虚拟扫描仪游戏：通过交互式网络教程扩大磁共振（MR）教育的普及范围

Gehua Tong[1], Rishi Ananth[2], John Thomas Vaughan, Jr.[1,3], Sairam Geethanath[3,4,*]

[1]哥伦比亚大学生物医学工程系，美国纽约州纽约市[2]华盛顿大学文理学院，美国华盛顿州西雅图[3]哥伦比亚大学哥伦比亚磁共振研究中心，美国纽约州纽约市

[4]可及性磁共振实验室，生物医学工程与成像研究所，伊坎医学院诊断、分子与介入放射学系，位于芒特

西奈，美国纽约州纽约市

[*]通讯作者

摘要

背景：磁共振成像（MRI）是一种医学成像技术，融合了物理、数学和工程学原理，能够观察人体和动物内部，因此成为一项挽救生命的技术。然而，旨在扩大磁共振成像应用范围的资源匮乏地区，面临着成像专业知识不足的问题。要让这项技术在全球范围内更加公平、可持续地普及，就需要在这些地区培养新一代磁共振成像技术人员和研究人员。

结果： 我们开发了 Virtual Scanner Games，这是一个开源网络应用程序，能够让学生探索磁共振成像的基本概念。四个模块分别展示了成像基础、成像生物学、成像物理学和成像设计。我们收集了高中生和低年级大学生，以及从事磁共振成像领域工作的教职人员、博士后和博士生的反馈。

结论：我们展示了一系列游戏，高中生和没有成像背景知识的人都可以独立使用；这些游戏也可用作正规课程中的演示工具。还需通过更长期的使用，进一步评估其教育价值。

关键词

磁共振成像、教育用扫描仪系统、开源软件、网络界面、游戏化学习

引言

磁共振成像（MRI）是一种医学成像技术，具有较高的空间分辨率和多种对比度。它被广泛用于推动科学发展和临床实践

其应用范围广泛，既可用于观察脑活动和白质结构，也可用于成像多孔岩石和木乃伊（Bakhmutov，2011年；Le Bihan 等，2001年；Ogawa 等，1990年；Shin 等，2010年）。在临床上，它以非侵入性方式发挥着重要作用，包括诊断、监测和辅助外科手术。然而，全球获取磁共振成像服务的机会极不平等（Geethanath 和 Vaughan Jr.，2019年）。2016年，在接受调查的16个西非国家中，尼日利亚每百万人口拥有的磁共振成像设备数量最多，为0.30台；相比之下，国内生产总值为 > 10000 的12个国家的中位数为9.76台（Ogbole 等，2018）。2020年，全球平均水平约为每百万人口7台（Y. Liu 等，2021年）。增加扫描仪数量是扩大服务可及性的必要条件，但仅增加设备数量并不足以维持其运转：要长期保持扫描仪的工作效率，还需要本地专业人才（Anazodo 等，2023）。一种解决方案是采用开源免费教育软件，帮助培养新一代磁共振成像技术人员和科学家。这一需求已被视为关键需求，并体现在国际医学磁共振学会2019年青年研究员非洲挑战赛的主题中（*2019*年青年研究员挑战赛：非洲 – *ISMRM*，无日期）。

RAD-AID 等非营利组织通过在当地评估准备情况、安装成像设备并开展人员教育，支持扩大医学成像的普及范围（Mollura 等人，2017年）。教育环节以在目标地点开展的实践培训为基础，随后辅以在线学习中心。为此，需要基于模拟的软件，让新从业者和学生能够练习运行扫描，并以交互方式学习成像物理学。许多现有的开源磁共振（MR）模拟程序都提供了具有教育目标的功能，或具备有助于教授磁共振成像概念的模拟能力（Benoit-Cattin 等人，2005年；Hackländer & Mertens，2005年；F. Liu 等人，2017年；Pizetta，2018年；Stöcker等，2010年；Tong 等人，2019年；Treceño-Fernández等，2019年；Wilhjelm 等人，2018年）。有些程序专注于模拟扫描流程；另一些则基于布洛赫方程进行数值模拟，该方程描述了磁共振信号背后的物理过程。

一维到三维图像通过信号模型或模拟数据生成。用户可以设置扫描参数、查看输出图像和图表，或进行其他操作，例如对k空间进行操作，从而加深对成像过程的理解。这些工具总结见表1。

另一方面，人们也开发了用于教育的定制磁共振（MR）硬件系统，以帮助学生获得实际操作扫描仪的经验，并了解协同工作的磁共振硬件组件（Cooley 等人，2020年；Niumag，未注明日期；Pure Devices，未注明日期；SelectScience，未注明日期；Twieg 等人，2013年；Wright 等人，2001年）。这些扫描仪的磁场强度为 0.2 至 0.5 T，既有商用产品，也有开放的硬件设计说明。它们通常还配有相关的教育材料和控制台软件。表 2 总结了其中部分系统。

这些平台都基于这样的假设：磁共振教育始于大学或研究生阶段。要达到这些阶段或选修这些课程，学生需要事先接触相关技术或领域。因此，对于年龄较小的群体，或无法接触由先进教育基础设施提供的正规课程的人群，存在教育空白。磁共振是一个多层面的领域，涵盖数学、生物、物理以及空间思维的诸多方面。其许多概念和过程都需要借助可视化来理解。磁共振领域开源软件和开放硬件的蓬勃发展，使开发新的教育可能性成为可能（Open SourceImaging Initiative，未注明日期）。此外，将开源软件与硬件相结合，可能有助于扩大实践教育的可及性并降低成本。

因此，应建立一个面向教育程度达到或超过美国高中生水平的学生的平台，为医疗资源匮乏地区未来的工程师和放射科医师提供工具，帮助他们开启磁共振教育，并为现有的高中科学、技术、

工程、艺术与数学（STEAM）课程增添一项具体的现实应用。为此，我们开发了 Virtual Scanner Games，其中包含八个交互式网页游戏页面。该平台包含一个应用程序，既可作为独立教程使用，也可在传统课堂环境中配合实验手册使用。还可以扩展该应用程序，使其能够控制硬件，用于教育中的实践环节。在以下各节中，我们将详细介绍这些游戏的设计和开源实现，并总结测试和网页部署中的反馈。

方法

软件组件

这些游戏采用零占用网页浏览器应用程序的形式实现，使用 Python 3.9 及多个软件包，包括作为网页框架的 Flask 2.1、用于样式设计的 Bootstrap 5、用于前端交互性的 JQuery 3.3，以及用于图像和数据展示的 Plotly 5.9。这些软件和库的版本在 GitHub代码仓库（imr-framework，2022年/2022年）中的 requirements 文件里注明。一名高中生（第二作者）参与了游戏的设计与实现，以设定恰当的讲解难度。

游戏设计

共设计了八款游戏，并列于表 3。游戏分为四个模块，每个模块包含两款游戏：一款初级游戏和一款高级游戏。学生应先完成初级游戏，再进入与之对应的可选高级游戏。八款游戏中的这一可变学习路径如图 1(A) 所示。课程涵盖基本成像参数、成像解剖学与流动、磁共振物理学和投影等主题，旨在搭建高中课程与成像过程之间的桥梁。所有游戏均在“虚拟模式”下运行，图像采集环节通过 Virtual Scanner模拟完成。此外，这些游戏还设计为可与教育扫描仪通信（图 1(B)）。

每个游戏都配有一本传统的实验室手册，可在侧重讲授的课堂环境中“使用”（见附加文件）。游戏界面本身包含反馈和说明，因此也可在更灵活的环境中单独使用。游戏中加入了奖励系统，要求玩家回答选择题并完成一系列任务。玩家答对足够多的问题和/或成功完成足够多的任务，即可获得一至五颗星星。表4展示了如何将所教授的概念与高中、本科和研究生阶段的课程内容相匹配。以下各节将详细介绍每个模块。

模块 *1*：成像基础

第一个模块介绍 MRI 数据的两种基本空间：图像空间和 k空间。游戏1“图像中有什么？”讲解数字成像中的基本术语，例如视野（FOV）、矩阵大小、分辨率和窗宽窗位。系统利用这些不同参数模拟数字图像。熟悉设置后，玩家需要在限制条件下调整设置以生成目标图像，选择合适的参数即可获得星星。在探索图像之后，游戏 2“K 空间魔法”将介绍 k空间的概念。k空间是磁共振图像的一种重要数学表示形式，也是磁共振实验中直接采集数据的空间。对于每个成像对象，都可以使用欠采样和擦除工具操作其 k空间。随后，数据会被变换回图像空间，以显示其影响，这些影响通常表现为图像伪影。界面提供多种信号和图像供选择，学生也可以绘制自己的图像（或信号），将其转换为 k空间（或频谱），再用相同的工具进行操作。玩家将在逐步指导和创意练习的帮助下，培养对 k空间的直觉理解。

模块 *2*：成像生物学

第二个模块将 MRI 与生物组织及生理过程联系起来。游戏3“大脑，请上场”展示磁共振参数如何影响脑解剖结构的对比度。界面使用磁共振信号方程，说明对比度（即不同组织类型之间的信号差异）如何随重复时间、回波时间和翻转角等成像参数而变化。研究采用了 Brainweb离散组织模型（Collins等，1998年）。玩家需要通过选择参数来生成指定的对比度，达成目标后即可获得星星。与解剖扫描的静态特性不同，游戏4“新鲜血液”展示了 MRI 也能呈现血流等动态生理过程。通过水流体模可以采集两种血管造影图像（“亮血”和“黑血”）。对于每种序列类型，交互式可视化面板都会演示生成基于流动的对比度的原理，而采集面板则可利用所选参数生成流速对比图像。学生可以探索各序列参数或流速对对比度的影响。

模块 *3*：成像物理学

模块 3 聚焦于磁共振成像的基本几何与物理原理。Game 5（名为“Spin’s got moves”）让学生了解样品磁化矢量的四种运动方式，而该矢量是所有磁共振信号的来源。学生可以通过三种方式与磁化进行交互：主磁场、射频（RF）脉冲和信号接收线圈。模块融入了平衡磁化、变频进动、旋转坐标系和信号接收几何等概念。模块使用了 Virtual Scanner布洛赫模拟功能来生成磁化动力学（Tong 等，2019年）。首先引导学生探索磁化的不同运动方式。随后，要求学生使用一个或多个射频脉冲，将给定的初始磁化移动到指定位置。进一步而言，Game 6“新鲜血液”探索 T_1 和 T_2 效应，它们描述磁化恢复至平衡所需的时间，并影响组织间的信号强度和对比度。学生通过信号曲线和三维矢量动画

加深对两种弛豫过程的理解。通过在不同时间施加 90 度和 180 度射频脉冲，进一步展示两个时间常数对磁化发展的影响。随后，通过 T_1 和 T_2 映射演示定量成像的基本概念。学生可以从成像对象中选择一个感兴趣区域（ROI），并进行曲线拟合，以找出正确的 T_1 或 T_2 值。他们还可以对整个对象进行完整的映射处理，以获得 T_1 和 T_2 图。

模块*4*：投影成像

最后，模块4探讨投影这一概念，它有助于理解包括磁共振和计算机断层扫描（CT）在内的多种医学成像模态。游戏 7“投影谜题 I”向学生介绍投影成像。学生可以从数据库中调取预生成的三维模型，并将其投影为图像：在正交轴上进行三维到二维投影成像，以及在任意角度进行二维到一维投影成像。经过几次引导练习后，学生需要根据随机给出的三维/二维模型和投影角度，预测相应的投影。预测正确即可获得点数。游戏 8“对投影感到困惑 II”则反转了游戏 7 的玩法，要求学生通过有限次数的投影，猜出未知三维或二维物体的形状。界面分为三个面板：第一个面板用于选择二维/三维模式、加载题目（包括正确的谜题物体和另外三个错误选项）以及获取投影；第二个面板用于显示已获取的投影（三维最多两个，二维最多五个）；最后一个面板用于显示选项并核对答案。

反馈收集

创建了一个Google 表单，用于收集游戏玩家的反馈，其中包括有关之前修读的科学和数学课程、难度级别以及建议的问题（请参见附加文件）。该表单既用于测试版测试，也用于试点部署。测试版测试由三名博士生、一名博士后研究人员和一名教职人员组成

在该领域工作。经过测试版测试后，我们在 1.0.0 版本中处理了相关反馈。这些游戏通过一个指向已部署网络应用程序的链接，在为期一个月的探索期间，由五名对磁共振感兴趣、处于高中至大学早期阶段的学生进行了试用。

结果

软件发布

完整代码库可在托管于 GitHub 的开源代码仓库中获取，并采用 GNU 通用公共许可证 v3.0 (imr-framework, 2022年/2022年)。熟悉 Python 编程语言及其相关虚拟环境设置的用户可以进行局部安装。为实现更广泛的分发，该应用部署在 Heroku 上，用户可通过网络链接访问 (*Virtual Scanner Tabletop*，无日期)。

游戏结构

这些游戏的结构统一，包含三个部分：（i）用户输入字段；（ii）可视化；（iii）实验室手册。用户输入使学生能够与实验互动：例如，在游戏 6：弛豫站中，他们可以在进行 T_1 映射时更改反转时间数组。有些输入提供了更大的自由度：例如，游戏 2 中的画布允许使用鼠标绘制或擦除二维图像和一维曲线，用于探索傅里叶变换的性质。这些输入会经过实验“黑箱”，以模拟成像中的子过程。在“黑箱”的另一侧，可视化完善了反馈循环：用户观察输入引起的变化，并对输入进行调整，以获得期望的结果。最后，实验手册通过三个部分提供帮助（图 2）：第一，说明面板概述了一条清晰的路径，帮助用户体验每个游戏的所有方面：每个游戏包含三到五个主要步骤，每个步骤又由若干较小的子步骤组成，引导用户使用界面；第二，定义面板解释了

为感兴趣的人详细介绍术语和概念；第三，测验面板通过选择题测试学生的理解程度。

该网页允许用户自行尝试寻找能够生成有用可视化结果的输入参数。这种反复试错的过程旨在帮助他们理解成像的底层子过程。更多信息可在各界面中查看；图 3 展示了游戏 2（进阶版）和游戏 5（入门版）的概况，这些游戏的功能在常规大学或研究生阶段的磁共振课程中也可能派上用场。所有游戏的截图和传统实验室手册均收录于附加文件中。

反馈

测试版测试人员和学生按游戏划分的调查结果如图 4 所示。需要指出的是，根据测试版测试的反馈，从测试版测试到正式部署期间，我们对布局进行了 significant 的更改和优化。具体而言，我们添加了包含说明、定义和问题的侧边栏，将表单提交替换为套接字，以改进参数设置流程，并统一了各游戏的布局。在测试版测试人员中，高中生和大学生对推荐度的平均评分为 4.8/5，科学/工程学研究生为 4.6/5，磁共振教育者为 5/5。根据游戏界面说明评估的易用性为 3.8/5，奖励程度为 4/5。在正式部署中，高中生的平均推荐度评分为 3.8/5，大学生为 4.2/5，科学/工程学研究生为 4/5，磁共振教育者为 4.8/5。易用性为 3.4/5，奖励程度为 4.2/5。

讨论

反馈与使用案例

我们设计 Virtual Games，旨在通过允许自由实验的交互式可视化来阐释概念。这不同于现有软件，后者要么遵循临床控制台界面，要么具备更复杂的模拟能力。我们利用测试版测试反馈，通过统一布局并为所有游戏纳入实验手册来改善用户体验。我们设想了三种主要使用场景：第一，学生可以在教师指导下，用一至两个月完整体验四个初级游戏或全部八个游戏；第二，磁共振教师可以使用特定的可视化来阐释某个点，例如 k空间欠采样、射频脉冲与横向磁化之间的相位关系，以及定量映射步骤；第三，学生可能会发现，利用自己的时间访问单个游戏很有帮助，以进行更深入的探索，甚至作为研究项目参与开发新的游戏和功能。

目前的实现仍有局限：反馈显示，虽然测试版测试后的更新降低了部分游戏的导航难度，但仍有改进空间。首先，从物理到图像的磁共振流程中仍有一些内容缺失：例如，为了确保内容通俗易懂，未纳入序列图、梯度以及进动的物理原理等概念。其次，概念可视化和任务结构的评分高于导航和教学内容，包括解释和问题。因此，要教授完整的磁共振课程，最好将这些游戏纳入现有课程体系。未来的工作将根据用户反馈，着重扩展和修订游戏功能，例如界面反馈和提示、模拟功能、可视化清晰度以及整体流程。

硬件连接

我们此前已展示了通过RedPitaya 122.88 将 Virtual Scanner Games连接到开源的 磁共振控制系统 （MaRCoS）以生成

并在示波器上可视化脉冲序列波形（Negnevitsky 等人，2022年；Tong等人，2023年）。MaRCoS 与经过同行评审并已发表的开源硬件兼容（Cooley 等人，2020年）。尽管该实验表明硬件模式具有良好前景，但仍需开展更多工作，以便在各种游戏中启用该模式，并确保在不同设置下都能收集一致的数据：例如，既要适用于实验室，也要适用于高中课堂。必须纳入用于切换和指示当前模式的机制、中心频率和射频功率的自动校准，以及针对错误的说明。未来还将探索其他教育可能性，包括脉冲序列的自定义设计与执行。

局部部署模式与便捷的磁共振教育

为了让世界各地的人们都能使用这些教育材料，在没有高速互联网连接或受地理位置限制而无法接入互联网的地方，高效地进行本地部署和使用至关重要。目前，可以通过 PyPI 索引安装 Virtual Scanner Games，以便在本地使用；也可以将代码库复制到实体闪存盘中进行分发。这种方式可能会带来 Python 版本和库依赖方面的问题，因此还需要进一步优化。另一方面，在高中和大学等能够集中接入互联网的场所，学生无需安装即可灵活地共同参与。我们计划通过现有的课外教育项目与高中合作，推广这些游戏。

结论

我们设计、开发并部署了八款关于磁共振成像基础知识的教育游戏，均通过网络界面提供。所有组件均为开源。据我们所知，Virtual Scanner Games 是磁共振教育领域首个此类零安装浏览器应用，并可扩展用于操作开源磁共振硬件。设计和开发时，我们考虑了多种教育场景，包括课堂教学、个人学习和混合式学习。

缩略语列表

B_0： 主磁场**FID：** 自由感应衰减**FOV**：视野**GUI：** 图形用户界面 **IRSE：** 反转恢复自旋回波**MaRCoS：** 磁共振控制系统**MR：** 磁共振**MRI**：磁共振成像**NMR：** 核磁共振**RF：** 射频**ROI：** 感兴趣区 **SE：** 自旋回波**STEAM：** 科学、技术、工程、艺术和数学**T_1：** 纵向弛豫时间**T_2：** 横向弛豫时间

附加文件列表

调查问题 (1)：反馈_form.pdf 所有游戏截图 (1)：game_screenshots.docx 实验手册 (8)：game1.docx、game2.docx、game3.docx、game4.docx、game5.docx、game6.docx、game7.docx、game8.docx

参考文献

*2019*年青年研究员挑战赛：非洲 – *ISMRM*。（无日期）。检索于2023年2月7日，网址：

https://www.ismrm.org/2019-junior-fellow-challenge/africa/

Anazodo, U. C., Ng, J. J., Ehiogu, B., Obungoloch, J., Fatade, A., Mutsaerts, H. J. M. M., Secca, M. F., Diop, M., Opadele, A., Alexander, D. C., Dada, M. O., Ogbole, G., Nunes, R., Figueiredo, P., Figini, M., Aribisala, B., Awojoyogbe, B. O., Aduluwa, H., Sprenger, C., ... 非洲磁共振成像教育与研究促进联盟 (CAMERA)。（2023年）。促进非洲可持续获取磁共振成像的框架。《生物医学核磁共振》，*36*(3), e4846。https://doi.org/10.1002/nbm.4846

Bakhmutov, V. I. (2011年)。材料科学中的固体核磁共振：原理与应用。CRC出版社。

Benoit-Cattin, H., Collewet, G., Belaroussi, B., Saint-Jalmes, H., & Odet, C. (2005年)。SIMRI项目：一款多功能交互式磁共振成像模拟器。《磁共振杂志》，*173*(1)，97–115。https://doi.org/10.1016/j.jmr.2004.09.027

Collins, D. L., Zijdenbos, A. P., Kollokian, V., Sled, J. G., Kabani, N. J., Holmes, C. J., & Evans, A. C. (1998年)。逼真数字脑模体的设计与构建。《*IEEE*医学成像汇刊》，*17*(3)，463–468。https://doi.org/10.1109/42.712135

Cooley, C. Z., Stockmann, J. P., Witzel, T., LaPierre, C., Mareyam, A., Jia, F., Zaitsev, M., Wenhui, Y., Zheng, W., Stang, P., Scott, G., Adalsteinsson, E., White, J. K., & Wald, L. L.（2020年）。面向教育和研究原型开发的低成本桌面式磁共振成像扫描仪的设计与实现。《磁共振杂志》，*310*，106625。https://doi.org/10.1016/j.jmr.2019.106625

Geethanath, S., & Vaughan Jr., J. T.（2019年）。可及磁共振成像：综述。《磁共振成像杂志》，*49*(7)，e65–e77。https://doi.org/10.1002/jmri.26638

Hackländer, T. 与 Mertens, H.（2005年）。虚拟磁共振成像：临床磁共振扫描仪的基于个人电脑的仿真1。《*Academic Radiology*》，*12*(1)，85–96。https://doi.org/10.1016/j.acra.2004.09.011 imr-framework。（2022年）。虚拟扫描仪桌面网页游戏 [JavaScript]。

https://github.com/imr-framework/vs-tabletop（原作品发表于 202 2)

Le Bihan, D., Mangin, J.-F., Poupon, C., Clark, C. A., Pappata, S.,Molko,N.,&Chabriat, H. (2001年).弥散张量成像：概念与应用。《磁共振成像杂志》，*13*(4)，534–546。https://doi.org/10.1002/jmri.1076

Liu, F., Velikina, J. V., Block,W.F., Kijowski,R.,& Samsonov,A.A. (2017). 基于广义多池交换组织模型的快速逼真磁共振成像模拟。《*IEEE*医学成像汇刊》，*36*(2)，527–537。https://doi.org/10.1109/TMI.2016.2620961

Liu, Y., Leong, A. T. L., Zhao, Y., Xiao, L., Mak, H. K. F., Tsang, A. C. O., Lau, G. K. K., Leung, G. K. K., & Wu, E. X. (2021). 一种低成本、无需屏蔽的超低场脑磁共振扫描仪。《自然通讯》，*12*(1), 文章 1。https://doi.org/10.1038/s41467-021- 27317-1

Mollura, D. J., Soroosh, G., Culp, M. P., Averill, S., Axelrod, D., Baheti, A., Battino, G., Buchanan, K., Bueno, J., Culp, M. P., Dako, F., Desperito, E., DuCharme, P., Elezaby, M., Faulkner, A., Foryoung, K., Garra, B., Gerus, D., Ghesani, M., ... Zagurovskaya, M.（2017）。2016年RAD-AID发展中国家国际放射学会议：差距、发展与联合国可持续发展目标。《美国放射学会杂志》，*14*(6)，841–847。https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.01.049

Negnevitsky,V., Vives-Gilabert, Y., Algarín, J. M., Craven-Brightman, L., Pellicer-Guridi, R., O'Reilly, T., Stockmann, J. P., Webb, A., Alonso, J., &Menküc,B.(2022年).*MaRCoS*，面向低场磁共振成像的开源电子控制系统 (arXiv:2208.01616). arXiv. https://doi.org/10.48550/arXiv.2208.01616

Niumag。（无日期）。*MRI*教育系统核磁共振原理与磁共振成像理论 *EDUMR20-015V-I* | *Niumag*公司。检索于2023年2月7日，网址：https://www.nmranalyzer.com/edumr20-015v-i-nmrmri-education-system.html

Ogawa, S., Lee,T.-M., Nayak,A.S.,& Glynn,P.（1990年）。高磁场下啮齿动物脑磁共振图像中的氧合敏感对比度。磁共振

医学，《*14*》(1), 68–78。https://doi.org/10.1002/mrm.1910140108

Ogbole, G. I., Adeyomoye, A. O., Badu-Peprah, A., Mensah, Y., & Nzeh, D. A. (2018). 西非磁共振成像设备可用性调查。泛非医学杂志，*30*(240)，文章 240。https://doi.org/10.11604/pamj.2018.30.240.14000

开放源代码成像倡议。（无日期）。开放源代码成像——磁共振成像（*MRI*）及其他相关医疗设备的开放源代码软件与硬件研究和开发。 检索于2023年2月22日，网址：https://www.opensourceimaging.org/

Pizetta, D. C.（2018）。*PyMR*：用于磁共振系统编程的框架 [文本，圣保罗大学]。https://doi.org/10.11606/T.76.2019.tde-06052019-103714

Pure Devices。（无日期）。台式磁共振成像系统——*Pure Devices*。检索于2023年2月7日，网址：https://pure-devices.com/

SelectScience。（无日期）。*Magritek* 的 *Terranova-MRI* | *SelectScience*。检索于2023年2月22日，网址：https://www.selectscience.net/products/terranova-mri/?prodID=206060

Shin, D. H., Lee, I. S., Kim, M. J., Oh, C. S., Park, J. B., Bok, G. D., & Yoo, D. S.（2010年）。对一具中世纪韩国水合木乃伊进行磁共振成像。解剖学杂志，*216*(3), 329–334。https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01185.x

Stöcker, T., Vahedipour, K., Pflugfelder, D., & Shah, N. J. (2010年). 高性能计算磁共振成像模拟. 磁共振医学, *64*(1), 186–193. https://doi.org/10.1002/mrm.22406

Tong, G., Ananth, R., Stockmann, J., Negnevitsky, V., Menküc,B., Alipour, A., Vaughan Jr.,J. T., & Geethanath, S.（2023年）。*Virtual Scanner Games*。《国际磁共振医学学会会议论文集》31。

Tong, G., Geethanath, S., Jimeno, M. M., Qian, E., Ravi, K. S., Girish, N., & Vaughan, J. T. (2019年). 虚拟扫描仪：浏览器中的磁共振成像。开源软件期刊，*4*(43), 1637. https://doi.org/10.21105/joss.01637

Treceño-Fernández, D., Calabia-del-Campo, J.,Bote-Lorenzo, M. L.,Sánchez, E. G., de Luis-García, R.,& Alberola-López, C. (2019年). 基于网络的教育性磁共振

模拟器：设计、实施与测试。《医学系统杂志》，*44*(1)，9。
https://doi.org/10.1007/s10916-019-1470-7

Twieg, M., Riffe, M. J., Gudino, N., & Griswold, M. A. (2013). 开源移动核磁共振弛豫测量平台。第*22*届 *ISMRM*。

Virtual Scanner Tabletop。（无日期）。检索于2023年2月9日，网址：https://vs-tabletop.herokuapp.com/

Wilhjelm, J. E., Duun-Henriksen, J., & Hanson, L. G. (2018). 用于生物医学工程中基础磁共振教学的虚拟扫描仪。《工程教育中的计算机应用》，*26*(6), 2197–2209. https://doi.org/10.1002/cae.22028

Wright, S. M., Brown, D. G., Porter, J. R., Spence, D. C., Esparza, E., Cole, D. C., & Huson, F. R. (2001年). 一种桌面磁共振成像系统。《物理学、生物学和医学中的磁共振材料》, *13*(3), 177–185. https://doi.org/10.1007/BF02678594

图表

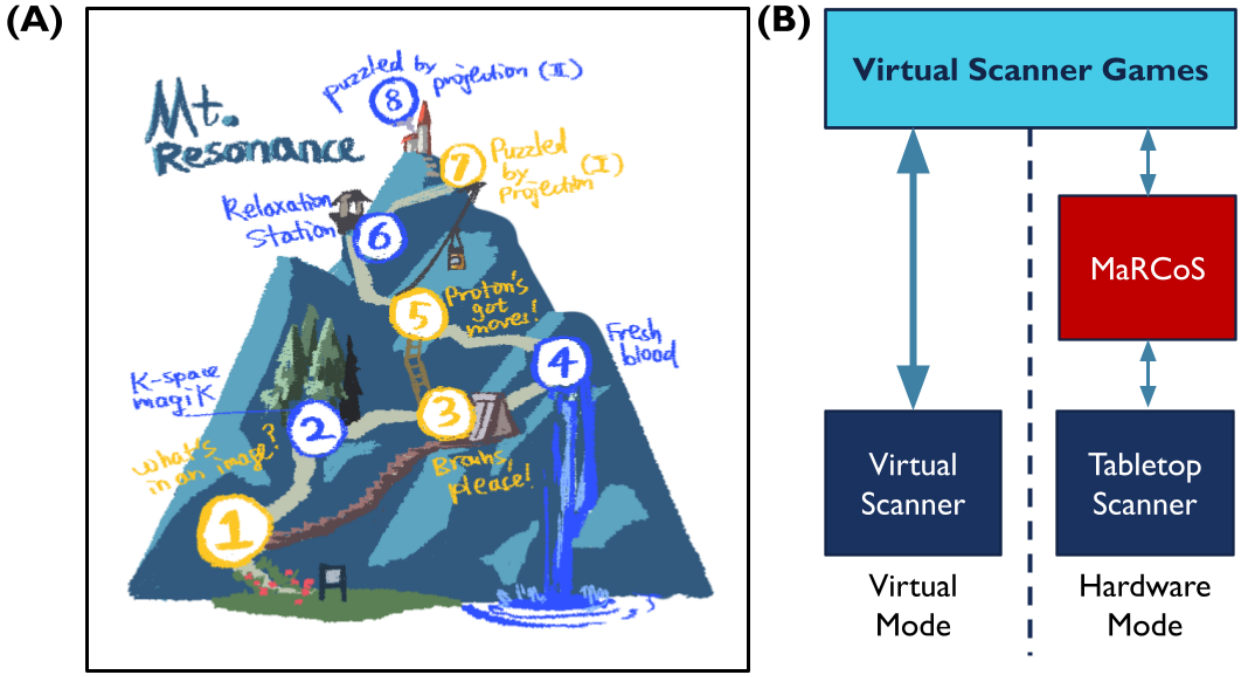


图1：虚拟扫描仪游戏的概念图。（A）游戏被描绘为攀登共振先生山的一段旅程，沿途设有八个站点。初级游戏（1、3、5、7）构成主路线，而高级游戏（2、4、6、8）则是可选的支线站点，供更热衷或经验更丰富的学生挑战；（B）虚拟扫描仪游戏与现有软件的连接。在虚拟模式下，图像通过游戏专用代码或虚拟扫描仪库中的实用类进行模拟。在硬件模式下，桌面教学扫描仪将通过 磁共振控制系统（MaRCoS）进行控制（Negnevitsky 等，2022年）。

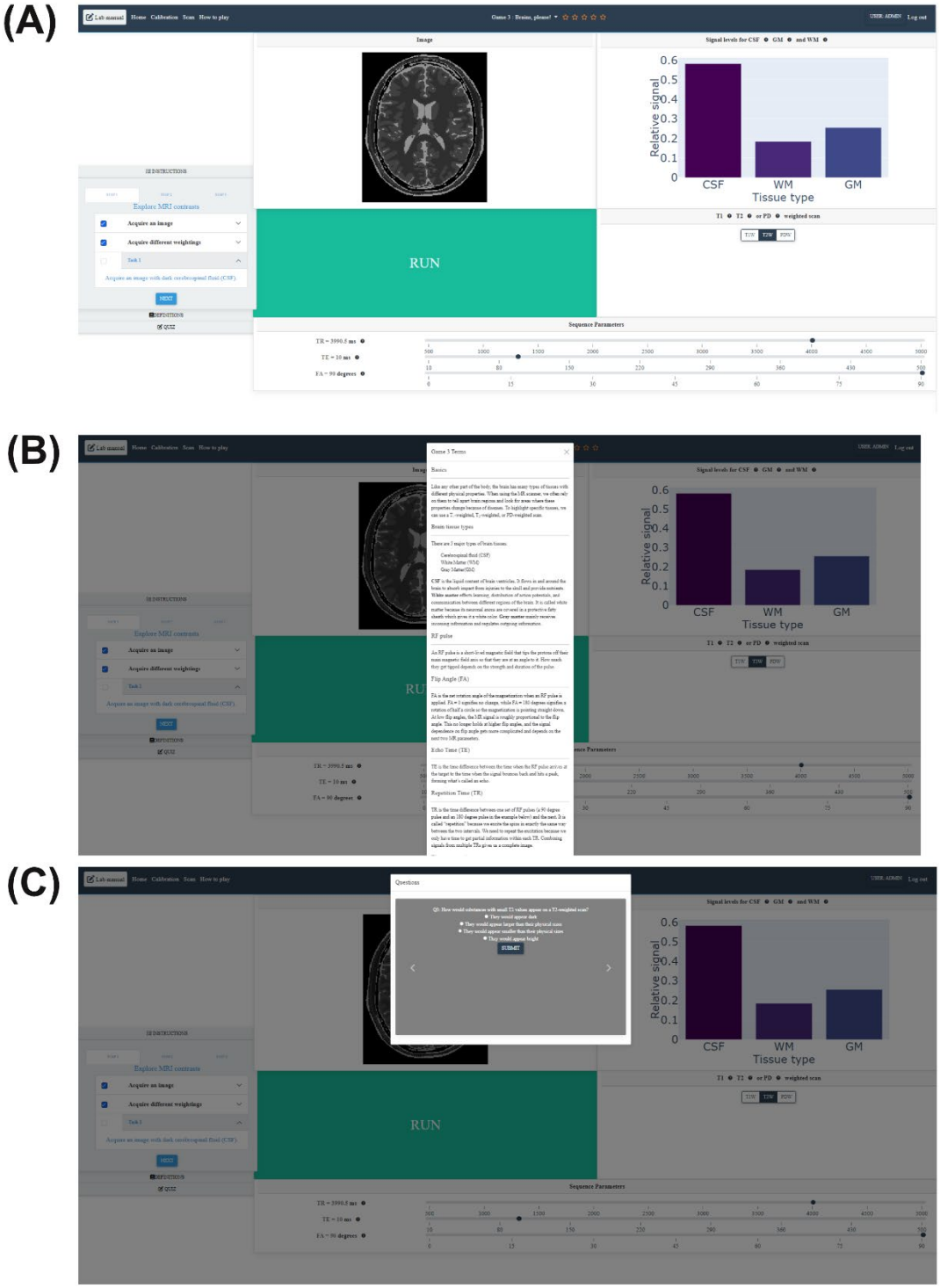


图 2：游戏3界面中的实验手册组件。所有游戏共用此布局。(A) 侧边栏展开并显示说明面板时的常规游戏3界面；(B) 定义面板展开时的游戏3界面；(C) 测验面板展开时的游戏3界面。

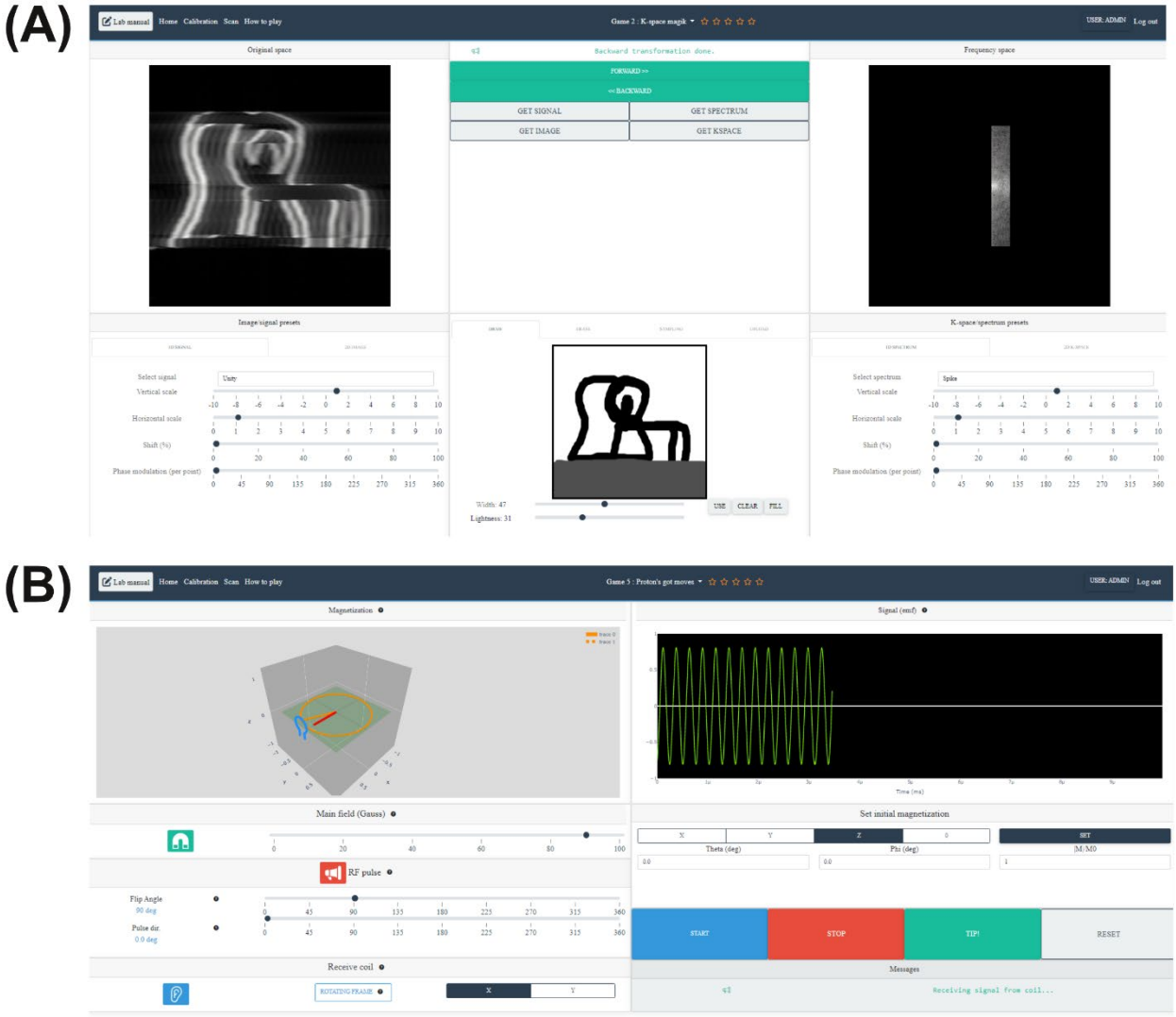


图 3：适用于磁共振成像课程的示例游戏及其特性。(A) 游戏2：K空间魔法，可生成和操作 k 空间（删除、跳过线条），操作结果会反映在图像上；(B) 游戏5：质子动起来，通过不含弛豫项的布洛赫方程模拟磁化动力学，有助于讲解进动、旋转参考系、射频章动和信号感应等概念。

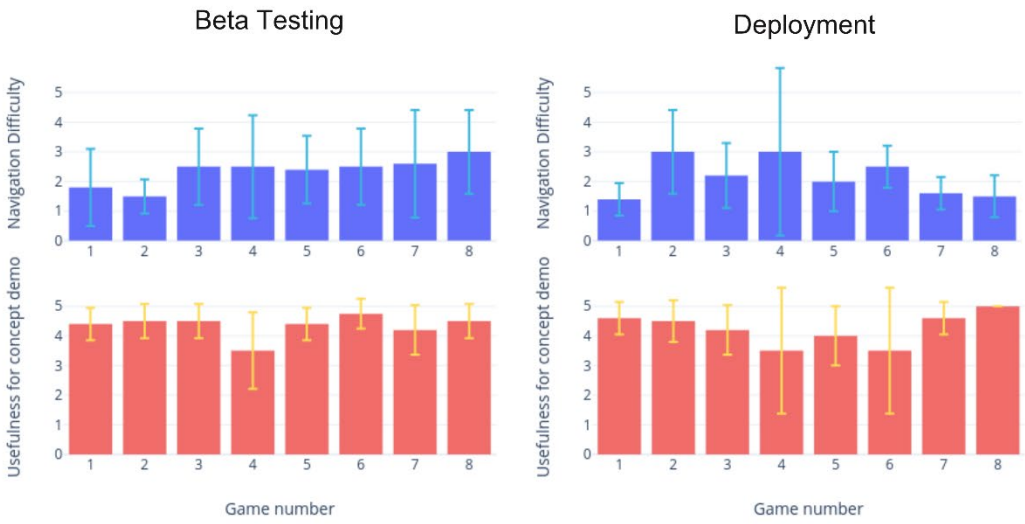


图 4：测试版测试和部署期间的平均调查结果。每个问题的评分范围为 1 至 5，误差线表示标准差。在测试版测试中，所有初级游戏（1、3、5、7）均有 5 名玩家，所有高级游戏（2、4、6、8）均有 4 名玩家；在部署期间，所有初级游戏均有 5 名玩家，所有高级游戏均有 2 名玩家。需要指出的是，主要参与了软件测试版中两款游戏开发的第二作者，在体验了全部八款游戏的 1.0.0 版本后，也参加了部署调查。

表格

Name	Open 源 发布	语言	图形用户界面 类型	目标受训人员 特性	
SIMRI （Benoit-Cattin 等人，等，2005年）	. No	C	局部	硕士生	基于 Bloch 的成像 使用 T_2* 的模拟以及关闭-共振；一维自定义 实验界面
虚拟磁共振成像 (Hackländer & Mertens，2005年)	Yes	Java	局部	医学生 和实习生	基于解析信号表达式的成像 信号表达式、伪影、k-空间操作、运动
JEMRIS (Stöcker等，2010年)	Yes	MATLAB, C++	局部	非特异性	基于 Bloch 的成像 使用序列设计进行模拟 功能；包括 T_2* 和关闭-共振、运动、流动 效果
磁共振成像实验室 （F. Liu 等，2017）	Yes	MATLAB， C++	局部	非特异性	基于 Bloch 的成像 结合交换模型的模拟， 包括运动、硬件 映射以及任意脉冲 序列
一台虚拟 用于教学的扫描仪 教学 磁共振基础 （Wilhjelm 等人，2018)	No	MATLAB	局部	工程学 正在学习的学生 医学物理 成像	自由感应衰减（FID） 信号、射频脉冲、解调， 和图像可视化
MR SPRINT （Pizetta，2018）	No	Python、C++	局部	非特异性	体模、B_0 图和 Bloch 自由感应衰减的模拟

虚拟扫描仪（Tong 等人，2019年)	Yes	Python	Web	放射技师	基于 Bloch 的成像 任意 Pulseq 的模拟 包含预定义仿体的文件
基于网络的 教育磁共振 模拟器 （特雷塞尼奥-Fernández 等等，2019年）	No	Python、C++	Web	放射技师	基于解析 信号表达式、几何 规划、伪影和噪声， ΔB_0
（本作品） 虚拟扫描仪 游戏	Yes	Python	Web	高中 学生及 其他群体	关于以下内容的互动教程 磁共振成像的基本原理 （数字成像、生物学、 物理和空间思维）

表 1：与……相比，具有教育目标或潜力的开源磁共振模拟软件

拟议的解决方案（最后一行）

名称 / 引用	**Type**	**磁体**	**领域 力量**	**成像**	**样品 体积 直径 r**	**Cost**	**重量**	**控制台 软件**	**教学 材料**
台式磁共振成像 系统（Wright 等人，2001年）	研究	永久	0.21特斯拉	Yes	20 毫米	$13,500	不适用	LabVIEW	Not 提供的
移动核磁共振 弛豫测量平台。 （Twieg 等，2013 年）	开放硬件	表面 磁铁	0.196T	No	N/A	$750	1.3 kg	MATLAB	Not 提供
Magritek Spinsolve	商用	永久	~1T	No	5 mm	43,725美元	55千克	已包含	工作簿
Niumag EDUMR（Niumag，未注明日期）	商用	永久	0.5T	Yes	15毫米	32,000美元	138千克	已包含	工作簿
纯设备	商用	永久	0.43T	Yes	10 毫米	43,000 美元	15.8 千克	包含	软件

台式磁共振成像（纯氏设备，未注明日期。）									
Martinos 桌面式教学扫描仪 (Cooley等，2020年)	开放硬件 永久		0.18T / 0.37T	Yes	10 毫米	$10,000	13 kg (磁体)	MATLAB	Lab 和/手册 和课程 笔记

表 2：磁共振教育硬件解决方案示例。该列表由作者根据其所掌握的英文在线资源编制，但可能未能全面涵盖世界各地所有类似系统。

模块	**#**	**Name**	**概念**
基础成像	1	图像中有什么?	视野、分辨率、窗宽窗位
	2	K 空间魔法	谱，k空间，采样
成像生物学	3	大脑，请	大脑组织和序列参数
	4	新鲜血液	血流成像
MR物理	5	质子动起来	进动、章动，信号接收
	6	弛豫站	T_1 和 T_2 弛豫
3D	7	投影谜题 I	一维和二维投影

模块	#	Name	概念
基础成像	1	图像中有什么?	视野、分辨率，窗宽窗位
	2	K 空间魔法	谱、k空间，采样
成像生物学	3	大脑，请	脑组织与序列参数
	4	新鲜血液	血流成像
思考			（正向）
	8	对投影感到困惑 II	一维和二维投影（逆向）

表 3：八款 Virtual Scanner Games

	概念	Games	High School	本科	研究生
MR 专业知识水平	N/A	N/A	有限 成像领域经验 成像	基础 数学/工程学 背景以及 some	高级 工程学/材料 h 背景 以及一些

				对……的理解 生物医学 成像	对……的理解 磁共振物理学
学习目标	N/A	N/A	直观了解 磁共振成像的作用 以及它如何运作	理解 物理原理 磁共振成像	设计、采集， 重建， 分析
科学	磁化 on 动态， 大脑 解剖学	3、5、6	AP物理， 神经科学 ， AP生物	电磁学， 介绍 神经科学	电动力学
技术gy	三维打印， MR 硬件	2,4,7,8	电子学、三维 建模	电子学、三维 建模与 打印	电子学、三维 建模与 打印
工程ng	序列 参数	1,2,3,4, 7,8	AP微积分 AB/BC, AP 物理	生物医学 成像，磁性 共振 成像	生物医学 成像， 磁 共振 成像
Art	数字 成像	1,7,8	视觉艺术	数字图像 处理中	数字图像 处理中

数学 ics	傅里叶 变换	1,2,4,5, 6,7,8	AP微积分 AB/BC	信号处理	信号 处理

表4：将游戏与不同阶段的学校课程相结合。

声明

数据和材料的可用性：

- 项目名称：Virtual Scanner Games
- 项目主页：https://github.com/imr-framework/vs-tabletop
- 操作系统：平台无关
- 编程语言：Python、JavaScript
- 其他要求：Python 3.9
- 许可证： GNU 通用公共许可证 v3.0
- 非学术人员使用的任何限制：无

*Co*利益冲突：作者声明不存在任何利益冲突。

资助：本研究得到工程与精准医学中心联合研究奖（首席研究员：Geethanath）、Friedman 脑研究所 Friedman 研究学者奖（首席研究员：Geethanath 和 Taufique）以及美国国立卫生研究院 1U01 EB025153-01 资助，并在伊坎医学院无障碍 MRI 实验室、Zuckerman 心智、大脑与行为研究所以及哥伦比亚磁共振研究中心开展。

作者贡献：

GT 设计并编写了 Virtual Scanner 游戏。她撰写了手稿。RA 协助构思所有游戏，共同实现了游戏1和游戏2，并制作了反馈表。JTV 协助修订手稿。SG 将虚拟扫描仪项目构想为独立式磁共振成像系统级模拟器，并将网络游戏构想为磁共振传播工具，尤其面向非洲学生，也面向高中生；SG 负责监督项目、参与设计特性、招募测试志愿者，并协助修订手稿。所有作者均阅读并批准了最终手稿。

致谢：感谢 Kunal Aggarwal、Tiago Fernandes、Marina Manso Jimeno 和 Enlin Qian 参与测试版测试，也感谢 Grace Kuriakose、Nafisa Promi、Oiya Ivan Etoku 和 Nishika Girish 体验这些游戏并提供宝贵的反馈。我们还要感谢 Leeor Alon、Akbar Alipour、Lawrence Wald、Jason Stockmann、Benjamin Menküc 和 Vlad Negnevitsky 在硬件连接方面提供的帮助与支持。


Virtual Scanner Tabletop
Let's play some games about Magnetic Resonance Imaging
You can climb up Mt. Resonance in up to 8 steps
Earn three stars on each game to unlock the next step
Earn five stars on at least 4 games to get a prize
Solve puzzles and have fun along the way!
LET'S GO!

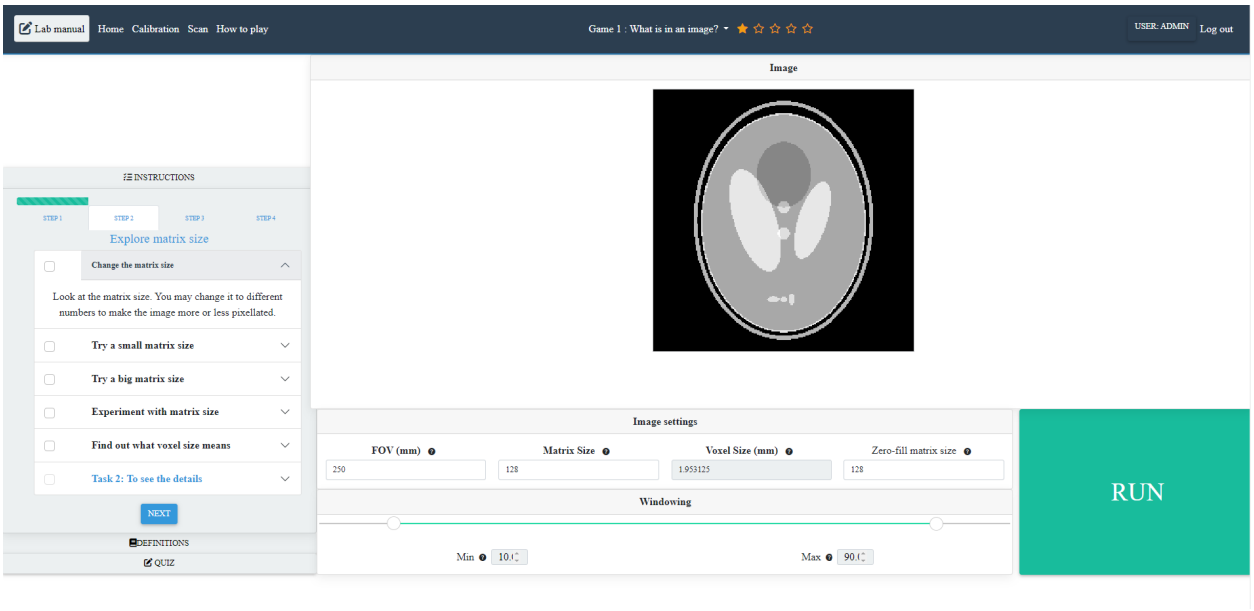
落地页截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
Login here!
Username
admin
Password
Log in
Register here

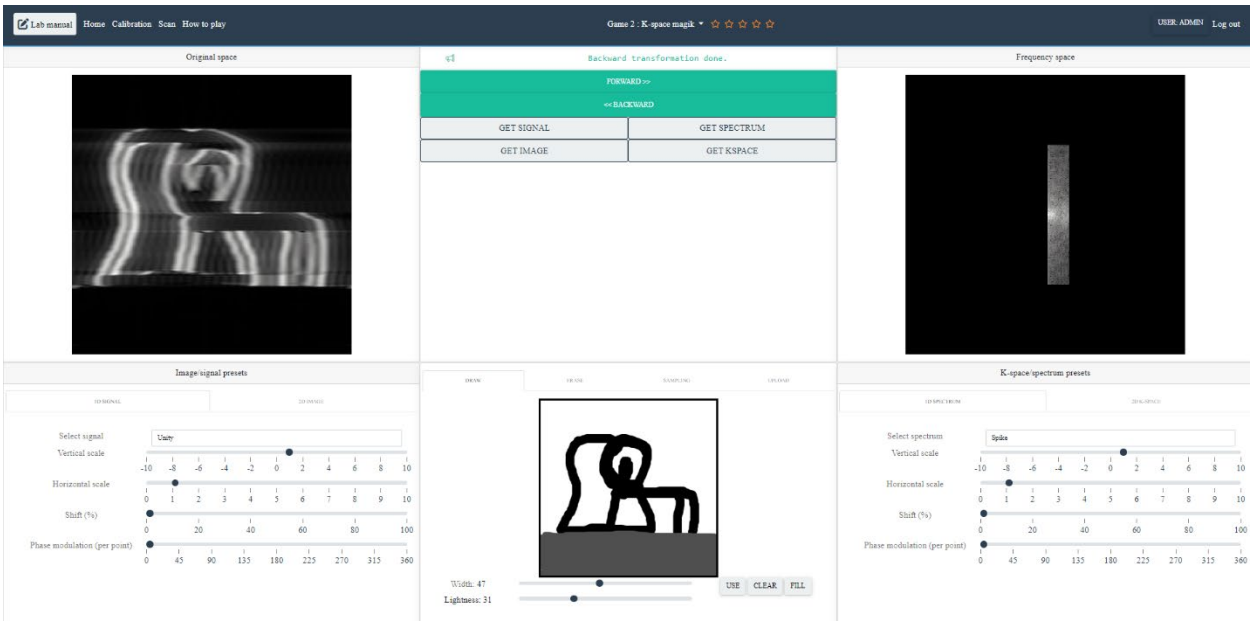
登录页截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
USER: ADMIN
Log out
Login successful, welcome!
Game 7
Puzzled by Projection I
Make images with your brain
Game 8
Puzzled by Projection II
Reconstruct objects with your brain
Game 5
Proton's got moves
You can make the magnetization dance
Game 6
Relaxation Station
Measure the T1 and T2 of anything
Game 3
Brains, please!
Look inside your head - with filters!
Game 4
Fresh Blood
A clever trick to image flow
Game 1
What is in an image?
Learn about imaging basics!
Game 2
k-space magik
Travel around k-space and map it out!

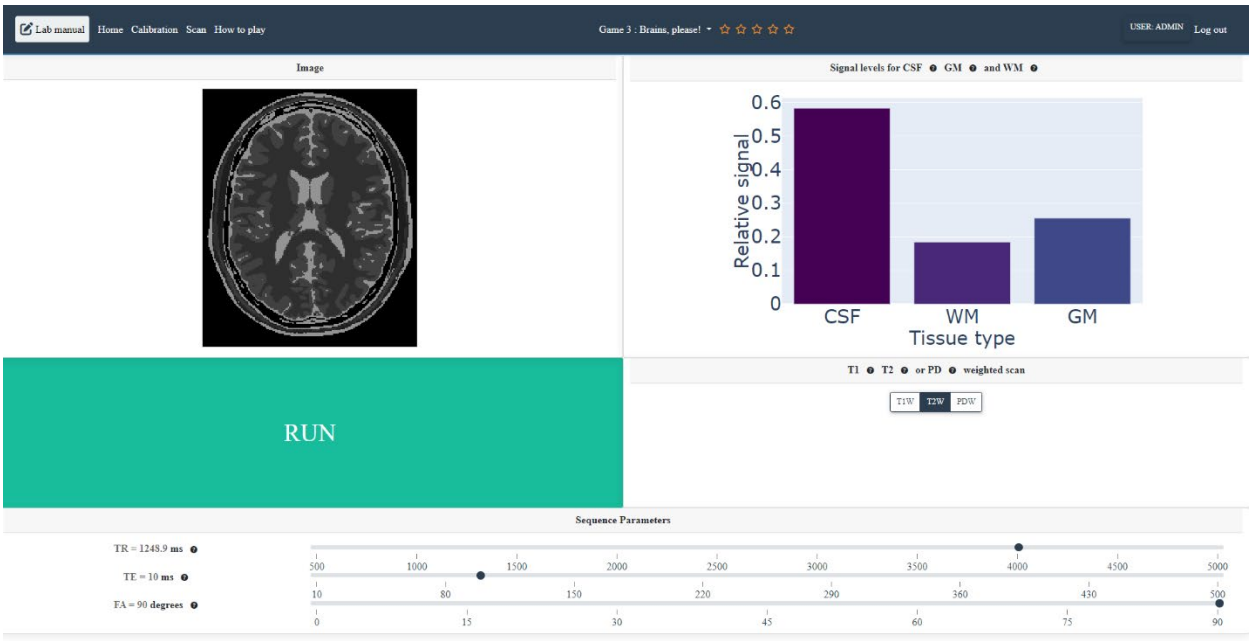
游戏选择截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
Game 1 : What is in an image?
USER: ADMIN
Log out
Image
INSTRUCTIONS
STEP 1
STEP 2
STEP 3
STEP 4
Explore matrix size
Change the matrix size
Look at the matrix size. You may change it to different numbers to make the image more or less pixellated.
Try a small matrix size
Try a big matrix size
Experiment with matrix size
Find out what voxel size means
Task 2: To see the details
NEXT
DEFINITIONS
QUIZ
Image settings
FOV (mm)
Matrix Size
Voxel Size (mm)
Zero-fill matrix size
250
128
1.953125
128
Windowing
Min
Max
RUN

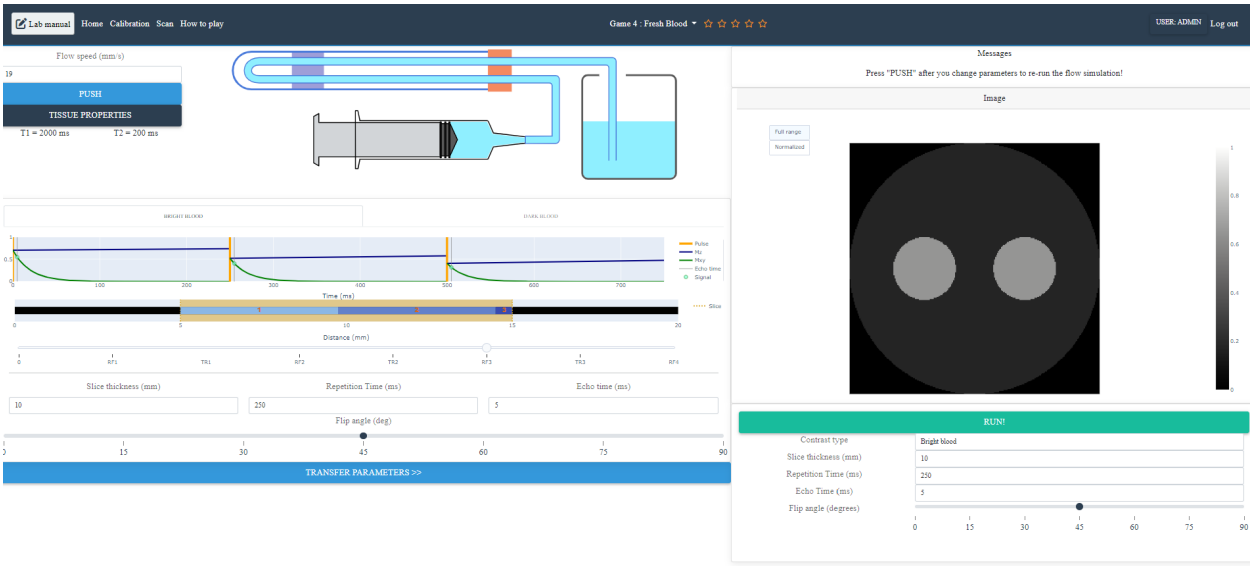
游戏1截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
Game 2 : K-space magik
USER: ADMIN
Log out
Original space
Backward transformation done.
FORWARD >>
<< BACKWARD
GET SIGNAL
GET SPECTRUM
GET IMAGE
GET KSPACE
Frequency space
Image/signal presets
Select signal
Unity
Vertical scale
Horizontal scale
Shift (%)
Phase modulation (per point)
Width: 47
Lightness: 31
USE
CLEAR
FILL
K-space/spectrum presets
Select spectrum
Spike
Vertical scale
Horizontal scale
Shift (%)
Phase modulation (per point)

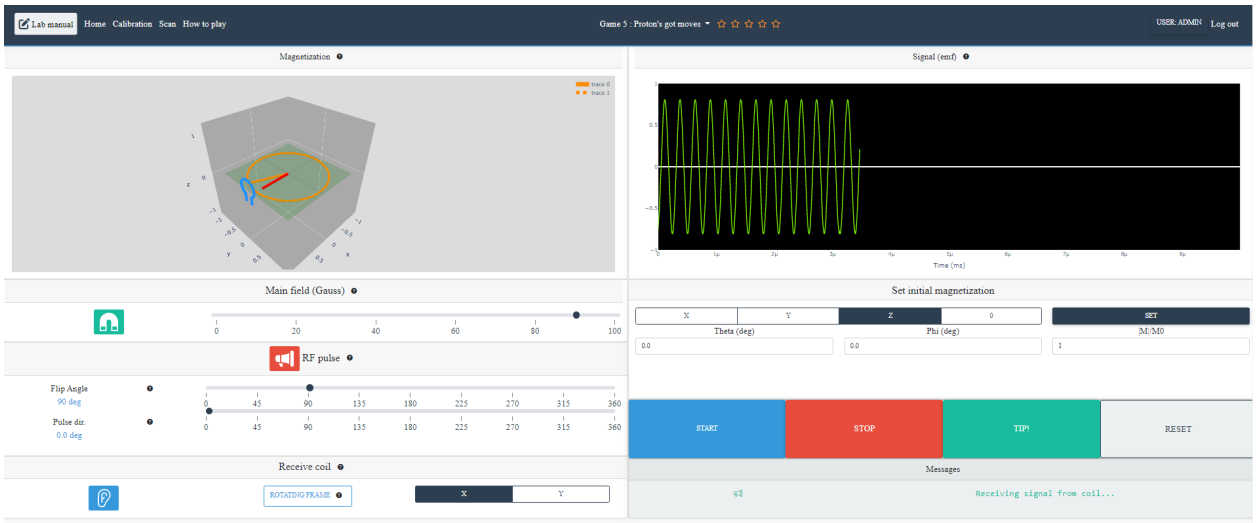
游戏 2 截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
Game 3 : Brains, please!
USER: ADMIN
Log out
Image
Signal levels for CSF
GM
and WM
Relative signal
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
CSF
WM
GM
Tissue type
RUN
T1
T2
or PD
weighted scan
T1W
T2W
PDW
Sequence Parameters
TR = 1248.9 ms
TE = 10 ms
FA = 90 degrees
500
1000
1500
2000
2500
3000
3500
4000
4500
5000
10
80
150
220
290
360
430
500
0
15
30
45
60
75
90

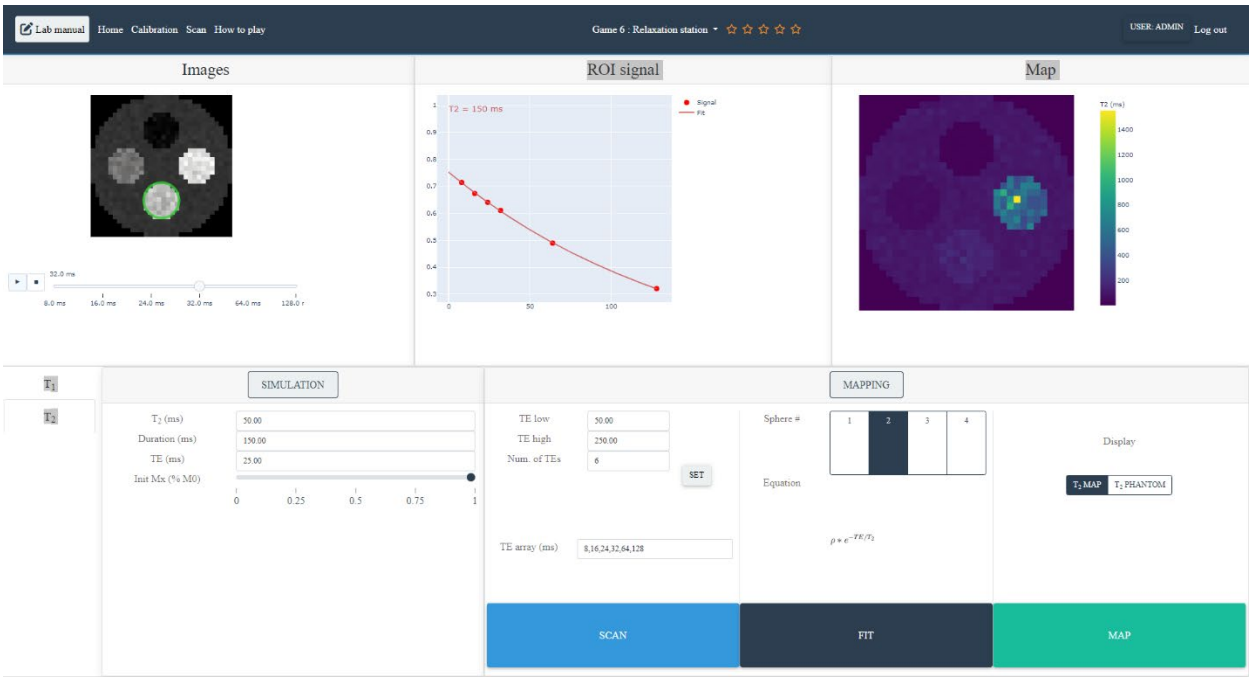
游戏3截图


Lab manual
Home
Calibration
Scan
How to play
Game 4 : Fresh Blood
USER: ADMIN
Log out
Flow speed (mm/s)
19
PUSH
TISSUE PROPERTIES
T1 = 2000 ms
T2 = 200 ms
Messages
Press "PUSH" after you change parameters to re-run the flow simulation!
Image
Time (ms)
Distance (mm)
Slice thickness (mm)
Repetition Time (ms)
Echo time (ms)
10
250
5
Flip angle (deg)
TRANSFER PARAMETERS >>
RUN!
Contrast type
Bright blood
Slice thickness (mm)
Repetition Time (ms)
Echo Time (ms)
Flip angle (degrees)

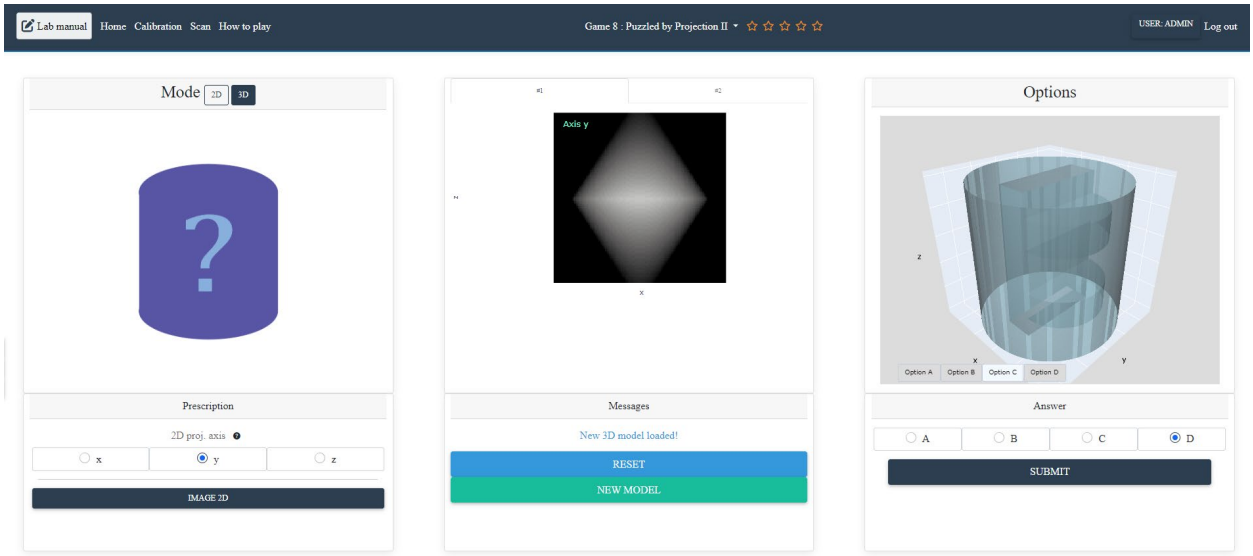
游戏4截图



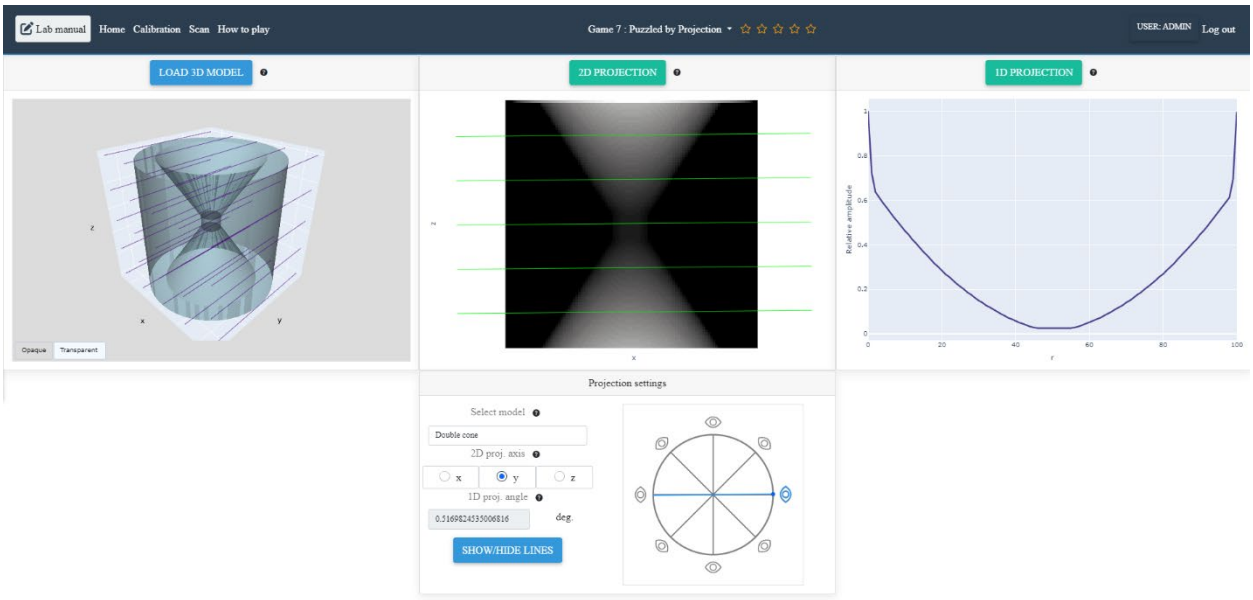
Game 5 截图



Game 6 截图



Game 7 截图



游戏 8 截图

VS桌面游戏反馈表

* 必填

1. 姓名（电子邮件） *

2. 身份 *

仅选择一个椭圆选项。

- 高中生 / 毕业生 大学生 / 毕业生 硕士生 / 毕业生 博士生 博士毕业生 / 博士后 教职人员其他:

3. 你玩过哪些游戏? *

选择所有适用项。

- 游戏1：图像中有什么？ 游戏2：K空间魔法 游戏3：请动脑筋 游戏4：新鲜血液 Game 5：质子动起来 Game 6：弛豫站 游戏7：投影难题1 游戏8：投影难题2

科学课程体验

4. 您最喜欢哪门科学课程? *

选择所有适用项。

- [ ] 物理 AP物理
- [ ] 1 AP物理2
- [ ] AP物理C 生
- [ ] 物学 AP生物
- [ ] 化学 AP化学
- [ ]
- [ ]
- [ ]

5. 以下哪些数学课程你已经修完? *

选择所有适用项。

- [ ] 代数1 几何 代
- [ ] 数2 预备微积
- [ ] 分 微积分
- [ ] AB/1 微积分
- [ ] BC/2
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他: _____

游戏相关反馈

如果您没有玩过某款游戏，可以跳过与之相关的问题。

6. 你觉得在游戏1中导航体验如何?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

7. 你觉得游戏1对于理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

没有用

1

2

3

4

5

非常有用

8. 你认为游戏1中最难理解的概念是什么?

请勾选所有适用项。

- [ ] 视野（FOV）矩阵
- [ ] 大小 体素大小 窗
- [ ] 宽窗位 零填充
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他:

9. 你对浏览游戏 2 有何感受?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

10. 您认为游戏 2 对理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

毫无用处

1

2

3

4

5

非常有用

11. 你认为游戏 2 中最难理解的概念是什么?

请勾选所有适用项。

- [ ] 信号与频谱 频谱 k
- [ ] 空间 正变换 逆变换
- [ ]
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他: _____

12. 您觉得浏览游戏3的体验如何?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难。

13. 你认为游戏3在理解和演示相关概念方面有多大用处?

仅选择一个椭圆选项。

没有帮助

1

2

3

4

5

非常有帮助

14. 你认为游戏3中最难理解的概念是什么?

请选择所有适用项。

- [ ] 重复时间（TR）回波时间（TE）
- [ ] 翻转角（FA）脑组织类型（白质、
- [ ] 灰质、脑脊液）T1加权成像 T2加
- [ ] 权成像 质子密度加权成像
- [ ]
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他: _____

15. 您觉得操作游戏4的体验如何?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

16. 你觉得游戏4对于理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

毫无用处

1

2

3

4

5

非常有用

17. 你认为游戏4中最难理解的概念是什么?

请选择所有适用项。

- [ ] 流动对比度 飞行时间成像（亮血）
- [ ] 自旋回波成像（黑血） 稳态 序列参数
- [ ]
- [ ]

18. 你觉得在 Game 5 中进行导航怎么样?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

19. 您认为 Game 5 对于理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

没有帮助

1

2

3

4

5

非常有用

20. 你认为 Game 5 中最难理解的概念是什么?

请勾选所有适用项。

- [ ] 自旋 主磁场射频脉冲
- [ ] 章动 接收线圈 净磁化
- [ ] 强度 进动 感应电动势
- [ ] 自由感应衰减
- [ ]
- [ ]
- [ ]
- [ ]

21. 您觉得操作 Game 6 怎么样?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

22. 你觉得 Game 6 对于理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

没有帮助

1

2

3

4

5

非常有帮助

23. 你认为 Game 6 中最难理解的概念是什么?

选择所有适用项。

- [ ] T1弛豫 T2弛豫
- [ ] T1序列 (IRSE) T2
- [ ] 序列 (自旋回波) 反
- [ ] 转时间 (TI) 回波时
- [ ] 间 (TE) T1映射
- [ ] T2映射
- [ ]
- [ ]
- [ ]

24. 你觉得操作 Game 7 如何?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

25. 您认为 Game 7 对于理解和展示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

没用

1

2

3

4

5

非常有用

26. 你认为 Game 7 中最难理解的概念是什么?

请选择所有适用项。

- [ ] 三维模型结构 三维到
- [ ] 二维投影 二维到一维
- [ ] 投影 拼图的运作方式
- [ ]

27. 你觉得操作游戏 8 感觉如何?

仅选择一个椭圆选项。

非常容易

1

2

3

4

5

非常困难

28. 您认为游戏 8 对于理解和演示相关概念有多大帮助?

仅选择一个椭圆选项。

毫无用处

1

2

3

4

5

非常有用

29. 你认为游戏 8 中最难理解的概念是什么?

勾选所有适用项。

- [ ] 二维投影 一维投影 投影角度 投影轴
- [ ] 根据投影推断物体
- [ ]
- [ ]
- [ ]

整体体验

30. 你最享受这些游戏的哪个部分? *

请选择所有适用项。

- [ ] 游戏探索 概念 实
- [ ] 验手册 问题 游戏
- [ ] 任务
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他: _____

31. 你认为这些游戏中哪方面做得最好? *

请选择所有适用项。

- [ ] 概念演示 学习目标的实现 图形用户界面元
- [ ] 素导航／用户体验 问题、任务和奖励系统
- [ ]
- [ ]
- [ ] 其他: _____

32. 你觉得实验手册中最难跟上的内容是什么? *

请选择所有适用项。

- [ ] 为什么? 关键词 定义／
- [ ] 解释 实验室操作流程 问
- [ ] 题
- [ ]
- [ ]

33. 你认为实验手册中哪些方面做得最好? *

请选择所有适用项。

- [ ] 为什么? 关键词 定义／解
- [ ] 释 实验室操作流程 问题
- [ ]
- [ ]
- [ ]

34. 您会在多大程度上向高中生推荐这些游戏? *

仅选择一个椭圆选项。

	不会推荐				会推荐
	1	2	3	4	5

35. 您会在多大程度上向大学生推荐这些游戏 ?

仅选择一个椭圆选项。

不会推荐

1

2

3

4

5

会推荐

36. 您会在多大程度上向科学/工程学研究生推荐这些游戏?

仅选择一个椭圆选项。

不会推荐

1

2

3

4

5

会推荐

37. 您会在多大程度上向磁共振（MR）教育者推荐这些游戏?

仅选择一个椭圆选项。

不会推荐

1

2

3

4

5

会推荐

38. 仅凭*游戏界面提供的说明，开始玩游戏有多容易？

仅选择一个椭圆选项。

非常困难

1

2

3

4

5

非常容易

39. 您的整体体验有多有奖励感? *

仅选择一个椭圆选项。

没有奖励感

1

2

3

4

5

非常有奖励感

40. 请列出我们可以对游戏的图形用户界面进行的改进。*

41. 您认为我们怎样才能让学生更容易理解 MR 概念? *

42. 还有其他意见、问题或建议吗?

此内容并非由 Google 创建或认可。

Google 表单

~~游戏 1 实验手册：图像中有什么？~~

Why?

了解图像的组成部分是理解磁共振图像并根据自身需求对其进行调整的基础。**体素**、**视野范围**和**矩阵大小**等组成部分，可以让用户调整**分辨率**和观察范围，以获得特定的图像质量。

材料

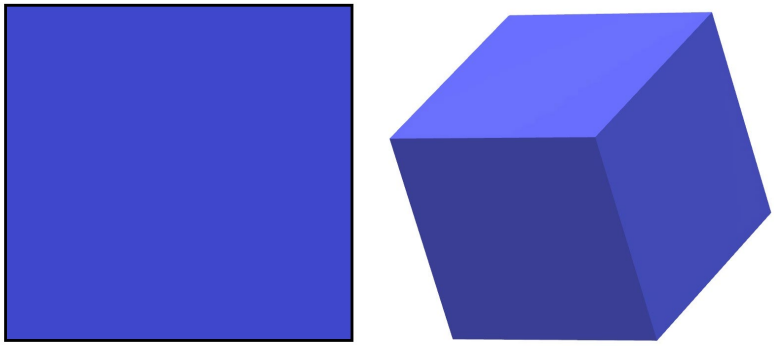
- 星形模体
- 双点模体

背景：

1. 关键词 a. 像素/体素 b. 分辨率 c. 矩阵大小 d. 视野（FOV） e. 窗宽窗位

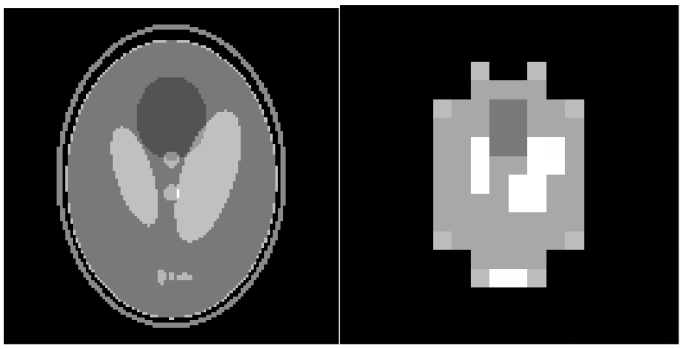
2. 基础知识 数字图像主要分为两种：单色图像和彩色图像。彩色图像可以用红、绿、蓝（RGB）三个分量表示。这三种颜色叠加后构成最终图像。单色图像由不同的灰度级组成。磁共振图像就是单色图像的一个例子：每个体素都有一个数值，称为图像幅度或强度，用来表示其亮度。

3. 解释
   a. 像素/体素：这是用于定义图像/扫描中各个单位的度量。像素定义扫描中二维空间的单位，而体素定义三维空间的单位。磁共振图像由体素组成，因为它们始终具有第三个维度，即厚度。



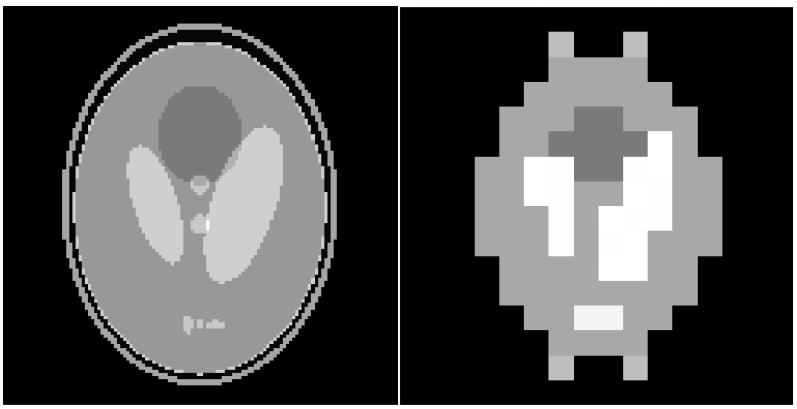
如上图所示，像素（左图）是二维的，存在于 x-y 平面上；而体素（右图）是三维的，存在于 x、y、z 空间中。像素只有长度和宽度，而体素还具有深度。

b. **分辨率**指图像的清晰程度，与单个像素（二维）或体素（三维）的大小有关。像素或体素越小，分辨率越高。体素将连续空间划分为离散单元。每个体素中的信号是**其中所有子信号的平均值**。体素越小，看到的细节就越密集，因为这些细节往往会被分配到不同的体素中。使用非常大的体素时，**无法看到这些细节**，因为空间细节会被平均化，而且比体素尺度更小的任何位置信息都会丢失。



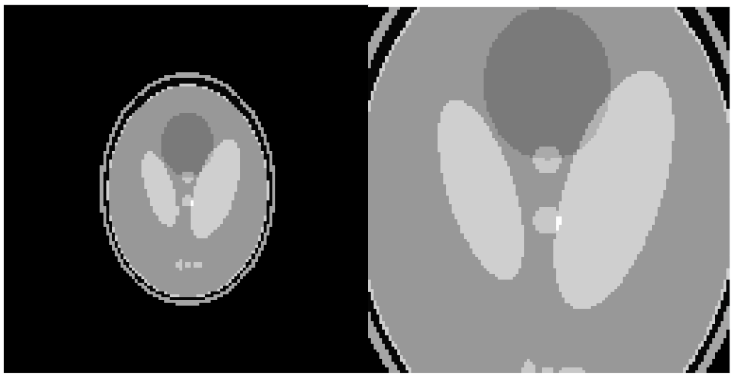
上图包含两张图片：左图分辨率较高，右图分辨率较低。分辨率较高的图像呈现出更多细节。

c. **矩阵大小 (N)：** 矩阵大小是一个整数，等于每个维度上的体素数量。例如，磁共振图像的矩阵大小可以是 512 x 256，这意味着一边被分为 512 份，另一边被分为 256 份。图像总共有 512 x 256 = 131072 个体素。**体素越小、数量越多**，信息就能被定位得越准确，从而**呈现出更多细节**（请记住，每个像素中平均纳入的信息越多，细节就越不明显）。这就像使用高像素相机一样。



上方的图像包含两张图片：一张由许多小像素组成，另一张由较少的大像素组成。如图所示，左侧图片的分辨率高于右侧图片。

d. **视野范围（FOV）：**当你用相机放大时，只能看到图像中的特定部分，其余部分会被舍弃。磁共振成像中的视野（FOV）通常以毫米为单位，指矩形图像左右两侧（或上下两侧）之间覆盖的实际距离。矩阵大小保持不变而视野范围增大时，每个像素覆盖的距离会更大，从而**降低图像分辨率**。



上方展示了同一个类脑物体在不同视野下的两张模拟图像。视野较大的图像（左侧）涵盖了整个成像物体。视野较小的图像（右侧）聚焦于图像的一部分，其余部分则被舍弃。

e. **视野、体素大小与矩阵大小之间的关系**：由于以下三个变量彼此依赖，因此无法全部自由设定。这类似于一个简单的 y=mx+z 函数。你可以自由设定三个变量中的两个，并求出另一个变量，但不能为三个变量都设定数值，同时又要求方程每次都成立。同理，我们可以改变视野、体素大小或矩阵大小中的任意两个，并求出另一个变量。关联这三个变量的方程为：

视野范围 = 矩阵大小 *x* 体素大小。

f. **窗宽窗位**：窗宽窗位通过滤除某些信号强度来影响图像对比度。对磁共振成像图像进行窗宽窗位调整时，你可以选择要查看哪些信号强度，以及要忽略哪些信号强度。窗口由两个数值定义：“最小强度”和“最大强度”。对图像进行窗宽窗位调整后，所有低于最小值的数值 <= 都设为零，而所有高于最大值的数值 >= 都设为 1。介于最小值和最大值之间的数值会重新缩放，使其范围为 0 到 1。窗口的宽度定义为：

window width = max level - min level

而窗口的“水平”定义为它们的中点：

级别 = *0.5 x*（最高级别 + 最低级别）

窗口越宽，包含的强度值就越多，可涵盖的对比度范围也越大，但细微的对比度差异会变得不那么明显。反之，窗口越窄，选取的强度值越少，微小的强度差异看起来就越显著。

g. 体素大小 vs. 真实分辨率

体素大小通常可以代表分辨率，但并非总是如此。真实空间分辨率的一种定义是：两条细线在彼此靠近到无法再被区分之前，能够相距多近（例如，以毫米为单位）。事实上，通过一种称为零填充的技术，我们可以根据矩阵大小较小的图像生成矩阵大小非常大的图像。在这一过程中，体素大小会减小，但真实分辨率并未提高，因为新图像包含的信息并不比原来的像素化图像更多。下面展示了一个示例：



1024 x 1024 调整大小为 32 x 32





零填充回 1024

将 32 x 32 图像零填充回 1024 x 1024 后，细节仍然丢失。采集较少像素时遗漏的信息

开头部分并不会通过零填充得到恢复。它只是“平滑了像素”，但完全没有改善真实分辨率。

4. 实验室操作流程

使用 3 种视野范围设置对星形管进行成像：最大视野范围（选择可用值中的最大值）、最小视野范围（选择可用值中的最小值）和完美视野范围（反复运行实验，直到找到合适的值）。填写下表。

	最大视野范围	最小视野范围	完美视野范围
数值			
对……的影响 分辨率			

i. 绘制并描述视野最大、最小和理想时的情况

1. 大：

2. 完美：

3. 小：

ii.保持理想的视野，改变矩阵大小并描述图像。哪种矩阵大小产生了最高分辨率?

	矩阵大小 = 16	矩阵大小 = 32	矩阵大小 = 128
分辨率			
图像 特性			

以几种不同的矩阵大小和零填充尺寸对星形管进行成像；根据观察结果填写下表。

体素大小（mm）	矩阵大小	零填充至	观察结果

iii. 描述改变以下各项时你观察到的变化：

1. 矩阵大小：
2. 体素大小：
3. 零填充大小：

iv. 以下情况会如何影响实际分辨率：

1. 在保持视野不变的情况下增大矩阵大小：

2. 在保持矩阵大小不变的同时减小体素大小：

3. 保持视野和矩阵大小并增加零填充大小：

调整图像显示的窗宽窗位，探索其效果。填写表格，记录你对强度值的发现。以下项目建议尝试一些特定的组合：

- 最小值 = 0，最大值 = 1
- 最小 = 最大 = 0.5
- 最小值较高（0.31-0.5），最大值较低（0.51-0.8）
- 较低的最小值（0.1 - 0.3）和较低的最大值（0.51-0.8）
- 较高的最小值（0.31-0.5）与较高的最大值（0.81-1）
- 一个窄窗
- 宽窗

实验	最小强度 (0-1)	最大强度 (0-1)	你能做什么 see?	什么是 缺失?
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				

要点：

1. 当最小值减小而最大值保持不变时，发生了什么？a. 答案。2. 当最大值增大而最小值保持不变时，发生了什么？a. 答案。3. 窗宽增加时，发生了什么？a. 答案。

5. 问题

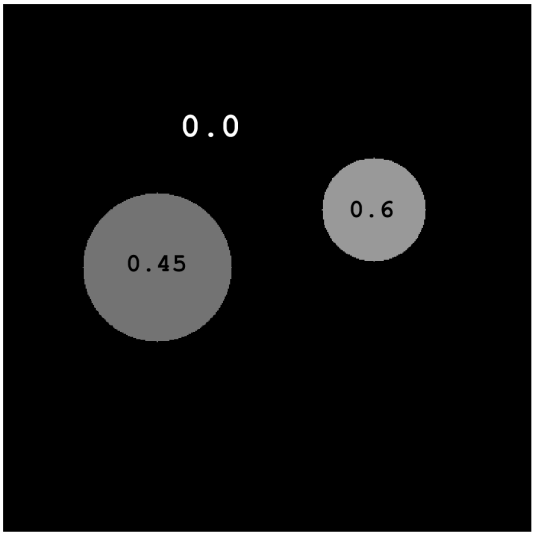
a. 哪种矩阵大小和视野的组合能够获得最高分辨率？ ？

i. 矩阵大小 = 16，视野 = .16 mm ii. 矩阵大小 = 18，视野 = .36 cm iii. 矩阵大小 = 128，视野 = .25 cm

b. 为什么采集更小的像素能提高分辨率？

i. 像素越多，可表示的灰度值范围就越大 ii. 小像素包含的信息比大像素更多 iii. 像素的数量和大小对分辨率没有影响 iv. 每个像素表示的空间更小

c. 要让两个圆之间呈现出最大的视觉对比度，应采用什么最小/最大窗宽窗位设置（数字表示灰度级）？



i. 最小值：0.01 最大值：0.99 ii. 最小值：0.2 最大值：0.4 iii. 最小值：0.5 最大值：0.5 iv. 最小值：0.3 最大值：0.7

d. 查看以下图像并回答问题：

i. 哪张图像的分辨率最高？



(a) (b) (c)

ii. 哪幅图像的视野最小?



(a) (b) (c)

iii. 哪个图像的矩阵大小最小?

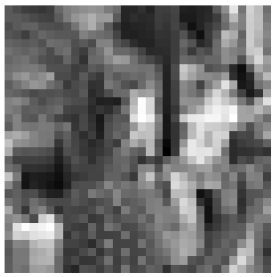


(a) (b) (c)

e. 像素和体素有什么区别?

i. 体素比像素大，因此包含更多信息 ii. 体素按体积衡量，而像素按面积衡量 iii. 彩色图像由体素构成，而单色图像由像素构成 iv. 只有磁共振图像由体素构成；其他所有医学图像都由像素构成

f. 对这张菠萝图像进行零填充有什么作用?


(A) 原始 (B) 缩小的矩阵尺寸 (C) B，零填充至原始尺寸

i. 它使每个像素代表更小的空间区域 ii. 它让水果更美味 iii. 它将背景值设为零，使菠萝更加醒目 iv. 它提高了零填充前图像的真实分辨率

游戏 2 实验手册：K 空间魔法

Why?

磁共振成像从所谓的“k空间”中获取数据，k空间是我们采集到的图像的一种特殊表示方式。就像乐谱将音乐信号（音频波形）分解为不同的频率成分（音符）一样，k空间展示了图像中存在哪些空间频率“音符”或谐波。由于图像与k空间之间存在一一对应关系，我们可以在两者之间自由转换，而不会丢失信息。改变或删除k空间的部分内容会对图像产生有趣的影响，这与磁共振成像息息相关，因为随机噪声和其他因素会开始干扰k空间，让我们无法始终获得完美的k空间。在这个游戏中，我们将以多种方式调整数据，探索这两个域之间奇妙的关系！

材料

- 水体模
- 星形模体
- 字母仿体
- 大脑样品管

背景

1. 关键词
    - 信号
    - 采样
    - 频谱
    - 傅里叶变换
    - 图像空间
    - k空间

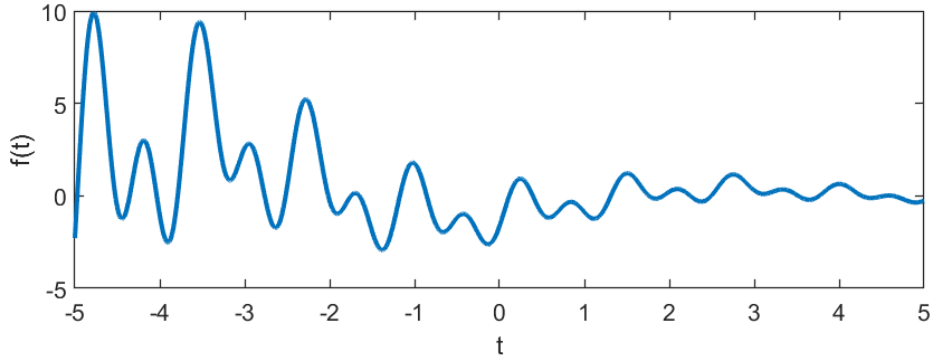
2. 基础知识

    图像可以通过不止一种方式来呈现。正如钢琴奏鸣曲既可以表示为WAV文件（时域信号），也可以表示为乐谱上的离散音符，图像既可以呈现为人眼可见的灰度图，也可以表示为其空间频率域，即k空间。任何二维图像（磁共振图像、照片、绘图）都可以转换为k空间，任何一维信号都可以转换为频谱。转换过程本质上是相同的。

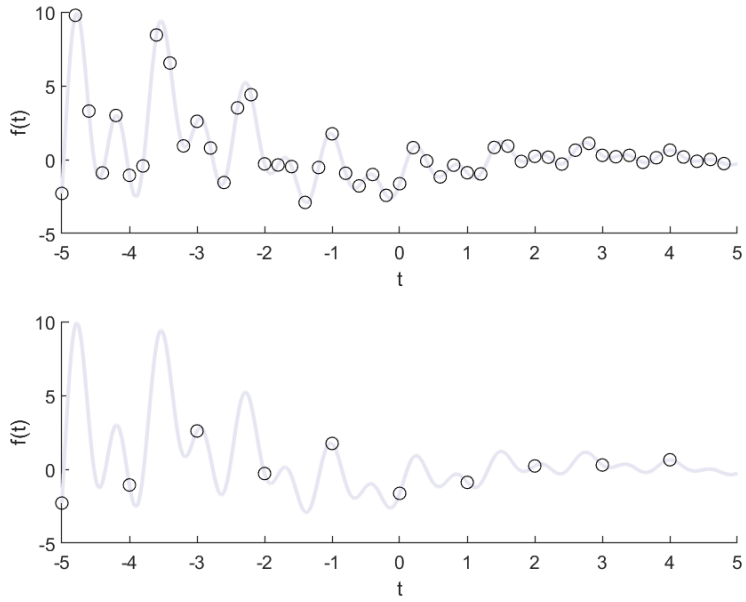
3. 解释

    信号：信号是一种函数，用于表示我们希望研究的某些过程。它可以是离散或连续的、类别型或区间型的，也可以是一维或

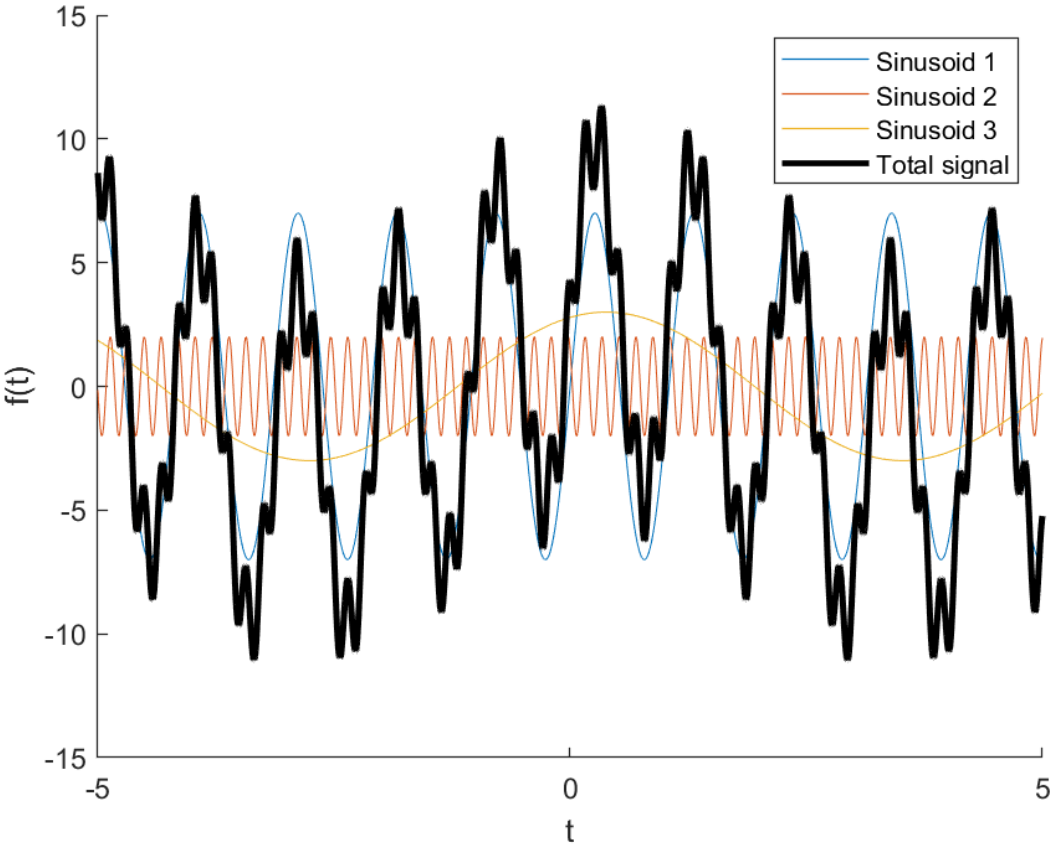
二维、三维或更多维度。例如：心电图、脑电波、你所在城市过去 10 年的六月平均气温……在这个游戏中，“信号”特指随时间变化的一维连续波/曲线。例如：



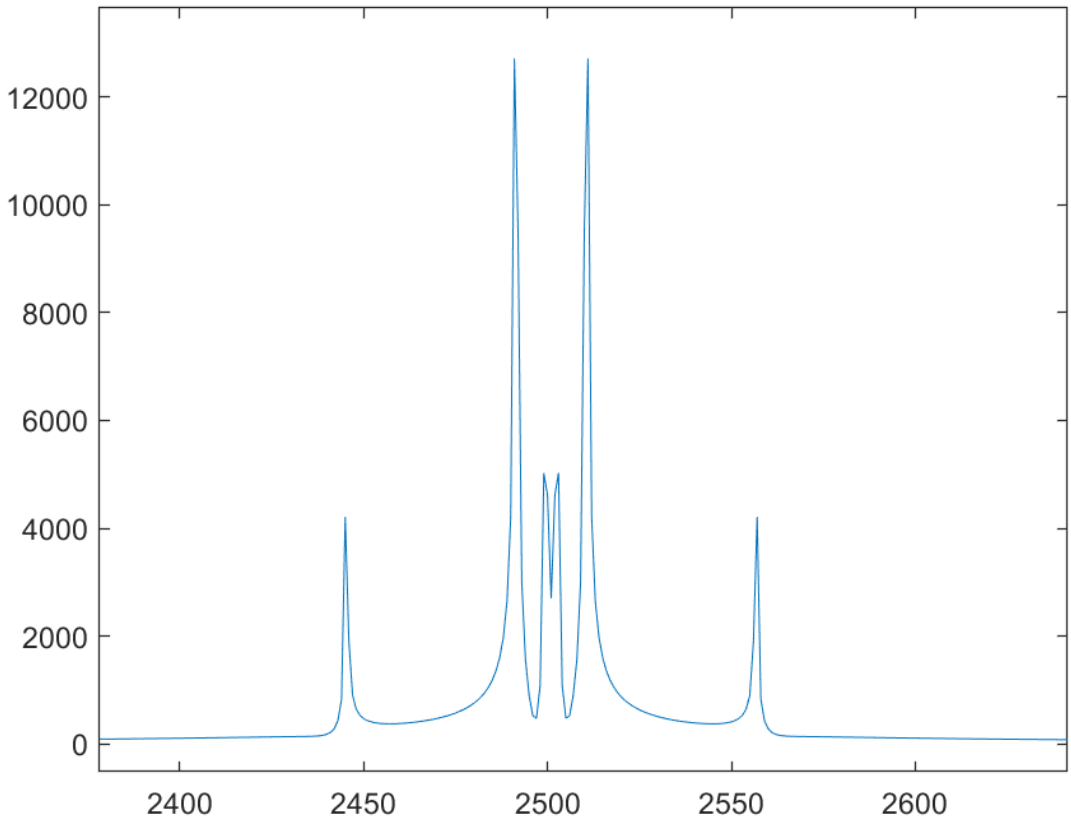
采样：指在 k 空间或时间中的选定位置采集数据的过程。通过离散采样，我们可以在有限个时间点观察连续信号，从而大致了解它的特征。下方展示了以两种不同速率对上方的信号进行采样后得到的离散信号，它们看起来大不相同。我们希望采集恰到好处的样品数量，以便充分表示信号。



频谱：这是一条曲线，显示信号中各种频率所占的比例。例如，以下信号是 3 个不同正弦波的总和：



其频谱如下所示。如你所见，这三种波在频谱上表现为三对峰，每一对峰分别对应一个不同的频率，正如水平轴所标示的那样。



频谱上的每对峰对应信号上的一个正弦波。峰越高，表示该分量的振幅越大；峰越靠近中心，表示该分量的频率越低。

傅里叶变换（FT）是一种将**信号** 转换为其**频谱**的数学运算。这个过程是一一对应的：我们可以对频谱应用傅里叶逆变换，得到相同的信号。变换前后的信息量保持不变。下面给出了傅里叶变换和傅里叶逆变换（IFT）的方程。它其实就是一个加入了复指数的积分！

正向傅里叶变换：

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-i2\pi f t} dt$$

逆傅里叶变换：

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{+i2\pi t f} df$$

以下总结了傅里叶变换的一些有趣特性：

1. 两个（或更多）信号之和的 FT，等于这两个（或更多）信号各自的 FT 之和。2. 两个信号乘积的 FT，等于它们各自的 FT 相互卷积的结果（https://en.wikipedia.org/wiki/Convolution），反之亦然。3. 如果将一个信号乘以常数 C，它~~的 FT 也会乘以 C。4. 如果信号变宽，它~~的 FT 就会变窄，反之亦然。5. 如果将信号水平移动（向左或向右），它的 FT 就会产生线性变化的复相位。移动 FT 时，信号也会发生相同的变化。

你可以在游戏界面中探索其中一些性质！

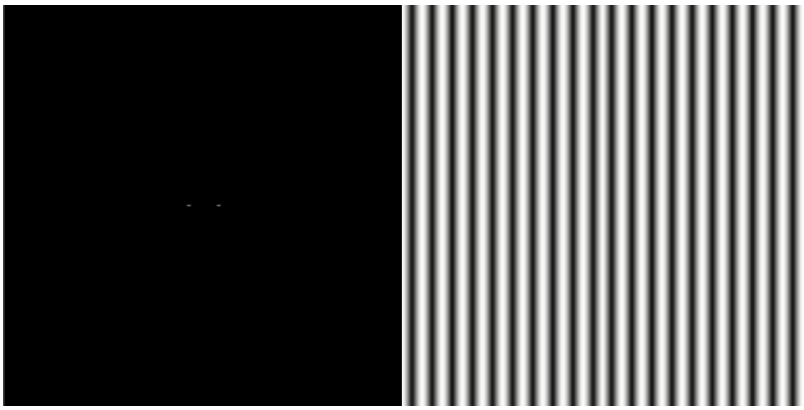
图像空间是游戏1中探索的空间：以矩阵表示的灰度图。矩阵中的每个元素代表空间中的一个点，其幅值表示图像在该位置的亮度。

对图像空间进行傅里叶变换后得到的就是k空间。由于图像空间是二维的，因此必须沿两个方向积分。

$$G(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g(x, y) e^{-i2\pi(k_x x + k_y y)} dxdy$$

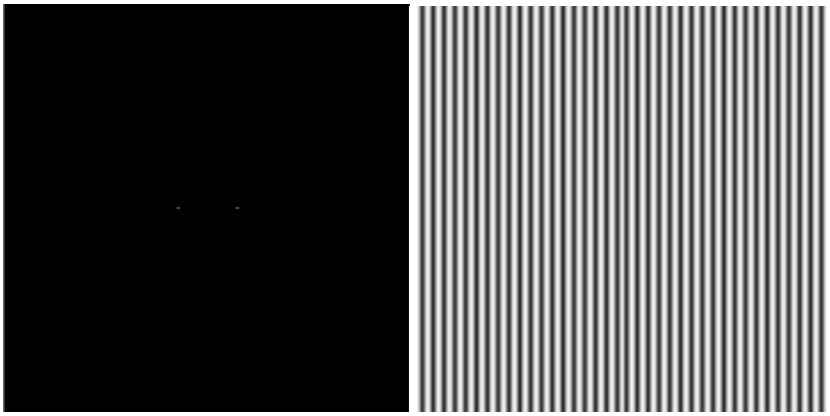
Th与上文所述的一维傅里叶变换一样，二维傅里叶变换也具有相同的性质 .

空间频率：如果正弦波在频谱上由一对峰表示，那么在k空间中一对峰表示什么？这就是空间频率发挥作用的地方。请参阅下方的第一幅图：



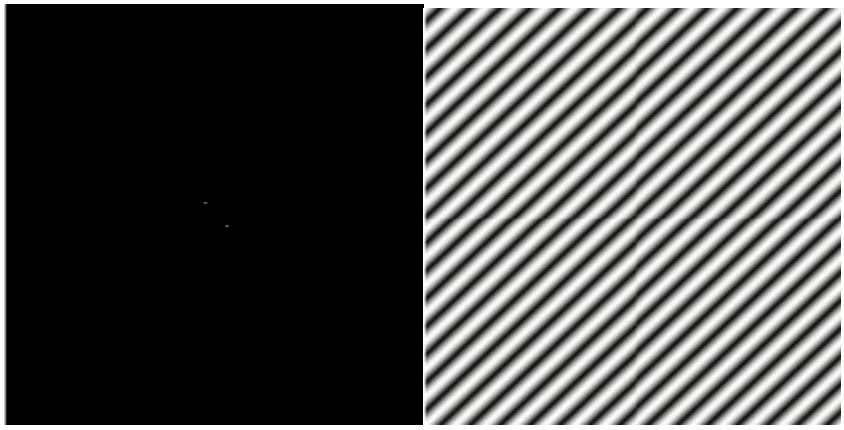
k空间　　图像

在k空间中，有两个关于原点对称的峰（仔细观察，必要时放大）。连接这两个峰的直线是水平的。在图像中，我们看到条纹。亮度既不是黑色也不是White，而是沿着同一条水平线按正弦函数的形式变化。请将其与下一幅图进行比较：



K空间　　图像

这里的峰彼此间距更大，但仍沿水平线方向排列。这些条纹更窄，表明具有**更高的空间频率**。因此，每个空间频率都对应于具有特定宽度的二维正弦波。频率越高，峰越接近k空间的边缘，条纹也越窄，因为它们在给定距离内变化得更快。现在，请观察下方的最后一幅图：



K空间　　图像

这些峰仍关于原点对称，但已旋转了 45 度。二维波也发生了旋转，垂直于条纹的方向仍对应于连接这些峰的直线。因此，二维空间波既具有频率，也具有由 0 至 180 度之间的角度定义的方向。

重要的是，k空间和图像空间中的点并非一一对应。改变k空间中的一个点，会改变图像空间中的所有点，反之亦然。这是因为k空间中的每个点都对应一个占据整个图像的空间波。因此，磁共振中的许多图像伪影并不直观，需要具备一定的“k空间直觉”才能理解。你将通过游戏图形用户界面进一步培养这种直觉。

k空间与磁共振成像采集：相机和人眼都使用图像空间的语言（相机中投射到图像传感器上，人眼中投射到视网膜上），而磁共振成像则使用k空间——这是我们获取数据的自然空间。这是因为：

1. 氢原子中的质子是微小的磁体，当它们被置于其中时
   在磁场中，绕该磁场的方向旋转。
2. 这个磁场越强，它们旋转得越快。
3. 旋转的物体可以表示为复指数。对于
   例如，一个点在单位圆上移动时的位置
   以恒定速度逆时针旋转可表示为：

$$x(t) = cos(\omega t), \qquad y(t) = sin(\omega t)$$

   Or:

$$x(t) = Re\{ r(t) \}, \qquad y(t) = Im\{ r(t) \}$$

   在哪里

$$r(t) = e^{i\omega t} = cos(\omega t) + i\, sin(\omega t)$$

   是一个表示位置函数的复函数。
4. 当我们施加成像梯度场（磁共振成像扫描仪使用的三种关键磁场之一）时，复指数的频率会以特定方式受到调制，使得信号**是**图像的傅里叶变换。一般来说，信号是所有微小旋转磁体的空间积分，因此这一过程**在物理上**执行了傅里叶变换（质子本身就是复指数项）！ 5. 如果我们正确施加梯度，每个时间点都会映射到 k空间中的不同点，而且我们知道这种映射关系。6. 通过在不同时间对信号进行采样，我们可以填满 k空间。7. 最后，我们执行二维傅里叶逆变换，将 k空间转换回图像。这一步称为图像重建。

实验室操作流程

1. 探索一维变换

a. 在图像/信号预设中选择“正弦波”信号类型，然后点击“获取信号”。请用自己的话描述该信号：

b. 按“前进”执行傅里叶变换。右侧图表现在显示信号的频谱。描述该频谱。

c. 尝试更改每个参数，生成信号，并每次获取其频谱。描述每个参数对信号和频谱的影响：

	信号	频谱
垂直缩放		
水平缩放		
平移		
相位调制		

d. 尝试“选择信号”下拉菜单中的其他选项。
e. 尝试右侧“选择频谱”下拉菜单中的选项。使用“向后”按钮执行傅里叶逆变换，从频谱中还原信号。按下“向前”再按“向后”，或反过来操作，会发生什么？

f.在中间，进入“绘图”选项卡并绘制任意一条曲线。按“使用”，然后按“获取信号”或“获取频谱”，将其加载到所需的面板中。对您的信号和频谱进行变换。使用绘图板和预设信号，探索傅里叶变换的性质1–5 中至少一项。用您使用的信号和频谱的草图记录以下您的发现。

属性 #	信号	频谱	发现

2. 探索二维变换

a. 现在我们可以查看同一过程的二维模拟。进入“二维图像”选项卡并选择任意一幅你喜欢的图像。按下“获取图像”，然后按“前进”查看k空间。对几幅图像重复此操作。

这些 k空间有什么共同点?

b. 获取二维正弦波的图像并生成其 k空间。你看到了什么？你可能需要放大才能看清其中的细节。这与一维正弦波相比如何?

c. 尝试逐一更改以下参数，每次生成新图像并获取其 k空间。描述每个参数对图像和 k空间的影响：

	图像	k空间
旋转		
水平缩放		
平移		
相位调制		

d.执行c 中的相同步骤，但对“ 双尖峰”二维k空间预设使用逆变换（先按“获取 k 空间”生成 k空间）。

	k空间	图像
旋转		
尖峰间距		

e. 探索其他图像和 k空间选项，并执行多次逆变换和正变换。

f. 在中间，转到“绘图”选项卡，绘制任意你喜欢的图像。按“使用”，然后按“获取图像”或“获取k 空间”，将其加载到你想要的面板中。对你的信号与频谱执行变换。使用绘图板和预设信号，探索二维傅里叶变换的性质 1–5中至少一项。在下方记录你的发现，并为每次实验绘制图像和 k空间的草图。

属性 #	图像	k空间	发现

3. 施展 k空间魔法！

a. 加载一幅磁共振成像图像并生成其 k空间。 b. 转到中间的“采样”选项卡。正方形代表 k空间，四条线将其分割。较亮的部分将保留，较暗的部分将从我们的 k空间中擦除。按“应用”查看切片器的效果。 c. 将四条线向 k空间的中心移动，使浅灰色部分只剩下一小块，然后按“应用”。将受限的 k空间变换回图像空间。图像发生了什么变化？为什么？你能将此与上面的正弦波实验联系起来吗？写下你的结论：

d. 重新加载图像并生成一个全新的完整k空间；然后，在切片器中按“Invert”，再按“Apply”，以遮挡中心但保留k空间外围。进行反向变换。现在你看到了什么？描述你的发现：

e. 探索切片器，将k空间划分为不同部分，并观察其影响。此外，你还可以使用“Erase”选项卡来Block出更多有趣的形状，并观察它对k空间的作用！在表格中描述你的发现：

k空间遮挡（描述或绘制草图）	对图像的影响

4. 自由探索建议（可选）

注意：在“上传”面板中，你可以上传图像并生成其 k 空间。使用“擦除”或“切片器”对图像应用不同的滤镜效果，然后进行反向变换。“恢复”会重新加载完整图像。你可以使用顶部的工具栏保存生成图像的局部副本。

a. 探索欠采样因子对“采样”面板的影响。

b. 利用 k空间的特性，通过绘制图像、将其转换为 k空间、使用“擦除”和“采样”进行操作，并将其导出，来规划并创作你自己的艺术作品。

c. 使用你拍摄的照片和对 k空间 的了解，将其分成三个部分进行样式设计
通过改变其 k空间的不同方式进行调整并导出。

d. 使用你今天学到的知识，创作一首关于 k空间 的俳句或短篇自由诗。

问题

问题1。关于傅里叶变换，以下哪项陈述是不正确的?

A. 这是一个不可逆过程，因为无法从变换后的信号中推导出原始信号。B.从数学上讲，它可以表示为关于时间或空间的复指数积分。 C. 两个信号乘积的傅里叶变换不一定等于其傅里叶变换的乘积。 D. 傅里叶逆变换的输出可以完全是实数（即不含虚部）

Q2. “k空间”中的 k 代表什么?

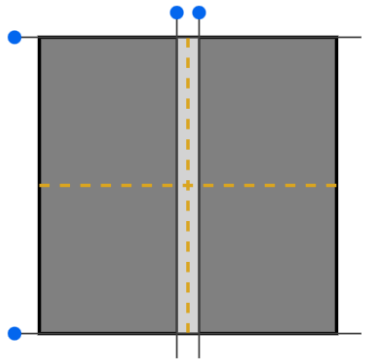
A. 关键成像变量 B. 动能转换 C.
空间频率 D. 重建坐标

问题3. 关于k空间，哪项陈述正确?

A. k空间的中心代表图像上的边缘信息和细节 B. k空间外围代表图像的整体信号强度

C. 根据采集到的图像人工生成 k空间，以便我们操纵图像对比度 D. 直接对 k空间进行采样，之后再通过额外步骤生成图像

问题3. 如果我按以下方式对k空间进行切片，会发生什么：



A. 垂直边缘会变模糊 B. 水平边缘会变模糊 C. 只能看到垂直边缘 D. 只能看到水平边缘

问题4. 关于空间频率，以下哪项说法不正确?

A. 低空间频率对应于图像空间中心的信息 B. k空间中的每个点都表示一个空间频率的振幅 C. 高空间频率对应于更细的条纹 D. 在二维中，空间频率具有一个方向，波振幅沿着该方向变化。

~~游戏3：请动脑筋~~

Why?

现在我们已经充分了解图像的工作原理，是时候通过一些应用于扫描的“滤波器”来拓展视野，从而寻找特定属性了。就像 Instagram 和 Snapchat 上会夸大面部某些特征的滤镜一样，磁共振“滤波器”或对比度会夸大扫描中的某些成分，例如脂肪或水。了解如何控制这些对比度，可以帮助我们从多种视角观察大脑，并识别出原本无法发现的事物。

材料

- 脑标本管

背景：

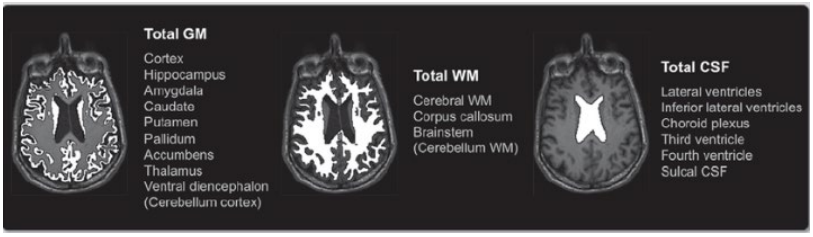
1. 关键词 a. 脑组织类型
   b. 射频脉冲 c. 翻转角
   d. 回波时间 e. 重复时间
   f. T1弛豫时间、T2弛豫时间、质子密度 g. T1加权、T2加权、质子密度加权

2. 基础知识

   与身体的其他部位一样，大脑也有许多具有不同物理特性的组织。使用磁共振扫描仪时，我们常常依靠这些特性来区分脑区，并寻找因疾病而发生特性变化的区域。为了突出显示特定组织，我们可以使用 T1弛豫时间加权、T2弛豫时间加权或质子密度加权扫描。

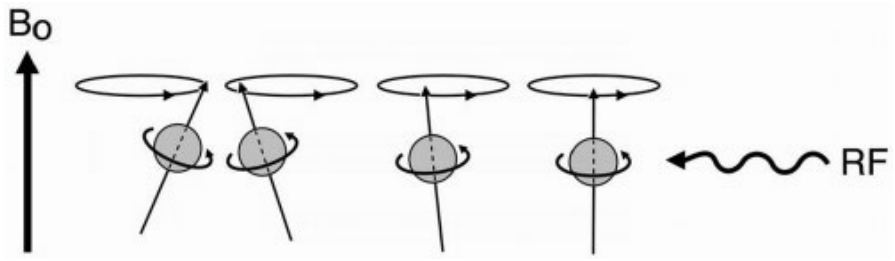
3. 解释

   - 脑组织类型：脑组织主要分为 3 种：脑脊液（CSF）、白质（WM）和灰质（GM）。脑脊液是脑室中的液体。它在大脑内外流动，吸收颅骨受伤时产生的冲击，并提供营养物质。白质影响学习、动作电位的传递以及大脑不同区域之间的交流。之所以称为白质，是因为其神经元轴突外包裹着一层起保护作用的脂肪鞘，使其呈现白色。灰质主要接收传入信息，并调节传出信息。



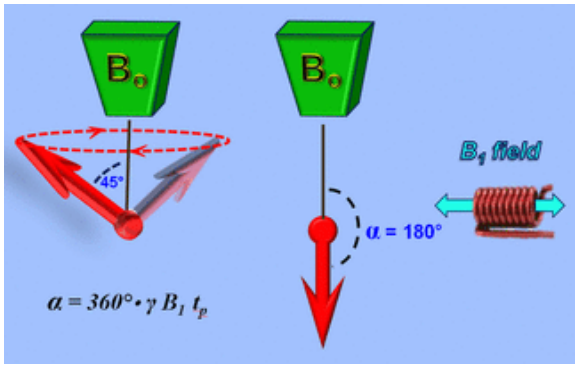
https://www.researchgate.net/profile/Daniel-Ferreira-4/publication/283773154/figure/fig1/AS:309012361957376@1450685696573/BV-CSF-index-Total-grey-matter-GM-volume-total-white-matter-WM-volume-and-total.png

- **射频脉冲**：这是一种短暂的磁场，会使质子偏离主磁场轴，倾斜一定角度。倾斜幅度取决于射频脉冲的强度和持续时间。

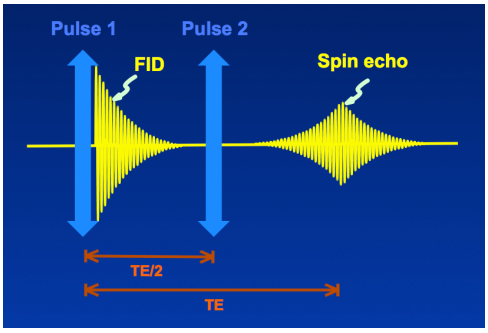


https://radiologykey.com/wp-content/uploads/2016/05/C3-FF1-2.gif

- **翻转角（FA）**是施加射频脉冲时磁化的净旋转角度。FA 值为 0 表示没有变化，而 FA 值为 180 度则表示旋转了 180 度，使磁化方向垂直向下。在较小的翻转角下，磁共振信号大致与翻转角成正比。在较大的翻转角下，这种关系不再成立，信号对翻转角的依赖会变得更加复杂，并取决于接下来的两个磁共振参数。

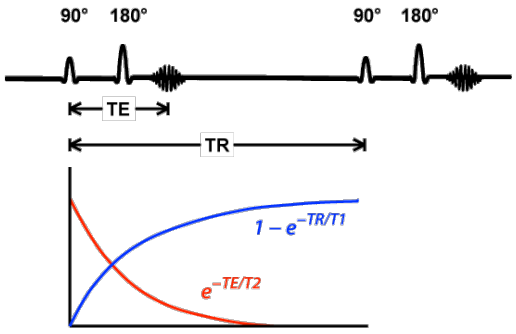
- 

- **回波时间（TE）**是射频脉冲到达目标的时刻与信号反弹并达到峰值、形成所谓回波的时刻之间的时间差。



http://mriquestions.com/uploads/3 34572 113 45 7/ / / / /_7707793_orig.gif

- **重复时间（TR）**是两组射频脉冲（以下例子中为一个90度脉冲和一个180度脉冲）之间的时间间隔。之所以称为“重复”，是因为我们在两个时间间隔之间以完全相同的方式激发自旋。我们需要重复激发，因为每个TR内我们只有时间获取部分信息。将多个TR中的信号结合起来，就能得到完整的图像。



https://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/8806734_orig.gif

- **纵向弛豫时间（T1）**、**横向弛豫时间（T2）**和**质子密度（PD）**是磁共振成像测量的主要物理特性。
    - T1和T2的单位为秒或毫秒，它们决定信号“弛豫”回到平衡值的速度。
    - PD 表示质子的相对密度，因此它衡量的是同一体积的组织能够产生多少信号。在其他条件相同的情况下，组织的 PD 越高，在图像上看起来就越亮。

下表列出了主磁场强度为 1.5 特斯拉时，三种脑组织类型的典型 T1弛豫时间、T2弛豫时间和 PD 值。

-

	GM	WM	CSF
T1弛豫时间（毫秒）	1130	750	1940
T2弛豫时间（毫秒）	119	87	230
质子密度（相对值）	1.04	0.95	1.02

https://campar.in.tum.de/pub/buonincontri2018ismrmrep/buonincontri2018ismrmrep.pdf

表 1：1.5T 下典型脑组织参数值

- **T1加权、T2加权和质子密度加权（T1w、T2w、PDw）**：可以把它们看作磁共振图像的 3 种“滤波器”。一般来说，T1w 突出显示 T1弛豫时间较短的组织，T2w 突出显示 T2弛豫时间较长的组织，而 PDw 突出显示质子密度较高的组织。

● T1加权图像以突出显示脂肪、蛋白质、黑色素以及血脑屏障破损区域而著称，这些区域表明存在炎症。
● T2加权突出显示液体，例如大脑中的脑脊液，并可检测病变和组织中的脱氧血红蛋白、正铁血红蛋白（无法向组织释放氧气的一种血红蛋白）或含铁血黄素（由血液从毛细血管渗漏造成）。

●质子密度加权突出显示质子浓度高的组织，可用于评估关节：它能在液体、软骨和骨之间提供明显的对比度

对比度	TE	TR
T1w	短	中等
T2w	中等	Long
PDw	短	Long

表 2：如何设置 TE 和 TR 以获得不同的对比度

实验室操作流程

1. 插入脑标本管并进行扫描仪校准。 2. 从面板 1 开始。这里有三种成像选项：T1 加权、T2 加权和质子密度加权。依次选择每个选项，然后点击运行以获取一幅

图像。各次扫描之间有何不同？请在下方记录各扫描的相对信号强度，以及每次扫描突出显示的内容。

加权 校准	**组织与 最高信号**	**组织与 中等 信号**	**信号最低的组织 信号最低的组织**	**扫描显示了什么？**
T1弛豫时间加权				
T2加权ಪ್ರತ್ಯ				
质子密度加权				

回答面板底部的问题以继续。

3. 正确回答面板 1 上的问题后，系统会提示你继续前往面板 2。在这里，你将调整重复时间、回波时间和翻转角的值，观察扫描会发生怎样的变化。还要留意某些重复时间和回波时间的值会产生与 T1弛豫时间加权扫描和 T2弛豫时间加权扫描相同的结果。选择 5 组重复时间、回波时间和翻转角的值，填写下表。

	重复时间 (ms)	**回波时间 （毫秒）**	**翻转角（度）**	**观察结果**
第1组				
第2组				
第3组				
第4组				
第5组				

固定另外两个参数，分别改变以下参数时，描述你观察到的变化：

- TR值：
  - 增大此值时，对比度是增加还是降低？
    - 答：
  - TR值较大且回波时间较短时，对比度会如何变化？
    - 答：
- TE value:
  - 随着你增大此值，对比度是在增加还是减小？

○ 当TR值较短且TE值较大时，对比度会如何变化?

● 翻转角值:

○ 翻转角值增大时，你注意到什么?

○ 随着重复时间（TR）增加，信号对翻转角的依赖关系会发生什么变化?

回答面板底部的问题以继续。

4. 正确回答面板 2 上的问题后，系统会提示你继续前往面板 3，其中会显示一张图表，展示脑脊液、白质和灰质的信号强度。如何利用这张图表产生不同的对比度？根据你在本课前面学到的内容填写下表。

	重复时间（ms）	**回波时间（毫秒）**	**翻转角（度）**	**Goal**
第1组				脑脊液中信号高，灰质中信号低
第2组				灰质之间的对比度非常小 和白质
第3组				灰质 > 白质 > 脑脊液

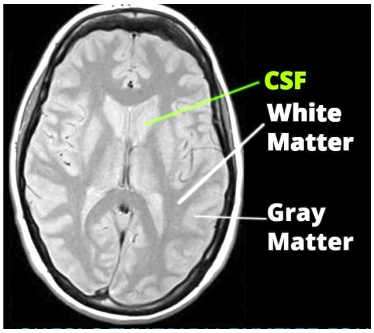
问题

1. 哪组参数能获得最显著的T1加权扫描?

a. 重复时间 = 4 s，回波时间 = 2 ms b. 重复时间 = 5 s，回波时间 = 500 ms c. 重复时间 = 900 ms，回波时间 = 5 ms

d. 重复时间 = 800 ms，回波时间 = 500 ms

2. 这幅质子密度加权扫描突显了什么?



https://oncologymedicalphysics.com/wp-content/uploads/2020/01/Proton-Density-Weighted.jpg

a. 突显质子密度最高的组织 b. 突显质子密度最低的组织 c. 仅突显成像者指定的特定密度的组织 d. 突显完全不含质子的组织

3. T2值较小的物质在T2加权扫描中会呈现什么样子?

a. 呈亮色 b. 呈暗色 c. 显示得比实际尺寸更大 d. 显示得比实际尺寸更小

4. T1弛豫时间加权图像有什么用途?

a. 评估脑组织的相对密度 b. 检测血脑屏障受损 c. 检测脱氧血红蛋白 d. 显示踝关节

5. 根据表 1，预测每种滤波器或磁共振对比度会突出显示哪种组织类型（灰质/白质）。请为每种对比度圈出正确的组织类型：

a. T1加权：灰质 白质 b. T2加权：灰质 白质 c. 质子密度加权：灰质 白质

游戏4 实验手册：新鲜血液

Why?

磁共振成像用途广泛，不仅可以观察形态和解剖结构，还能观察生理过程。这些过程包括局部大脑激活（功能性磁共振成像中的 BOLD 信号），以及特定脑区化学成分的变化（磁共振波谱成像）。在这个游戏中，我们将探讨一种时刻发生在人体内的简单过程——血流。磁共振成像也有专门的工具来观察血流并描绘血管的形态。这为诊断血管损伤、斑块、动脉瘤和阻塞提供了可能。我们将探索两种血流成像模式：“亮血”和“黑血”。

材料

- 流动体模
- 塑料管
- 注射器
- 水储液罐
- 水补给

背景

1. 关键词
    - 磁共振血管造影
    - 扰相梯度回波
    - 稳态
    - 自旋回波
    - T2/T2*衰减
    - 最大/最小强度投影

2. 基础知识

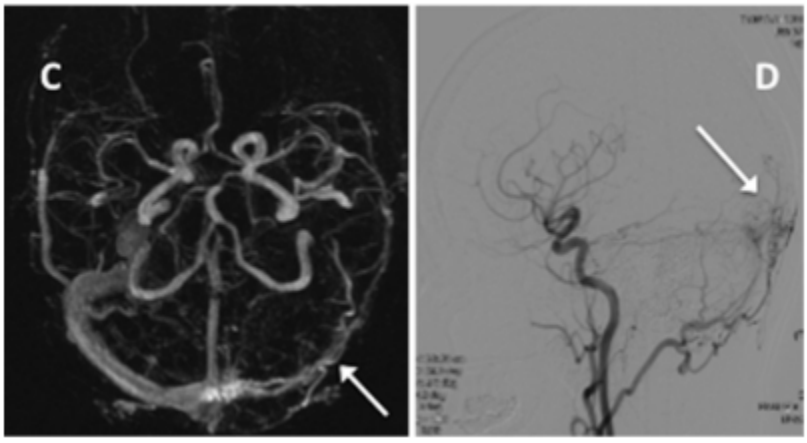
水是血液的主要成分，水中的质子核（H_2O 中的“H”）会产生磁共振成像信号。这些信号默认情况下无法被检测到，必须通过射频脉冲来产生；射频脉冲只会激发身体内特定切片中的信号（就像一片薄薄的面包片）。大多数成像方法会使用两个或更多脉冲，并在时间上间隔开来，以确保整个扫描过程中都有足够的信号。然而，当水中的质子在脉冲之间移出切片时，它们经历的脉冲会比通常更少。根据射频脉冲的数量、时间安排和强度，它们的信号相较于静止的组织会增强或减弱。信号中的这种差异正是我们观察到视觉对比度并追踪血管所需的一切。

3. 解释

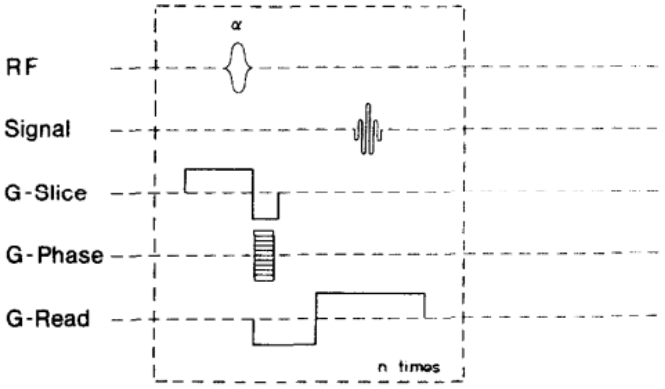
磁共振血管造影是指任何能够生成血管与其他组织之间对比度的磁共振成像方法。可以通过多种方式区分血液与其他材料，从而产生这种对比度。例如：

(1) 利用血液的固有特性（例如 T1弛豫时间），使其与背景形成对比；(2) 利用血液流入或流出成像切片这一事实；(3) 将对比剂注入血液，改变其特性并增强对比度。

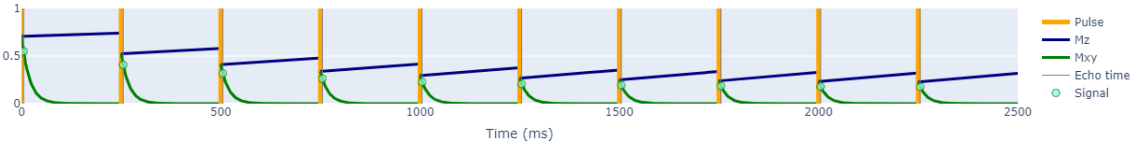
下图展示了磁共振血管成像（MRA）图像的示例 [1]。你可以看到大脑血管蜿蜒曲折的形态。你还可能注意到，与背景相比，它们既可以更亮（“亮血”），也可以更暗（“黑血”）。



扰相梯度回波（SPGR）：这是快速成像序列的一个示例。它使用一串微弱且相同的射频脉冲，脉冲之间的间隔非常短。下图显示了与一个脉冲 [2] 相关的所有磁场波形。虚线内的部分会按固定间隔重复（例如每 10 毫秒一次）



将每个射频脉冲（显示在最上方一行）表示为一条垂直线后，序列看起来如下：



这里，橙色线表示许多脉冲，蓝色线和绿色线则表示磁化的矢量分量随时间的变化。

稳态：在SPGR 中每个射频脉冲之后，信号的 z 分量，即纵向磁化Mz（见 Game 5），都会减少相同的比例。该分量会在直到下一次脉冲的时间间隔内通过 T_1 过程逐渐恢复，但恢复不完全（见Game 6；也见上图中的蓝线）。在下一次脉冲时，初始 M_z 略低，并再次减少相同的比例。重复这一过程几次，你会看到每次脉冲之前的M_z 稳定在一个较低的值。这称为稳态值，最终会与信号强度成正比。

飞行时间（TOF）效应：射频脉冲只会激发身体的有限切片。当质子穿过 该切片时，它们经历的脉冲比静止组织少。血液就是这种情况；当血流足够快、切片足够薄时，血液中的质子接受的脉冲不足以达到稳态，因此会发出前几次迭代时较强的信号（非稳态）。这会使血液在 SPGR 图像上显得更亮！

下面预览这一过程中发生的情况。水平轴表示沿切片的位置，血液通过中央血管流入和流出切片（橙色部分）。由于 SPGR 通过在每个时间间隔内施加一个射频脉冲，将时间划分为规则的间隔，因此切片也会被划分为若干分段，每个分段经历的射频脉冲数量不同。左侧新流入的“新鲜血液”显得更亮，因为它只经历了

一个脉冲，而在切片中停留时间更长的较旧血液则更暗，因为它经历了 10 个脉冲。每个分段的宽度等于血液在相邻两个射频脉冲之间流过的距离。静态组织不会流动，因此所有信号分段在相同时间内都经历了 10 个脉冲，并且都显得较暗。因此，血流层平均会产生更多信号。



T2/T2*衰减

正如你将在Game6（见实验手册）中进一步探索的那样，T_2 弛豫是指 M_{xy} （磁化矢量在x-y平面内的分量）随时间的减小，这是由于自旋在其所经历的局部 B_0 场中的随机变化作用下彼此失相。此过程会导致信号从其最大值向零发生指数衰减。事实上，T_2 弛豫描述的是一种理想情况，即整个样品范围内的宏观场强均匀一致。实际上，除了微观随机变化之外，还存在随空间变化但不随时间变化的场。这意味着最终信号衰减得甚至比T2弛豫时间更快。我们将这个更短的衰减时间称为 T_2*。T_2 和 T_2*之间的关系为：

$$\frac{1}{T_2*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}$$

所有这些意味着，使自旋失相的磁场变化包含两个组成部分：一种是随时间和空间随机变化且未知的磁场差异（T2弛豫时间），另一种是空间上的磁场差异，但在时间上保持恒定（T2弛豫时间′）。我们可以假设这两个组成部分彼此独立。

自旋回波序列会产生黑血对比。这是因为每个自旋回波必须通过先后施加两个射频脉冲来形成。过程如下：

1. 在时间 t = 0施加一个 90度脉冲（见 Game 5）
2. 等待 Δt 的时间 3. 施加一个 180 度脉冲 4. 再等待 Δt，并在时间 2Δt 采集信号

180度脉冲非常有用，因为它会逆转速度不同的自旋的进动过程，如上文 T_2/T_2^* 的定义所述：现在最后一个位置最靠前，最前一个位置最靠后。让它们再旋转 Δt 后，所有矢量就会再次对齐！由于矢量加法的原理，它们会共同产生一个较强的信号，时间为 $t = 2\Delta t$。这称为回波，而我们称 180度脉冲为重聚焦脉冲，因为它通过消除自旋之间的差异产生回波。维基百科页面上的动画展示了这一效果

(https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_回波#/media/File:HahnEcho_G白质.gif)

一个关键事实是，信号损失中的 T_2'部分（时间上相同、空间上变化）可以恢复，但 T_2 部分无法恢复，因为自旋回波要求 B_0在第一个时间间隔和第二个时间间隔内保持不变，这样每个位置的自旋才能准确地"追赶"回来。T_2 部分无法重新聚焦，因为 B_0 在整个序列中随机波动。

黑血效应

现在，我们可以认为，同时经历两个脉冲的自旋产生的信号最强。只经历了 90 度脉冲的自旋产生的信号较弱——它们仍会有一些微弱信号，因为 T_2^*效应会降低信号，但并不总会将其完全抵消。最后，只经历了 180 度脉冲的自旋完全不会产生信号，因为 180 度脉冲只是将平衡矢量 (0,0,M0) 指向相反方向，且没有 xy分量——也就是指向 (0,0,-M0)。

这意味着，对于血流而言，在给定的切片中，至少有一部分血液只会经历两个脉冲中的一个。只有一部分（也就是说，少于 100%）会经历两个脉冲并产生自旋回波。相比之下，静态组织中的所有自旋都可以产生回波。根据我们对信号强度的等级划分（两个脉冲 > 90 仅 > 180 仅），我们可以说，流入/流出成像切片的血液信号会减弱。这会让图像呈现出"黑血"效果。

最大/最小强度投影

生成血液与背景对比后，可以通过不同的处理步骤更好地显示血管。例如，可以使用最大强度投影来突出显示信号明亮的血管。为此，你需要从某个角度观察三维图像体积，并针对从眼睛射出的每条平行视线，选取最大信号显示在平面上，也就是你的视野中——如果图像集合处理得当，最终显示的便是来自血管的信号

。同样，对于黑血图像体积，你也可以选取视线上的最低信号。这种方法称为最小强度投影。

实验室操作流程

1. 练 plore fl习并观d t察两种对 trast

比。a. 推动注射器：按下“PUSH”按钮，以恒定速度推动注射器。注射器连接着一根柔性管，该管在成像试管内绕成 U 形。图像采集方向与流动方向垂直。活塞移动时，可以按下“STOP”按钮使其停止。若要更改速度，请修改“流速”字段，按下“STOP”，然后再次按下“PUSH”。- 流动方向与成像平面有什么关系？- 列出两个影响柔性（细）管内流速的因素。b. 亮血对比：将流速设为 = 10 mm/s。活塞静止时，按下右侧的“运行”按钮采集图像（确保“对比类型”设为“亮血”）。然后，开始推动注射器，并在有流动时采集另一张图像。- 两张图像有什么区别？c. 黑血对比：将流速设为 = 10 mm/s，对比类型设为 = 黑血。按下“传输参数”。然后分别采集一张无流动和一张有流动的黑血图像。- 两张图像有什么区别？

2. 探索飞行时间效应

a. 观察飞行时间示意图 按下一次“推送”按钮后，观察注射器下方的图表。在“亮血”选项卡中有两张图：上方的图显示射频脉冲和磁化随时间的变化，下方的图显示流动。底部有一个时间轴滑块，可让您查看序列各阶段的信号强度。更改以下参数，每次更改后按下“停止”，然后按下“推送”，并观察示意图中的变化：

- 层厚

● 重复时间
● 翻转角
● 流速（提示：使用时间轴滑块）

b. 流速的影响

确保位于“亮血”选项卡。将层厚设为 = 5mm，重复时间设为 = 250 ms，回波时间设为 = 5 ms。将流速设为 5毫米/s，然后推送注射器。流动开始后不久，示意图应会更新。

现在，看一下图表底部的滑块。标记为“RF1”的时间点表示第一次射频脉冲后自旋的状态，而标记为“TR1”的时间点表示第一次射频脉冲后经过一个重复时间（即第二次射频脉冲之前）的状态。

● 将滑块拖动到“RF1”。我们看到，初始的“0”状态在射频脉冲之后被“1”状态取代，这意味着整个切片（橙色）经历了一个射频脉冲。

● 将滑块拖到“TR1”。由于时间已经过去，新的流入血液（“新鲜血液”）从左向右流过切片。由于净移动距离为 (5毫米 / s) (250 ms) = 1.25 mm，而层厚为 5毫米，因此这股流入血液占据切片的 1⁄4。这股新流动的血液原本位于切片之外，因此没有经历过任何射频脉冲。

● 将滑块拖到“RF2”。已施加第二个射频脉冲，因此切片的两部分都接受了 +1 个脉冲。

● 将滑块拖到“TR2”，然后拖到“RF3”。此时会发生与“TR1”时相同的效果，同样数量的新自旋进入切片，同时先前的分段持续累积脉冲。

● 最终，这一过程会将切片分成四个分段，分别经历 1、2、3 和 4 个射频脉冲。各分段的亮度对应其信号强度，射频脉冲越少，产生的信号越强（稍后解释）；但 0 个脉冲意味着没有信号。

改变流速，并观察其对图示的影响：留意达到“稳态”（即两种状态重复出现）所需的周期数，以及分段数。

- 流速较快时产生的信号比流速较慢时多还是少？

每次更改左侧的参数后，按下“传输参数”，然后按“运行”以获取图像。您可以将图像显示为“全

范围”（黑色为 = 0% 信号，白色为 = 100% 信号），或“归一化”（黑色为= 最小信号，白色为 = 最大信号）。将鼠标悬停在图像上，即可读取不同区域的实际信号强度：流动区域（两个圆圈）、主圆柱体（大圆圈）和背景（圆圈外）。

c. 层厚的影响

改变层厚，并观察其对示意图和图像的影响。

- 较厚的切片会使流动信号增强还是减弱？注意：最终信号等于切片范围内的平均信号。

d. 重复时间的影响

改变重复时间，并观察其对示意图和图像的影响。

- 重复时间在序列（上方）示意图中代表什么？- 重复时间如何改变切片分段的数量？为什么？- 在射频脉冲数量不同时，重复时间如何改变信号？

e. 翻转角的影响

改变翻转角，观察其对示意图和图像的影响。

- 翻转角如何影响上方的示意图？- 翻转角为 = 90 度时会发生什么？它与翻转角为 = 15 度时有何不同？- 增大翻转角会如何改变图像？

3. 探索自旋回波黑血效应

a.观察自旋回波图示前往“黑血”选项卡并按下“推送”。这里有两幅图：上图显示射频脉冲（在时间 = 0 处的90度脉冲，以及在时间 = 0.5 x 回波时间处的180度脉冲）和磁化；下图显示流动。底部有一个时间轴滑块，可让你查看序列各阶段的信号强度。

更改以下参数，每次更改后先按“停止”，再按“推送”，并观察图示中的变化：

- 层厚
- 回波时间
- 流速（提示：使用时间轴滑块）

b. 流速的影响

请确保位于“黑血”选项卡。将层厚设为 = 5mm，回波时间设为 = 50 ms。将流速设为 20 mm/s，然后推动注射器。流动开始后，图表应很快更新。

● 时间滑块应位于“0-”，底部流动示意图中没有信号。将其拖动到“0+”。切片内的部分（橙色）会亮起，显示哪些自旋在时间 = 0 经历了 90 度脉冲。这对应于脉冲序列示意图中的红色垂直线；如“仅 90 度”和“仅 180 度”曲线在（时间 = 0，信号 = 1）处相交所示，此时信号强度达到最大值。

● 跳转到“(TE/2)-”时刻。此时紧接在 180 度脉冲（橙色垂直线）之前；可以看到信号向右移动，同时由于 T_2* 衰减而减弱。

● 跳转到“(TE/2)+”时刻。此时紧接在 180 度脉冲之后。此时，虽然同一切片已受到激发，但它分为两部分：流入血液仅经历了 180 度脉冲，而先前的部分则已经历两个脉冲。单独的 180 度脉冲不会在新流入的血液中产生信号，也不会改变先前已激发自旋的信号。

● 转到“TE”时间。由于自旋回波效应（定义中有说明），90+180 部分亮起（上方示意图中时间为=TE处最上方的圆圈）。仅90°部分进一步衰减，显示信号较弱（中间的圆圈）；仅180°部分则没有信号（底部的圆圈）。将鼠标悬停在这些圆圈上，即可查看信号强度（显示标签会显示（时间，信号）对）。

尝试调整流速，看看示意图中哪些地方发生了变化，哪些没有变化。

-流速如何影响“仅180°”、“90 + 180”和“仅90°”所占的相对比例？ - 对于每个流速，按下“传输参数”，然后按下“运行”以获取图像（获取图像时请确保活塞正在移动）。您将如何解释流动与背景之间对比度的这种变化？-如果持续提高流速，图像最终会发生什么？为什么？（提示：在高流速下观察底部图示中的所有时间点）

c. 层厚的影响

更改层厚，并观察传输参数后示意图和图像的变化。

- 改变层厚时，对比度会发生什么变化？为什么？提示：最终信号与所有信号之和除以层厚（即平均值）成正比。- 如果持续减小层厚，最终会发生什么？请结合图示解释。

d. 回波时间（TE）的影响

更改回波时间，并观察示意图和图像发生了什么变化。

-流速如何影响“仅180”、“90 + 180”和“仅90”所占的相对比例？提示：流入血液量等于（流速）x（0.5*回波时间）。-增加回波时间时，对比度如何变化？-如果持续增加回波时间，最终会发生什么？请结合示意图对此进行解释。

4.（可选）探索组织特性的影响

a. T_1 对亮血成像的影响选择“亮血”选项卡。将流速设置为5毫米/秒，层厚设置为5毫米，重复时间设置为250毫秒，回波时间设置为5毫秒。推动活塞并循环查看示意图。使用相同参数采集图像。

- 按下“TISSUE PROPERTIES”，并将 T_1 从 2000 ms 改为 500 ms。示意图和图像发生了什么变化？- 流动信号如何取决于 T_1？- 背景信号如何取决于 T_1？提示：尝试将流速设定到能够产生 7 或 8 个以上分段的水平，并观察受到多次射频激发的自旋所产生的信号变化。

b. T_2 对亮血成像的影响 在“亮血”选项卡中，更改 T_2 ，每次都生成新示意图并采集一幅图像。顶部示意图中的灰线表示接收信号的位置，小绿圈表示信号强度。信号强度取决于 M_{xy} 线，因为任何磁化都需要旋转到 xy 平面才能被检测到。

- T_2 如何改变M_{xy} 线？ - T_2 如何影响
图像？

- 更改回波时间，并说明这如何影响亮血成像。

c. T_1 对黑血成像的影响 选择“黑血”选项卡。更改 T_1 ，并观察示意图和图像。你将在 Game 6 中了解更多内容；T_1 决定 M_z在一段没有射频脉冲的时间内恢复的程度。

- T_1 如何影响示意图？为什么？- T_1 如何影响图像？为什么？提示：对于自旋回波黑血序列，TR 设得相当长，因此每一对 90-180 脉冲都在上一对脉冲之后经过很长时间才施加。

d. T_2 对黑血成像的影响 选择“黑血”选项卡。更改 T_2 ，并每次按下“推送”按钮。

- T_2 如何影响上方示意图？正如你将在 Game 6 中了解的那样，T_2决定 M_{xy} 随时间衰减的速度。- T_2 如何影响下方示意图？- T_2 如何影响图像？为什么？

问题

1. 如何利用磁共振成像显示血管？a. 消除背景组织的信号 b. 消除血液的信号 c. 消除血管壁的信号 d. 对任意磁共振图像进行最大强度投影

2. 关于稳态SPGR，以下哪项说法是错误的？a. 稳态信号低于初始信号 b. 质子经历的射频脉冲越少，产生的信号越强 c. 稳态信号取决于翻转角 d. 与静止质子相比，运动质子达到稳态所需的射频脉冲更少

3. 如何描述 SPGR 中的射频脉冲序列？ a. 一列间隔相等、角度为 alpha（alpha < 90）的脉冲 b. 一列间隔相等的 18 0 度脉冲 c. 一个 90 度脉冲，后接一列间隔相等的 180 度脉冲 d. 一个角度为 alpha（alpha < 90）的脉冲，后接一列间隔相等的 90 度脉冲

4. 关于 T2 和 T2*，以下哪项说法正确？ a. 自旋回波会产生 T2* 对比度 b. T2* 总是比 T2 长 c. 对于运动自旋，T2 和 T2* 相同 d. T2*加权信号低于 T2加权信号

5. 如何描述自旋回波中的射频脉冲序列?
a. 90度脉冲，Δt，180度脉冲，Δt，获取信号 b. 180度脉冲，Δt_1, 90度脉冲，Δt_2, 180度脉冲，Δt_2, 获取信号 c. 90度脉冲，2Δt，180度脉冲，获取信号 d. 90度脉冲，Δt，180度脉冲，2Δt，获取信号

6. 关于最大强度投影，以下哪项说法是错误的?
a. 它可从三维体积数据生成二维图像 b. 它会突出显示高信号 c. 应将其用于黑血磁共振血管成像图像 d. 它有助于放射科医师观察血管树的形态

参考文献

1. Grossberg, Jonathan A., Brian M. Howard 和 Amit M. Saindane。“对比增强时间分辨磁共振血 se, Axe nicke 和 K-D. Merboldt。“FLASH成像：使用小翻转角

游戏5：质子动起来

Why?

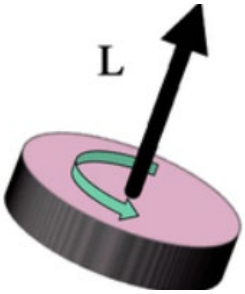
核磁共振是磁共振成像的关键物理现象，也是其基础。我们体内各处的氢原子核始终绕着自身的轴旋转，产生微小的磁矩。要与它们互动，我们必须用它们的磁场语言交流，在适当的频率下施加三种不同类型的磁场，让它们和谐起舞，并发出我们能够接收的信号。如果你了解质子的精彩舞步，就能成为自旋编舞者，让它们揭示你的身体内部情况。

材料

- 陀螺仪 - 铜线圈 - 小
条形磁铁 - 万用表

背景

1. 关键词 a. **自旋**：质子、中子和电子都具有**内禀**角动量，也称为自旋。这些亚原子粒子天生就会绕着各自的中心轴旋转。图中，圆柱体的角动量矢量（L）沿着其旋转方向的右手坐标轴指向。

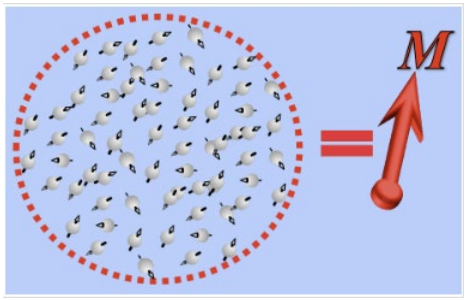


Spin - Questions and Answers in MRI (mriquestions.com)

b. 磁矩是一种矢量，用来衡量物体的磁性强弱及其磁性方向。通有电流的线圈具有磁矩，冰箱磁铁也是如此。质子也是磁体，每个质子都有一个固定的磁矩 μ。

c. **净磁化强度 (M)**：由于质子及其磁矩都很小，与其尝试对每个质子单独建模，不如考虑它们整体行为的总和。净磁化强度 (M) 是空间体积内所有质子磁矩的平均矢量。

没有外部磁场时，自旋都指向随机方向，M 为零。然而，当你开启磁场并保持开启时，净磁化强度会逐渐形成；由于能级效应，磁场强度越高，净磁化强度最终也越大。

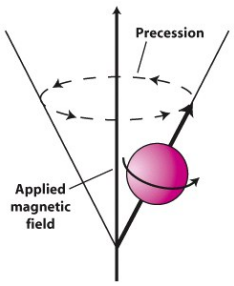


Spin - 磁共振成像问答 (mriquestions.com)

d. **主磁场**是一种强磁场（在临床上约为地球磁场的 30000 至 70000 倍），是磁共振所必需的。它具有高度均匀性，方向沿着 z轴。当你进入磁共振扫描仪时，便会受到它的影响，并在体内形成净磁化矢量。

e. **进动**是质子绕着主磁场轴线旋转，呈圆锥状运动的现象。这种现象部分是因为质子具有角动量，部分是因为主磁场会对质子的磁矩产生牵引作用。

当旋转陀螺偏离轴线，以及悬挂在绳子上的旋转轮倾斜时，你也能观察到类似的效应。使用更强的磁场时，进动会加快。

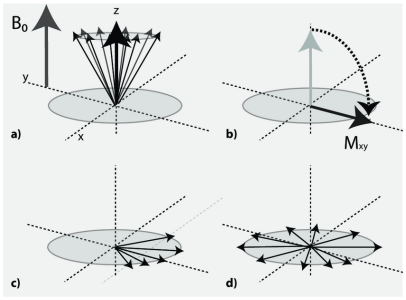


https://sites.duke.edu/apep/module-3-alcohol-cell-suicide-and-the-adolescent-brain/explore-more/mri-the-dance-of-the-whirling-protons/

f.旋转参考系：由于磁矩旋转得非常快，当我们开始施加额外的磁场时，它的运动很快就会变得非常复杂。简化这种运动的方法，是假设我们也以完全相同的速度，围绕进动轴转动，就像疯狂旋转的旋转木马一样。一旦我们登上这趟“顺风车”，自旋的磁矩看起来就会保持静止。这就像两个人分别站在两列并排以相同速度行驶的火车上时，他们彼此看起来是静止的一样。

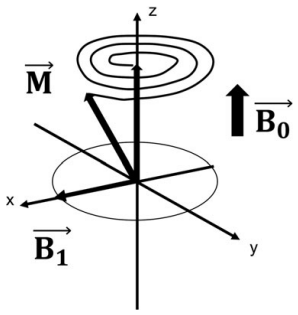
g. **射频（RF）脉冲**是我们通过第二个持续时间更短的磁场与自旋交流的方式。射频场垂直于主磁场，必须以与自旋进动相同的速度旋转，才能跟上自旋。跟上之后，它就像转动扳手一样翻转自旋，使其脱离舒适的 z 轴平衡状态，朝 xy 平面移动。随后，当自旋转过所需角度后，脉冲便会关闭。

旋转轴沿着射频场矢量本身，旋转角度与脉冲的强度和持续时间均成正比。下图显示了 M 如何在 (b) 中旋转 90 度，随后由于现实中各个自旋的频率略有不同而逐渐分散。



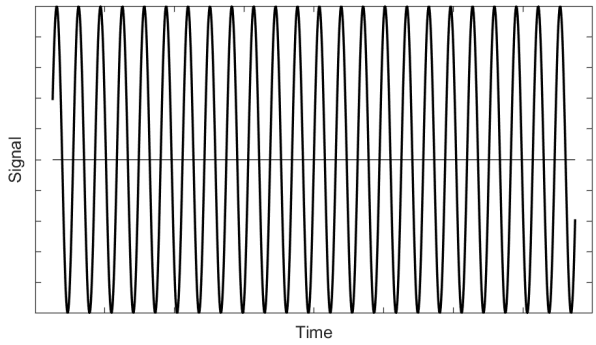
https://www.researchgate.net/figure/e-射频脉冲和T2弛豫时间的应用-在射频脉冲使其翻转后-all_fig5_42788125

h. **章动**：这是净磁化矢量进行射频旋转的另一种说法，用于将其与进动区分开来。

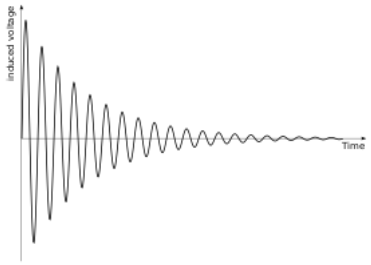


https://www.researchgate.net/figure/Nutation-at-Larmor-frequency-of-the-magnetization-vector-around-the-RF-pulse-B-1-applied_fig2_348670030

i. **电动势**：这是当穿过环形导线（也称为线圈）的磁通量发生变化时产生的电势差，即电压。只有当线圈以正确的方式放置，使净磁化强度 M 产生的磁场穿过线圈时，才会发生这种情况。当 M 进动时，可以测量线圈两端的正弦电压。



j. **自由感应衰减**：这是 90度射频脉冲之后立即出现的、更符合实际情况的电动势信号。由于自旋之间的相互作用会使它们的频率随时间略有差异，信号会以可预测的速率呈指数衰减至零，这些速率由 T2组织参数描述。



https://en.wikipedia.org/wiki/Free_induction_decay

2. 实验室操作流程：

a. “平衡运动”——平衡磁化

i. 点击 开启主磁场。开启后，调整主磁场[illegible]并记下观察结果。

随着主磁场逐渐增强，_____。

b. “循环运动”——进动

i. 在导师的指导下，拿起陀螺仪（或自行车轮、陀螺），并将其倾斜一定角度后松手。然后，先让它绕自身轴线旋转，再重复这一步。作用在陀螺仪上的力有哪些？它在旋转与未旋转时的运动有什么变化？

ii. 确保关闭旋转坐标系。然后将初始磁化设为具有非零的 x 或 y 分量（例如：theta = 45、phi = 45、大小 = 1）。

iii. 点击“运行”按钮。你观察到了什么？磁化矢量的各个分量（横向磁化、My、纵向磁化）如何随时间变化?

- 横向磁化：
- 我的：
- 纵向磁化：

iv. 更改主磁场强度，然后再次点击“运行”。有什么不同?

v.打开旋转坐标系。我们现在实际上正乘坐着一个与自旋频率相匹配的旋转木马。你现在看到了什么?

vi. 想象一下并回答：如果我们的旋转木马比自旋转得更快，我们会看到什么？如果我们转得更慢呢?

c. “倾斜动作” - 射频脉冲

I. 按下“RESET”关闭所有项目。然后打开主磁场，并等待平衡磁化强度 M 完全建立。

ii. 按下“Show RF”按钮，显示射频磁场的方向。

iii. 调整翻转角和脉冲方向

iv. 确保主磁场和旋转坐标系均已开启。然后按下“Tip”。自旋应该会移动。

v.使用五个不同的值重复执行 i-iv，并在下表中记录您的观察结果：

翻转角	脉冲方向	观察结果

Vi. 在“设置初始磁化”面板中，你可以选择让 M0 从任意方向开始。尝试通过以下设置的射频脉冲，使自旋矢量旋转到指定的最终位置，并记录步骤。你最多可以使用 3 个射频脉冲（FA：翻转角；DIR：脉冲方向）。使用的脉冲越少，获得的赞誉就越多！

初始 M（始终使用 |M/M0| = 1)	最终 (横向磁化,My、Mz)	FA 1	DIR 1	FA 2	DIR 2	FA 3	方向 3
θ = 90，ϕ = 90	(0,0,1)						
θ = 90，ϕ = 0	(-1,0,0)						
θ = 90，ϕ = 0	(0,1,0)						
θ = 45，ϕ = 90 (1,0,0)							
θ = 0，ϕ = 0	(0,1/2,-sqrt(3)/2)						

d. “通电动作” - 信号感应

I. 将线圈连接到波谱仪，尝试以不同方式移动条形磁铁：在接收线圈旁旋转、向接收线圈靠近或远离、平行于接收线圈移动，等等。怎样才能产生最强的信号？

ii. 按下“RESET”按钮关闭所有设备。然后开启主磁场，并等待，直到平衡态的 M 完全建立。

iii. 点击靶心图标，开启接收线圈。

iv. 现在有信号吗？为什么？

v. 将磁化设为 x 或 y，然后点击“运行”。现在有信号了吗？为什么？vi. 更改磁场强度，每次更改后都再次点击“运行”。在下方记录你的观察结果：

场强（高斯）	对自旋的影响	对信号图的影响

vi. 将初始磁化设为具有不同的 theta 和/或 phi 值，然后点击“运行”。记录你的观察结果。

θ	Phi	观察结果

确定信号振幅时，哪些因素很重要？哪些因素不重要？

3. 问题 (1) 90度射频脉冲与180度射频脉冲有什么区别？ a. 90度脉冲比180度脉冲短 b. 90度脉冲与自旋磁矩成直角，而180度脉冲与其反平行 c. 90度脉冲旋转的自旋数量是180度脉冲的一半 d. 90度脉冲使平衡态 M 倾斜至 x-y 平面，而180度脉冲不会

(2) 为什么需要施加射频脉冲?
a. 自旋吸收射频能量并将其转化为热量，然后线圈可以检测到热量 b. 射频脉冲使自旋产生磁矩，这是信号生成所必需的 c. 自旋磁矩最初沿 z 轴排列，但只有倾斜到 x-y 平面后才能被检测到 d. 自旋绕着发射的射频场进动，从而在接收线圈中产生电动势

(3) 主磁场增强时，电动势信号会发生什么变化?
a. 信号振荡得更快 b. 信号振荡得更
慢 c. 信号衰减得更快 d. 信号衰减得
更慢

(4) 在主磁场保持恒定的情况下，以下四种选项中，哪一种能使接收信号的电压范围最大？初始磁化处于平衡状态，并沿 z 轴方向。
a. 使用相位为 180 度的 5 度脉冲 b. 使用相位为 45 度
的 85 度脉冲 c. 使用相位为 0 度的 179 度脉冲 d. 使用
相位为 76 度的 225 度脉冲

游戏 6：弛豫站

Why?

正如我们在游戏3中所看到的，重复时间和回波时间等参数会改变图像的对比度，其方式类似于不同的彩色滤波器在数码照片上产生不同的效果。当你改变这些成像参数时，每个像素的信号都会发生平移。然而，这并不能解释为什么单幅图像中的信号在不同组织类型之间会有所不同——为什么在“T1弛豫时间加权”图像上，灰质看起来比白质更暗？“T1弛豫时间加权”究竟是什么意思？在这个游戏中，你将了解T1弛豫时间和T2弛豫时间的含义，以及如何影响信号的演化。这是两个以时间为单位（例如毫秒）的参数，它们在不同组织之间有所差异，并会与序列设置相互作用，从而产生最终信号。T1弛豫时间或T2弛豫时间的变化可能表明某种软组织出现了问题，这就是为什么我们可以通过磁共振成像看到大脑肿瘤。

材料

- 水体模
- 油体模
- 掺杂体模（T1 系列 × 3，T2 系列 × 3）

背景

1. 关键词
    - 纵向弛豫和T1弛豫时间
    - 横向弛豫与T2弛豫时间
    - 曲线拟合
    - 反转恢复自旋回波 (IRSE)
    - T1映射
    - 快速自旋回波（TSE）
    - T2映射
2. 基础知识

在 Game 5 中，我们探讨了净磁化强度 **M** 的四种变化：（1）平衡；（2）进动；（3）章动；以及（4）信号生成。接下来，针对第 2 至第 4 种变化的模拟都基于一组方程（称为布洛赫方程），这些方程描述了 M 如何随时间变化，具体取决于施加了哪些磁场：

$$\frac{dM(t)}{dt} = \gamma M(t) \times B(t)$$

（M(t)、B(t) 是表示磁化和磁场的时间矢量函数；γ 是一个称为旋磁比的常数，单位为[弧度/特斯拉]。）

当 z 方向上存在恒定的 B_0 场时（磁共振成像中正是如此），这个方程会得出两个结论：首先，初始时与 z轴成一定角度的 M 矢量会无限期地绕 z 轴旋转（进动），其大小不会减小；其次，初始时与 z 轴对齐的 M 矢量

正如现实中不存在效率 100% 的机器一样，我们也会遇到 T1和T2弛豫过程造成的信号损失，这些过程包含在“含弛豫的布洛赫方程”中：

$$\frac{dM(t)}{dt} = \gamma M(t) \times B(t) - (\frac{M_x(t)}{T_2}, \frac{M_y(t)}{T_2}, \frac{M_z(t)-M_0}{T_1})^T$$

不用担心这个矢量微分方程的细节；我们很快就会解释它对磁化运动的影响。一般来说，加入这些项会让 M 矢量“回家”——也就是说，射频场关闭后，自旋往往会回到平衡状态：$M_x = 0$、$M_y = 0$ 和 $M_z = M_0$。T1弛豫时间和 T2弛豫时间决定了它“回家”的速度。

3. 解释

纵向弛豫与 T1弛豫时间

纵向弛豫发生时，单个自旋会因局部磁场的波动而随机漂移，并逐渐回到能量最低的状态；当 B_0 沿 +z 方向时，这对应于 $M_z = M_0$。Game 5 的第 1 步中，B_0 开启后初始磁化逐渐形成时，也会发生相同的过程。

从数学上看，布洛赫方程中的 T1 项会对 M_z 的导数贡献一个正项，因为 $M_z <= M_0$ 始终成立。由此，设定 t = 0 时 M_z 的特定值为 $M_z(0)$ 后，会得到以下行为：

$$M_z(t) = M_0 - (M_0 - M_z(0))e^{-t/T_1}$$

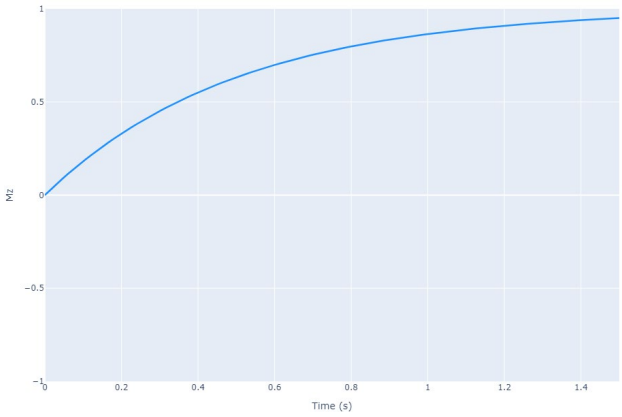
初始 M_z 与 M_0 之差呈指数衰减。

将 t = T1弛豫时间代入，即可理解 T1弛豫时间的含义：指数项变为 1/e =0.37，因此 T1弛豫时间是“与目标的距离”缩小到其完整值的 37% 所需的时间。

施加 90度脉冲后，$M_z(0) = 0$，且 $M_z(t)$ 可简化为：

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

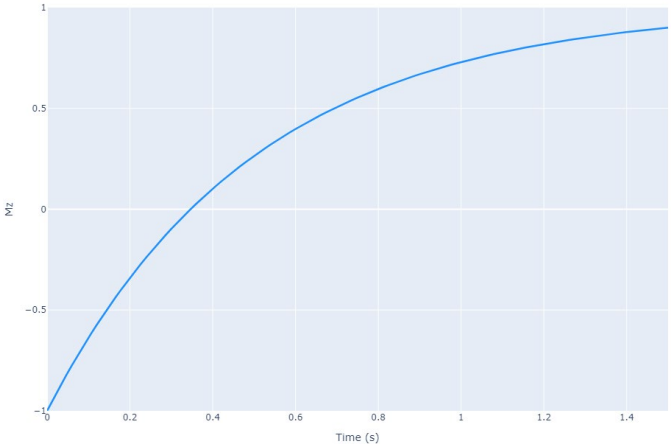
下图显示了其变化过程：



经过一个 180度脉冲后，$M_z(0) = -M_0$，和 $M_z(t)$ 可简化为：

$$M_z(t) = M_0(1 - 2e^{-t/T_1})$$

下图展示了其演变过程：



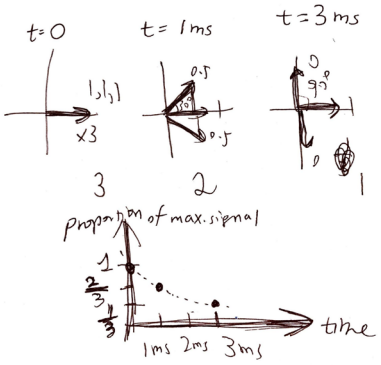
不同组织的 T_1 值不同，并且会随主磁场强度变化。在 B_0=3T 磁场下，大脑中的一些近似值为：

灰质：1600 ms 白质：840 ms 脑脊液：4000 ms

在游戏的模拟部分，你将能够看到不同的 T1 曲线是什么样的。

横向弛豫与 T2弛豫时间

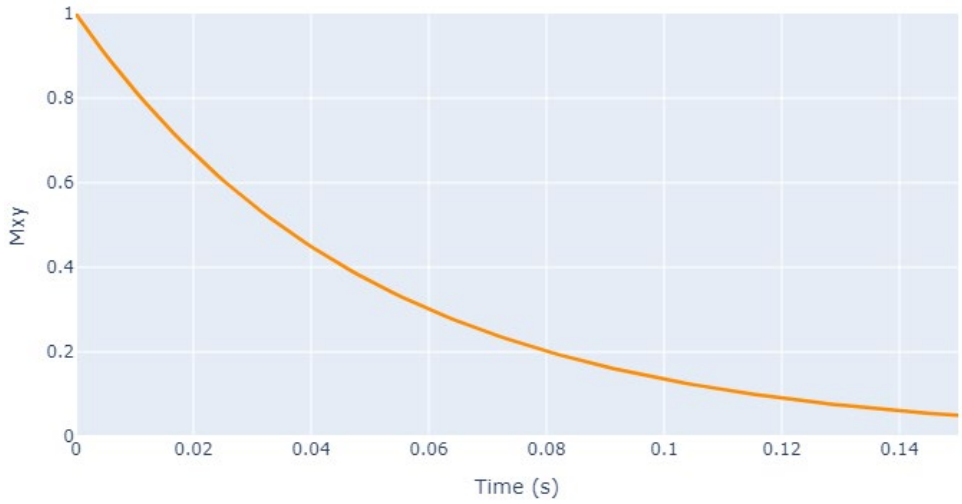
90度脉冲将磁化矢量翻转到 x-y 平面后，这些矢量开始以略有差异的速度绕 z轴旋转。有些自旋转得较快，另一些则较慢。由于信号等于所有这些自旋的矢量加法，因此信号会衰减！这里给出了一个例子。自旋以每毫秒 30 度的速率失相。在 t = 0 时，沿 x 方向的信号为 $3M_0$；在 t = 1 ms 时，较慢和较快的自旋分别向上和向下旋转了 30 度，信号降至 $2M_0$ ——这称为失相，因为自旋之间形成了不同的角度，也称为相位；在 t = 3 ms 时，旋转角度达到 90 度，只有中间的自旋在 x 方向上有分量，因此信号为 M_0。信号比例图显示，信号会发生非线性衰减。现实中，自旋的分布会更广，且概率各不相同，而不只是三个自旋，但失相的效果相同。



更贴近现实的模型可以从“含弛豫的布洛赫方程”推导得出，如下：

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-t/T_2}$$

下方的图中显示了这条曲线。它是从初始值 M_{xy}开始的简单指数衰减，也称为横向磁化（与纵向磁化 M_z相对）。这里将 M_{xy} 定义为二维矢量 (M_x, M_y) 的长度（“绝对值”）。



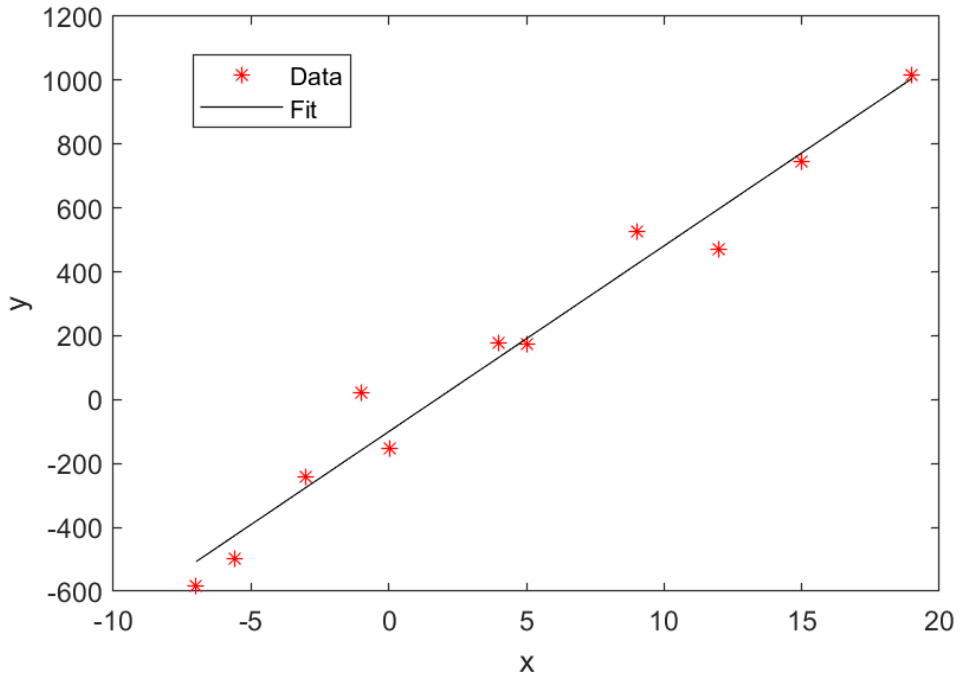
在 t = T2 时，M_{xy} 已降至初始值的 37%。在 B_0 = 3T 下，大脑中的一些近似 T2值为：

灰质：90 ms 白质： 70 ms 脑脊液：2000 ms

在游戏的模拟部分，你将能看到不同的 T2弛豫时间曲线是什么样子。

曲线拟合

曲线拟合是一种使用预定义模型拟合成对数据 {(X_i, Y_i)} 的方法。例如，我们可以使用 $y = ax + b$ 的线性模型（黑色）拟合下面近似呈线性的数据（红色）：



选择拟合方式，使数据（y）与回归线之间垂直距离的平方和最小；拟合结果估计了 x 与 y 之间的关系。例如，估计出的斜率表示 x 每变化一个单位时 y 的变化量。非线性模型也可以采用类似的步骤。

反转恢复自旋回波（IRSE）

IRSE 是一种磁共振成像序列，包含以下步骤：

1. 施加一个 180度脉冲，使 M 指向 -z；2. 等待一段反转时间（TI）；3. 施加一个 90度脉冲，使此时剩余的 M_z 转换为 M_{xy}4. 在回波时间（TE）采集数据

在反转时间 TI 的等待期间，M_z 朝着 $+M_0$增长。其增长量取决于组织参数 T1 和序列参数 TI。最终信号为：

$$s(TI) = C|1 - 2e^{-TI/T_1}|e^{-TE/T_2}$$

其中 C 为缩放常数。T1映射

现在，我们可以多次应用 IRSE序列，每次使用不同的反转时间。综合不同反转时间的信息，我们就能逐个体素绘制出图像中的 T1 值。具体步骤如下：

1. 在不同的反转时间下采集 IRSE，获得一系列图像；2. 对图像中的每个体素，绘制其信号随反转时间变化的曲线。3. 对每个体素使用 T1 模型进行曲线拟合。拟合参数中会得到一个 T1 值。4. 将 T1 值显示为一张图谱。

这张图谱可作为疾病状态的定量追踪指标。

快速自旋回波（TSE）

TSE 是一种磁共振成像序列，步骤如下：

1. 施加一个 90度脉冲 2. 等待 Δt 的时间 3. 施加一个 180度脉冲 4. 在 t = 2Δt = 回波时间$_1$处采集自旋回波的数据（参见游戏4）5. 多次重复步骤 2–4，以生成更多自旋回波，其回波时间逐渐增大，直到信号消失。

这样便能高效地对 T2衰减曲线上的不同点进行采样：对于 n = 1、2、3、……、N，均采样 {TE_n=2nΔt}，其中 N 是生成的自旋回波总数。信号取决于回波时间，其表达式为：

$$s(TE) = Ce^{-TE/T_2}$$

其中 C 是一个缩放常数。

T2映射

现在，我们可以多次应用 TSE 序列，一次获得多个回波时间。我们采集了足够的空间信息，因此可以针对每个回波时间重建一幅图像。结合不同回波时间的信息，我们便能逐体素绘制图像中的 T2值分布。具体步骤如下：

1. 在多个回波时间下采集 TSE，获取一系列图像；2. 对图像中的每个体素，绘制其信号随回波时间变化的曲线。3. 对每个体素使用 T2 模型进行曲线拟合。拟合参数之一为 T2值。4. 将 T2值显示为一幅图。

此图可作为疾病状态的定量追踪工具。

实验室操作流程

1. 探索 T1模拟

a. 交互式体验 T1自旋动画：在左侧选项卡中选择“T1”，然后按“模拟”。请关注最左侧的图表。按图表中的“播放”，即可观察蓝色 M 矢量随时间的变化。尝试不同的“初始纵向磁化 (% M0)”值，每次都按“模拟”，并描述这些值对自旋动画的影响。b. 检查 T1弛豫曲线：现在查看中间的图表，它显示了 M_z 随时间的变化。将“初始 M_z”依次设为 -1、-0.5、0、0.5 和 1，观察曲线如何变化。这与 (a) 中的发现一致吗？接下来，将“初始 M_z”设为 0，并依次将 T1 改为 100 ms、500 ms、1000 ms 和 4000 ms。将鼠标悬停在曲线上；对于每个数值，t = T1 时的信号强度是多少（你可以更改“持续时间”，以模拟更长或更短的时间段）？ 这说明 T1 作为时间常数意味着什么？c. 绘制 T1映射序列：IRSE。右侧图表显示 IRSE序列。将反转时间依次改为 10 ms、50 ms、150 ms 和 600 ms，观察 M_z、M_x 曲线的变化。第二个脉冲何时发生？它与 M_z 和 M_x 曲线有什么关系？你能选择一个反转时间，使 M_x 信号最小化吗？注意：最终检测到的信号与第二个（90 度）脉冲之后的 M_x 值成正比。

2. Explore T1 mapping

a. 采集 T1图像：在左侧选项卡中选择“T1”，然后按“Mapping”。按“SCAN”以采集“TI array (ms)”字段中列出的每个反转时间对应的图像。左侧图表现在会显示一组对应这些反转时间的图像。四个圆形区域代表 T1值不同的溶液。使用滑块切换图像。随着反转时间增加，每个球体的信号会如何平移？重新采集前，你可以使用“SCAN”上方的字段自定义反转时间。b. 执行感兴趣区域曲线拟合：在“FIT”上方选择球体 1、2、3 或 4。所选球体会以绿色圆圈的形式叠加显示在图像上，该球体内的平均信号（此处即感兴趣区域，或 ROI）会绘制成图。信号是否与左侧看到的内容相符？请注意，图像显示的是信号的绝对值。现在，按“FIT”即可执行曲线拟合。四个球体之间的曲线有何变化？曲线能否完美描述这些信号？c. 生成 T1图！

按“MAP”对所有体素自动执行曲线拟合。这可能需要一些时间。等待期间，不妨选择“T1 体模”，查看模型的真实 T1 值。映射完成后，结果将会显示。该图与真实 T1 值有何差异？是什么导致了这种差异？d.（可选）探索设定的反转时间对图像质量的影响：尝试使用更多、更少、更短或更长的反转时间生成 T1图，并比较图像质量。这种表现会因球体而异吗？

3. 探索 T2 仿真

a. 交互操作 T2 自旋动画 在左侧选项卡中选择“T2”，然后按“模拟”。查看最左侧的三个图表。按“播放”开始自旋动画。橙色线表示磁化矢量的 x 分量。尝试不同的“初始 Mx（% M0）”值，每次都按“模拟”，并描述这对自旋动画有何影响。b. 检查 T2 弛豫曲线 现在查看中间的[illegible]为 0、0.5 [illegible]中的发现一致？接下来，将“初始 M_x”设为 1，然后依次将 T2 更改为 5 ms、50 ms、100 ms 和 500 ms。每次将鼠标悬停在曲线上；对于每个值，在 t = T2 时的信号强度是多少（你可以更改“时长”来模拟更长或更短的时间段）？这说明 T2 作为时间常数意味着什么？ c. 绘制 T2 映射序列：SE TSE 序列能够高效地一次获取多个回波时间，但也可以像游戏4中所述那样，在不同的回波时间下重复常规的自旋回波（SE）序列，以生成映射数据。右侧图表显示了 SE 序列。将回波时间（TE）分别更改为 5 ms、10 ms、50 ms 和 100 ms，并观察 M_z 和 M_x 曲线的变化。回波时间如何影响信号强度？

4. 探索 T2映射

a. 获取T2 图像 在左侧选项卡中选择“ T2”，然后按下“映射”。按下“扫描”以获取“回波时间数组 (ms)”字段中列出的每个回波时间对应的图像。左侧图现在显示了这些回波时间对应的一系列图像。四个圆分别是具有不同T2 值的解。使用滑块循环浏览图像。随着回波时间增加，每个球体的信号如何平移？在重新获取图像之前，你可以使用“扫描”上方的字段自定义回波时间。b.执行感兴趣区域曲线拟合 在“拟合”上方选择球体 1、2、3或 4 中的一个。这些信号是否与你在左侧看到的相对应？请注意，图像显示的是信号的绝对值。现在，你可以按下“拟合”来执行曲线拟合。如何

四个球体之间的曲线变化？这条曲线是否完美地描述了信号？

c. 生成 T2 图！按下“MAP”，对所有体素自动进行曲线拟合。这可能需要一些时间。选择“T2 体模”，查看模型的真实 T2 值。图中的数值与真实 T2 值有何不同？这是什么原因造成的？

d. （可选）探索预设回波时间对图像质量的影响。尝试使用更多、更少、更短或更长的回波时间生成 T2 图，并比较其质量。不同球体之间的表现会有变化吗？

问题

1. 关于 T1，以下哪项说法正确？
   a. T1 指横向弛豫 b. T1 弛豫会使 M_z 趋近于零 c. T1 弛豫会使 M_z 趋近平衡值 d. 改变回波时间可以绘制 T1 图

2. 关于 T2，以下哪项说法错误？
   a. T2衰减是由自旋失相导致的 b. T2衰减发生在 x-y 平面 c. T2指的是 M_{xy} 减少约63%所需的时间 d. T2的单位是[弧度/特斯拉]

3. 以下哪项描述了 IRSE序列？
   a. 90 射频，等待 T，180 射频，等待 2T，采集 b. 180 射频，等待 5T，90 射频，等待 T，采集 c. 90 射频，等待 T，180 射频，等待 T，采集，等待 T，270 射频，等待 T，采集 d. 90 射频，等待 T，90 射频，等待 T，采集

4. 以下哪项描述了 TSE 序列？
   a. 90 射频，等待 T，180 射频，等待 T，采集，等待 T，180 射频，等待 T，采集 b. 180 射频，等待 T，90 射频，等待 T，180 射频，采集 c. 180 射频，等待 T，90 射频，等待 T，采集 d. 90 射频，等待 2T，采集

5. 曲线拟合的作用是什么？
   a. 它将一幅图像转换为参数（T1或T2）图。 b. 它将T1或T2信号模型拟合到在不同时间采集的映射数据。 c. 它为每个体素的T1或T2映射数据绘制一条直线。 d. 它描绘组织边界，根据T1或T2图进行分割

6. 如何获取用于进行T2映射的数据?

a. 应用具有不同回波时间的 IRSE序列 b. 应用具有不同回波时间的 TSE 序列 c. 应用具有不同反转时间的 TSE 序列 d. 应用具有不同重复时间的 IRSE序列

7. 在 t = 0 时对 T1 = 300 ms 的一种组织施加 180度脉冲后，t = 100 ms 时的 M_z 是多少?

a. - 43.3% M_0

b. +27.4% M_0

c. 0 d. +91.0% M_0

Game 7：投影谜题 I

Why?

投影是X射线、CT和磁共振成像等医学成像技术的关键。每个投影都是一个视角，为我们呈现高维物体的“影子”。这些“影子”包含部分信息，将它们结合起来，就能还原物体的完整面貌——例如，你身体内部的结构！

材料

- 3个字母仿体（N、Y、C）
- 9个基本形状仿体（三角形、正方形、星形）
- 3个第1组投影模体（带中央狭缝的半圆）

关键词

1. 三维坐标 2. 二维投影 3. 一维投影 4. 投影成像

背景

1. 三维坐标

三维空间中的任意点都可以用一个三维向量 (x,y,z) 定位，该向量表示它相对于已知原点的位置。三维模型由表面构成，表面由三角形构成，而三角形又由三个顶点定义，每个顶点都有坐标 (xi,yi,zi)。

2. **二维投影** 很容易可视化。想象一个砖块悬浮在房间的空中，房间顶部有一盏发出平行光线的灯：



砖块投射出一个矩形的、均匀的影子。现在，如果我们在砖块上钻孔，光就会透过孔洞，从而改变影子的形状。如果我们开始尝试不同的几何形状，它们投射出的影子都会有不同的形状和大小。



如果我们将砖块改成半透明玻璃块，阴影会更浅，因为有更多光线穿过：



现实世界物体（例如你的大脑）由不同材料构成，而且不同位置的材料也各不相同。因此，光穿过这些物体时，到达另一侧的光量会有所变化，从而形成一片明暗诡异的阴影。在这里，我们说的是能量相当高的光：X射线！普通X射线的工作原理正是如此！



在这种情况下，穿过的材料越少，从另一侧射出的光就越多。光量可以通过感光片测量。随后，可以计算光穿过阴影上每个点时经过的材料总量。较亮的部分表示材料较多，较暗的部分表示材料较少。这就是我们的二维投影！

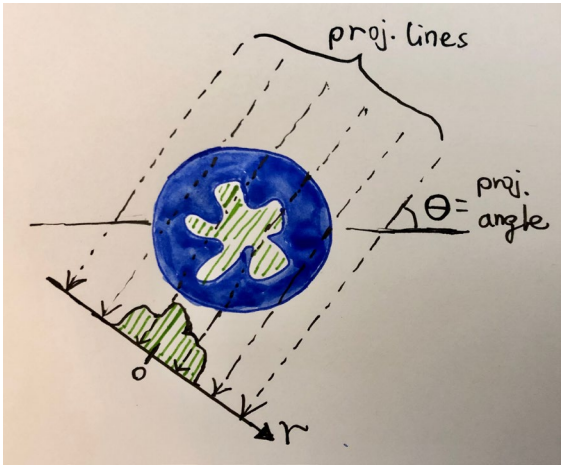
更数学化地说，沿某个轴对三维函数进行二维投影，可以通过将函数 f(x,y,z) 在该轴所有取值上的值相加来计算。例如，沿 z轴的投影可以通过构造函数 g(x,y) 来计算，其中：

g(x0,y0) = （对负无穷到正无穷之间所有 z 的 f(x0,y0,z) 求和）

如果你已经 学过微积分的话，你就知道对于连续函数，可以用积分来完成这一计算 .

在游戏中，你可以沿 x、y 和 z 轴进行二维投影。

3. **一维投影** 将二维图像转换为一维曲线，就像二维投影将三维体积数据转换为二维图像一样。我们可以选择从 0 度到 180 度之间的任意角度进行投影。



4. **投影成像**通过对同一对象进行投影并将这些投影组合起来，生成显示其内部结构的图像。示例包括：

● 普通射线摄影或 X 射线：使用 X 射线在感光胶片或数字屏幕上获取单张二维投影，并直接将其作为图像观察。在胸部 X 射线图像中，没有前后方向的信息，物体会相互重叠。

● 计算机断层扫描（CT）：使用旋转的薄层 X 射线束，围绕身体的某个切片（例如腰部或脚部）获取许多二维至一维投影。这些投影经过组合或重建，形成单张切片图像，清晰显示内部结构且没有重叠。 ————————

● 磁共振成像中的投影重建：某些类型的磁共振成像数据可以使用类似 CT 的方法进行重建。其原因涉及空间变化的磁场、人体内的氢原子对这些磁场的响应，以及投影与空间频率之间的数学关系。

实验室操作流程

1. 探索三维模型

● 在左侧面板中选择一个三维模型，然后点击“加载三维模型”。
● 旋转模型，并使用“透明”按钮观察其内部结构。

● 对其他模型重复此操作，并从不同角度查看它们。

如果你只从一个角度观察模型，能确定它的三维形状吗？

2. 探索三维到二维投影

● 选择“z”作为投影轴，然后点击“显示/隐藏线条”，以显示三维到二维投影的方向；

● 点击“二维投影”以显示投影图像。你看到了什么？
●将三维模型设置为透明。旋转三维模型，使投影线指向屏幕外。将此视图与二维投影进行比较。
● 对几个模型重复执行 1-3 步，分别针对“x”和“y”。

用你自己的话来说，什么是二维投影？如果你能拍摄一张自身的二维投影，你会怎么做？图像会告诉你哪些信息？这正是X射线机的工作原理！

3. 探索二维到一维投影
● 沿“z”方向生成三维模型“N”的二维投影
● 使用圆形控制器选择 90 度的投影角度
● 按下“一维投影”以生成一维图。你应该会看到两个凸起，分别对应字母“N”的两条腿。

● 使用 0 度的投影角度重复操作。你应该会看到一条更平坦的曲线。由于我们是从侧面观察“N”，因此无法再分辨出它的两条腿。
● 探索不同体模在各种角度下的投影。

如果我们以各种角度进行足够多的一维投影，就能推断出图像的样子！计算机断层扫描，即 CAT扫描，就是以这种方式工作的。每个新的角度都会为二维切片提供更多信息。某些类型的磁共振成像也会以这种方式生成图像。

4. 拼图时间！

现在该由你来找出一些投影了！按下“生成随机模型”以显示一些特殊的圆柱体，并选择你最喜欢的一个。在完成表格之前，不要生成二维和一维投影！

为该模型绘制这些投影的草图：

模型名称：_____			
三维到二维	轴：x	轴：y	轴：z

二维到一维	角度：90度	角度：90度	角度：90度
	角度：0度	角度：0度	角度：0度

Now 你可以按下投影按钮来检查答案。结果合理吗?

问题

1. 在三维空间中定位一个点需要几个数字?
   A. 9
   B. 3
   C. 42
   D. 2
2. 对一个完美的三维球体进行二维投影时，以下哪项说法正确?
   A. 图像中的投影灰度值处处相同 B. 投影线会弯曲以贴合圆形 C. 从任何角度投影结果都相同 D. 只有当它沿着x轴、y轴或z轴指向时，投影结果才相同。

3. 对矩形执行一维投影时会发生什么?

   A. 左、右、上、下视图都将相同 B. 左视图和右视图相同，上视图和下视图相同 C. 投影始终会有直角 D. 投影取决于矩形在 x-y 平面中的朝向

对投影感到困惑 II

Why?

在 Game 7 中，我们探讨了投影如何呈现物体的单侧视图，并根据模型和角度预测投影。现在，我们要反其道而行：通过选择所需的投影，弄清物体内部是什么！事实上，面对原始磁共振成像或 CT 数据时，我们基本上就需要这样做。在这个游戏中，你将通过数量有限的二维／一维投影，探索一个神秘的三维物体或二维图像。

材料

- 校准管
- 神秘管道

背景

1. 关键词
    - 正向和逆向过程
    - 编码
    - 重建

2. 基础知识

    这款游戏将让你通过执行并查看少量投影，推断出三维模型的内部结构。你准备好迎接挑战了吗?

3. 解释

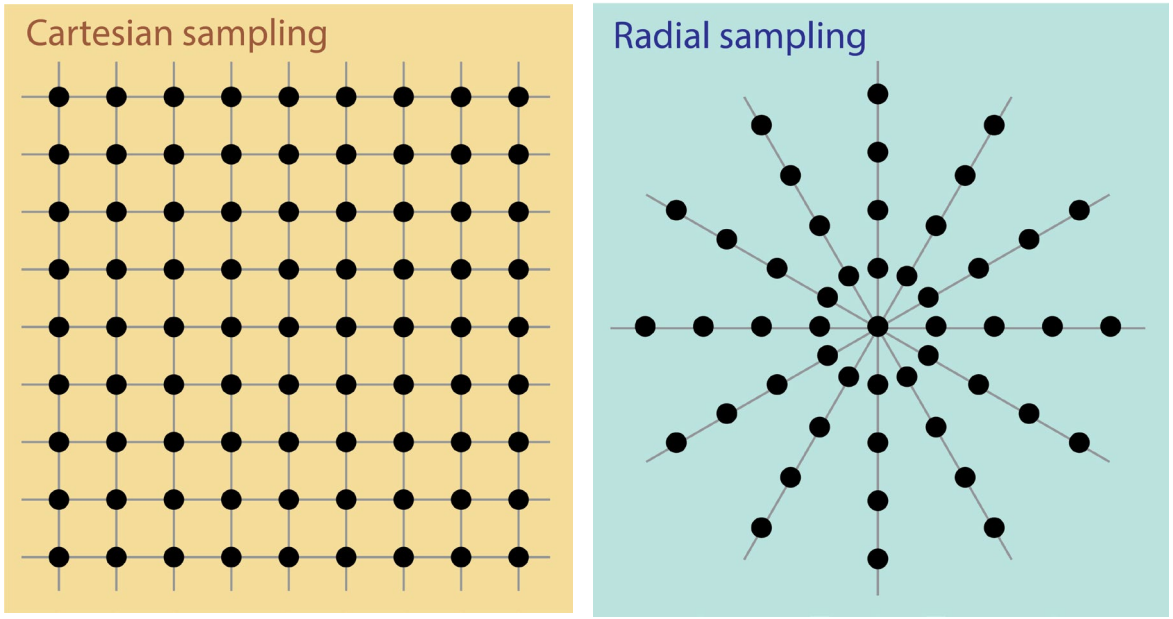
    正向和逆向过程

    在日常生活中，我们有时会遇到成对的正向和逆向过程。例如，可以把一张图片剪成许多块，制成拼图，这就是一个正向过程。将这些碎片重新拼起来，则是逆向过程。有些过程很难逆转：例如，单条一维投影曲线（在 Game 7 中探讨）无法用于确定原始的二维图像究竟是什么。不过，如果我们结合来自多个角度的一维投影（就像一块块拼图！），或许就能重建图像。在磁共振成像中，这一逆向过程称为重建，而最初的正向过程称为编码。磁共振成像涉及许多需要逆转的正向过程，这样我们才能看到完整图像。我们或许无法完美地完成逆转，但目标是尽可能准确地估计原始图像。

    编码

    我们始终在磁共振成像中对空间信息进行编码。也就是说，我们需要确定信号属于二维或三维空间中的哪个位置，这样就能将信号分配到每个位置，从而生成图像。空间编码有两种方式：笛卡尔编码和非笛卡尔编码。在磁共振成像中，空间编码等同于从k空间进行采样（见游戏 2），其大小与图像相同。笛卡尔编码确保我们可以在网格上对k空间进行采样（想象一本点阵笔记本，或冷却架上金属丝的交叉点，左图）。非笛卡尔-

笛卡尔方式更为通用，涵盖了所有不落在网格上的采样类型（右图）。

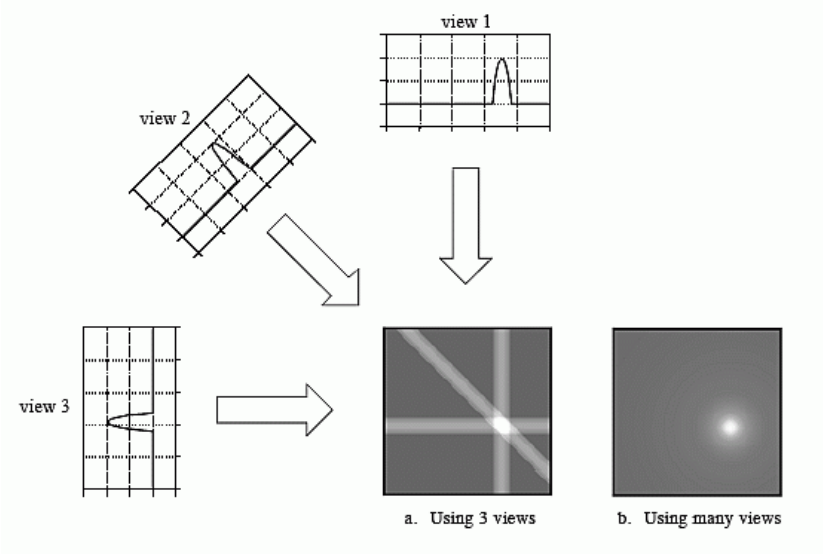


重建

- 笛卡尔数据的重建很简单：进行快速傅里叶逆变换（IFFT，即游戏 2 中的逆向过程），用代码即可轻松完成。

- 非笛卡尔数据的重建则比较棘手。有许多种方法，其中两种是：

    - 反投影：这种方法仅适用于径向采样数据，分两步进行：(1) 对每条径向线进行一维傅里叶变换，得到相应方向上的一维投影（这得益于一个称为投影切片定理的数学原理）；(2) 使用这一组一维空间投影执行称为反投影的处理，从而重建图像。下图展示了反投影的工作原理：



(https://www.dspguide.com/ch25/5.htm)
具体做法是，将每个投影以正确的角度铺展到整个图像上。投影的交汇处会突出显示物体的位置；纳入的投影越多，定位就越准确。反投影也是重建 CT（CAT扫描）图像的基础！

○ 网格化：首先，我们使用非笛卡尔数据来估计笛卡尔数据。然后，对估计得到的笛卡尔数据使用常规快速傅里叶逆变换（IFFT）来重建图像。

实验室操作流程

在这个游戏中，我们不打算详细讲解这些方法背后的数学，而是希望通过让你仅凭**大脑**来"重建"这些图像/体积，锻炼你的直觉。这样，你就能体会到，生成图像或区分不同图像所需的全部信息，可能包含在一个或多个投影中。

1. 二维拼图

a. 在左侧面板中选择"二维"，进入二维拼图模式。一幅神秘图像会出现！右侧的"选项"面板会显示多个可供选择的图像。 b. 你的任务是选择查看该图像所用的投影角度。在"1D 投影角度"空间中输入角度，然后按下"二维图像"以获取第一个投影。 c. 现在，第一个投影会显示在中间面板的第一个选项卡中。继续更改角度并按下"二维图像"，最多可获取五个投影。 d. 利用所有这些投影，判断哪个选项是正确的图像（哪一幅图像与获得的所有投影一致？）。然后在"答案"下选择一个选项，并按下"提交"来检查答案。 e. 无论答案正确与否，你都可以按下"新模型"继续查看下一幅神秘图像！

2. 三维拼图

a. 在左侧面板中选择“3D”以进入三维拼图模式。谜题物体出现了！右侧的“options”（选项）面板会显示多个可供选择的物体。b. 你的任务是选择投影角度来查看图像。在“2D proj. axis”（二维投影轴）字段中选择“x”、“y”或“z”，然后按“IMAGE 2D”获取第一个投影。c. 第一个投影现在显示在中间面板的第一个标签页中。你现在可以再选择一个不同的轴，最多获取两个投影。d. 根据这 1–2 个投影，判断哪个选项才是正确的物体（哪个物体与所有已获得的投影一致？）。然后在“Answer”（答案）下选择一个选项，并按“SUBMIT”检查答案。

h

无论答对还是答错，你都可以按“NEW MODEL”继续查看下一个谜题物体！

3. 提示 a.角度和轴的方向与Game 7中的相对应。 b. 在决定哪些角度/轴最能将它们区分开来之前，先仔细查看你的选择。 c. 使用“RESET”来保留相同的图像/对象，但获得另一次回答机会，这样你就能找出正确答案。如果遇到困难，可以用这种方式完成几个问题，先了解投影为何呈现出这样的样子，然后再不借助“RESET”继续进行。

问题

1. 以下哪一项是正向和逆向过程的一对?

a.烤蛋糕并把它吃掉b. 从一颗种子种出一棵树，并从那棵树上收获一颗种子c.创作一件艺术作品并将其出售，以购买更多颜料 d. 组装一座乐高房子并将其拆开

2. 以下哪一种不是以非笛卡尔方式对 k空间 进行样品的方法?

a. 沿 x 和 y 方向以相同间距采集样品点 b. 沿穿过 k空间中心的直线定期采集样品点，旋转该直线，然后再次采集 c. 随机采集样品点，使 k空间中心采集到更多点 d. 沿螺旋线采集样品点

3. 以下哪项不是处理和重建原始磁共振成像数据的方法 a?

a. 对其进行快速傅里叶逆变换 b. 将一维径向数据线转换到空间域，然后进行反投影 c. 使用网格化，然后进行快速傅里叶逆变换 d. 在 450°F 下烘烤 40 分钟