图像的表观清晰度，但未能完全恢复运动一致性 Rep2Rep 所保留的精细解剖细节。