

YIXUE TUXIANG YASUO SUANFA YU
YINGYONG YANJIU

医学图像压缩算法 与应用研究

闵秋莎 王志锋 著

医学图像压缩算法与应用研究

闵秋莎 王志锋 著

华中师范大学出版社

新出图证(鄂)字 10 号

图书在版编目(CIP)数据

医学图像压缩算法与应用研究/闵秋莎, 王志锋著. —武汉: 华中师范大学出版社, 2018. 5

ISBN978-7-5622-8235-8

I. ①医… II. ①闵…②王… III. ①医学摄影—图象处理—数据压缩—研究 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 108690 号

医学图像压缩算法与应用研究

© 闵秋莎 王志锋 著

编辑室: 第二编辑室

责任编辑: 李晓婷 袁正科

出版发行: 华中师范大学出版社

邮 编: 430079

邮购电话: 027-67861321

网 址: <http://press.ccnu.edu.cn>

督 印: 王兴平

开 本: 710 mm×1000 mm 1/16

版 次: 2018 年 5 月第 1 版

定 价: 39.00 元

电 话: 027-67867362

责任校对: 缪 玲 封面设计: 胡 灿

社 址: 湖北省武汉市珞喻路 152 号

销售电话: 027-67863426/67861549

传 真: 027-67863291

电子信箱: press@mail.ccnu.edu.cn

印 刷: 北京虎彩文化传播有限公司

印 张: 8 字 数: 150 千字

印 次: 2018 年 5 月第 1 次印刷

敬告读者: 欢迎举报盗版, 请打举报电话 027-67861321

前 言

随着医学影像设备(如医用 X 光机、数字图像设备、X 射线计算机化断层摄影扫描仪、磁共振成像等设备)的广泛应用,医学中产生了越来越多的数字图像数据。由于医学数字图像高质量、高分辨率、多量化级的要求,医学图像数据量一般都比较 大,从而给图像的存储和传输带来了巨大挑战。与一般的压缩图像不同,医学图像包含了大量的诊断信息,在对医学图像进行压缩时,既要保证图像质量,又要保证图像无信息丢失,否则容易造成误诊。因此,医学图像的高质量压缩就成了一个重要的研究课题。

本书是作者根据课题组近几年来在医学数字图像方面的科研工作,并参考了国内外最新的研究成果撰写而成。本书图文并茂,深入浅出,通俗易懂,主要包括各种类型医学图像的成像过程简述;介绍了基本的医学图像处理技术如医学图像压缩、图像分割、图像配准、图像增强、医学图像三维可视化等,其中对医学图像压缩方法进行了深入研究;提出了基于区域分割的医学图像压缩算法,并通过对该算法进行优化,进而提出基于人体解剖模型的医学图像压缩算法以及基于压缩感知的医学图像压缩算法。本书所提的压缩算法都已经应用到了实际医学影像数据中,这些应用反过来恰恰又验证了压缩算法的有效性。

本书内容共分 5 章:

第 1 章是医学图像概述。本章对 X 线图像、CT 图像、超声波图像、磁共振图像的成像原理进行介绍,对医学图像的基本处理技术以及每种技术所包括的方法进行了简单的描述。

第 2 章是传统的医学图像压缩技术。本章介绍了一些传统的无损压缩技术,包括预测编码、变换编码、金字塔层级结构编码、乘法自回归模型以及各种混合编码。在介绍这些无损压缩方法的同时还分析了这些技术在医学图像压缩中

能够达到的效果。

第3章是基于区域分割的医学图像压缩算法。本章提出以高效准确的分割方法分割图像，采用“分而治之”的思想对不同的区域进行压缩，最终达到提高压缩效果的目的。

第4章是基于人体解剖模型的医学图像压缩算法。本章根据人体内不同区域的特征，构建人体解剖模型，并基于模型周围的区域情况实现自动分割，针对不同的分割区域训练不同的预测模型，最终实现高质量压缩的效果。

第5章是基于压缩感知的医学图像压缩算法。本章提出 LABOMP 算法，并对 LABOMP 算法进行改进，使用正则化原则选取最优原子，能够在提高算法容错性的同时减少运行时间，有效完成医学图像压缩与重建。

本书的出版得到了教育部人文社会科学研究基金(17YJC880081)、国家自然科学基金(61501199)、湖北省自然科学基金(2017CFB683、2015CFB526)、华中师范大学中央高校基本科研业务经费(CCNU17QN0015、CCNU15A05024)的资助。

本书适合相关领域的高年级本科生、硕士生、博士生、研究人员以及具有图像处理背景并对医学图像压缩知识感兴趣的人士研读。笔者自认才疏学浅，对医学图像压缩课题的研究才刚刚起步，仅略知皮毛，更兼时间、精力有限，故书中不妥之处在所难免，欢迎广大专家、读者不吝赐教。

闵秋莎

2018年3月于桂子山

目 录

第 1 章 医学图像概述	1
1.1 医学图像成像过程和基本概念	1
1.1.1 X 线成像	1
1.1.2 CT 成像	4
1.1.3 超声成像	6
1.1.4 MRI	8
1.2 医学图像的数据格式	10
1.2.1 图像类型	10
1.2.2 图像存储格式	10
1.2.3 常见的医学图像格式	14
1.3 医学图像处理技术	15
1.3.1 医学图像压缩	15
1.3.2 医学图像分割	18
1.3.3 医学图像配准	23
1.3.4 医学图像增强	27
1.3.5 医学图像三维可视化	29
1.3.6 医学图像计算机辅助诊断	37
1.4 医学图像分析	38
1.4.1 医学图像空间相关性分析	38
1.4.2 医学图像时间相关性分析	38
1.5 本章小结	38
第 2 章 传统的医学图像压缩技术	40
2.1 预测编码	40

2.1.1 基于 JPEG 的方法	41
2.1.2 基于上下文的自适应方法	42
2.1.3 基于最小二乘的自适应方法	42
2.2 变换编码	44
2.3 金字塔层级结构编码	46
2.4 乘法自回归模型	47
2.5 混合编码	48
2.5.1 基于分片的无损图像编码	48
2.5.2 上下文自适应无损图像压缩	48
2.5.3 修订的扫描序列	48
2.5.4 变换编码和预测编码的组合	49
2.5.5 JPEG-LS 和视频编码的组合	49
2.6 压缩感知算法	50
2.7 深度学习	51
2.8 本章小结	53
第 3 章 基于区域分割的医学图像压缩算法	54
3.1 算法思想与步骤	54
3.1.1 分割	54
3.1.2 自适应模型	55
3.1.3 熵编码	56
3.2 分割区域与分割方法	56
3.2.1 图像分割区域	56
3.2.2 图像分割方法	57
3.2.3 分割区域形状编码	58
3.3 区域压缩优化	59
3.3.1 自动区域识别	59
3.3.2 确定预测器	60
3.4 实验和结果分析	62
3.4.1 数据	62
3.4.2 无损压缩表现	62

3.4.3 压缩性能优化	63
3.5 本章小结	64
第4章 基于人体解剖模型的医学图像压缩算法	65
4.1 算法思想与步骤	65
4.2 解剖学术语	68
4.2.1 解剖条件组织	68
4.2.2 解剖术语用于描述的位置	68
4.3 人体解剖模型构建	68
4.3.1 不同解剖区域的分类	68
4.3.2 分析每个种类的特征	70
4.3.3 基于上下文的自动分割方法	76
4.3.4 分割性能分析	79
4.4 自适应预测模型	81
4.4.1 基于身体内部的预测模型	81
4.4.2 基于边缘的预测模型	86
4.4.3 预测性能分析	92
4.5 熵编码	93
4.5.1 模板优化	95
4.5.2 压缩性能优化	96
4.6 实验和结果分析	97
4.7 本章小结	99
第5章 基于压缩感知的医学图像压缩算法	100
5.1 前向预测策略与 LAOMP 算法	100
5.1.1 全局最小误差搜索	101
5.1.2 前向预测正交匹配追踪	103
5.2 新回溯策略与 LABOMP 算法	105
5.2.1 分段间隔回溯策略	105
5.2.2 全局最小误差搜索与分段间隔回溯的级联	106
5.2.3 LABOMP 算法复杂度和回溯因子影响	109
5.3 正则化并行原子选择	110

5.3.1 性能相近最优原子成批公平选入	110
5.3.2 RLABOMP 算法的实现	111
5.3.3 RLABOMP 算法复杂度分析及快速算法	113
5.4 本章小结	114
参考文献	115

第 1 章 医学图像概述

X 线的发现促进了医学科学和临床医学的发展,特别是近 30 年来,传统的放射技术与计算机结合,产生了包括计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)、超声(Ultrasound, US)等在内的一系列新设备,使放射诊断治疗技术进入了体层成像、数字化、三维仿真重建阶段。这些技术可以检测出传统 X 线技术难以发现的微小密度变化,具备了产生图像、处理图像、显示图像、记录图像、存储图像数据和传输图像等功能。

尽管现代医学成像与医学影像技术及设备已经取得了巨大的成功,但是另一方面,由于现行医学影像设备所得到的医学影像在许多方面还存在不尽如人意的地方,例如,图像的空间分辨率不够高,信噪比不够好,某些图像需要多模态融合才能更好地用于诊断等。这些问题的存在,在某种程度上阻碍了医学影像技术的进一步应用,与此同时也为医学图像处理技术提供了一定的发展空间。作为数字图像处理技术的一个重要分支,医学图像处理技术对于改善医学影像的视觉质量,实现影像中重要的部位的自动识别、分割和提取完成多模态医学影像的互补与融合等工作具有极其重要的作用。

1.1 医学图像成像过程和基本概念

1.1.1 X 线成像

在临床诊疗工作中,医疗工作者使用 X 线穿透人体,将人体内部的组织和器官以及它们的病理变化在透视屏和 X 线照片上以图像的方式显现出来,从而帮助他们做出诊断。

1. X 线的产生与性质

X 线是波长极短且肉眼看不见的电磁波, X 线的波长范围为 $0.001 \sim 10 \text{ nm}$, 医学上应用的 X 线波长约在 $0.001 \sim 0.1 \text{ nm}$ 之间。它是由高速运行的电子撞击物质突然受阻时产生的。与 X 线成像密切相关的特性有穿透性(Penetrability)、荧光效应(Fluorescence Effect)、感光效应(Photosensitivity)、电离效应(Ionizing Effect)和生物效应(Biological Effect)。

穿透性: X 线波长极短, 具有强穿透力, 能穿透可见光不能穿透的物质并在穿透过程中被物质不同程度地吸收(即发生衰减)。X 线的穿透力与 X 线管电压密切相关, 电压越高, 穿透力越强。X 线穿透性是 X 线成像的基础。

荧光效应: X 线能激发荧光物质, 如使硫化锌镭及钨酸钙等物质发出荧光, 使波长极短的 X 线转换成波长长的可见荧光, 这种转换叫荧光效应。荧光效应是透视检查的基础。

感光效应: 涂有溴化银的胶片, 经 X 线照射后, 感光而产生潜影, 经显影、定影处理, 感光的溴化银中的银离子(Ag^+)被还原成金属银(Ag), 并沉积于胶片的胶膜内。这个金属银的微粒在胶片上呈黑色。而未感光的溴化银在定影过程中, 从 X 线胶片上被清除, 因而显出胶片片基的透明本色。感光效应是 X 线摄影的基础。

电离效应: X 线穿过任何物质都可使其电离而产生电离效应。空气的电离程度与空气所吸收的 X 线的量成正比, 因而通过测量空气的电离程度来测量 X 线的照射量。

生物效应: X 线射入人体可以产生电离效应, 从而引起生物学方面的改变, 即生物效应。生物细胞在一定量的 X 线照射下, 会产生抑制、损伤甚至是坏死的結果, 这是放射治疗的基础, 也是进行 X 线检查时需要注意防护的原因。

2. X 线成像原理

X 线经人体形成影像, 主要是由于 X 射线具有穿透性、感光性与荧光作用以及人体组织器官在厚度与密度方面存在一定差异。人体的不同组织和器官以及不同的病理变化对 X 线有不同的吸收能力, 因此当 X 线均匀透过人体不同部位时衰减程度存在差别。人体组织和器官对 X 线的吸收能力称为 X 线吸收系数。

人体组织结构根据密度的高低以及对 X 线吸收的不同分为四类: ①高密度的有骨和钙化灶等, 骨骼比重高, 吸收 X 线量多, X 线片上骨骼部位显示白

色,为高密度影像;②中等密度影像有皮肤、肌肉、结缔组织等,它们之间密度差别不大,X线片上显示灰白色;③中低等密度影像有脂肪组织以及含有气体的呼吸道、胃肠道、鼻窦和乳突气房等,它们在X线片上显示灰黑色;④气体吸收的X线最少,在X线片上呈深黑色,为低密度影像。胸部的X线图像如图1-1所示。在X线影像检查中对于黑白对比不明显的区域,需将密度高或者低的物质引入被检查的器官内,形成对比后便于医疗者进行观察。

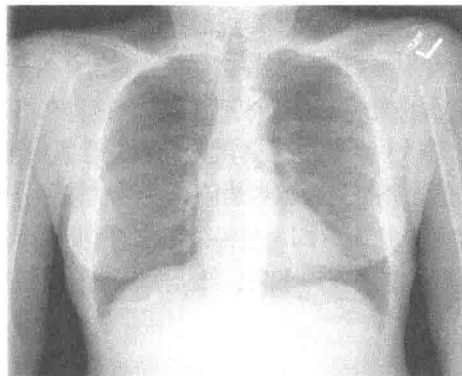


图 1-1 胸部 X 线图像①

3. X 线图像的特点

X 线图像是由从黑到白不同灰度的影像组成,是灰阶图像。这些不同灰度的图像以光学密度反映人体组织结构的解剖及病理状态。人体组织结构的密度与 X 线图像的密度是两个不同的概念。前者是指人体组织中单位体积内物质的质量,而后者是 X 线图像上所显示影像的黑白。同样厚度的组织结构,密度高者,吸收的 X 线量多,影像在图像上呈白影;密度低者,吸收的 X 线量少,图像上呈黑影。因此,图像上的白影与黑影,主要是反映组织结构密度的高低,X 线图像的黑白对比和组织结构密度的高低恰恰相反。人体组织密度发生改变时,用密度增高或者密度减低来表达图像的白影与黑影。由于 X 线束是从 X 线管向人体作锥形投射的,因此,X 线影像能使被照体有一定程度的放大和形状失真,还能使之产生伴影,伴影会使 X 线影像的清晰度降低。

① 图 1-1 来自 TCIA(The Cancer Imaging Archive, 简称 TCIA)网站,网址为:
<https://public.cancerimagingarchive.net/ncia/login.jsf>。

1.1.2 CT 成像

CT 图像显示的是断层解剖图像, 它的密度分辨能力优于 X 线图像, 它能够使 X 线成像无法显示的解剖结构和病变部分得以显现, 扩大了人体的检查范围, 提高了病变检出率和诊断的准确率。CT 极大地促进了医学影像学的发展。

1. 成像原理

CT 成像的物理学基础是物体对 X 线的吸收存在差异。高度准直的 X 线束对人体的检查部位进行层面扫描, 由探测器接收透过该层面的 X 线, 并将 X 线束转变为可见光, 之后由光电转换器将光信号转变为电信号, 再经过模拟/数字转换器转为数字, 输入计算机处理。计算机通过运算得出该断面上各个体素 (Voxel) 的 X 线吸收值, 并排列为数字矩阵, 再经过数字/模拟转换后用不同的灰度等级在显示器上显示出来, 即为获得该部位的横断面或冠状面的 CT 图像。CT 图像具有图像清晰、密度分辨率高、无断面以外组织结构干扰的特点。

2. 基本概念

CT 图像是真正的断面图像, 假定将选定层面分为一定数目的体积相同的立方体, 以该立方体为基本单元, 称之为体素。

体素和像素 (Pixel): CT 图像是人体某一部位有一定厚度的体层图像。成像的体层按照矩阵排列的若干个小的基本单元划分, 以一个 CT 值综合代表每个小单元内的物质密度, 这些小单元称为体素。同理, 一幅 CT 图像由很多按矩阵排列的小单元组成, 这些组成图像的基本单元被称为像素。像素是体素在成像时的表现, 像素越小, 图像的分辨率越高。

空间分辨率: 指在保证一定密度差的前提下, 用于显示待分辨组织几何形态的能力。常用每厘米内的线对数或者用可辨别最小物体的直径 (mm) 来表示。

密度分辨率: 指能分辨不同组织密度的差异的能力。

CT 值: X 线穿透人体时, 不同的组织密度值代表不同的线性衰减系数, 体素的相对 X 线衰减度 (即该体素组织对 X 线的吸收系数), 表现为相应像素的 CT 值, 单位名称为亨氏单位 (Hounsfield Unit, HU)。CT 值的定义是以水为标准, 其他组织与之比较后得出。规定水的 CT 值为 0 HU, 空气的 CT 值为 -1 000 HU。人体组织的 CT 值界限可分为 2 000 个分度, 上边界是骨骼的 CT 值 (1 000 HU), 下边界为空气的 CT 值 (-1 000 HU)。

窗宽与窗位: 窗宽是指图像上所包括的 16 个灰阶的 CT 值范围, 在图像中

用 2 000 个不同灰阶来表示人体 CT 图像的 2 000 个分度。由于灰度差别太小了,而人眼一般只能分辨 16 个灰阶,因此人眼不能分辨人体 CT 图像中所有的分度。如果用 16 阶灰度显示 2 000 个分度,那么能分辨的 CT 值为 $2\,000/16$,即 125 HU,即两种差别最小的组织,它们的 CT 值差别最小为 125,低于该值则不能分辨。为了提高组织结构细节的显示,使 CT 值差别很小的两种组织能够分辨,则要采用不同的窗宽来观察 CT 图像。如果窗宽为 100 HU,则可分辨的 CT 值为 $100/16$,即 6.25 HU。窗宽的大小直接影响图像的对比度,增大窗宽,图像层次增多,组织对比度减少;缩小窗宽,图像层次减少,组织对比度增加。窗位是窗的中心,在观察某一组织结构的细节时,通常以该组织 CT 值为中心观察。例如,脑 CT 值约为 35 HU,常用的窗宽为 100 HU,窗宽的中心为 50 HU,但是窗位为 35 HU,窗宽的中心向左平移了 15 HU,那么最大值也应向左平移 15 HU,最后该脑 CT 图像上 16 个灰阶 CT 值的范围为 -15 HU 到 85 HU,如图 1-2 所示。CT 值低于 -15 HU 的组织的灰度与 -15 HU 相同,CT 值大于 85 HU 的组织的灰度与 85 HU 相同, -15 HU 到 85 HU 之间的组织的灰度以 16 个不同灰度显示出来。提高窗位,显示的图像变黑;降低窗位,显示的图像变白。

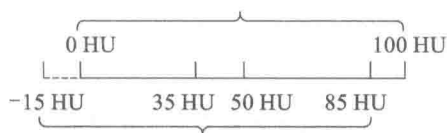


图 1-2 窗宽 100 HU、窗位 35 HU 的对应 CT 值的范围

3. CT 图像的特点

CT 图像是由一定数目、不同灰度的像素按矩阵排列所构成的灰阶图像。这些像素反映的是相应体素的 X 线吸收系数。不同的 CT 装置所得到图像的像素大小及数目不同,像素越小,数目越多,构成的图像越细致,空间分辨能力越高。

CT 图像反映了器官和组织对 X 线的吸收程度。因此,CT 图像与 X 线图像呈现的黑白影像一样,黑影表示低密度区,白影表示高密度区。CT 图像具有很高的密度分辨能力,人体软组织的密度差别虽小,吸收系数多接近于水,但也能形成对比而成像,这是 CT 图像突出的优点。所以,CT 图像可以更好地显示由软组织构成的器官,如脑、肝、胰、脾、肾等器官,并在良好的解剖图

像背景上显示出病变的影像。CT 图像不仅以不同灰度显示其密度的高低,还可以用组织对 X 线的吸收系数说明其密度高低的程度,换算成 CT 值,用 CT 值表示密度,如图 1-3 所示。

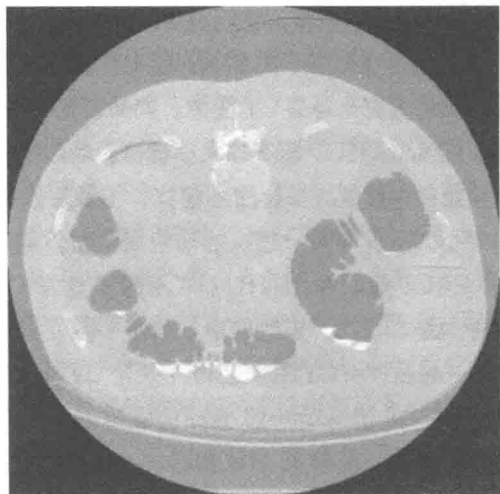


图 1-3 CT 图像①

1.1.3 超声成像

近 30 年来,医学超声诊断技术不断发展,20 世纪 80 年代介入性超声逐渐普及,体腔探头和术中探头的应用扩大了诊断范围,也提高了诊断水平。20 世纪 90 年代的血管内超声、三维成像、新型声学造影剂的应用使超声诊断又上了一个新台阶,其发展速度令人惊叹,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法,并成为一种非常重要的多种参数的系列诊断技术。

1. 超声诊断原理

所谓超声是指声波振动频率超过 20 000 Hz 的机械波,即超过人耳听觉上限的高频声波。利用超声在人体内的器官组织传播过程中产生折射、反射、透射等信息,对这些信息加以接收、放大和处理形成曲线的方法,称为超声诊

① 图 1-3 来自 TCIA 网站,网址为: <https://public.cancerimagingarchive.net/ncia/login.jsf>。

断。利用超声波在生物组织中的传播规律是超声诊断的基础,其中对超声诊断最重要的生物组织是软组织和血液。当超声经过不同性质的软组织和血液或者当器官组织发生病变时,超声在器官组织中的传播会发生相应的改变,最终以超声曲线或者图像差异的形式显示出来。

2. 超声成像原理

超声成像是利用超声波的物理特性和人体器官组织声学特性相互作用后所产生的信息,经信息处理形成图像的成像技术。医学上所用的超声波频率范围一般为 $1.0 \sim 30.0$ MHz,又以 $2.5 \sim 12.0$ MHz 最常用。具有一定频率的超声在人体组织中传播时,经过不同器官,不同组织,包括正常与病变组织的多层界面,在每层界面由于它们的声阻抗不同而发生不同程度的反射和散射。这些反射和散射形成的回声,含有超声在传播途中所经过的不同组织的声学信息,经过接收、放大和信息处理而在荧屏上以图像或波形显示,形成声像图(Ultrasonogram)。超声经过人体不同组织的衰减程度不同。明显衰减时,其后方回声消失而出现声影(Acoustic Shadow)。

3. 超声图像的特点

B型超声图像是扫查部位的断层图像,移动探头可获得任意方向的超声图像。依据各种组织结构间声阻抗差的大小以明(白)暗(黑)不同的灰度来反映回声的有无和强弱,从而显示脏器和病变的形状、轮廓和大小以及某种结构的声学性质。根据组织内部声阻抗及声阻抗差的大小,将人体组织器官分为四种类型,如表 1-1 所示。

表 1-1 人体组织器官声学类型

反射类型	二维超声	图像表现	组织器官
无反射型	液性暗区	无回声	尿、胆汁、囊肿液、血液等液性物质
少反射型	低亮度	低回声	心、肝、胰、脾等实质器官
多反射型	高亮度	高回声	血管壁、心瓣膜、脏器包膜、组织纤维化
全反射型	极高亮度	强回声, 后方有声影	骨骼、钙斑、结石、含气肺、含气肠

超声图像容易受气体和皮下脂肪的干扰,影响图像的质量。此外超声图像显示范围较小,其展示的范围不像 X 线、CT 或 MRI 图像那样能同时显示多器官或结构的整体关系,因此有一定的局限性。

1.1.4 MRI

MRI 技术不同于其他成像技术，它提供的信息量远远大于医学影像学中的其他许多成像技术。因此，它对疾病的诊断具有明显的优越性。可以直接作出横断面、矢状面、冠状面和各种斜面的体层图像，不会产生 CT 检测中的伪影；不需注射造影剂；无电离辐射，对机体没有不良影响。

1. MRI 原理

MRI 是利用人体中的氢原子核(质子)在磁场中受到射频(Radio Frequency, RF)脉冲的机理而发生核磁共振现象，产生磁共振信号，经过信号采集和计算机处理获得重建断层图像的成像技术。

静磁场中的人体受到某种特定频率的射频脉冲后，人体组织中的氢质子受到激励而发生磁共振现象。人体各器官、组织的磁共振信号强度不同，正常组织与病变产生的磁共振信号强度存在差别，这种信号强度上的差别是 MRI 成像的基础。人体氢核丰富，成像效果最好，因此，目前 MRI 用氢核来成像。

2. MRI 图像的特点

(1) MRI 图像是多参数灰阶图像，成像的主要参数有 T1、T2 和质子密度等，因此可以分别获得同一解剖部位，同一层面的 T1WI、T2WI 和 PDWI 图像。图像都是由黑到白不同灰度的灰阶图像。在表述当中，不论哪一种加权像，白影都表述为混杂信号。应当指出，同一组织的信号在不同加权像上其信号强度可以不同，例如脑脊液在 T1WI 上为低信号(黑影)，而在 T2WI 上则为高信号(白影)。表 1-2 是几种正常组织在 T1WI 和 T2WI 上的信号强度与影像灰度。

表 1-2 几种正常组织在 T1WI 和 T2WI 上的信号强度与影像灰度

		脑白质	脑灰质	脑脊液和水	脑膜	肌肉	脂肪	骨皮质	骨髓
T1WI	信号强度	较高	中等	低	低	中等	高	低	高
	影像灰度	白灰	灰	黑	黑	灰	白	黑	白
T2WI	信号强度	中等	较高	高	低	中等	较高	低	中等
	影像灰度	灰	白灰	白	黑	灰	白灰	黑	灰

T1 长的组织在 T1WI 上呈低信号(长 T1)，反之，在 T1WI 上呈高信号(短 T1)；而 T2 长的组织在 T2WI 上呈高信号(长 T2)，反之，在 T2WI 上呈低信