

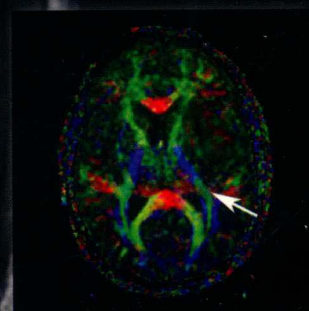
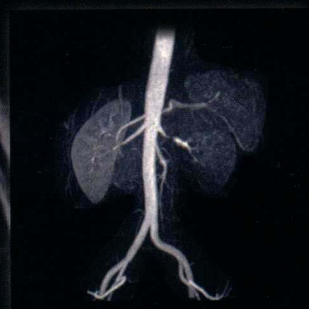
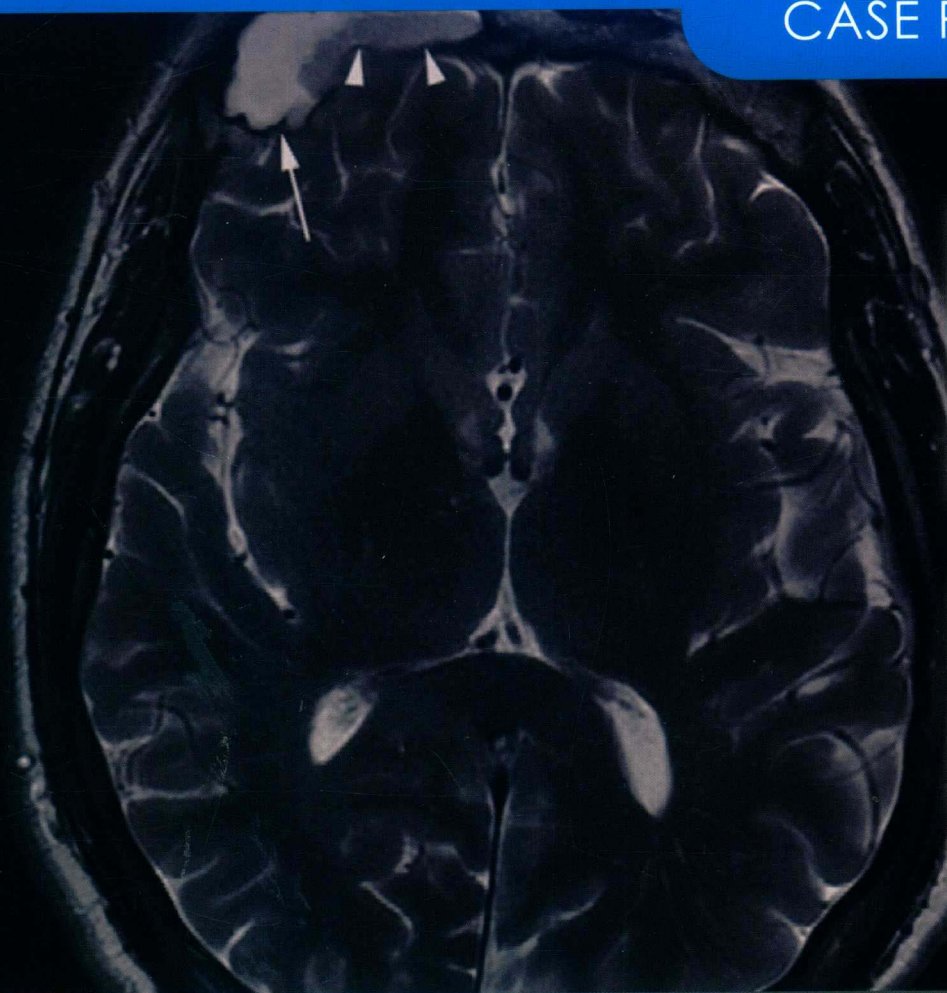
Wells I. Mangrum
Kimball L. Christianson

Scott M. Duncan
Phil B. Hoang

Allen W. Song
Elmar M. Merkle

杜克磁共振成像原理 病例解析

DUKE REVIEW OF MRI PRINCIPLES
CASE REVIEW SERIES



主 编 [美] 威尔士·I. 曼格鲁姆 等

主 译 郁万江

副主译 王东东 葛文静

ELSEVIER

天津出版传媒集团
◆ 天津科技翻译出版有限公司

Wells I. Mangrum

Scott M. Duncan

Allen W. Song

Kimball L. Christianson

Phil B. Hoang

Elmar M. Merkle

Duke Review of MRI Principles: Case Review Series

杜克磁共振成像原理 病例解析

主 编 [美] 威尔士·I. 曼格鲁姆 等

主 译 郁万江

副主译 王东东 葛文静

天津出版传媒集团



天津科技翻译出版有限公司

著作权合同登记号:图字:02-2015-230

图书在版编目(CIP)数据

杜克磁共振成像原理:病例解析/(美)威尔士·

I. 曼格鲁姆(Wells I. Mangrum)等主编;郁万江主译.

—天津:天津科技翻译出版有限公司,2018.11

书名原文: Duke Review of MRI Principles: Case

Review Series

ISBN 978-7-5433-3866-1

I. ①杜… II. ①威… ②郁… III. ①核磁共振成像

—诊断—病案—分析 IV. ①R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 189507 号

ELSEVIER

Elsevier(Singapore)Pte Ltd.

3 Killiney Road, #08-01 Winsland House I, Singapore 239519

Tel: (65) 6349-0200; Fax: (65) 6733-1817

Duke Review of MRI Principles: Case Review Series

Wells I. Mangrum, Kimball L. Christianson, Scott M. Duncan, Phil B. Hoang, Allen W. Song, Elmar M. Merkle

Copyright © 2012 by Mosby, an imprint of Elsevier Inc. All rights reserved.

ISBN-13: 9781455700844

This translation of Duke Review of MRI Principles: Case Review Series by Wells I. Mangrum, Kimball L. Christianson, Scott M. Duncan, Phil B. Hoang, Allen W. Song and Elmar M. Merkle was undertaken by Tianjin Science & Technology Translation & Publishing Co., Ltd. and is published by arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

Duke Review of MRI Principles: Case Review Series by Wells I. Mangrum, Kimball L. Christianson, Scott M. Duncan, Phil B. Hoang, Allen W. Song and Elmar M. Merkle 由天津科技翻译出版有限公司进行翻译,并根据天津科技翻译出版有限公司与爱思唯尔(新加坡)私人有限公司的协议约定出版。

《杜克磁共振成像原理:病例解析》(郁万江主译)

ISBN:9787543338661

Copyright © 2018 by Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced or transmitted in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying, recording, or any information storage and retrieval system, without permission in writing from Elsevier (Singapore) Pte Ltd. Details on how to seek permission, further information about the Elsevier's permissions policies and arrangements with organizations such as the Copyright Clearance Center and the Copyright Licensing Agency, can be found at our website: www.elsevier.com/permissions.

This book and the individual contributions contained in it are protected under copyright by Elsevier (Singapore) Pte Ltd. and Tianjin Science & Technology Translation & Publishing Co., Ltd. (other than as may be noted herein).

注 意

本译本由 Elsevier (Singapore) Pte Ltd. 和天津科技翻译出版有限公司完成。相关从业及研究人员必须凭借其自身经验和知识对文中描述的信息数据、方法策略、搭配组合、实验操作进行评估和使用。由于医学科学发展迅速,临床诊断和给药剂量尤其需要经过独立验证。在法律允许的最大范围内,爱思唯尔、译文的原文作者、原文编辑及原文内容提供者均不对译文或因产品责任、疏忽或其他操作造成的人身及/或财产伤害及/或损失承担责任,亦不对由于使用文中提到的方法、产品、说明或思想而导致的人身及/或财产伤害及/或损失承担责任。

Printed in China by Tianjin Science & Technology Translation & Publishing Co., Ltd. under special arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd. This edition is authorized for sale in the People's Republic of China only, excluding Hong Kong SAR, Macau SAR and Taiwan. Unauthorized export of this edition is a violation of the contract.

授权单位:Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

出 版:天津科技翻译出版有限公司

出 版 人:刘 庆

地 址:天津市南开区白堤路 244 号

邮政编码:300192

电 话:(022)87894896

传 真:(022)87895650

网 址:www.tsstpc.com

印 刷:山东临沂新华印刷物流集团有限责任公司

发 行:全国新华书店

版本记录:889×1194 16 开本 15.5 印张 400 千字

2018 年 11 月第 1 版 2018 年 11 月第 1 次印刷

定价:98.00 元

(如发现印装问题,可与出版社调换)

译者名单

主 译 郁万江

副主译 王东东 葛文静

译 者 (按照姓氏汉语拼音排序)

葛文静 李春梅 王东东 郁万江 周 炜

编者名单

Timothy J. Amrhein, MD

Division of Neuroradiology, Department of Radiology,
Duke University Medical Center, Durham,
North Carolina

*T2 Contrast; Chemical Shift Type 2 Artifact;
Flow-Related Contrast; Time-of-Flight Imaging;
Phase Contrast*

Mustafa R. Bashir, MD

Assistant Professor, Department of Radiology, Duke
University Medical Center, Durham, North Carolina
Perfusion Magnetic Resonance Imaging

Erica Berg, MD

Women's Imaging Fellow, Duke University Hospital,
Durham, North Carolina
Inversion Recovery

Kimball L. Christianson, MD

Fellow, Division of Abdominal Imaging, Department
of Radiology, Duke University Medical Center,
Durham, North Carolina

*Proton Density; Gadolinium-Based Contrast Agents;
Motion, Pulsation, and Other Artifacts; Time-Resolved
Contrast-Enhanced Magnetic Resonance
Angiography; Diffusion MRI*

Manjiri M. Didolkar, MD, MS

Instructor of Radiology, Harvard Medical School;
Attending in Radiology, Musculoskeletal Radiology,
Beth Israel Deaconess Medical Center,
Boston, Massachusetts
T1 Contrast

Scott M. Duncan, MD

Diagnostic and Interventional Radiologist,
Radiology Associates Inc., Jeffersonville, Indiana
*T2 Contrast; Chemical Shift Type 2 Artifact; Flow-
Related Contrast; Time-of-Flight Imaging; Phase
Contrast*

Quoc Bao "Phil" B. Hoang, MD

Assistant Chief of Radiology, Southeast Louisiana
Veterans HealthCare System, New Orleans, Louisiana
*T1 Contrast; Preparatory Pulses; Inversion Recovery;
Motion, Pulsation, and Other Artifacts*

Steve Huang, MD

Assistant Professor, The University of Texas MD
Anderson Cancer Center, Houston, Texas
Motion, Pulsation, and Other Artifacts

Ramsey K. Kilani, MD

Adjunct Associate in Radiology, Duke University and
Duke University Medical Center, Durham,
North Carolina
Diffusion MRI

Charles Y. Kim, MD

Assistant Professor, Department of Radiology, Duke
University; Attending Physician, Vascular &
Interventional Radiology, Duke University Medical
Center, Durham, North Carolina
*Time-Resolved Contrast-Enhanced Magnetic Resonance
Angiography*

Christopher D. Lascola, MD, PhD

Assistant Professor, Department of Radiology,
Assistant Professor of Neurobiology, and Director,
Molecular Neuroimaging Laboratory, Department of
Radiology, Duke University Medical Center, Durham,
North Carolina
Proton Density

Mark L. Lessne, MD

Assistant Professor, Department of Radiology,
Interventional Radiology Center, The Johns Hopkins
University School of Medicine, Baltimore, Maryland
Motion, Pulsation, and Other Artifacts

Matthew P. Lungren, MD

Resident (PGY 5), Duke University Medical Center,
Durham, North Carolina
Preparatory Pulses

Wells I. Mangrum, MD

Practicing Radiologist, Sacred Heart Hospital,
Eau Claire, Wisconsin
*Susceptibility Artifact; Perfusion Magnetic Resonance
Imaging; Magnetic Resonance Spectroscopy;
Functional Magnetic Resonance Imaging*

Elmar M. Merkle, MD

Chairman, Department of Radiology and Nuclear
Medicine, University Hospitals Basel, Basel,
Switzerland
*T1 Contrast; Gadolinium-Based Contrast Agents;
Preparatory Pulses; Inversion Recovery; Susceptibility
Artifact; Motion, Pulsation, and Other Artifacts;
Time-Resolved Contrast-Enhanced Magnetic
Resonance Angiography; Diffusion MRI; Perfusion
Magnetic Resonance Imaging*

Michael J. Paldino, MD

Instructor in Radiology, Harvard Medical School;
Staff Neuroradiologist, Children's Hospital Boston,
Boston, Massachusetts
Perfusion Magnetic Resonance Imaging

Jeffrey R. Petrella, MD

Associate Professor, Department of Radiology, Duke University School of Medicine; Director, Alzheimer Imaging Research Laboratory, Department of Radiology, Duke University Health System, Durham, North Carolina

Magnetic Resonance Spectroscopy; Functional Magnetic Resonance Imaging

Christopher J. Roth, MD

Assistant Professor, Department of Radiology, Duke University Medical Center, Durham, North Carolina
Functional Magnetic Resonance Imaging

Allen W. Song, PhD

Professor of Radiology, Psychiatry, Neurobiology, and Biomedical Engineering, and Director, Brain Imaging and Analysis Center, Duke University School of Medicine, Durham, North Carolina

T1 Contrast; Proton Density; Gadolinium-Based Contrast Agents; Preparatory Pulses; Inversion Recovery; Susceptibility Artifact; Motion, Pulsation, and Other Artifacts; Time-Resolved Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography; Diffusion MRI; Perfusion Magnetic Resonance Imaging; Magnetic Resonance Spectroscopy; Functional Magnetic Resonance Imaging

James T. Voyvodic, PhD

Associate Professor, Department of Radiology, Duke University Medical Center, Durham, North Carolina
Functional Magnetic Resonance Imaging

Rodney D. Welling, MD

Resident in Radiology, Department of Radiology, Duke University Medical Center, Durham, North Carolina
Proton Density

中文版前言

MRI 至今在临床工作中已经应用 30 多年,是目前影像学检查中最复杂的成像技术,也是最抽象、最难理解的影像学检查技术。近年来,MRI 技术得到迅速发展,硬件和软件不断更新,临床应用领域逐步扩大。但对于初学者,甚至工作多年的临床影像科医师和技师而言,MRI 原理、脉冲序列、成像参数等物理学知识相对薄弱,在一定程度上限制了 MRI 的临床应用和优势的发挥。威尔士·I.曼格鲁姆等是美国杜克大学放射学系住院医师和专科培训医师,他们在培训期间,结合自身的实际情况,从临床应用的角度对 MRI 进行了深入的探索,从基本的 T1、T2 和质子密度等概念入手,结合具体病例阐述了 MRI 的原理、成像序列、功能成像等临床应用基础和临床应用价值,并且对成像过程中的各种伪影做出了较为详细的诠释,对于广大基层单位的影像科医师和技师而言具有重要参考价值。希望本书的中译本能够帮助大家进一步理解 MRI 的原理,提高大家的临床应用水平。

因水平有限,翻译过程中难免有不当之处,恳请各位读者批评指正!

郝万江

青岛市市立医院放射科

2018 年 9 月于青岛

序列前言

《病例解析系列丛书》出版后反响十分热烈,受到读者广泛的欢迎,我为作者们感到高兴。在期刊和一些口碑评论栏目中,该书也受到了一致好评。作者为我们奉献了价格实惠、易读且基于实例的学习工具书,补充了之前《诊断必读》系列的相关内容,为填补相关领域空白做出了杰出的贡献。住院医师、研究员和执业放射科医师都向我反映说,学习《病例解析系列丛书》是他们复习备考专业认证资格考试的理想途径。

人们已经意识到,尽管一些学生利用非交互式的看书学习模式效果很好,但另一部分学生则希望采用问答的形式,甚至越难越好,以使其大脑更加兴奋来提高学习效率。《病例解析系列丛书》的内容设计格式(其中包括首先仅展示足以形成鉴别诊断意见的有限数量的图像,之后再提出几个临床和影像的相关问题)借鉴了医学考试的经验。唯一的区别在于,《病例解析系列丛书》之后会给出正确的答案和相关的解释。读者的知识水平可通过一系列不同难度的病例进行测试。《病例解析系列丛书》的内容还包括作者对病例的点评、对之前《诊断必读》系列知识的回顾,以及提供了最新的参考文献。

《病例解析系列丛书》包括了当前学科领域的所有知识,引入了放射学新模式和新技术,并提供了更多更新的病理图像。为了迎接考试模式从口试到机考的转变,新版《病例解析系列丛书》也做出了相应调整。我们的目标是通过使用互联网打造更具吸引力的学习平台。届时,可以采用多选题的形式,也可以实时链接到在线参考文献和《诊断必读》题库,并且提交的答案正确与否都会有交互反馈。请访问网站 www.casereviewsonline.com,了解《病例解析系列丛书》如何为专业人士解读病例、提供最好的训练。就我个人而言,我对未来充满期待。欢迎加入我们。

大卫·M.尤瑟姆

序 言

2001年,我们决定重新设计住院医师培训计划,结合后续的亚专科培训计划,形成一个住院医师培训和亚专科医师培训相结合的5年计划。我们将住院医师培训时间调整为3年,亚专科医师培训时间调整为2年,这就是所谓的“3+2”模式。在2年的亚专科医师培训时间内,有6个月的“智力开发”时间。我们期望多数培训医师利用这段时间进行经典的研究工作,但同时也允许其他“智力开发”式学员进行创新性研究。最具创新性的研究项目之一就是在这个住院医师小组编写的这本教科书,本书融合了MRI基本原理及其广阔的临床应用内容。我们很高兴看到这一组住院医师的创新性成果,以及他们在此过程中展示出来的奉献精神 and 敬业精神。本书是由住院医师发起,由放射科医师和物理医师协助完成的。我们相信,如果给予培训医师适当的机会、鼓励和支持,他们会在住院医师/专科医师培训“智力开发”阶段做出更大的贡献。“3+2”培训模式可使培训医师在影像诊断方面获得实质性的进步,培训医师、教师 and 患者均可获益。

卡尔·E.瑞文

放射科教授,前任主任

杜克大学医学中心,私人诊所

北卡罗来纳州,达勒姆

前言

我们还记得,当我们打开第一本 MRI 图书,看到长长的 MRI 扫描序列表的时候,我们感到害怕。但是,我们最终还是克服了恐惧,并且开始接触每个 MRI 扫描序列。我们曾提出这样的问题:这个序列的目的是什么?从这个序列中我们可以获得哪些临床信息?这个序列的局限性是什么?

在住院医师培训阶段,我们通过多种途径获得了这些问题的答案。首先,在杜克大学医学中心工作的时候,我们的导师教给了我们临床磁共振应用的精华,我们从中得到了大多数答案。其次,我们还通过阅读科研型医学博士们撰写的 MRI 有关书籍学会了 MRI 的物理学基础。最后,我们通过阅读临床博士们撰写的关于磁共振临床应用方面的书籍获得了部分答案。除此之外,还有一些非常好的著作,但是它们都有一些局限性。首先,临床博士撰写的临床 MRI 类的书籍侧重于某个器官或系统,没有说明同样的磁共振原理如何应用到其他器官或系统(如神经放射学、肌骨放射学、心脏 MRI、体部 MRI 等);其次,临床 MRI 书籍常常按疾病排序,而不是按原理排序的;再次,这些书籍都不是以疾病为基础的。

对我们而言,我们会因为找不到一本以病例回顾为基础 of MRI 原理与临床应用的书而感到吃惊,甚至有时感到沮丧。我们发现,病例回顾形式的著作对于放射学的“教和学”都是非常好的方式。病例回顾系列课程的成功和板书式课程的尴尬揭示出,许多其他专业的住院医师也有同样的感受。

当我们决定尝试着解决这一矛盾,自己编写一部书的时候,我们中的 4 位还是杜克大学放射学系的住院医师。利用杜克大学“3+2”培训计划中的临床研究时间,我们从住院医师的第二年后半年开始编写,到专科培训阶段的早期就完成了。我们聘请了两位主治医师,艾伦·W.宋和艾尔玛·M.默克尔担任本书顾问,负责审阅资料,并核对内容。蒂姆·阿姆希恩目前是杜克大学第四年的放射科住院医师,将来的神经放射学家,后期也加入了本书的编写工作,作为共同作者编写了部分章节,并且提供了实质性的反馈意见。我们希望这本书能够帮助大家克服早期阶段对磁共振成像的惧怕,用出神入化的 MRI 临床应用取代内心的恐惧。

威尔士·I.曼格鲁姆

金泊尔·L.克里斯蒂安森

斯科特·M.邓肯

菲尔·B.黄

艾伦·W.宋

艾尔玛·M.默克尔

致 谢

我们感谢杜克大学医学院放射科的全体员工和住院医师,特别是艾尔玛·M.默克尔和丹尼尔·波尔,他们在本书早期阶段发挥了重要的作用。感谢住院医师培训主任查尔斯·麦克菲尔德和专科医师培训主任杰·贝克、詹姆斯·伊斯特伍德、克莱德·赫尔姆斯、特蕾西·杰斐和保罗·苏克尔等对本书的大力支持。衷心感谢我们的前任主任卡尔·瑞文,他构建了杜克大学医学中心放射学的框架,使得我们能够在住院医师培训和专科培训期间编写这本书。

感谢我挚爱的妻子塔米一直以来对我的信任和支持。能够娶你为妻我感到很幸运,我年少时一定做过好事。也感谢我的父母一路走来对我的忠告:“怀疑使得我们害怕付诸行动,使得我们失去最珍贵的东西。”感谢我的两个儿子,你们带给我无限快乐,我非常爱你们。

——威尔士

感谢奥利维亚、雷夫、马格纳斯和派雅等的关爱和支持。

——金泊尔

首先我要感谢威尔士的坚持和远见卓识,没有他这本书不可能开始,更不可能出版。我也感谢本书的共同作者,共同的奋斗使我们聚在一起,彼此的责任促使我们共同前进。

我要特别感谢蒂姆·阿姆希恩,他是非常关键的人,他在本书编辑和校正过程中的洞察力十分重要。蒂姆,我欠你一个人情。

最后,我要感谢我的妻子克里斯汀以及我的儿子卡特、泰勒和豪斯,感谢你们在本书编写过程中给予我的支持,没有你们我不可能做到。你们是我的全部!

——斯科特

献给我最好的朋友,我的妻子金,感谢你在本书编写过程中给予我的关爱、宽容和理解,感谢上帝让我的生活中有了你。我要感谢我的哥哥(杜克、徒安和可汗)和姐姐(黛安娜、兰·芳、尼基、蒂娜和琳达),感谢你们在生命中给予我的鼓励和支持。我还要感谢我的父母,恩格尔和霍尔,感谢你们为我做出的无数的牺牲,我希望你们能够分享儿子的成功,也希望你们为我感到骄傲。

最后,我要感谢琳达·格瑞和卡尔·瑞文,感谢你们给我一生为杜克医学中心工作的机会,能在这样的超凡团队中工作是我的荣幸!

——菲尔

献给我的家庭,特别是我的妻子简露,感谢她给予我的宽容和支持。

——艾伦

献给我的妻子克里斯汀娜,她是我求学期间的力量源泉,也献给我挚爱的女儿波拉和安娜。

——艾尔玛

目 录

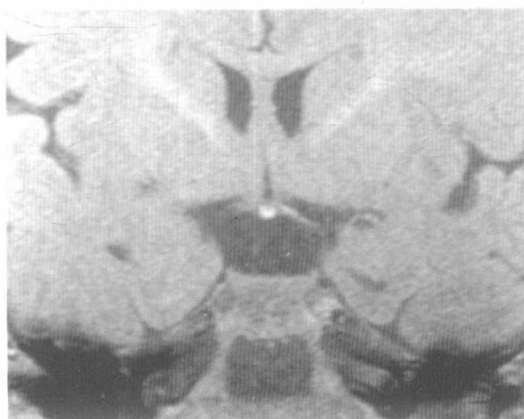
第 1 章	T1 对比	1
第 2 章	T2 对比	17
第 3 章	质子密度加权成像	38
第 4 章	钆对比剂	48
第 5 章	预备脉冲	60
第 6 章	反转恢复	69
第 7 章	2 型化学位移伪影	83
第 8 章	磁敏感伪影	92
第 9 章	运动、搏动和其他形式伪影	106
第 10 章	流动相关性增强	126
第 11 章	时间飞跃法成像	145
第 12 章	时间分辨对比增强 MR 血管造影术	156
第 13 章	相位对比血管成像	168
第 14 章	扩散磁共振成像	178
第 15 章	MR 灌注成像	191
第 16 章	MR 波谱学	208
第 17 章	功能性磁共振成像	222
索引		235

第 1 章

T1 对比

Phil B. Hoang, Manjiri M. Didolkar, Allen W. Song, Elmar M. Merkle

病例 1



1. 这些图像是什么加权图像?
2. 在自旋回波序列中, 哪个参数会产生最大 T1 加权? 长 TR 还是短 TR?
3. T1 加权图像中呈高信号的组织的 T1 是长还是短?
4. 通常在哪会发现神经垂体?
5. 患者身材较小, 诊断什么?

病例 1 答案

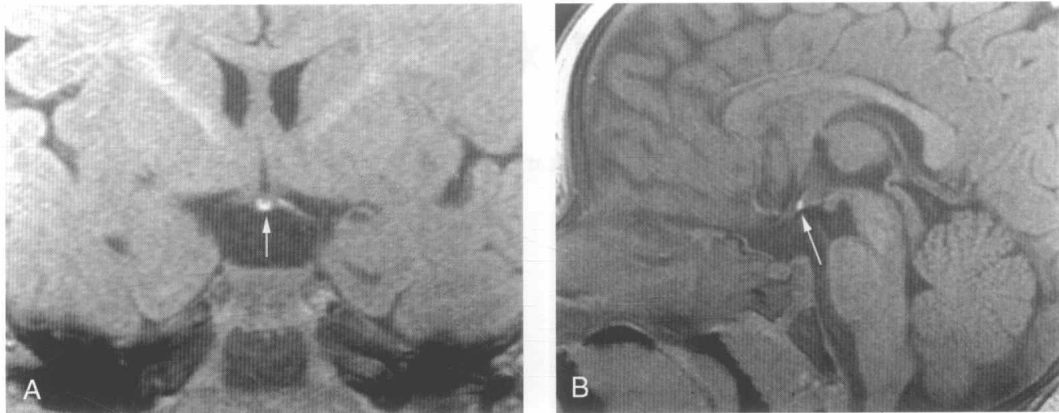


图 1-1 脑部冠状位(A)和矢状位(B)T1W 图像。下丘脑漏斗上部可见稍高 T1 信号(箭)。矢状位图像显示蝶鞍后部神经垂体点状高信号消失(B)。

- 1.这些都是 T1W 图像。
- 2.自旋回波序列中短 TR (400~800ms)产生 T1W 图像。
- 3. T1W 图像中呈高信号的组织(如脂肪)的 T1 较短。
- 4.神经垂体通常出现在蝶鞍后部。
- 5.诊断为异位神经垂体。

讨论

正常神经垂体在 T1W 图像上呈点状高信号是蛋白与抗利尿激素结合的结果。如果在正常的蝶鞍后部未发现点状高信号,往往提示神经垂体异位,临床上可导致儿童身材矮小。在 T1W 图像上识别位置异常的神经垂体可明确诊断。本例神经垂体异位于漏斗上部。

第 1 部分:基本自旋原理和 T1 弛豫

氢核在人体内含量十分丰富,是临床上最常用于磁共振成像的原子核。氢含有相当多的角磁矩,单个带正电荷的氢质子像一个不停旋转的小磁棒。在没有外加磁场的情况下,质子在不同方向上呈随机旋转运动。由于这种随机运动的存在,这些质子总的磁化矢量为 0。

在强大的外加磁场(B_0)中,上述氢质子与 B_0 平行(低能级)或反平行(高能级)排列,更多的质子是平行于 B_0 的方向排列,因为这样耗能较少。由于这些质子同时具有磁矩和角动量,它们围绕着 B_0 轴进动或摆动

而不是原地自旋,在质子的磁矩中,这种进动包含纵向(M_z)和横向成分(M_{xy})。在外加磁场 B_0 的影响下,质子的进动具有一定的频率,这种频率被称为 Larmor 频率。Larmor 频率决定了引发质子共振(或被激励)的射频脉冲的频率。Larmor 频率与主磁场的强度成正比,在 1.5T 磁场中,氢质子的 Larmor 频率为 63.8MHz,而在 3.0T 磁场中,其 Larmor 频率约为 127 MHz。

进动质子磁矩矢量(M_z 和 M_{xy})的总和产生一个平衡态的净磁化矢量(M_0),由于大多数质子平行于 B_0 方向排列,所以 M_0 主要位于纵轴方向(M_z)上。横向成分(M_{xy})对 M_0 不产生大的影响,因为质子间彼此的相位不同,其磁矩相互抵消。若 B_0 能量增加,低能级(平行)和高能级(反平行)质子的状态也会发生变化,低能级(平行)的质子数量会有所增加,净磁化矢量就会增加。然而,检测磁共振信号的接收线圈只对变化的磁化矢量敏感,z 轴方向的初始磁化矢量虽然在进动中,仍不能被检测到。所以,必须使用一些方法使得系统能够产生可被探测到的信号,以便被接收线圈采集,这就需要射频(RF)激励脉冲。

RF 脉冲(短时暴发的电磁能)使质子获得能量,为了实现这种能量的传递,RF 脉冲的频率必须与质子的进动频率相同。这种 RF 脉冲导致众多质子的能量级发生变化,由低能状态(平行)变成高能状态(反平行)。与此同时,质子获得了一致的相位,因为质子延续了其初始相位的同步性。这个过程分别产生了纵向磁化矢量的净减少和横向磁化矢量的净增加。从概念上讲,可

以认为是净磁化矢量从纵向(B_z)向横向(B_{xy})的翻转,这样,质子的进动就可以被发现,信号的变化可以被接收线圈探测到。横向磁化矢量的大小与 RF 脉冲的幅度和持续时间有关。 90° RF 脉冲使质子完全翻转到横向平面。

激励脉冲停止后,共振的质子“放松”,返回到其平衡状态,其返回过程中存在两个机制:横向弛豫(T_2)和纵向弛豫(T_1)。虽然横向和纵向弛豫同时发生,但其弛豫的速度却不同。简单地说,横向弛豫指的是自旋质子间(自旋-自旋)相互作用导致的相位离散,导致横向净磁化矢量减少,又称为 T_2 衰减。这个问题将在第 2 章进一步阐述。

对 T_1 弛豫而言,共振的质子会把能量传递给周围的原子核或称为“晶格”而回到其热平衡的状态。这种机制通常被称为自旋-晶格弛豫,这种弛豫导致纵向净磁化矢量增加。 T_1 弛豫呈指数变化,在 T_1 时间,纵向磁化矢量达到最终状态的 63%,在 3 倍 T_1 时间,纵向磁化矢量达到最终状态的 95%。组织的 T_1 值决定了其 T_1 WI 的对比度,取决于质子向晶格传递能量的效率。 T_1 时间短的组织(脂肪)产生高信号,而 T_1 时间长的组织(水)则产生低信号。

不同的 T_1 弛豫主要是由于某分子特有的自然运动而产生的。简言之,分子的自然运动频率越接近 Larmor 频率,其向晶格传递能量的效率越高,这将导致短 T_1 弛豫。小分子物质,如自由水(脑脊液)运动较快,大分子物质如蛋白质则运动较慢。这两种物质的运动频率差异很大,都表现为长 T_1 弛豫,因为它们的运动频率与 Larmor 频率差异很大。中等大小分子的物质,如脂肪,其运动频率十分接近 Larmor 频率,所以表现为短 T_1 弛豫。

T_1 缩短指的是组织的 T_1 弛豫减小,这造成组织在 T_1 WI 图像上的信号增高。这种变化通常受对比剂的影响,因为对比剂可造成组织周围自由水的 T_1 弛豫缩短。对比剂造成 T_1 弛豫缩短的机制包括顺磁效应(钆、锰、正铁血球蛋白)和水化层(蛋白质、钙离子等)效应。最常用的顺磁性物质是对比增强序列中使用的钆螯合物,这种对比剂及其缩短 T_1 的机制将在第 4 章进一步说明。

第2部分:T1对比和脉冲序列

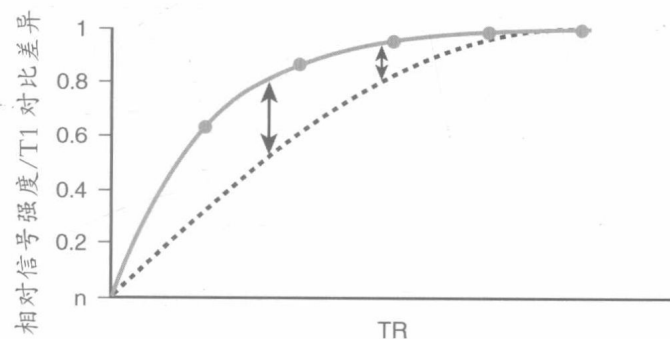
对任何 MR 图像的理解很重要的一点是,图像的对比度不仅仅取决于组织的 T_1 、 T_2 或质子密度等某一个指标的不同,而是这些指标共同作用的结果。然而,

通过控制一定的参数,我们可以突出某种对比,而减少其他对比。所以我们通常使用 T_1 、 T_2 和质子密度加权图像来描述这些图像的对比。

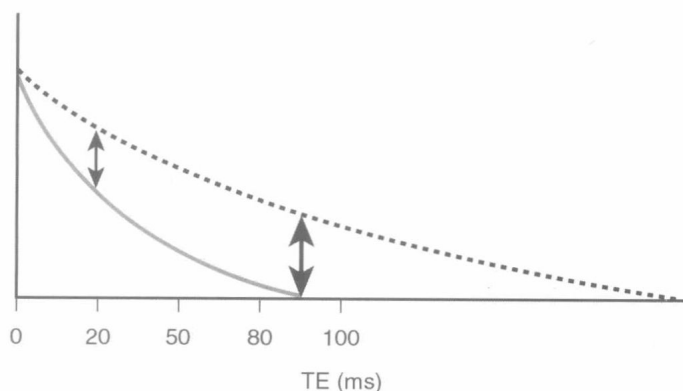
自旋回波

常规自旋回波序列中, 90° 射频脉冲之后紧接着施加一个 180° 重聚焦脉冲。 180° 射频脉冲在回波时间的中点施加,为的是让质子的相位重聚。对 T_1 对比效果影响最大的因素是射频重复时间(TR),即连续激励脉冲间的时间间隔。选择适当的 TR 可以优化组织的 T_1 对比。在 SE T_1 WI 序列中,TR 一般为 400~800ms。若 TR 延长,大多数组织的纵向弛豫会趋于完成而能够产生信号,这可以增加图像的信噪比,但降低了组织的 T_1 对比(线图 1-1)。

调整 TR 可以优化组织的 T_1 对比,而调整回波时间(TE)却可以控制 T_2 对比。TE 指的是激励脉冲发射到信号采集间的时间,这个参数对减少 T_2 对比影响最大(线图 1-2)。为了减少 T_2 对比(使得 T_1 对比效果凸显出来),TE 时间应当尽量缩短(15~25ms)。适当的 TE



线图 1-1 施加激励脉冲后,组织恢复纵向磁化(M_z),恢复速率由组织特有的 T_1 决定。短 TR 使 T_1 对比的差异最大化(长箭)。长 TR 使 T_1 对比最小。



线图 1-2 横向磁化(M_{xy})衰减。短 TE(约 20ms)使 T_2 对比的差异最小化。如使用长 TE(约 100ms),则这些 T_2 对比的差异将更加明显。

时间会产生明显的 T2 对比(线图 1-2)。

梯度回波(GRE)

这个序列所采用是可变翻转角($<90^\circ$)的激励脉冲,而重聚采用的是幅度和持续时间相同而方向相反的射频脉冲,这与常规 SE 序列使用的 180° 重聚焦脉冲不同。在梯度回波采集信号时,翻转角的选择会影响 T1 对比。小翻转角的射频脉冲会使得纵向弛豫更快。因此,梯度回波 T1 对比序列采用的 TR 通常较短($<200\text{ms}$),TE 也较短 $<10\text{ms}$,以使 T2 对比最小化。

GRE 序列可采用大的翻转角($50^\circ\sim80^\circ$),短 TR(约 100ms)和短 TE($<10\text{ms}$)来实现 T1 对比的最大化。翻转角和 TR 对 T1 加权的影响最大,翻转角的影响可参考线图 1-3。应用大翻转角可突出 T1 对比,因为信号的强度依赖于组织特异的 T1。应用小翻转角,不同组织的大部分纵向磁化矢量未发生明显变化(线图 1-3,实线箭),其纵向磁化矢量(决定信号强度)在 T1W 图像上相似,所以降低了 T1 对比(见线图 1-3)。

与常规 SE 序列相比,GRE 序列具有成像速度快

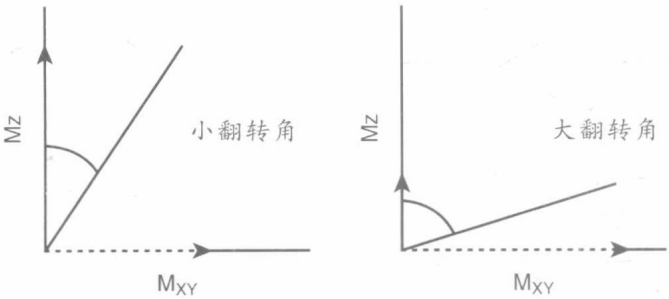
(因为 TR 短),降低 RF 能量沉积(因为没有 180° 重聚脉冲)的特点,但其信号强度减弱。由于磁场不均匀和磁敏感效应($T2^*$),GRE 序列会造成不可挽回的信号损失,因为它未使用相位重聚脉冲。所以,与 SE 序列相比,GRE 序列的信噪比总体较低。

在 GRE 序列中应用短 TR 的一个重要的结果是在施加下一个激励脉冲之前仍存在着横向磁化矢量,这个横向磁化矢量会对其纵向成分产生影响,最终改变图像的对比。为了解决这一问题,可在下一个激励脉冲前使用扰相技术,避免残存横向磁化矢量的堆积形成稳态,从而使得纵向磁化矢量在下一个脉冲激励时主要为 M_z 成分。

如果需要超短的采集时间,可采用超快 GRE 序列。这些序列可在 1 秒内获得图像,采用的是超短的 TR($<3\text{ms}$)和小翻转角。由于这些参数不适宜于增强的 T1WI 序列,因此需要另外一些技术来放大 T1 对比效果。在激励脉冲之前施加一个预备脉冲来翻转纵向磁化矢量,以突出组织间不同的 T1 弛豫。这一部分将在第 6 章进一步阐述。

第 3 部分:临床应用

T1W 序列可提供重要的解剖学信息。在 T1W 图像上,自由水和脂肪信号强度差异大,反映了两种组织的 T1,脂肪的较短(1.5T MR 约 250ms),而水的较长(1.5T MR 约 2500ms)。正常的实质性器官(脑、肌肉、肝脏、脾脏和肾脏等)具有中等的 T1,在 1.5T MR 上从 490ms (肝脏)至 970ms (脑灰质)。这种 T1 对比形成的次要原因是细胞外水和大分子物质的比例。例如,正常胰腺由于其含有高蛋白和细胞内顺磁性物质,在 T1W 图像上属于腹部实质性脏器信号最高的。骨髓则因红骨髓和黄骨髓的比例不同而呈现不同的信号强度。



线图 1-3 大翻转角使大部分质子翻转到横向平面(虚线箭头),仅保留少量纵向磁化。与 SE 序列相似,组织间信号差异也取决于组织特异的 T1。

病例 2 和 3:同类病例

病例 2

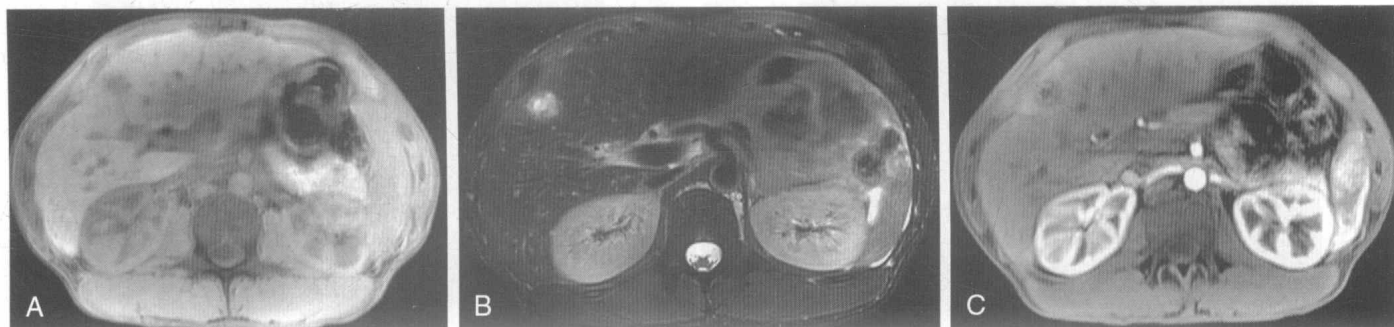


图 1-2 (A)轴位上腹部脂肪抑制 T1W 图像。肝脏右前叶可见一边界不清的低信号灶。(B)轴位脂肪抑制 T2W 图像。病灶在 T2W 图像上以高信号为主,周边可见高信号。(C)轴位 T1W 图像增强扫描。病灶显示边缘性强化,病灶核心的周围肝实质可见强化,提示充血或水肿。

诊断:肝脓肿。

病例 3

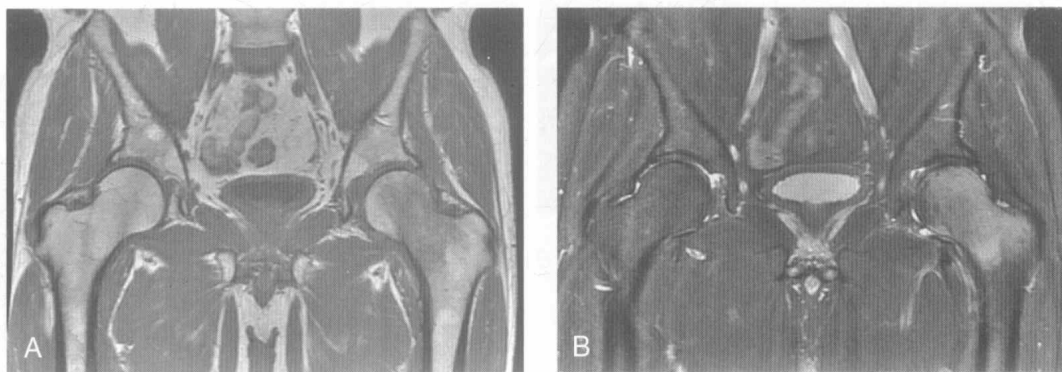


图 1-3 (A)骨盆冠状位 T1W 图像。左侧股骨头和颈部可见均匀的低信号,比肌肉的信号略低。(B)脂肪抑制冠状位 T2W 图像:左侧股骨头和颈部呈现 T2 高信号。

诊断:左侧髋关节特发性短暂性骨质疏松症。

讨论

多数病变在 T1W 图像上呈低信号,主要是因为细胞外水含量增加,导致 T1 延长。认识到 T1W 图像上的这种信号异常,提示我们考虑用对液体敏感的序列进行验证,如 T2W 或 Gd 增强 T1W 序列。这在病例 2 中可见,这个病灶代表了许多病变的典型特征:T1W 图

像上呈低信号,T2W 图像上呈高信号,增强 T1W 图像显示病灶强化。

病例 3 中,左侧股骨头和股骨颈的低信号是由于骨髓水肿所致,水肿导致骨髓的 T1 延长,而在 T1W 图像上呈低信号。不出所料,骨髓内细胞外自由水含量的增加,导致病变在脂肪抑制 T2W 图像上呈高信号(见图 1-3B)。