



# 医学图像处理概述

## Summary of Medical Image Processing

巩萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**医学图像处理的概念**

2

**医学图像处理的基本过程**

3

**本课程的主要内容**

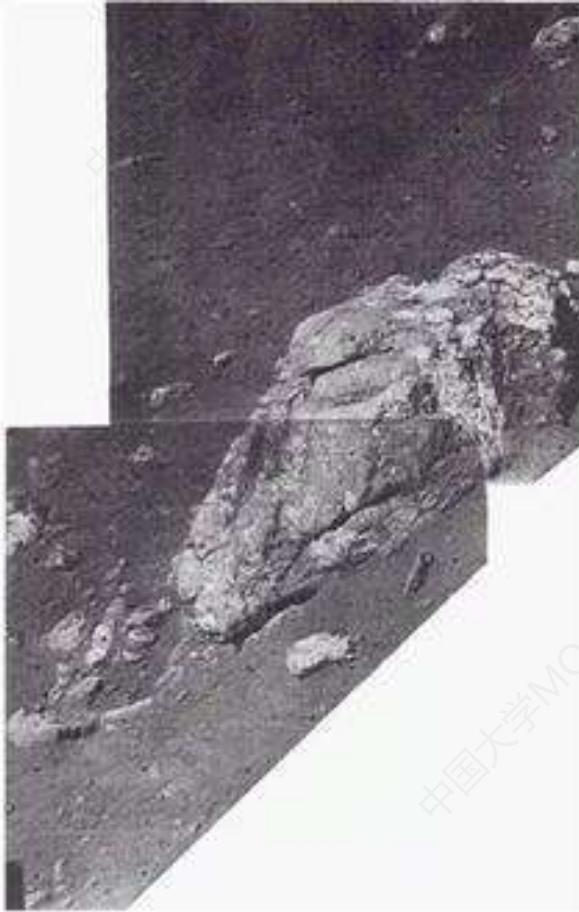
4

**本课程的学习要求**

# 一、医学图像处理的概念

医学图像处理实际上は数字图像处理的一个重要分支，数字图像处理是将图像信号转换为数字信号并使用计算机进行处理的技术。

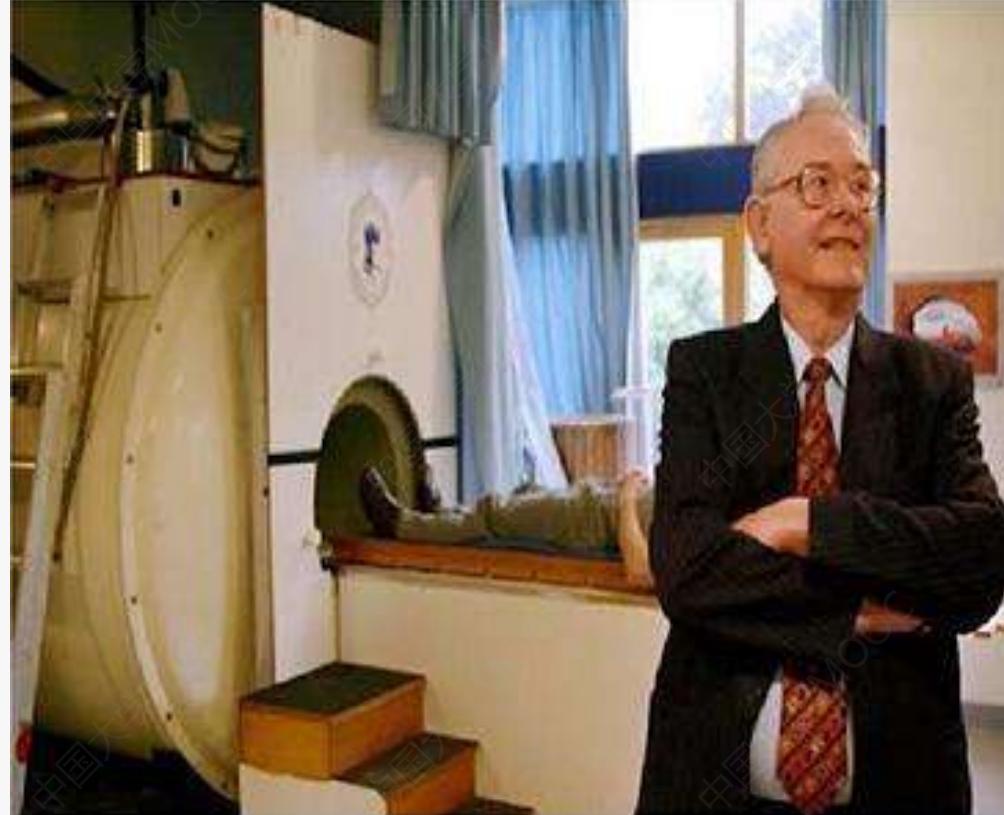
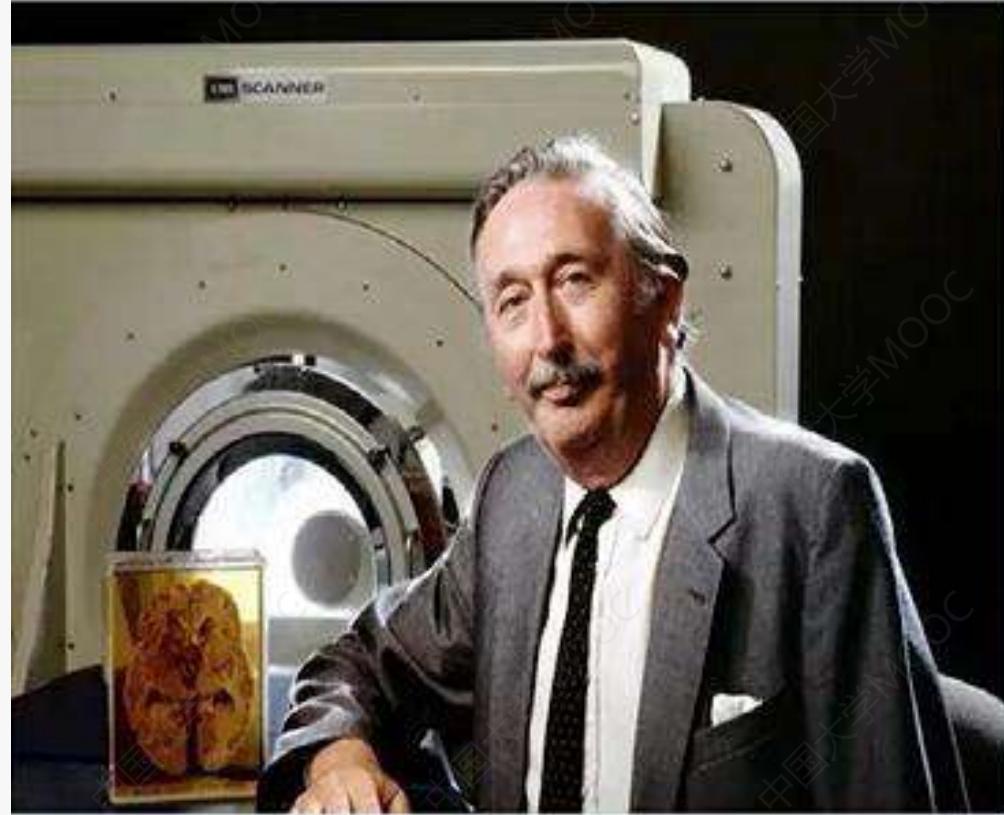
# 一、医学图像处理的概念



美国航天器传送的第一张月球图片

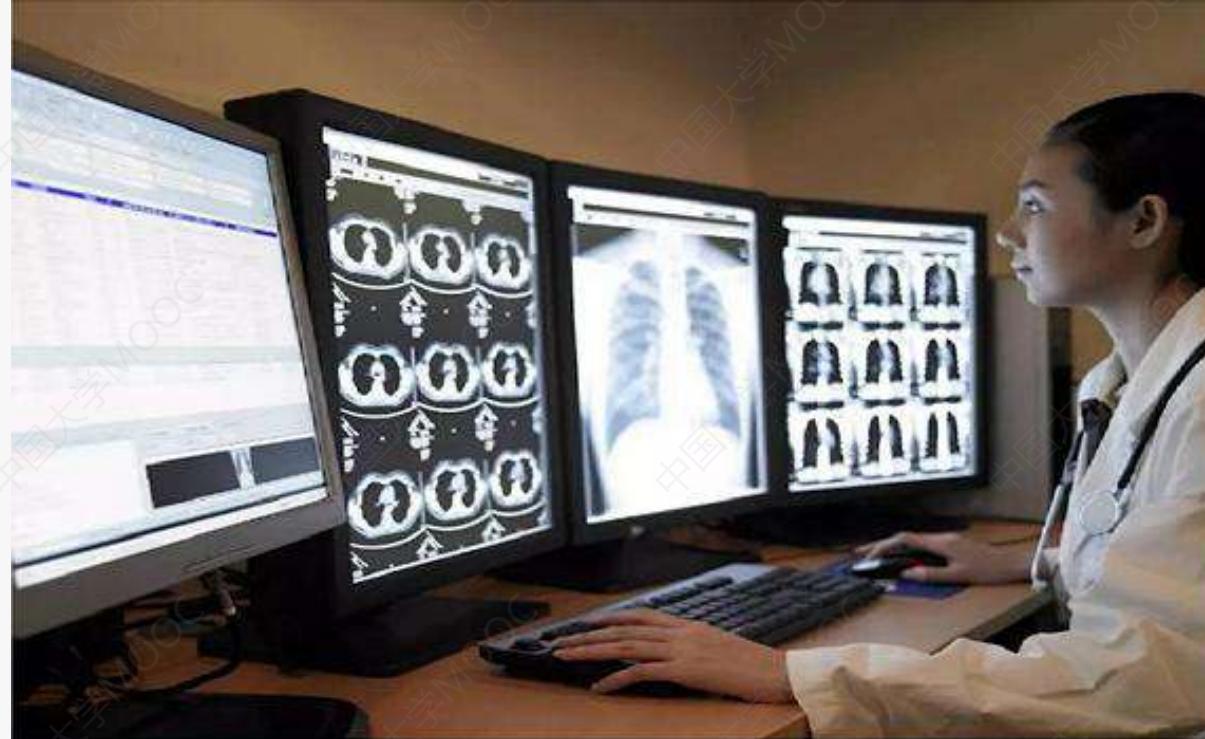
图像处理技术：  
几何校正  
灰度变换  
去除噪声

# 一、医学图像处理的概念



随着X射线计算机断层成像技术，磁共振成像技术等医学成像技术的发明，以及计算机科学的发展，数字图像处理在医学中的应用也愈加广泛。

# 一、医学图像处理的概念



医学图像处理在生命科学的研究和疾病的发展、治疗中体现了重要的价值。

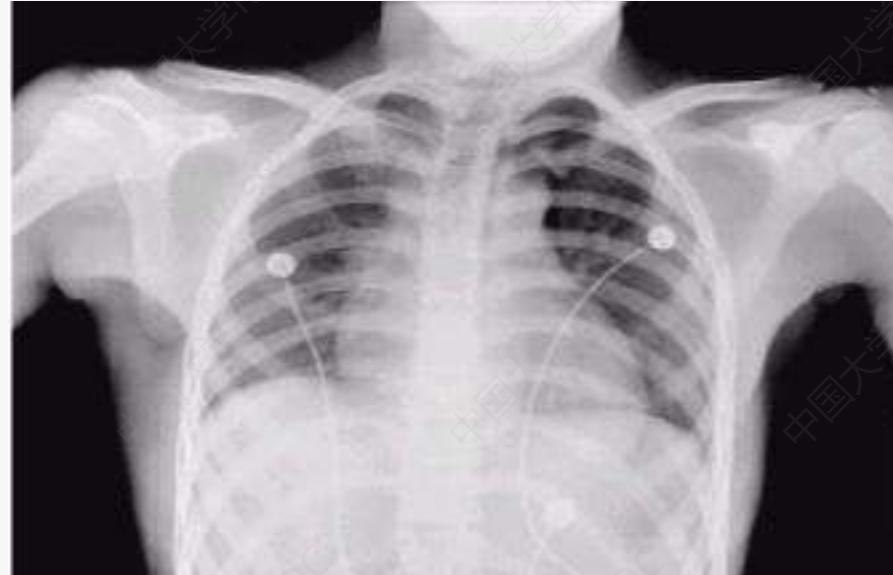
# 一、医学图像处理的概念

医学图像处理（Medical Image Processing）是一门综合了数学、计算机科学、医学影像学、医学信息学等多个学科的交叉学科，是利用数学的方法和计算机这一现代化的信息处理工具，对由不同的医学成像设备产生的医学图像进行处理和加工的技术，使得医学图像可以更好地应用于临床。

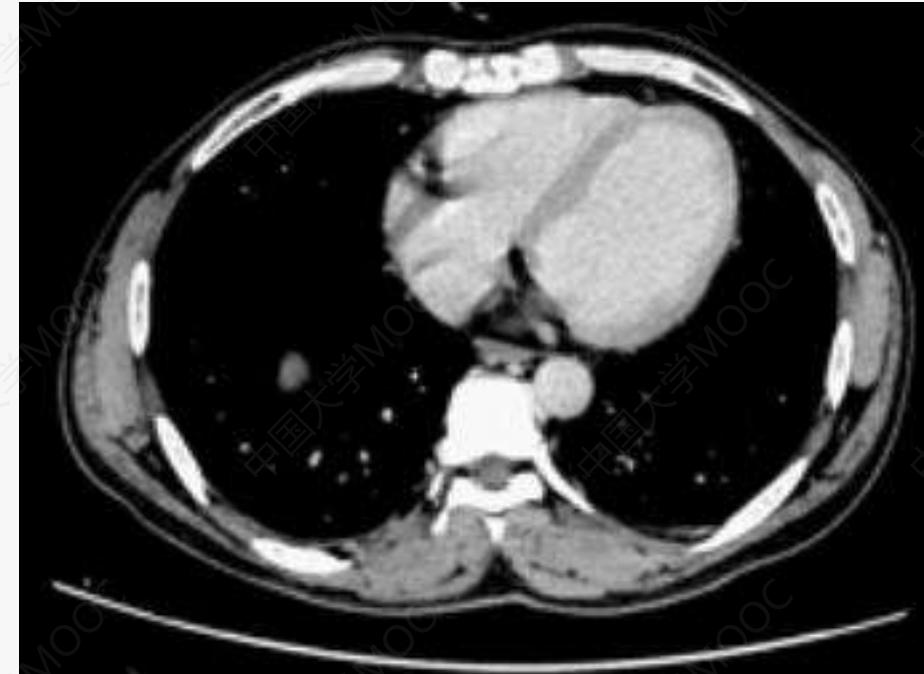
## 二、医学图像处理的基本过程

- 医学图像的采集
- 医学图像的处理
- 医学图像的显示与存储

# 1. 医学图像采集



数字X射线图像 (DR)

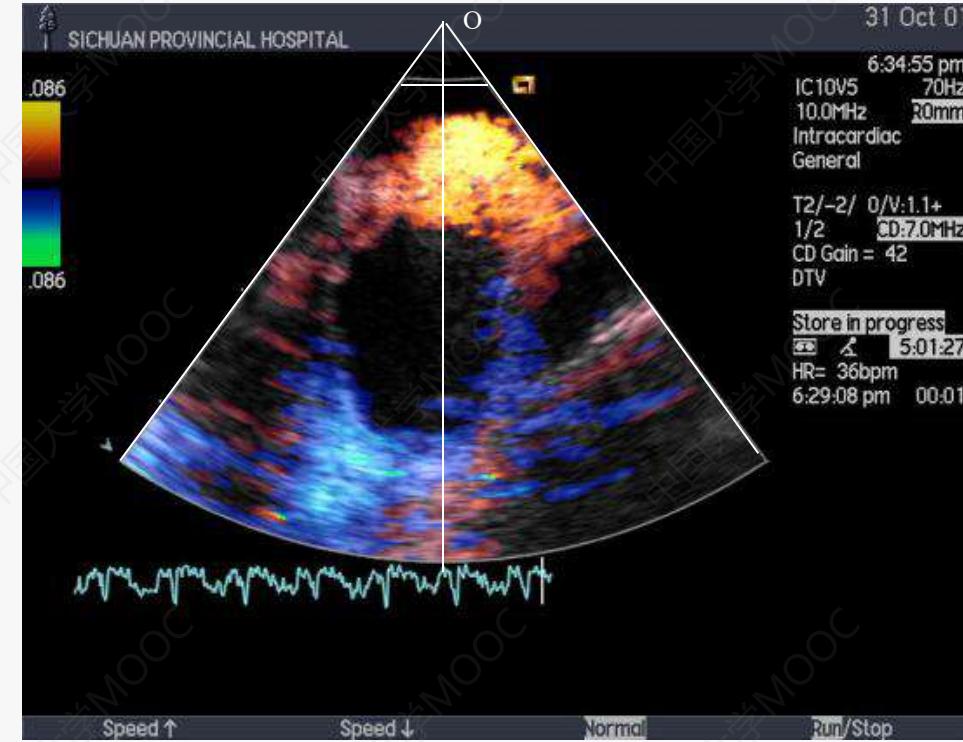


电子计算机断层扫描图像 (CT)

# 1. 医学图像采集

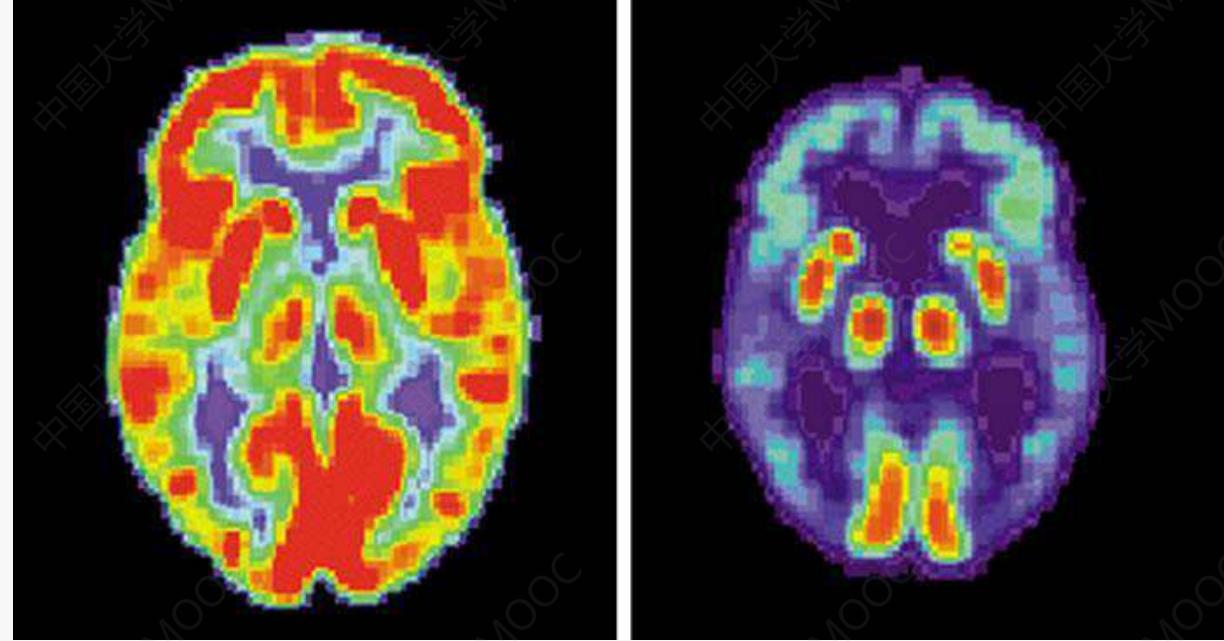


磁共振成像图像 (MRI)



超声图像 (US)

# 1. 医学图像采集



正电子发射型计算机断层显像图像（PET）

# 1. 医学图像采集



X射线



CT



MRI



超声



PET

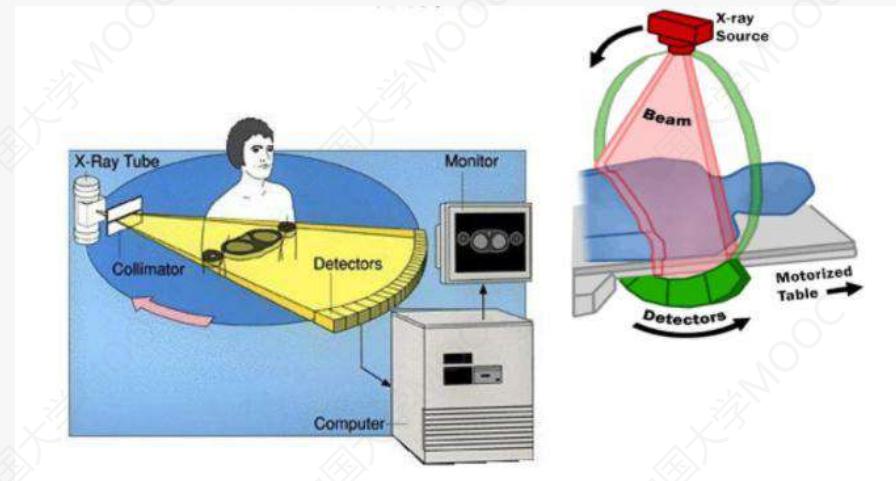
# 1. 医学图像采集

图像采集过程分为：

- 物理量的检测
- 信号预处理
- 数字化

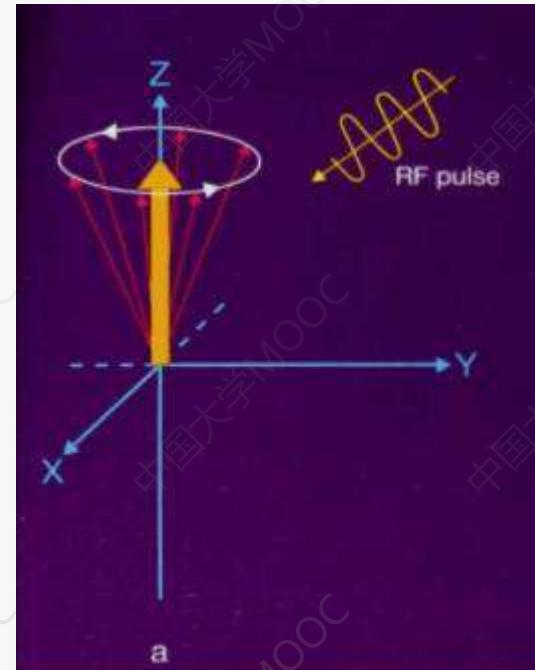
# 1. 医学图像采集

➤ 在DR、CT成像中，检测的物理量是穿透人体的X射线的能量。



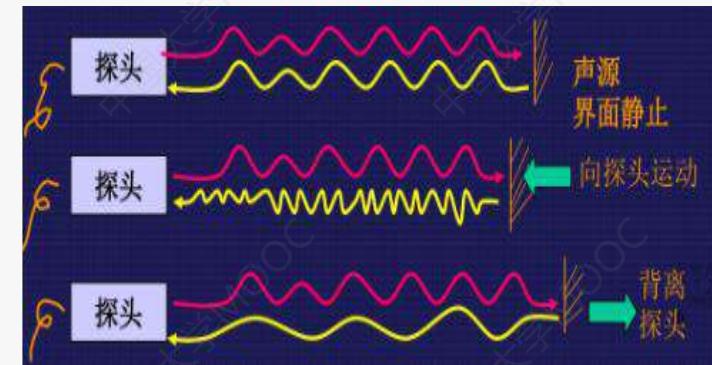
# 1. 医学图像采集

- 在MRI成像中，检测的是受激原子发射的射频信号的参数。



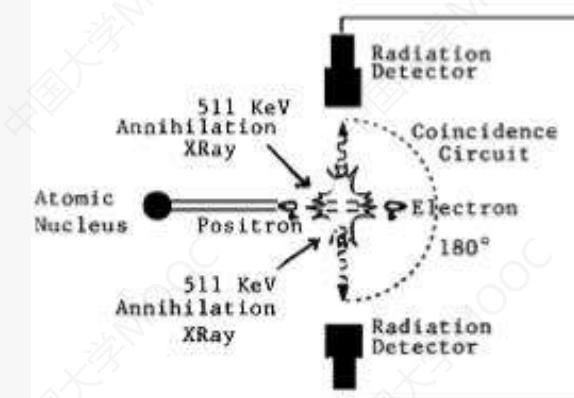
# 1. 医学图像采集

➤ 在超声成像中，检测的是声学回声参数。

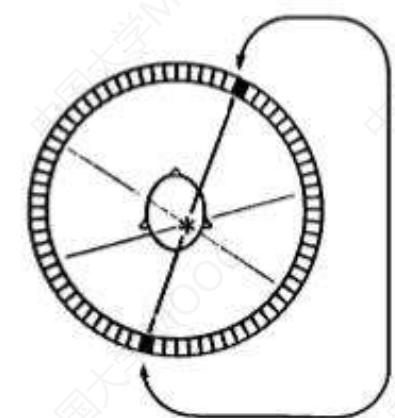


# 1. 医学图像采集

➤ 在PET成像中，检测的是光子能量及其检测时间。



Principles of Decay and Detection

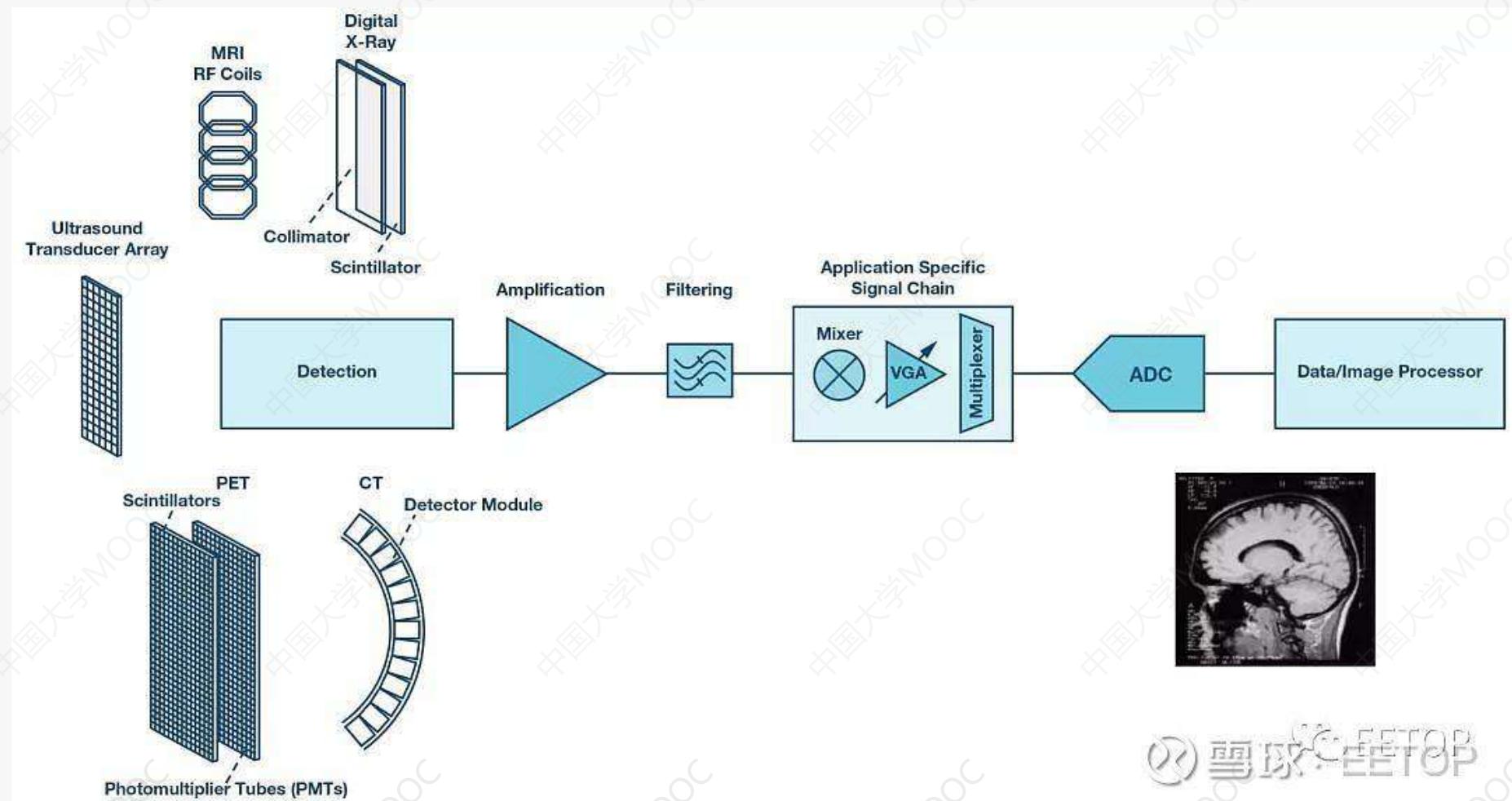


PET Detector Ring Coincidence Imaging

## 1. 医学图像采集

这些物理量描述了人体的内部信息。将这些检测的物理量转换为电信号，并进行预处理及模数转换就可得到各种医学图像。

# 1. 医学图像采集



## 2. 医学图像处理

根据临床需求及图像处理的对象和目的不同，医学图像处理可以分为三个层次：

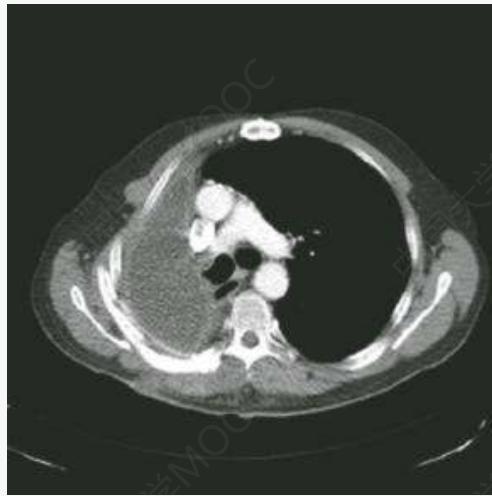
- 图像预处理 (image preprocessing)
- 图像分析 (image analysis)
- 图像理解 (image understanding)

## 2. 医学图像处理

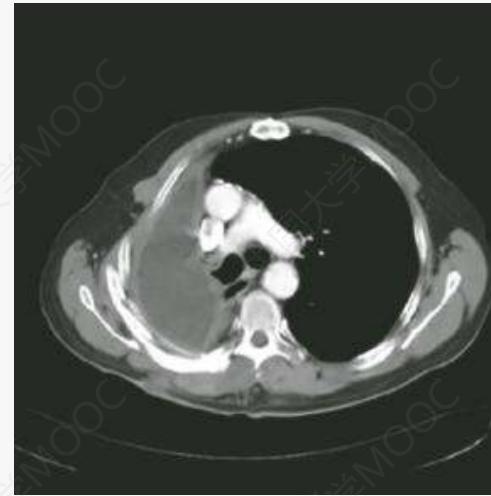
图像预处理主要是对图象进行各种加工以改善图象的视觉效果、或突出有用信息，或通过编码以减少对其所需存储空间、传输时间或传输带宽的要求。其目的是为更高一级的图像处理奠定基础。

## 2. 医学图像处理

原始图像



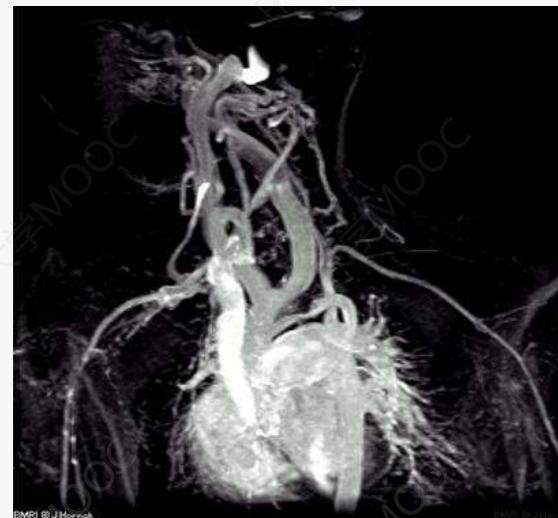
去噪后的图像



原始图像



直方图均衡化后的图像



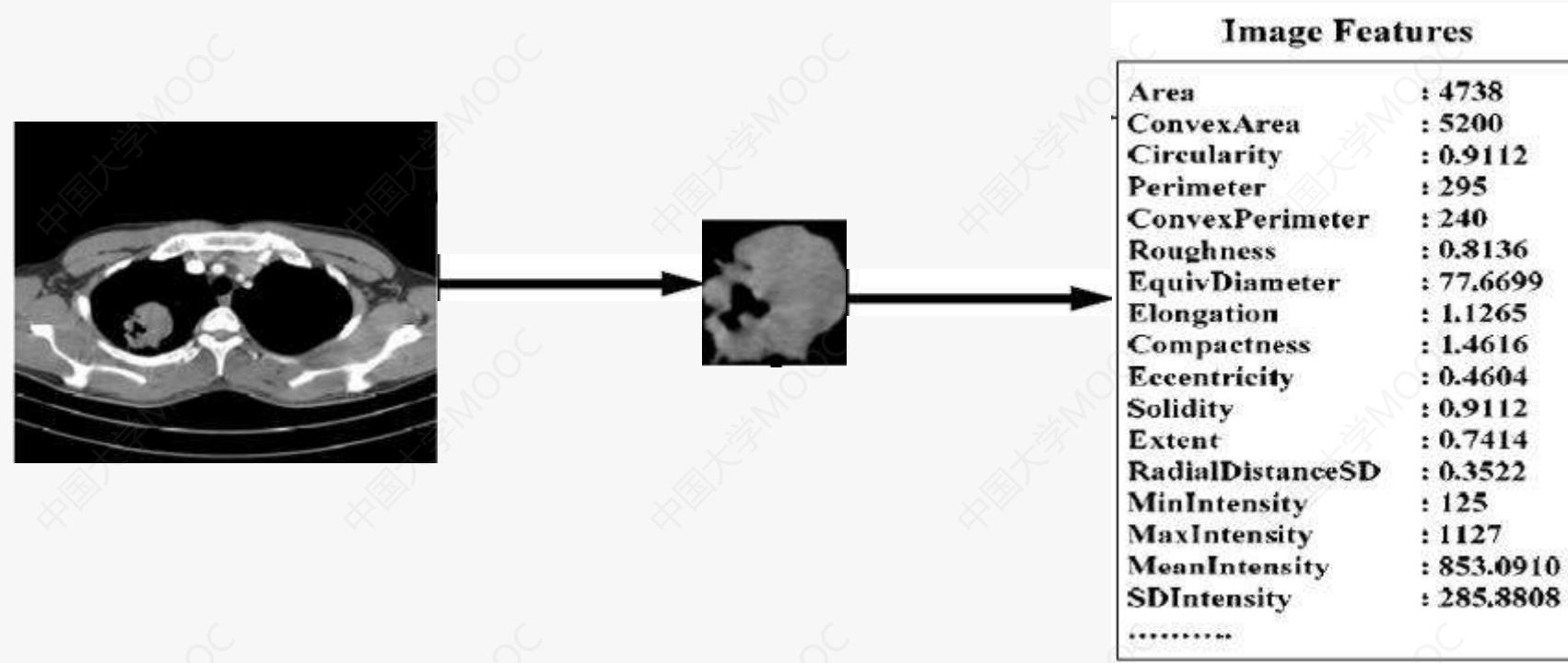
## 2. 医学图像处理

**图像预处理特点：**输入是图像，输出也是图像，属于低层次的图像处理技术，操作技术具体，抽象程度低，一般只涉及图像像素及空间位置等性质的处理，运算数据量大。

## 2. 医学图像处理

**图像分析**主要是对图像中感兴趣的目标进行分割（或检测）和测量，以获得它们的客观信息，其目的是提取感兴趣区域的特征数据，建立对图像的描述，是一个从图像到数值或符号的过程。经过图像分割处理，得到具有不同特征的子图像，提取出反映目标的特征参数或指标。

## 2. 医学图像处理



图像分析属于中间层次的图像处理技术，通过对输入图像的分割、特征提取等处理，将图像转变为特征描述，可有效减少运算数据量。

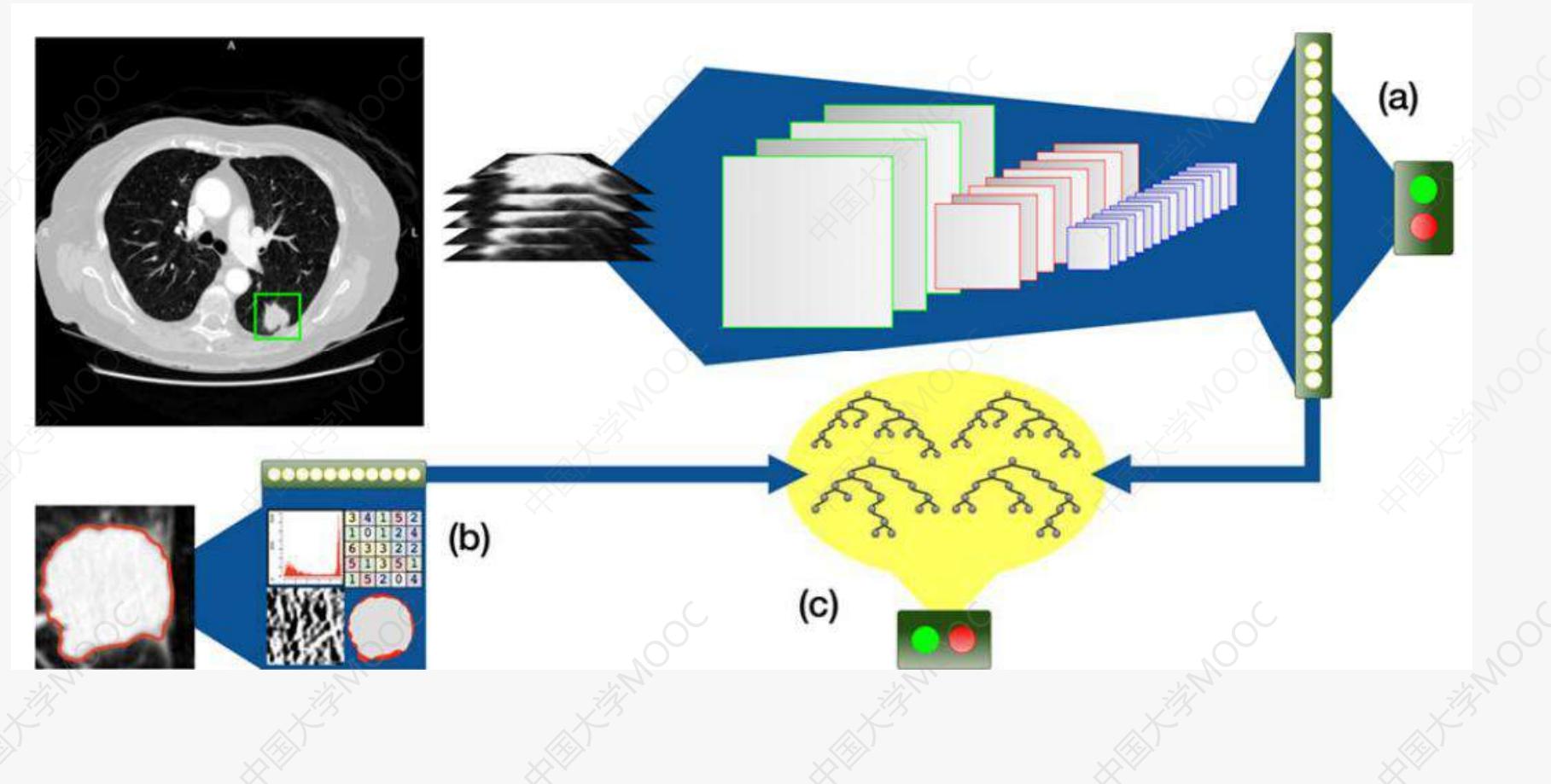
## 2. 医学图像处理

图像理解是研究用计算机系统解释图像，实现类似人类视觉系统理解外部世界的过程。

目的是利用计算机视觉、人工智能、人工神经网络等类似人的视觉系统和神经网络、机器学习等高级认知理论和三维可视化等技术，对图像内容的含义进行理解，以得到更直观、更有用的信息，便于辅助检测和临床诊断。

## 2. 医学图像处理

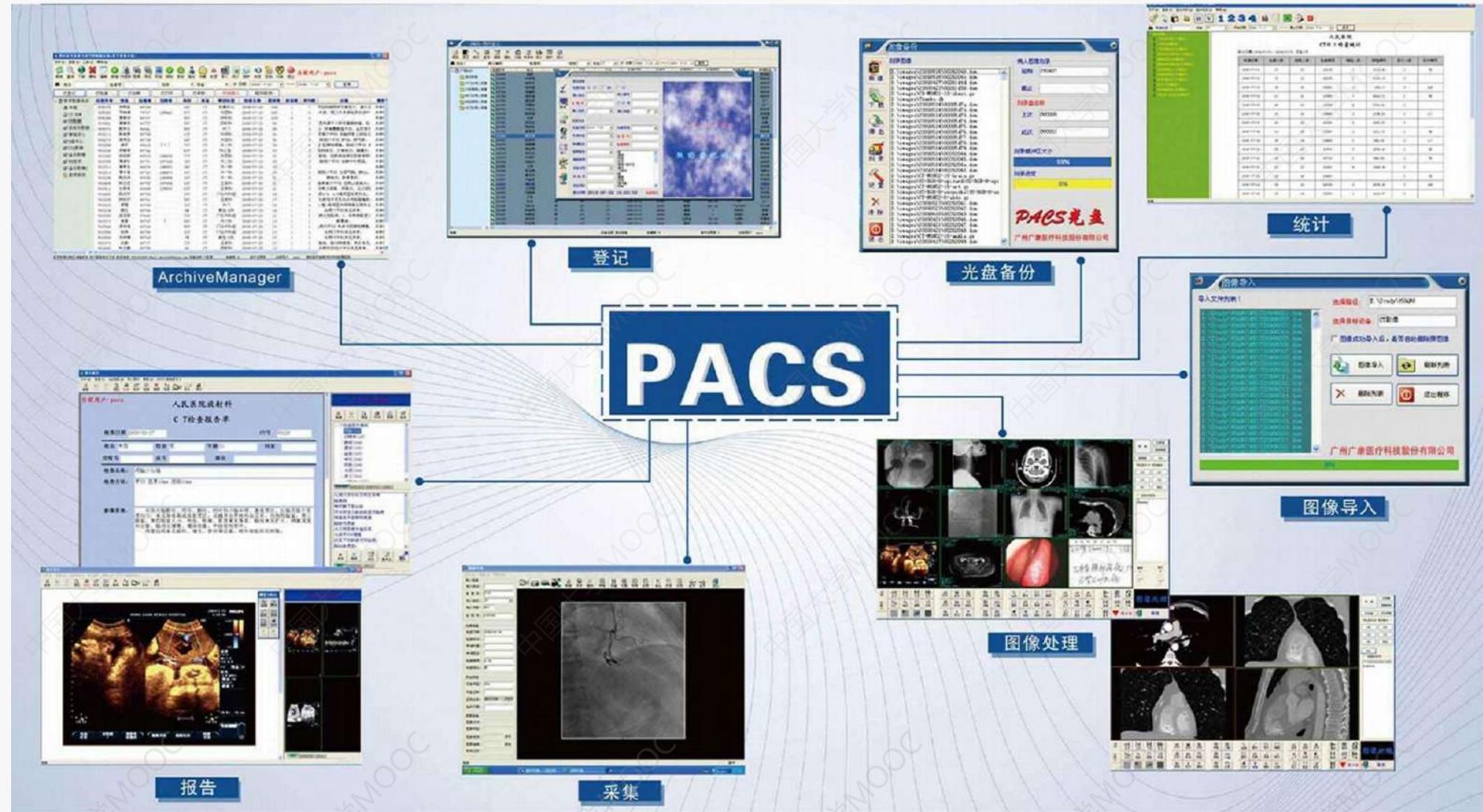
图像理解的数据运算量虽小，但是涉及类似于人类思维推理的高级认知理论，操作的抽象度高，属于高层次的图像处理技术。



### 3. 医学图像的显示与存储

医学图像存储与传输系统（Picture Archiving and Communication Systems，简称PACS）实现了医学图像的数字化存储、检索、传输、显示、处理和打印。

### 3. 医学图像的显示与存储



### 3. 医学图像的显示与存储

医学图像的显示以医用专业显示器为主，医用专用显示器多为液晶灰度显示器，性能要求较高。空间分辨率是反映显示图像细节能能力的参数，以显示像素的总数量或能区分两点间的最小距离来衡量，像素总数用百万像素（mega pixel, MP）表述。

### 3. 医学图像的显示与存储



乳腺5MP



X线3MP



诊断工作站通常配备10~12bit的专业高分辨率显示器

### 3. 医学图像的存储与显示



光盘



磁带



磁盘或磁盘阵列

### 3. 医学图像的存储与显示



专用相纸、胶片

### 三、本课程的主要内容

- 医学图像处理概论
- 医学图像处理基础
- 医学图像变换
- 医学图像增强
- 医学图像分割
- 医学图像的三维重建与可视化
- 医学图像的配准与融合
- 计算机辅助诊断

## 四、本课程的学习要求

- 了解医学图像处理的产生背景及常用的医学成像技术，医学图像处理的临床应用及发展前沿。
- 掌握常用的医学图像处理方法及原理。
- 熟练运用MATLA软件对常用的图像算法进行编程实现；提高综合利用课程所学知识解决实际临床问题的能力。



谢 谢！



# 医学成像技术的发展

**Development of Medical Imaging Technology**

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**医学成像技术的概念**

2

**医学成像技术的发展**

2

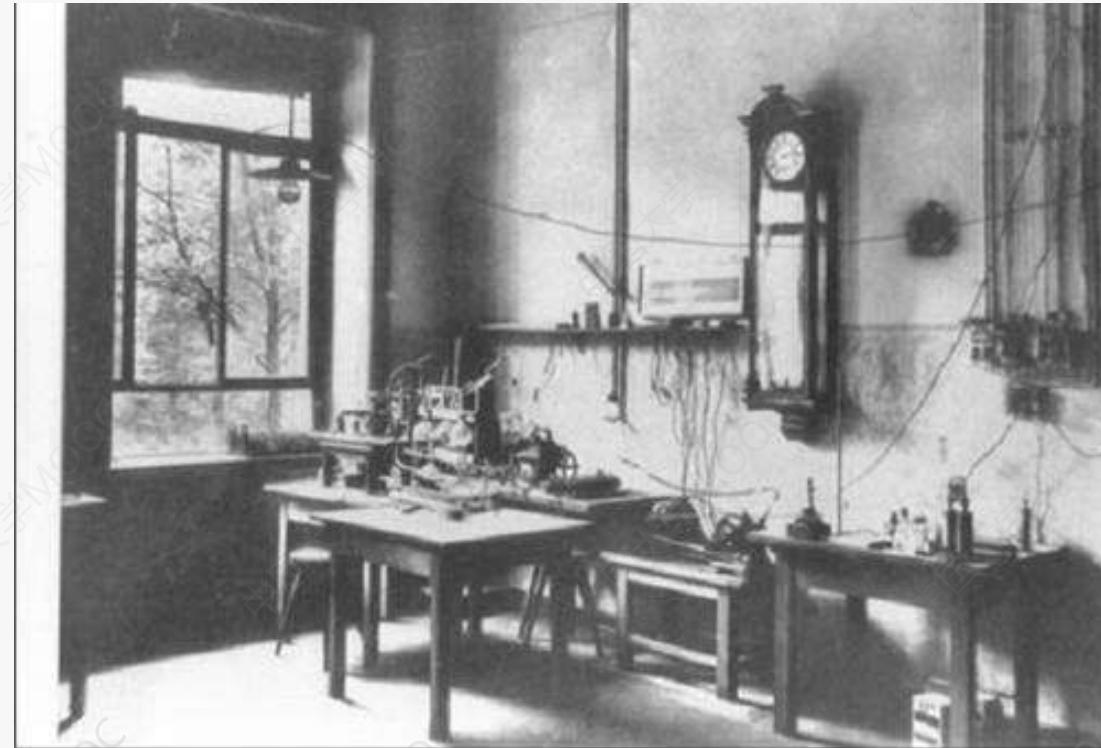
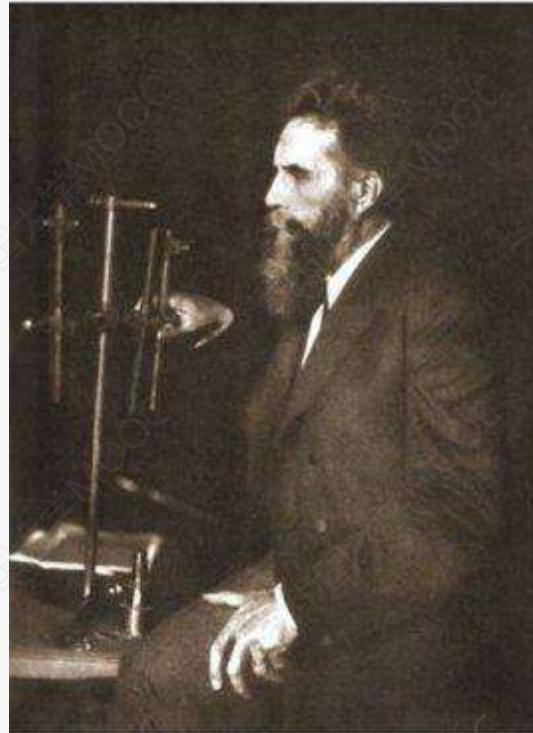
**医学成像技术发展的特点**

## 一、医学成像技术的概念

医学成像技术是借助于某种能量与生物体的相互作用，提取生物体内组织或器官的形态、结构以及某些生理功能的信息，为生物组织研究和临床诊断提供影像信息。

## 二、医学成像技术的发展

医学成像技术的发展可追溯到1895年伦琴发现的X射线。



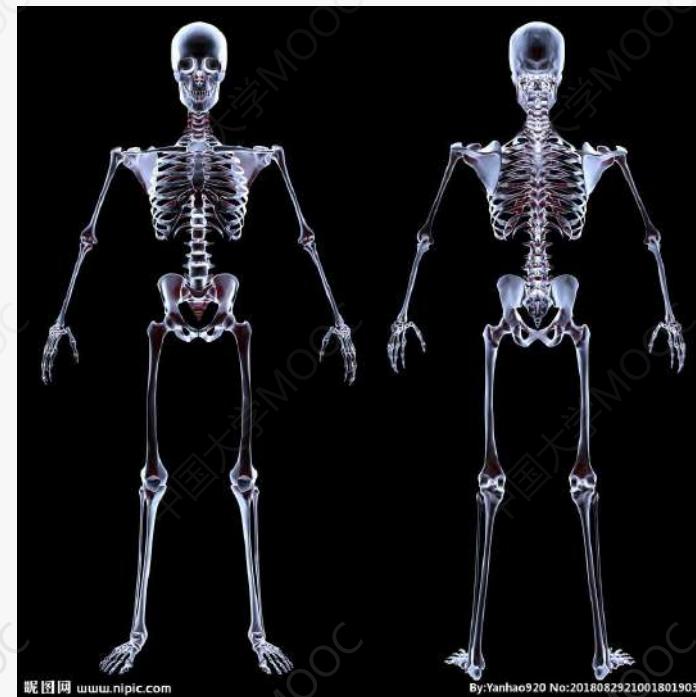
## 二、医学成像技术的发展

X射线的发现彻底改变了传统的  
“望、闻、问、切”的诊断方式



## 二、医学成像技术的发展

X射线第一次无损地为人类提供了人体内部器官、组织的解剖形态图像，引发了医学诊断技术的一场革命。

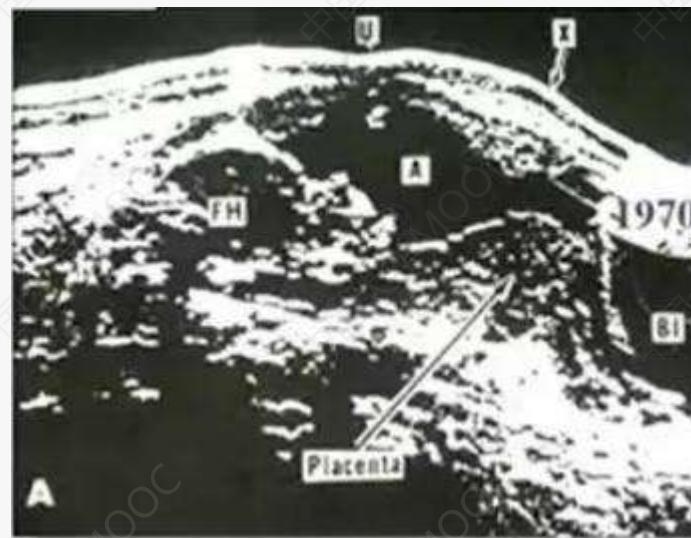


## 二、医学成像技术的发展

自伦琴发现 X 射线后不久，X 射线就被用于人体检查与疾病诊断，并由此产生了**X射线成像技术 (radiography)** 与**放射诊断学(diagnostic radiology)**，奠定了**现代医学影像学 (medical imageology)** 的基础。

## 二、医学成像技术的发展

50年代到60年代开始应用超声与核素扫描进行人体检查，从而产生了超声成像和r闪烁成像(r-scintigraphy)。



## 二、医学成像技术的发展

70年代和80年代又相继出现了X线计算机体层成像(Computed Tomography, CT)、磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 、发射型计算机断层成像(Emission Computed Tomography, 简称ECT)。



CT



MRI



ECT

## 二、医学成像技术的发展

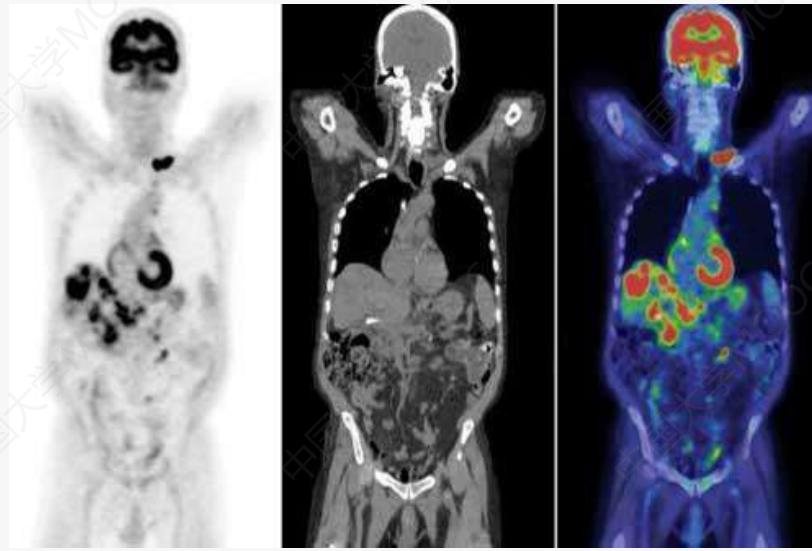
ETC包括单电子发射体层成像(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)  
与正电子发射体层成像 (Positron Emission Computed Tomography, PET ) 等。



SPECT



PET



PET

# X射线成像的发展



成像板 (IP)



平板探测器 (FPD)



CR



DR

# CT成像的发展



头部扫描CT



全身扫描CT

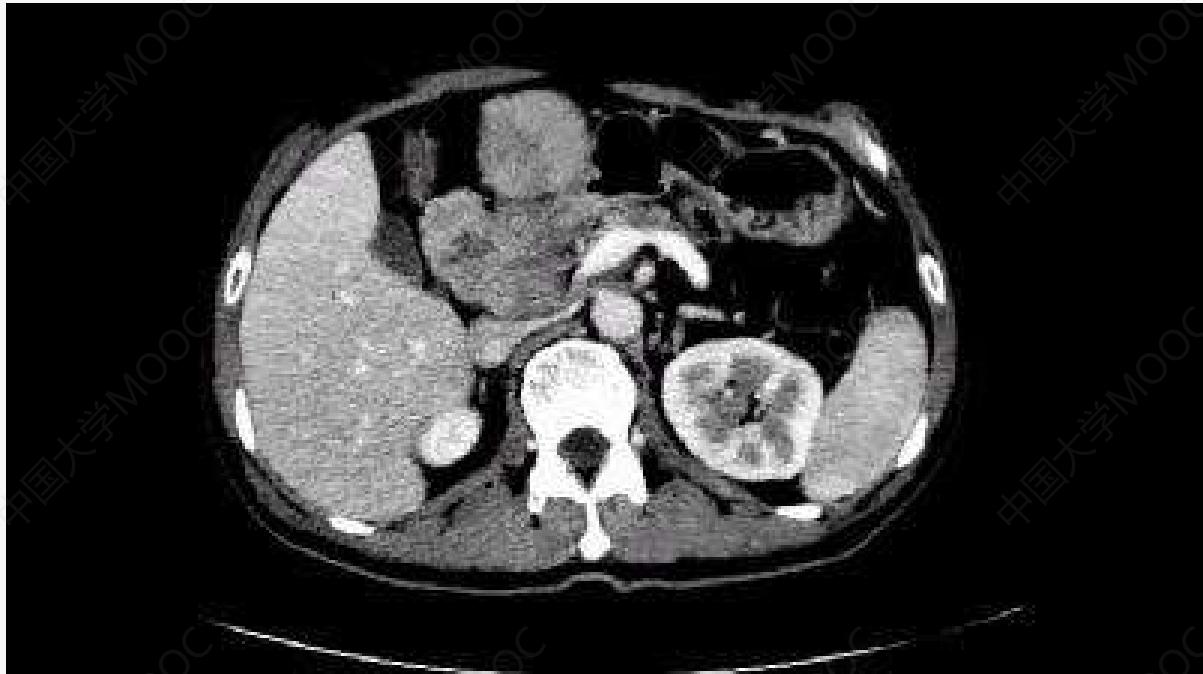


多排螺旋扫描CT



西门子双源CT

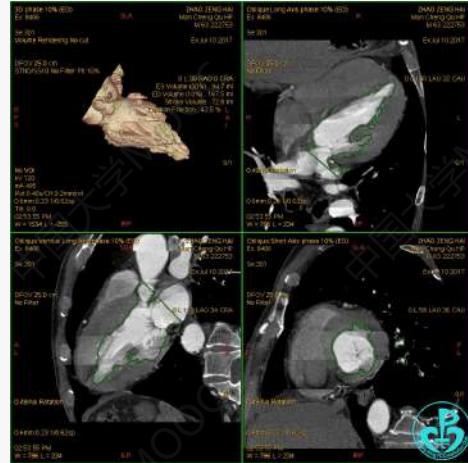
# CT成像的发展



扫描最薄层厚：10mm→0.5mm以下

图片分辨率：1024\*1024

# CT成像的发展



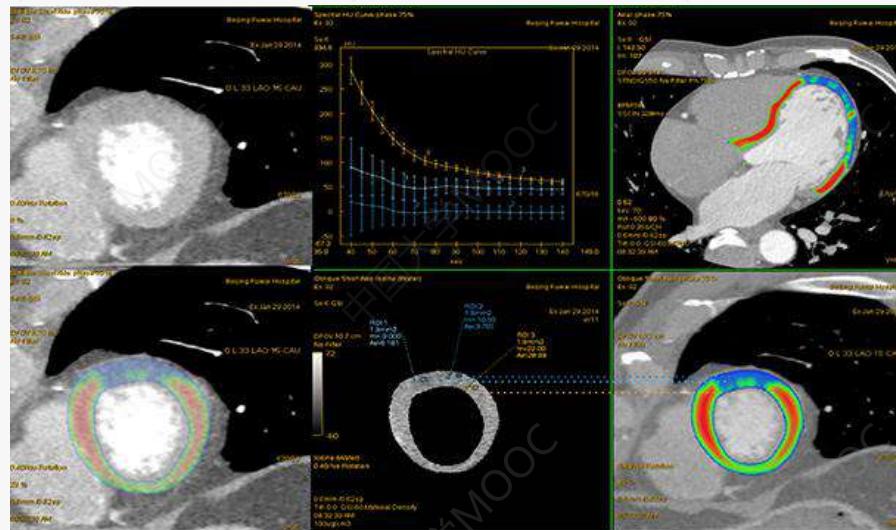
CT三维重建



CT血管成像

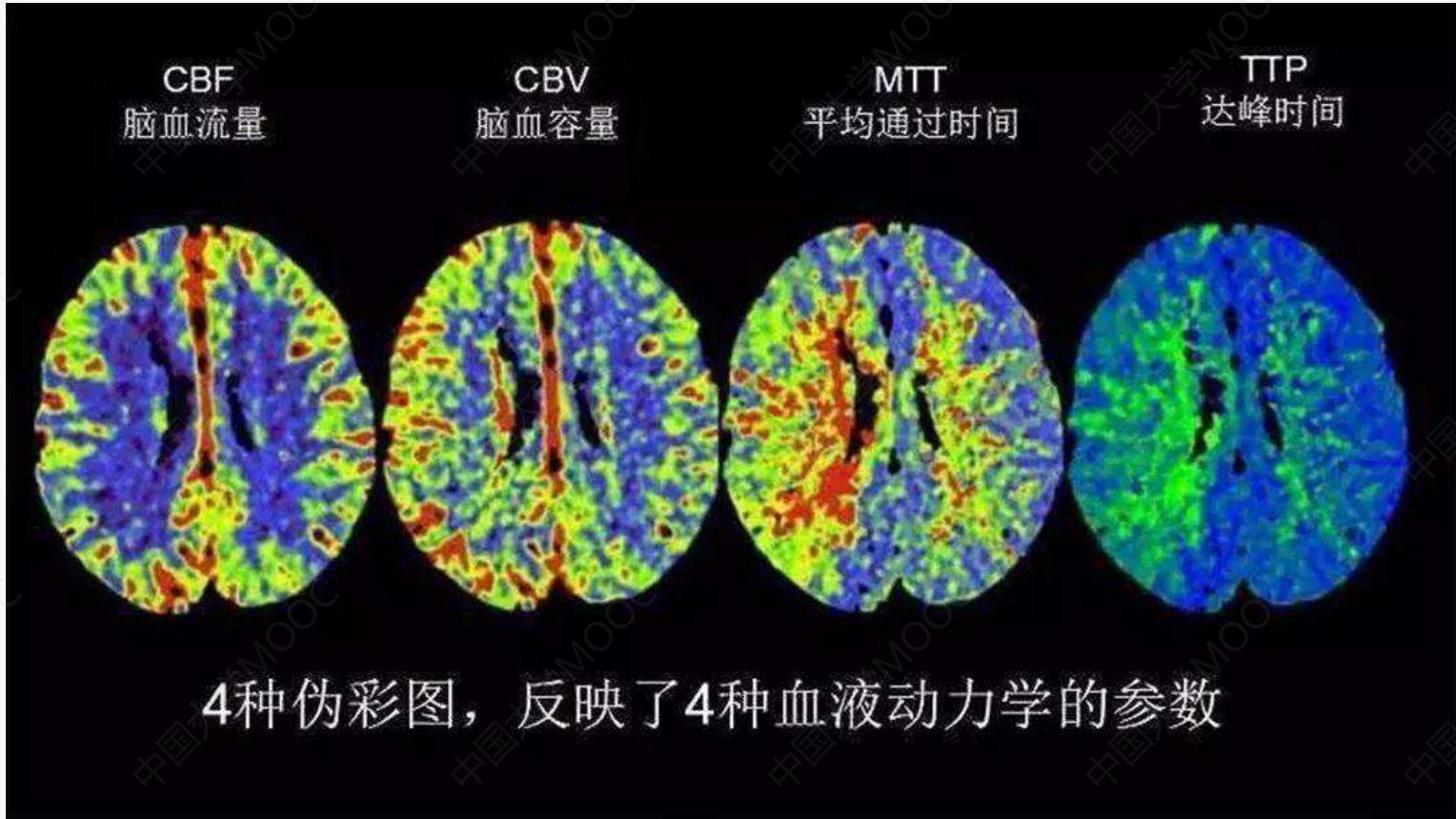


CT仿真内窥镜



CT能谱成像

# CT成像的发展



**CT灌注成像**

# MRI成像的发展



西门子 0.35 T MRI



飞利浦 1.5 T MRI

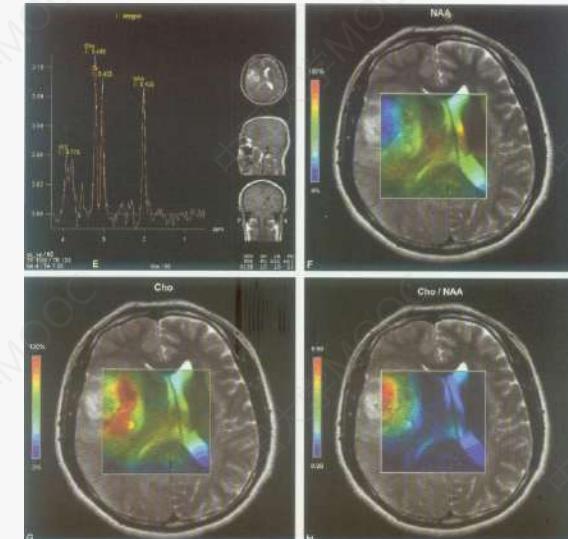
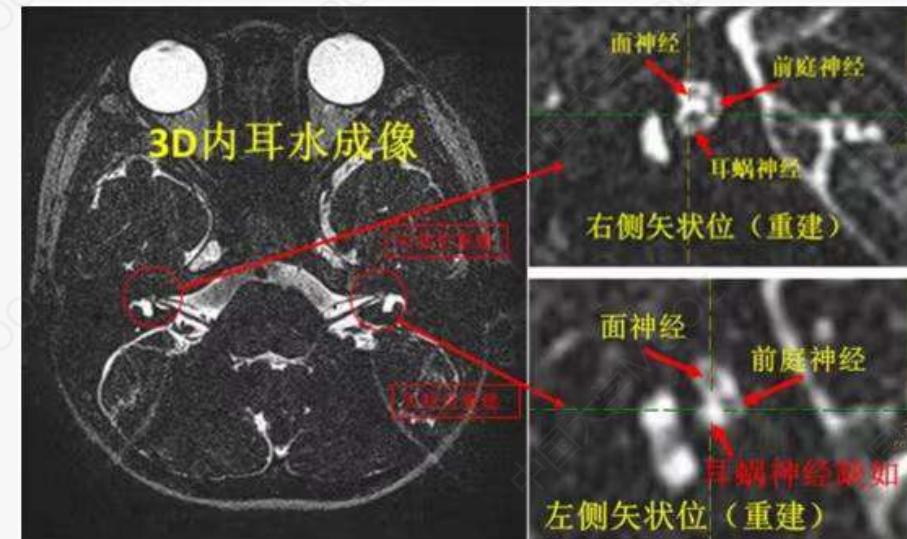
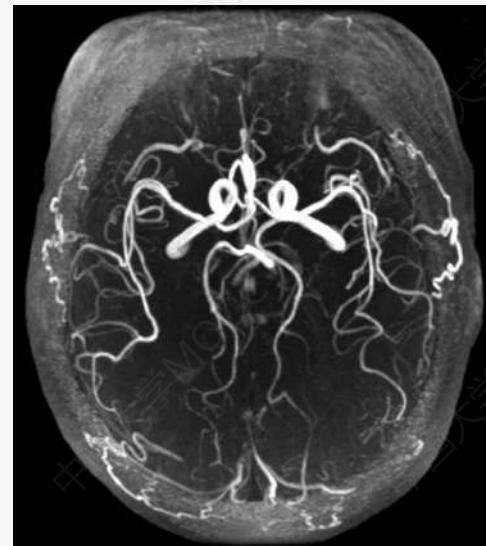


联影 3.0 T MRI



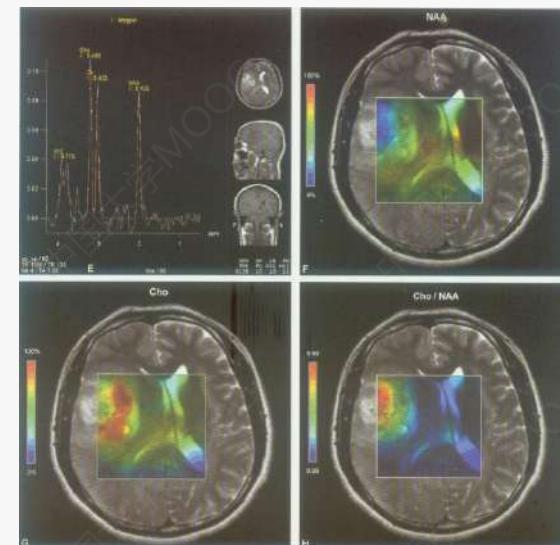
GE 7.0 T MRI

近年来磁共振血管成像、水成像、功能磁共振成像的发展迅速。



功能磁共振成像包括：

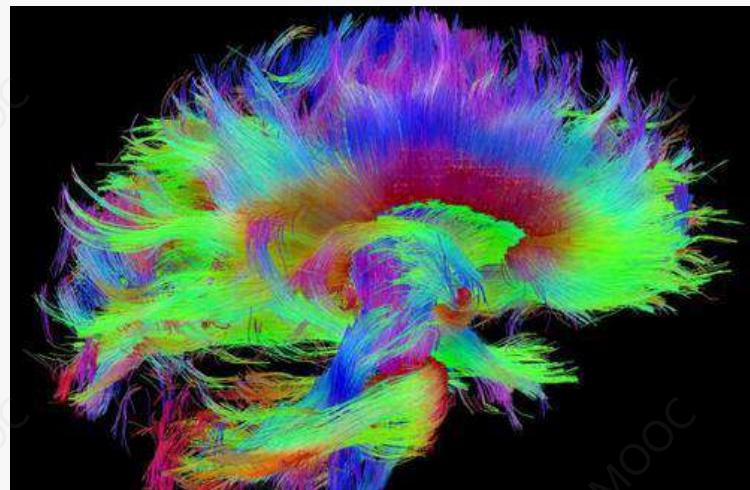
- 扩散加权成像
- 扩散张量成像
- 磁共振波谱成像
- 灌注加权成像
- 血氧水平依赖功能磁共振成像



DWI

功能磁共振成像包括：

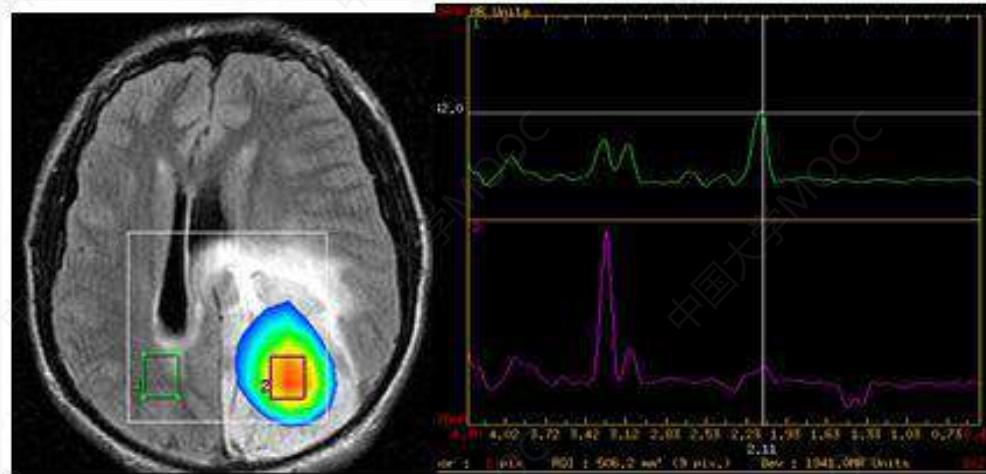
- 扩散加权成像
- 扩散张量成像
- 磁共振波谱成像
- 灌注加权成像
- 血氧水平依赖功能磁共振成像



DTI

功能磁共振成像包括：

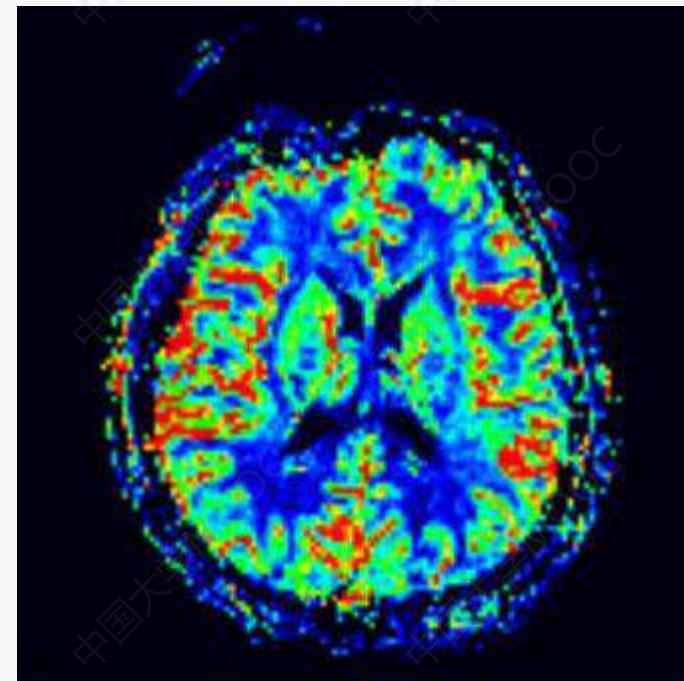
- 扩散加权成像
- 扩散张量成像
- 磁共振波谱成像
- 灌注加权成像
- 血氧水平依赖功能磁共振成像



MRI波谱成像 (MRS)

功能磁共振成像包括：

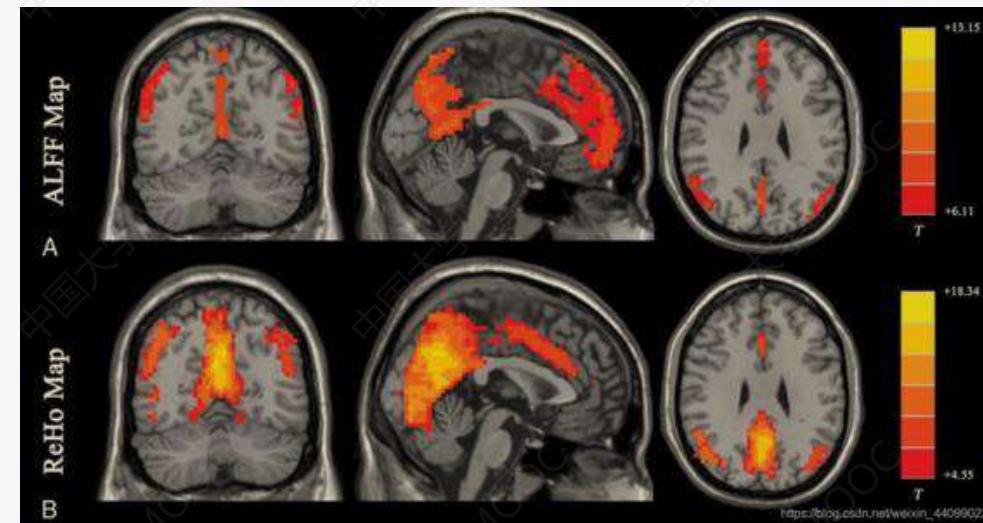
- 扩散加权成像
- 扩散张量成像
- 磁共振波谱成像
- 灌注加权成像
- 血氧水平依赖功能磁共振成像



灌注加权成像PWI

功能磁共振成像包括：

- 扩散加权成像
- 扩散张量成像
- 磁共振波谱成像
- 灌注加权成像
- 血氧水平依赖功能磁共振成像



BOLD-fMRI

# 超声成像发展 (80年代)



彩色多普勒超声

# 超声成像发展 (90年代)



血管内超声



三维超声

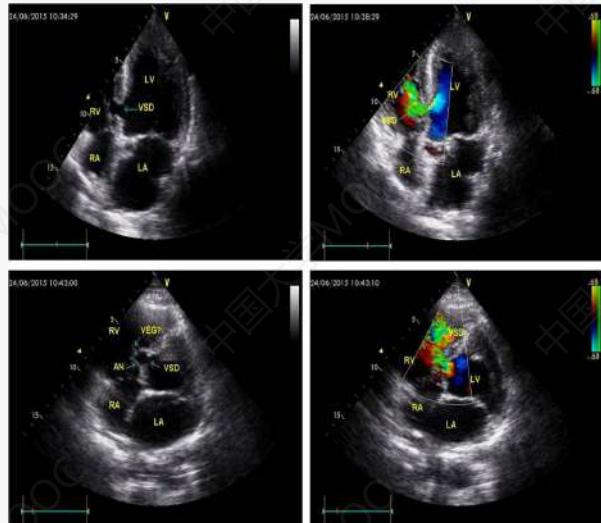
# 超声成像发展（近年来）



超声造影成像

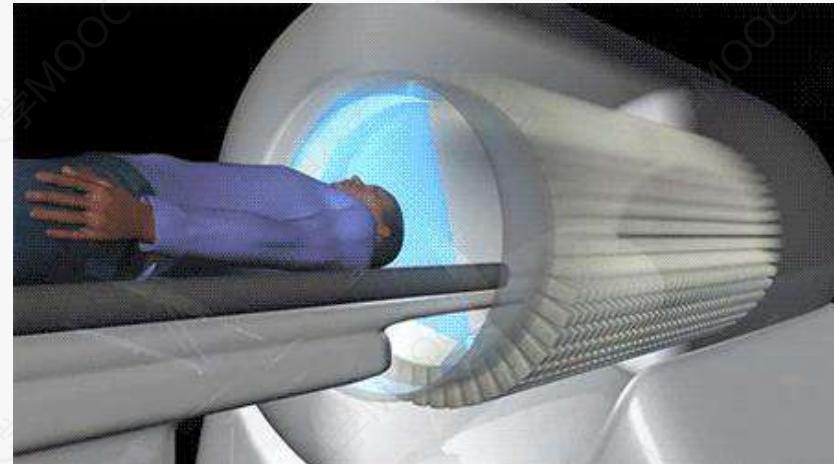


谐波成像



心内超声成像

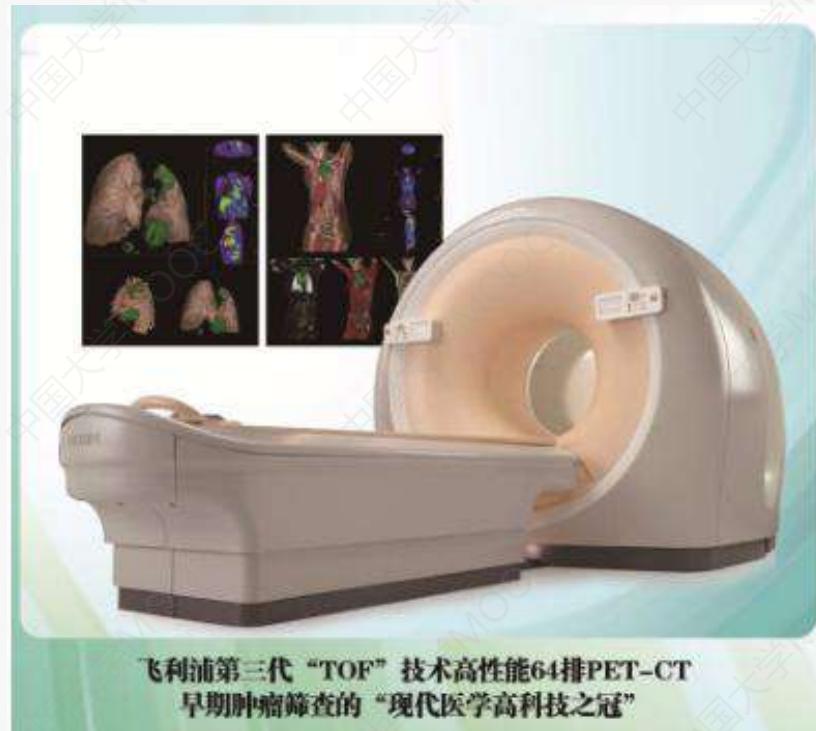
PET-CT将PET与螺旋CT完美融为一体，由**PET**提供病灶详尽的功能与代谢等分子信息，而**CT**提供病灶的精确解剖定位，一次显像可获得全身各方位的断层图像。



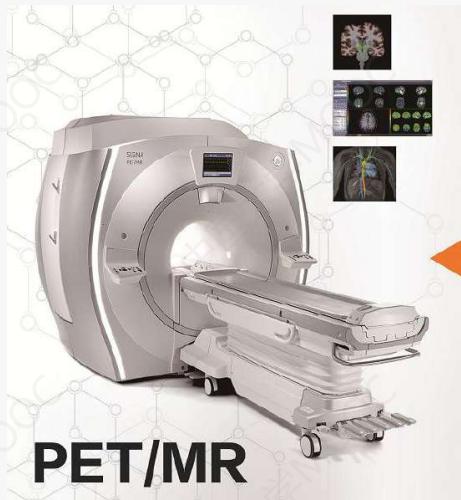
具有**灵敏、准确、特异及定位精确**等特点，可一目了然的了解全身整体状况，达到早期发现病灶和诊断疾病的目的。

# PET-CT成像

PET-CT的出现是医学影  
像学的又一次革命，堪  
称“现代医学高科技之  
冠”。

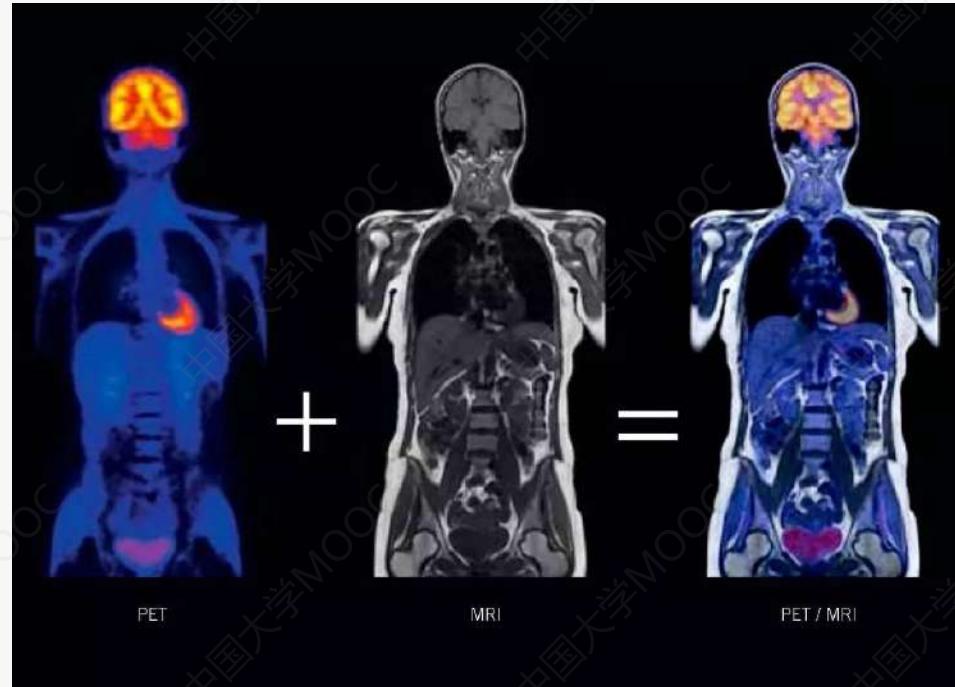


PET-MRI是将PET的分子成像功能与MRI卓越的软组织对比功能结合起来的一种新技术。



融合了**PET**对病灶的敏感检测优势和**MRI**的多序列成像优势，为分子影像学的发展带来了突破。

融合了**PET**对病灶的敏感检测优势和**MRI**的多序列成像优势，为分子影像学的发展带来了突破。



**PET-MRI**具有**灵敏度高、准确性好**等特点，对许多疾病，尤其是肿瘤和最为常见的心脑疾病具有早期发现、早期诊断的价值。

## 二、医学成像技术的发展特点

- 一、逐步从模拟成像向数字化成像技术发展。
- 二、从二维的平面成像向三维立体成像技术和四维动态成像技术发展。
- 三、从反映组织病理和解剖形态的结构成像（如X线、CT、MRI、US等）向功能成像（fMRI、SPETCT、PET）和分子影像（PET-CT、PET-MRI）发展。



谢 谢！



# X线成像技术

# X-ray Imaging Technology

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**X射线的发现与特点**

2

**X射线的成像原理**

3

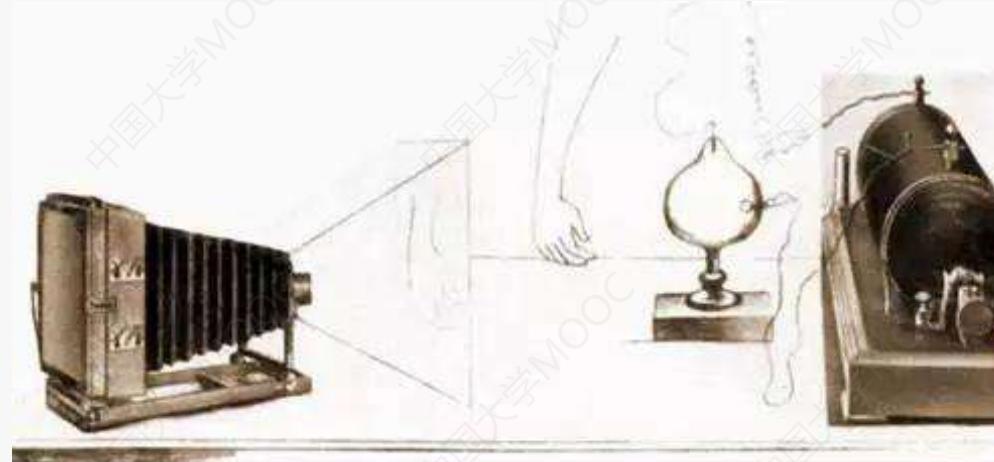
**X射线成像方式及应用**

4

**X射线图像特点**

## 一、X射线的发现与特点

1895.11.8，德国物理学家伦琴在调试阴极射线仪器的时候，发现了能使胶片感光的未知射线，因无法解释它的原理和性质，故借用了数学中代表未知数的“X”作为代号，称之为X射线。



## 一、X射线的发现与特点

当年圣诞前夕，伦琴使用Kodak胶片为其夫人的手拍摄了人类历史上第一张X射线照片。X射线的发现，使人类首次无须手术就能观察到人体内部结构，是医学影像技术发展史上的里程碑，为现代医学影像技术发展奠定了基础。

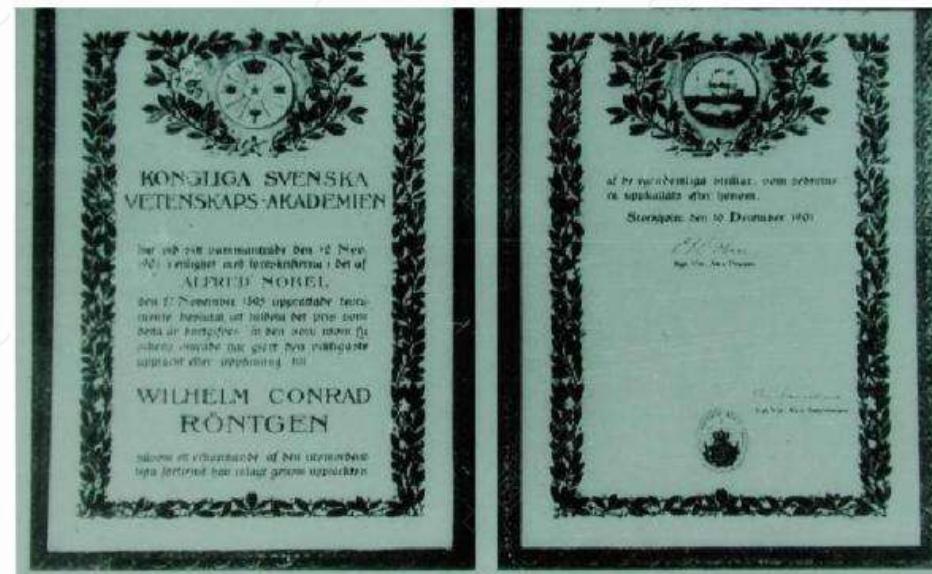


# 一、X射线的发现与特点

伦琴也于1901年被授予诺贝尔物理学奖。

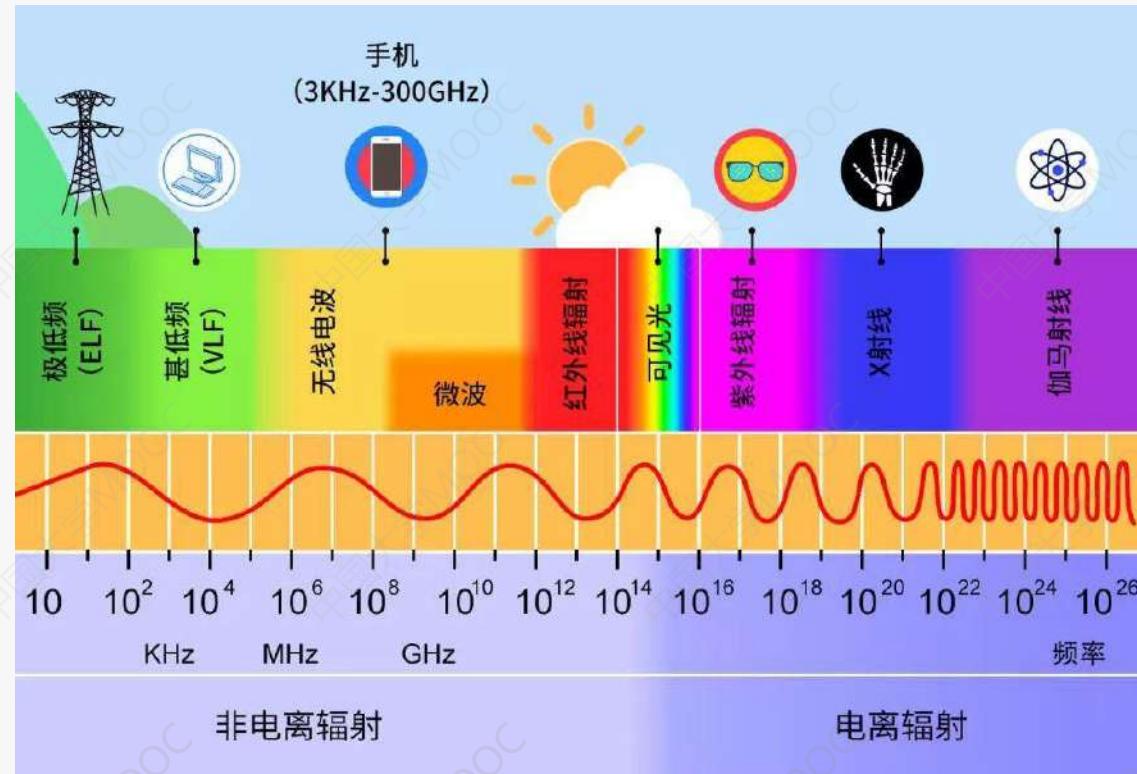


第一位诺贝尔物理学奖获奖者·1901



# 一、X射线的发现与特点

X射线实际上是一种频率很大、波长极短的电磁波。X射线的频率约在 $3 \times 10^{17} \sim 3 \times 10^{20}$  Hz之间，波长约在0.001--0.1nm之间。医学诊断常用的X射线的波长范围为0.008~0.031nm。



## 二、X射线的成像原理

一方面是基于X线的特性，即其穿透性、荧光效应和摄影效应；X射线能穿透可见光不能穿透的物体，激发荧光物质如铂氢化钡，硫化锌镉等产生肉眼可见的荧光，使涂有溴化银的胶片感光并形成潜影。

另一方面是基于人体组织有密度和厚度的差别。

## 二、X射线的成像原理

### 高密度组织

骨组织、钙化灶等。

### 中密度组织

软骨、肌肉、神经、实质器官、结缔组织以及体内液体等。

### 低密度组织

脂肪组织以及存在于呼吸道、胃肠道、鼻窦和乳突内的气体等。

密度大而厚的组织对X射线的吸收多，透过少；密度小而薄的组织则吸收少，透过多。

## 二、X射线的成像原理

### X射线透视

指穿透过人体的X射线，直接投射到荧光屏上，荧光屏将衰减后的射线能量转化为可见光。

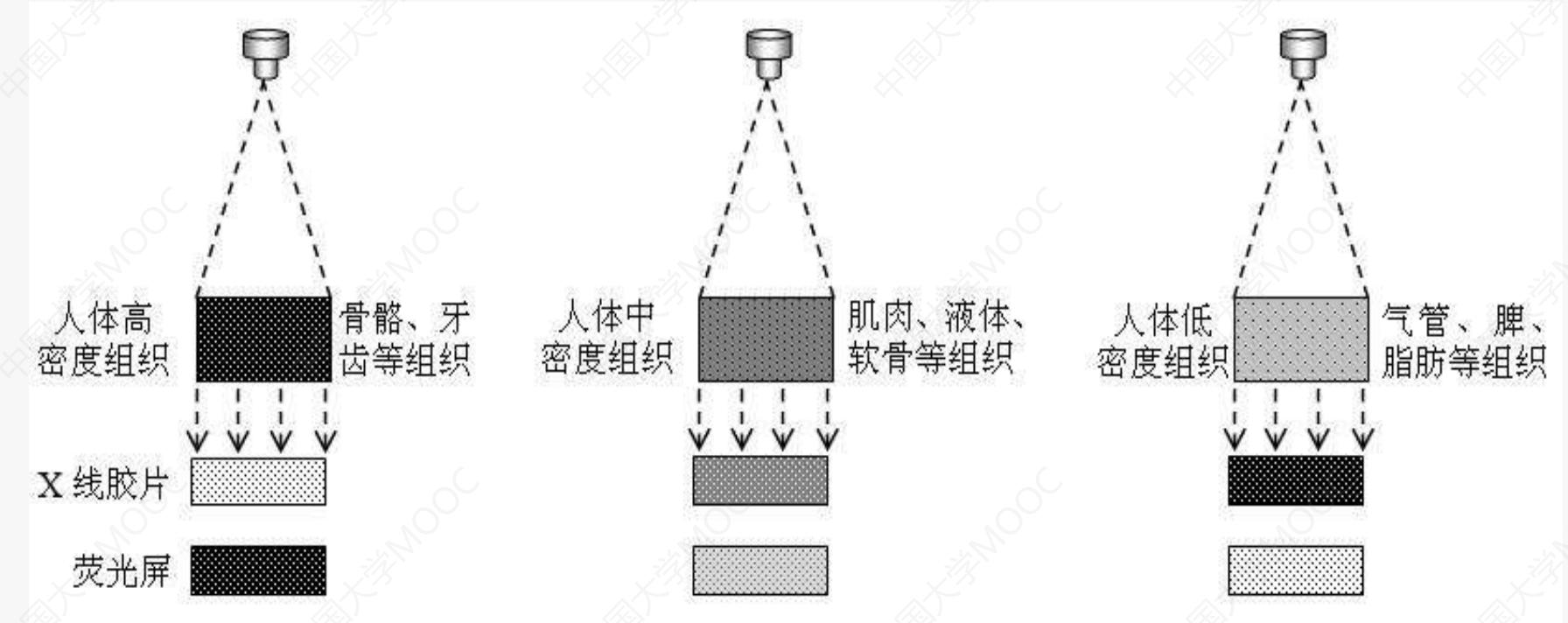
### X射线摄影

是用摄影用胶片代替透视中的荧光屏入射的X射线在胶片上形成潜影，然后经过显影、定影处理固定在胶片上。

## 二、X射线的成像原理

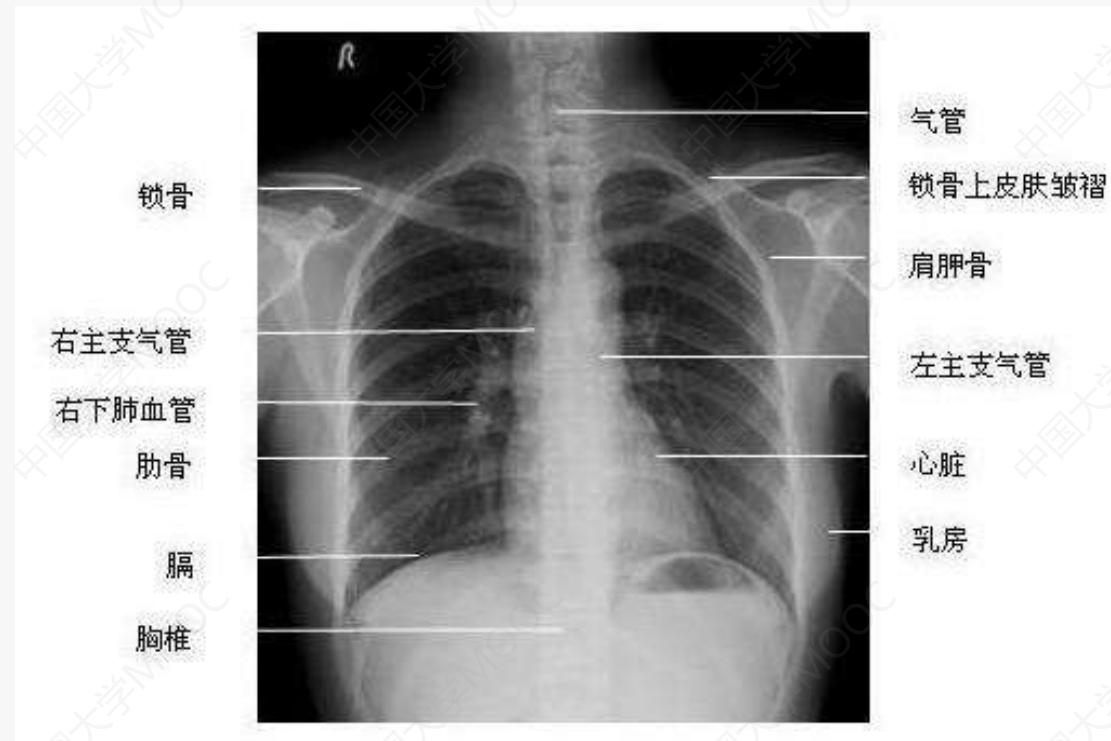
当强度均匀的X射线穿过厚度相等的不同密度组织结构时，由于组织吸收X射线的程度不同，在荧光屏上或X线胶片上引起的荧光作用或感光作用的强弱就有差别，因而在X线胶片和荧光屏上呈现具有黑白（或明暗）对比，层次差异的X线影像。

## 二、X射线的成像原理



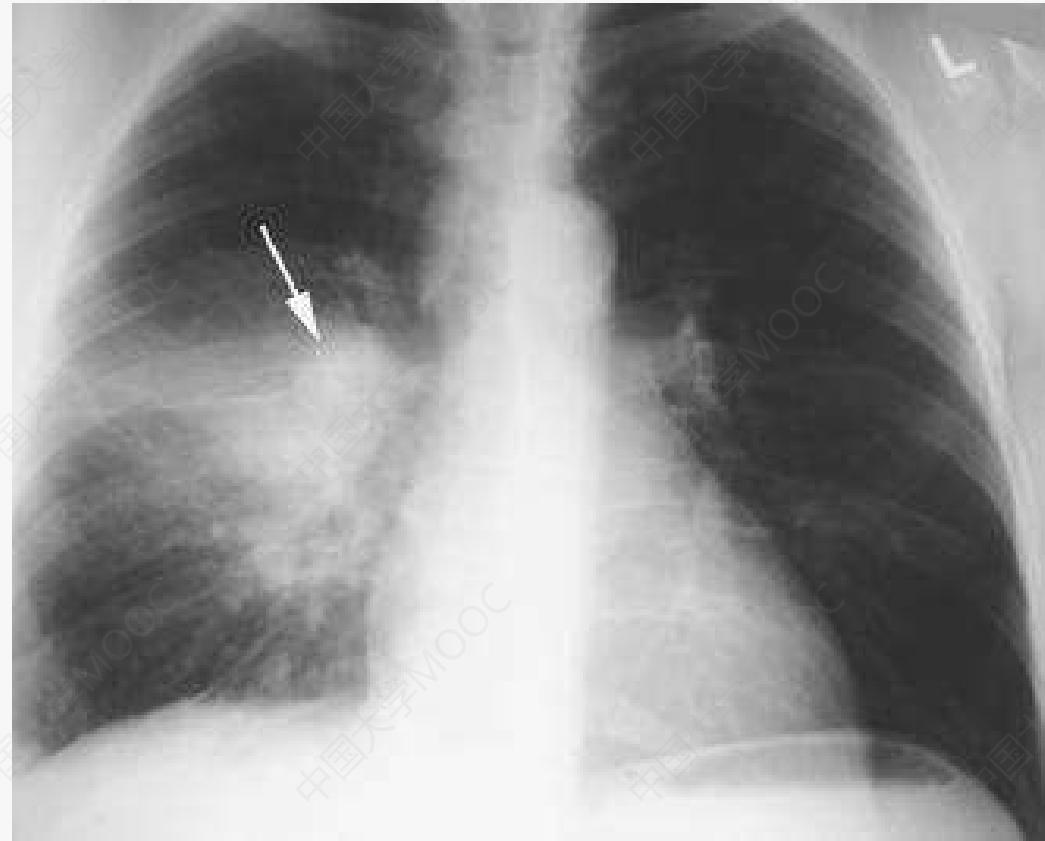
## 二、X射线的成像原理

在胸部，肋骨密度高但厚度小，而心脏大血管密度虽低，但厚度大，因而心脏大血管的影像反而比肋骨影像白。同样，胸腔大量积液的密度为中等，但因厚度大，所以其影像也比肋骨影像白。



## 二、X射线的成像原理

病理变化使人体组织密度发生改变，例如肺结核病变可在原低密度的肺组织内产生中等密度的纤维性改变和高密度的钙化灶。在胸片上，于肺影的背景上出现代表病变的白影。不同组织密度的病例变化可产生相应的病理X射线图像。



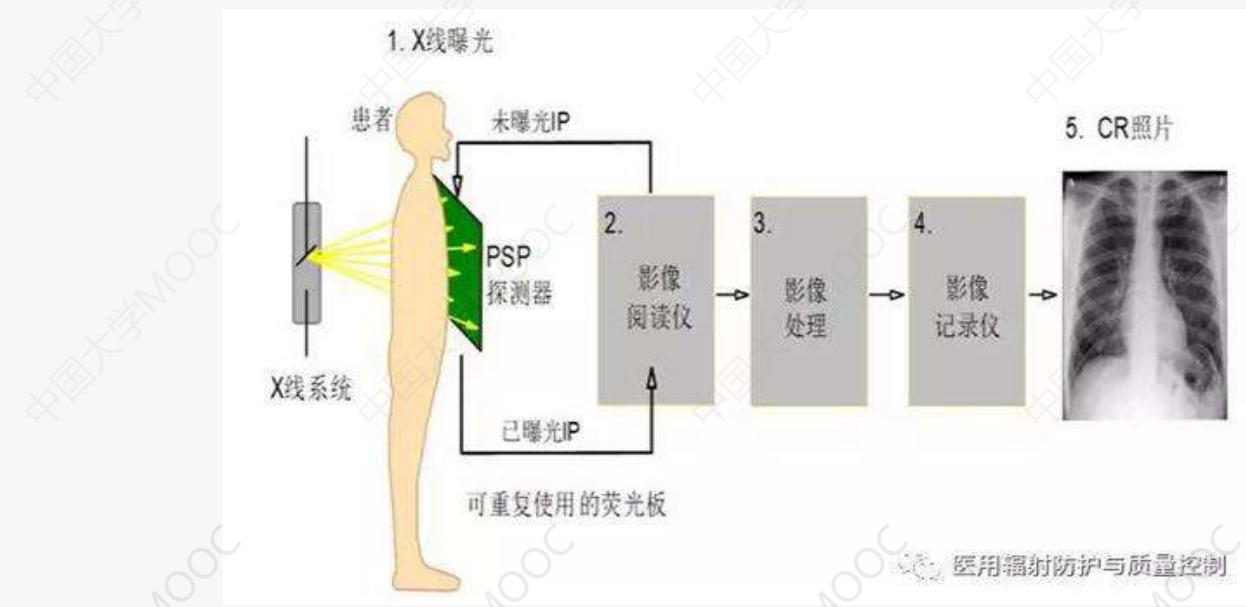
### 三、X射线成像方式及应用

传统的投影X射线成像采用胶片作为图像记录介质，这种方法不仅造成胶片图像长时间保存困难，而且在胶片冲洗过程中还会造成环境污染。随着数字化技术的发展，各种新型的数字化X射线成像技术相继问世。

### 三、X射线成像方式及应用

#### 计算机X射线摄影 (Computed Radiography, 简称CR)

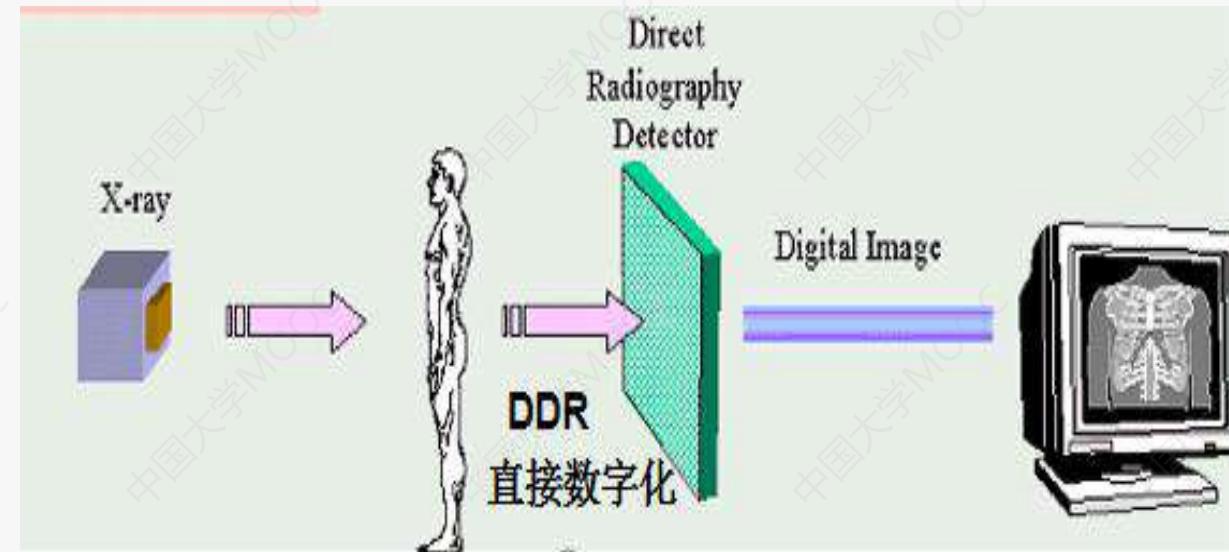
使用成像板(Imaging Plate, IP)取代传统的屏-胶片、系统。通过专用的读出设备读出影像板存储的数字信号，之后再利用计算机进行处理和成像。



### 三、X射线成像方式及应用

#### 数字放射摄影 (Digital Radiography, 简称DR)

使用大面积的平板检测器直接将探测到的X射线信号转化为数字信号。



### 三、X射线成像方式及应用

#### 全数字化的乳腺X射线摄影



### 三、X射线成像方式及应用

#### X线数字减影血管造影

(Digital Subtraction Angiography, DSA)



DSA

### 三、X射线成像方式及应用

#### 数字胃肠机



数字胃肠机

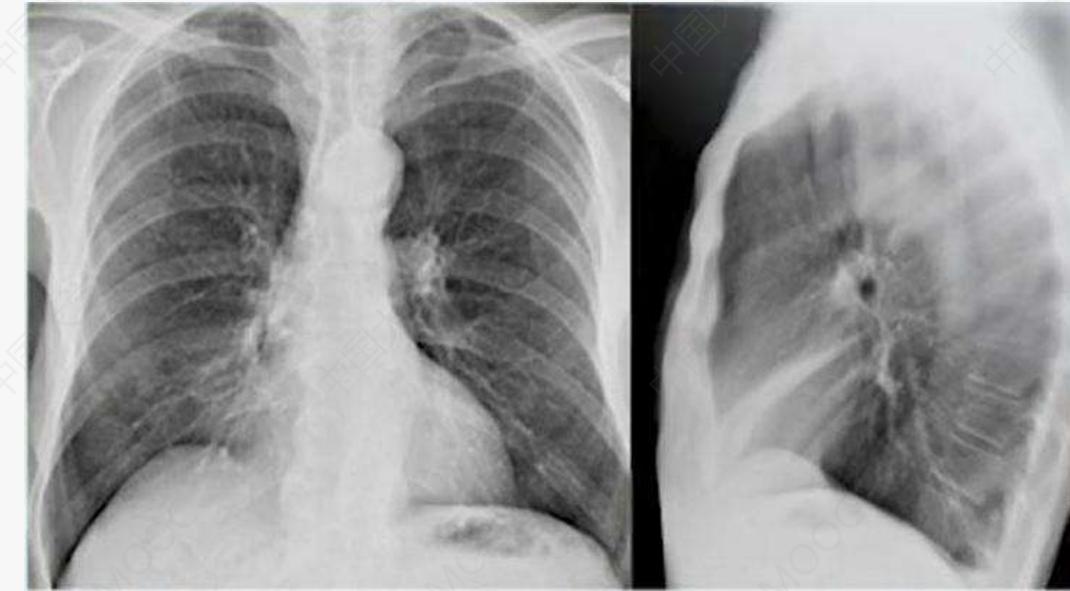
### 三、X射线成像方式及应用

X射线成像技术在临床检查中有着广泛的应用，  
占据了医学影像科中近**50%**的工作任务。

### 三、X射线成像方式及应用

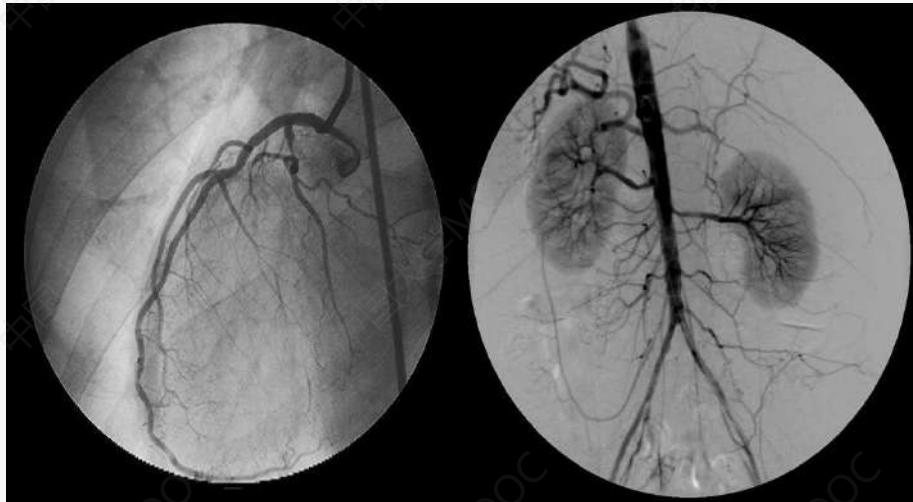


骨折的X光片

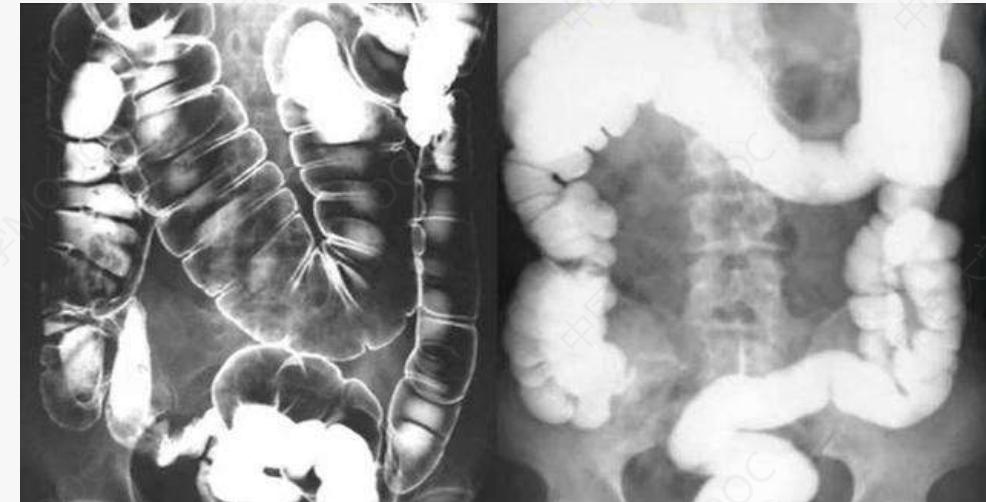


肺部病变X光片

### 三、X射线成像方式及应用



血管造影X光片



结石的X光片

## 四、X射线图像特点

X线图像是以灰度来反映人体组织组织结构的解剖及病理改变，为疾病诊断提供了重要依据。但它的成像是将三维空间的物体投影到一个二维平面上，使厚度方面的信息重叠地加在一起，造成了某些细节因信息重叠而丢失，因此，**X射线图像不能反映组织或病灶的三维空间位置。**

这也是X射线成像技术发展的一个瓶颈。



谢 谢！



# CT成像及其临床应用

---

## Computed Tomography and

---

## Its Clinical Application

邓燕佳 副教授

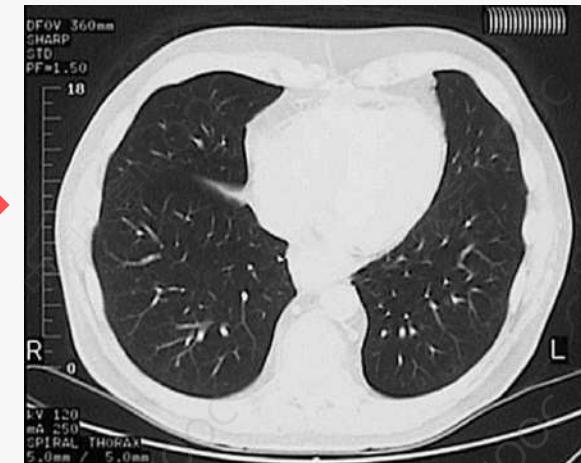
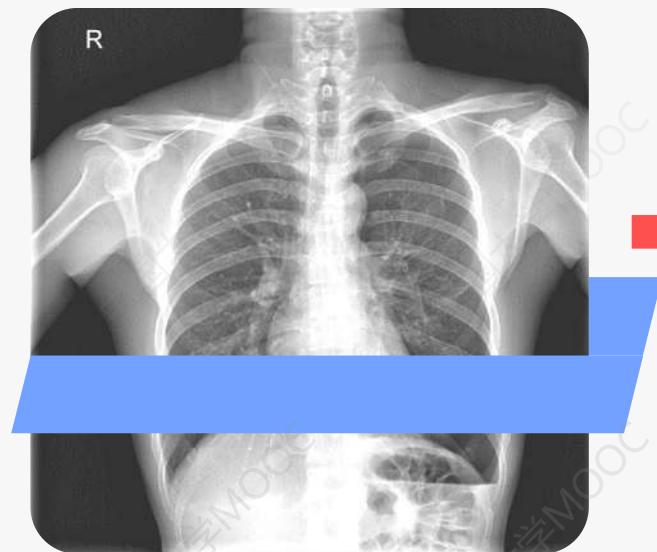
# 主要内容

Main Contents

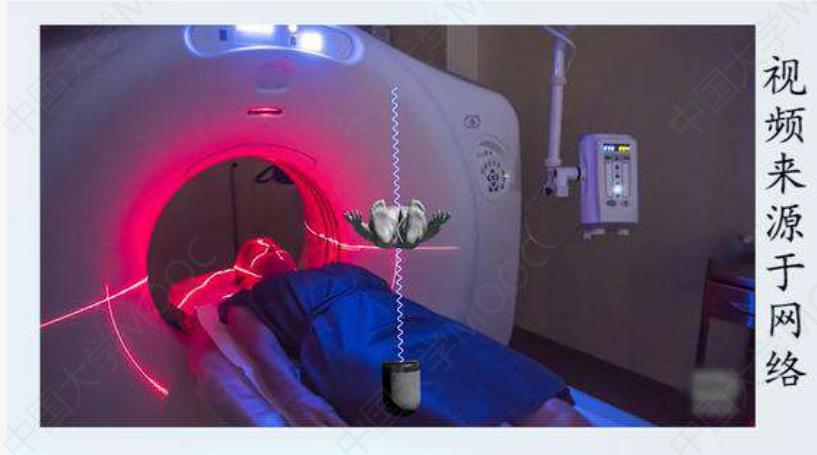
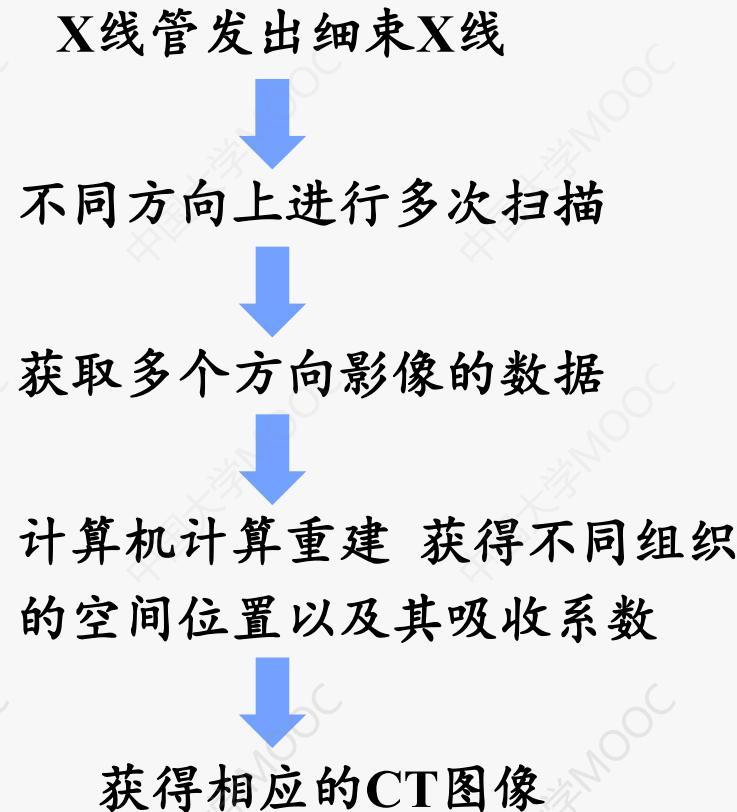
- 1 CT的概念**
- 2 CT的成像原理**
- 3 CT的临床应用**
- 4 CT的发展历程**

# 一、 CT的概念

计算机断层成像( Computed Tomography, CT) 是利用X线对人体某一范围进行逐层横断面扫描，获取信息，经计算机处理后获得重组的图像。



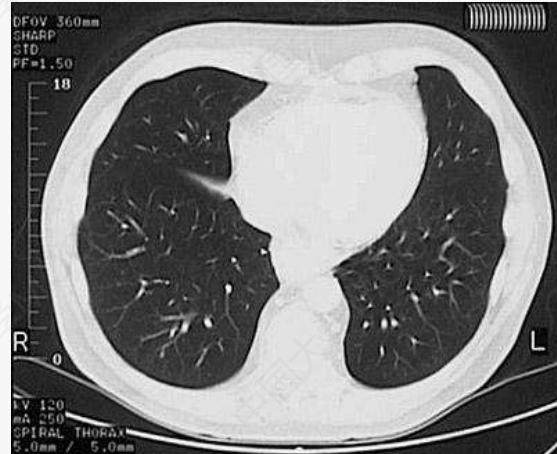
## 二、CT的成像原理



### 三、CT的临床应用



头部CT图像



胸部CT图像



上腹部CT图像

## 四、CT的发展历程

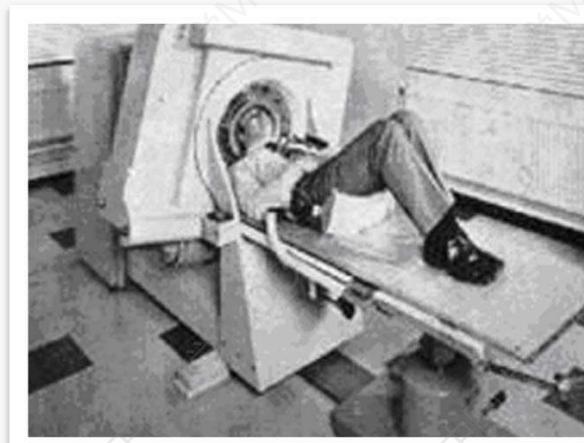
- 1972年公布于世，用于头颅
- 1974年可用于全身各部
- 1979年开普敦大学Cormack因其CT重建数学基础，英国科学家Hounsfield因其实现X线在CT中的应用获得诺贝尔医学奖。



Hounsfield

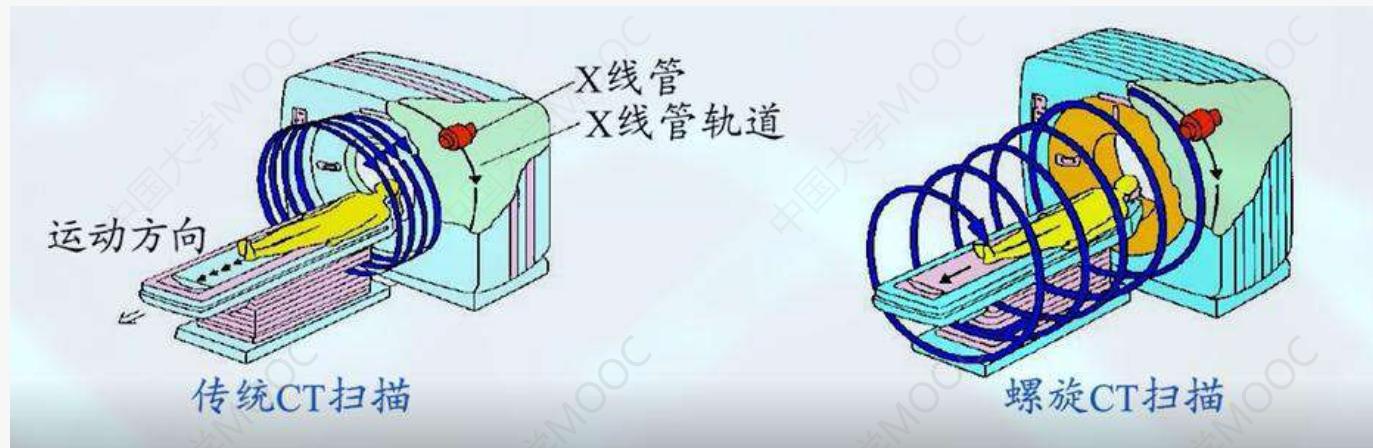


Cormack



## 四、CT的发展历程

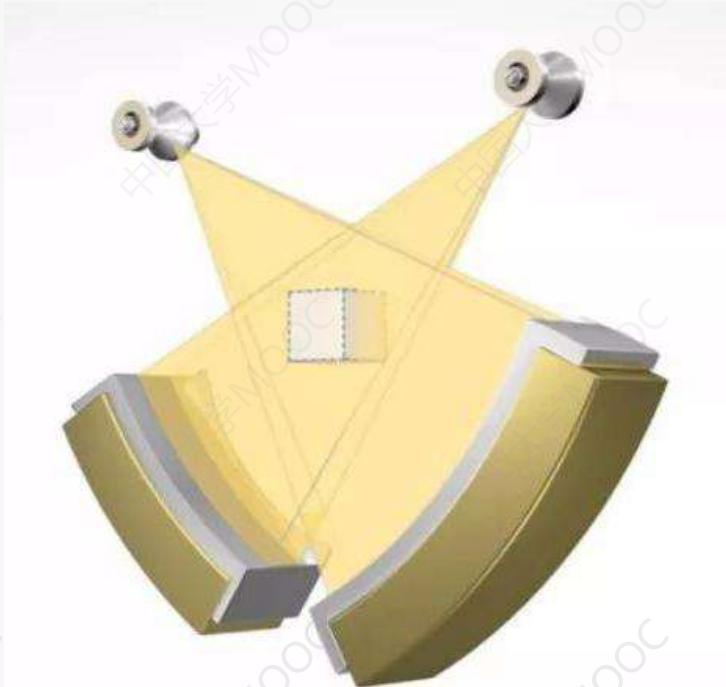
- 普通CT：每一次扫描球管旋转一圈，获得一幅图像。
- 螺旋CT：应用滑环技术，球管连续旋转，进行连续扫描。
- 多排螺旋CT：使用多排探测器，一次采集多层图像。



## 四、CT的发展历程

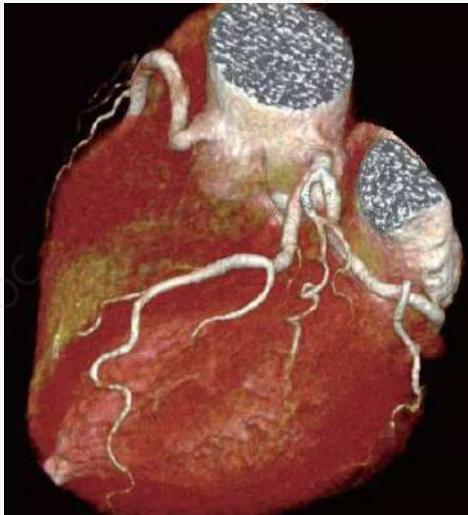


## 四、CT的发展历程

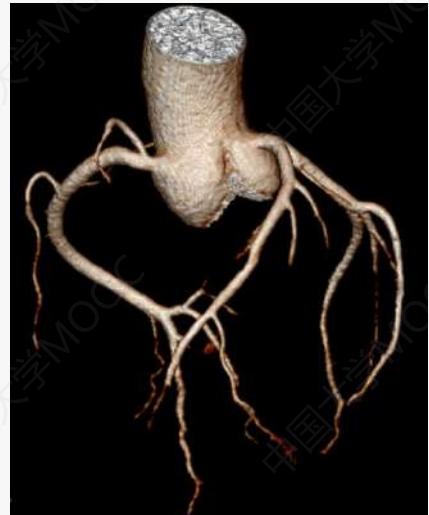


双源CT探测器示意图

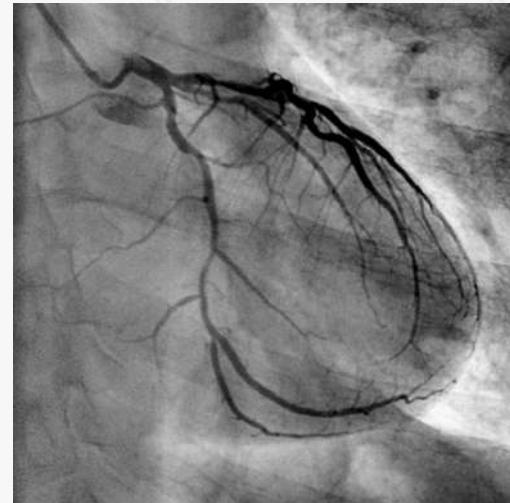
## 四、CT的发展历程



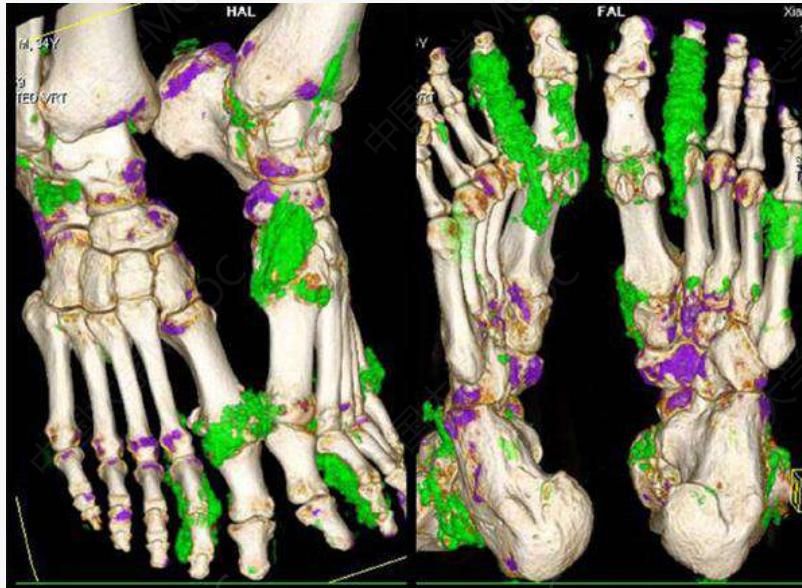
双源CT冠状动脉成像图



心脏DSA图



## 四、CT的发展历程



双源CT显示尿酸盐  
沉积于双足（绿色）

## 四、CT的发展历程



## CT优点：

- 能获得真正的断层图像，具有非常高的密度分辨率，可准确测量各组织的X线吸收衰减值，并通过各种计算机进行定量分析。
- 随着计算机技术的不断发展和断层扫描技术的不断改进，CT技术的发展日新月异，从早期的旋转/平移扫描方式到今天的多层螺旋扫描CT、双源CT的出现，诊断效果越来越好，临床应用也日趋普遍。



谢 谢！



# 磁共振成像

# Magnetic Resonance Imaging

单翔 博士

# 主要内容

Main Contents

1

**磁共振成像技术**

2

**磁共振设备结构**

3

**磁共振成像的流程**

4

**图像处理在磁共振成像中的应用**

## 磁共振成像技术

根据生物体磁性核(主要指氢核)在磁场中的表现特性成像的高新技术。

- 应用：测量物质的物理和化学特性，确定分子结构，进行生化和代谢过程的研究，医学成像。

# 磁共振成像技术

■ 美国物理学家拉比发现核磁共振现象，即当处于静磁场中的原子受到电磁波的激励时，如果射频电磁波的频率与静磁场强度的关系满足拉莫尔方程，则原子核自旋与外界磁场的共振现象。

1938

■ 美国斯坦福大学的Felix Bloch和哈佛大学的Edward Mills Purcell各自进行研究，检测到大块物质内核磁共振吸收，清楚地阐述了原子核自旋(Spin)的存在，几乎同时发表他们的研究成果。

1946

■ 1973年美国劳特伯和英国曼斯菲尔德提出利用梯度场定位MRI方法。

1973

■ 日本科学家小川誠二发现功能磁共振成像(fMRI)，为人们采用MRI开展脑功能研究奠定了基础。

1990

## 与磁共振成像技术相关的诺贝尔奖获得者

- 美国，拉比 (Isidor Isaac Rabi) , 1944年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：测量原子核的磁性，探讨核力的性质、核模型的建立等方面的主要贡献。



1944

1952

1955

1964

1966

1977

1991

2003

- 美国，库什 (Polykarp Kusch) , 威利斯·尤金·兰姆 (Willis Eugene Lamb, 1955年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：电子磁矩的精确测量。



- 法国，卡斯特勒 (Alfred Kastler) , 1966年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：光磁双共振技术及其实验方法。



- 美国，厄恩斯特 (Richard Ernst) , 1991年获诺贝尔化学奖。获奖原因：傅里叶变换磁共振及二维高分辨率磁共振波普的重大贡献。



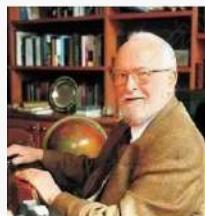
- 美国，柏赛尔 (Edward Purcell) 和布洛克(Felix Block),1952年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：发现核磁共振现象。



- 美国，汤斯 (Charles Hard Townes) , 1964年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：指出了金属磁共振中的奈特位移机制。



- 美国，范弗莱克 (Van Vleck) , 1977年获诺贝尔物理学奖。获奖原因：阐明了固体磁学性能，“现代磁学之父”。

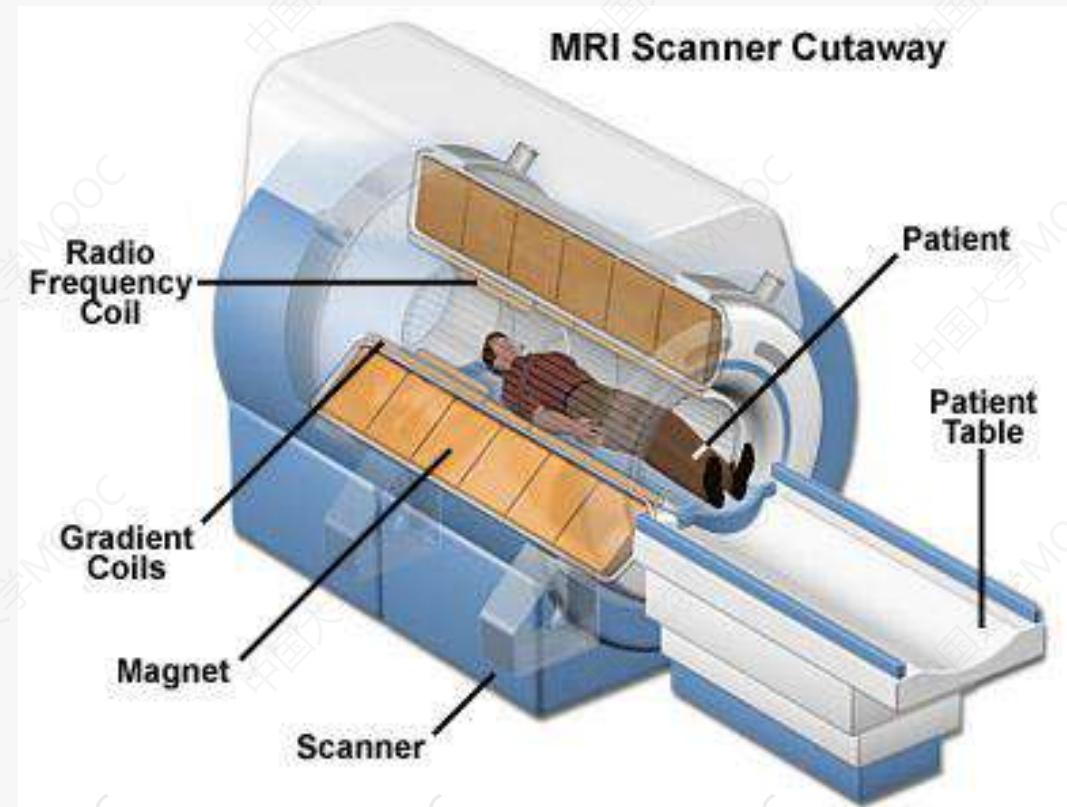


- 美国，劳特伯 (Paul Lauterbur) , 英国，曼斯菲尔德 (Peter Mansfield) 2003年获诺贝尔生理医学奖。获奖原因：梯度场的应用及二维成像法。

## 磁共振成像技术

### ➤ MRI设备组成部分：

主磁体，梯度场系统，射频系统，计算机系统和其他辅助设备。



## ■ 磁共振成像技术

### ➤ 主磁体

永磁型磁体，常导型磁体，超导型磁体。

◆ 功能：产生场强均匀的静磁场，也称为  
 $B_0$ 场，以使物体中的核自旋极化。

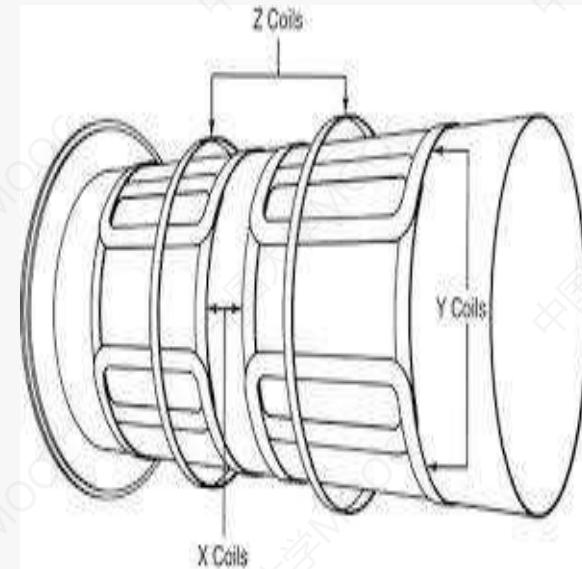


## ■ 磁共振成像技术

### ➤ 梯度场系统

由三个正交梯度线圈 $G_x$ ,  $G_y$ 和 $G_z$ 组成。

◆ 功能：对NMR信号进行空间编码。

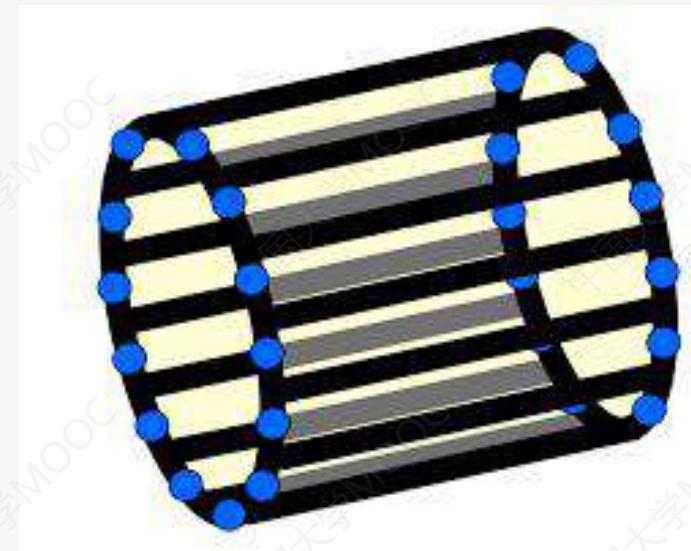


## 磁共振成像技术

### ➤ 射频系统

能够产生旋转磁场（也称为 $B_1$ 场）。

◆ 功能：激发核自旋和采集磁共振信号。





## 磁共振成像技术

### ➤ 计算机系统

MRI设备的指令和控制中心，不仅具有数据处理、存储及显示等功能，而且选择视野、脉冲序列、打开和关闭梯度磁场、控制RF发射和收集MRI信号及提供MRI设备各单元的状态诊断数据。

### ➤ 其他辅助设备

生理信号的控制设备，例如心电门控、呼吸门控等等。

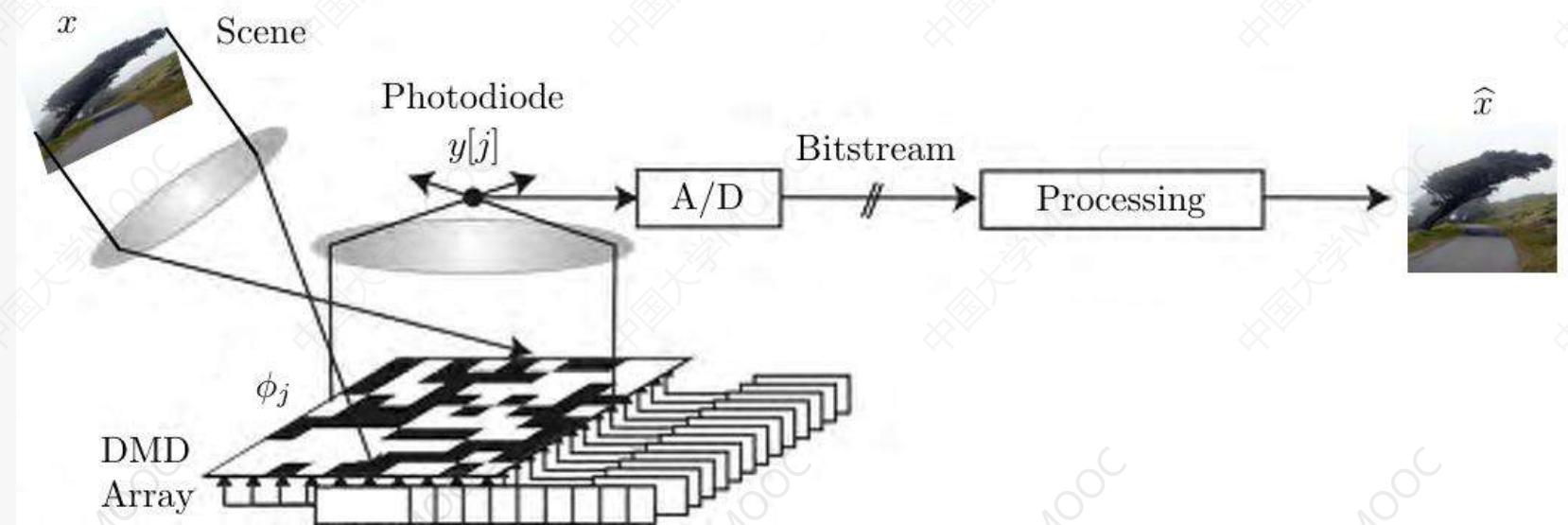
人体置入静磁场  
发射射频脉冲  
空间编码  
A/D采样  
图像重建



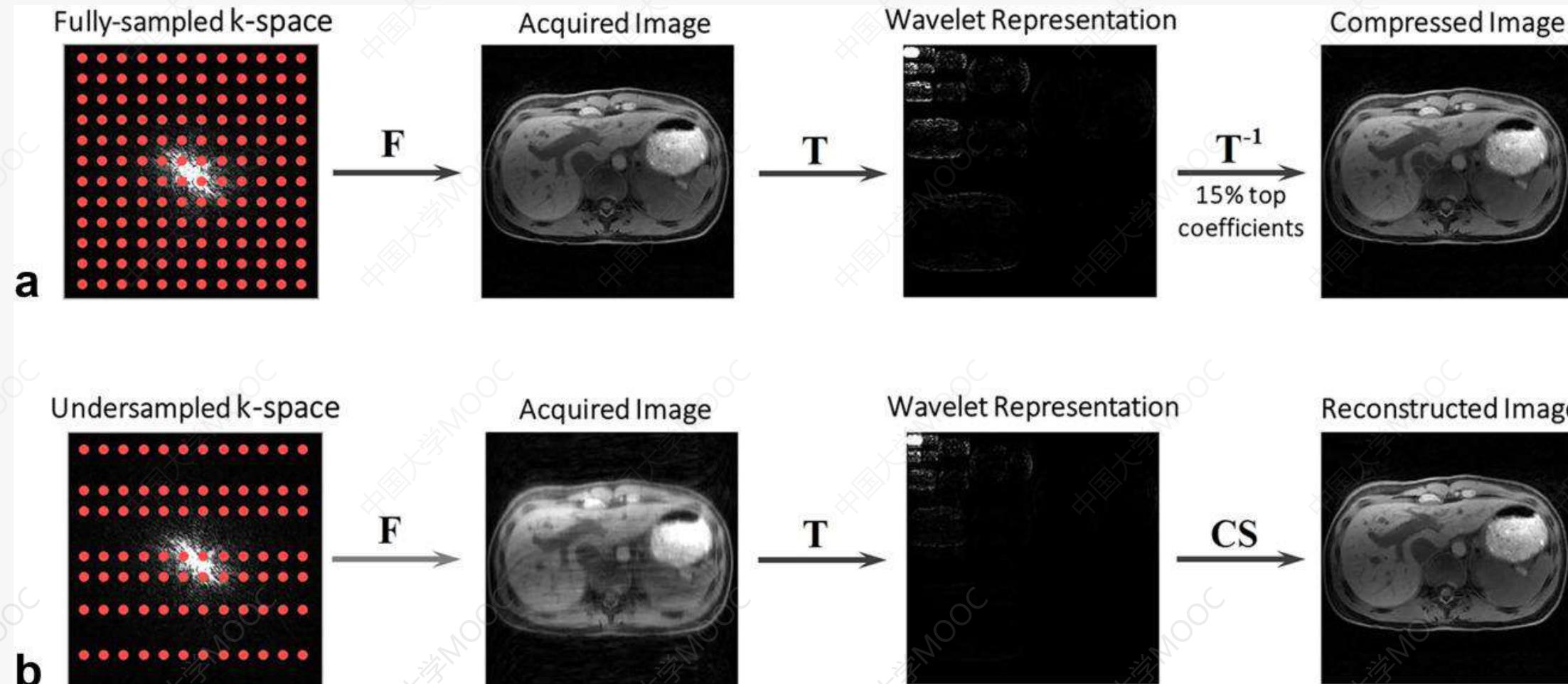
- 设计更高性能的梯度场
- 软件上提高了成像的效率

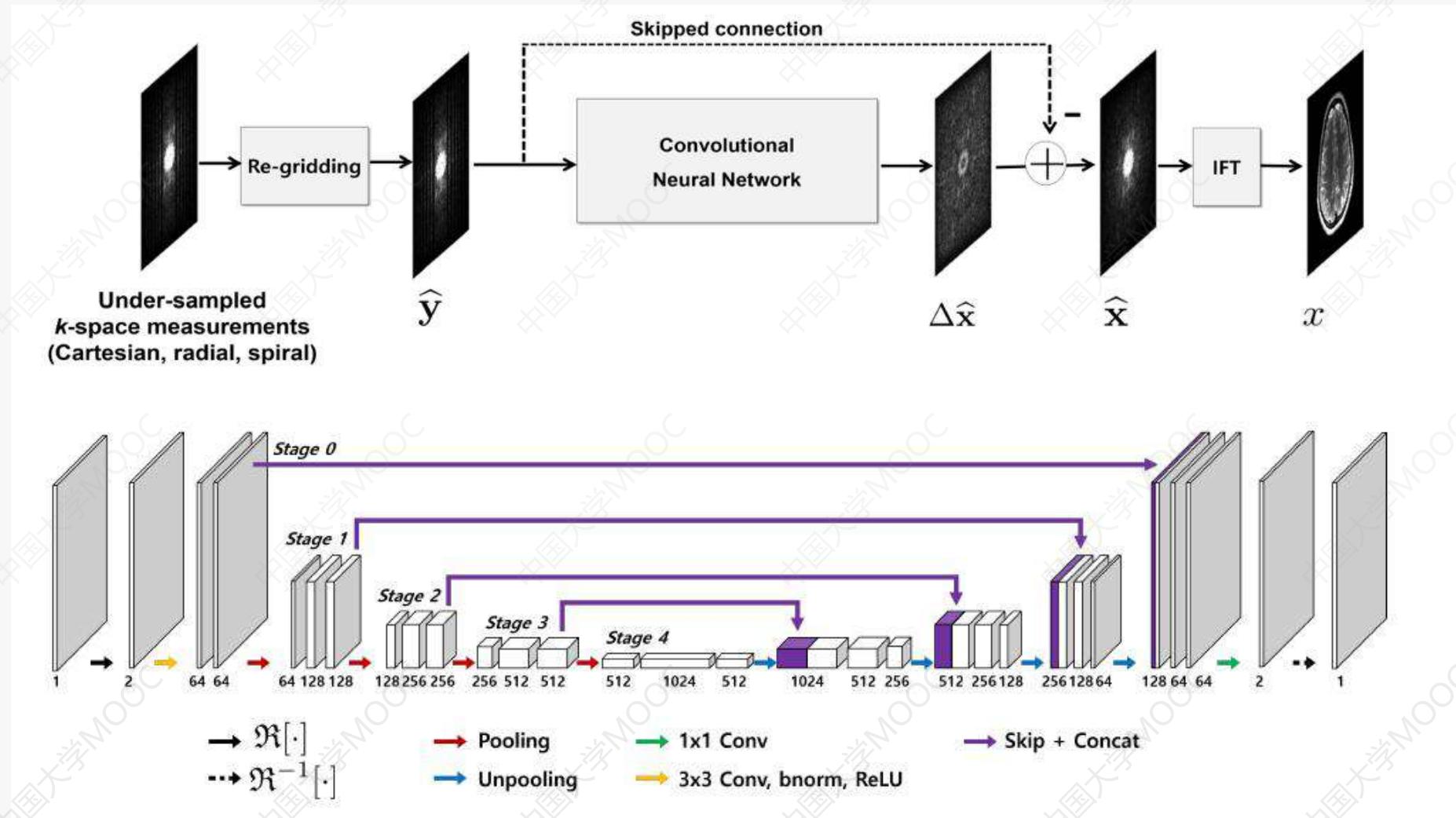
压缩感知技术 (compressive sensing)

深度学习技术 (deep learning)

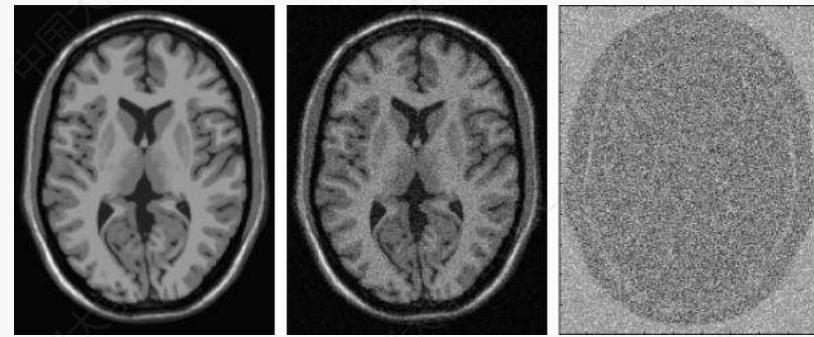


## 压缩感知技术 (compressive sensing)

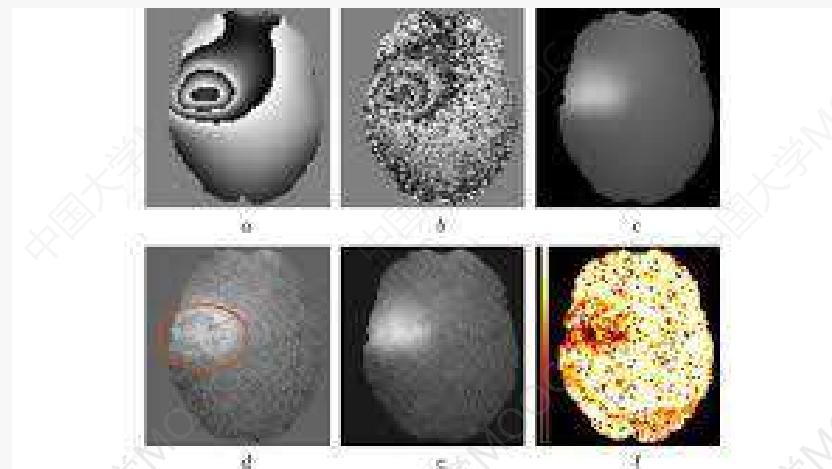


 深度学习技术 (deep learning)

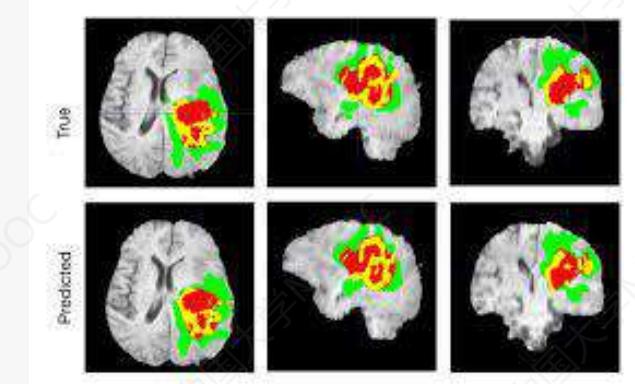
## 磁共振成像



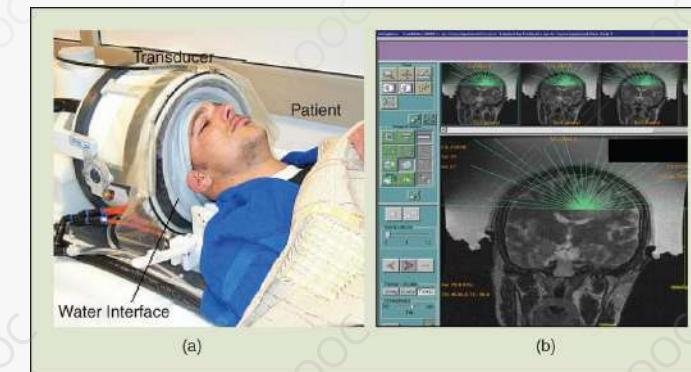
图像去噪



相位解缠绕



图像分割



CAD/CAS



谢 谢！



# 医学图像处理的发展及应用

Development and Application of Medical Image Processing

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**医学图像处理的发展**

2

**医学图像处理的应用**

# 一、医学图像处理的发展

医学图像处理的发展，可追溯到20世纪50年代。1959年，美国学者 Ledley 首次将数学模型引入肺癌临床医学诊断中。

SCIENC

3 July 1959, Volume 130, Number 3366

## Reasoning Foundations of Medical Diagnosis

Symbolic logic, probability, and value theory aid our understanding of how physicians reason.

Robert S. Ledley and Lee B. Lusted

The purpose of this article is to analyze the complicated reasoning processes inherent in medical diagnosis. The importance of this problem has received recent emphasis by the increasing interest in the use of electronic computers as an aid to medical diagnostic processes (1, 2). Before computers can be used effectively for such purposes, however, we need to know more about how the physician makes a medical diagnosis.

If a physician is asked, "How do you make a medical diagnosis?" his explanation of the process might be as follows. "First, I obtain the case facts from the patient's history, physical examination, and laboratory tests. Second, I evaluate the relative importance of the different signs and symptoms. Some of the data may be of first-order importance and other data of less importance. Third, to make a differential diagnosis I list all the diseases which the specific case can reasonably resemble. Then I exclude one disease after another from the list until it becomes apparent that the case is best fitted into a definite disease category, or that it may be one of several possible diseases, or else that its exact nature cannot be determined." This, obviously, is a greatly simplified explanation of the process of diagnosis, for the physician might also comment that after seeing a patient he often has a "feeling about the case." This "feeling," although hard to explain, may be a summation of his impressions concerning the way the data seem to fit together, the patient's reliability, general appearance, facial expression, and so forth; and the physician might add that such thoughts do influence the considered diagnoses. No one can doubt that complex reasoning processes are involved in making a medical diagnosis. The diagnosis is important because it helps the physician to choose an optimum therapy, a decision which in itself demands another complex reasoning process.

This complex reasoning process must be integrated by the physician with a large store of possible diseases. It is widely believed that errors in differential diagnosis result more frequently from errors of omission than from other sources. For instance, concerning such errors of omission, Glendenning and Hashinger (3) say: "How to guard against incompleteness I do not know. But I do know that, in my judgment, the most brilliant diagnosticians of my acquaint-

ance are the ones who do remember and consider the most possibilities."

Computers are especially suited to help the physician collect and process clinical information and remind him of diagnoses which he may have overlooked. In many cases computers may be as simple as a set of hand-sorted cards, whereas in other cases the use of a large-scale digital electronic computer may be indicated. There are other ways in which computers may serve the physician, and some of these are suggested in this paper. For example, medical students might find the computer an important aid in learning the methods of differential diagnosis. But to use the computer thus we must understand how the physician makes a medical diagnosis. This, then, brings us to the subject of our investigation: the reasoning foundations of medical diagnosis and treatment.

Medical diagnosis involves processes that can be systematically analyzed, as well as those characterized as "intangible." For instance, the reasoning foundations of medical diagnostic procedures are precisely analyzable and can be separated from certain considered intangible judgments and value decisions. Such a separation has several important advantages. First, systematization of the reasoning processes enables the physician to define more clearly the intangibles involved and therefore enables him to concentrate full attention on the more difficult judgments. Second, since the reasoning processes are susceptible to precise analysis, errors from this source can be eliminated. Of course, the methods presented in this paper are not designed for immediate, direct application; rather, they serve as a suggested basis from which more practical procedures can be developed. However, a consideration of foundations is always essential as the first step in the development of practical applications.

The reasoning foundations of medical diagnosis and treatment can be most precisely investigated and described in terms of certain mathematical techniques. Before material to illustrate these techniques was selected, many of the *New England Journal of Medicine*

Dr. Ledley is a part-time member of the staff of the National Academy of Sciences-National Research Council, Washington, D.C., where he is principally engaged in the work of the Panel on Biograph on Electronic Computers in Biology and Medicine. He is on the faculty of the Electrical Engineering Department of the Graduate Williamette University and mathematician at the Data Processing Systems Division of the National Bureau of Standards. Dr. Lee B. Lusted is a professor of medicine and professor at the University of Rochester School of Medicine, Rochester, N.Y.

3 JULY 1959

# 一、医学图像处理的发展

1966 年提出了“计算机辅助诊

断(Computer aided diagnosis,

CAD)” 的概念，揭开了计算机

与医学相结合的序幕。

## Chromosome Analysis by Computer

*Now that certain human disorders have been linked with chromosome abnormalities, it is desirable to examine large numbers of cells for such abnormalities. A computer regime has been devised for the purpose*

by Robert S. Ledley and Frank H. Ruddle

In recent years a number of human disorders have been found to be related to abnormalities in the chromosomes, the bodies in the living cell that contain the genetic material. Accordingly many medical institutions have undertaken programs of examining in the microscope the chromosomes of samples of tissue taken from numerous patients. Such programs have been limited by the fact that the examination of chromosomes takes time and calls for individuals who have been trained in recognizing chromosomal abnormalities. An obvious way to circumvent this limitation is to devise some kind of machine that can examine the chromosomes automatically, although of course it is less obvious how the machine would work. Such a machine, the central component of which is an electronic computer, has now been assembled and successfully operated.

Human somatic cells (as distinguished from sperm or egg cells) normally contain 46 chromosomes. The chromosomes can most conveniently be examined in the white cells of the blood, which are readily available in a blood sample. (Maternal red blood cells contain no chromosomes.) After the white cells have been segregated, however, they must be kept alive in tissue culture and induced to undergo mitosis, or to divide; it is only during mitosis that chromosomes and their abnormalities are clearly visible. Treating the cells with the drug colchicine halts mitosis nearly at metaphase—the stage of somatic-cell division in which each chromosome has divided into two mirror-image halves lying side by side and connected at one point called the centromere. The cell preparation is now treated with a dilute salt solution, which causes the cells to swell and the chromosomes to move apart.

Finally the cells are fixed and stained, so that the chromosomes can be observed and photographed through the microscope [see upper illustration on page 41].

For purposes of analysis a photomicrograph must be made and enlarged, so that the chromosome images are cut out and arranged on a slide card in what is called an ideogram. The chromosomes are matched into 22 pairs of homologous, or related, chromosomes, plus the two sex chromosomes. (One member of each pair and one sex chromosome is derived from each parent at the fertilization of the egg.) The pairs are arranged in a standardized order based on size, shape and the ratio of the length of the "arm" on each side of the centromere [see lower illustration on page 42]. Only when the cells are thus arranged can abnormalities be readily identified. Even when the abnormality is as gross as the presence of extra chromosomes the ideogram is needed to determine with which normal pair the extra chromosome is associated. Some of the disorders that have been linked with chromosomal abnormalities are Down's syndrome (mongolism), chronic myeloid leukemia, Klinefelter's syndrome (a congenital disorder of males involving infertility) and Turner's syndrome (a congenital disorder of females involving infertility). Also detectable by such analysis is chromosome damage caused by certain substances or by ionizing radiation; accordingly chromosome analysis can play an important role in the screening of foods and drugs and in the evaluation of radiation hazards.

The construction and examination of the ideogram—both of which are time-consuming and somewhat subjective procedures—are eliminated by the

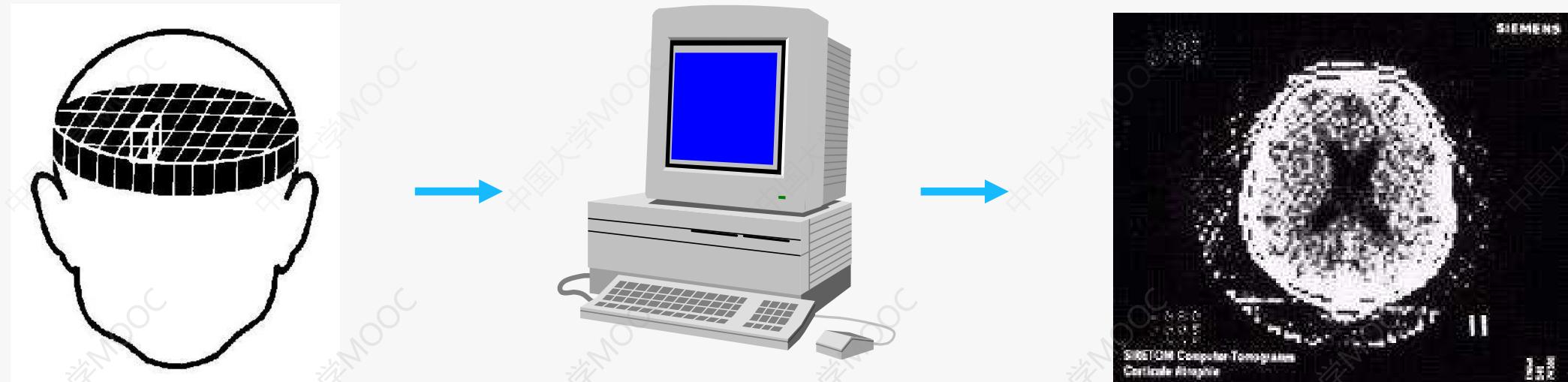
automatic regime we shall describe. This means of analysis still requires the collection of blood samples, of course, and the preparation of cells for photomicrography, but the photomicrographs need not be enlarged and the manual analysis need not be made. Instead a series of photomicrographs on a roll of film are read directly into the memory unit of a computer by a scanning device called *vide* (Film Input to Digital Automatic Computer). The computer is programmed to recognize and classify the objects under consideration by doing the same things an investigator would: counting the total number of chromosomes and measuring their lengths, areas and other morphological features. The *vide* procedure reduces the time required to study the human complement of 46 chromosomes to about 20 seconds; this is some 500 times faster than analysis by visual means.

When a roll of photographic film is ready for examination, it is placed in the film-transport unit of the *vide* instrument and the "Start" button of the computer is pushed. The computer system immediately activates a combination of several basic programs for recognizing and analyzing patterns—signals *vide* to consider the first frame. The instrument scans the photomicrograph and within .3 second

IMAGES OF CHROMOSOMES appear as grid of squares in computer print-out as provides a rudimentary picture of a photomicrograph. Details of the micrograph were conveyed to memory unit of the computer by a scanning device called *vide*. Numbers from 0 to 6 on a gray scale describe the distance of corresponding points on micrograph, made due to a phase of cell division at which a chromosome consists of two strands (chromatids) connected in one area (the centromere). To be correspond to the last process.

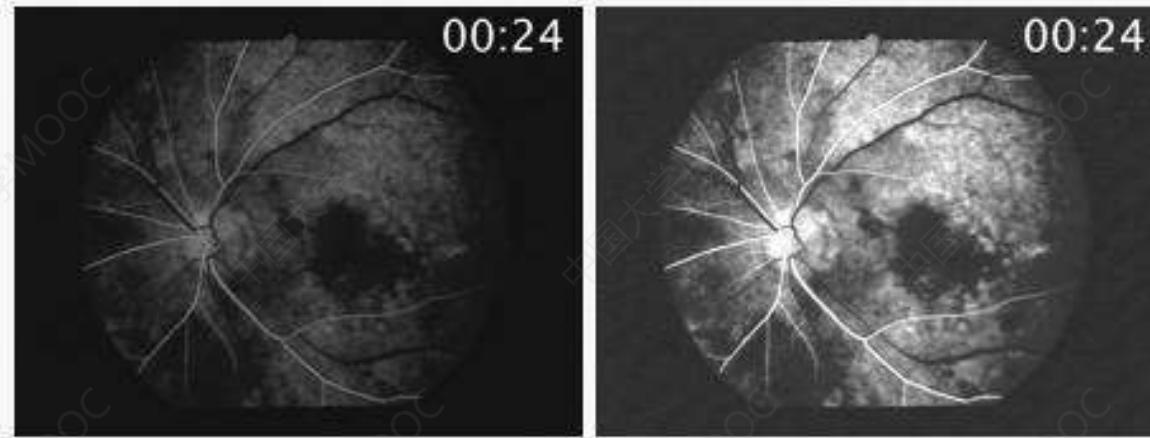
# 一、医学图像处理的发展

1972 年，CT 问世，它根据人体头部某个断面的投影，通过计算机处理，将某一层面的组织重建出来并以灰度形式显示，我们称之为 **图像重建**，这是图像处理技术在医学上的重要应用。



早期的医学图像处理主要以低层次的处理为主。

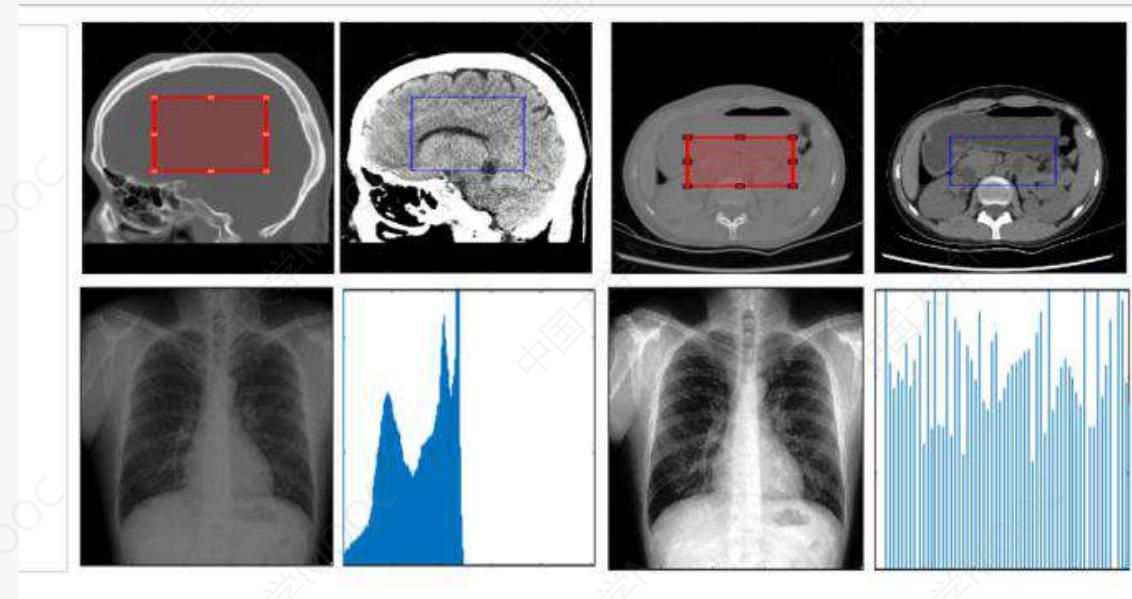
- 图像的线性变换
- 直方图均衡化
- 图像平滑
- 图像锐化



主要以改善图像视觉效果为目的，为临床医生提供对比度好、信噪比高的图像。

早期的医学图像处理主要以低层次的处理为主。

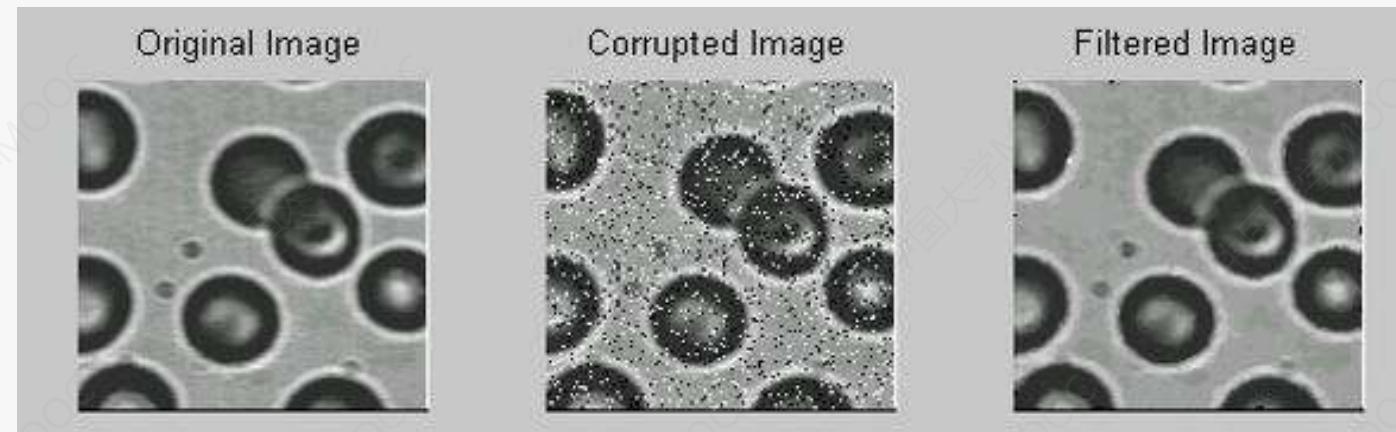
- 图像的线性变换
- 直方图均衡化
- 图像平滑
- 图像锐化



主要以改善图像视觉效果为目的，为临床医生提供对比度好、信噪比高的图像。

早期的医学图像处理主要以低层次的处理为主。

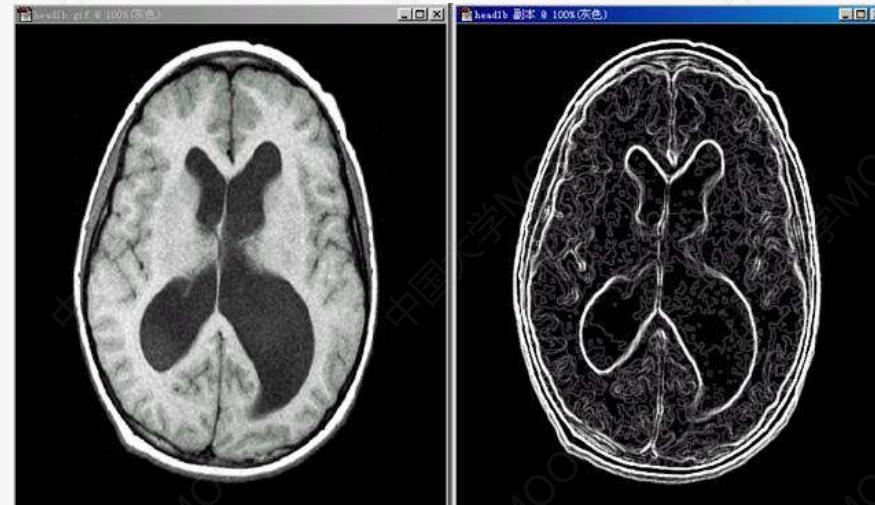
- 图像的线性变换
- 直方图均衡化
- **图像平滑**
- 图像锐化



主要以改善图像视觉效果为目的，为临床医生提供对比度好、信噪比高的图像。

■ 早期的医学图像处理主要以低层次的处理为主。

- 图像的线性变换
- 直方图均衡化
- 图像平滑
- **图像锐化**



主要以改善图像视觉效果为目的，为临床医生提供对比度好、信噪比高的图像。

# 一、医学图像处理的发展

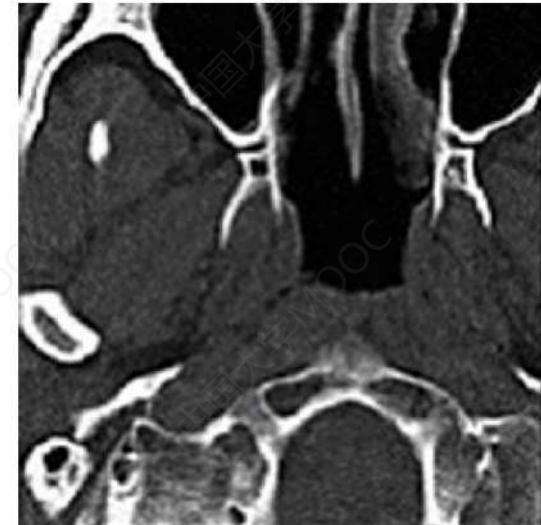
## 其他处理技术

➤ 图像复原

➤ 压缩编码



原始图像



复原后图像

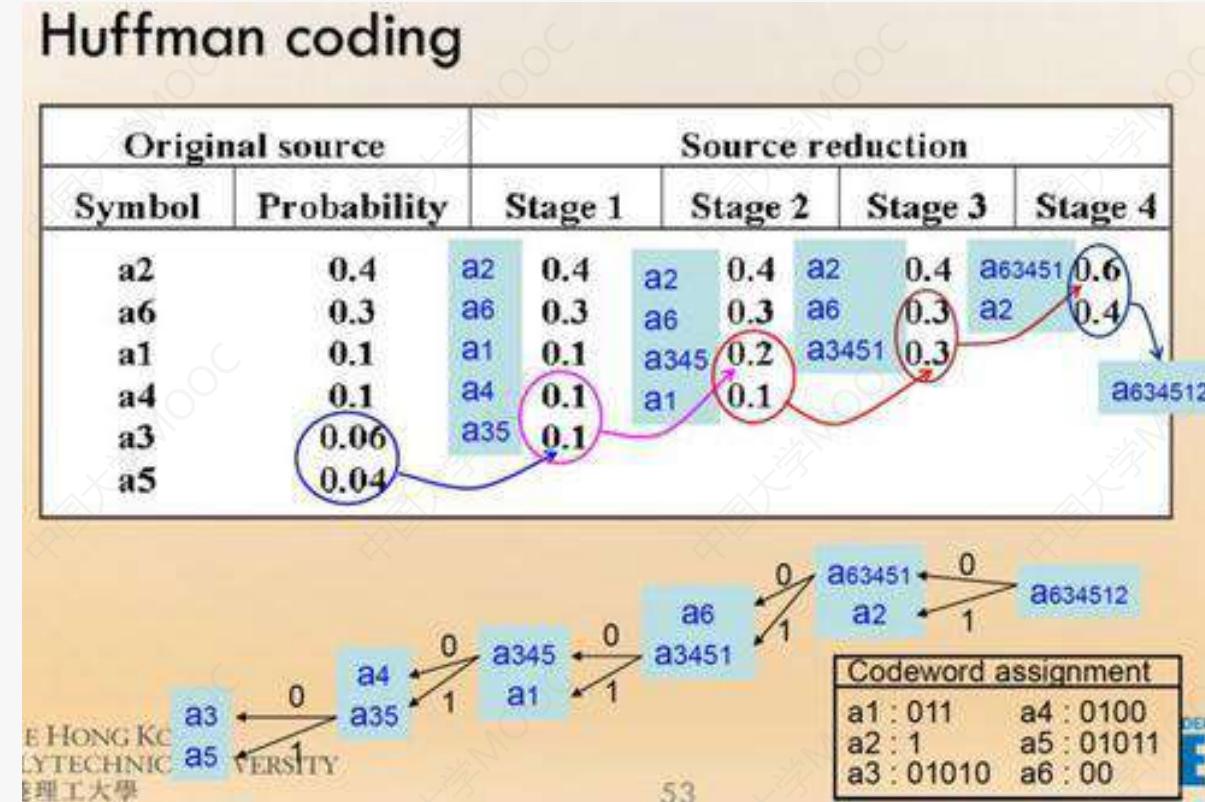
以便于图像恢复与图像传输存储。

# 一、医学图像处理的发展

## 其他处理技术

➤ 图像复原

➤ 压缩编码



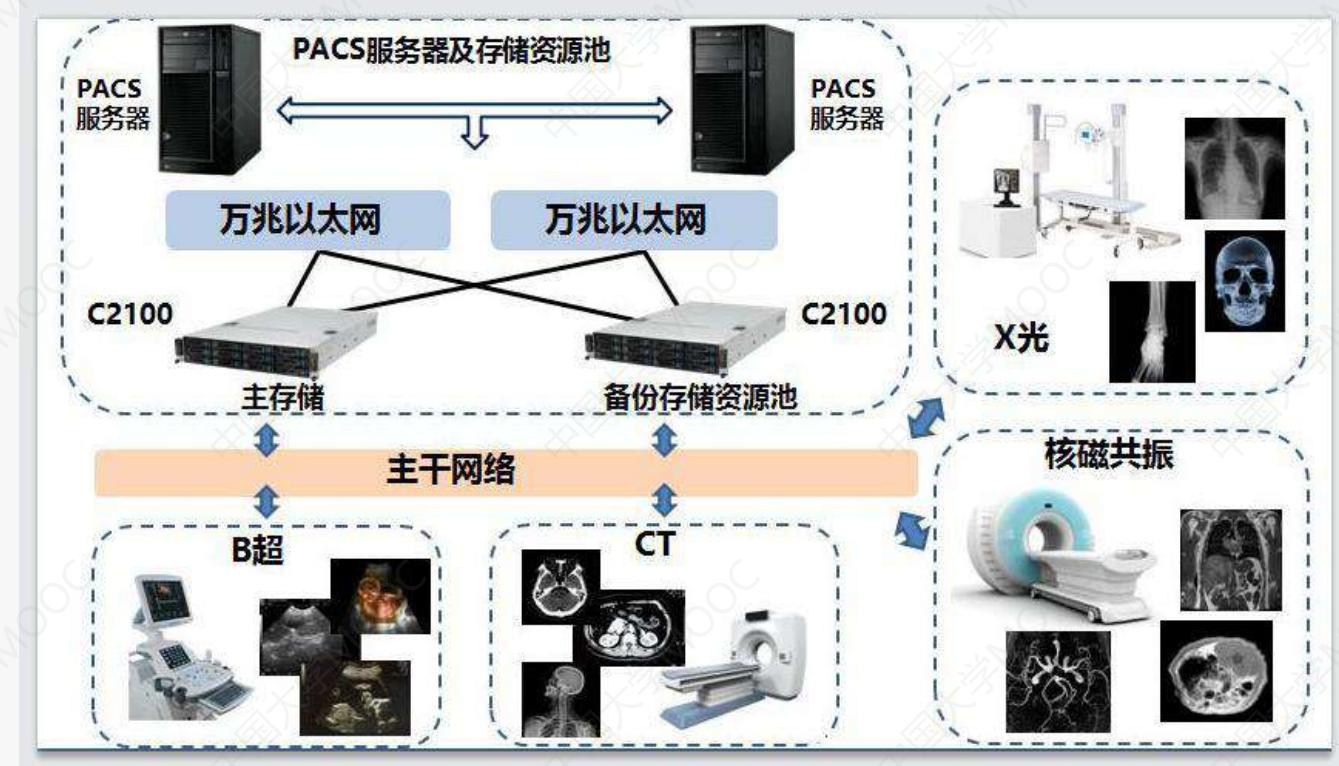
以便于图像恢复与图像传输存储。

# 一、医学图像处理的发展

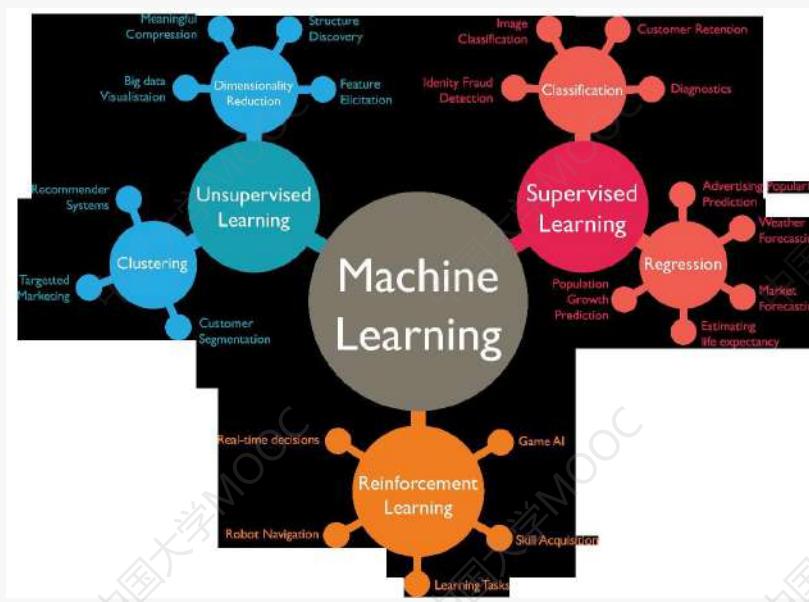
## 其他处理技术

- 图像复原
- 压缩编码

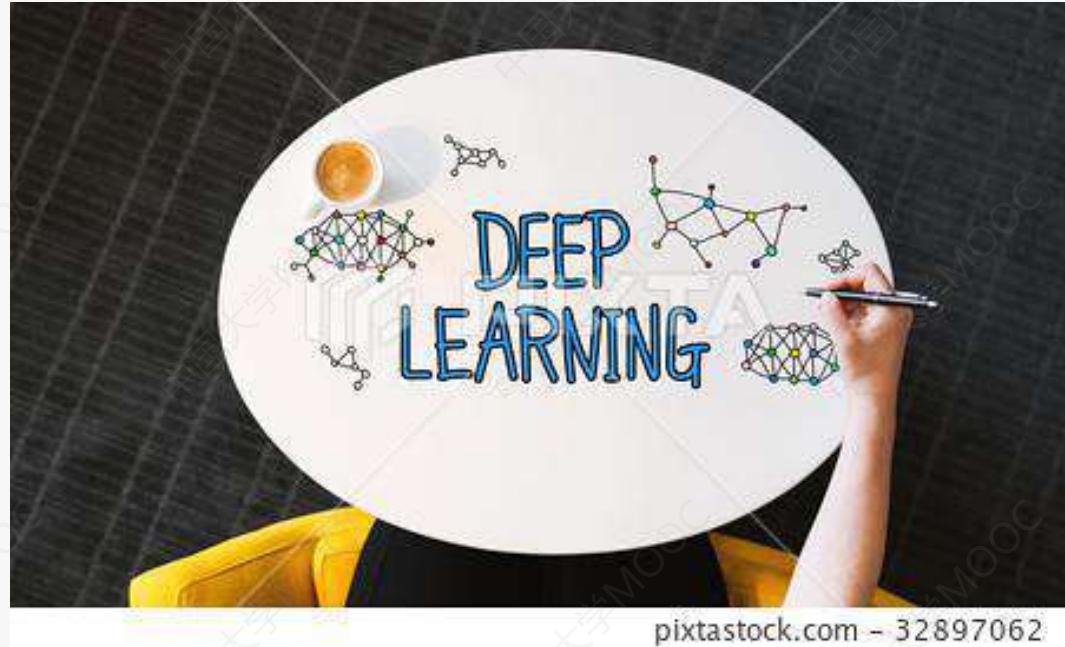
以便于图像恢复与图  
像传输存储。



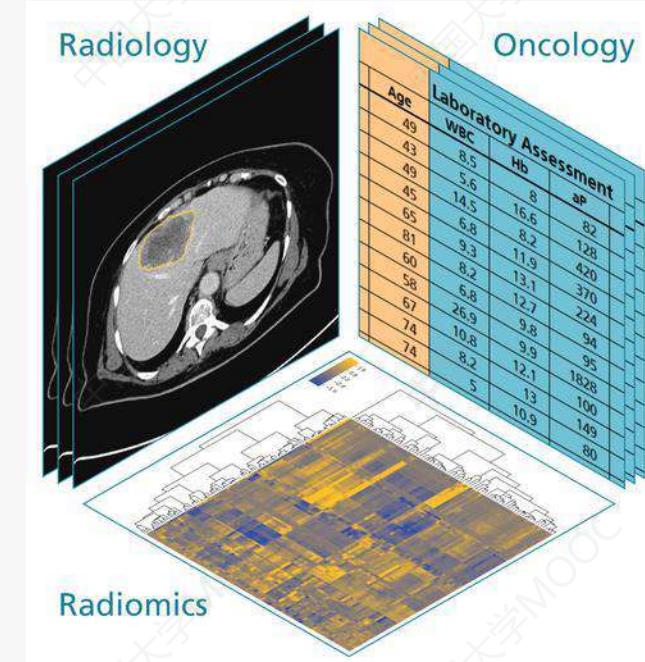
# 一、医学图像处理的发展



# 一、医学图像处理的发展



深度学习



影像组学

# 一、医学图像处理的发展

目前医学图像处理已经成为医学影像的重要组成部分，对医学研究与发展具有重要价值。



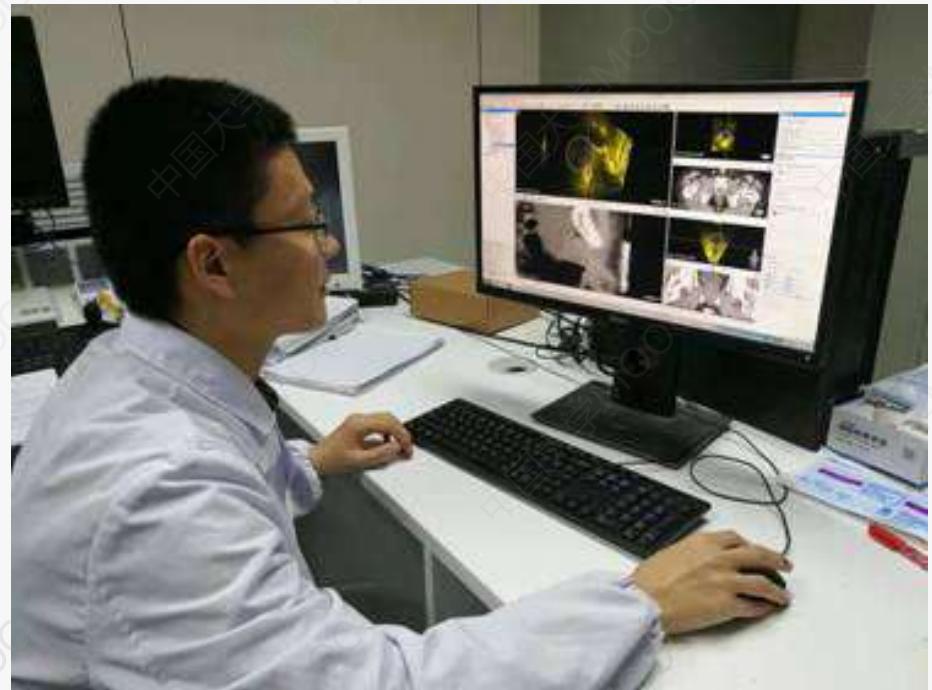
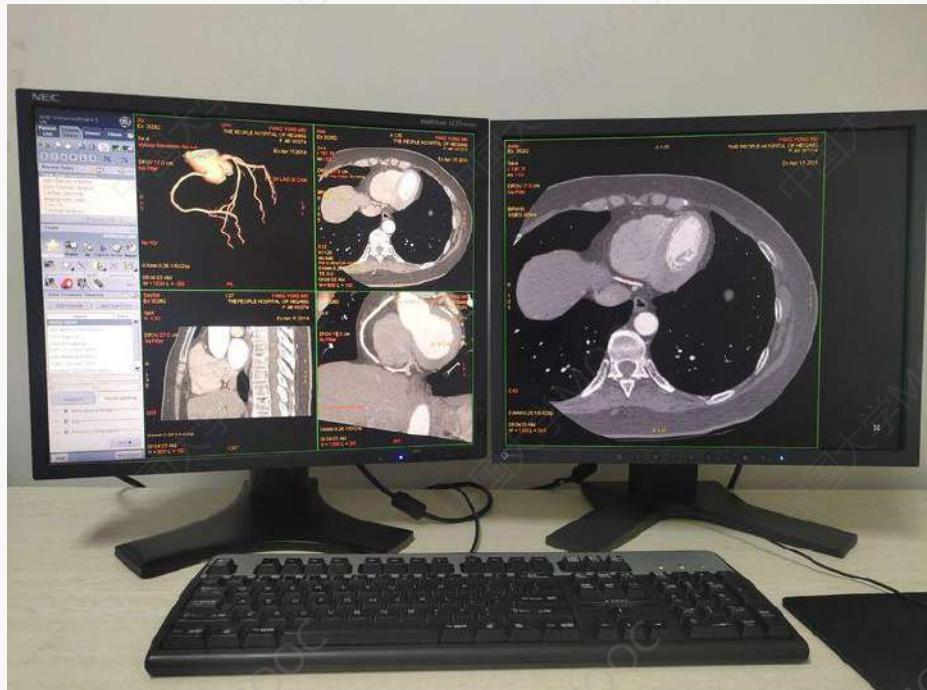
## 二、医学图像处理的应用

✿ 医学图像处理在临床应用中一般有两种情况：

- 直接处理
- 脱机应用工作站处理

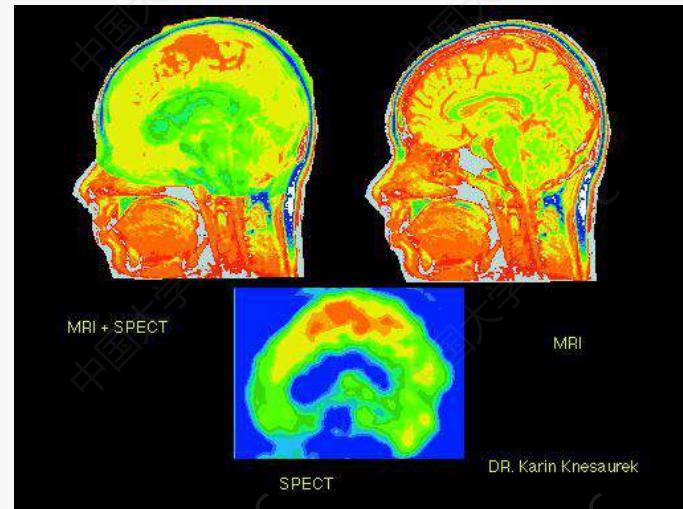
## 二、医学图像处理的应用

直接处理是利用医学影像设备的配备软件对获取的医学图像进行增强、滤波、定量测量以及三维重建等处理。

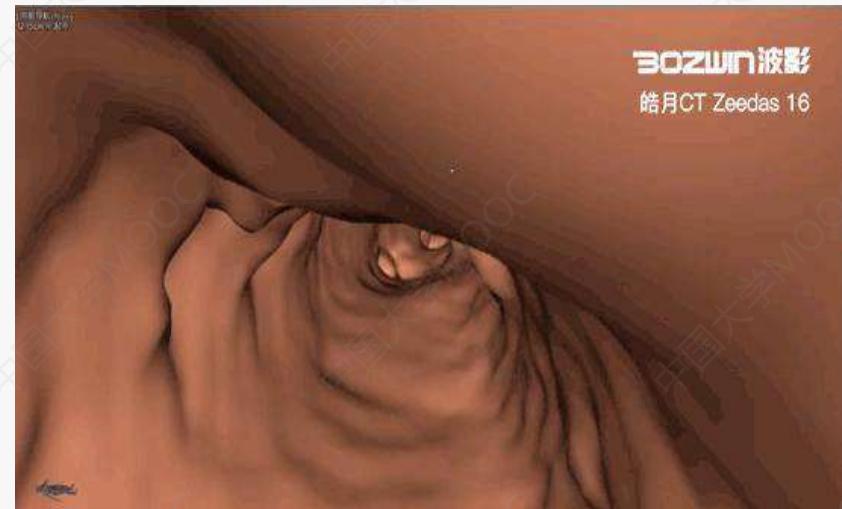


## 二、医学图像处理的应用

脱机应用工作站处理是一种比直接处理更专业的医学图像处理方式，是基于临床对医学图像处理的更高要求，对各种医学图像进行图像的配准与融合、仿真虚拟内镜、放疗计划制定、手术术前计划制定等。



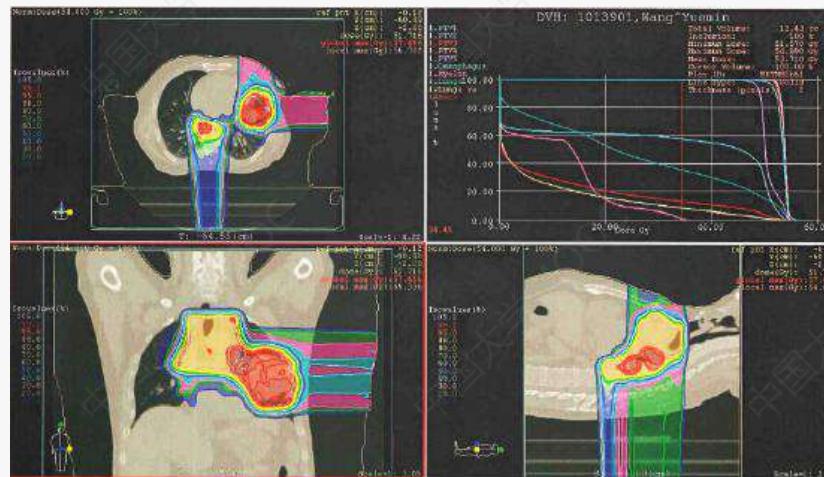
图像的配准与融合



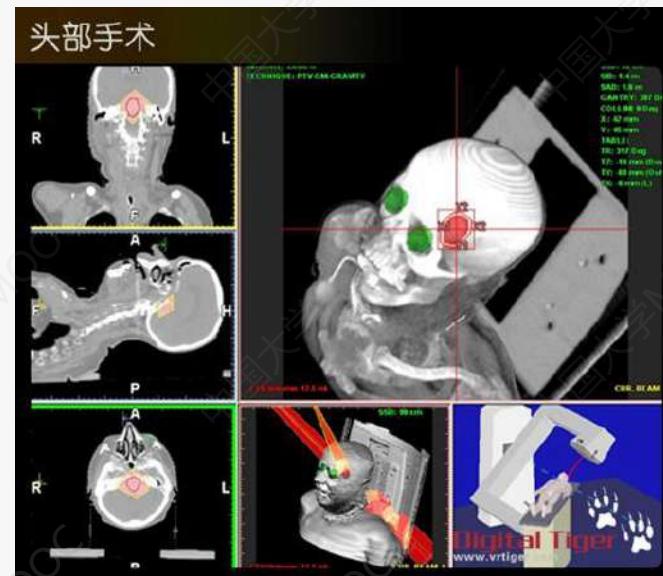
仿真虚拟内镜

## 二、医学图像处理的应用

脱机应用工作站处理是一种比直接处理更专业的医学图像处理方式，是基于临床对医学图像处理的更高要求，对各种医学图像进行图像的配准与融合、仿真虚拟内镜、放疗计划制定、手术术前计划制定等。



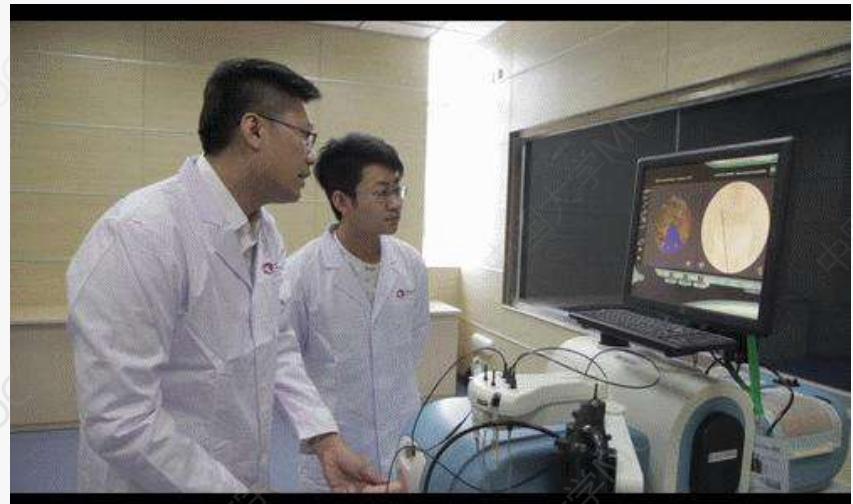
放疗计划制定



手术术前计划制定

## 二、医学图像处理的应用

近年来，尤其是人工智能、模式识别、数据挖掘等领域的理论和方法的实现，使得医学图像处理领域不断涌现出新的方法，其应用也不断发展和突破，如手术导航、基于MRI、US的射频消融术、基于MRI、PET的脑功能分析、计算机辅助诊断、影像组学等。



## 二、医学图像处理的应用

### ■ 具体应用举例

#### (1) 改善图片质量

利用灰度变换、直方图处理、滤波等医学图像增强技术改善图像的视觉效果，提高图像信噪比，以便于后续的图像处理与分析。

## 二、医学图像处理的应用

### (2) 虚拟内窥镜

虚拟内窥镜（virtual endoscopy，简称VE）是利用医学影像作为原始数据，融合了计算机图形学、图像处理、科学计算可视化和虚拟现实技术，模拟传统光学内窥镜对病人进行诊断的一种技术。具有非侵入性、可重复性等优势。



## 二、医学图像处理的应用

### (3) 手术导航

是指以CT、MRI等医学影像数据为基础，医生在术前利用医学影像设备和计算机图形学的方法，对患者多模式的图像数据进行三维重建和可视化处理，获得三维模型，制定合理、定量的手术计划，开展术前模拟；



## 二、医学图像处理的应用

### (3) 手术导航

在术中通过注册操作，把三维模型与患者的实际体位、空间中手术器械的实时位置统一在一个坐标系下，利用三维定位系统，对手术器械在空间中的位置实时采集并显示。



## 二、医学图像处理的应用

### (3) 手术导航

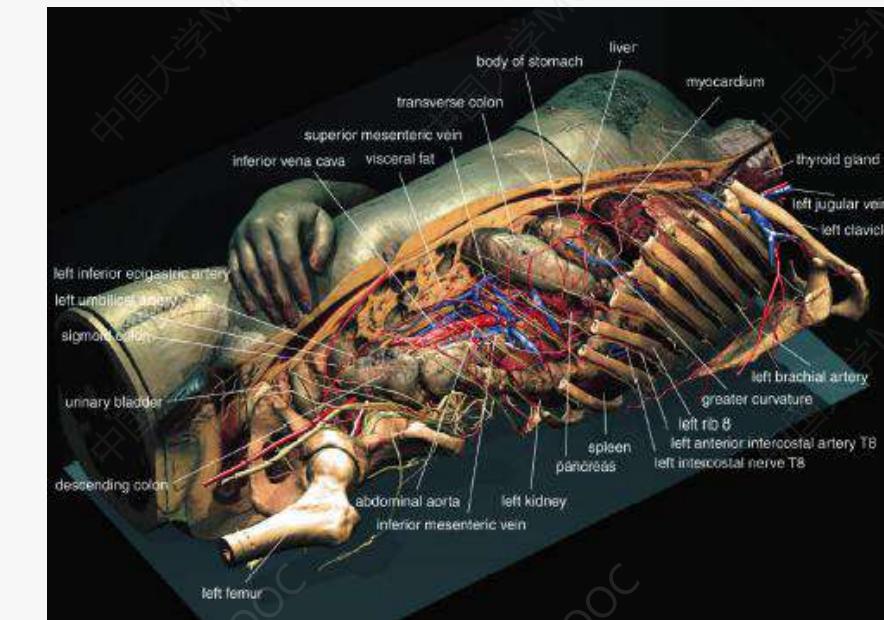
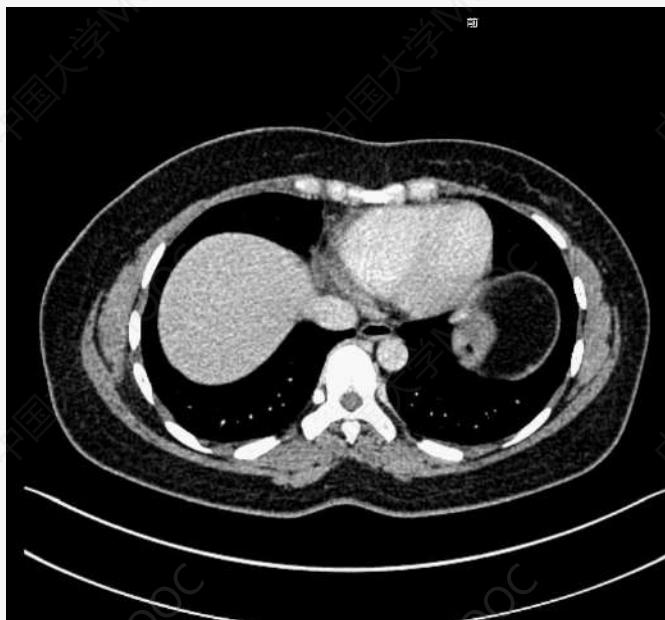
医生通过观察三维模型中手术器械与病变部位的相对位置关系，对病人进行导航手术治疗。主要应用于外科、微创介入手术及机器人手术。



## 二、医学图像处理的应用

### (4) 手术训练与教学

根据人体某个部位的断层扫描图像，利用三维重建技术，可获得人体某部位的三维模型。

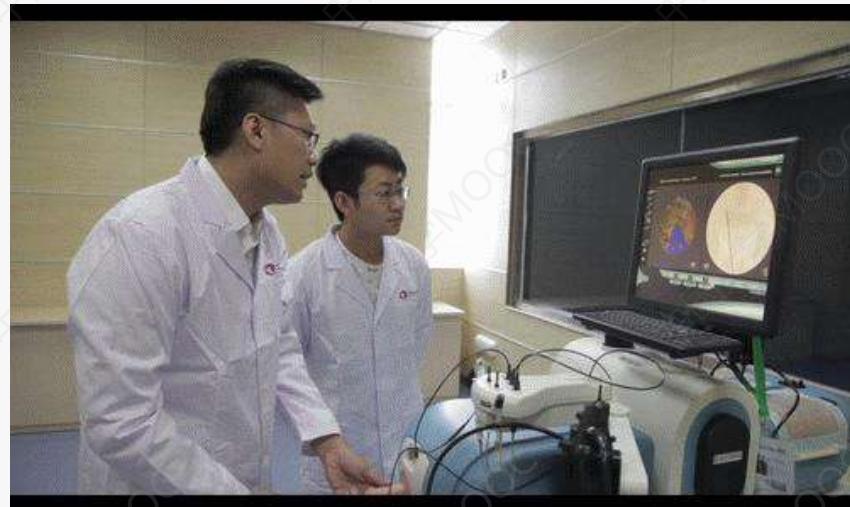


三维重建

## 二、医学图像处理的应用

### (4) 手术训练与教学

借助虚拟仿真技术，医生可以对三维模型进行仿真手术。这不仅降低了外科手术教学的成本，同时，在虚拟环境下进行手术可以避免发生严重意外情况，提高医生的手术水平和协作能力。

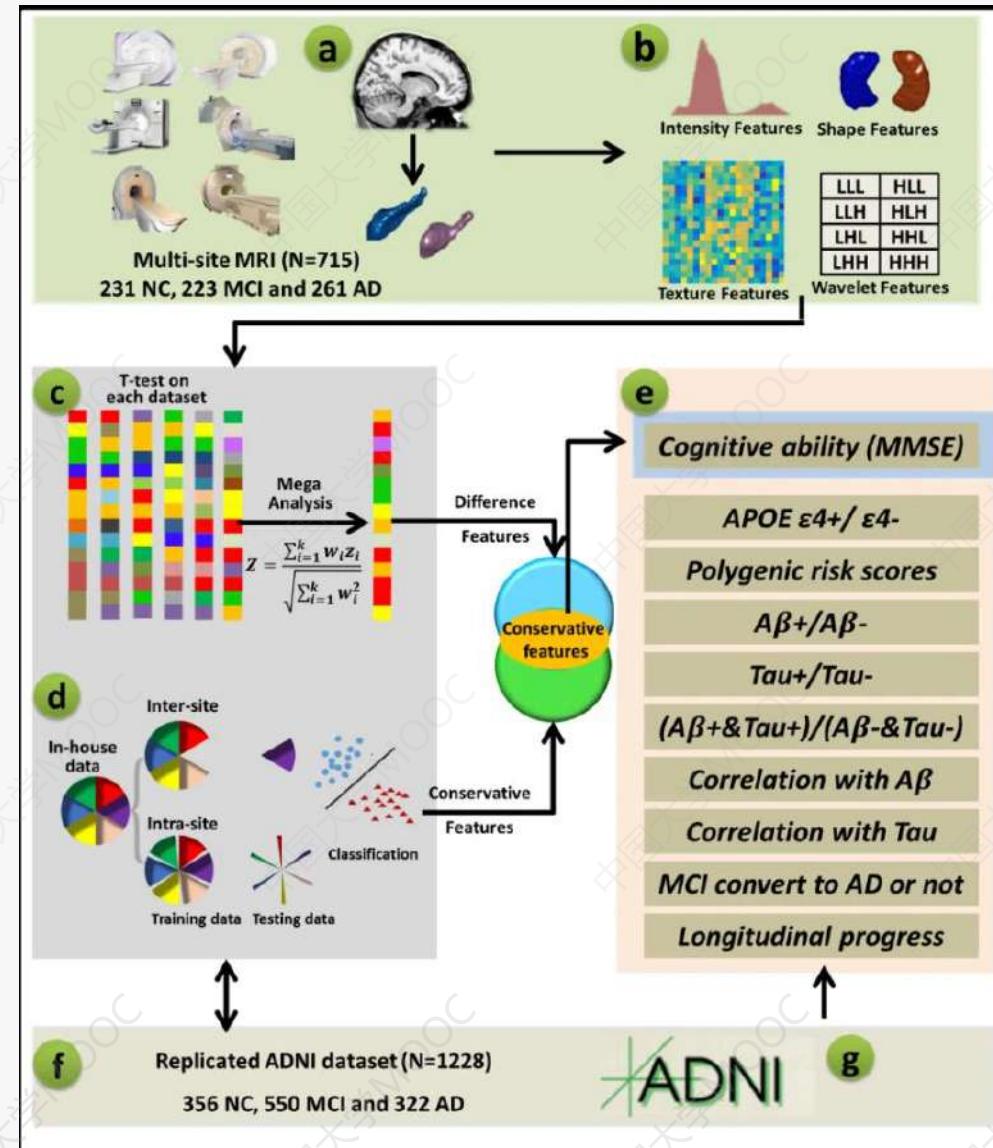


虚拟手术

## 二、医学图像处理的应用

### (5) 计算机辅助诊断

使用统计学分析方法和机器学习模型，使计算机自动获取图像信息，对疾病做出判断，为临床提供辅助决策。



## 二、医学图像处理的应用

### (5) 计算机辅助诊断

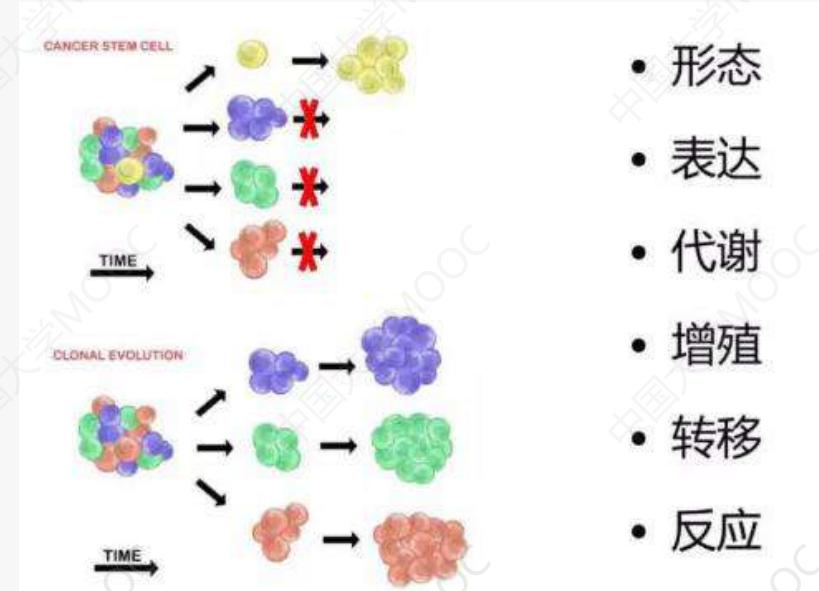
通过对CT/MRI/PET等医学图像进行高通量定量分析，将图像转化为各种可量化的特征，挑选相关特征利用人工智能算法建立模型，用于癌症的发现、诊断、疗效评估、生存分析等。



## 二、医学图像处理的应用

### (5) 计算机辅助诊断

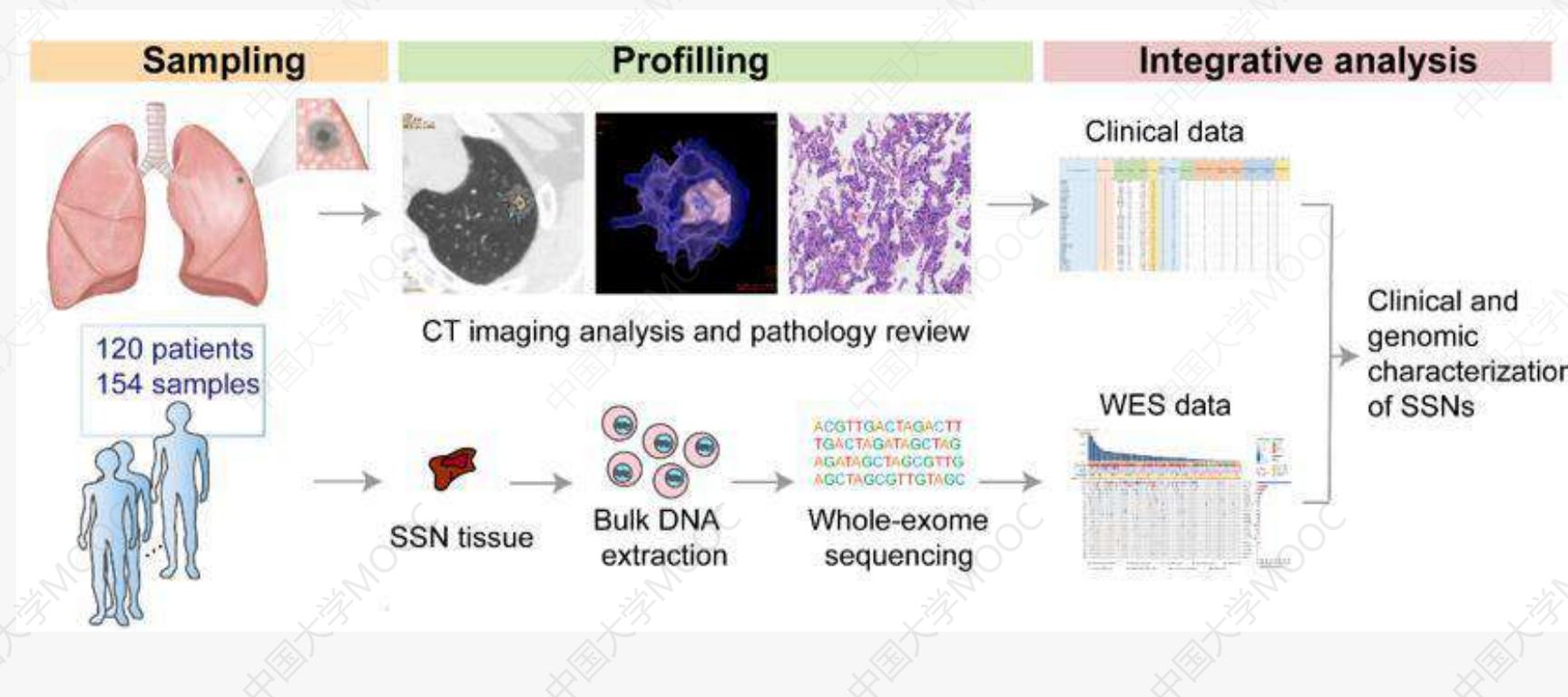
影像组学可以有效解决肿瘤异质性难以定量评估的问题，具有重要的临床价值。



- 形态
- 表达
- 代谢
- 增殖
- 转移
- 反应

### (5) 计算机辅助诊断

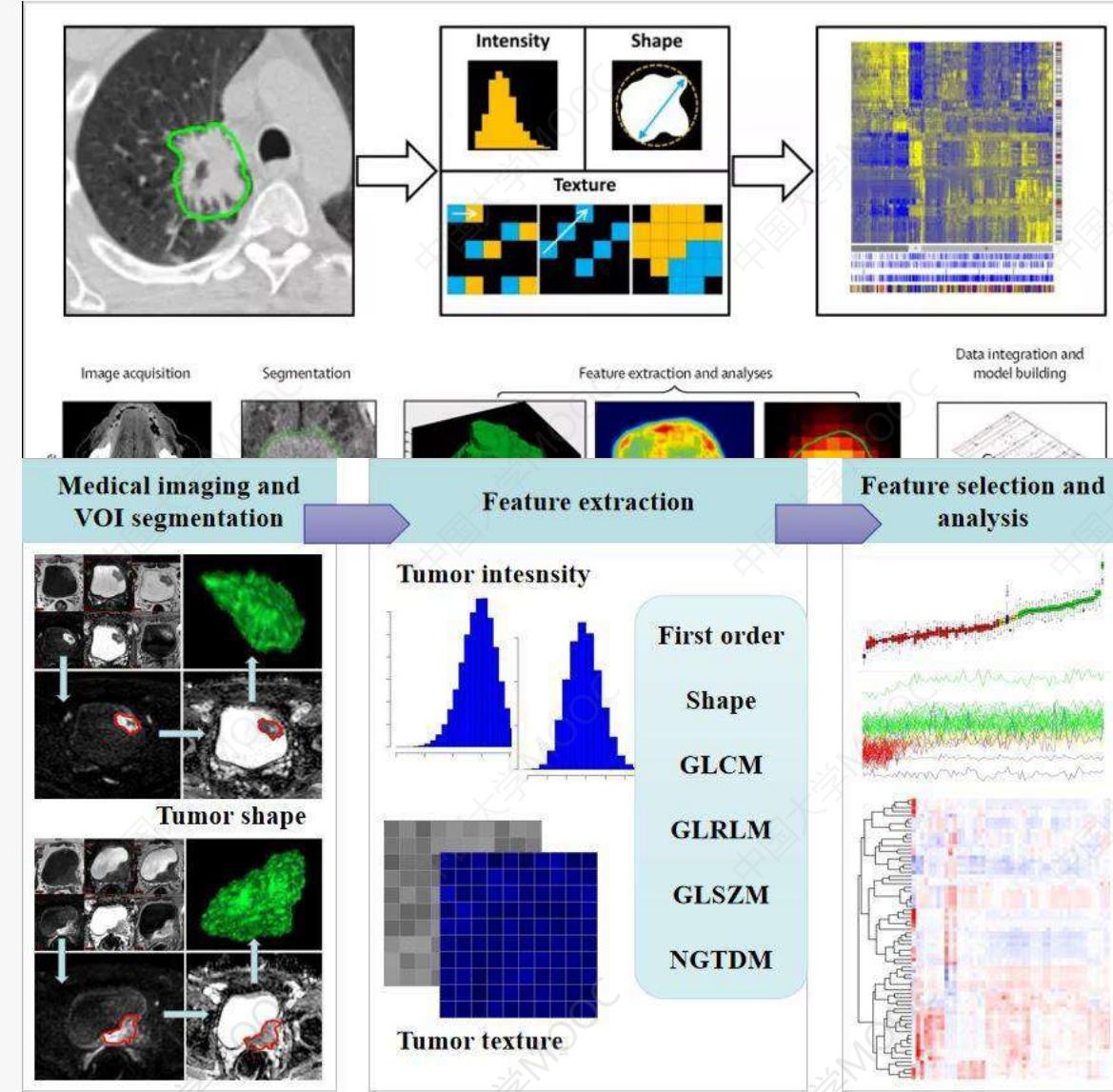
目前已经发展为融合影像、基因、临床等信息的辅助诊断、分析和预测的工具。



## 二、医学图像处理的应用

### (5) 计算机辅助诊断

在肺癌、头颈肿瘤、食道癌、胰腺癌、子宫颈癌、淋巴瘤及肉瘤等方面应用获得可喜结果，为个体化精准诊疗提供了可能。



## 二、医学图像处理的应用

医学图像处理在现代医学诊疗和科学的研究中有着广泛和深入的应用。对于临床医生来说，需具备一定的医学图像处理知识；而对于工程技术和科研人员来说，充分理解医学图像处理的基本理论和方法，了解发展动态和趋势，才能更好地结合临床，开发出更有价值的图像处理软件并提出研究理论。

## 二、医学图像处理的应用

特别是近年来，医学图像处理在医学的医用发展迅速，掌握医学图像处理的基本知识是非常必要的。



## 二、医学图像处理的应用





谢 谢！



# 图像的数字化

---

## Digitization of Image

---

单翔 博士

## 医学图像



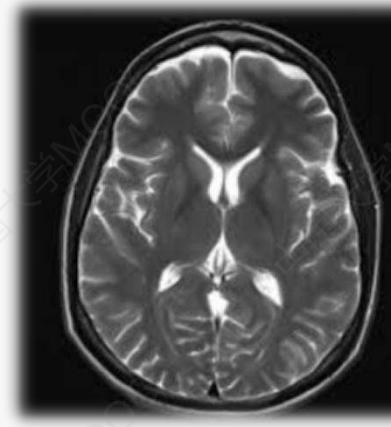
胸片



超声



CT



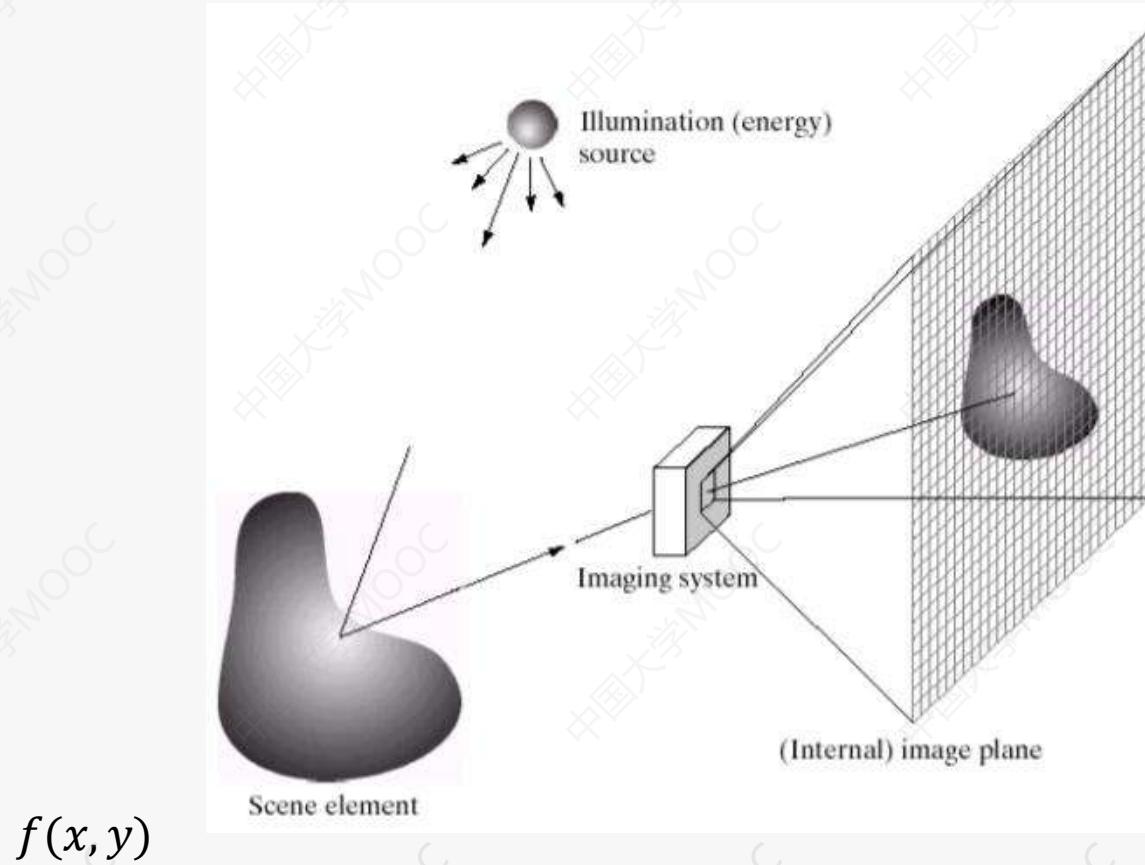
MRI

## 图像分类

模拟图像：又称**连续图像**，指在二维坐标系中连续变化的图像。

数字图像：是将模拟图像的**空间位置和亮度信息离散化**，以数组或矩阵的形式表现的图像。

成像：待测物体，光源和成像系统。

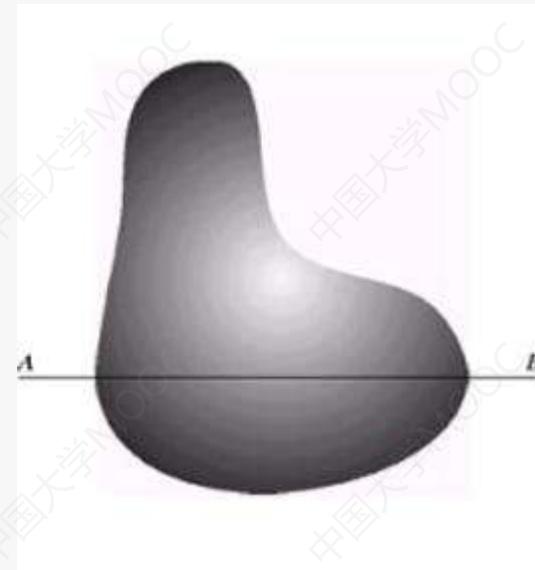


$(x, y)$ : 位置信息

$f(x, y)$ : 亮度信息

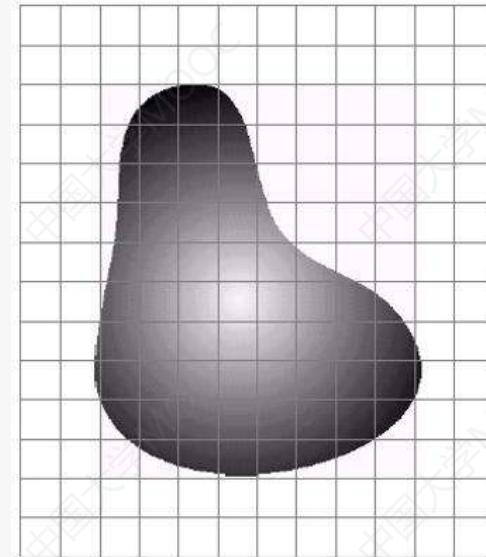
图象数字化：采样（Sampling）和量化（Quantization）两个过程。

采样 (Sampling) : 空间坐标的离散化，将连续图像转换成离散的采样点像素、样本点) 的过程。

 $f(x, y)$ 

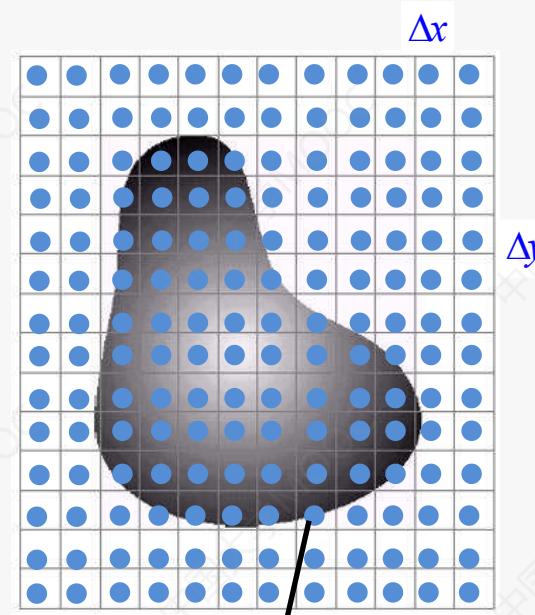
$$x \in (0, a)$$

$$y \in (0, b)$$

 $f(n, m)$ 

$$n \in (0, N - 1)$$

$$x \in (0, M - 1)$$



像素 (Pixel)

 二维采样定理：

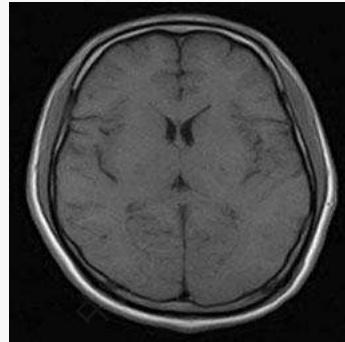
若函数 $f(x,y)$ 的傅里叶变换为 $F(u,v)$ , 其中 $(u,v)$ 是傅里叶变换域即图像频率域上的坐标。若 $u_c$ 和 $v_c$ 分别是模拟图像 $f(x,y)$ 对应的 $F(u,v)$ 函数的最大空间频率。

采样间隔满足条件 $\Delta x \leq \frac{1}{2u_c}$ 和 $\Delta y \leq \frac{1}{2v_c}$ , 此时模拟图像的采样结果可以精确地, 无失真地重建原图像。

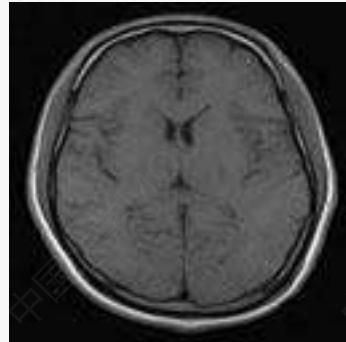
采样频率大于图像信号最高频率的2倍

## 空间分辨率 (Spatial Resolution) :

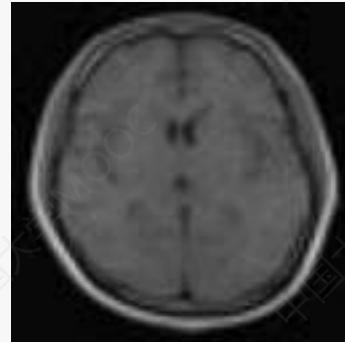
映射到图像平面上的单个像素的景物元素的尺寸。单位：像素/英寸或像素/厘米。常用单位面积内像素的个数来表示如 $800 \times 640$ 。



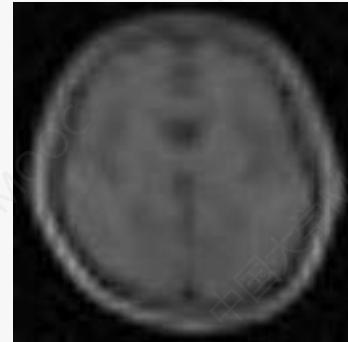
$256 \times 256$



$128 \times 128$



$64 \times 64$

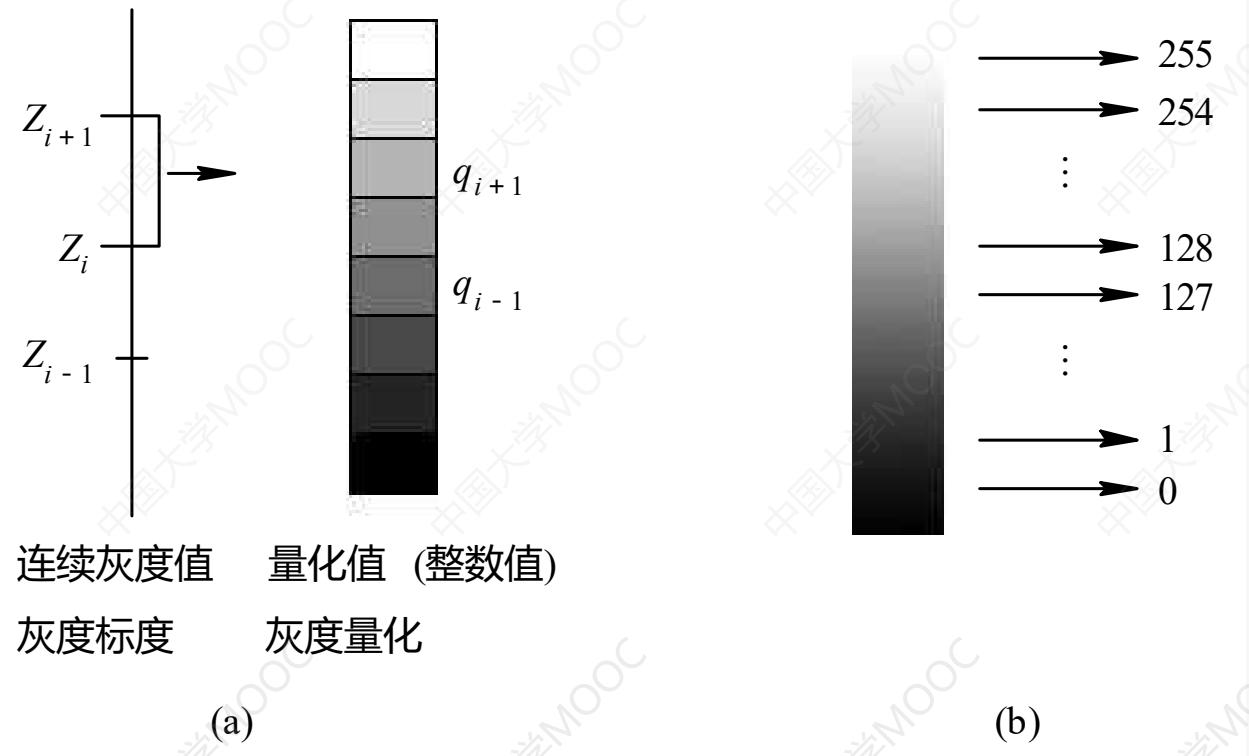


$32 \times 32$

像素越多，相同大小的图像的分辨率也就越高，像素太大会使图像的细节丢失。

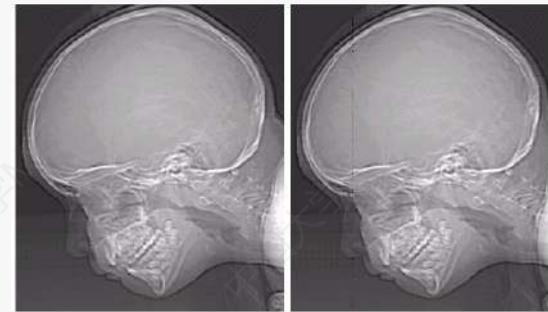
## 量化 (Quantization) :

是把采样点上对应的亮暗信息的连续量离散化，用数值（整数）表示的过程。

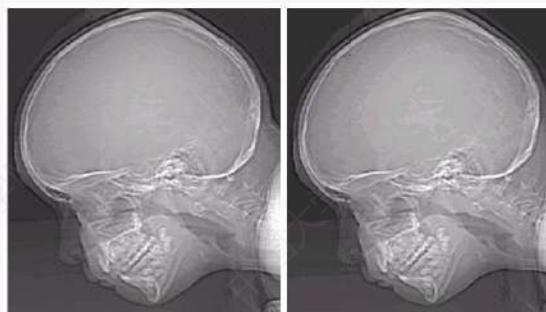


## 灰度分辨率(Contrast Resolution )

指图像灰度级中可分辨的最小变化。一般用灰度级或比特数表示。

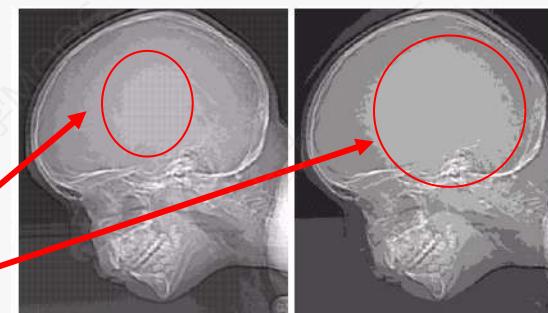


(a)



(c)

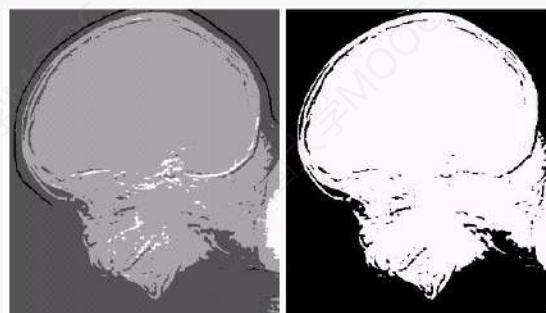
(d)



虚假轮廓

(e)

(f)



(g)

(h)

图像的灰度级越高，灰度分辨率越高，能够分辨不同组织的能力越强。

## 数字图像所占存储空间

采样量化后，为了便于计算机处理，通常还将进行编码处理，将数据转化为二进制数。编码后的图像存储在计算机内存将会占用一定的存储空间。

图像的**空间分辨率**和**灰度分辨率**共同影响着存储空间的大小。

## 数字图像所占存储空间

假定图像尺寸为 $M$ 、 $N$ ，每个像素所具有的离散灰度级数为 $G$ ,  $G = 2^k$ ，  
那么存储这幅图像的位数和字节数分别是？

**位数:**  $M \times N \times k$ ,

**字节数:**  $M \times N \times k/8$



谢 谢！



# 数字图像类型

## Digital Image Types

赵英红

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**黑白图像**

2

**灰度图像**

3

**彩色图像**

# 数字图像类型

## ➤ 黑白图像

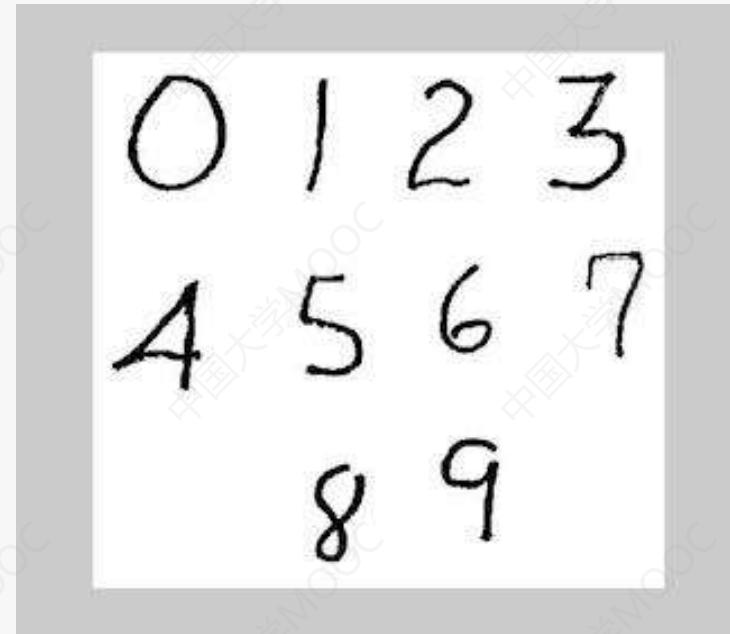
只有黑白两种颜色的图像称为**黑白图像**，也叫单色图像，每个像素只能是黑或白，又称为二值图像。二值图像的像素值只能为**0**和**1**，**0**表示颜色为黑，**1**表示白。



# 数字图像类型

## ➤黑白图像

这类图像常用于文字识别、图样识别等应用中，黑或白分别用来表示不需要进一步处理的背景和需要进一步处理的前景目标，便于对目标进行识别。



## ➤ 灰度图像

可由黑白照片数字化得到，或从彩色图像进行去色处理得到。**灰度图像**是指每个像素的信息由一个量化的灰度级来描述的图像。灰度图像只有**灰度信息**而没有颜色信息。



## 数字图像类型

### ➤ 灰度图像

在灰度图像中，像素灰度级用 **8 bit** 表示，所以每个像素都是介于黑色和白色之间的 **256 (2<sup>8</sup>=256)** 种灰度中的一种。

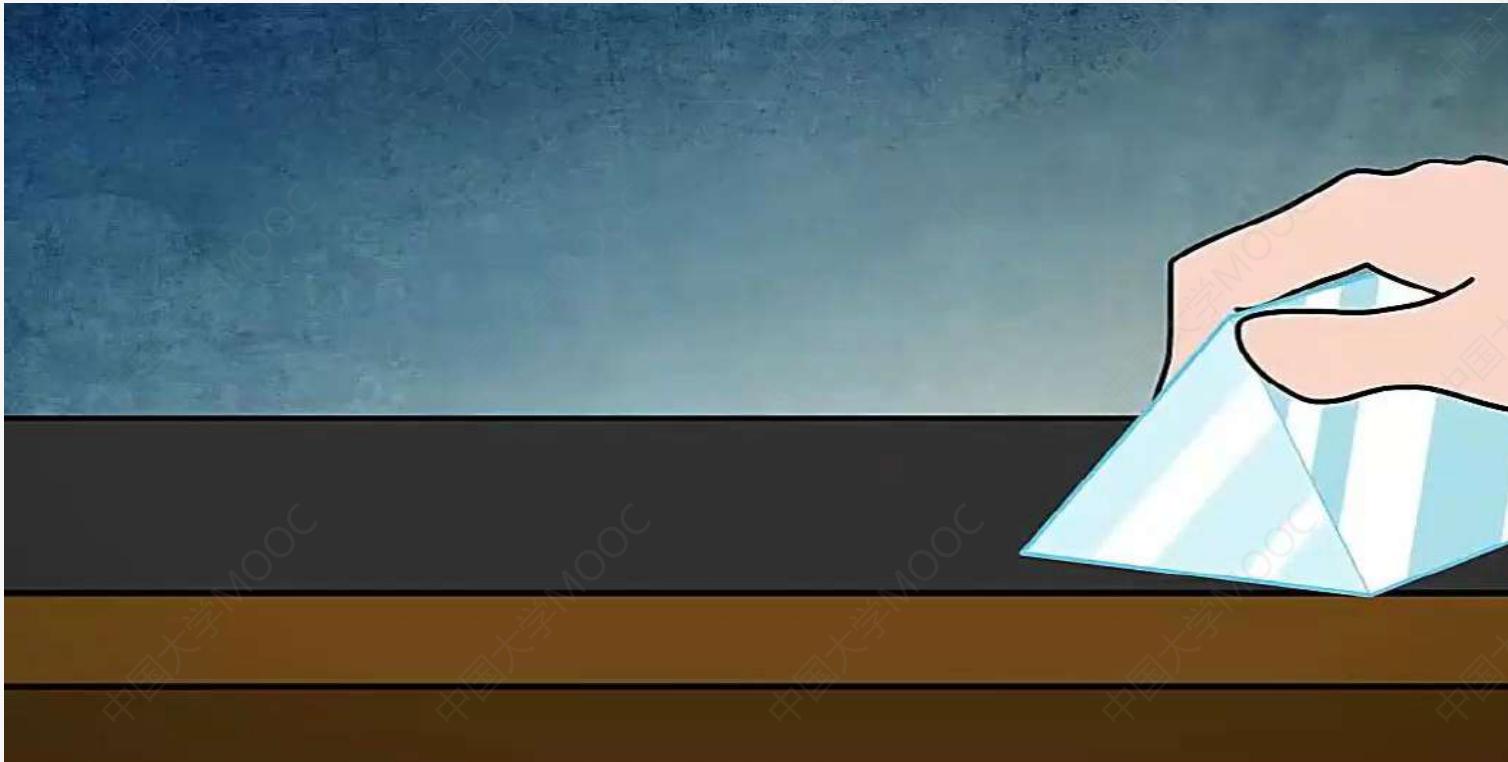


## ➤ 彩色图像

除了有亮度信息之外，还包含有颜色信息。彩色图像的表示与所采用的彩色空间即**彩色模型**有关。最常见的是**RGB三基色模型**，利用RGB三基色可以混合成任意颜色。

一幅彩色图像的每个像素包括**RGB**三种颜色的数据，每个数据用1个字节（8位二进制）表示，每个像素的数据为3个字节（24位二进制位），这就是人们常说的**24位真彩色**。

白光是由不同颜色的光线混合而组成的。

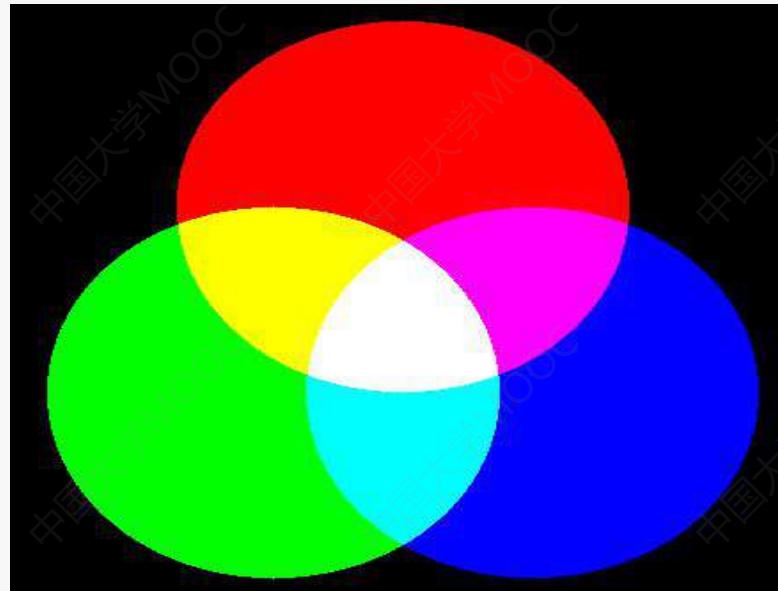


光的色散实验

这些不同颜色的光线实际上是不同颜色的**电磁波**。人的大脑将不同频率的电磁波感知为不同的颜色。

根据人眼结构，所有颜色都可看作是3个基本颜色：**红(R, red)**, **绿(G, green)**和**蓝(B, blue)**的不同组合。

彩色的表示与所采用的彩色空间有关。所谓**彩色空间**即用来表示彩  
色的数学模型。



三基色及其补色

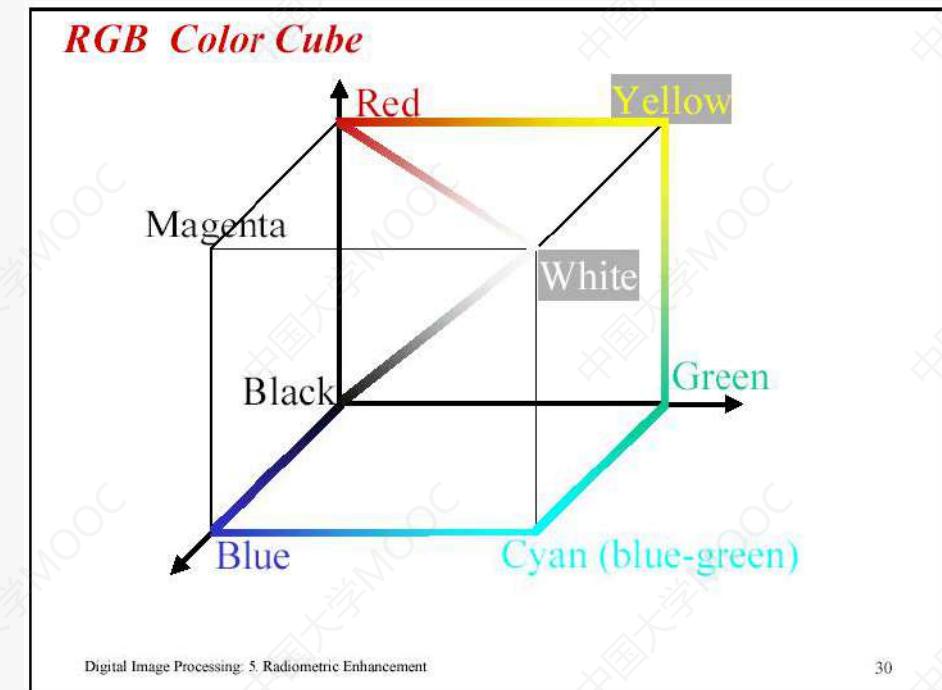
红色+绿色=黄色

红色+蓝色=品红（洋红）

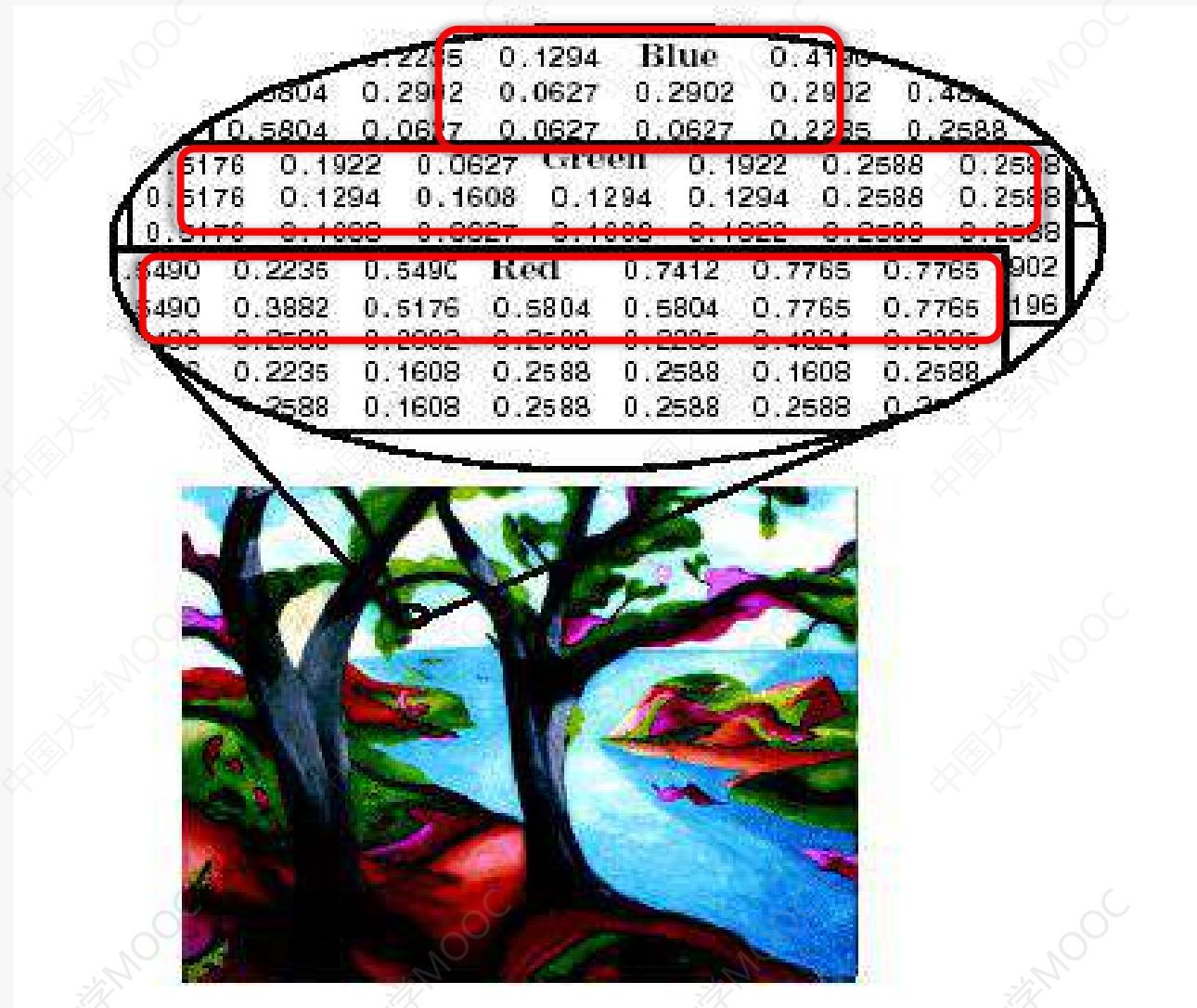
绿色+蓝色=青色

## ➤RGB模型

这个模型是基于笛卡尔坐标系统，3个轴分别为R、G、B。从黑到白的灰度值分布在从原点到离原点最近顶点间的连线上，立体内其余各点对应不同颜色，可用从原点到该点的矢量表示。

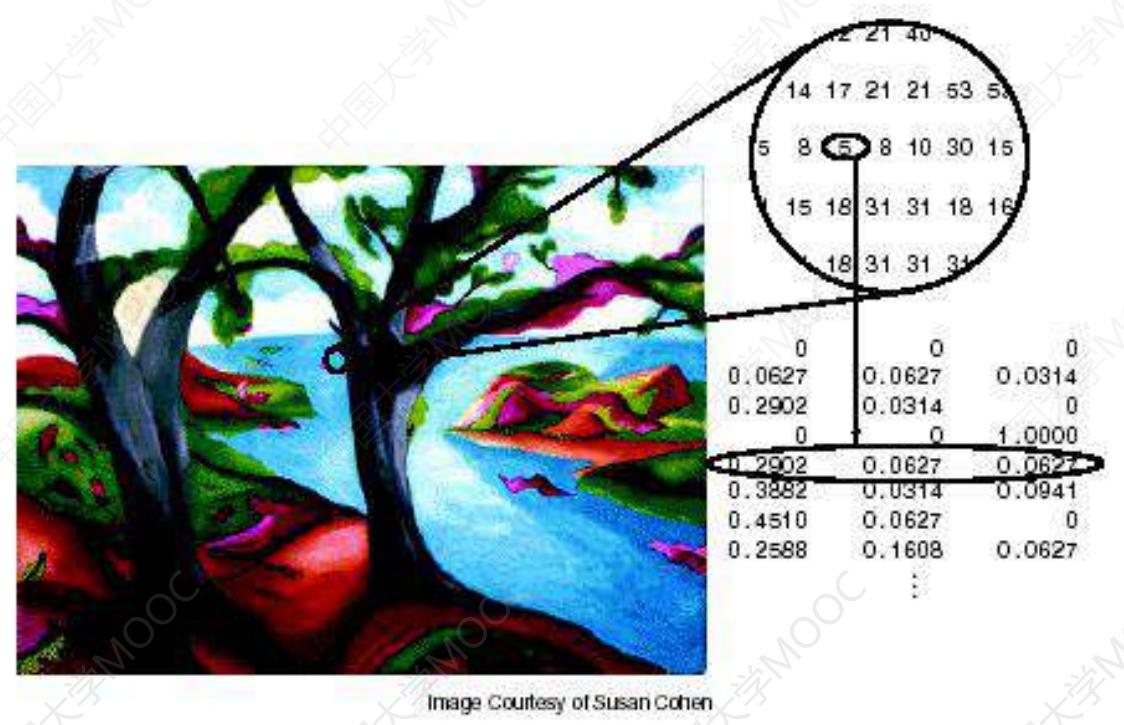


# 数字图像类型



## ➤ 索引图像

在这种模式下，颜色都是预先定义的，并且可供选用的一组颜色也很有限，索引颜色的图像最多只能显示**256**种颜色。



## ➤ 索引图像

一幅索引颜色图像在图像文件里定义，当打开该文件时，构成该图像具体颜色的索引值就被读入程序里，然后根据索引值找到最终的颜色。



谢 谢！



# 图像文件格式

## Image File Format

赵英红

副教授

数字图像通常存放在计算机的外存中，例如硬盘、光盘等，在需要进行显示和处理时才被调入内存的数组中。

数字图像在外存中的存储形式是图像文件，图像必须按照某个已知的、公认的数据存储顺序和结构进行存储，才能使不同的程度对图像文件进行打开或存盘操作，实现数据共享。

## 图像文件格式

图像数据在文件中的存储顺序和结构称为**图像文件格式**。存储的格式有很多种，较常用的有**BMP、GIF、JPEG、TIFF、PCX**等。进行图像处理，必须了解图像文件的格式，即图像文件的数据构成。

# 主要内容

Main Contents

- 1 **BMP文件格式**
- 2 **GIF文件格式**
- 3 **TIFF文件格式**
- 4 **JPEG文件格式**
- 5 **DICOM文件格式**

## ➤BMP文件

**BMP文件**是一种将内存或显示器的图像数据不经过压缩而直接按位存储的文件格式，又叫**位图文件**（bitmap，简称**BMP**），是一种与设备无关的图像文件格式。它是Windows软件推荐使用的一种格式。

# 图像文件格式

## ➤BMP文件

- 位图文件头 (Bitmap File Header)
- 位图信息头(Bitmap Info Header)
- 调色板(Color Map或Color Palette)
- 位图数据(Data Bits或Data Body)

## ➤BMP文件

### • 位图文件头 (Bitmap File Header)

字节数	参数	说明
2	<b>bfType</b>	文件类型，以“BM”标识，0x424D
4	<b>bfSize</b>	文件大小，以字节为单位
2	<b>bfReserved1;</b>	预留字段1，必须为0
2	<b>bfReserved2;</b>	预留字段2，必须为0
4	<b>bfOffBits</b>	位图数据的起始位置，文件开始到位图数据开始处的偏移量

## ➤BMP文件

### • 位图信息头(Bitmap Info Header)

字节数	参数	说明	字节数	参数	说明
4	<b>biSize</b>	结构长度40	4	<b>biSizeImage</b>	位图数据块的大小
4	<b>biWidth</b>	位图宽度/像素	4	<b>biXPelsPerMeterr</b>	水平分辨率
4	<b>biHeight</b>	位图长度/像素	4	<b>biYPelsPerMeterr</b>	垂直分辨率
2	<b>biPlanes</b>	目标设备级别，必须是1	4	<b>biClrUsed</b>	实际使用的颜色数
2	<b>biBitCount</b>	每个像素占的位数，1、4、8、24	4	<b>biClrImportant</b>	显示过程中主要的颜色数
4	<b>biCompression</b>	压缩方法			

## ➤BMP文件

### • 调色板(Color Map或Color Palette)

对需要调色板的位图文件而言的，真彩色图像是不需要调色板的，BITMAP INFO HEADER后直接是位图数据。

调色板实际上是一个**数组**，共有**biClrUsed**个元素（如果该值为零，则有2的**biBitCount**次方个元素）。数组中每个元素占4个**字节**，其定义如下：

```
typedef struct tagRGBQUAD{  
    BYTE rgbBlue;           //像素颜色中的蓝色分量  
    BYTE rgbGreen;          //像素颜色的绿色分量  
    BYTE rgbRed;            //像素颜色的红色分量  
    BYTE rgbReserved;       //保留值，必须置成0
```

## ➤BMP文件

- 位图数据(Data Bits或Data Body)

✓ 用到调色板的位图

该像素颜色在调色板中的索引值

✓ 真彩色图像

实际的R、G、B值

## ➤BMP文件

BMP文件的数据存放是从下到上，从左到右的。

从文件中最先读到的是图像最下面一行的左边第一个像素，  
然后是左边第二个像素，接下来是倒数第二行左边第一个像  
素，左边第二个像素。依次类推，最后得到的是最上面一  
行的最右边的一个像素。

## ➤GIF文件

图形交换格式Graphics Interchange Format的缩写

- ◆ 最多存储256色
- ◆ 是经过压缩的格式
- ◆ 磁盘空间占用较少
- ◆ 一个GIF文件可以存放多幅图像。



## ➤GIF格式

◆ 以数据块(block)为单位来存储

图像的相关信息。由表示图形

/图像的数据块、数据子块以

及显示图形/图像的控制信息

块组成，称为GIF数据流。



## ➤ TIFF图像文件格式

标记图像文件格式TIFF (Tag Image File Format), 是基于标志域的图像文件格式。图像的所有信息都存储在标志域中，是现存图像文件格式中最复杂的一种。TIFF支持多种压缩方法，支持多个图像。

## ➤ TIFF图像文件格式

- ◆ 适用于二值图像的TIFF-B
- ◆ 适用于灰度图像的TIFF-G
- ◆ 适用于带调色板的彩色图像TIFF-P
- ◆ 适用于RGB的彩色图。TIFF-R

TIFF-X是一种通用型的，通过编程可以适用上述四种类型。

## ➤ TIFF 图像文件格式

文件头

字节序列 (2个字节)
II 先低后高 Intel
MM 先高后低 Motorola
版本号 (2个字节 002AH 42)
第一个IFD的偏移值 (4个字节 图像文件目录指针)

目录表项

Tag (2字节, 域的特性)
数据字节 (2 类型描述符)
数据长度 (4个字节)
到z值的偏移量 (4个)

图像文件目录

A项数 (目录表项个数 2)
0项数 (目录表项指针 2)
1项数
...
A-1项
下一个IFD的偏移值 (4)

Z值 (点阵图像数据)

## ➤JPEG文件格式

JPEG是Joint Photographic Experts Group（联合图片专家组）的缩写，是静止图像压缩标准文件格。

采用预测编码、离散余弦变换以及熵编码，是一种高效率的24位图像文件压缩格式，同一幅图像，用JPEG格式存储的文件是其他类型文件的1/10—1/20，通常只有几十KB，保留了图像中的所有颜色信息，压缩效果与原图几乎没有什么区别。

# 图像文件格式

## ►JPEG文件格式

应用十分广泛，特别是网络和光盘读物上，扩展名为jpg或jpeg。



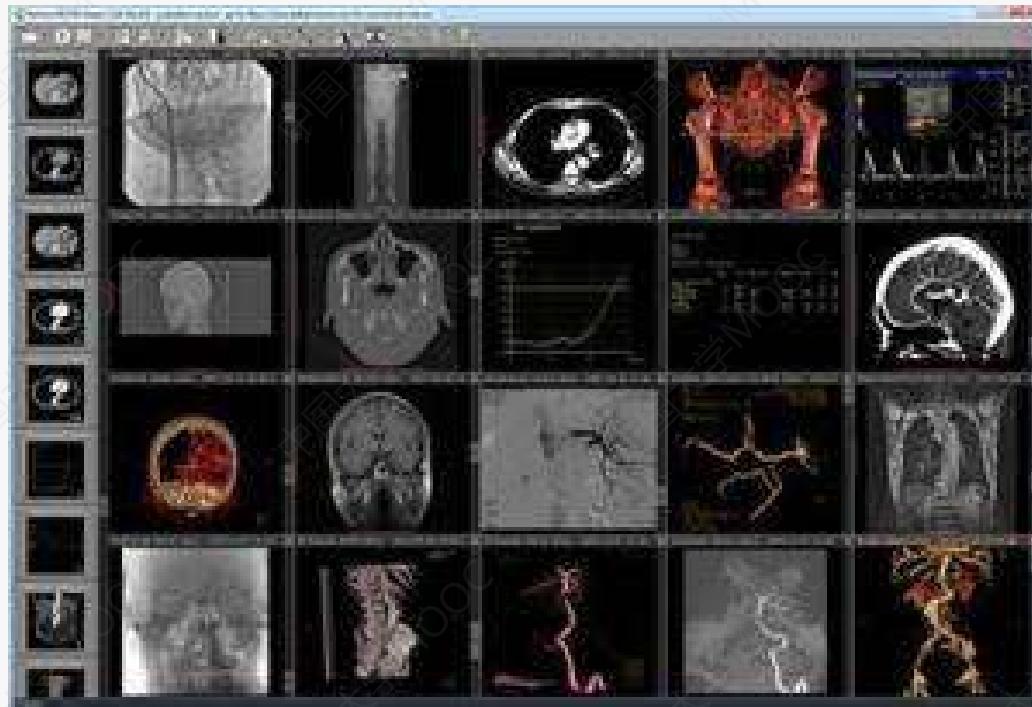
## ➤DICOM文件格式

**DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)**

是医学图像文件存储格式，为各类医学图像数据的存档、传输和共享而起草和颁布的。

## ➤DICOM文件格式

DICOM格式支持几乎所有的医学数字成像设备，例如CT、MR、DR、超声、内窥镜、电子显微镜等，成为现代医学图像存储传输技术和医学影像学的主要组成部分。DICOM文件的常见扩展名为**dcm**。





谢 谢！



# 图像的灰度直方图

## Histogram of Image

赵英红 副教授

# 主要内容

Main Contents

1

图像的灰度直方图

2

直方图的性质

3

直方图的用途

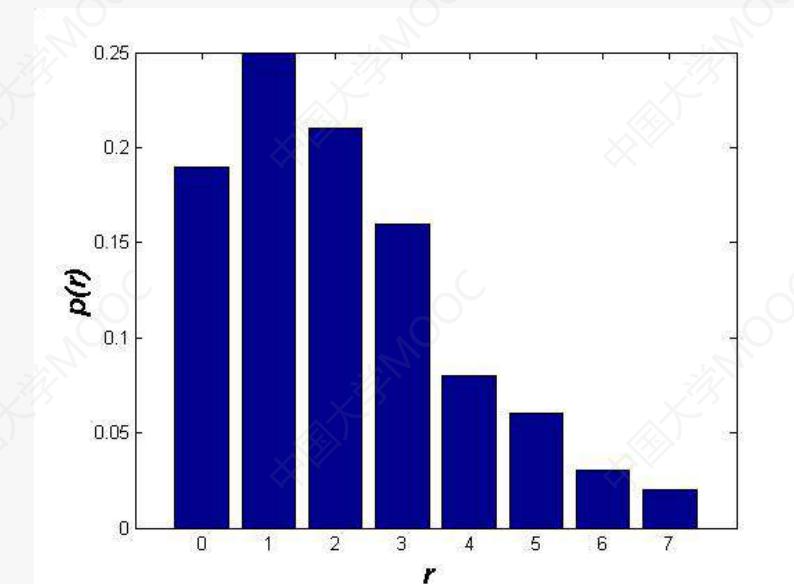
## 一、灰度直方图的概念

灰度直方图(histogram):用于表示图像灰度分布情况的统计图表。用横坐标表示灰度值 $r$ , 纵坐标表示出现这个灰度值的个数或概率值 $P(r_k)$ 。

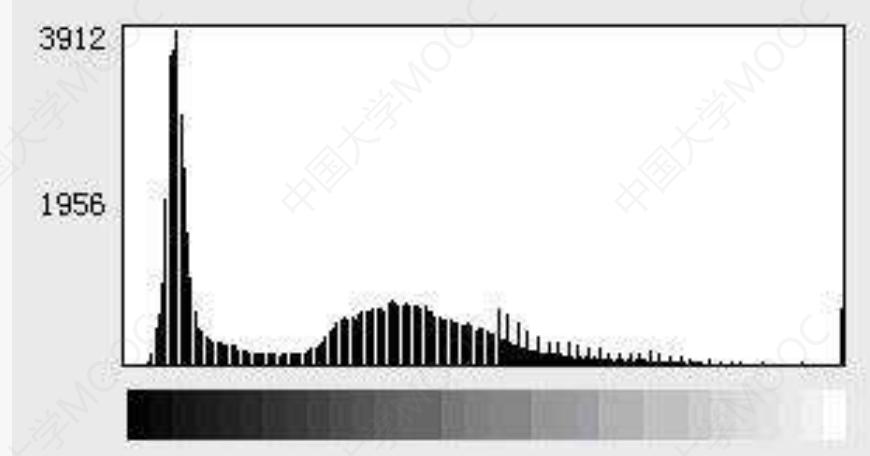
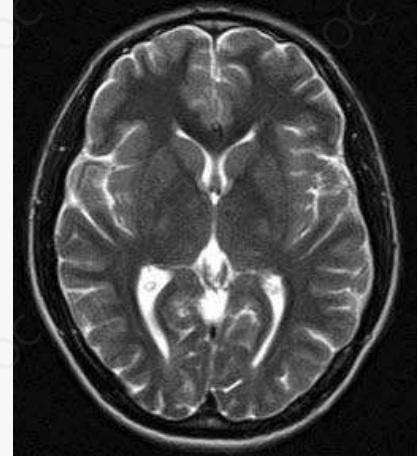
$$P(r_k) = n_k / N, k=0, 1, \dots, L-1$$

$N$ : 图像中像素的总数

$n_k$ : 第 $k$ 个灰度级的像素数



# 图像的灰度直方图

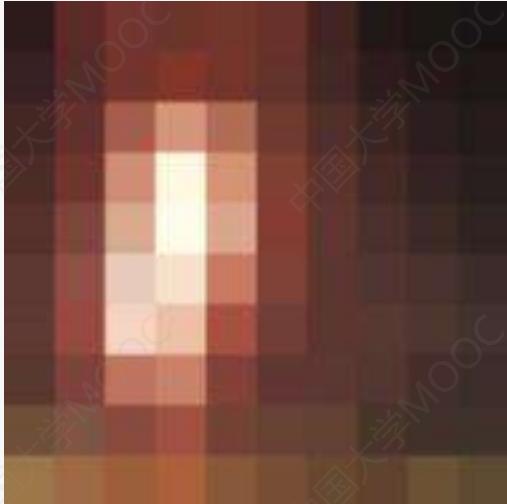


灰度级0——黑色

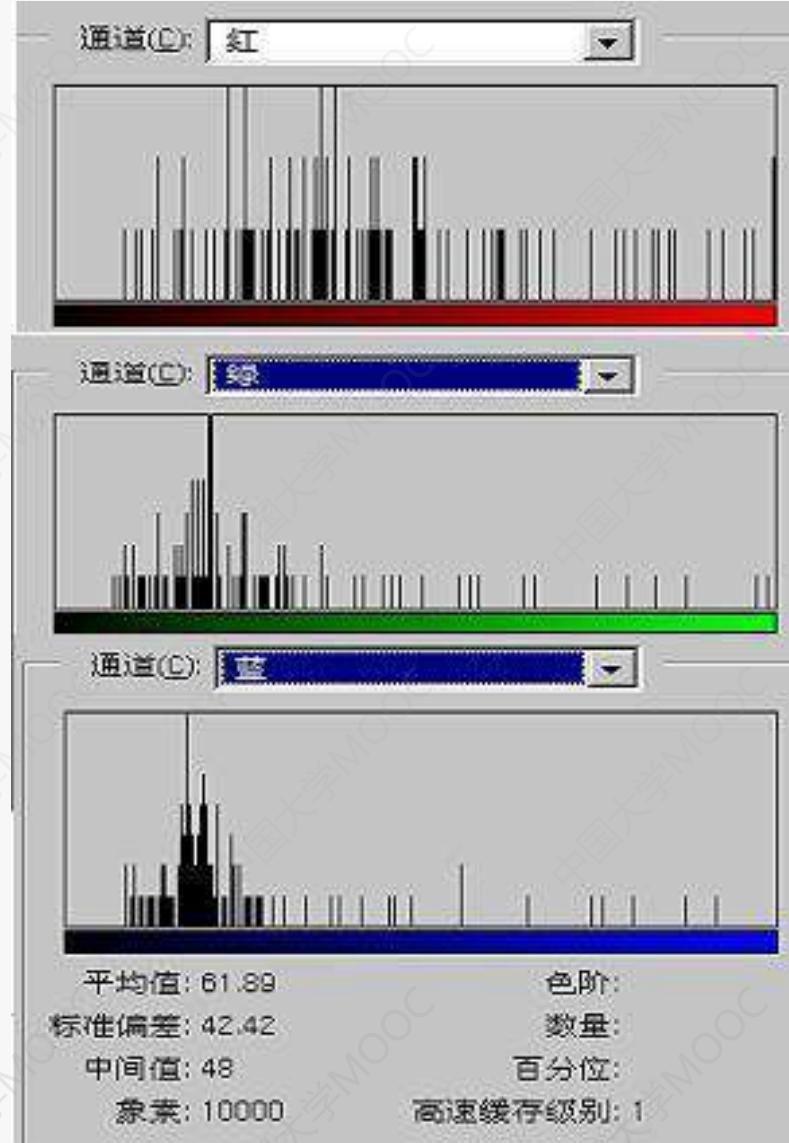
灰度级255——白色

- 多个峰值对应不同的灰度分布
  - ◆ 图像中较暗区域，对应灰度直方图中灰度级低的部分。
  - ◆ 图像中较亮区域，对应灰度直方图灰度级高的部分。
  - ◆ 在低灰度级别和高灰度级别处出现明显的两个峰值说明图像明暗分明。

# 彩色图像的直方图



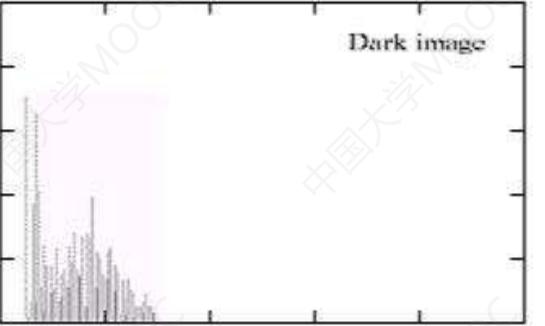
彩色图像的直方图由红、绿、蓝三个颜色分量对应的直方图表示。



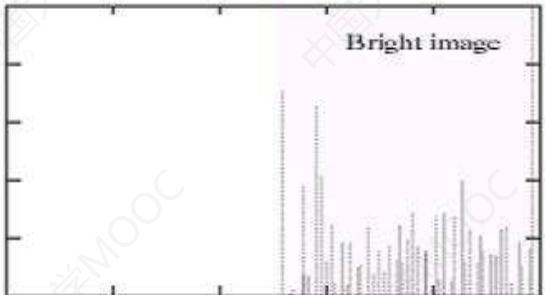
## 一、直方图的概念

直方图虽然不能直接反映出图像内容，但对它进行分析可以得出图像一些有用的特征，有些特征能反映出图像的质量，例如直方图能体现整幅图像的平均明暗和对比度特性。

# 图像亮度与灰度直方图的关系



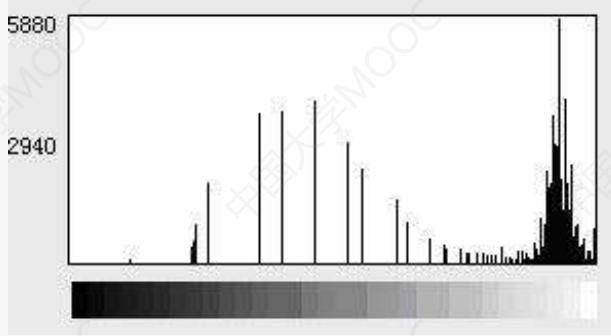
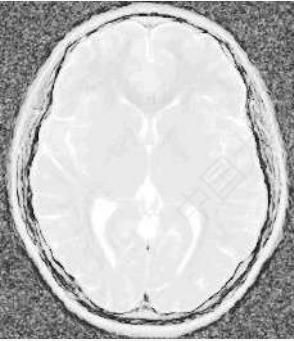
图像偏暗



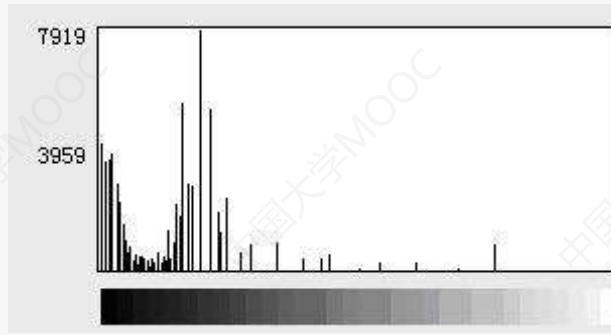
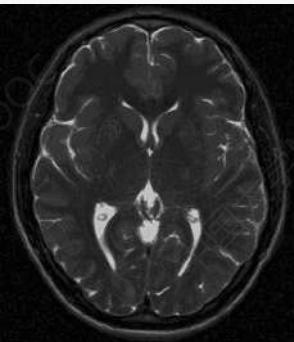
图像偏亮

所以，在处理图像之前，可以根据灰度直方图来选取处理手段

# 图像亮度与灰度直方图的关系

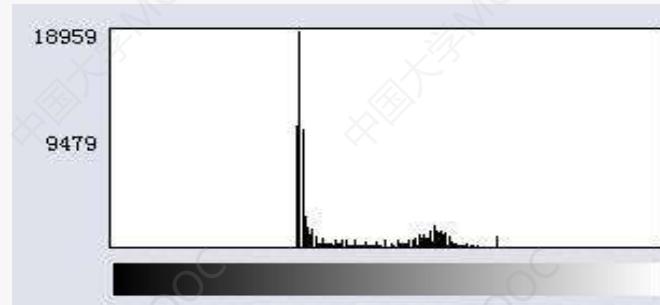
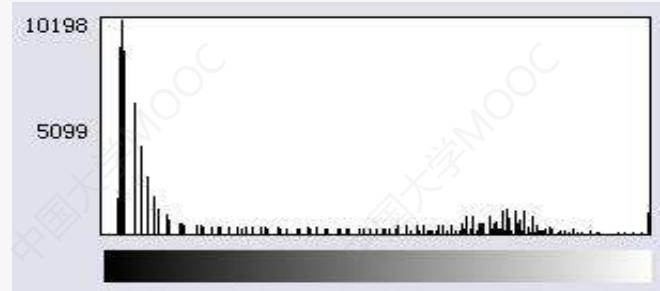


图像偏亮,直方图显示只在右边,可能曝光过度。

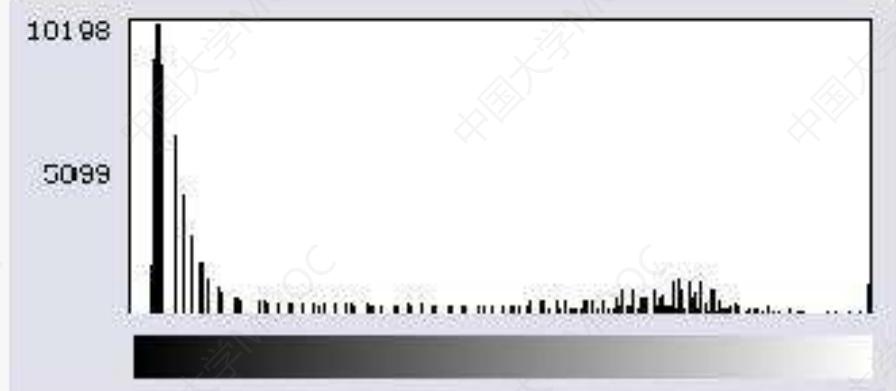


图像偏暗,直方图显示在左边,可能曝光不足。

**对比度：亮度的最大值与最小值之比。**

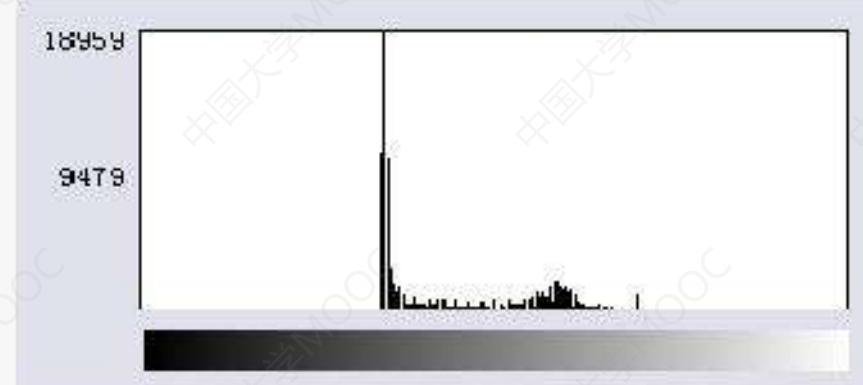


# 图像对比度与灰度直方图的关系



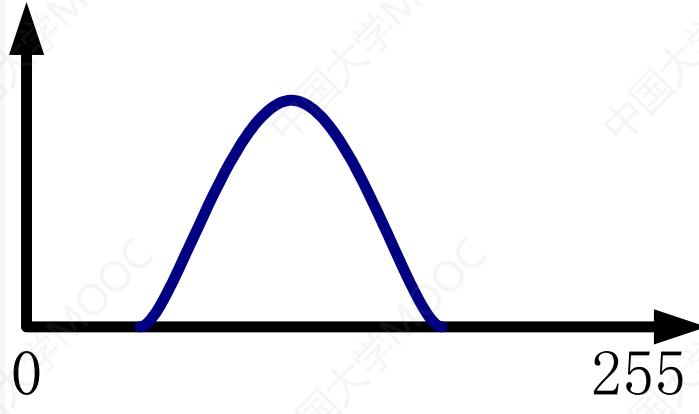
直方图覆盖了灰度级很宽的范围，而且像素分布均匀，图像清晰，对比度很好。

# 图像对比度与灰度直方图的关系

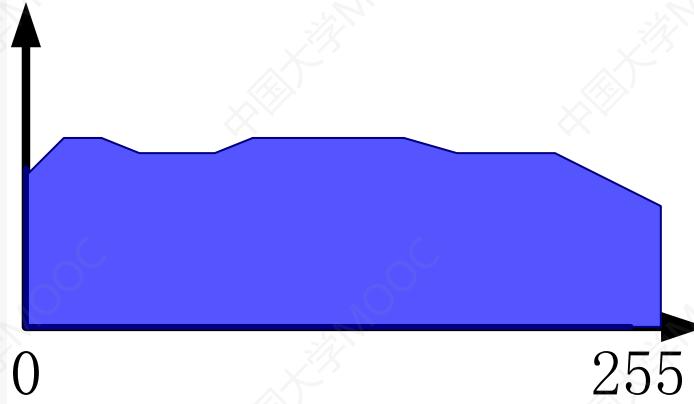


直方图窄，集中于灰度级的中部，说明图像中的绝大部分像素点的灰度较为接近，不利于人眼的识别，图像对比度差，清晰度不好。

# 图像对比度与灰度直方图的关系

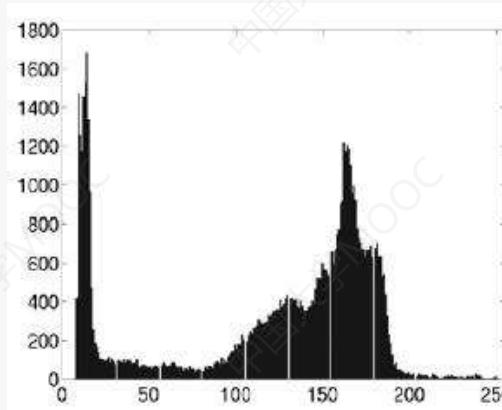


大多数像素的灰度集中在  
一个狭小的灰度范围，动态范  
围较小，细节不清楚。

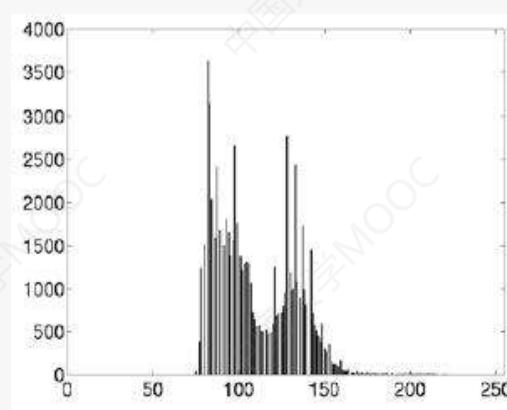


各种灰度的像素个数  
分布的范围较宽，均  
匀，图像清晰明快。

# 图像对比度与灰度直方图的关系



动态范围均匀，图象清晰分明

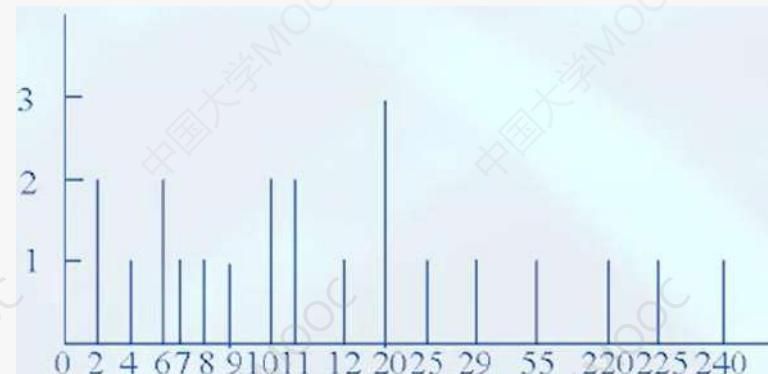


动态范围小，细节不清楚

例：已知原始灰度图像，画出图像的灰度直方图。

$$I_o = \begin{bmatrix} 0 & 11 & 10 & 20 & 0 \\ 2 & 20 & 10 & 55 & 29 \\ 0 & 220 & 225 & 240 & 2 \\ 6 & 8 & 20 & 25 & 4 \\ 7 & 11 & 12 & 9 & 6 \end{bmatrix}$$

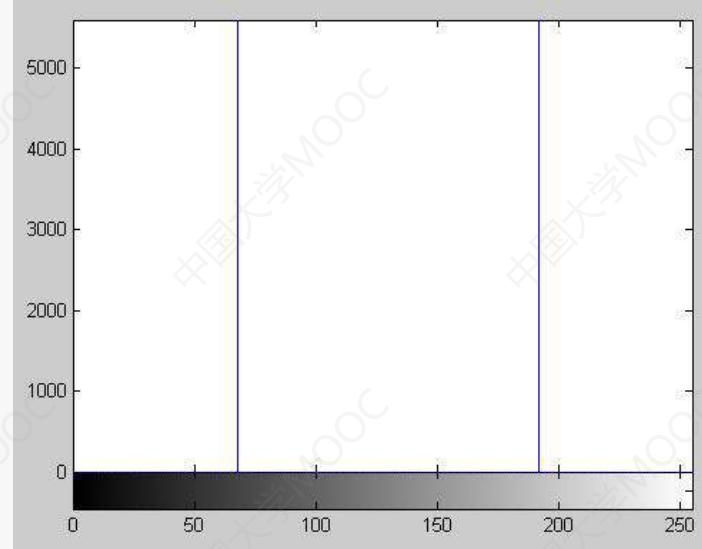
图像的灰度直方图如下图所示：



## 二、直方图的性质

- 1) 灰度直方图表征了图像的**一维信息**，不表示图像的空间信息，即图像所有的空间信息全部丢失了。
- 2) 灰度直方图与图像之间的关系是**多对一**的映射关系。一幅图像可以唯一确定其直方图，但不同图像可能具有相同的直方图。
- 3) 子图直方图之和为整图的直方图。

## 二、直方图的性质



两幅图像中偏暗像素和偏亮像素的个数均相同

由于直方图定义是灰度级上的象素个数，所以两幅图象的直方图完全相同，即无法从直方图本身看出象素的空间位置。所以说任意特定的图象有唯一的直方图，反之并不成立。

### 三、直方图的用途

由于直方图反映了图像灰度的分布情况，因此，虽然灰度直方图是一维信息，但是通常作为表征图像特性的信息而在图像处理中起着非常重要的作用。可以说，从对图像的观察与分析，到对图像处理结果的评价，都离不开直方图。

#### 1) 评价成像条件

我们可以根据图像的灰度直方图，分析图像在成像过程中是否合理地使用了灰度动态范围。一幅图像应该利用全部或几乎全部可能的灰度级，否则等于增加了量化间隔。丢失的信息将不能恢复。曝光不足或过度都是没有合理利用灰度范围，从而影响图像的清晰度。

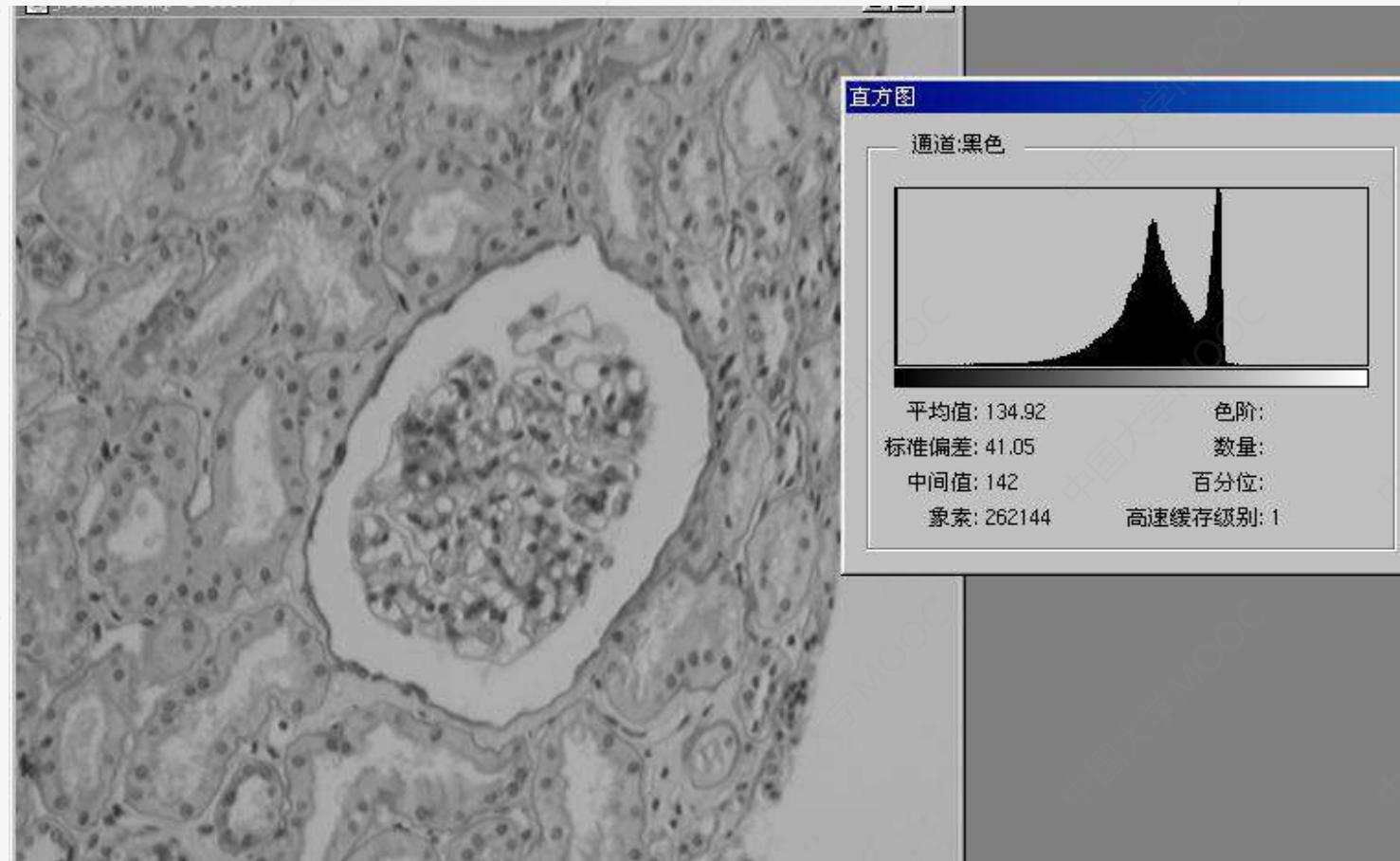
## 2) 图像增强处理

根据图像的灰度直方图，设计灰度映射函数，实现处理后图像的像素尽可能充分地利用灰度动态范围，或将灰度映射到色彩空间，以不同的颜色强化图像的灰度变化。

#### 3) 图像分割阈值选取

假设某图像的灰度直方图具有二峰性，则表明这个图像较亮的区域和较暗的区域可以较好地分离，取二峰间的谷点为阈值点，可以得到好的2值处理的效果。

### 三、直方图的用途



灰度直方图具有二峰性

#### 4) 进行图像压缩

利用图像的灰度直方图的统计信息，设计一种编码方案，让具有最多像素的灰度以最少的字长表示，从而用最少的数据量表达整幅图像，如Huffman编码算法。



谢 谢！



# 傅立叶变换

# Fourier Transform

单翔 博士

# 主要内容

Main Contents

1

**图像变换的定义及作用**

2

**傅里叶级数与变换**

3

**傅里叶变换的物理意义**

4

**离散傅里叶变换**

## 图像变换的定义

是将图像从空间域变换到其它域（如频域）的数学变换。

## 图像变换的作用

- ① 使图像处理问题简化；
- ② 有利于图像特征提取；
- ③ 有助于从概念上增强对图像信息的理解

图像变换广泛应用于图像增强、图像恢复、特征提取、图像压缩编码和形状分析等方面。

## 二、傅里叶级数与变换

### 傅立叶级数 ( Fourier series )

$$F(t) = \sum (a_n \sin n\omega t + b_n \cos n\omega t)$$

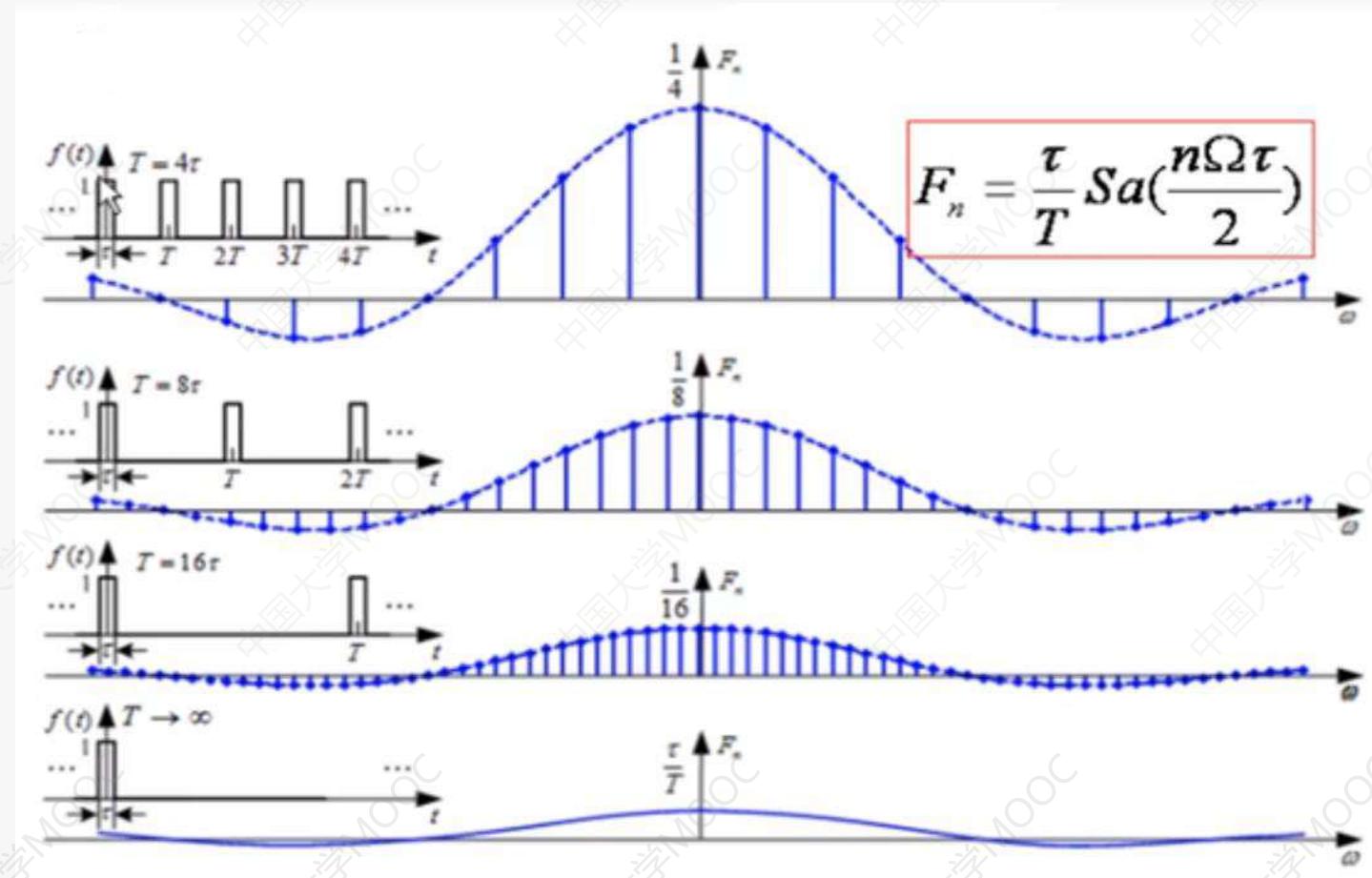
其中  $\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f$

$a_n$  和  $b_n$  表示第  $n$  个谐振函数的振幅大小。

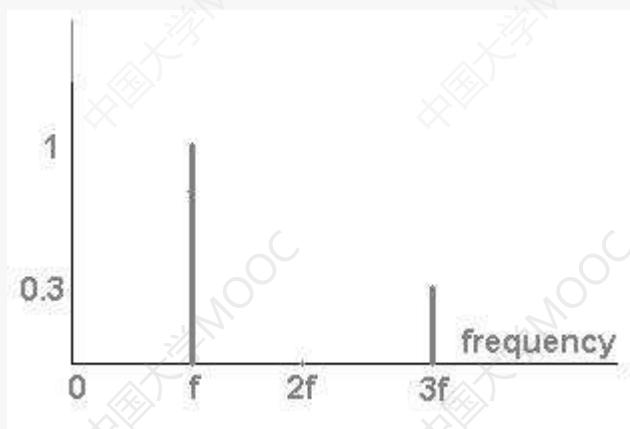
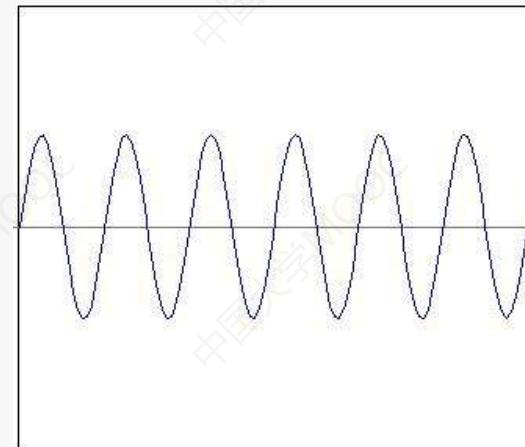
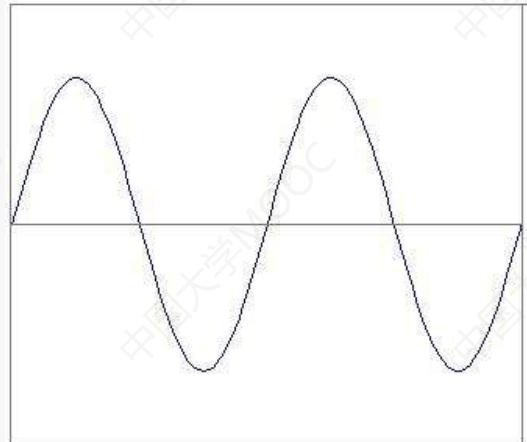
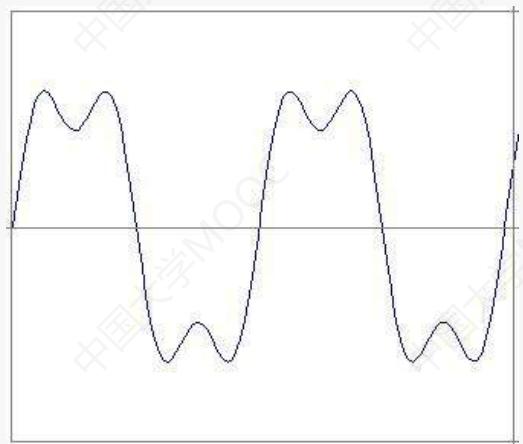
确定这些系数的过程称为 Fourier 分析。

## 二、傅里叶级数与变换

### 傅立叶级数=>傅立叶变换



example :  $\sin(\omega t) + (1/3)\sin(3 \omega t)$



### 一维傅里叶变换

$f(x)$ 连续可积的  $\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx < \infty$ 。

一维连续傅里叶变换定义为：

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-j2\pi ux} dx$$

反变换：

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) e^{j2\pi ux} du$$

函数 $f(x)$ 和 $F(u)$ 被称为傅里叶变换对。

## 二、傅里叶级数与变换

$$F(u) = R(u) + jI(u) \equiv |F(u)| e^{j\phi(u)}$$

$$|F(u)| = [R^2(u) + I^2(u)]^{\frac{1}{2}}$$

$$\phi(u) = \arg \tan\left(\frac{I(u)}{R(u)}\right)$$

$|F(u)|$  称为函数  $f(x)$  的频谱或傅里叶谱，

$\phi(u)$  称为傅立叶变换的相角。

### 二维傅立叶变换

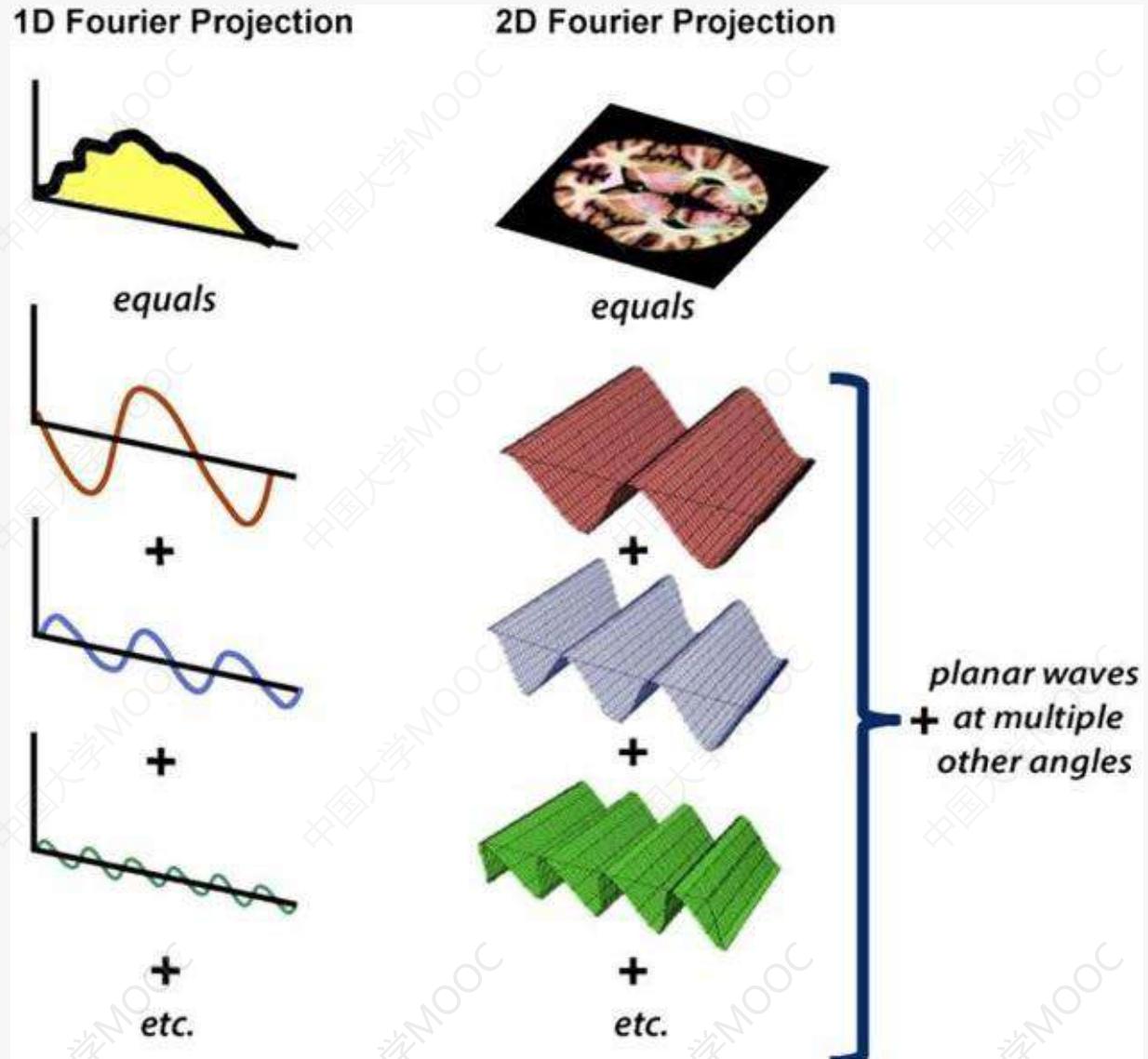
正变换：

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy$$

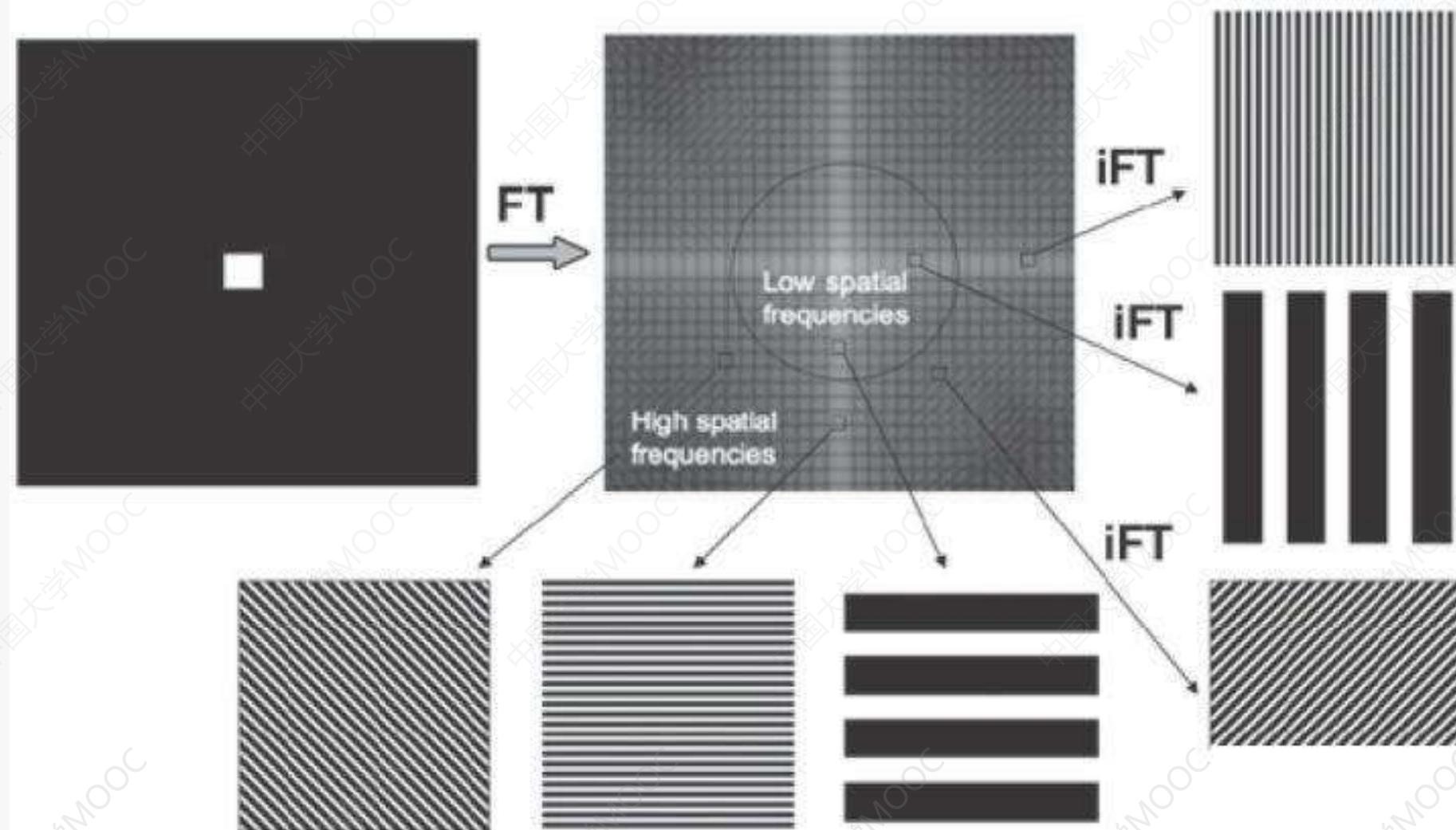
反变换：

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv$$

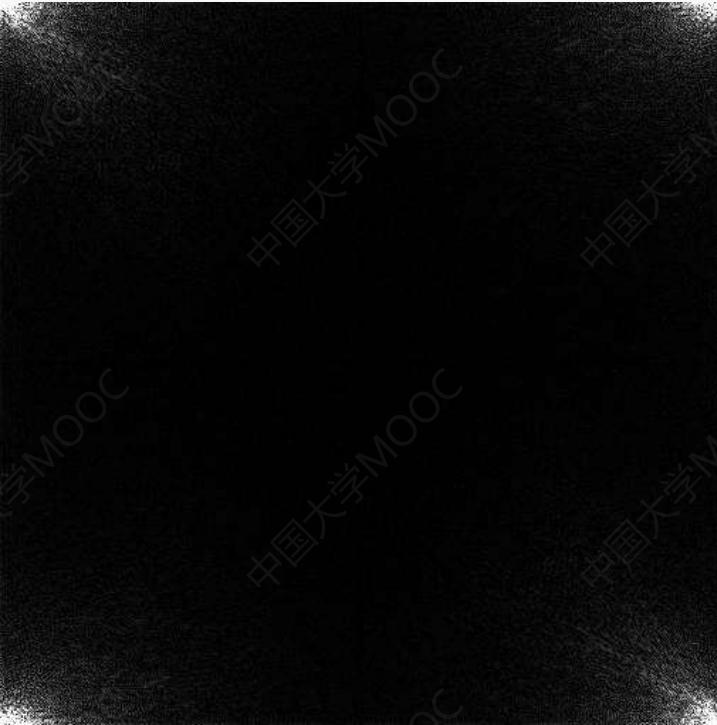
## 二、傅里叶级数与变换



### 三、傅里叶变换的物理意义



### 三、傅里叶变换的物理意义



图像中灰度变化比较慢的区域可以用较低频率的正弦信号近似，灰度变化比较大的边缘需要用高频正弦信号近似。一幅图像中大部分都是灰度变化缓慢的区域，只有一小部分是边缘，因此在变换域的图像，能量主要集中在低频部分（对应幅值较高），只有一小部分能量集中在高频部分（对应幅值较低）。

### 三、傅里叶变换的物理意义

- 由傅里叶变换和频率变量( $u, v$ )定义的空间

- (1) 变化最慢的频率成分( $u=0, v=0$ )对应一幅图像的平均灰度。
- (2) 低频(原点附近)对应图像灰度变化慢的像素。
- (3) 高频(远离原点)对应图像灰度变化快的像素。



## 二维离散傅里叶变换

如今的医学图像大多是数字图像。要在数字图像处理中应用傅里叶变换，还需要解决两个难点：

一是在数学中进行傅里叶变换的 $f(x)$ 为连续信号，而计算机处理的是数字信号；

二是数学上采用无穷大概念，而计算机只能进行有限次计算。

通常为了克服这个问题，我们对数字图像采用离散傅里叶变换  
(Discrete Fourier Transform, DFT)。

#### 四、离散傅里叶变换

离散傅里叶变换的表达式：

正变换：

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad u, v = 0, 1, \dots, N-1$$

反变换：

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad x, y = 0, 1, \dots, N-1$$



谢 谢！



# 离散余弦变换

# Discrete Cosine Transform

单翔 博士

- 离散余弦变换可以将图像描述为不同幅值和频率的正弦值之和的形式。
- 与离散傅立叶变换的联系是非常紧密的，其本质上是离散傅立叶变换的一种表现形式，而不是一种新的变换。

为什么还会出现和使用离散余弦变换呢？

# 主要内容

Main Contents

1

**离散余弦变换的推导**

2

**离散余弦变换的定义**

3

**离散余弦变换的应用**

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right)$$

- 离散傅立叶变换包含着复数项，这使得它在数据描述上相当于实数的两倍，并且相对来说复数计算也更为复杂。
- 针对这些局限性，我们希望有一种能够达到相同功能的，同时数据量又不大的变换方法。离散余弦变换就是在这种期望下产生一种变换方法，由于它只包含余弦项，所以我们称它为离散余弦变换。

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right)$$

 离散余弦变换的核心思想:

利用实偶函数的傅里叶变换只包含余弦项这一性质。

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right)$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\frac{2\pi kn}{N} \right) \quad \text{实部} \quad \text{偶函数}$$

$$j \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \quad \text{虚部} \quad \text{奇函数}$$

将原信号  $x[n]$  构造成一个  $2N$  点实偶信号  $x'[m]$ ，再对新信号  $x'[m]$  进行离散傅立叶变换。我们可以发现，由于余弦项是偶函数，实部将会保留下来，而正弦项是奇函数，求和过程中正负正弦项相互抵消，虚部将不再被保留。

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right)$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left( \cos\frac{2\pi kn}{N} \right)$$

实部

偶函数

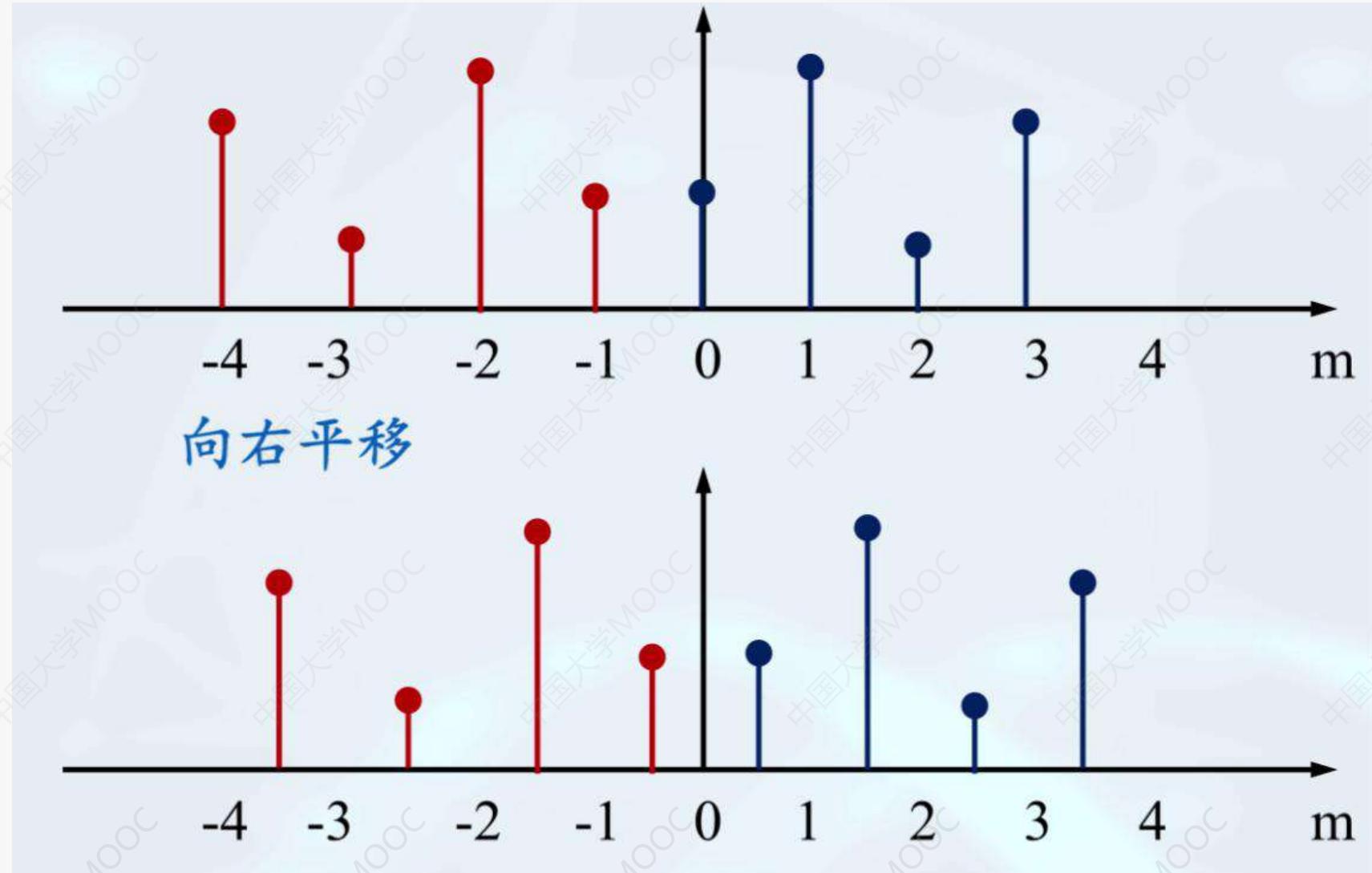
$$j \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right)$$

虚部

奇函数

表达式中只会出现表示实部的余弦项。

# 一、离散余弦变换的推导



# 一、离散余弦变换的推导

$$X[k] = \sum_{m=-N+\frac{1}{2}}^{N-\frac{1}{2}} x' \left[ m - \frac{1}{2} \right] e^{\frac{-j2\pi mk}{2N}} = \sum_{m=-N+\frac{1}{2}}^{N-\frac{1}{2}} x' \left[ m - \frac{1}{2} \right] \cos \left( \frac{2\pi mk}{2N} \right)$$

$$\sum_{m=-N+\frac{1}{2}}^{N-\frac{1}{2}} x' \left[ m - \frac{1}{2} \right] \cos \left( \frac{2\pi mk}{2N} \right) = 2 \cdot \sum_{m=\frac{1}{2}}^{N-\frac{1}{2}} x' \left[ m - \frac{1}{2} \right] \cos \left( \frac{2\pi mk}{2N} \right)$$

设  $n = m - \frac{1}{2}$

$$2 \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x'[n] \cos \left( \frac{2\pi \left( n + \frac{1}{2} \right) k}{2N} \right) = 2 \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x'[n] \cos \left( \frac{\left( n + \frac{1}{2} \right) \pi k}{N} \right)$$

## 二、一维离散余弦变换的定义

函数 $f(x)$ 的一维离散余弦变换为：

$$C(\mu) = a(\mu) \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \cos \left[ \frac{(2x+1)\mu\pi}{2N} \right] \mu=0,1,\dots,N-1$$

逆变换：

$$f(x) = \sum_{v=0}^{N-1} a(v) C(v) \cos \left[ \frac{(2x+1)v\pi}{2N} \right] x=0,1,\dots,N-1$$

其中：

$$a(u) = \begin{cases} \sqrt{2/N}, & u=1,2,\dots,N-1 \\ \sqrt{1/N}, & u=0 \end{cases}$$

## 二、二维离散余弦变换的定义

### 正变换：

$$C(\mu, \nu) = a(\mu)a(\nu) \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \cos\left(\frac{(2x+1)\mu\pi}{2N}\right) \cos\left(\frac{(2y+1)\nu\pi}{2N}\right) \quad \mu, \nu = 0, 1, \dots, N-1$$

### 逆变换

$$f(x,y) = \sum_{\mu=0}^{N-1} \sum_{\nu=0}^{N-1} a(\mu)a(\nu)C(\mu,\nu) \cos\left(\frac{(2x+1)\mu\pi}{2N}\right) \cos\left(\frac{(2y+1)\nu\pi}{2N}\right) \quad x, y = 0, 1, \dots, N-1$$

二维DCT变换是可分离的，能够应用一维DCT算法加以计算。

### 三、离散余弦变换的应用



(a) 原始图像



(b) DCT 系数分布



(c) 重建图像

变换后低频能量主要集中在左上角，高频能量集中在右下角。

### 三、离散余弦变换的应用



(a) 原始图像



(b) DCT系数分布



(c) 重建图像

图像的重要信息大多集中在变换后的一小部分系数中，而剩余的大部分系数都非常小接近于0。

### 三、离散余弦变换的应用



(a) 原始图像



(b) DCT系数分布



(c) 重建图像

- 我们可以通过**保留数值较大的系数、丢弃数值较小的系数**来实现**图像的压缩**，并且压缩后的图像质量不会发生显著降低。**JPEG**格式的图像文件，它的核心就是基于离散余弦变换的压缩算法。



谢 谢！



# 医学图像增强概述

## Summary of Medical Image Enhancement

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

- 1 医学图像增强概念**
- 2 医学图像增强原因**
- 3 医学图像增强例子**
- 4 医学图像增强技术**

医学图像增强是临幊上应用最多的医学图像处理技术之一，同时也是对医学图像进行分割、特征提取等进一步处理和分析的先行步骤。因此医学图像增强也被称为医学图像的预处理。

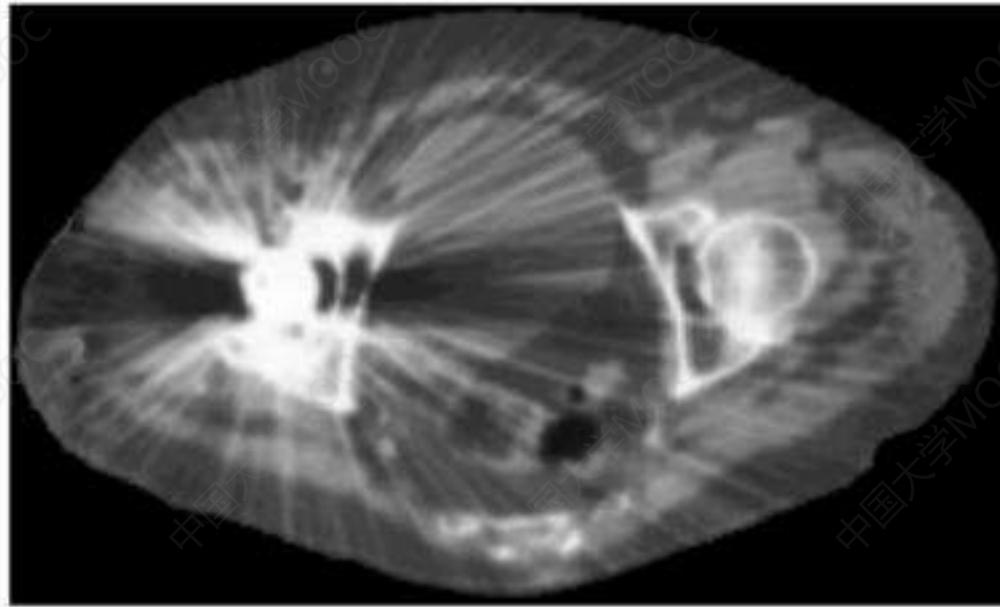


- 成像设备产生的原始图像由于受到设备和获取条件等因素的影响，可能出现图像质量退化，甚至伪影。
- CT图像伪影是指在成像过程中产生的与被扫描组织结构无关的异常影像，如扫描条件不当造成的伪影、患者在扫描过程中由于运动产生的伪影、以及由于机器故障产生的伪影等这些异常影像会降低图像的质量，甚至影响对病变的分析诊断。

# 医学图像增强概述



机器故障产生的伪影



运动产生的伪影

即使是一些高质量的图像，在很多情况下，也很难用肉眼直接得出有用的诊断。比如早期肺癌的CT影像，有时很难从图像中识别出肺结节及其良恶性。



 灰度变换

 直方图增强

 图像平滑

 图像锐化

 频率域增强

 彩色增强

# 图像增强的例子——灰度变换



原始图像

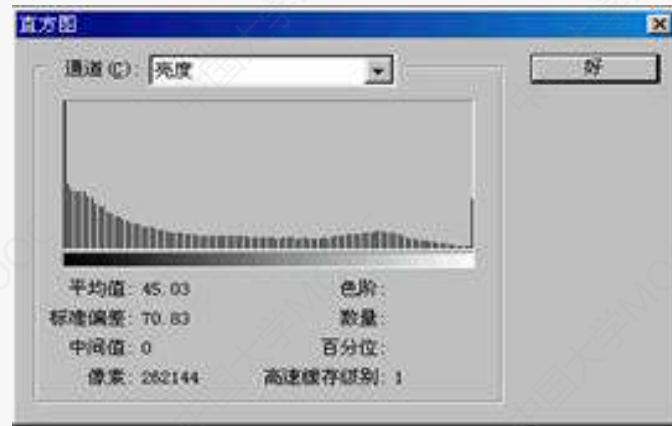


原始图像直方图

# 图像增强的例子——灰度变换



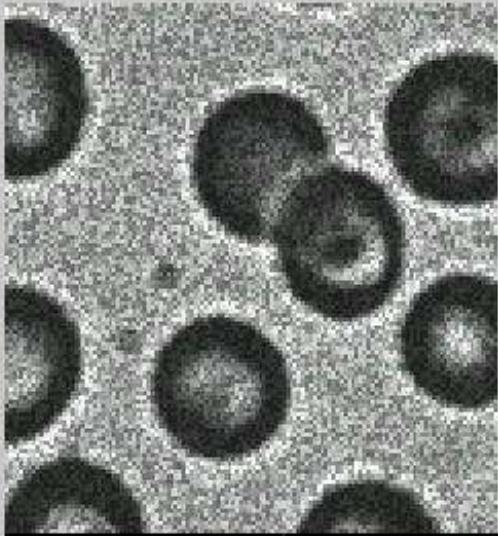
增强后图像



增强后图像直方图

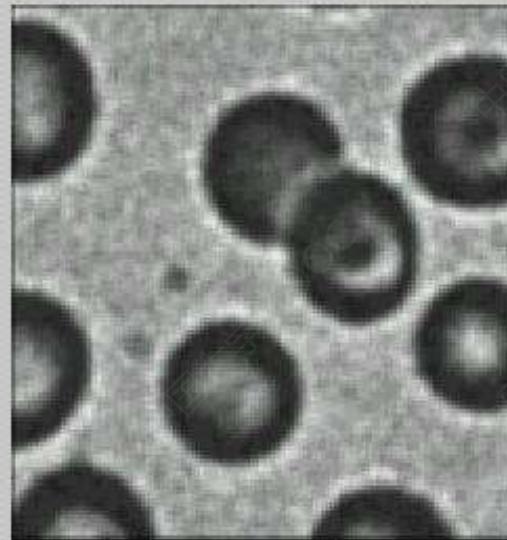
# 图像增强的例子——图像平滑

Corrupted Image



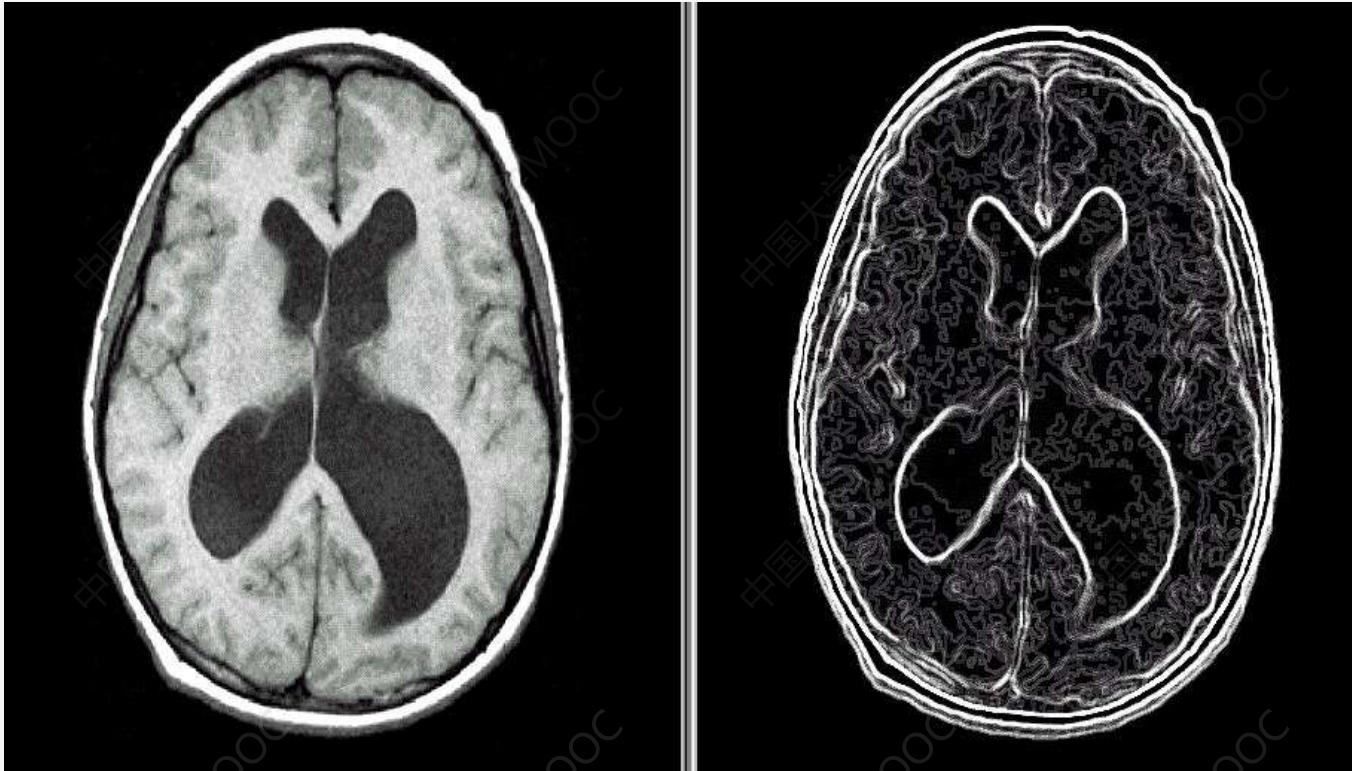
原始图像

Filtered Image



平滑后的图像

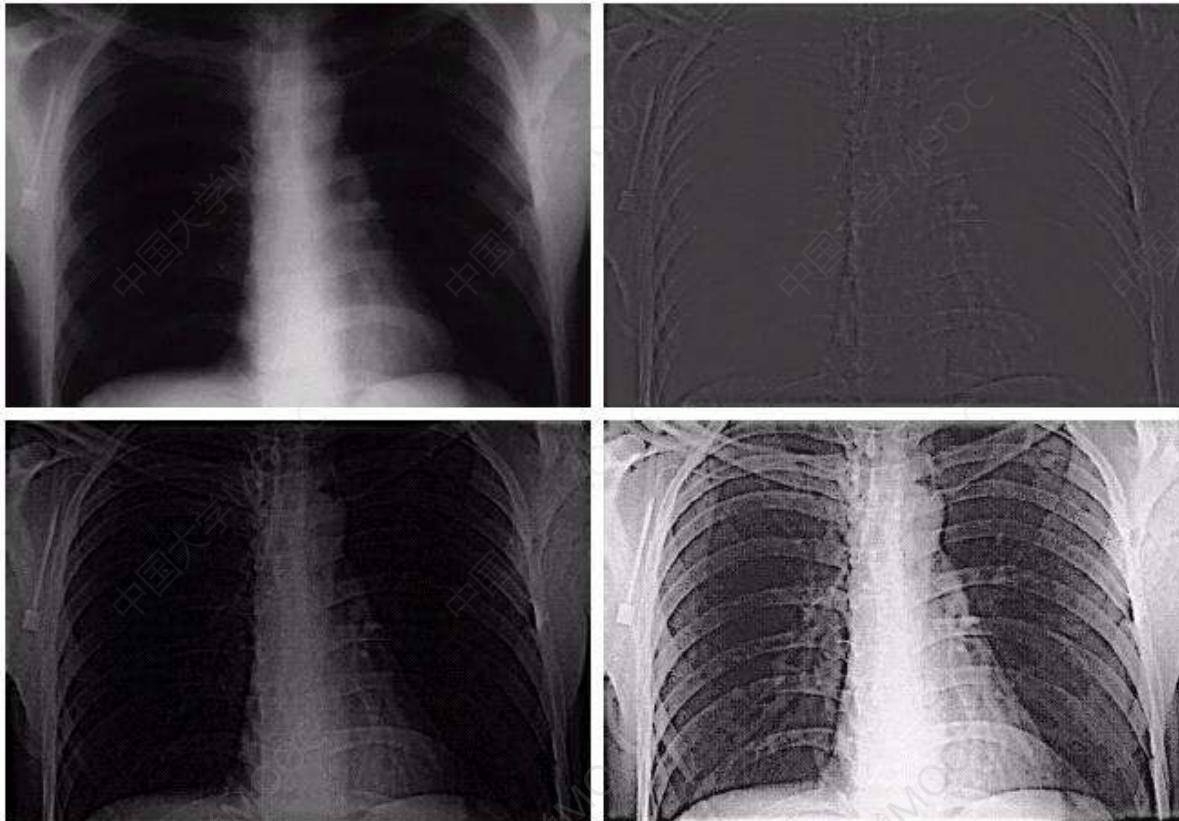
# 图像增强的例子——图像锐化



原始图像

锐化后的图像

# 图像增强的例子

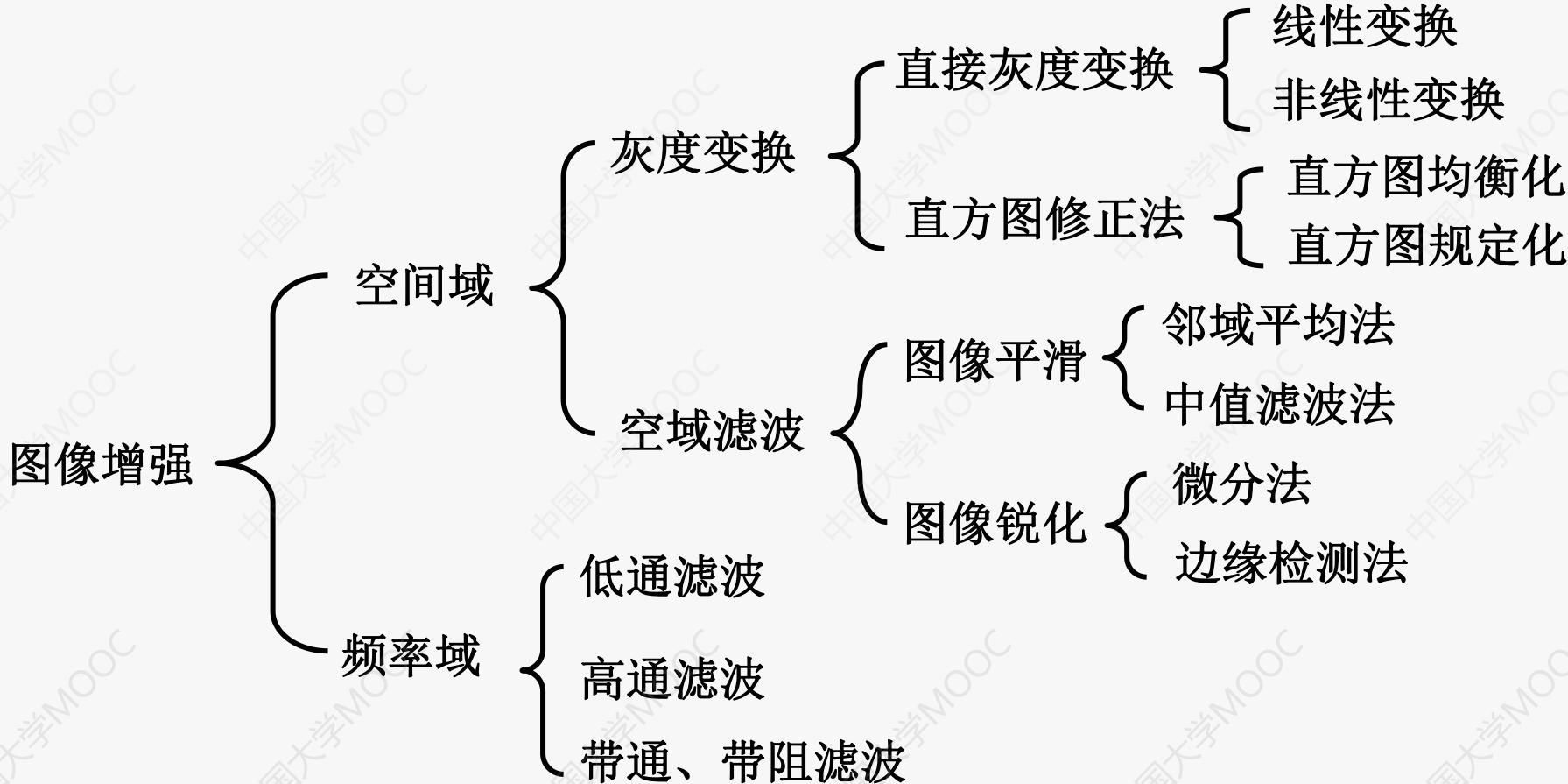


a  
b  
c  
d

**FIGURE 4.30**

(a) A chest X-ray image. (b) Result of Butterworth highpass filtering. (c) Result of high-frequency emphasis filtering. (d) Result of performing histogram equalization on (c). (Original image courtesy Dr. Thomas R. Gest, Division of Anatomical Sciences, University of Michigan Medical School.)

# 常用的医学图像增强方法





谢 谢！



# 灰度变换

---

## Gray Scale Transformation

---

单翔 博士

医学图像的灰度变换就是将图像的灰度值按照某种映射关系映射为不同的灰度值从而改变相邻像素点之间的灰度差，达到将图像对比度增强或减弱的目的。或者是将图像的灰度范围按照某种映射关系进行变换，从而改变图像的灰度范围，达到将图像灰度范围拉伸或压缩的目的。

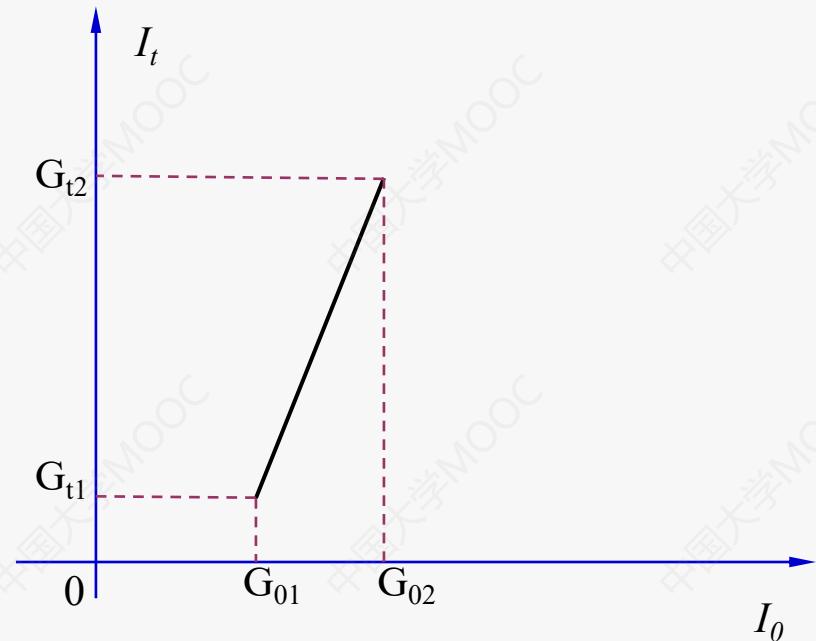
按照映射关系的不同，可以将灰度变换分为**线性灰度变换**和**非线性灰度变换**。

## （一）线性灰度变换（Linear Gray-scale Transformation）

当图像成像时曝光不足或过度，或由于成像设备的非线性和图像记录设备动态范围太窄等因素。都会产生对比度不足的弊病，使图像中的细节分辨不清。这时可将灰度范围线性扩展。



## 线性灰度变换



$$G_t(x, y) = cG_0(x, y) + a$$

$G_0(x, y)$  原始图像

$G_t(x, y)$  变换后图像

$c$  是变换系数

$a$  是亮度调节系数

## ➤ 线性灰度变换

$$G_t(x, y) = cG_0(x, y) + a$$

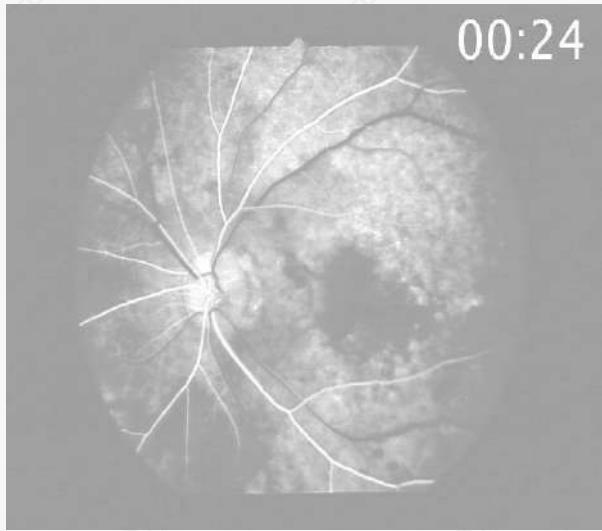
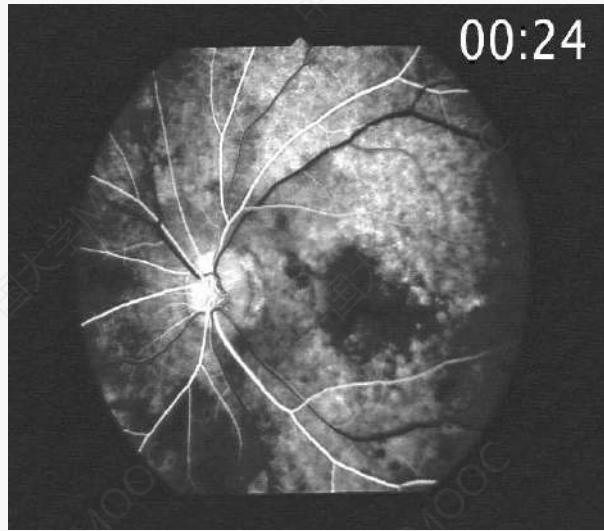
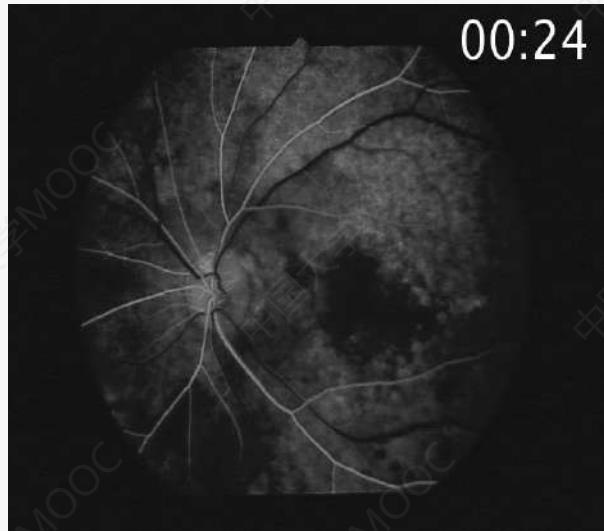
$c > 1$  时, 对比度增大, 相邻组织的对比更加明显, 图像清晰。

$c < 1$  时, 对比度减小, 图像变暗。

$c = 1$ , 对比度不变。

$a$  是亮度调节系数。

## ➤ 线性灰度变换

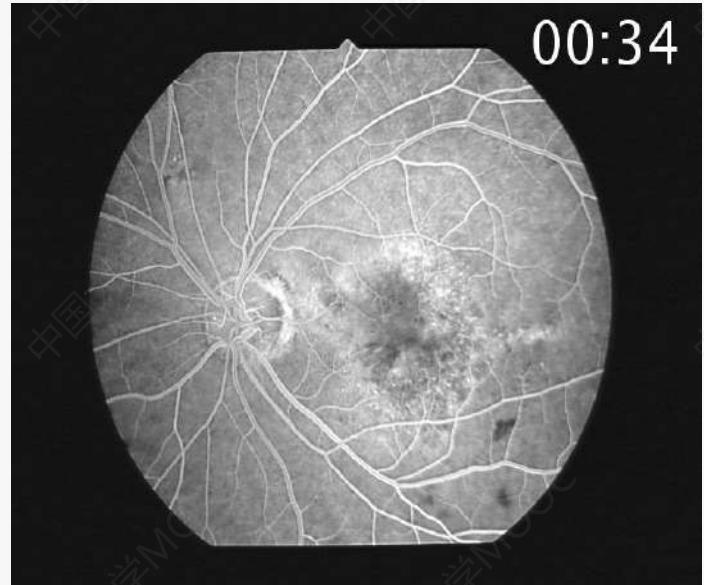


由(b)可以看出图像对比度得到增强，图像更加清晰。

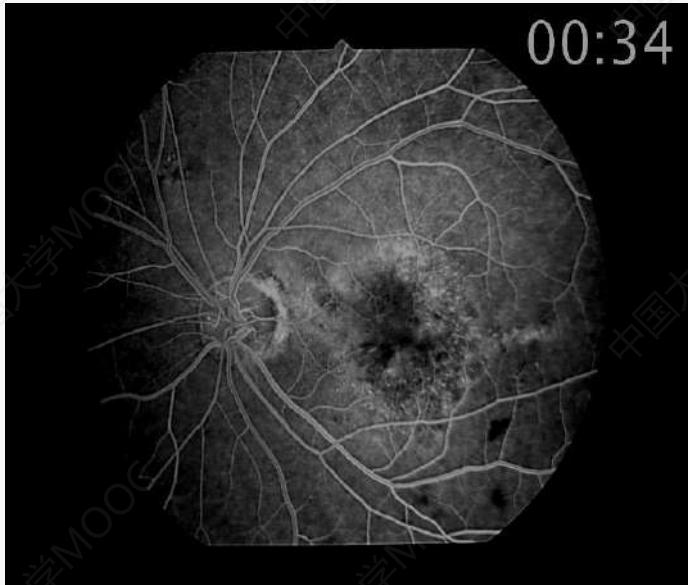
由(c)可以看出图像变得更亮，但对比度并没有改变。



## 线性灰度变换

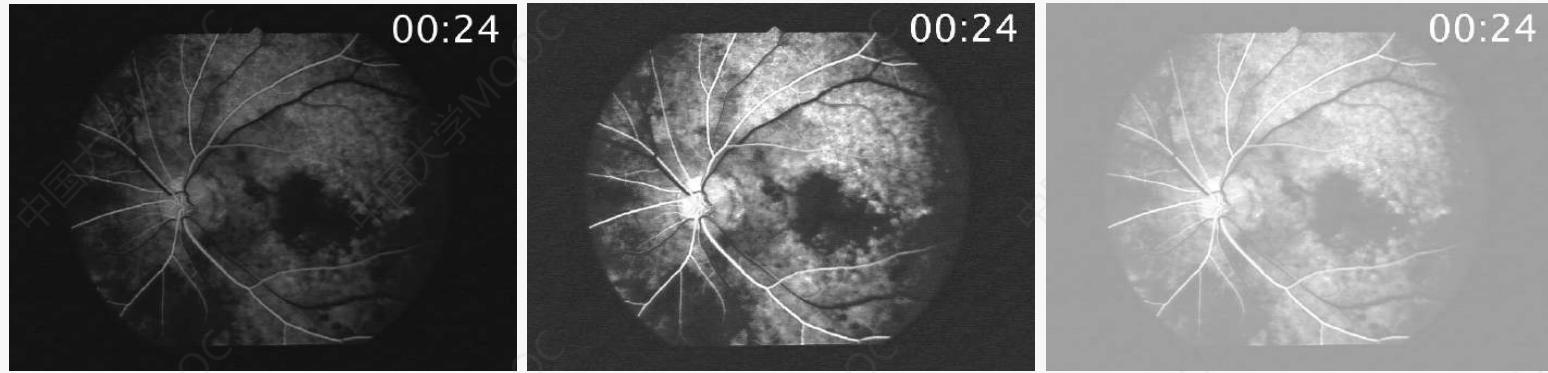


(d) 原始图像

(e)  $c=0.54, a=0$ (f)  $c=1, a=-99$ 

由 (e) 可以看出图像变得暗淡，对比度减弱。

由 (f) 可以看出图像变得较暗，但对比度并没有改变。



(a) 原始图像

$c=2.42, a=0$

$c=1, a=140$



(d) 原始图像

$c=0.54, a=0$

$c=1, a=-99$

$c$ 决定了图像的对比度,  $a$ 决定了图像的亮度信息。

## ■ (二) 非线性灰度变换

非线性灰度变换就是按照非线性映射关系对医学图像的灰度进行变换。

(1) 对数变换

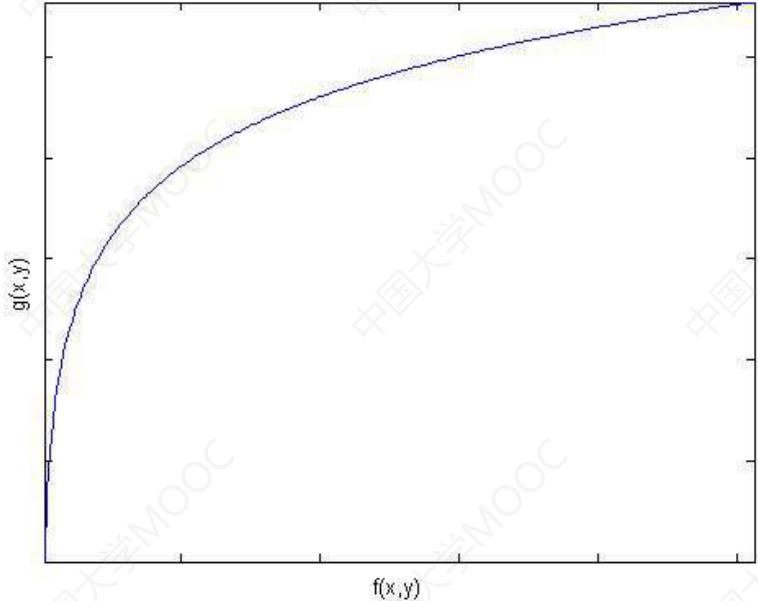
(2) 指数变换

(3) 部分线性灰度变换

## 对数变换

$$g(x, y) = a + \frac{\ln[f(x, y) + 1]}{b \ln c}$$

**a, b, c**是按需要可以调整的参数。

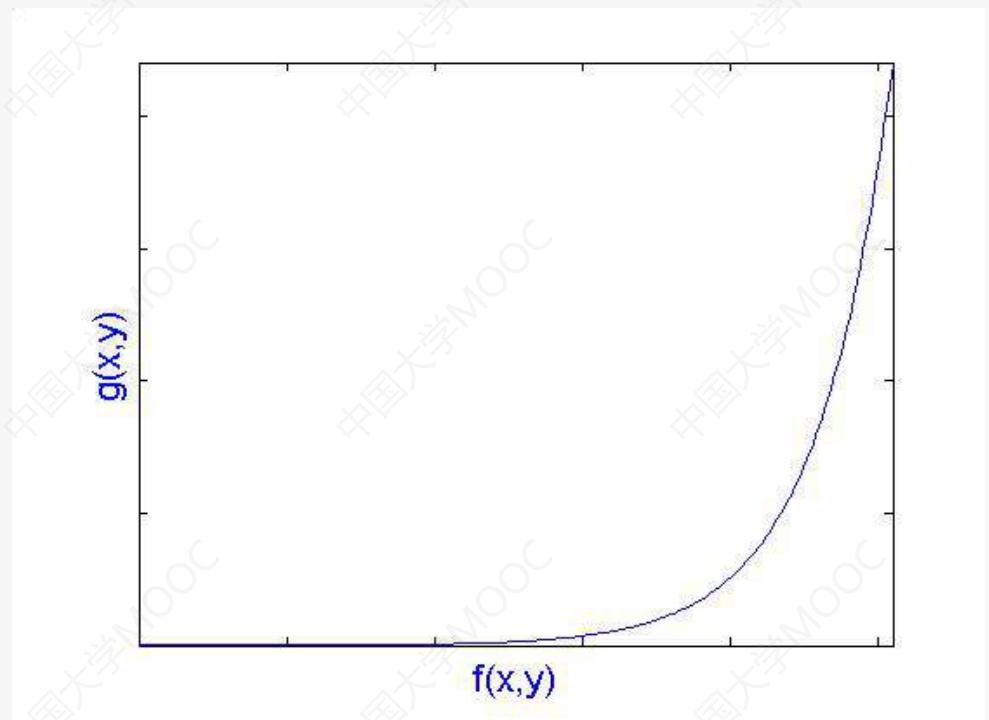


低灰度区扩展，高灰度区压缩

 指数变换

$$g(x, y) = b^{c[f(x, y) - a]} - 1$$

**a, b, c**是按需要可以调整的参数。



高灰度区扩展，低灰度区压缩

## ➤ 部分线性灰度变换

部分线性灰度变换是针对图像的某一感兴趣区域灰度进行灰度扩展，其余部分进行灰度压缩。它对感兴趣的灰度范围内的灰度变换是线性变换，其余部分是非线性灰度变换，在医学图像处理中，最常见的部分线性灰度变换就是高精度医学图像的开窗显示，也称窗口技术。

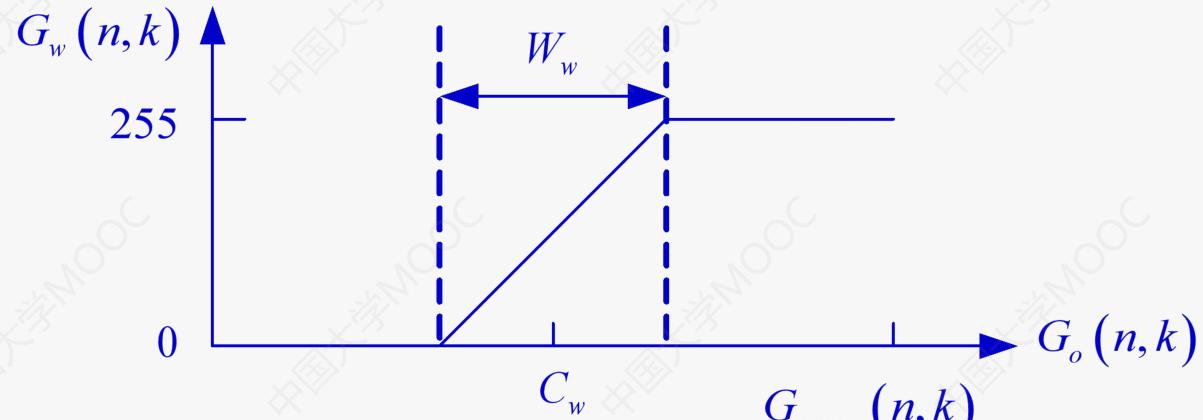
## 高精度医学图像

由于临床诊断的需要，**高精度医学图像**的应用越来越广泛。如观察气胸和肺间质或骨骼的细微裂纹，需要分辨率为 $4096\times 4096$ 个像素点，最大灰度值为12bit的医学图像；要在乳腺图像上发现微钙化点簇或对比度低的乳腺肿瘤则要求高达 $6144\times 6144$ 个像素点的分辨率和12bit的灰度值。这种超过**8bit**的灰度图像，普通电脑显示器不能直接显示。

## 高精度医学图像

开窗显示技术则可以在一定程度上解决这个问题。该技术能在不影响视觉效果的前提下将高精度医学图像较大范围的灰度值逐段映射为0~255这个灰度区间来显示。通过不断地调节窗宽和窗位将所有的高精度医学图像信息逐段显示出来。

## 开窗变换



$$G_w(n, k) = \begin{cases} 0 & G_o(n, k) \leq C_w - \frac{W_w}{2} \\ \frac{255 \left( G_o(n, k) - C_w + \frac{W_w}{2} \right)}{W_w} & C_w - \frac{W_w}{2} < G_o(n, k) < C_w + \frac{W_w}{2} \\ 255 & G_o(n, k) \geq C_w + \frac{W_w}{2} \end{cases}$$

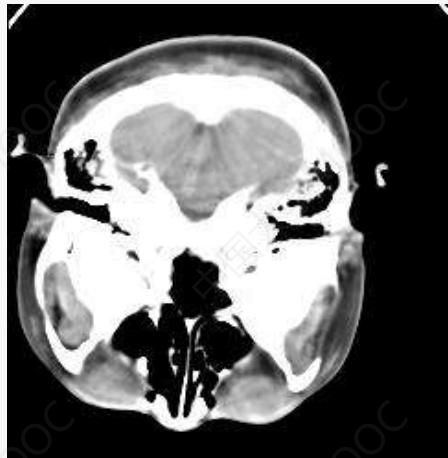
窗口的下限值

窗口的上限值

窗位是600  
窗宽是255



窗位是1014  
窗宽是255



窗位是1433  
窗宽是255



窗位是1178  
窗宽是255



(a)

(b)

(c)

(d)

在窗宽一定的情况下，通过改变窗位能够将高精度医学图像的信息按一定的灰度范围逐段显示出来。

窗位1014  
窗宽135



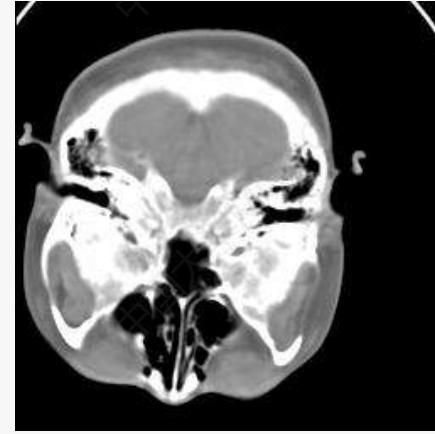
(e)

窗位1014  
窗宽350



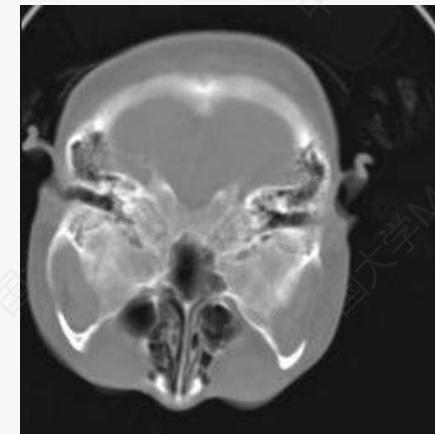
(f)

窗位1014  
窗宽750



(g)

窗位1014  
窗宽2430



(h)

在窗位一定的情况下，通过改变窗宽能够将高精度医学图像的信息在某个信息点进行压缩和展开。



谢 谢！



# 直方图均衡化

## Histogram Equalization

巩萍

副教授

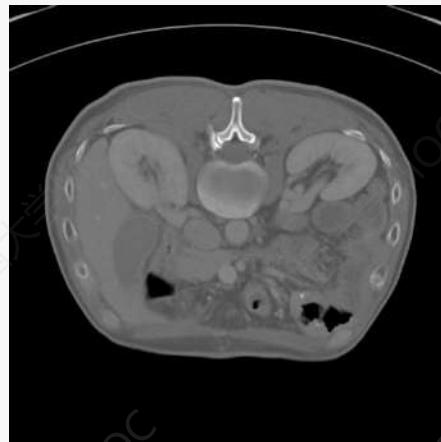
# 主要内容

Main Contents

- 1 直方图增强概念**
- 2 直方图均衡化思想**
- 3 直方图均衡化步骤**
- 4 直方图均衡化举例**

直方图增强是通过改变图像的全部或局部对比度进行图像增强。

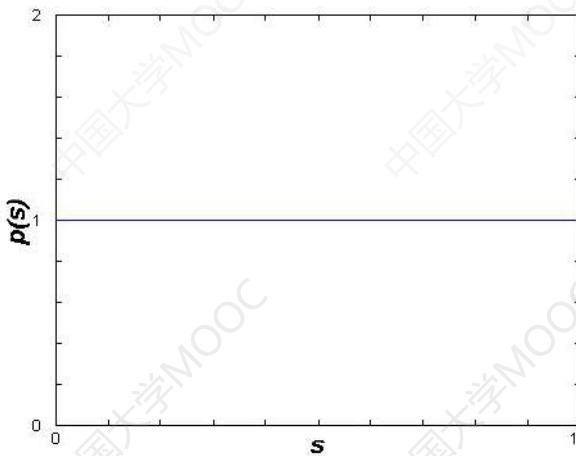
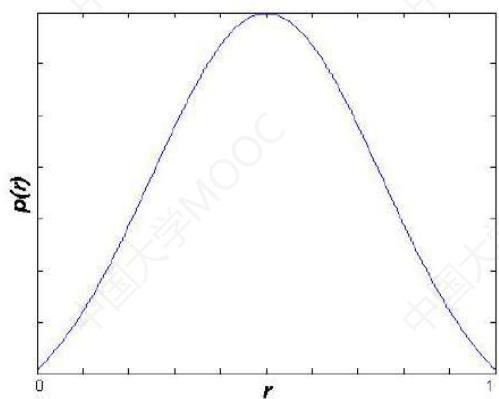
**直方图的概念：用于表示图像灰度分布情况的统计图表。**



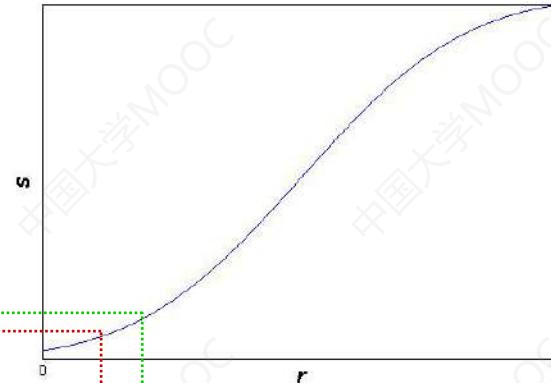
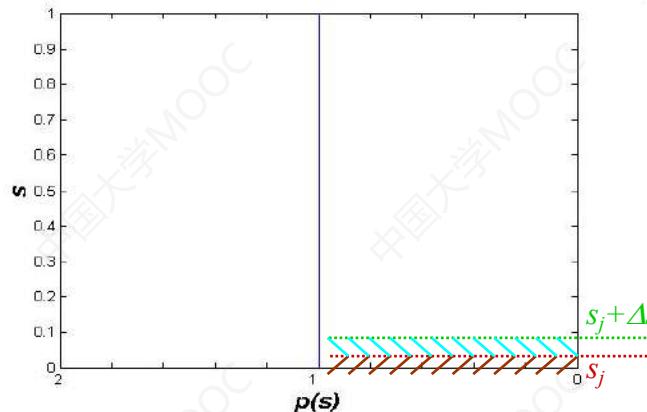
通过直方图可以大致判断一幅图像的质量，如图像的对比度等信息。

# 直方图均衡化

直方图均衡化是将图像的直方图变换为均匀分布的形式，其通过增加像素灰度值的动态范围，从而达到增强图像对比度的效果。

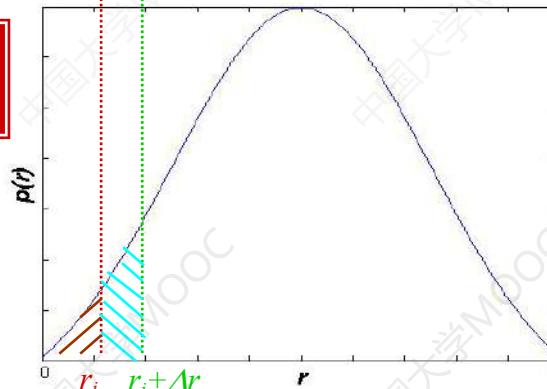


# 直方图均衡化



$$s = T(r)$$

$$\int_0^r p_r(r) dr = \int_0^s p_s(s) ds = \int_0^s 1 \cdot ds = s = T(r)$$



$s = T(r)$  满足以下两个条件：

(1)  $T(r)$  在  $0 \leq r \leq 1$  范围内为单调递增函数；

(2) 对  $0 \leq r \leq 1$  有  $0 \leq T(r) \leq 1$ 。

- (1) 使变换后的灰度仍保持从黑到白的单一变化顺序；
- (2) 使变换范围与原先一致，以避免整体变亮或变暗。

## 直方图均衡化步骤：

设图像的像素总数为 $N$ ，共 $L$ 个灰度级。

- ① 列出图像的灰度级，并将其归一化为 $s_k$ ， $0 \leq s_k \leq 1$ ， $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$
- ② 统计各灰度级的像素个数 $n_k$ ；
- ③ 计算各灰度级的概率 $P(r_k) = n_k / N$ ；
- ④ 计算累计分布函数  $s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{N}$ ；
- ⑤ 把  $T_k$  归入到离原始图像灰度级最近的灰度级别中；
- ⑥ 确定新图像的灰度级，计算输出图像的直方图。

## 例子：直方图均衡化

例：设图像有 $64*64=4096$ 个像素，8个灰度级，每个灰度级的像素数如下表所示。请对该图像进行直方图均衡化。

$k$	$n_k$	$k$	$n_k$
0	790	4	329
1	1023	5	245
2	850	6	122
3	656	7	81

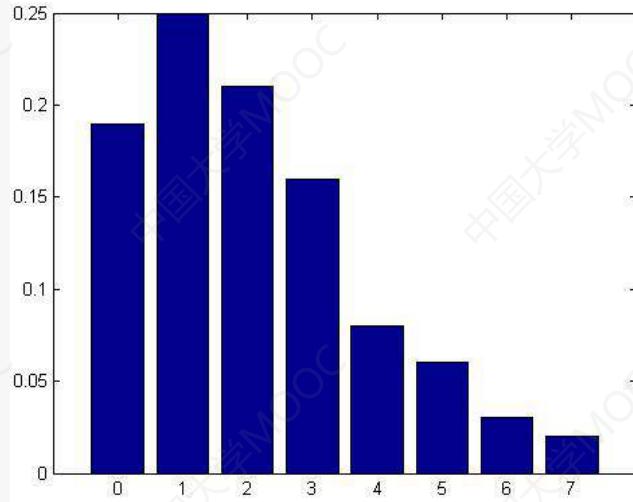
## 例子：直方图均衡化

$k$	$r_k$	$n_k$	$p_r(r_k)$	$s_k$
0	$r_0=0/7$	790	$790/4096=0.19$	0.19
1	$r_1=1/7$	1023	$1023/4096=0.25$	$0.44=0.19+0.25$
2	$r_2=2/7$	850	$850/4096=0.21$	$0.65=0.44+0.21$
3	$r_3=3/7$	656	$656/4096=0.16$	$0.81=0.65+0.16$
4	$r_4=4/7$	329	$329/4096=0.08$	$0.89=0.81+0.08$
5	$r_5=5/7$	245	$245/4096=0.06$	$0.95=0.89+0.06$
6	$r_6=6/7$	122	$122/4096=0.03$	$0.98=0.95+0.03$
7	$r_7=1$	81	$81/4096=0.02$	$1.00=0.98+0.02$

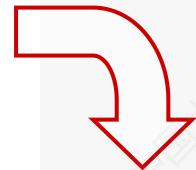
## 例子：直方图均衡化

$r_k$	$s_k$	$T_{k\text{舍入}}$	$g_k$	$p(g_k)$	$p_r(r_k)$
$r_0=0/7$	0.19	1	$s_0$	0.19	0.19
$r_1=1/7$	0.44	3	$s_1$	0.25	0.25
$r_2=2/7$	0.65	5	$s_2$	0.21	0.21
$r_3=3/7$	0.81	6	$s_3$	0.16	0.16
$r_4=4/7$	0.89	6	$s_3$	0.24	0.08
$r_5=5/7$	0.95	7	$s_4$	0.06	0.06
$r_6=6/7$	0.98	7	$s_4$	0.11	0.03
$r_7=1$	1.00	7	$s_4$	0.02	0.02

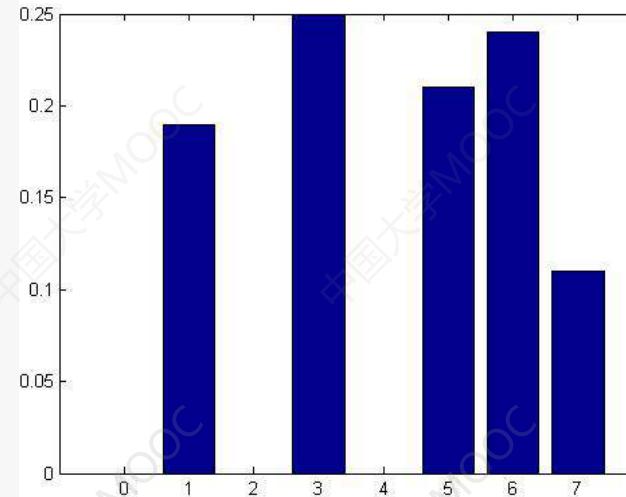
## 例子：直方图均衡化



均衡化前的直方图



## 直方图均衡化



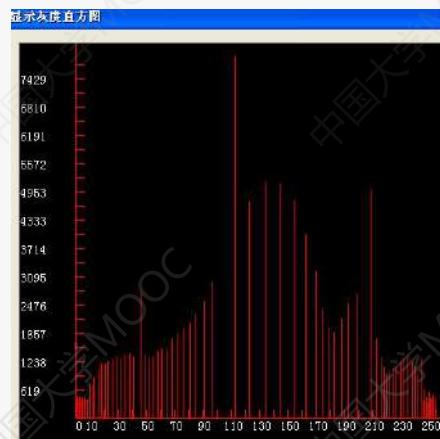
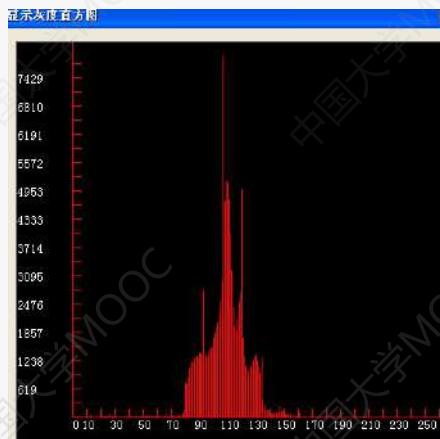
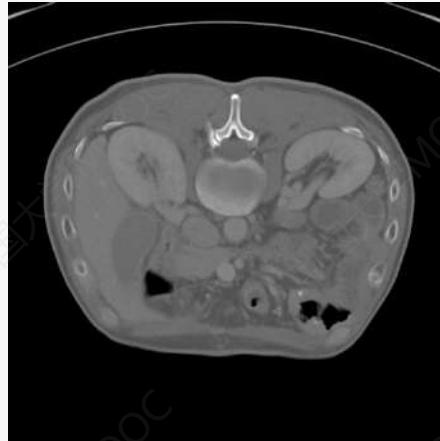
均衡化后的直方图

# 直方图均衡化

原始图

像及其

直方图



均衡化后

的图像及

其直方图



# 空域滤波增强

## Spatial Filtering Enhancement

巩萍 副教授

# 主要内容

Main Contents

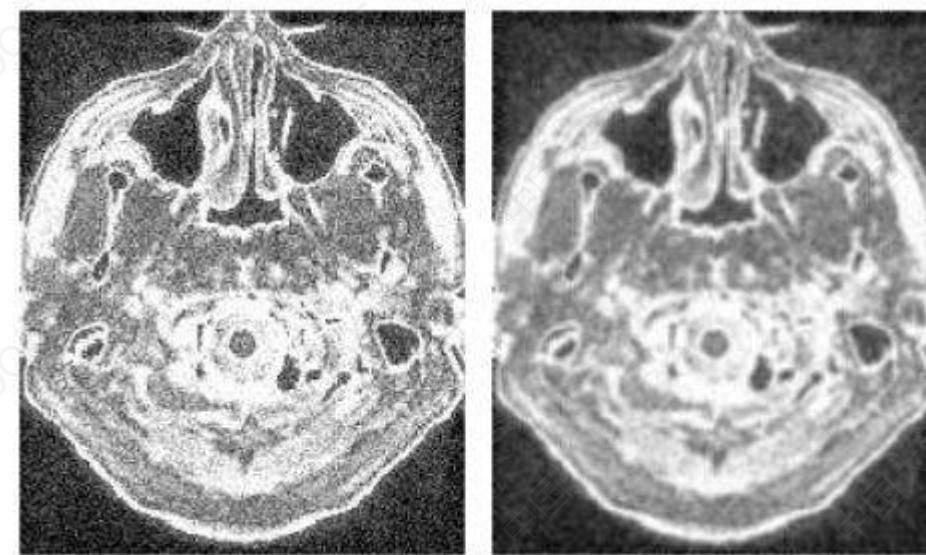
- 1 空域滤波概念与方法**
- 2 空域滤波的步骤**
- 3 均值滤波法**
- 4 中值滤波法**

空域滤波是在图像空间借助模板进行邻域操作完成的。

根据功能的不同分为**平滑滤波器**和**锐化滤波器**两种。

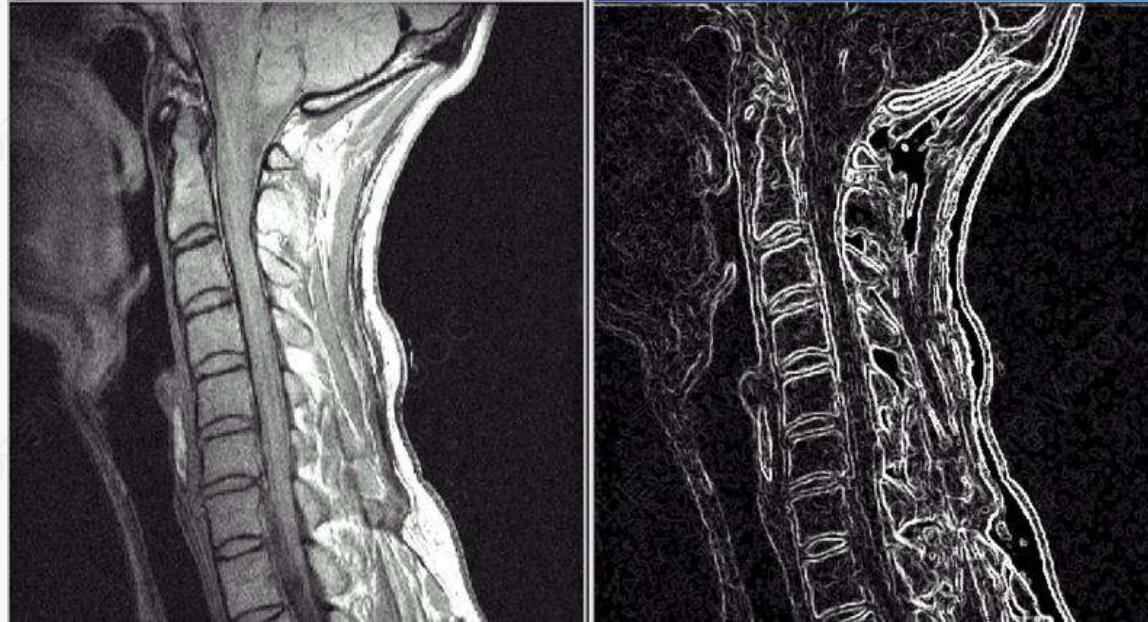
- 平滑滤波器：减弱或消除图像中的噪声成份，提高图像的信噪比。
- 锐化滤波器：增强图像的边缘信息，突显图像中感兴趣区域的轮廓。

# 图像的空域滤波增强



平滑滤波器——去噪

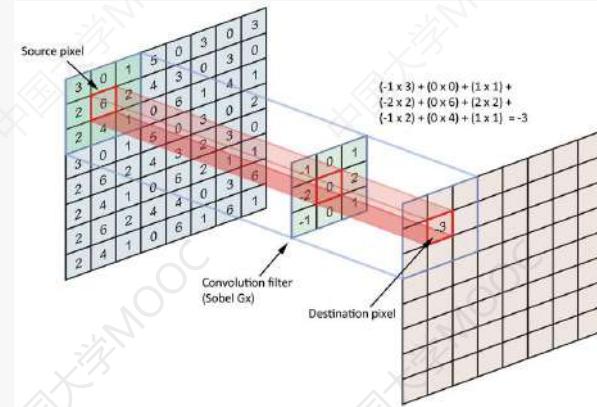
# 图像的空域滤波增强



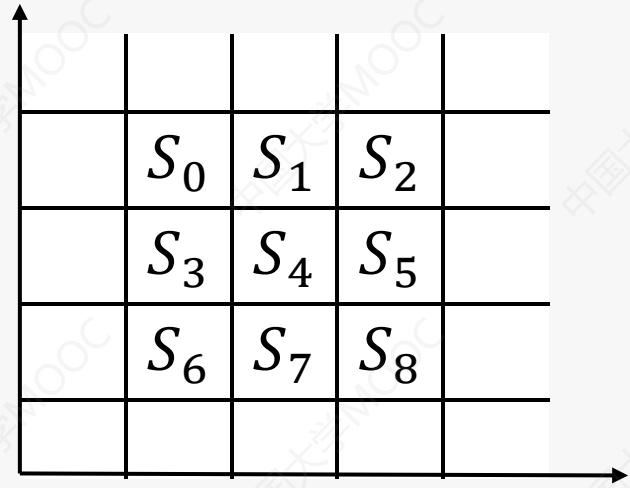
锐化滤波器——增强边缘

## 模板与图像进行卷积的步骤：

- 首先将模板在图像中漫游，将模板中心与图像中某个像素的位置重合；
- 然后将模板上的系数与模板下对应的像素相乘，将所有的乘积相加；
- 最后将和作为模板的输出响应赋值给图像中对应模板中心位置的像素。



# 图像的空域滤波增强



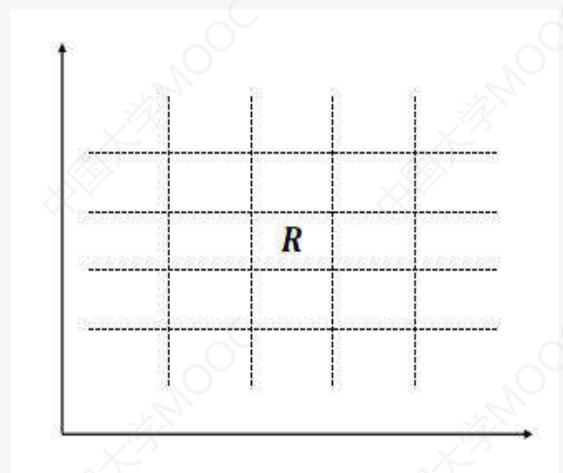
A

$S_i$  像素的灰度值

$K_0$	$K_1$	$K_2$
$K_3$	$K_4$	$K_5$
$K_6$	$K_7$	$K_8$

B

$K_i$  模板系数



C

$$R = S_0 K_0 + S_1 K_1 + S_2 K_2 + \dots + S_8 K_8$$

- 在设计滤波器时，对各个 $K$ 赋不同的值，就可以得到不同的处理效果。
- 在图像平滑中，常用的滤波器有**均值滤波器**和**中值滤波器**。

均值滤波器是一种对图像进行简单平滑处理的方法，它是一种线性滤波器。

其原理是用某像素邻域内的各点灰度值的平均值来代替该像素的灰度值。这种处理可以减少图像灰度的“尖锐”变化。

均值滤波法对于图像中的白噪声比较有效。

典型的均值滤波器是它的各元素值相等，且各元素的和为1。

# 图像的空域滤波增强

$$\begin{bmatrix} 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \end{bmatrix}$$

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

另外一种均值滤波器，是采取**加权平均**的方式，即不同的模板元素具有不同的权值，从而突出一些像素的重要性。

$$\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

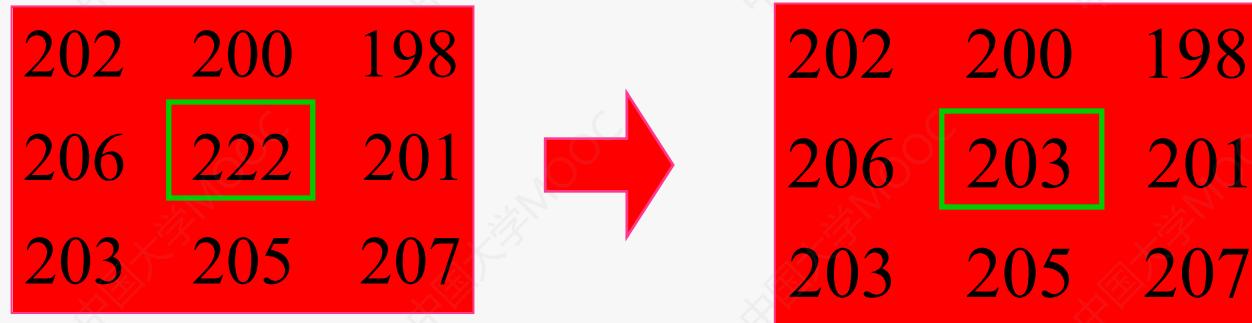
中心的像素值比其他像素值都大，在平滑滤波时，处于中心的像素就显得更为重要，这样做可以减轻平滑处理降低图像噪声的同时，减轻边缘信息模型的效应。

## ▶ 均值滤波器

优点：容易实现对噪声的抑制。

缺点：容易使目标轮廓变得模糊，减弱有用的细节信息。

- 中值滤波法：用一个含有奇数个像素的滑动窗口，将窗口正中点的灰度值用窗口内各点的中值代替。



从小到大排列，取中间值

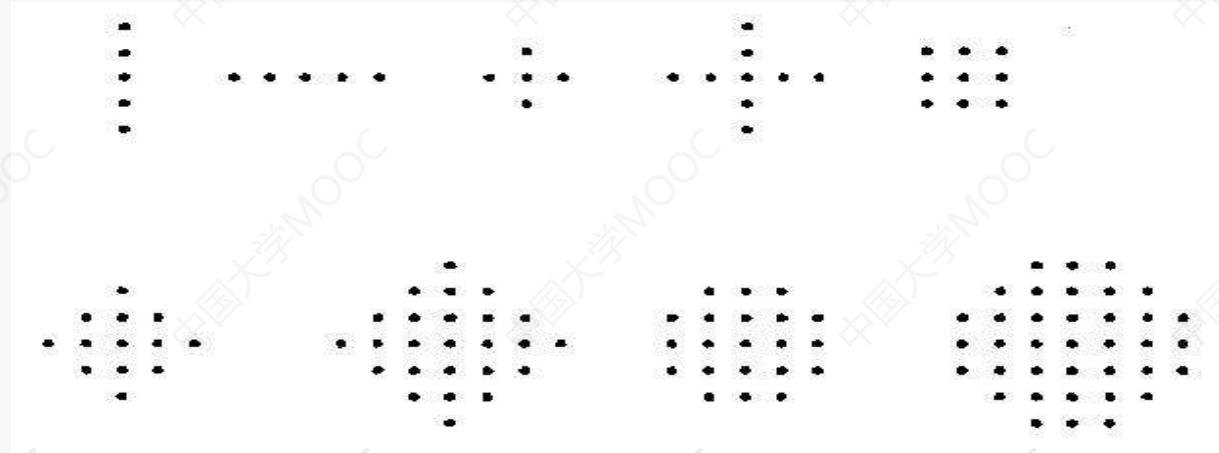
198 200 201 202 203 205 206 207 222

## ▶ 中值滤波法的优点：

抑制噪声，减弱随机干扰和脉冲干扰；

在去除噪声的同时，可以比较好地保留边缘轮廓信息和  
图像的细节。

- 对图像进行中值滤波时，常选则具有奇数行和奇数列的方形滤波窗口，某些情况下也可以选择其他形式的滤波窗口，如线状、十字形或圆形等。



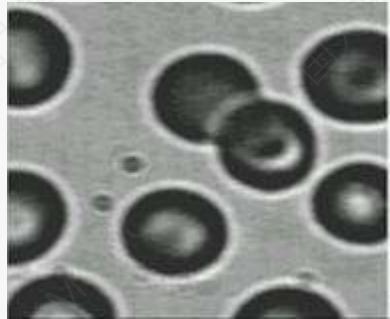
# 图像的空域滤波增强

中值滤波法运算简单，对孤立噪声的平滑效果比均值滤波法好，而且它能较好地保护图像的边缘。这种滤波器特别适合于椒盐噪声。椒盐噪声也称为脉冲噪声，是图像中随机出现的白点或者黑点。

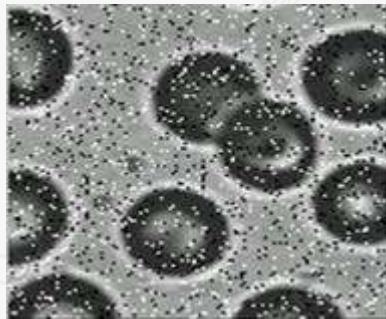


# 图像的空域滤波增强

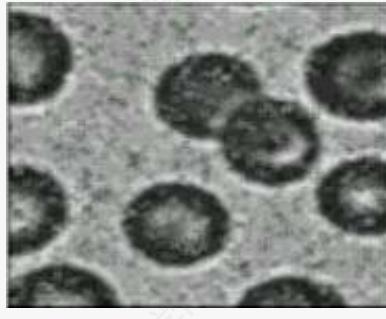
## 图像平滑例子



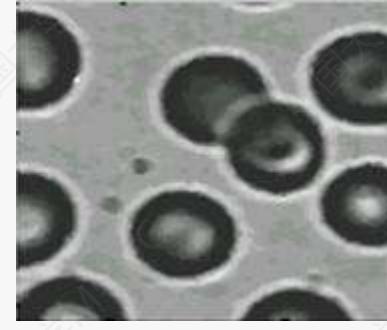
(a) 原始图像



(b) 加入椒盐噪声图像



(c) 均值滤波结果

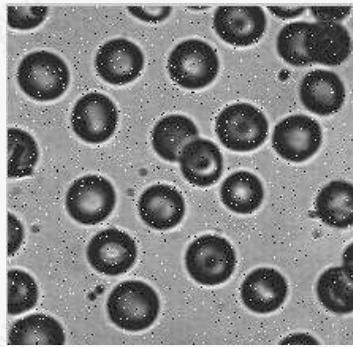


(d) 中值滤波结果

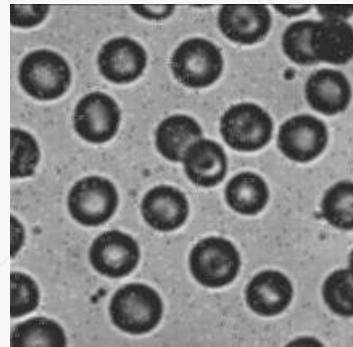
对于椒盐噪声，中值滤波的效果要优于均值滤波法，在去除噪声的同时，图像的边缘轮廓也比较清晰。

# 图像的空域滤波增强

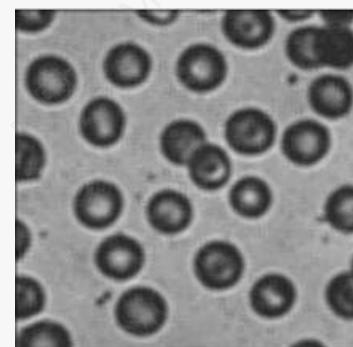
## 图像平滑例子



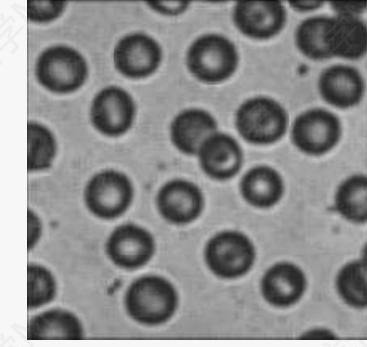
(a) 加入椒盐噪声图像



(b) 3X3 模板滤波结果



(c) 5X5 模板滤波结果



(d) 7X7 模板滤波结果

随着模板尺寸的增加，滤波效果越来越好，但图像也变得越来越模糊。除了这两类常用的滤波器外，图像的平滑也可以利用频率域的低通滤波进行实现，关于频率滤波我们在后面会给大家讲到。



谢 谢 !



# 图像锐化

## Image Sharpening

巩 萍

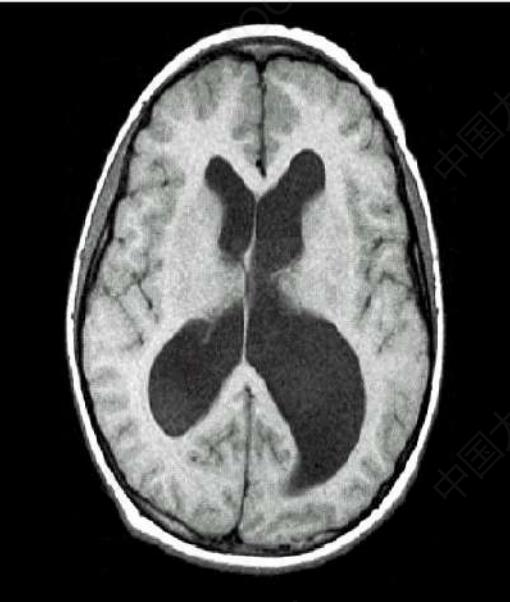
副教授

锐化滤波器主要用来增强图像的边缘信息，突显图像中感兴趣区域的轮廓。

由于图像中的边缘信息与噪声都处在高频成分，因此，

锐化滤波器在将图像边缘锐化的同时，也会降低图像的信噪比。

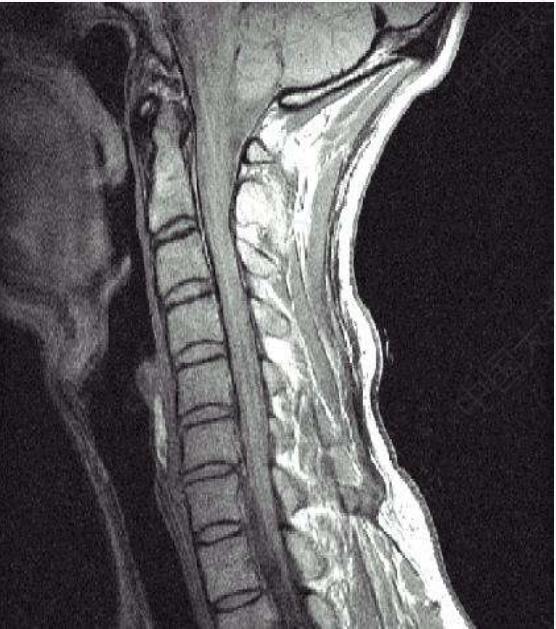
这种图像处理技术也称为 **图像锐化(image sharpening)** 。



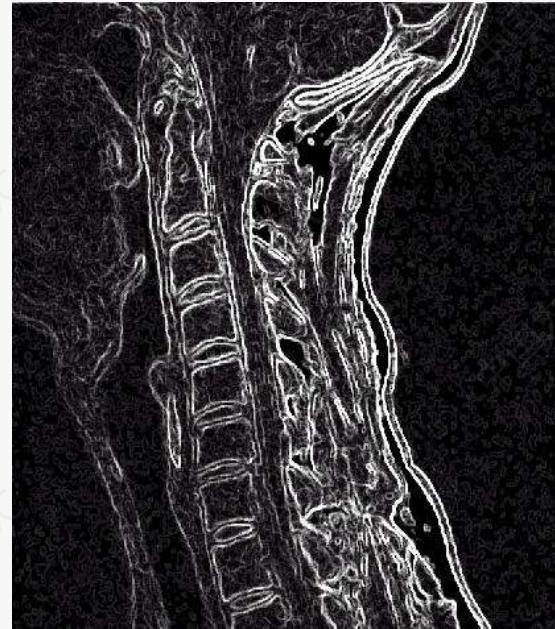
原始图像



锐化后图像



原始图像

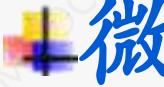


锐化后图像

常用的空间域图像锐化方法有两大类：

- 基于微分的方法
- 基于边缘检测的方法

本次课主要给大家介绍基于微分的图像锐化方法。



## 微分法

考察正弦函数 $\sin 2\pi ax$ ，它的微分 $2\pi a \cos \pi ax$ 。微分后频率不变，幅度上升 $2\pi a$ 倍。

空间频率愈高，幅度增加就愈大。这表明微分是可以加强高频成分的，从而使图象轮廓变清晰。最常用的微分方法是梯度法。

 梯度法

对于图像 $I_0$ , 设 $f(x,y)$ 为 $I_0$ 在像素点 $(x,y)$ 处的灰度值。 $x=0, 1, \dots, H-1; y=0, 1, \dots, W-1$ 。其中 $H$ 和 $W$ 分别表示图像的高度和宽度。 $I_0$ 用矩阵可以表示为:

$$I_0 = \begin{bmatrix} f(0,0) & \cdots & f(0, W - 1) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ f(H - 1,0) & \cdots & f(H - 1, W - 1) \end{bmatrix}$$

 梯度法

图像  $I_0$  在像素点  $f(x, y)$  的梯定义为：

$$\nabla f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} & \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}^T$$

$$G_x = \frac{\partial f}{\partial x}$$

表示图像  $I_0$  在像素点  $(x, y)$  处沿  $x$  方向的微分。

$$G_y = \frac{\partial f}{\partial y}$$

表示图像  $I_0$  在像素点  $(x, y)$  处沿  $y$  方向的微分。



## 梯度法

梯度是一个矢量，其方向是 $f(x, y)$ 在这点变化率最大的方向，幅度（简称梯度）由下式计算。

$$|\nabla f| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$$

梯度数值的大小就是 $f(x, y)$ 在其最大变化率方向上的单位距离所增加的量。

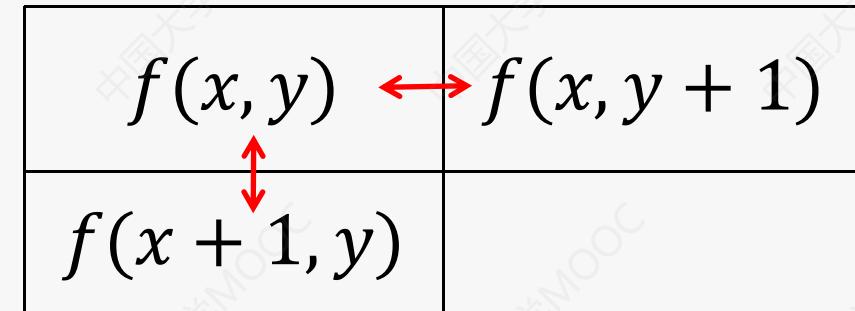
 梯度法

对数字图像，用差分运算来近似微分运算。

## (1) 水平垂直差分

$$G_x = [f(x + 1, y) - f(x, y)]$$

$$G_y = [f(x, y + 1) - f(x, y)]$$

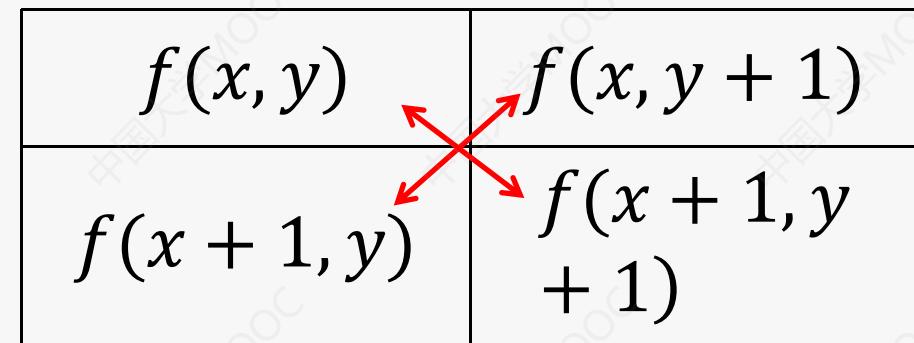


 梯度法

## (2) 罗伯茨 (Roberts) 梯度法

$$G_x = [f(x + 1, y + 1) - f(x, y)]$$

$$G_y = [f(x + 1, y) - f(x, y + 1)]$$



罗伯特梯度算法

 梯度法

图像锐化公式：

$$g(x, y) = f(x, y) + cGrad(x, y)$$

其中  $c$  是实数，表示锐化系数。 $cGrad(x, y)$

是图像  $f(x, y)$  在像素点  $(x, y)$  处的梯度值。

 例子

已知原始灰度图像  $f(x,y)$  如下, 锐化系数为 2, 求锐化后图像  $g(x,y)$ , 要求锐化后图像的最大灰度值不超过 255, 若锐化后的像素的灰度值为小数, 则将其四舍五入。

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} 50 & 30 & 15 \\ 45 & 14 & 30 \\ 34 & 90 & 170 \end{bmatrix}$$

解：根据已知条件，我们可以写出锐化公式：

$$g(x, y) = f(x, y) + 2Gradf(x, y)$$

为方便计算，首先写出原始图像 $f(x, y)$ 的像素值及各像素值的坐标，如下所示。

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} 50 & 30 & 15 \\ (0,0) & (0,1) & (0,2) \\ 45 & 14 & 30 \\ (1,0) & 1,1 & (1,2) \\ 34 & 90 & 170 \\ (2,0) & (2,1) & (2,2) \end{bmatrix}$$

从起点  $(0, 0)$  开始，计算每个像素点的梯度值。根据梯度值公式，利用水平垂直差分， $(0, 0)$ 处的梯度值为：

$$\sqrt{(30 - 50)^2 + (45 - 50)^2} \approx 21$$

依次类推，可得（0,1）处的梯度值为22，（1,0）处的梯度值为33，  
(1,1) 处的梯度值为78。在图像锐化时，图像最后一行和最后一列的梯度值无法计算，此时可以将其设置为0，或用前一行和前一列的梯度值近似代替。在本例子中，我们将其设置为0。计算后的梯度如下所示。

$$Gradf(x, y) = \begin{bmatrix} 21 & 22 & 0 \\ (0,0) & (0,1) & (0,2) \\ 33 & 78 & 0 \\ (1,0) & (1,1) & (1,2) \\ 0 & 0 & 0 \\ (2,0) & (2,1) & (2,2) \end{bmatrix}$$

 例子

将  $f(0,0) = 50$  和  $(0,0)$  处的梯度值 21 带入图像锐化公式，可得  $g(0,0)$  等于  $50 + 2 * 21 = 92$ 。同理可计算其他像素点处的灰度值。

$$g(x, y) = \begin{bmatrix} 92 & 74 & 15 \\ 111 & 170 & 30 \\ 34 & 90 & 170 \end{bmatrix}$$

## 应用实例



(a) 原始图像



(b) 锐化后图像

由图可见，图像（a）中细节不是很清晰，为避免患者重复受到射线辐射，影像科医生对图像（a）进行了锐化处理，图（b）是锐化系数为3.5时，对图像（a）的锐化结果，可见，锐化后的图像，边缘更加清晰。



# 频率域增强

## Frequency Domain Enhancement

巩萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

- 1 频域增强基础**
- 2 频域增强步骤**
- 3 低通滤波增强**
- 4 高通滤波增强**

# 一、频率域增强的基础

图像的频域滤波增强是指对图像进行傅里叶变换后，通过修改图像的傅里叶频谱进行增强操作。

图像频域滤波增强的基础是卷积定理。

# 一、频率域增强的基础

设图像函数  $f(x, y)$  与线性移不变算子  $h(x, y)$  的卷积结果是  $g(x, y)$

空间域: 
$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y)$$



傅立叶变换

频率域

$$G(u, v) = H(u, v) \cdot F(u, v)$$



傅立叶反变换

转移函数

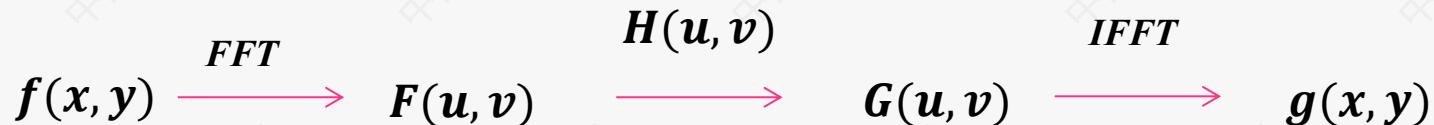
增强后的图像:

$$g(x, y) = F^{-1}[G(u, v)]$$

## 二、频率域增强步骤

在频率域中进行增强的主要步骤如下：

- 1、首先计算需要增强的图像的傅里叶变换；
- 2、将其与设计的转移函数相乘，
- 3、将相乘结果进行傅里叶反变换，得到增强后的图像。



### 三、频域增强方法

#### □ 频域增强方法

- 低通滤波增强
- 高通滤波增强
- 带通滤波增强
- 带阻滤波增强

### 三、低通滤波增强

#### (1) 理想低通滤波器

$$H(u, v) = \begin{cases} 1 & D(u, v) \leq D_0 \\ 0 & D(u, v) > D_0 \end{cases}$$

理想是指小于 $D_0$ 的频率完全不受影响的通过，大于 $D_0$ 的频率完全通不过。

其中 $D_0$ 为截止频率，是个非负的整数。

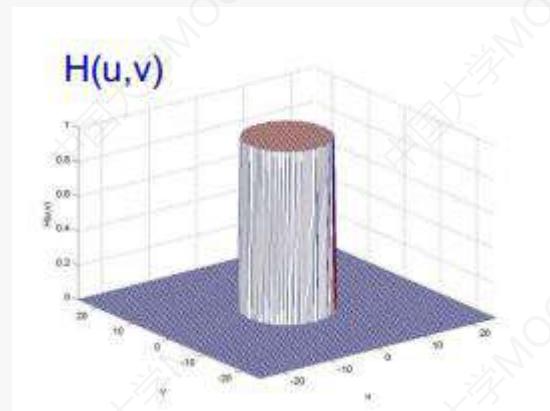
$D(u, v) = (u^2 + v^2)^{1/2}$ 是点 $(u, v)$ 到频率平面原点的距离。

### 三、低通滤波增强

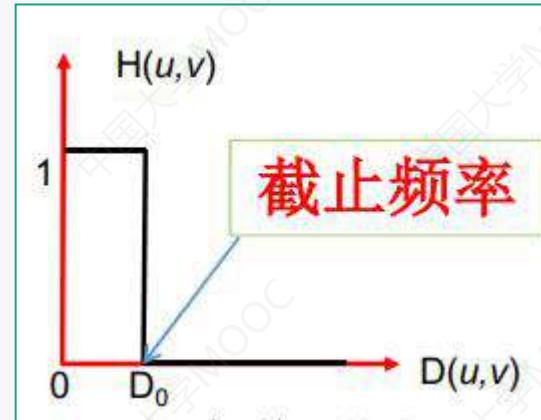
#### (1) 理想低通滤波器



滤波器图



透视图

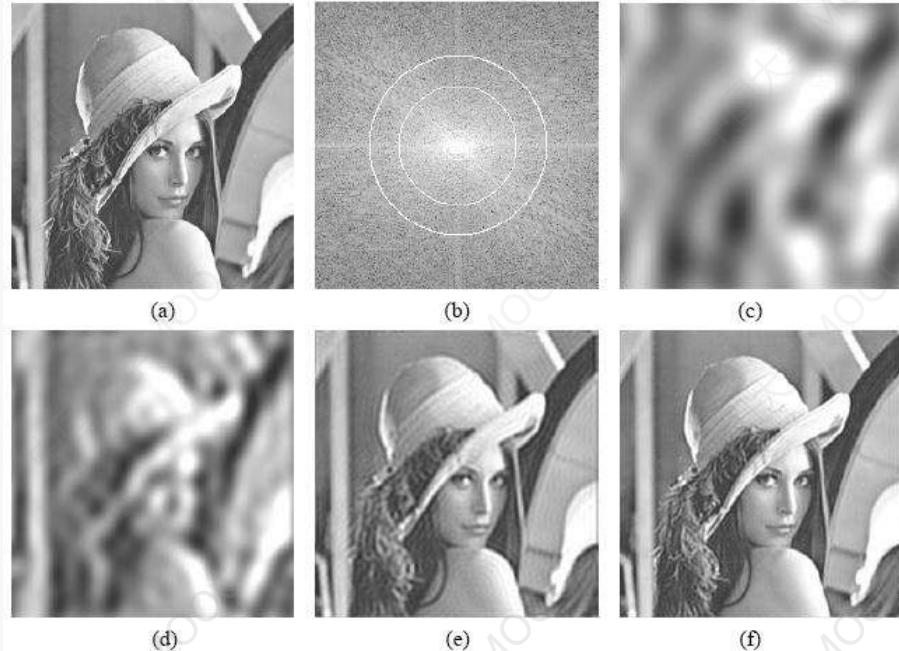


剖面图

以 $D_0$ 为半径的圆内的所有频率分量完全通过，圆外的完全衰减。

### 三、低通滤波增强

#### (1) 理想低通滤波器



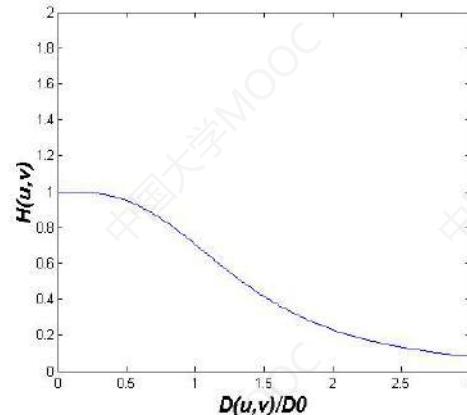
截止频率越低，半径  
越小，滤除噪声越彻底，  
高频分量损失越严重，  
图像就越模糊。

### 三、低通滤波增强

#### (2) 巴特沃斯滤波器

- 物理上可以实现的一种低通滤波器。
- 阶数为 $n$ , 截断频率为 $D_0$ 的巴特沃斯滤波器的转移函数为:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D(u, v)/D_0]^{2n}}$$



低通巴特沃斯滤波器在截止频率处过渡比较光滑。 $n$ 越大，滤波效果越好，当 $n \rightarrow \infty$ 时，变成理想低通滤波器。

### 三、低通滤波增强

#### 低通滤波器的例子



当图像由于量化不足产生虚假轮廓时可用低通滤波器进行平滑以改进图像质量。

### 三、低通滤波增强

#### 低通滤波器的例子



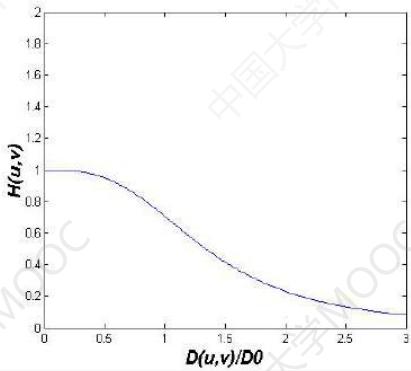
当图像由于量化不足产生虚假轮廓时可用低通滤波器进行平滑以改进图像质量。

### 三、低通滤波增强

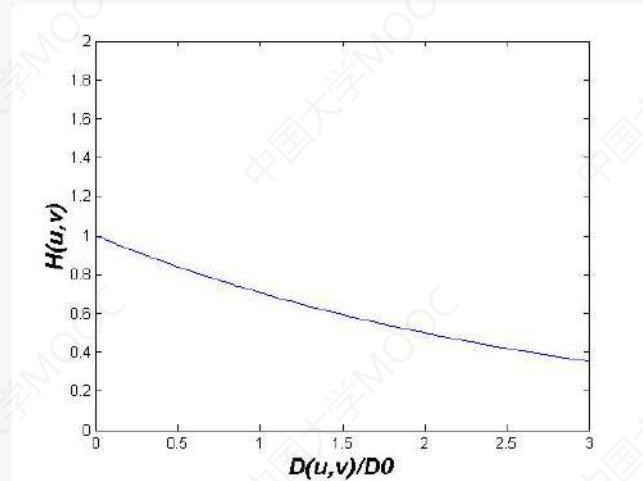
#### (3) 指数型低通滤波器

$$H(u, v) = e^{-\left[\frac{D(u, v)}{D_0}\right]^n}$$

$$= e^{\ln(1/\sqrt{2})} [D(u, v)/D_0]^n \}$$



1阶巴特沃斯低通滤波器的转移函数

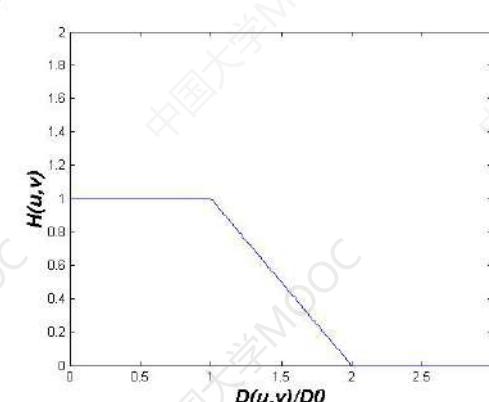


1阶指数低通滤波器的转移函数

### 三、低通滤波增强

#### (4) 梯形低通滤波器

$$H(u, v) = \begin{cases} 1 & D(u, v) \leq D_0 \\ [D(u, v) - D_1]/(D_0 - D_1) & D_0 < D(u, v) \leq D_1 \\ 0 & D(u, v) > D_1 \end{cases}$$



### 三、低通滤波增强

#### 三种低通滤波器的比较

- (a) 有噪声的图像 (b) 巴特沃斯低通滤波器处理后的图像  
(c) 梯形滤波器处理过的图像 (d) 指数低通滤波器处理的图像



都能消除噪声，产生的振铃现象都少，指数低通滤波滤去的高频分量最多，图像最模糊，梯形滤去的高频分量少，图像最清晰。

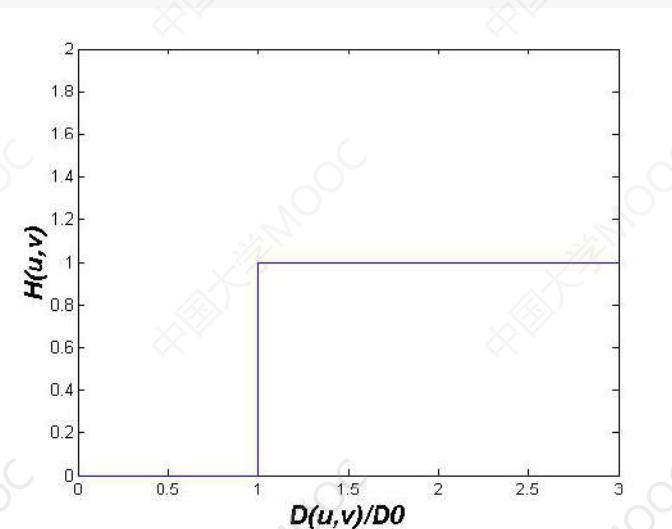
## 四、高通滤波增强

### 高通滤波器

衰减或抑制低频分量，保留高频分量的滤波。

#### (1) 理想高通滤波器

$$H(u, v) = \begin{cases} 0 & D(u, v) \leq D_0 \\ 1 & D(u, v) > D_0 \end{cases}$$

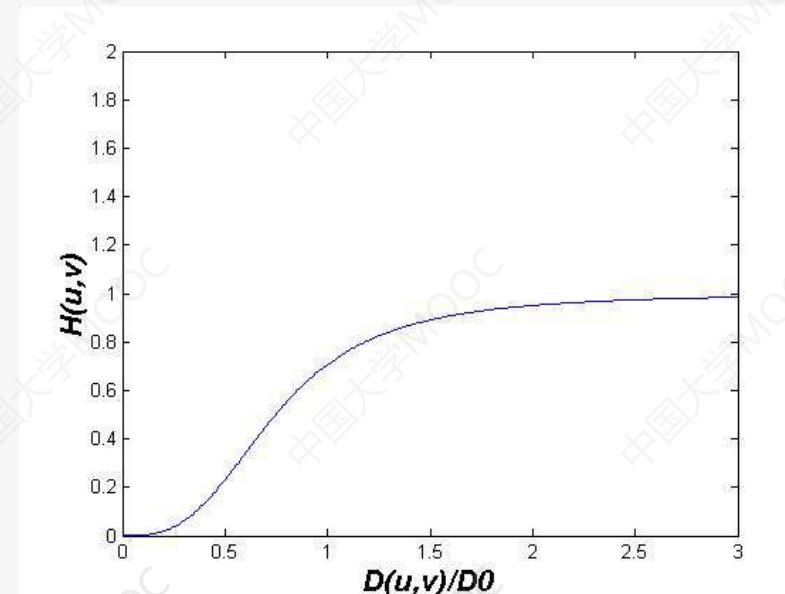


## 四、高通滤波增强

### 巴特沃斯高通滤波器

- 物理上可以实现的一种高通滤波器。
- 阶数为 $n$ , 截断频率为 $D_0$ 的巴特沃斯高通滤波器的转移函数为:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D_0 / D(u, v)]^{2n}}$$





谢 谢！



# 医学图像分割

# Medical Image Segmentation

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

- 1 医学图像分割概述**
- 2 基于阈值的图像分割**
- 3 基于边缘检测的图像分割**
- 4 基于区域的图像分割**

## 医学图像分割的意义

- 医学图像分割是医学图像处理和分析的关键步骤，也是高级医学图像分析和解释系统的核心组成部分。
- 医学图像分割为目标分离、特征提取和参数的定量测量提供了基础和前提条件，使得对高层的医学图像理解和诊断成为可能。
- 医学图像分割在医学研究、临床诊断、手术计划、影像信息处理、计算机辅助诊断等领域有着广泛的应用和研究价值。

- 医学图像分割的概念
- 医学图像分割方法分类
- 医学图像分割的应用
- 医学图像分割技术的发展

## 医学图像分割的概念

- 根据医学图像的某种相似性特征（如亮度、颜色、纹理、面积、形状、位置、局部统计特征或频谱特征等）将医学图像分割为若干个互不相交的连通区域的过程，相关特征在同一区域内表现出一致性或相似性，而不同区域间表现出明显的不同，即在区域边界上的像素具有某种不连续性。
- 一般说来，有意义的图像分割结果中至少存在一个包含感兴趣目标的区域。

## 图像分割的例子



MRI Brain Slice



White Matter



Gray Matter



Cerebrospinal Matter

- 有意义的图像分割结果中至少存在一个包含感兴趣的目标。

- 令 $R$ 代表整个图像区域，在数学上，对 $R$ 的分割可看做将 $R$ 分成若干个满足以下条件的非空子集(子区域) $\{R_1, R_2, R_3 \dots R_n\}$ 。该集合满足以下特性：

(1)  $\bigcup_{i=1}^n R_i = R$  分割所得到的全部子区域的总和（并集）应能包括图像中所有像素，或者说分割应将图像中的每个像素都分进某1个区域中

(2) 对所有的*i*和*j*,  $i \neq j$ , 有  $R_i \cap R_j = \emptyset$  各个子区域是互不叠加的，或者说1个像素不能同时属于2个区域

(3)  $i = 1, 2 \dots n$ , 有 在分割后得到的属于同1个区域中的像素应该具有某些相同特性  
 $P(R_i) = \text{TRUE}$

(4) 对 $i \neq j$ , 有 在分割后地带的属于不同区域中的像素应该具有一些不同的特性  
 $P(R_i \cup R_j) = \text{FALSE}$

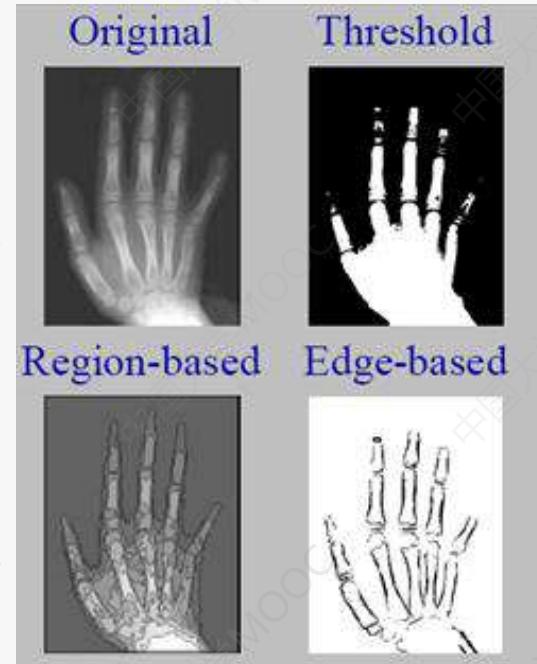
(5)  $i = 1, 2 \dots n$ ,  $R_i$  是连通的区域 要求同1个子区域内的像素应当是连通的

## 医学图像分割方法的分类

根据分割算法适用性的不同，传统的医学

图像分割方法，主要分成三大类：

- 基于阈值的分割方法
- 基于边缘的分割
- 基于区域的方法

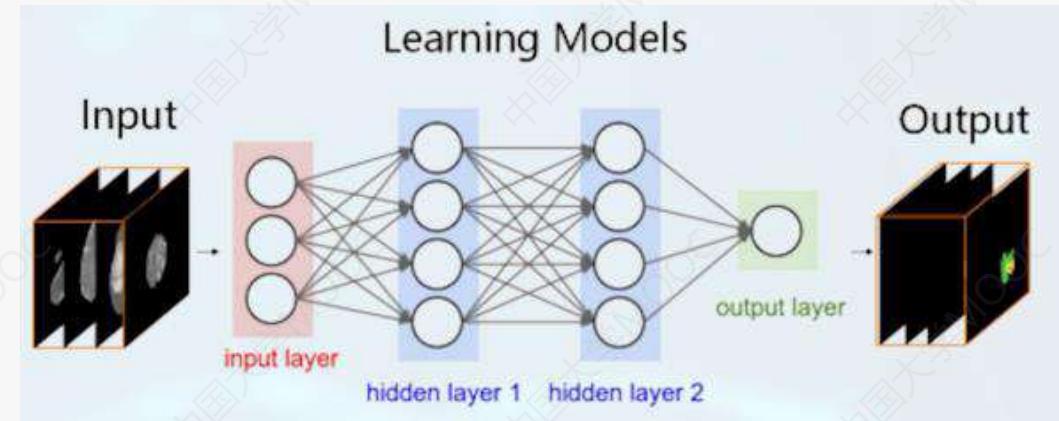


## 医学图像分割方法的分类

随着统计学理论、神经网络、形态学理论、模糊理论、小波理论等在图像分割中的应用，涌现出了很多新的方法和新的思路。

## 医学图像分割方法的分类

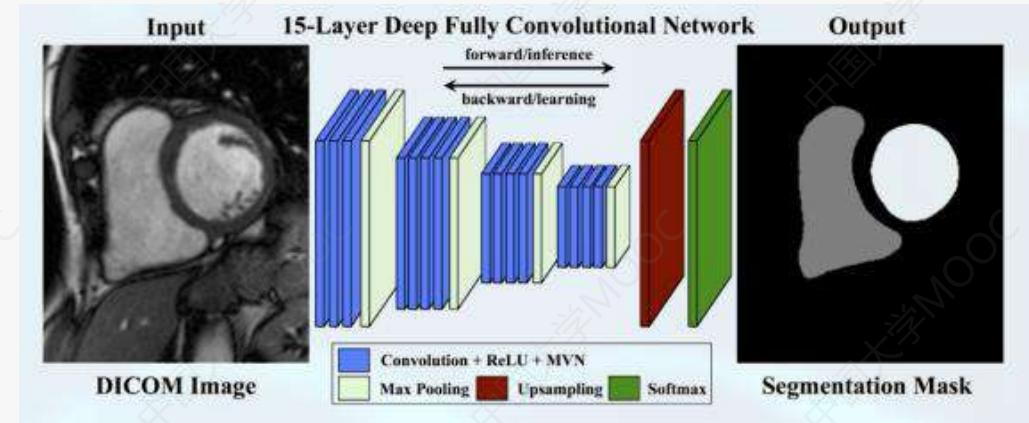
随着深度学习在人工智能领域中表现出的优找性能，越来越多的研究人员开始探索如何利用深度学习更好地解决医学图像分割的问题。



基于深度学习的医学图像分割示意图

## 医学图像分割方法的分类

随着深度学习在人工智能领域中表现出的优找性能，越来越多的研究人员开始探索如何利用深度学习更好地解决医学图像分割的问题。



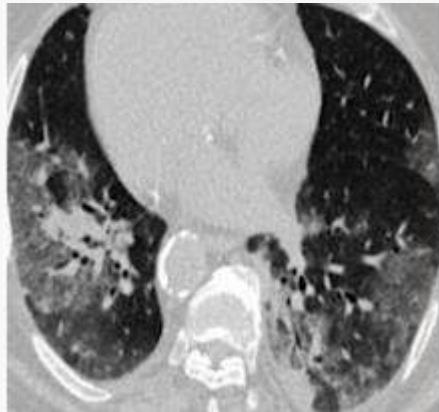
基于FCN网络结构实现左、右心室分割

## 医学图像分割的应用

医学图像分割在医学研究、临床诊断、病理分析、手术分析、影像信息处理、计算机辅助手术等医学研究与实践领域中有着广泛的应用和研究价值。

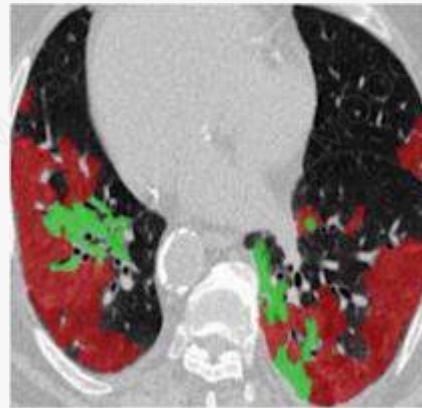
## 医学图像分割的应用

- (1) 用于感兴趣区域提取，便于医学图像的分析和识别；比如从CT图像中分割新冠肺炎的感染区域。



(A)

A图为新冠肺炎的CT轴向切片



(B)

B图中红色掩模和绿色掩模分别表示感染的磨玻璃密度影和结团

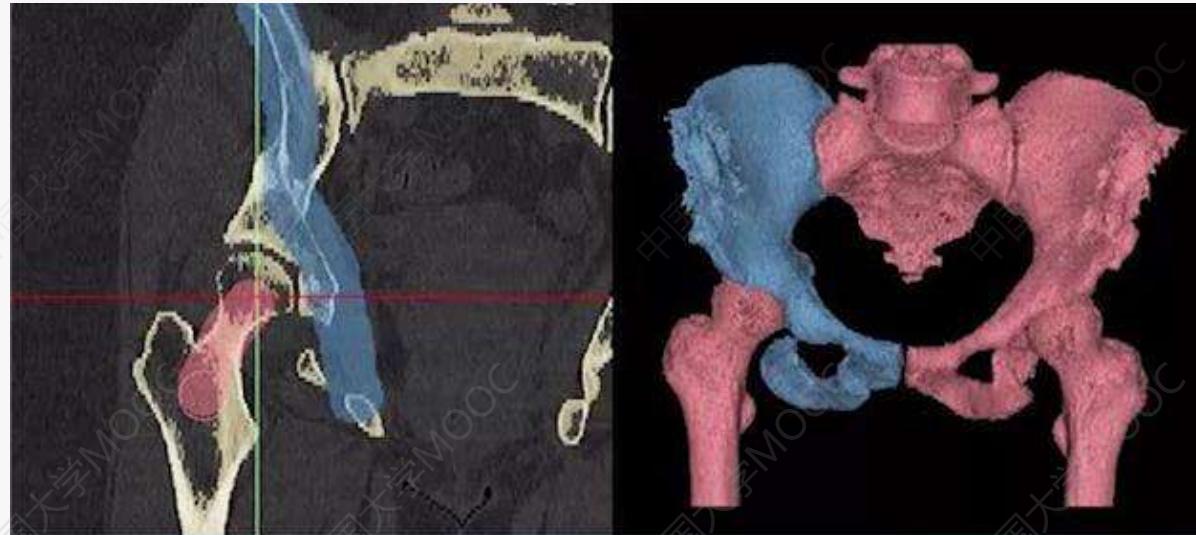
## 医学图像分割的应用

- (2) 用于人体器官、组织或病灶的尺寸、体积或容积的测量;在治疗前后进行相关影像学指标的定量测量和分析,有助于医生诊断、随访或修订对病人的治疗方案。



## 医学图像分割的应用

- (3) 用于医学图像的三维重建和可视化;有助于外科手术方案的制定和仿真，解剖教学参考及放疗计划中的三维定位等。

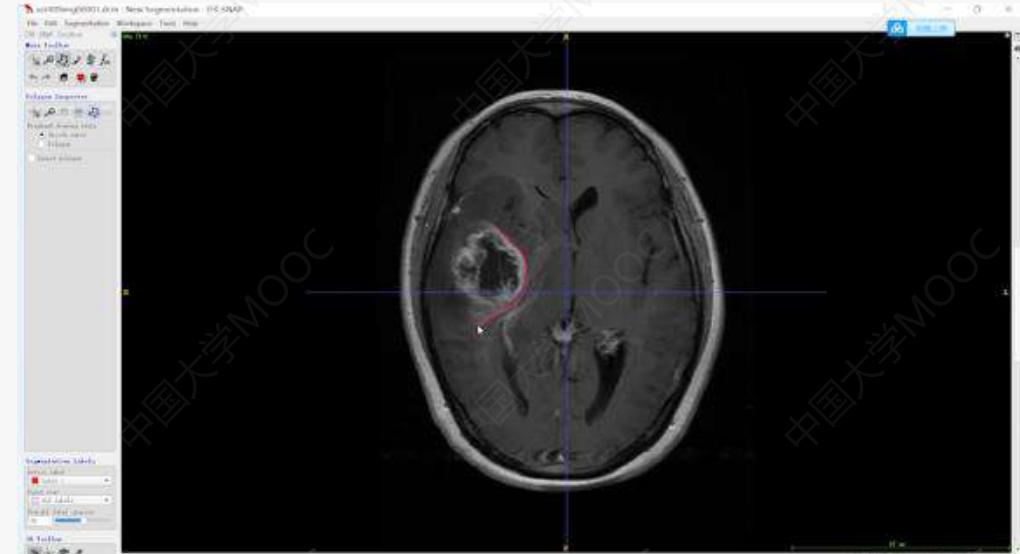


## 医学图像分割的应用

- (4) 用于在保持关键信息的前提下进行数据压缩和传输。这在远程医疗中对于实现医学图像的高效传输具有重要价值。
  
- (5) 用于基于内容的医学图像数据库的检索研究。通过建立医学图像数据库，可对医学数据进行语义学意义上的存取和查找。

## 医学图像分割技术的发展

- 人工分割是由经验丰富的临床医院在原始图像上直接勾画出组织的边界，或者通过图像编辑器用鼠标在计算机显示器上勾画出组织的边界或感兴趣区域。

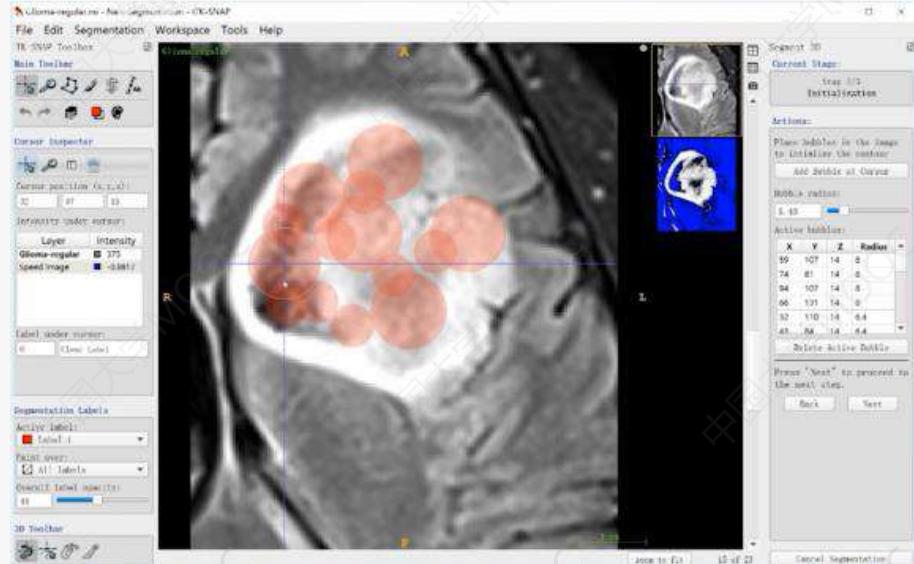


## 医学图像分割技术的发展

人工分割的缺点是费时费力，分割结果完全取决于操作者的经验和知识，分割结果难以重现。优点是分割精度高。

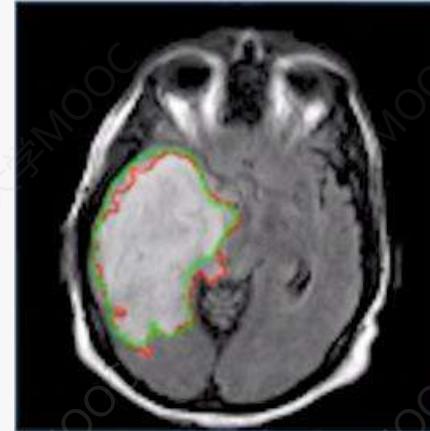
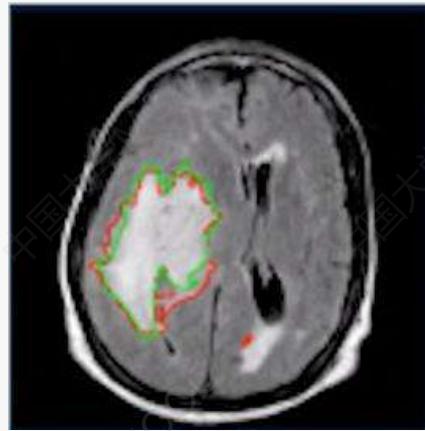
## 医学图像分割技术的发展

- 半自动分割是把计算机强大的数据处理算法分析和智能计算能力以及自动存储和记忆功能与医学专家的知识和经验有机结合，通过人机交互的方法完成图像分割。



## 医学图像分割技术的发展

- 全自动分割方法不存在人为因素的影响，为图像中感兴趣区域的自动精确测量奠定了基础，但分割速度和性能有待进一步改善。



基于深度学习的全自动分割

## 医学图像分割技术的发展

由于医学图像的模糊、不均匀性、个体差异、复杂多样等特点使得医学图像的分割更加困难。

目前医学图像分割算法一般是面向具体的分割任务，没有通用的方法；在分割过程中需要利用医学中大量领域的知识，多种分割算法有效结合。



# 基于阈值的图像分割

## Image Segmentation Based on Threshold

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**阈值分割的原理**

2

**单阈值分割/多阈值分割**

3

**常用的阈值选取方法**

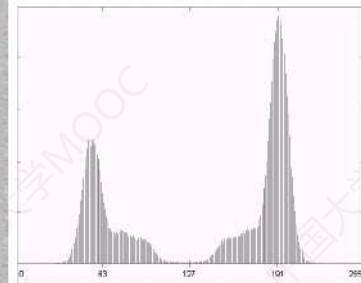
## 一、阈值分割原理

阈值分割是利用图像的一维灰度直方图统计特征，使用一个或几个阈值将图像灰度直方图分成两段或多段，把图像中灰度值在同一段内的所有像素归属为同一个物体。

利用阈值法分割灰度图像时一般对图像的灰度分布有一定的假设。假设图像是由具有双峰或多峰灰度分布的目标和背景组成，在目标或背景内部的相邻像素间的灰度值是高度相关的，但在目标和背景交界处两边的像素在灰度值上有很大的差别。

## 一、阈值分割原理

如果图像满足这些条件，它的灰度直方图基本上可以看作是分别对应目标和背景的两个单峰或多峰直方图混合而成，如下图所示。这类图像可用阈值法较好的分割。

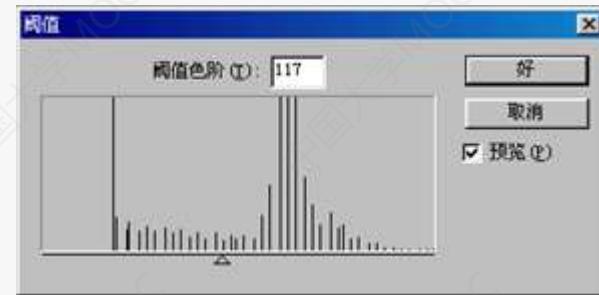
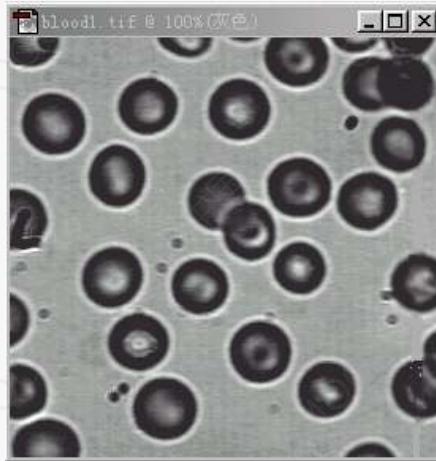


## 二、单阈值/多阈值分割

**单阈值分割**是对图像 $f(x,y)$ ,在其灰度取值之间确定一个阈值 $T$ , 然后将图像中每个像素的灰度值与 $T$ 相比较, 大于等于 $T$ 的令其值为1, 小于 $T$ 的令其值为0。单阈值分割主要用于将物体从背景中分离。

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & f(x, y) \geq T \\ 0 & f(x, y) < T \end{cases}$$

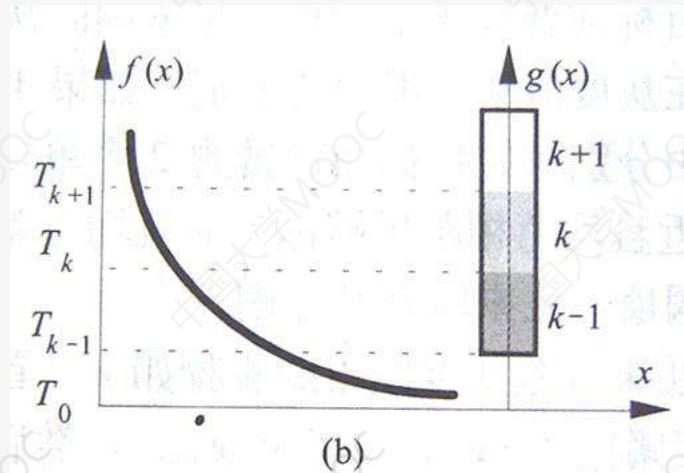
## 二、单阈值/多阈值分割



由直方图可见，该图像直方图有两个明显的峰，其中一个峰对应的是图像的背景，一个峰对应的是目标细胞，在两个峰之间选取一个阈值，即可将细胞从背景图像中分离出来。

## 二、单阈值/多阈值分割

多阈值分割是指在图像灰度取值之间确定多个阈值 $T$ , 相邻阈值之间的归为一类。



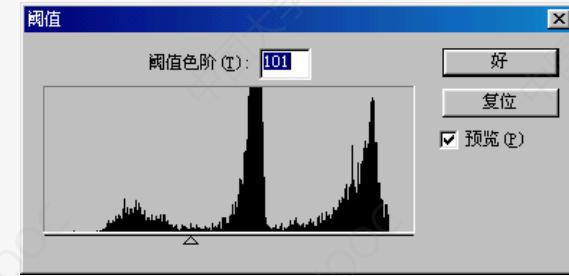
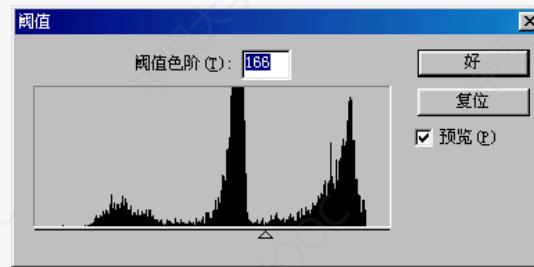
$$g(x, y) = k \quad T_{k-1} \leq f(x, y) < T_k \quad k = 1, 2, \dots, K$$

其中  $T_0, T_1, \dots, T_k$  是一系列分割的阈值。

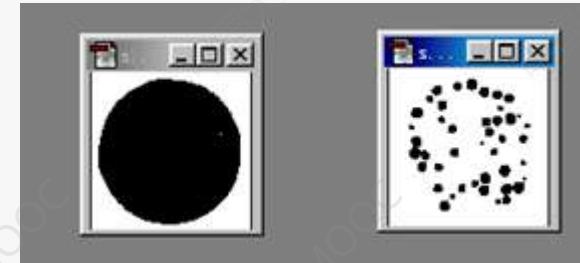
$k$  表示赋予分割后图象各区域的不同符号

## 二、单阈值/多阈值分割

### 多阈值分割例子



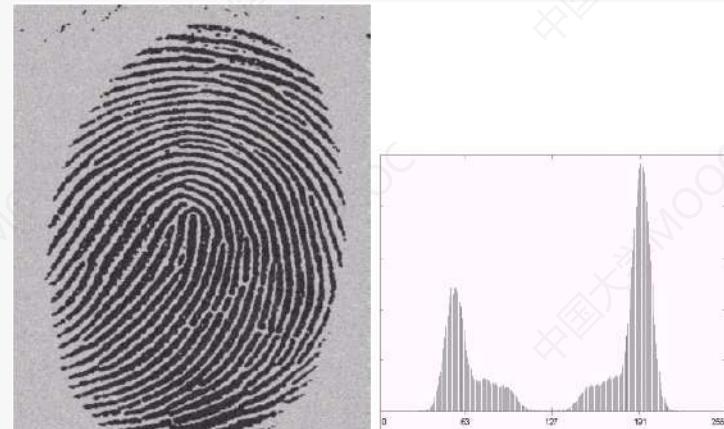
由图像直方图可见，其具有明显的3个不同的峰分布，在两个峰之间各选取一个阈值对其进行分割，分割结果如右图所示。



### 三、常用的阈值选取方法

#### ● 直方图方法

- 先作出图像的灰度直方图，若其直方图呈双峰且有明显的谷底，则可以将谷底点所对应的灰度值作为阈值T。
- 这种方法适用于目标和背景的灰度差较大，直方图有明显谷底的情况。



### 三、常用的阈值选取方法

#### ● 迭代法

迭代法基于最优逼近的思想，通过迭代的过程选择一个最佳阈值，实现图像分割。基本算法如下：

- (1) 统计图像中各像素灰度的最大值 $Z_{\max}$ 和最小值 $Z_{\min}$ ，设置迭代控制变量 $k=0$ ，令阈值 $T_k=(Z_{\max}+Z_{\min})/2$ ，将其作为初始阈值。
- (2) 根据阈值 $T_k$ ，将图像分割成两部分R1和R2，计算区域R1和R2的均值 $u_1$ 和 $u_2$ ，选择新的分割阈值

$$T = (u_1 + u_2) / 2$$

### 三、常用的阈值选取方法

#### ● 迭代法

(3) 令迭代控制变量 $k=k+1$ ,求出新的迭代阈值 $T_{k+1}=(u_1+u_2)/2$ ,

若 $T_{k+1}=T_k$ ,则终止迭代,  $T_{k+1}$ 即为所得阈值, 否则转 (2) 继续迭代。

### 三、常用的阈值选取方法

#### ● 大津阈值法 (Ostu法)

- 大津阈值法是由日本人大津(N.Ostu) 于1979年提出的一种自适应的阈值确定方法。
- 其基本原理是将直方图在某一阈值处分割成两组，一组对应背景，一组对应目标，当被分成的两组物体组类间方差最大时，得到最佳的分割阈值。这种确定阈值的方法也称为最大类间方差阈值法。

### 三、常用的阈值选取方法

设图像具有 $L$ 个灰度级，像素的总个数为 $N$ , 灰度值为 $i$ 的象素数为 $n_i$ 。

对图像的直方图进行归一化得到灰度级的概率分布： $p_i=n_i/N$ 。

利用阈值 $T$ 将其分成两组： $C_0 = \{0 \sim T\}$  和  $C_1 = \{T + 1 \sim L - 1\}$

$C_0$  和  $C_1$  产生的概率分别为： $\omega_0$  和  $\omega_1$ ，则

$$\omega_0 = \sum_{i=0}^T p_i = \omega(T) \quad \omega_1 = \sum_{i=T+1}^{L-1} p_i = 1 - \omega_0$$

$C_0$  和  $C_1$  两类平均值分别为： $u_0$  和  $u_1$ ，则

$$u_0 = \sum_{i=0}^T \frac{ip_i}{\omega_1} \quad u_1 = \sum_{i=T+1}^{L-1} \frac{ip_i}{\omega_1}$$

### 三、常用的阈值选取方法

设 $u$ 是整个图像的灰度平均值，则： $\mu = \omega_0\mu_0 + \omega_1\mu_1$

$C_0$  和  $C_1$  两类的类间方差可表示如下：

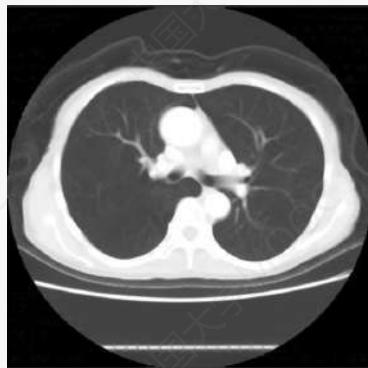
$$\sigma^2(T) = \omega_0(\mu_0 - \mu)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu)^2 = \omega_0\omega_1(\mu_1 - \mu_0)^2$$

选取使类间方差最大的阈值  $T^* = \arg \max_k \sigma^2(T)$  即为所求的最佳阈值。

大津阈值法不管图像的直方图有无明显的双峰，都能得到较满意的结果。

### 三、常用的阈值选取方法

大津阈值法分割图像的例子



胸部CT图像



Ostu法分割结果

由图可见，原图的肺部气管及纵隔等高密度区域均被分割标记出来。

### 三、常用的阈值选取方法

阈值分割法作为一种简单有效的图像分割方法被广泛应用在医学图像分割中，除上述三种常用的阈值选取方法外，还有最大熵法、矩量保持法、灰度共生矩阵方法等。

在很多情况下，阈值的选择会综合运用两种或两种以上的方法，大家在对实际图像进行分割时，需要灵活加以应用。



# 基于边缘检测的图像分割

---

## Image Segmentation Base on Edge Detection

---

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

**边缘检测的基本思想**

2

**边缘的检测**

3

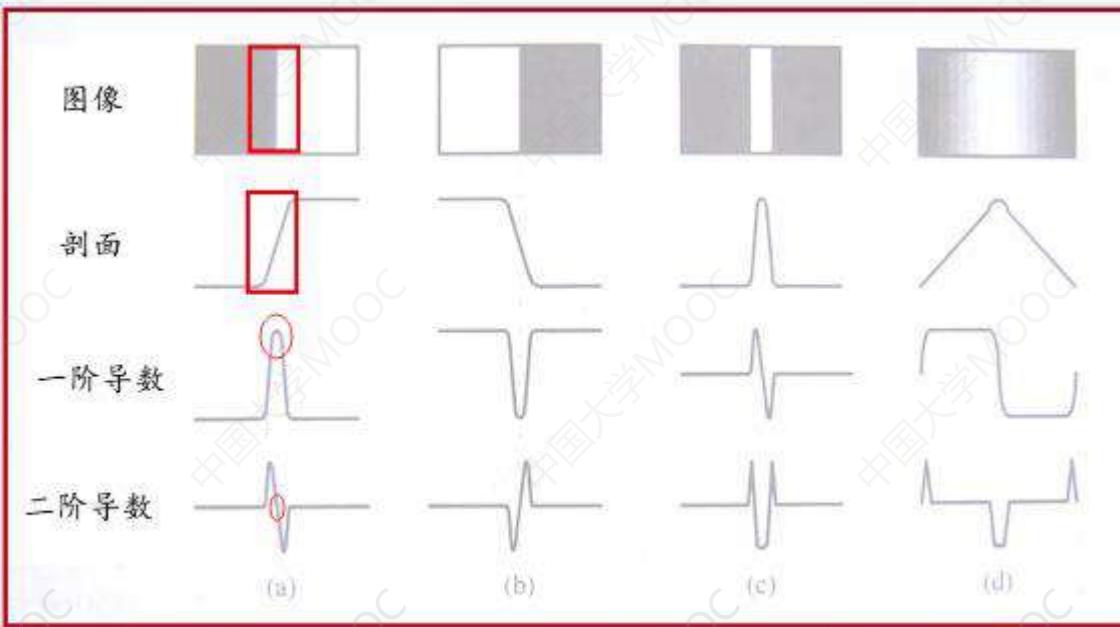
**常用的边缘检测算子**

# 一、边缘检测的基本思想

基于边缘检测图像分割的基本思想是先检测图像中的边缘点，然后按照某种策略将边缘点连接成轮廓，最后通过轮廓跟踪从而完成区域分割。

在数字图像中，边缘是以某种图像特征所对应数值发生突变的形式出现的，体现为图像局部特性的不连续，比如像素灰度、颜色、纹理等特征的突变。图像的边缘包含了物体形状和目标结构的重要信息，意味着一个区域的终结和另一个区域的开始。

## 二、边缘的检测



边缘可以通过一阶导数的极大值和二阶导数的过零点来检测。

### 三、常用的边缘检测算子

常用的边缘检测算子：

- 梯度算子
- Sobel 算子
- Robert 算子
- Prewitt 算子
- Kirsch 算子
- Laplacian 算子
- Marr 算子
- Canny 算子等

### 三、常用的边缘检测算子

水平垂直梯度算子：

$f(x, y)$	$f(x, y + 1)$
$f(x + 1, y)$	

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

Robert交叉梯度算子：

$f(x, y)$	$f(x, y+1)$
$f(x+1, y)$	$f(x+1, y+1)$

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}$$

$$G_y = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

#### ➤ Prewitt 算子

$z_1$	$z_2$	$z_3$
$z_4$	$z_5$	$z_6$
$z_7$	$z_8$	$z_9$

3\*3 模板

$$Gx = z_7 + z_8 + z_9 - (z_1 + z_2 + z_3)$$

$$Gy = z_3 + z_6 + z_9 - (z_1 + z_4 + z_7)$$

$$Gx = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$Gy = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

常用的边缘检测算子：

➤ Sobel 算子

$$Gx = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

$$Gy = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子



(a) 胸部CT图像



(b) Prewitt算子检测结果



(c) Sobel 算子检测结果

Sobel 算子相对于 Prewitt 算子的边缘检测效果在噪声抑制上要更好，线条更流畅一些，一些支气管边缘信息能够被保留下，但仍有断点和断线的存在，不过在信息的完整度上明显优于 Prewitt 算子的检测结果。

### 三、常用的边缘检测算子

常用的边缘检测算子：

- Laplacian 算子

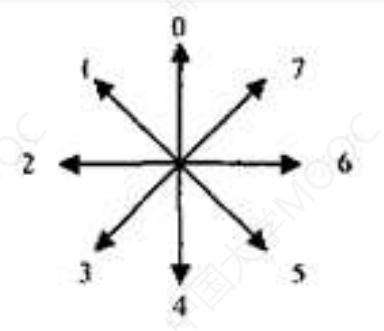
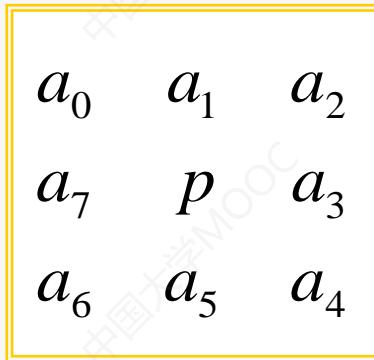
$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

#### Kirsch算子

对于任意像素点 $p$ , 假设其8邻域点分别被标记为 $a_0, a_1, \dots, a_7$ , 如下图所示。



$$K(i, j) = \max[1, \max_{i=0}^7 |5(a_i + a_{i+1} + a_{i+2}) - 3(a_{i+3} + a_{i+4} + \dots + a_{i+7})|]$$

Kirsch算子对于图像中灰度的微小变化比较敏感，能同时检测8个方向的灰度变化，并取其中的最大值，是一种最佳适配的边缘检测算法。

### 三、常用的边缘检测算子

其边缘检测算法过程如下：首先利用下图中的8个模版对图像进行滤波，然后求出8个滤波值中最大的值，由这些最大值组成滤波后图像。

$$\begin{bmatrix} +5 & +5 & +5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -3 & +5 & +5 \\ -3 & 0 & +5 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & +5 \\ -3 & 0 & +5 \\ -3 & -3 & +5 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & +5 \\ -3 & +5 & +5 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ +5 & +5 & +5 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ +5 & 0 & -3 \\ +5 & +5 & -3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} +5 & -3 & -3 \\ +5 & 0 & -3 \\ +5 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} +5 & +5 & -3 \\ +5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

需要指出的是，在运用上述边缘检测算子运算后，都需要选定一个适当的门限 $T$ 以确定边缘点与非边缘点。通过算子滤波后得到的图像在点  $(i,j)$  处的值大于门限 $T$ ,则  $(i,j)$  为边缘点，否则  $(i,j)$  不是边缘点。

### 三、常用的边缘检测算子

#### Laplacian 算子

拉普拉斯算子是利用二阶导数过零点来检测边缘。数字图像 $f(x, y)$  的二阶导数可以表示如下：

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}$$

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

### 三、常用的边缘检测算子

#### LoG算子：

- 梯度算子和Laplacian算子对噪声都十分敏感。
- Marr和Hildreth将高斯滤波和Laplacian边缘检测结合在一起，形成了LoG（Laplacian of Gaussian）算子。
- Log算子先对图像进行Gaussian滤波，然后在运用Laplacian算子进行边缘检测。

### 三、常用的边缘检测算子

Log算子：

- 高斯函数  $h(x, y)$  的表达式如下：

$$h(x, y) = \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

$\sigma$ 是高斯分布的均方差。用高斯函数  $h(x, y)$  对图象  $f(i, j)$  做卷积，然后求二阶导数来计算拉普拉斯值，则：

$$\nabla^2 h = \frac{r^2 - \sigma^2}{\sigma^4} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2}\right)$$

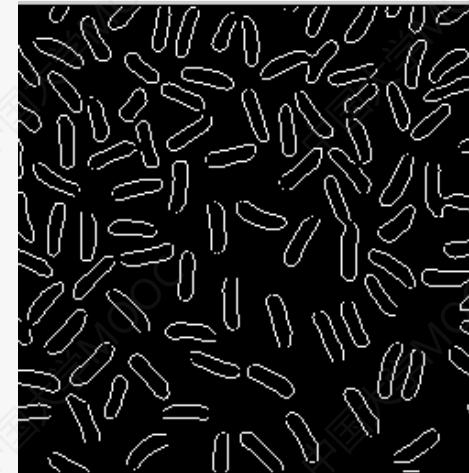
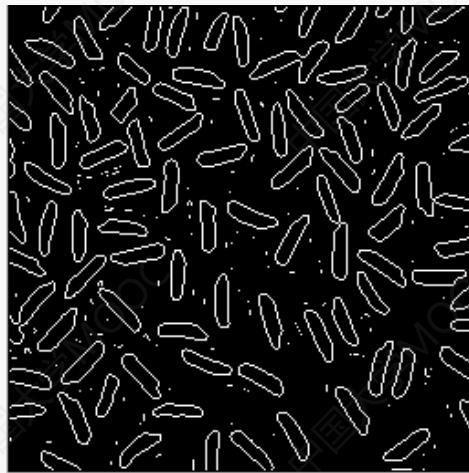
### 三、常用的边缘检测算子

#### LoG算子：

- 在Log算子中，高斯滤波器宽度 $\sigma$ 值的大小直接影像边缘检测的结果。
- $\sigma$ 值越大，噪声滤波效果越好，但同时也丢失了重要的边缘信息，影响了边缘检测器的性能。
- $\sigma$ 值越小，平滑不完全，留有太多的噪声。
- 一般来说，使用大的 $\sigma$ 值会产生鲁棒边缘，小的 $\sigma$ 值产生精确定位的边缘，两者结合，能够检测出图象的最佳边缘。

### 三、常用的边缘检测算子

LoG算子：



$\sigma$ 值小，平滑程度轻，会出现零星的假边缘；  $\sigma$ 值大，平滑程度重，但是部分真实的边缘丢失，出现边缘间断现象。

### 三、常用的边缘检测算子

Canny算子：

Canny算子是最优的边缘检测算子，具有如下优势：

- ① 检测错误率低。基本所有边缘都能被找到，而且没有伪相应边缘
- ② 边缘定位准确。检测标记的边缘与真实边缘的中心距离最小
- ③ 单一边缘响应。检测后的边缘仅返回一个点，形成单一的边缘线条

上述优点使得 Canny 算子可以检测定位到一个相对“完美”边缘，线条单一流畅且准确。

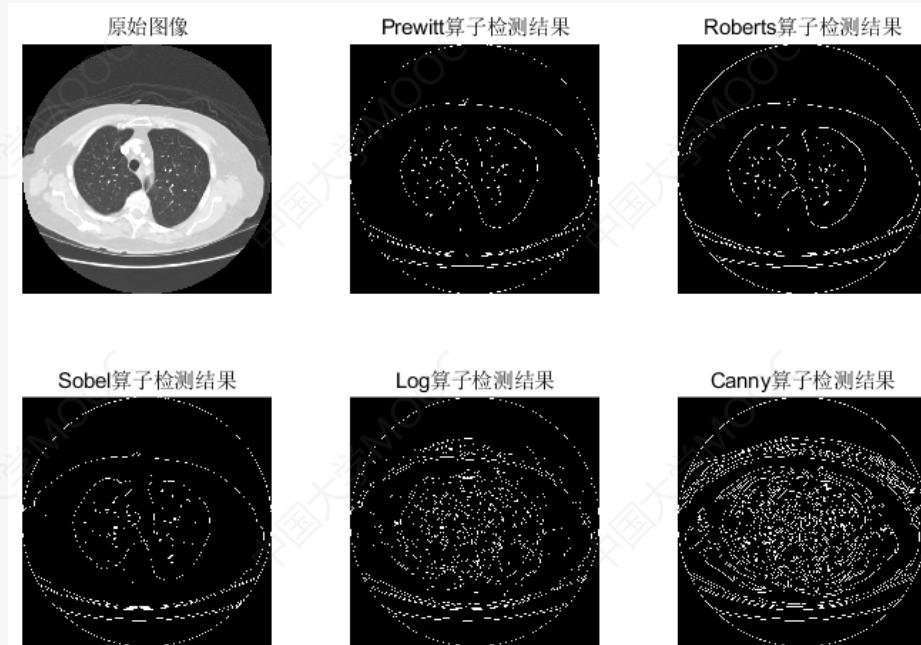
### 三、常用的边缘检测算子

Canny算子：

Canny算子步骤如下：

- 用高斯滤波器平滑图像；
- 用一阶偏导的有限差分来计算梯度的幅值和方向；
- 对梯度幅值进行非极大值抑制；
- 用双阈值算法检测和连接边缘。

### 三、常用的边缘检测算子



下图给出了不同的边缘检测算子对肺部CT图像的检测结果。由图可见，通过各种边缘检测算子处理后所得到的边缘图像一般都是二值图像，其中边缘点被置为白，非边缘点被置为0。无论哪种边缘检测算子，都只能检测边缘点，且边缘检测后均会出现不同程度的边缘间断现象。



# 医学图像配准与融合概述

## Overview of Medical Image Registration and Fusion

巩 萍

副教授

# 主要内容

Main Contents

1

2

**医学图像配准与融合产生的背景**

**医学图像配准与融合的临床应用**

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

随着计算机技术的飞速发展，与其密切相关的医学成像技术也是日新月异。由于成像原理的不同，各种成像技术和检查方法各有其优势与不足。



X射线



CT



MRI



超声



PET

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

如CT和X射线成像具有较高的空间分辨率，对高密度的骨组织能提供清晰的图像，但对病灶本身的显示较差。



## 一、医学图像配准与融合产生的背景

MRI成像虽然其空间分辨率不及CT成像，但对人体软组织能够清晰成像，有利于病灶范围的确定。



# 一、医学图像配准与融合产生的背景

又如PET和SPECT能够提供人体组织或器官的功能和代谢的图像，但对解剖结构的描述较差。

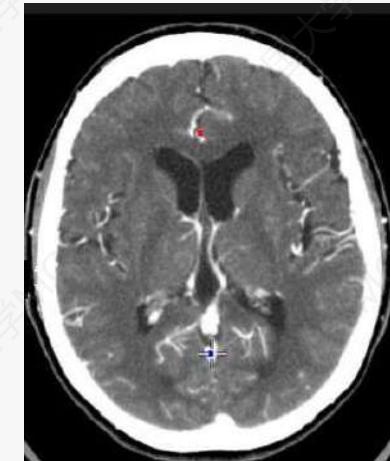


# 一、医学图像配准与融合产生的背景

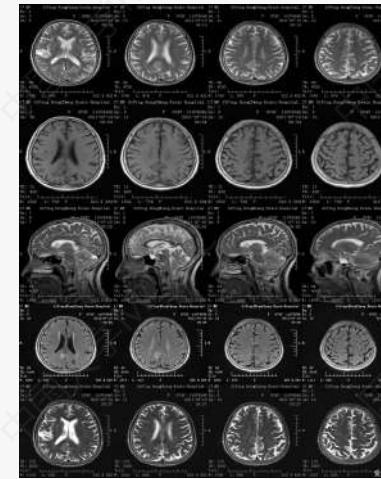
根据医学图像所提供的信息的不同，可以将医学图像分为两大类：**解剖图像**和**功能图像**。解剖图像主要描述人体形态信息，包括X射线、CT、MRI、DSA、US以及各类内窥镜获取的序列图像。



X射线图像



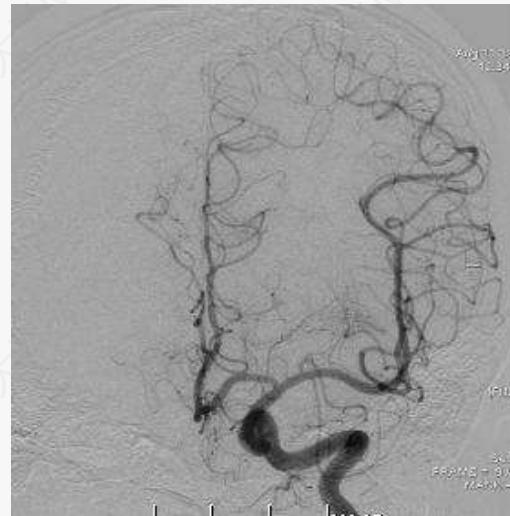
CT图像



MRI 图像

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

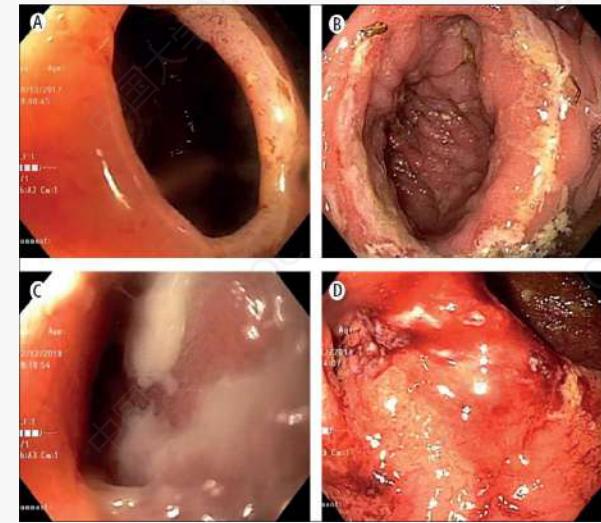
根据医学图像所提供的信息的不同，可以将医学图像分为两大类：解剖图像和功能图像。解剖图像主要描述人体形态信息，包括X射线、CT、MRI、DSA、US以及各类内窥镜获取的序列图像。



DSA图像



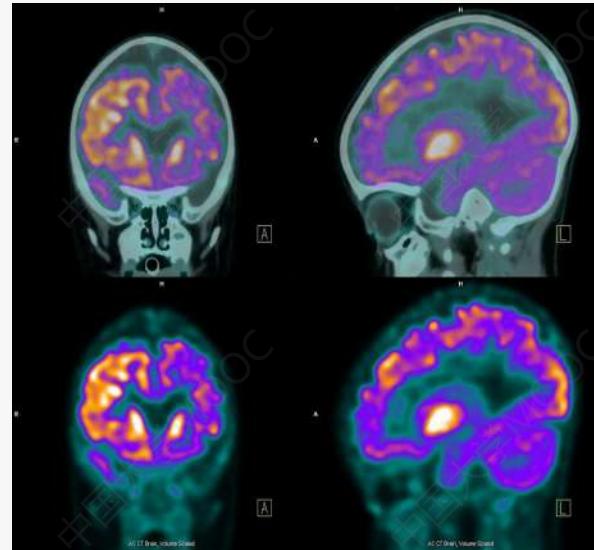
超声图像



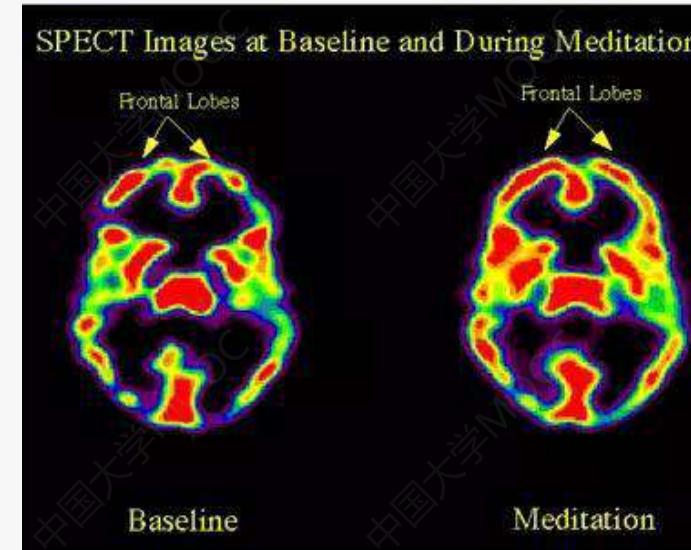
内窥镜图像

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

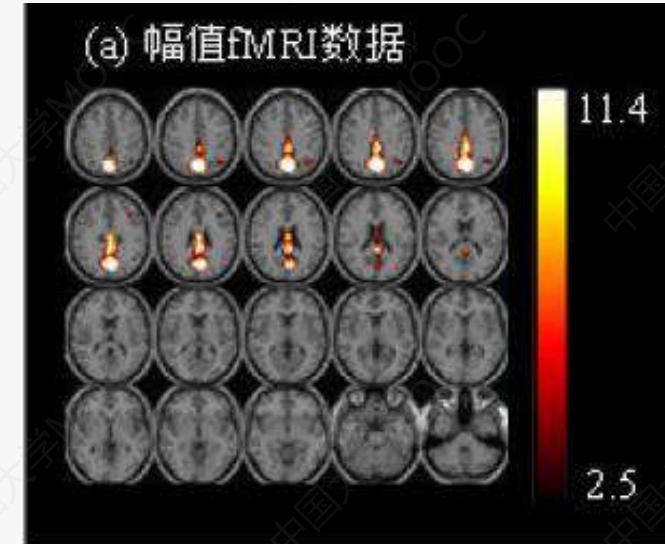
功能图像主要描述人体的代谢信息，包括PET、SPECT、fMRI等。这两类图像各有其优缺点。为提高诊断准确率，需要综合利用患者的各种图像信息。



PET图像



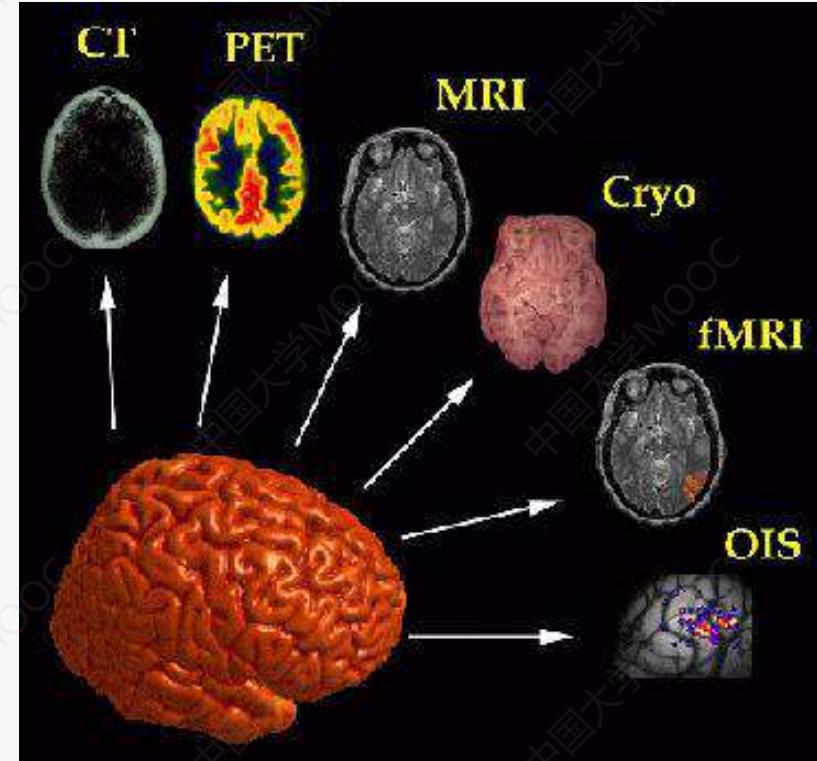
SPECT图像



fMRI图像

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

在临床诊断中，单一模态的图像往往不能提供医生所需要的足够信息，常需将多种模态或同一模态的多次成像通过配准融合来实现感兴趣区的信息互补。



人脑多种模态成像

## 一、医学图像配准与融合产生的背景

目前医学影像学的一个发展趋势就是利用信息融合技术，根据不同类型的医学图像特点，将两幅或两幅以上图像进行融合处理，在一幅图像上同时表达来自人体的多方面信息，为医生的临床诊断提供更加全面、直观的判断依据，以提高疾病诊断的准确率。

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

下图给出了不同模态的医学图像融合的几个例子，用于医学诊断和评估。

Combination	Modality 1	Modality 2	Fused Image
MRI-PET			
MRI-SPECT			
MRI-CT			

## 一、医学图像配准与融合产生的背景

由于待融合图像常常来自不同的成像设备或同一设备不同的扫描序列，这些设备或序列在扫描参数、分辨率、成像角度和方位等方面各不相同，导致不同图像中相应组织的位置、大小等存在差异。因此在图像融合之前首先需要对图像进行配准操作。

# 一、医学图像配准与融合产生的背景

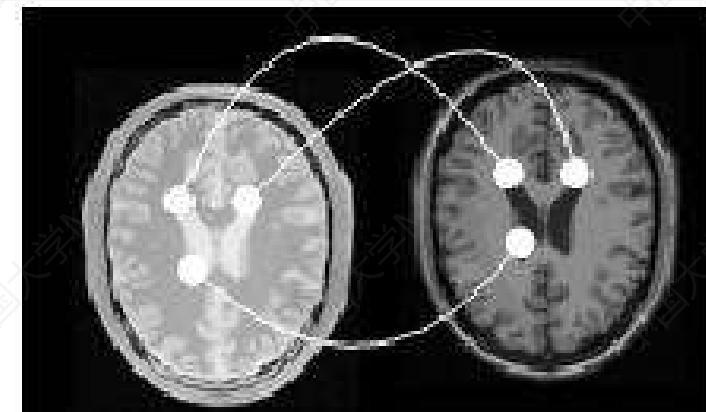
下图给出了医学图像配准的示意图。



(a) 质子密度  
加权成像



(b) 纵向弛豫  
加权成像



(c) 两幅图像之间像素点  
的对应映射关系

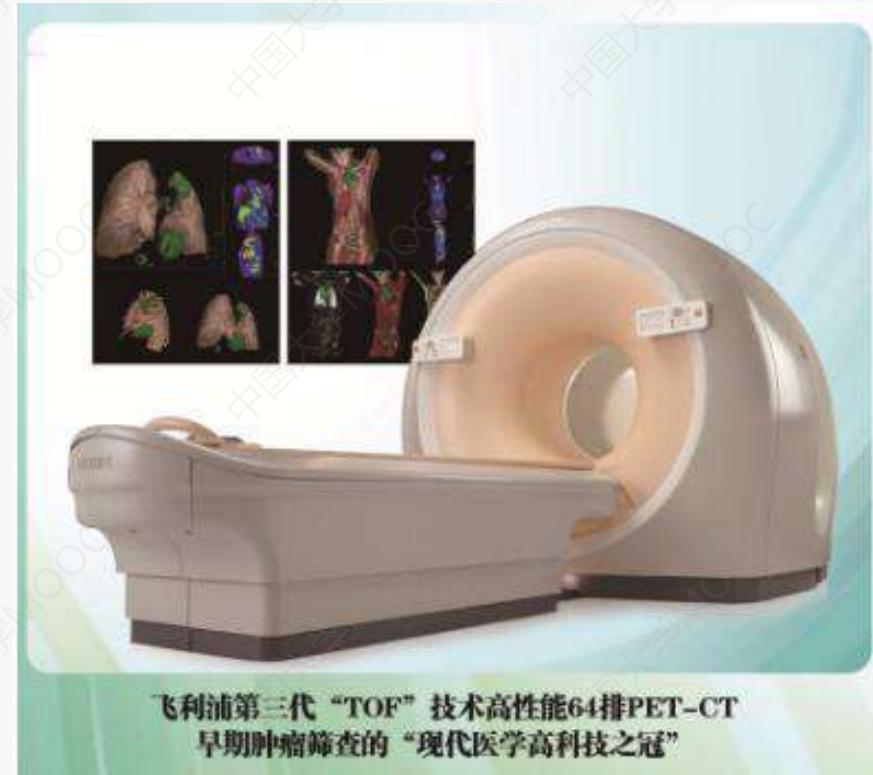


(d) (a)相对于(b)  
的配准图像

## 二、医学图像配准与融合的临床应用

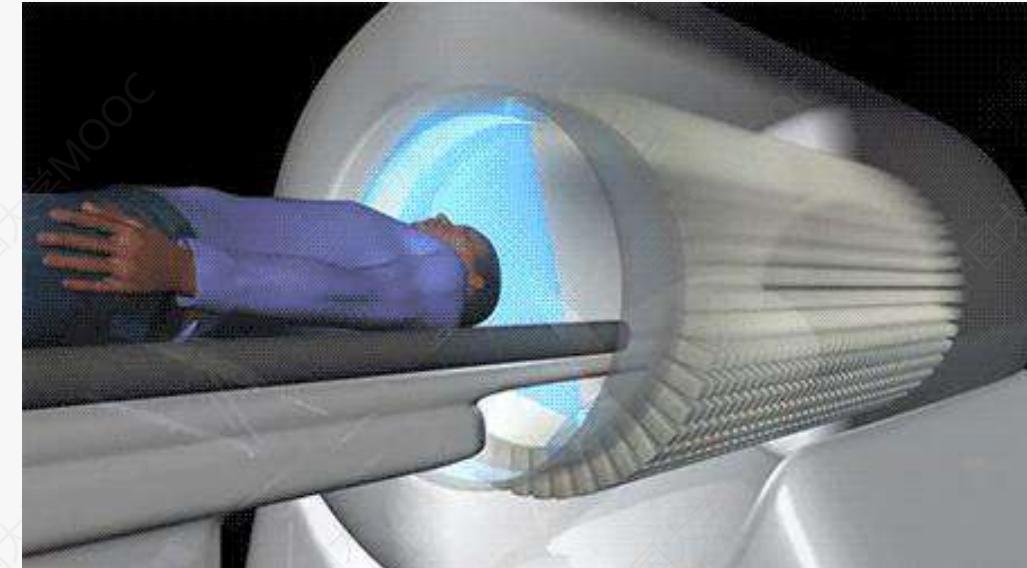
### (一) 在精准诊疗中的应用

医学图像融合技术的突破促进了多模态医学影像设备的发展。PET-CT的出现是医学影像学的又一次革命，堪称“现代医学高科技之冠”。



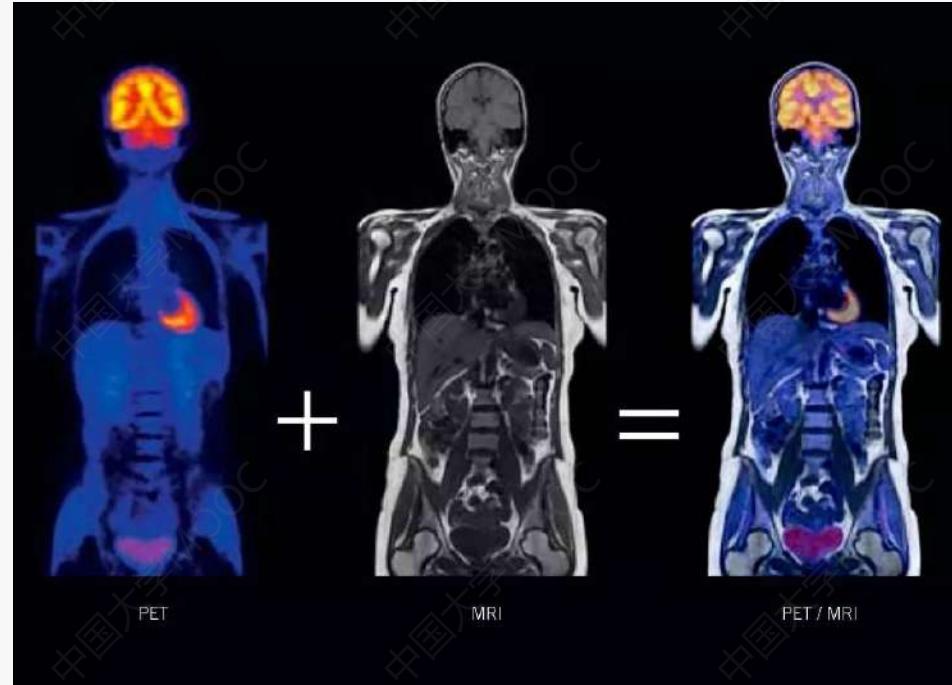
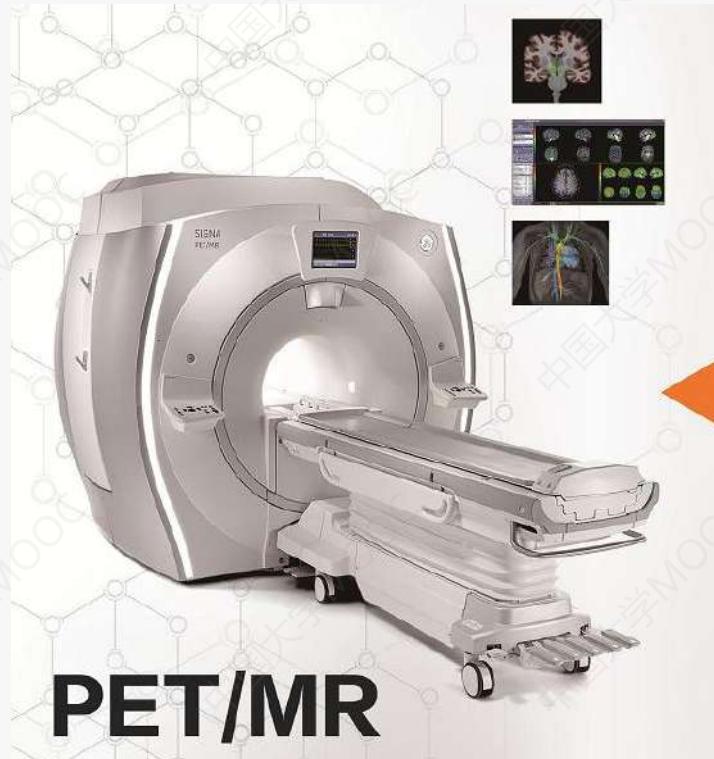
## 二、医学图像配准与融合的临床应用

### (一) 在精准诊疗中的应用



## 二、医学图像配准与融合的临床应用

### (一) 在精准诊疗中的应用

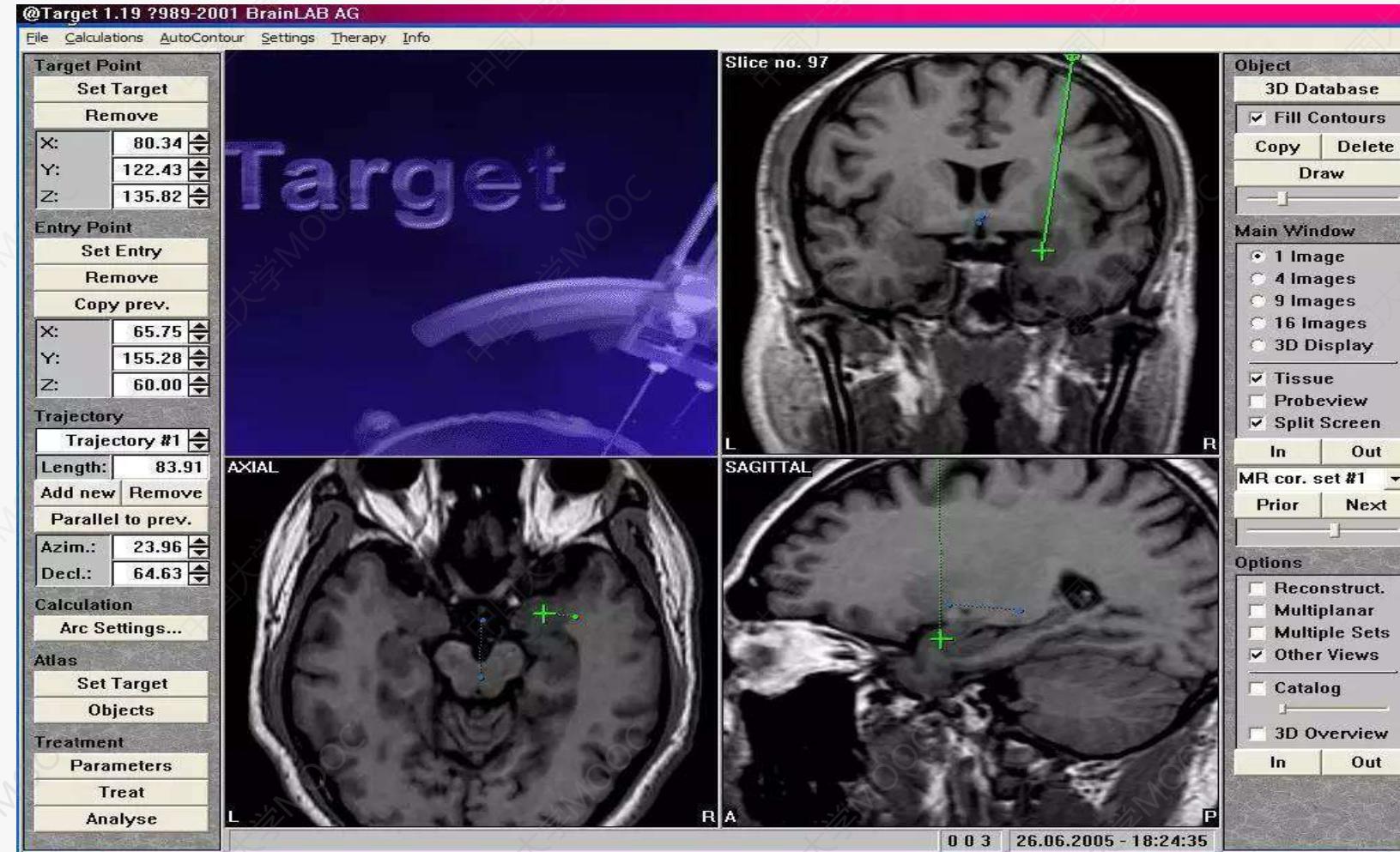


### (二) 在外科手术中的应用

比如脑肿瘤患者一般是采用外科手术切除肿瘤。患者的生活质量和生存时间与病灶的切除程度密切相关。如果对病灶过度切除，会造成对病灶周围重要功能区域的损害，严重影响患者的生活质量；反之如果对病灶切除不够，残余病灶会严重影响患者的生存时间。最大程度地切除病灶，同时使主要的脑功能区域得以保留是外科手术的目标。

## 二、医学图像配准与融合的临床应用

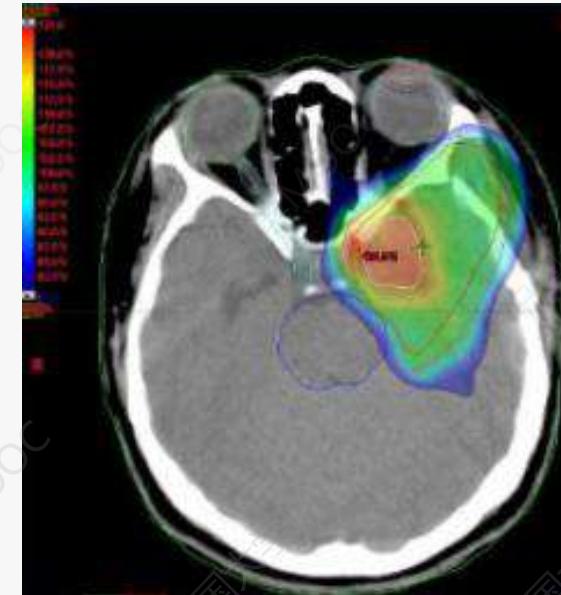
### (二) 在外科手术中的应用



## 二、医学图像配准与融合的临床应用

### (三) 在放射治疗中的应用

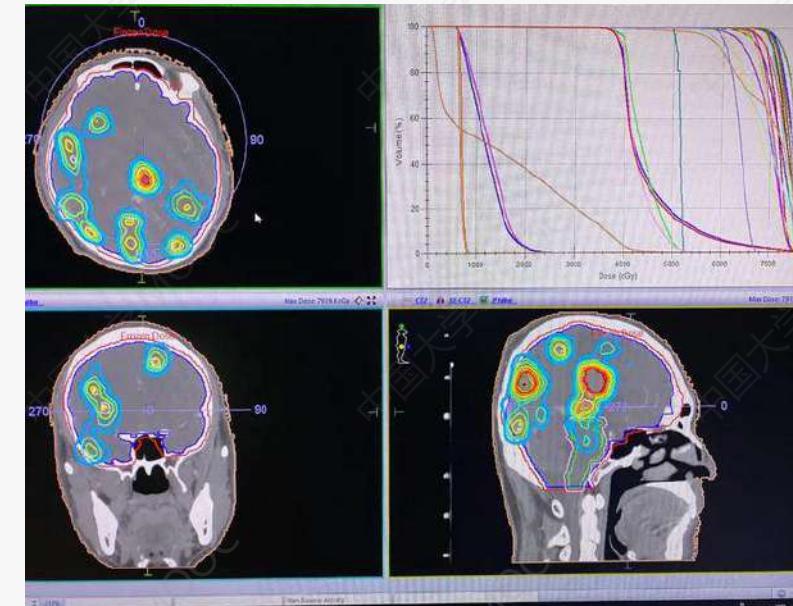
在肿瘤的治疗过程中大约70%的病人是需要进行放射治疗的，放射治疗的目的是最大限度的把放射能量集中在靶位上，从而使周围正常组织的损害最小。



## 二、医学图像配准与融合的临床应用

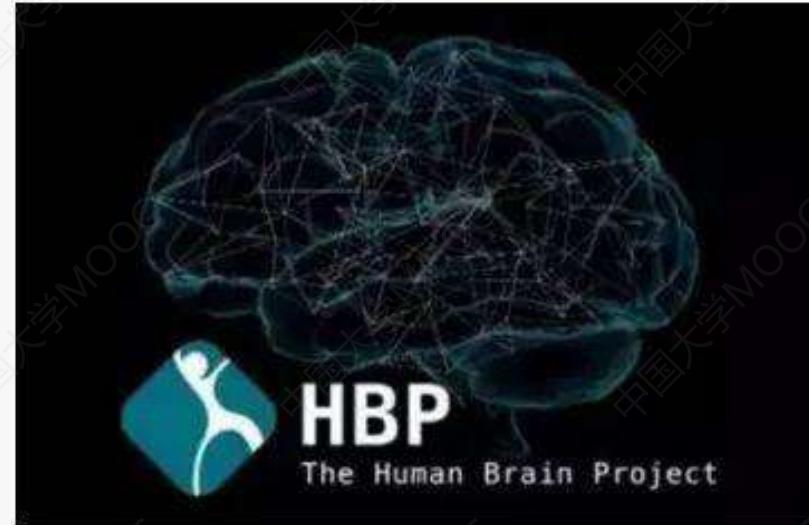
### (三) 在放射治疗中的应用

在制定放疗计划时，一般是对CT和MRI图像进行配准与融合。其中CT图像用于精确计算放射剂量，MRI图像用于描述肿瘤的结构。



## 二、医学图像配准与融合的临床应用

### (四) 在脑功能研究中的应用



## 二、医学图像配准与融合的临床应用

### (四) 在脑功能研究中的应用

2016年3月发布的“十三五”规划纲要将“脑科学与类脑研究”列入国家重大科技项目。随着脑计划的实施，影像技术特别是fMRI成为大脑研究最重要的一种手段。

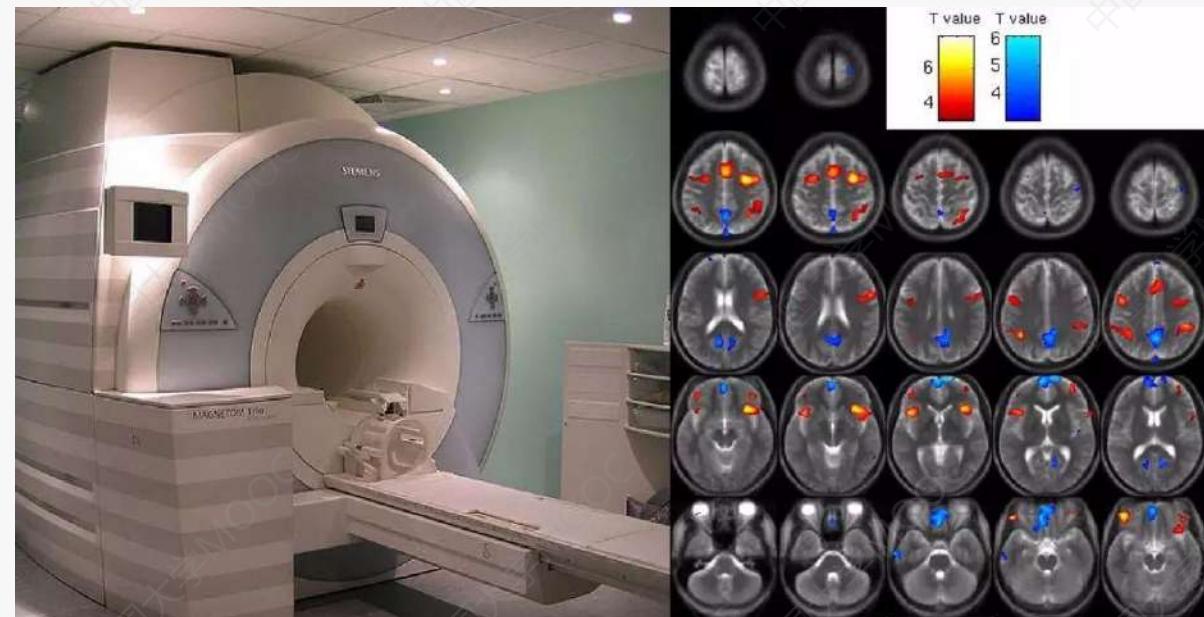
国家第十三五规划纲要

中国第十三个五年规划纲要是国家战略意图的反映。记者从5日提交全国人大审查的纲要草案全文中摘取了未来五年中国计划实施的100个重大工程及项目。

相关新闻：特高压、智能电网被列入“十三五”规划重大项目

它们涉及科技、装备制造、农业、环保、交通、能源、人才、文化和教育等领域，将对中国经济、社会和民生等各方面产生深远影响，也会给国际社会带来重大机遇。

- 航空发动机及燃气轮机。
- 深海空间站。
- 量子通信与量子计算机。
- 脑科学与类脑研究**
- 国家网络安全。



由于每个人大脑的大小和形状是不同的，存在个体差异，扫描的图像在空间中的坐标也不同，研究时必须要先消除个体差异，统一坐标，才能进行后续的统计分析。这时就必须采用图像配准方法，将所有个体大脑在空间上一一对齐，把所有的数据变换到一个共同空间来处理。关于医学图像配准技术的介绍下次课给大家进行介绍。



# 医学图像配准技术

---

## Medical Image Registration Technology

---

巩 萍

副教授

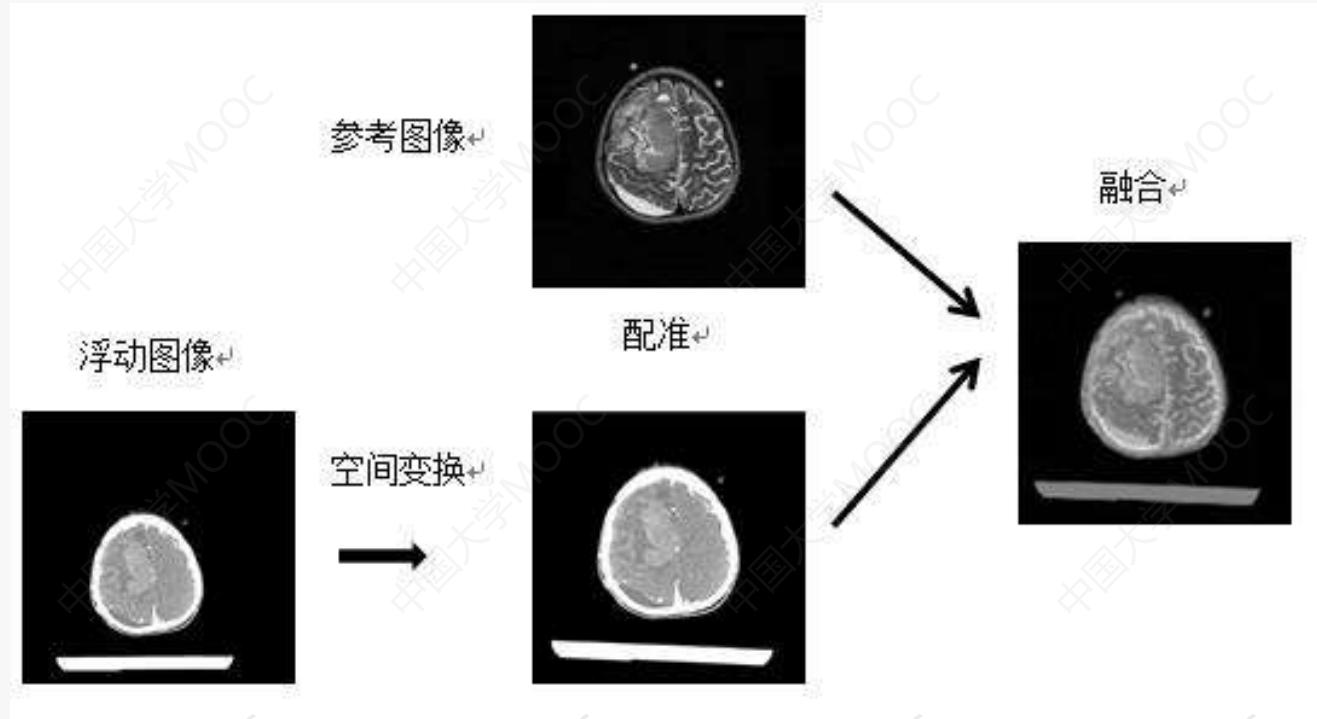
# 主要内容

Main Contents

- 1 医学图像配准的概念与实现步骤
- 2 医学图像配准中的空间变换
- 3 医学图像配准中的相似性测度
- 4 医学图像配准中的插值方法
- 5 医学图像配准中的优化算法

医学图像配准是指对于一幅医学图像寻求一种（或一系列）空间变换，使它与另一幅医学图像上的对应点达到空间上的一致。这种一致是指人体上的同一解剖点在两张图像上有相同的空间位置，即位置致，角度、大小都一致。配准的结果应使两幅图像上所有的解剖点，或至少是具有诊断意义的点及手术感兴趣的点都达到匹配。

# 医学图像配准的概念与实现步骤



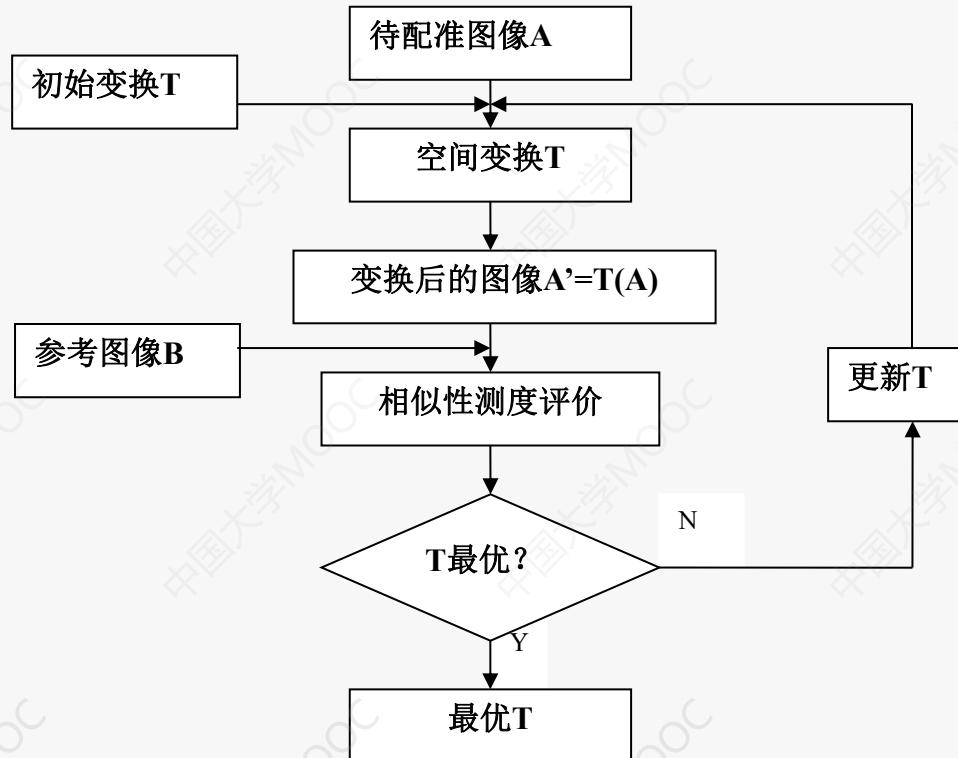
医学图像配准示意图

医学图像配准一般由以下三个步骤组成：

- (1) 对待配准图像A与参考图像B，提取图像的特征信息组成特征空间；
- (2) 根据特征空间确定一种空间变换T，使待配准图像A经过变换后与参考图像B能够达到所定义的相似性测度；
- (3) 在确定变换的过程中，还需采取一定的优化搜索方法使相似性测度更快更好地达到最优值。

当然并不是所有的配准过程都是按照上述步骤进行的，比如一些自动配准方法，一般不包括特征提取步骤。另外，过程(2)和(3)在实际计算中也是彼此交叉进行的。

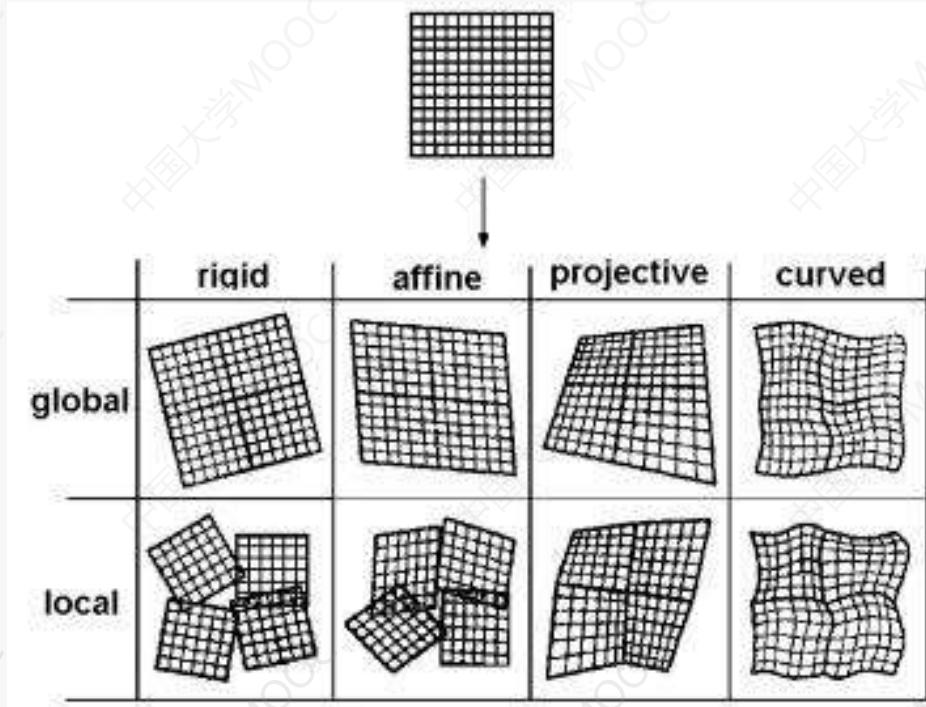
# 医学图像配准的概念与实现步骤



医学图像配准流程图

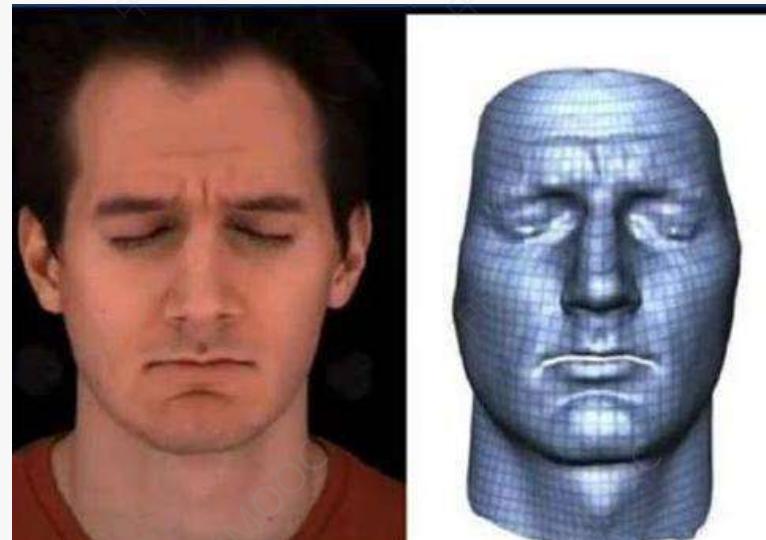
在医学图像配准中，主要涉及**特征空间、空间变换、参数优化搜索、图像插值和相似性测度**五个方面。

- 特征空间是从参考图像和待配准图像中提取可用于配准的特征。特征空间一般分为以下三种：基于特征点的特征空间、基于特征曲线或曲面的特征空间、基于像素或体素的特征空间。
- 根据是对整幅图像还是局部图像进行变换，空间变换可分为全局变换和局部变换。根据变换形式的不同，可分为线性变换和非线性变换。其中线性变换包括刚体变换，仿射变换和投影变换。全局（global）和局部（local）下的四种空间变换示意图如下图所示。



刚体(rigid)变换是指图像中任意两点间的距离在变换前后保持不变。

例如人体的头部是由坚硬的颅骨支撑，在处理时可忽略头部皮肤的微小变形，将整个人脑看作是一个刚体。



两幅图像之间的刚体变换可由一个刚体模型描述：

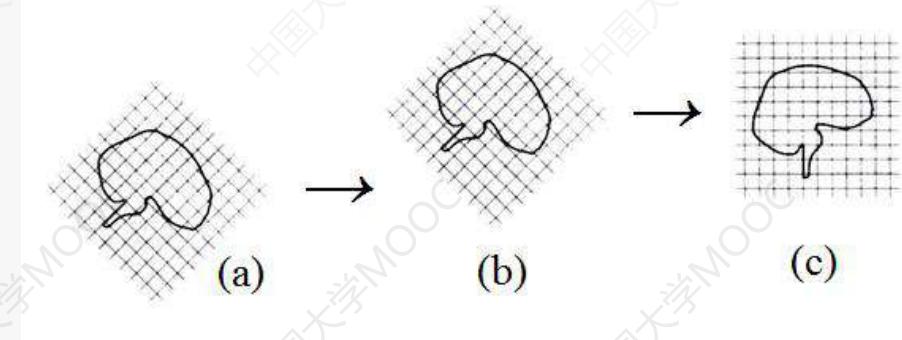
$$V = sRU + T \quad s \text{是比例变换因子。}$$

$T = (t_x, t_y, t_z)'$  是图像之间沿x, y, z方向上的平移量。

R是 $3 \times 3$ 的旋转矩阵，满足约束条件：

$$R^t R = R R^t = I$$

$$\det(R) = 1$$



相对笛卡尔坐标系的三个坐标轴， $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  方向上的 $R$ 有三种不同的形式，公式如下：

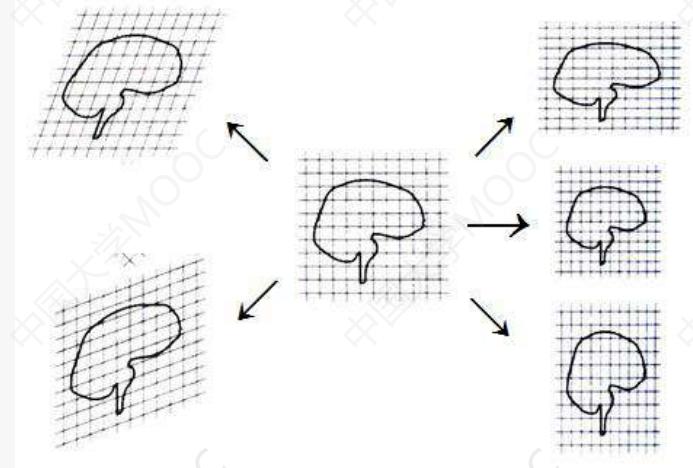
$$R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_x & \sin\theta_x \\ 0 & -\sin\theta_x & \cos\theta_x \end{pmatrix} \quad R_y = \begin{pmatrix} \cos\theta_y & 0 & -\sin\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_y & 0 & \cos\theta_y \end{pmatrix}$$

$$R_z = \begin{pmatrix} \cos\theta_z & -\sin\theta_z & 0 \\ \sin\theta_z & \cos\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z 分别表示围绕 X, Y, Z 坐标轴的旋转角度$$

仿射变换是将直线映射为直线，并保持平行性。在笛卡尔坐标系下，二维放射变换的旋转矩阵可以表示为如下的公式：

$$V = sRU + T$$

不满足：  $\begin{cases} R^t R = RR^t = I \\ \det(R) = 1 \end{cases}$



在笛卡尔坐标系下，二维仿射变换的旋转矩阵为如下的公式：

$$R' = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

仿射变换的具体表现可以是各个方向尺度变换系数一致的均匀尺度变换或变换系数不一致的非均匀尺度变换等。一般仿射变换可用于校正CT台架倾斜引起的剪切或MRI梯度线圈不完善产生的畸变。

投影变换是将直线映射为直线，但不保持平行性质。投影变换主要用于二维投影图像与三维体积图像之间的配准。



二维投影变换按照下式将图像A映射至图像B,其中的变换参数 $A_{ij}$ 是依赖于图像本身的常数。

$$x_2 = \frac{a_{11}x_1 + a_{12}y_1 + a_{13}}{a_{31}x_1 + a_{32}y_1 + a_{33}}$$

$$y_2 = \frac{a_{21}x_1 + a_{22}y_1 + a_{23}}{a_{31}x_1 + a_{32}y_1 + a_{33}}$$

在一些医疗设备，如内窥镜、显微镜等获取的图像都是通过将三维物体投影到二维平面。

非线性变换是把直线变换为曲线。它反映的是图像中组织或器官的严重变形或位移。典型的非线性变项式函数，如二次、三次函数、薄板样条函数，指数函数等。二阶多项式变换公式如下：

$$x_2 = a_{00} + a_{01}x_1 + a_{02}y_1 + a_{03}z_1 + a_{04}x_1^2 + a_{05}xy + a_{06}xz + a_{07}y_1^2 + a_{08}yz + a_{09}z^2$$

$$y_2 = a_{10} + a_{11}x_1 + a_{12}y_1 + a_{13}z_1 + a_{14}x_1^2 + a_{15}xy + a_{16}xz + a_{17}y_1^2 + a_{18}yz + a_{19}z^2$$

$$z_2 = a_{20} + a_{21}x_1 + a_{22}y_1 + a_{23}z_1 + a_{24}x_1^2 + a_{25}xy + a_{26}xz + a_{27}y_1^2 + a_{28}yz + a_{29}z^2$$

共涉及到30个变换参数。非线性变换多用于使解剖图谱变形来拟合图像数据或对有全局性形变的胸、腹部脏器图像的配准。

非线性变换是把直线变换为曲线。它反映的是图像中组织或器官的严重变形或位移。典型的非线性变项式函数，如二次、三次函数、薄板样条函数，指数函数等。二阶多项式变换公式如下：

$$x_2 = a_{00} + a_{01}x_1 + a_{02}y_1 + a_{03}z_1 + a_{04}x_1^2 + a_{05}xy + a_{06}xz + a_{07}y_1^2 + a_{08}yz + a_{09}z^2$$

$$y_2 = a_{10} + a_{11}x_1 + a_{12}y_1 + a_{13}z_1 + a_{14}x_1^2 + a_{15}xy + a_{16}xz + a_{17}y_1^2 + a_{18}yz + a_{19}z^2$$

$$z_2 = a_{20} + a_{21}x_1 + a_{22}y_1 + a_{23}z_1 + a_{24}x_1^2 + a_{25}xy + a_{26}xz + a_{27}y_1^2 + a_{28}yz + a_{29}z^2$$

共涉及到30个变换参数。非线性变换多用于使解剖图谱变形来拟合图像数据或对有全局性形变的胸、腹部脏器图像的配准。

经过空间变换后，进一步的工作就是要找到一种合适的描述量，用以表征图像之间的相似性或差异性，这种描述量即为相似性测度。

## 1. 灰度均方差

设  $f_R(\vec{x})$  和  $f_T(\vec{x})$  分别为参考图像和浮动图像。

两幅图像的灰度均方差可以表示为：

$$F = \frac{1}{\|V\|_{x \in V}} \int (f_R(\vec{x}) - Q(f_T(\vec{x})))^2 d\vec{x}$$

其中， $V$  表示参与计算的图像区域， $\|V\|$  表示参与计算的像素总量， $Q(f)$  表示对图像数据的变换。

灰度均方差作为相似性测度适用于单模医学图像的配准。它的优点是易于理解且优化过程相对简单。

## 2. 归一化互相关

归一化互相关公式如下：

$$R = \frac{\sum_{(i,j) \in T} (I_{ref}(i,j) - \bar{I}_{ref})(I_{flo}(i,j) - \bar{I}_{flo})}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in T} (I_{ref}(i,j) - \bar{I}_{ref})^2 \sum_{(i,j) \in T} (I_{flo}(i,j) - \bar{I}_{flo})}}$$

$\bar{I}_{ref}$   $\bar{I}_{flo}$  分别是参考图和浮动图在  $(i, j) \in T$  区域内的像素灰度平均值，R为相关系数。

## 3. 互信息

互信息是信息论中的一个基本概念，用于描述两个系统间的统计相关性，或者是一个系统中包含另一个系统的信息的多少，一般用熵来表示，表达的是一个系统的复杂性或不确定性。

对于概率分布函数为  $p(a)$  的随机变量集A，其熵  $H(A)$  定义如下：

$$H(A) = -\sum p(a) \log p(a) \quad a \in A$$

对于两个离散的随机变量A和B，假设它们的边缘概率分布函数分别是  $p(a)$  和  $p(b)$ ，联合概率分布函数是  $p(a,b)$ ，

则随机变量A和B的**联合熵公式**可以表示为：

$$H(A, B) = - \sum p(a, b) \log p(a, b) \quad a \in A \quad b \in B$$

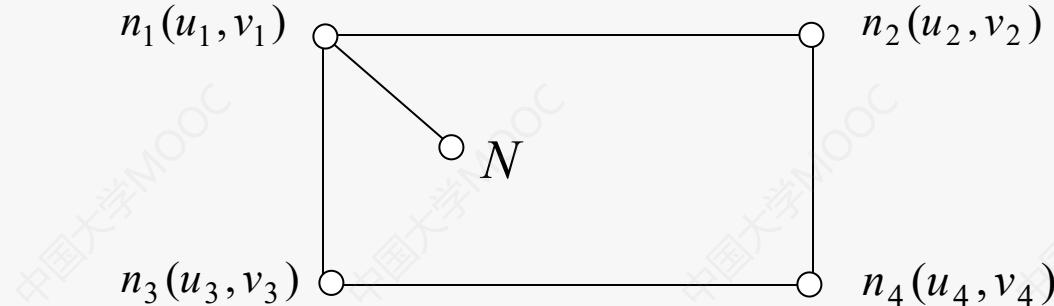
如果  $H(A|B)$  表示已知变量B时A的条件熵，那么  $H(A)$  与  $H(B)$  的差值，就代表了变量B中包含的A的信息，即互信息。因此**两个变量间的互信息定义为：**

$$\begin{aligned} I(A, B) &= H(A) + H(B) - H(A, B) \\ &= H(A) - H(A / B) \\ &= H(B) - H(B / A) \end{aligned}$$

在医学图像配准中，虽然两幅图像来源于不同的成像设备，但是它们基于共同的人体解剖信息，所以当两幅图像的空间位置达到完全一致时，其中一幅图像表达的关于另一幅图像的信息，也就是对应像素灰度的互信息应为最大。

在图像配准中，图像经空间坐标变换后得到的像素坐标位置可能不在整数像素上，因此需要用灰度插值的方法对像素值进行估计。常用的插值方法有**最近邻插值、双线性插值和部分体积分布法**。

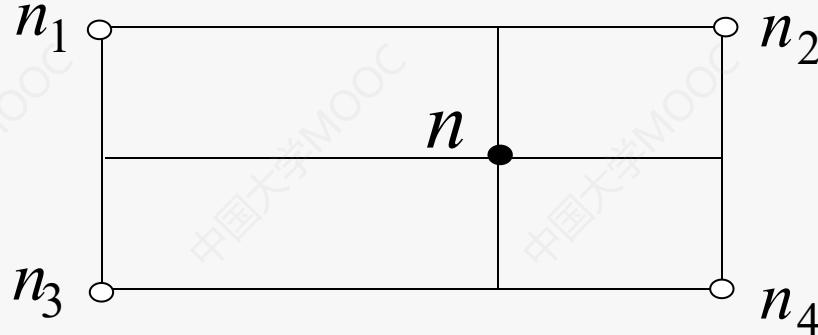
设需要插值的点为N，在二维图像中，临近该点的落在坐标网格上的像素点分别为n<sub>1</sub>、n<sub>2</sub>、n<sub>3</sub>和n<sub>4</sub>。最近邻插值是直接计算n和邻近4个点之间的距离，并将与该点距离最小的点的灰度值赋给n。如下图所示。



最近邻插值计算简单，但是当紧邻点之间的像素灰度差别很大时，会产生较大的误差。

双线性插值是先沿着一个坐标轴方向使用线性插值方法求出两点的插值灰度，然后沿另一个坐标轴，利用这两个点对目标点进行线性插值来求灰度值。

计算方法如下图所示：



$$f(n) = \sum_i \omega_i f(n_i)$$

$f(n_i)$  为各像素点的灰度值

$\omega_i$  各相邻点的权重

$$\left\{ \begin{array}{l} \omega_1 = (1-dx) \bullet (1-dy) \\ \omega_2 = dx \bullet (1-dy) \\ \omega_3 = dx \bullet dy \\ \omega_4 = (1-dx) \bullet dy \end{array} \right.$$

$$\begin{array}{l} dx \\ dy \end{array}$$

分别是  $n$  与  $n_1$  之间沿 x, y 方向的距离。

双线性插值方法由于考虑到直接邻点对待插值点的灰度的影响，因此一般能得到令人满意的效果。但这种方法具有低通滤波性质，使高频分量受到损失。此外，由插值所得到的灰度值是经过数字计算出来的，一般不会是整数值。也有可能产生原始图像中所没有的灰度值，因此可能会改变图像中的灰度分布。特别是当图像中有很多需要进行插值的像素点时。

部分体积插值法是对双线性插值方法的一个改进。主要时为了克服双线性插值方法在图像中会产生新的灰度值而引起图像灰度分布发生变化的缺点，以便得到比较光滑的目标函数，有利于优化搜索。

部分体积插值法是根据线性插值的权重分配原则，将每对像素对联合直方图的贡献分散到联合直方图中与之相邻的各个像素对上，这样联合直方图上各个像素对的频度值以小数增加，因此不会出现新的灰度值而破坏目标函数值分布的光滑性。

PV方法具体的计算公式如下：

$$h(f(u), f(v_i)) = h(f(u), f(v_i)) + \omega_i$$

其中  $\omega_i$  为权重，其取值同双线性插值法。

图像配准问题本质上是多参数优化问题，所以优化算法的选择至关重要。

常用的优化算法有Powell法、梯度下降法、遗传算法、模拟退火法、下山单纯形法、Levenberg-Marquadt法等。关于优化算法在此不给大家进行详细阐述。

## 总结：

今天给大家介绍了医学图像配准的理论知识，包括医学图像配准的概念、实现步骤以及配准过程中涉及的理论知识：特征空间、空间变换、相似性测度、插值方法和参数优化。关于常用的医学图像配准方法我们下次课给大家进行详细介绍。



# 医学图像重建与可视化

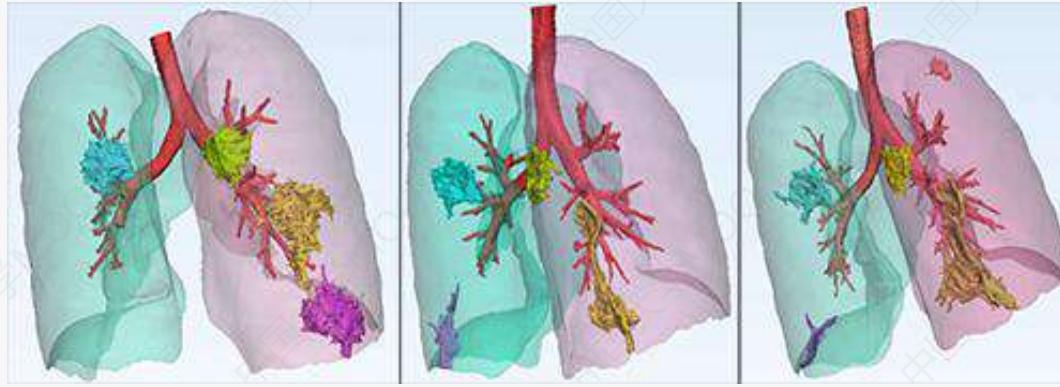
---

## Medical Image Reconstruction & Visualization

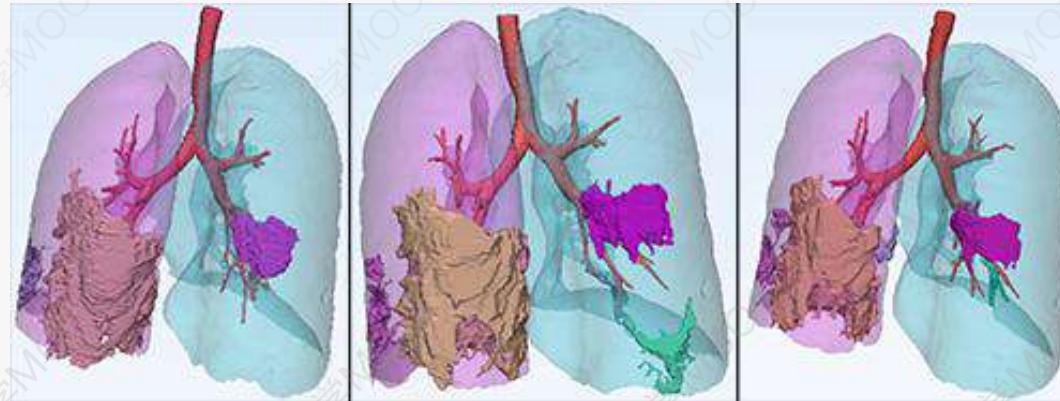
---

葛海涛 讲师





病例1在第一次、第二次和第三次CT成像时病灶的变化情况



病例2在第一次、第二次和第三次CT成像时病灶的变化情况

# 主要内容

Main Contents

- 1 医学图像重建
- 2 医学图像可视化
- 3 举例

# 医学图像重建

Medical image reconstruction is the process of forming interpretable images from the raw data recorded by an imaging system.

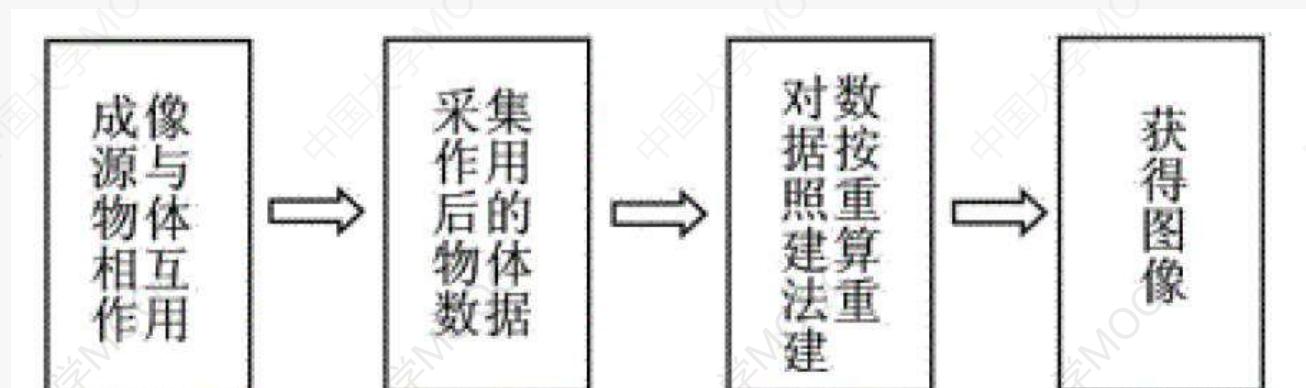
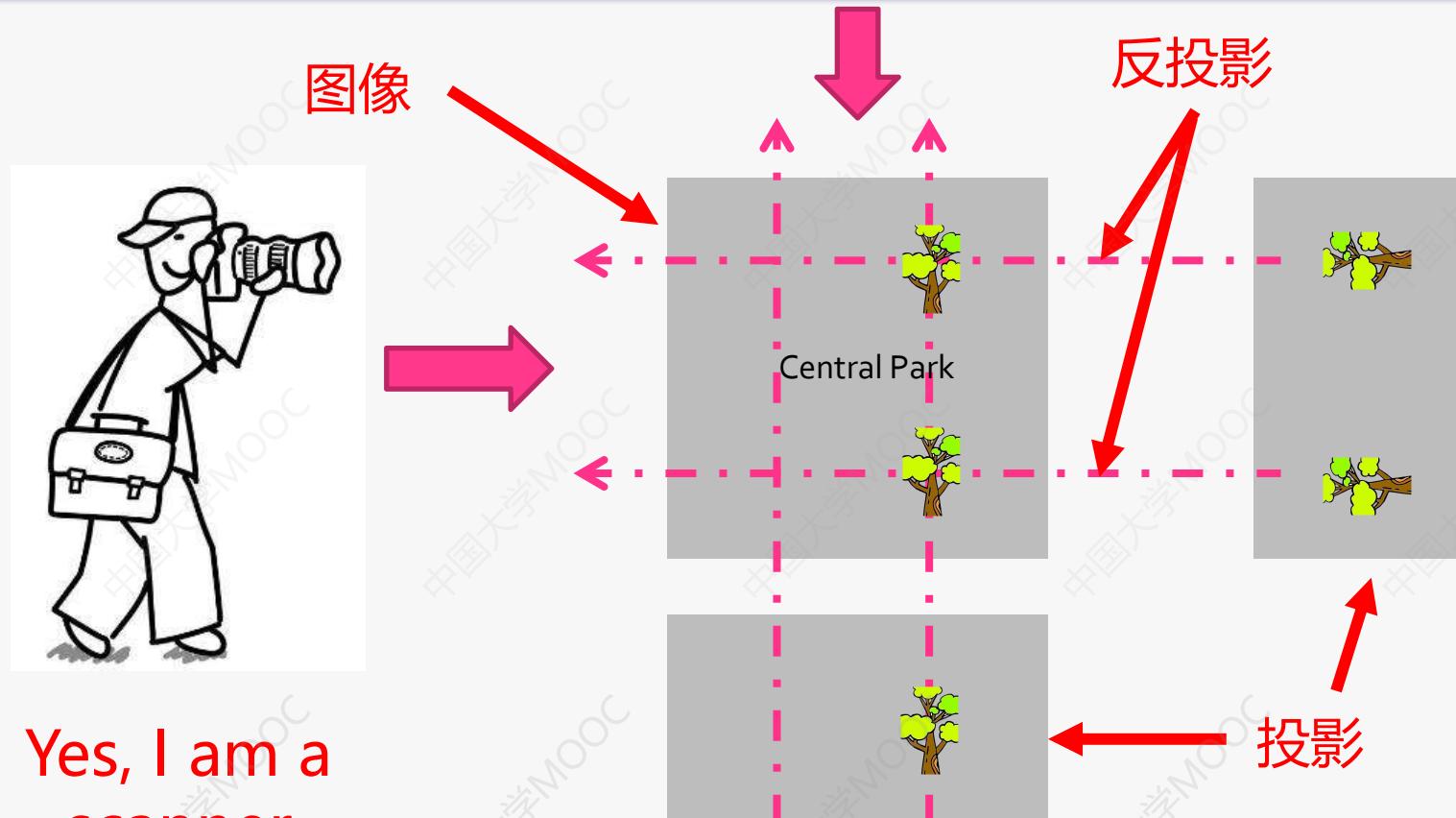


图 7-1 图像重建过程

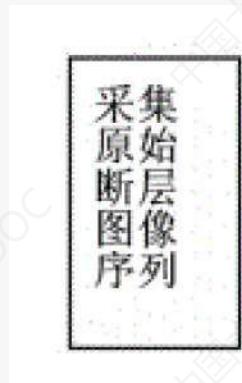


# 三维可视化

## 又称为三维重建

- 医学成像系统获得的连续的人体断层数据和断层图像，
- 通过图像处理技术获得新的切层位置和方向的断层图像；
- 将断层图像合成为体数据并显示成三维图像，以加强人们对器官解剖结构和病灶三维形态的观察和理解。

# 三维可视化

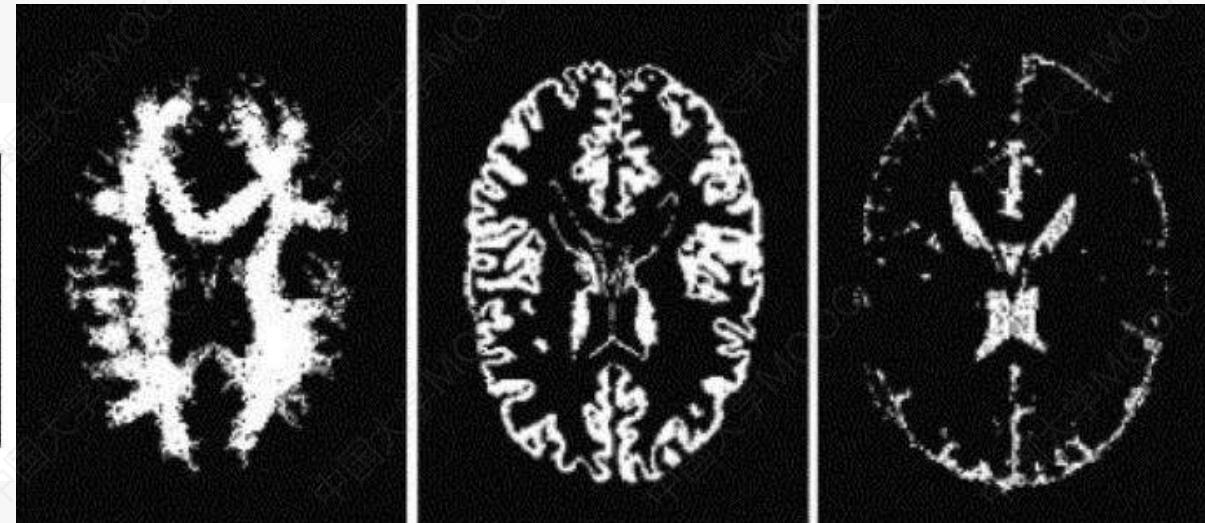


A

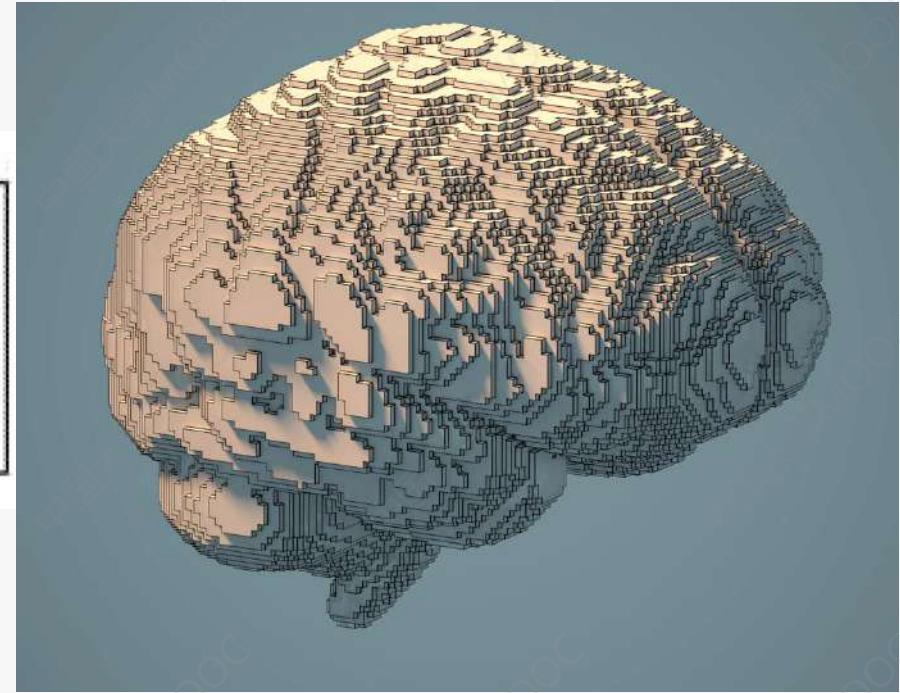
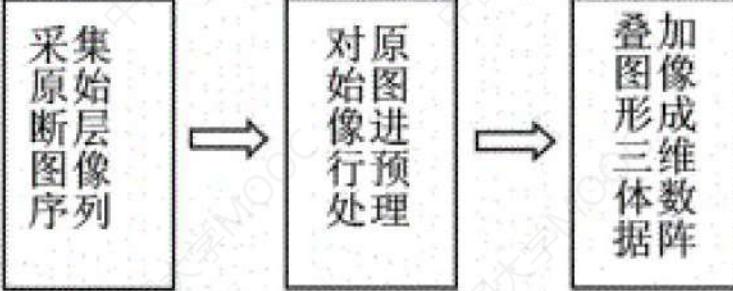
# 三维可视化

采集原始层图像序列

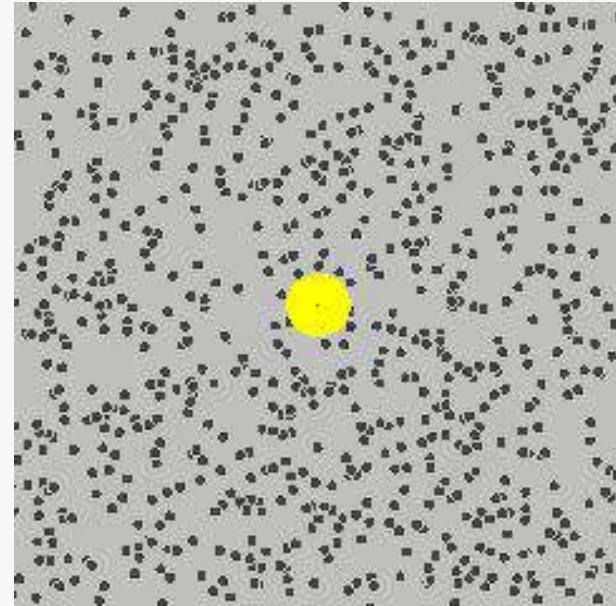
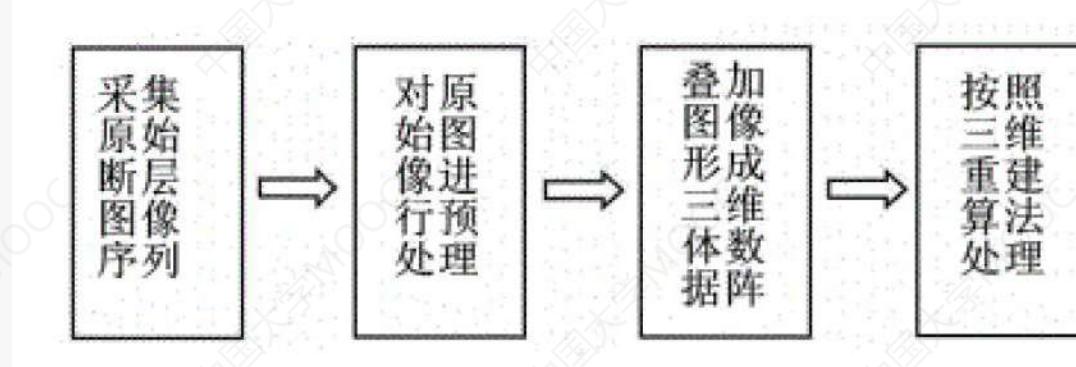
对原始图进行预处理



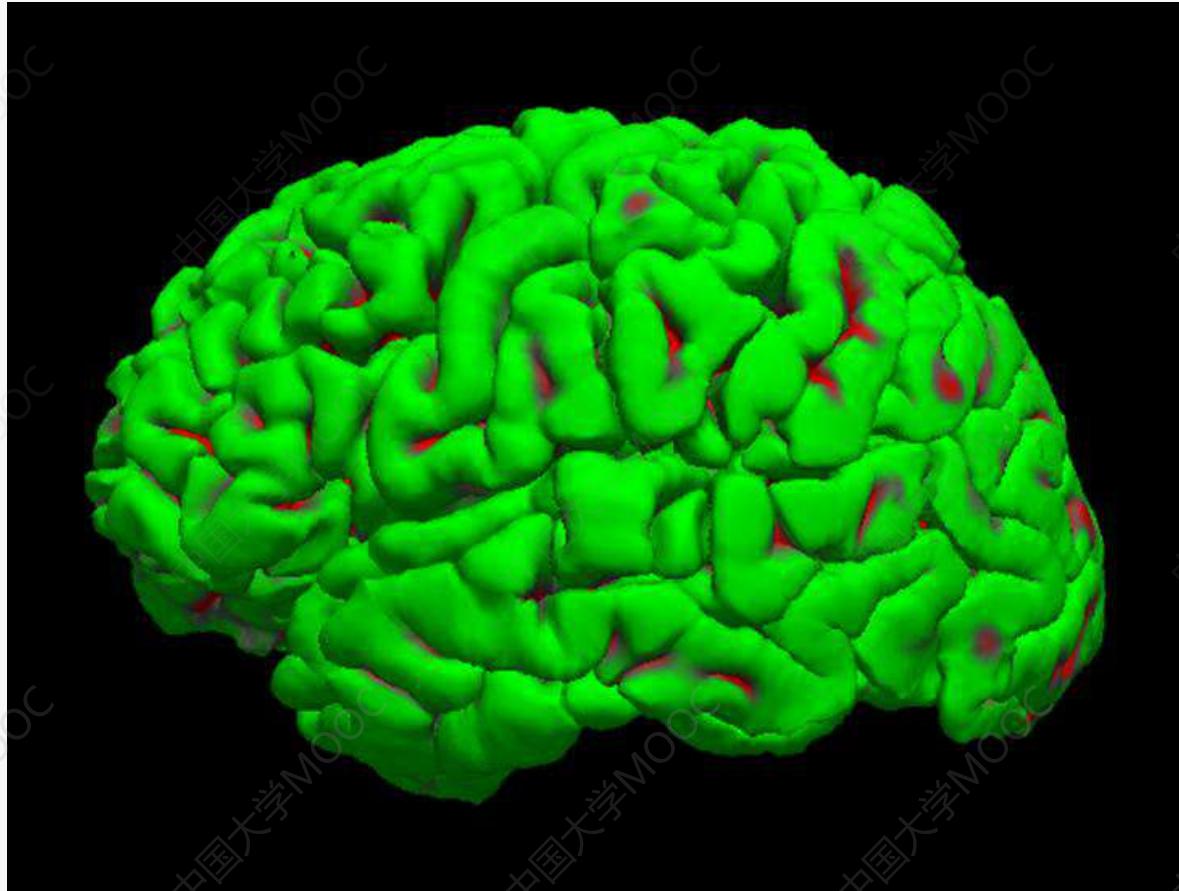
# 三维可视化



# 三维可视化



# 三维可视化

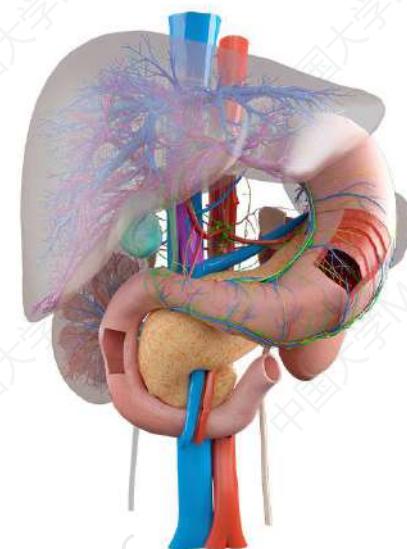
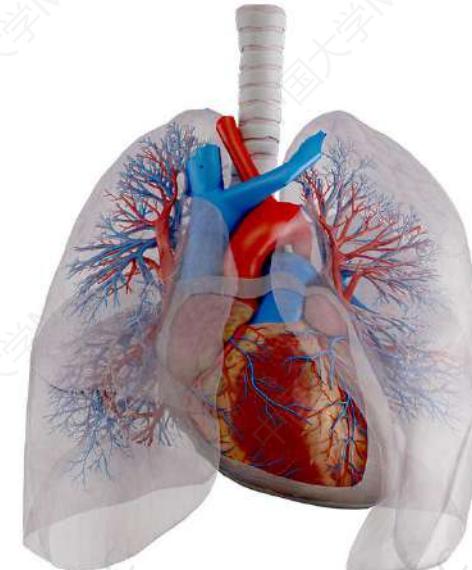
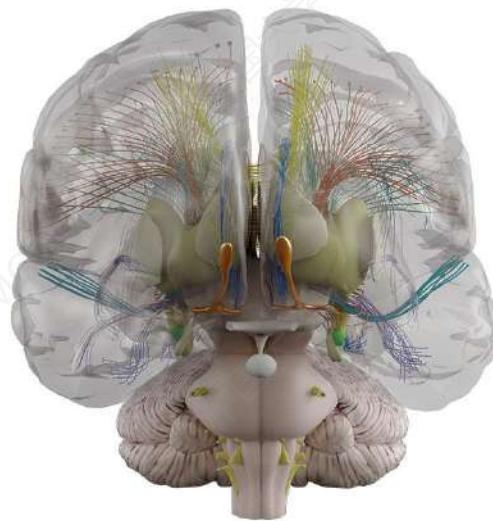


显示  
三维  
影像

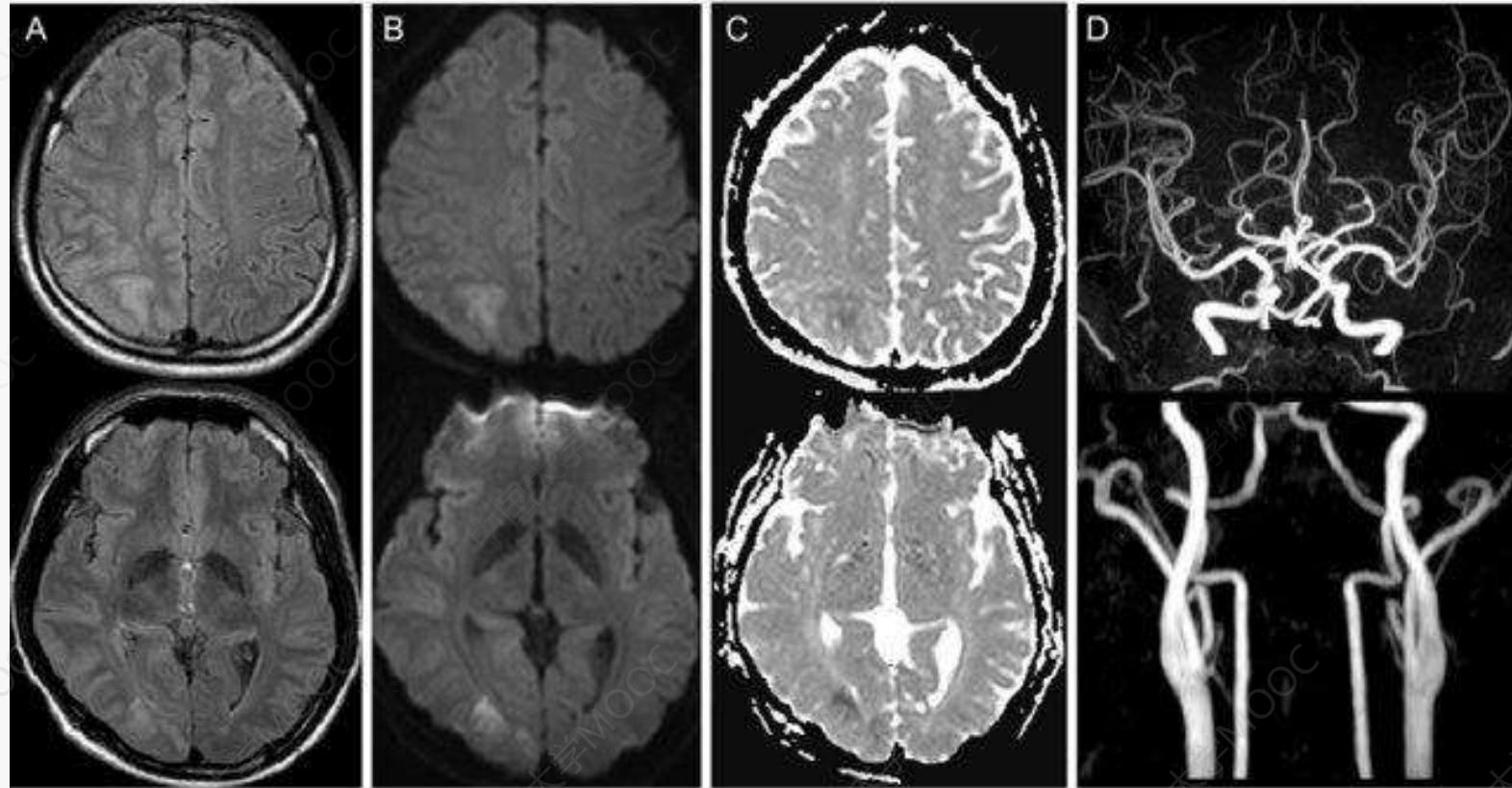
## 举例

三维可视化技术可以将医疗影像以三维真实感官效果展示给临床医生，可以帮助其准确地确定病灶的空间位置、大小、形状及其与周围组织的毗邻关系，可以对病人的影像数据进行多方位、多层次的观察，有助于减少主观判断等对诊断结果的影响。

# 人体器官的三维可视化



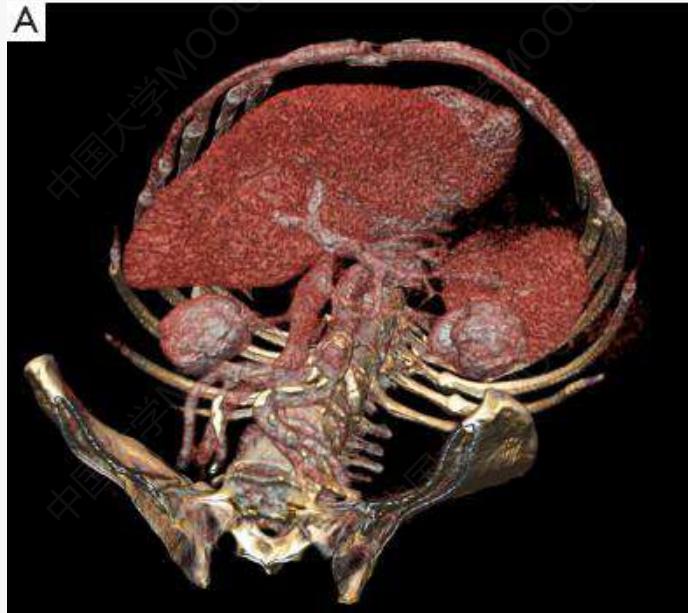
# 医学辅助诊断



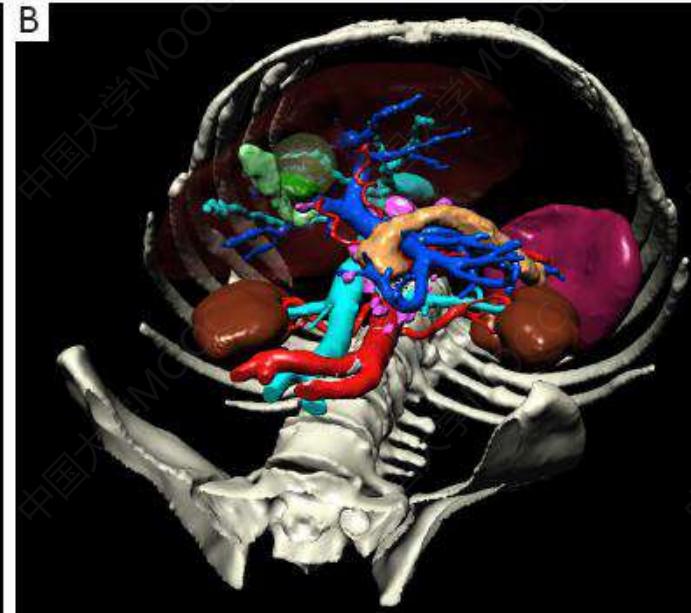
# 虚拟手术



# 三维可视化的分类



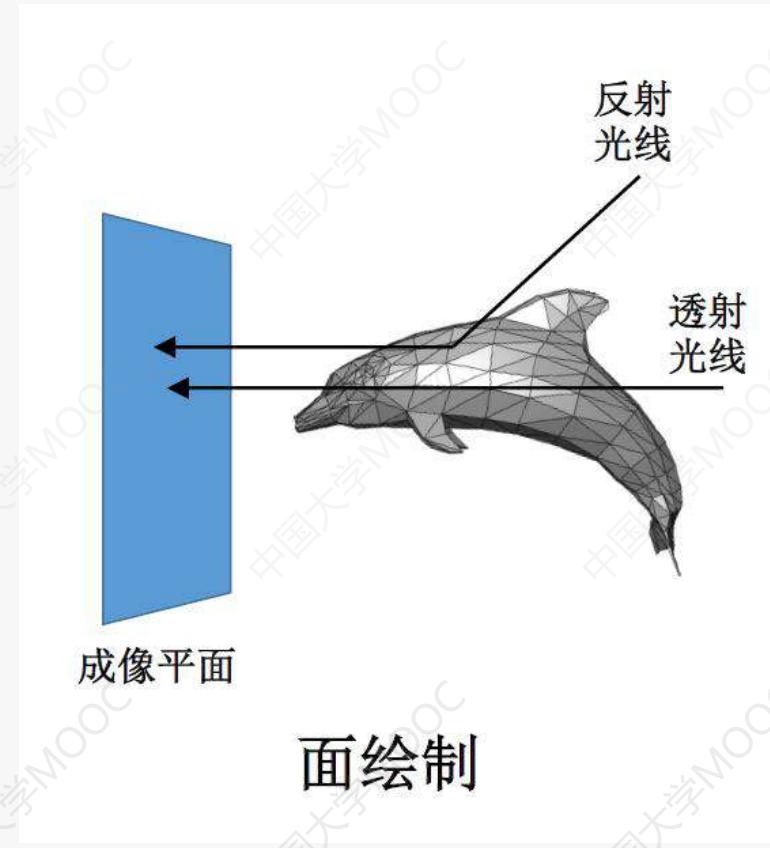
体绘制



面绘制

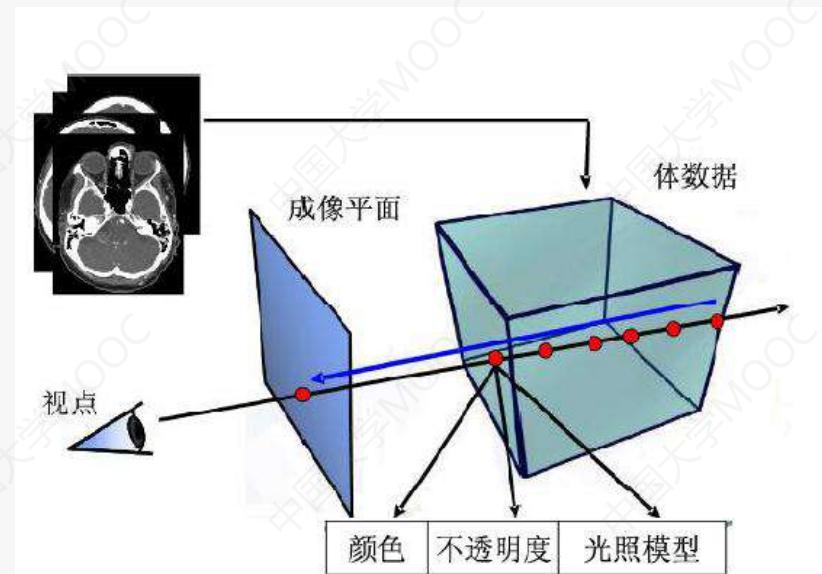
# 面绘制

面绘制实际上是对三维物体在二维平面上的真实感投影，就像当视角位于某一点时，从该点对三维物体进行“照相”，相片上显示的三维物体形象。



## 体绘制

体绘制技术就是力求将某一三维感兴趣区域内所有的组织集中在一幅图中显示，同时重叠或包含的组织之间不是互相完全遮挡的，而是相互有一定的透明度。



体绘制



谢谢





# 加法迭代法

## Addition Iterative Reconstruction

葛海涛 讲师



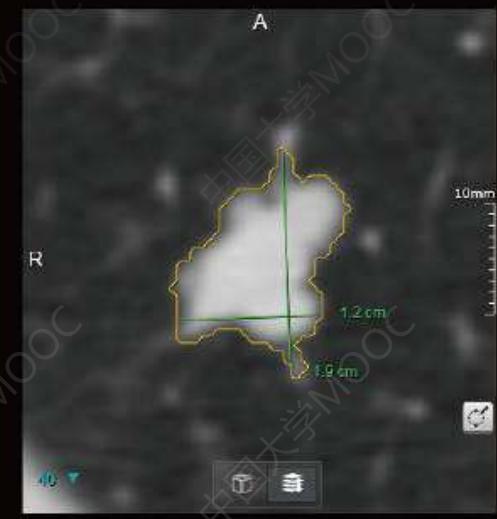
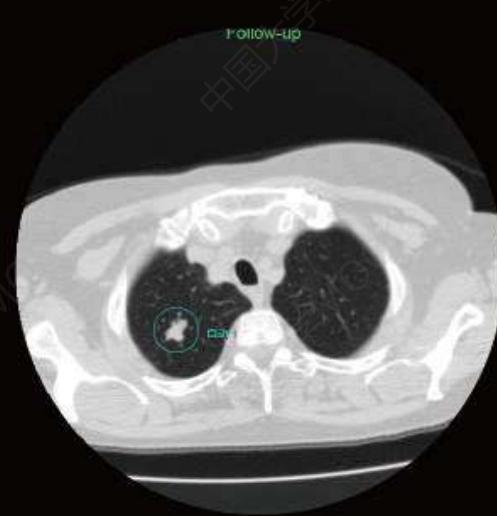
武汉体育中心方舱医院



方舱CT装机

联影上海总部





# 主要内容

Main Contents

- 1 医学图像重建算法介绍
- 2 加法迭代法
- 3 CT值计算

# 医学图像重建算法

方程联立法

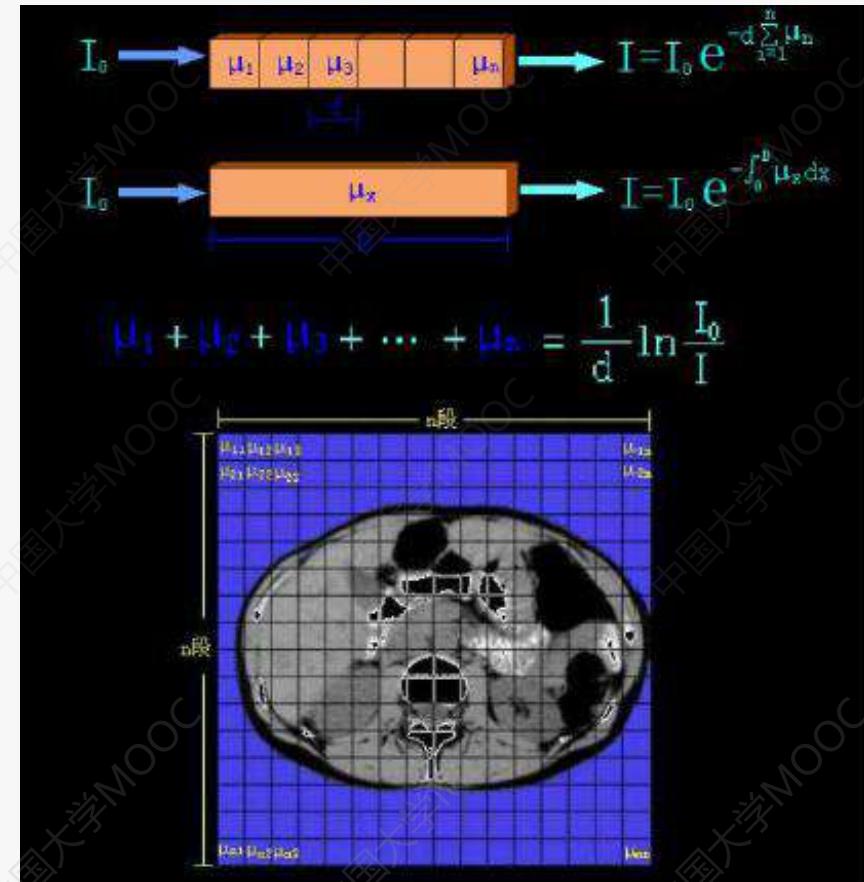
迭代法

二维傅立叶变换法

反投影法

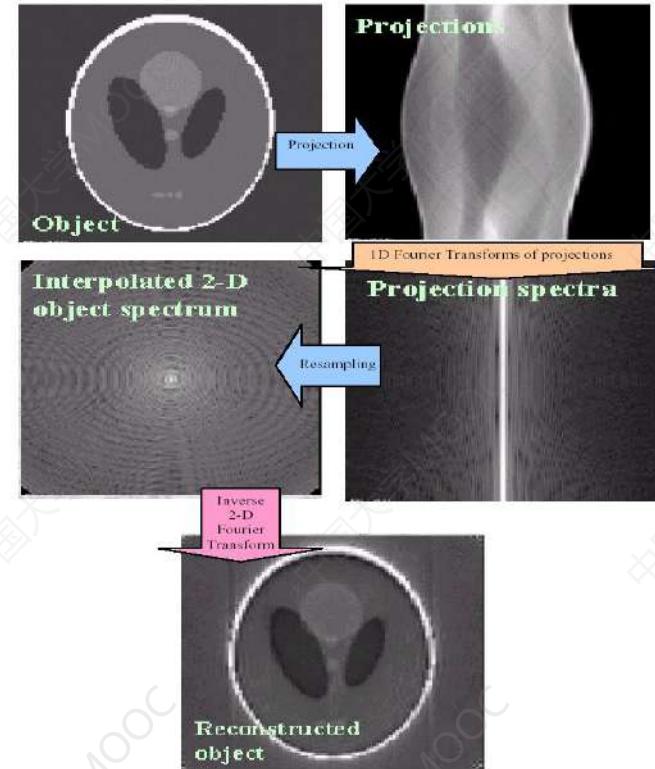
## 方程联立法

- 主要通过建立n元一次方程组，求解出X线通过路径上的吸收系数，将吸收系数对应灰度显示，即可获得影像。



## 二维傅立叶变换法

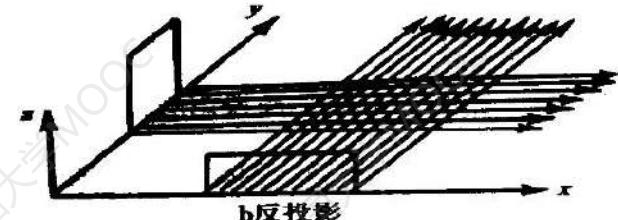
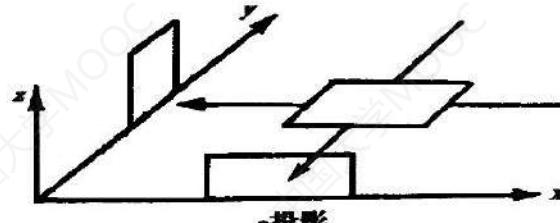
- 直接应用中心切片理论进行吸收系数求解
- 算法严谨，重建效果准确



Inverse Radon Transform via Fourier Transform: Fourier method of tomographic reconstruction

## 反投影法

- 将投影数值按其原扫描路径反方向投影，将值平均地分配到每一个体素中,各个投影在影像处进行叠加，从而推断出原图像。



## 迭代法

- 使用多次迭代运算，逐步逼近吸收系数真实值的重建方法。
- 先从一个假设的近似图像开始，将人为假设的图像进行理论计算得到投影值，同实际扫描组织获得的投影值进行比较，采用迭代的方法不断修正逼近，并按照某种最优化准则寻求最佳求解。
- 常用的迭代重建算法有：代数重建迭代（加法迭代、乘法迭代）、同时迭代、最大似然法等。

# 加法迭代法

$$u^{N+1}(i, j) = u^N(i, j) + \frac{P_k(\theta) - R_k(\theta)}{M_k(\theta)}$$

$u^{N+1}(i, j)$  第N+1次迭代

$u^N(i, j)$  第N次迭代

$P_k(\theta)$  某一角度照射组织获得的实际投影值

$R_k(\theta)$  图像在迭代过程中的计算投影值

$M_k(\theta)$  射线束穿过的体素个数

## 算法举例

垂直方向投影:

$$u_1^1(i, j) = u_3^1 = 0 + \frac{11 - 0}{2} = 5.5$$

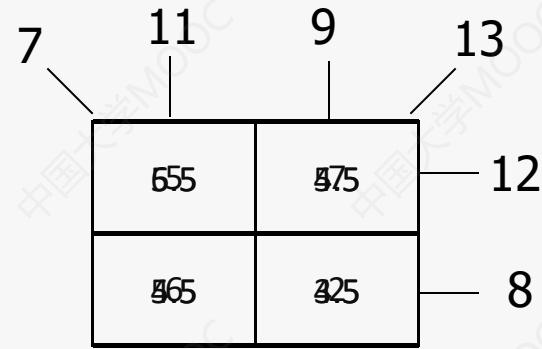
$$u_2^1(i, j) = u_4^1 = 0 + \frac{9 - 0}{2} = 4.5$$

水平方向投影:  $u_1^2(i, j) = 5.5 + \frac{12 - 10}{2} = 6.5$      $u_3^2(i, j) = 5.5 + \frac{8 - 10}{2} = 4.5$

$$u_2^2(i, j) = 4.5 + \frac{12 - 10}{2} = 5.5$$
     $u_4^2(i, j) = 4.5 + \frac{8 - 10}{2} = 3.5$

对角线方向投影:  $u_1^3(i, j) = 6.5 + \frac{7 - 10}{2} = 5$      $u_3^3(i, j) = 4.5 + \frac{13 - 10}{2} = 6$

$$u_2^3(i, j) = 5.5 + \frac{13 - 10}{2} = 7$$
     $u_4^3(i, j) = 3.5 + \frac{7 - 10}{2} = 2$



- 设置真实投影值与计算投影值之间的误差
- 迭代过程中吸收系数出现负值，重置为零
- 计算量相对简化，在迭代过程中可以将校正因子包含进最优化准则中，方便进行衰减校正，降低伪影。

# CT值计算

- 实际情况，重建图像显示的并非衰减系数，而是用CT值描述，表示如下：

$$CT(HU) = \frac{\mu_{\text{物}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \times 1000$$

人体组织	HU	人体组织	HU
骨密质	1000	脂肪	-100
钙质	60	水	0
脑白质	36	血液	16
脑灰质	24	凝固的血	56-70

- 设置真实投影值与计算投影值之间的误差
- 迭代过程中吸收系数出现负值，重置为零
- 计算量相对简化，在迭代过程中可以将校正因子包含进最优化准则中，方便进行衰减校正，降低伪影。

# COMPUTED TOMOGRAPHY

謝謝



# 移动立方体法

## MC (Marching Cubes)

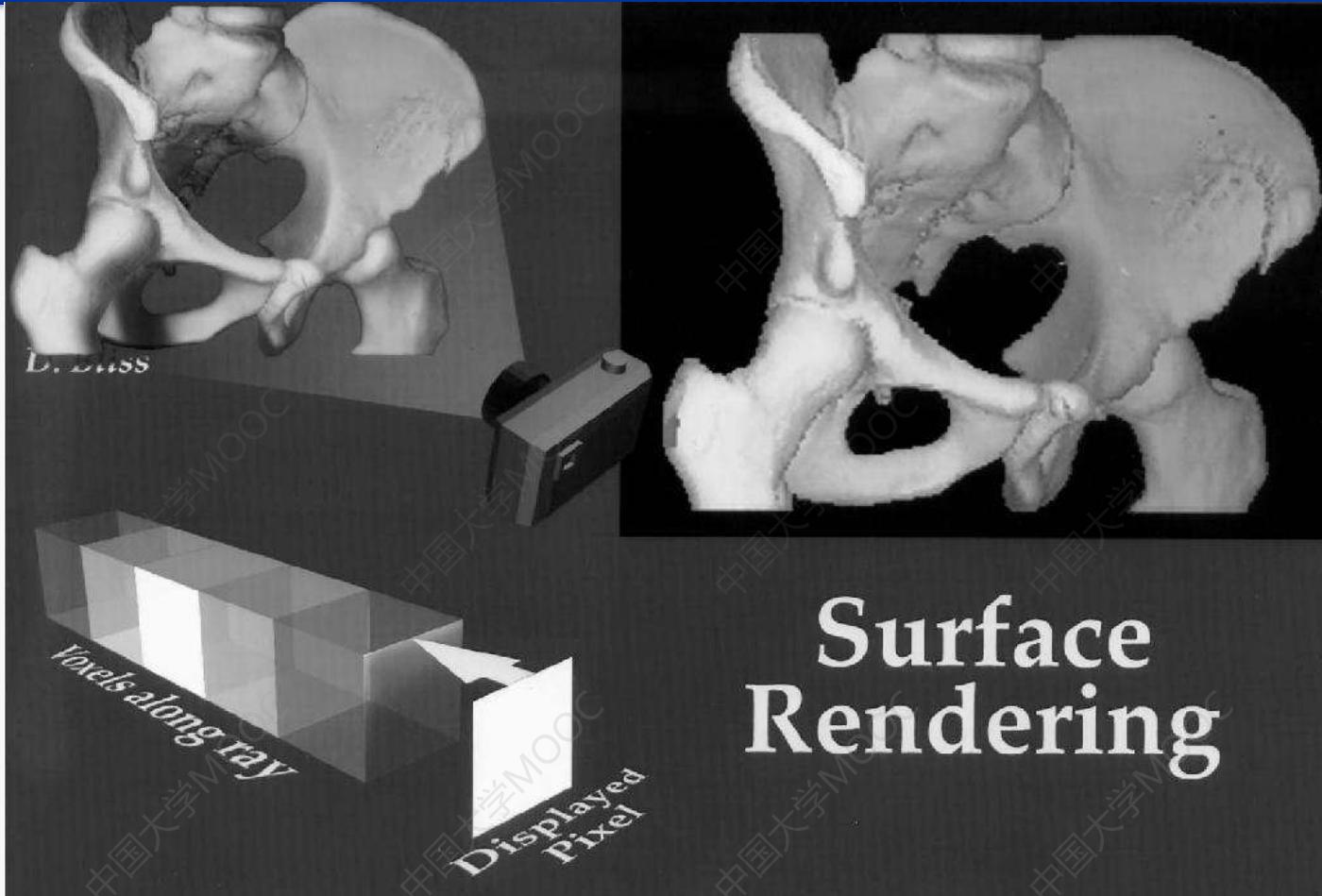
葛海涛 讲师

# 主要内容

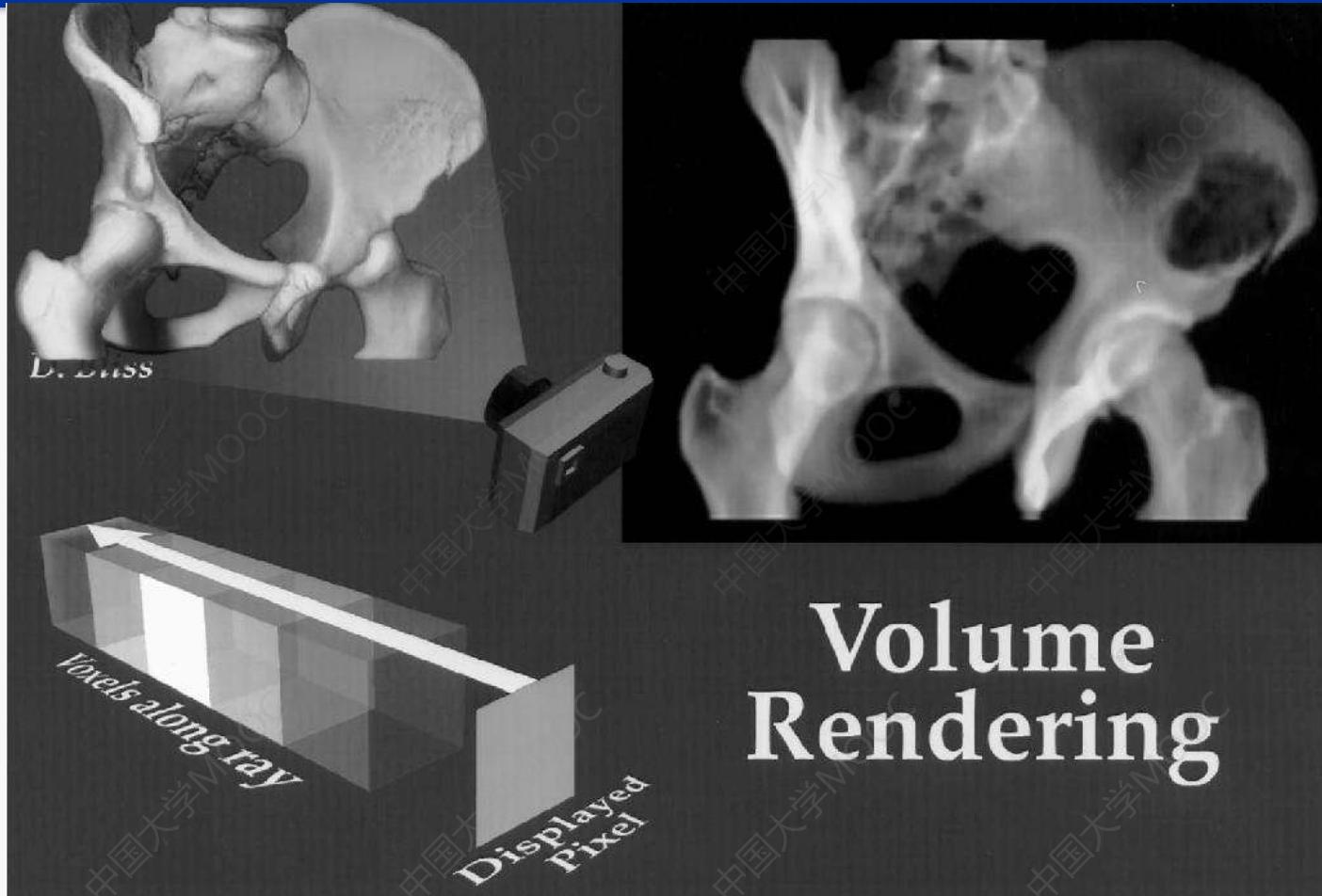
Main Contents

- 1 MC算法介绍**
- 2 MC算法基本思想**
- 3 MC算法流程**
- 4 算法举例及总结**

# 面绘制技术



# 体绘制技术



# 移动立方体算法



Computer Graphics, Volume 21, Number 4, July 1987

## MARCHING CUBES: A HIGH RESOLUTION 3D SURFACE CONSTRUCTION ALGORITHM

William E. Lorensen  
Harvey E. Cline

General Electric Company  
Corporate Research and Development  
Schenectady, New York 12301

### Abstract

We present a new algorithm, called *marching cubes*, that creates triangle models of constant density surfaces from 3D medical data. Using a divide-and-conquer approach to generate inter-slice connectivity, we create a case table that defines triangle topology. The algorithm processes the 3D medical data in scan-line order and calculates triangle vertices using linear interpolation. We find the gradient of the original data, normalize it, and use it as a basis for shading the models. The detail in images produced from the generated surface models is the result of maintaining the inter-slice connectivity, surface data, and gradient information present in the original 3D data. Results from computed tomography (CT), magnetic resonance (MR), and single-photon emission computed tomography (SPECT) illustrate the quality and functionality of *marching cubes*. We also discuss improvements that decrease processing time and add solid modeling capabilities.

**CR Categories:** 3.3, 3.5

**Additional Keywords:** computer graphics, medical imaging, surface reconstruction

acetabular fractures [6], craniofacial abnormalities [17,18], and intracranial structure [13] illustrate 3D's potential for the study of complex bone structures. Applications in radiation therapy [27,11] and surgical planning [4,5,31] show interactive 3D techniques combined with 3D surface images. Cardiac applications include artery visualization [2,16] and non-graphic modeling applications to calculate surface area and volume [21].

Existing 3D algorithms lack detail and sometimes introduce artifacts. We present a new, high-resolution 3D surface construction algorithm that produces models with unprecedented detail. This new algorithm, called *marching cubes*, creates a polygonal representation of constant density surfaces from a 3D array of data. The resulting model can be displayed with conventional graphics-rendering algorithms implemented in software or hardware.

After describing the information flow for 3D medical applications, we describe related work and discuss the drawbacks of that work. Then we describe the algorithm as well as efficiency and functional enhancements, followed by case studies using three different medical imaging techniques to illustrate the new algorithm's capabilities.

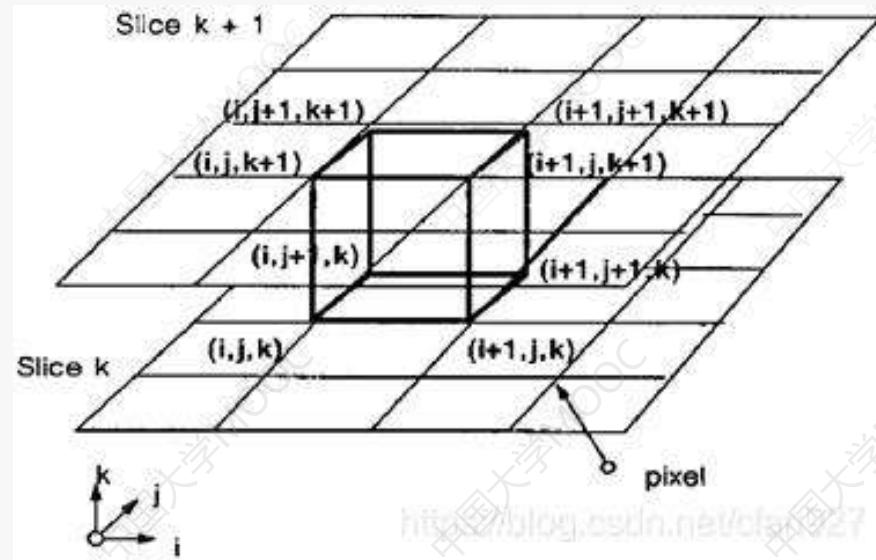


William Lorensen

- 逐个处理三维离散数据场中的立方体，找出与等值面相交的立方体，采用线性插值计算出等值面与立方体边的交点。
- 根据立方体每一顶点与等值面的相对位置，将等值面与立方体边上的交点按一定方式连接生成等值面，作为等值面在该立方体内的一个逼近表示。

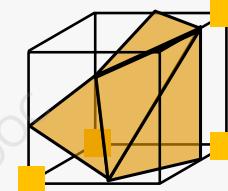
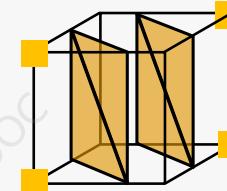
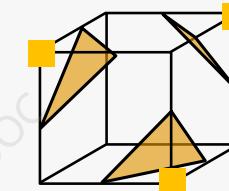
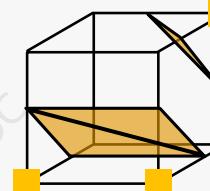
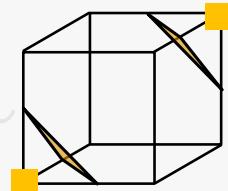
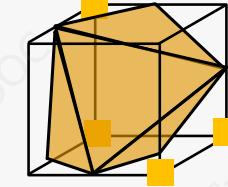
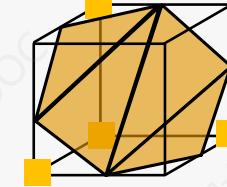
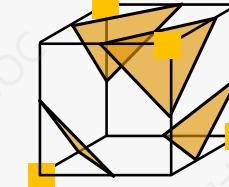
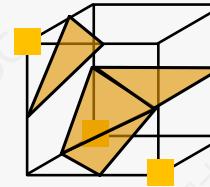
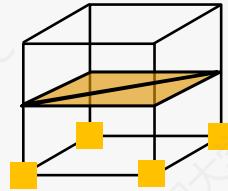
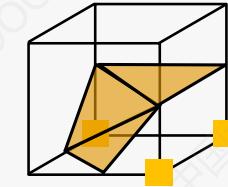
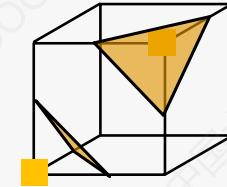
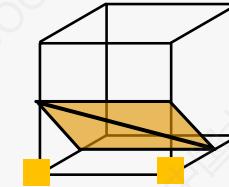
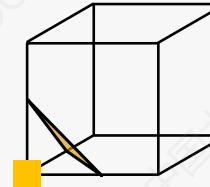
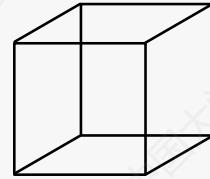
# 体元 Cell

体元是在三维图像中由上下两层相邻的八个体素组成的正方体方格，每个体素（边界体素除外）都为八个体元所共享。

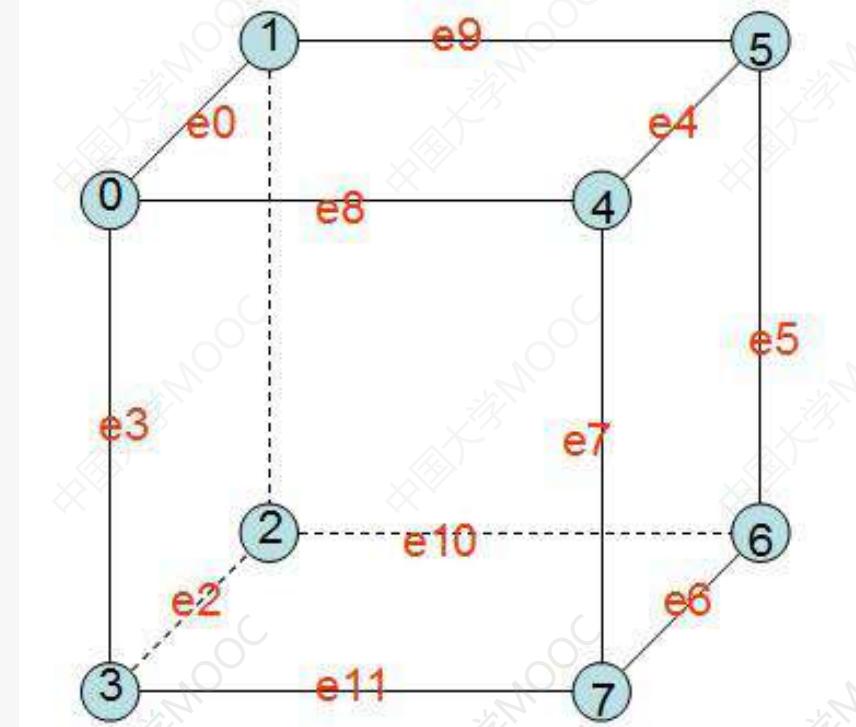
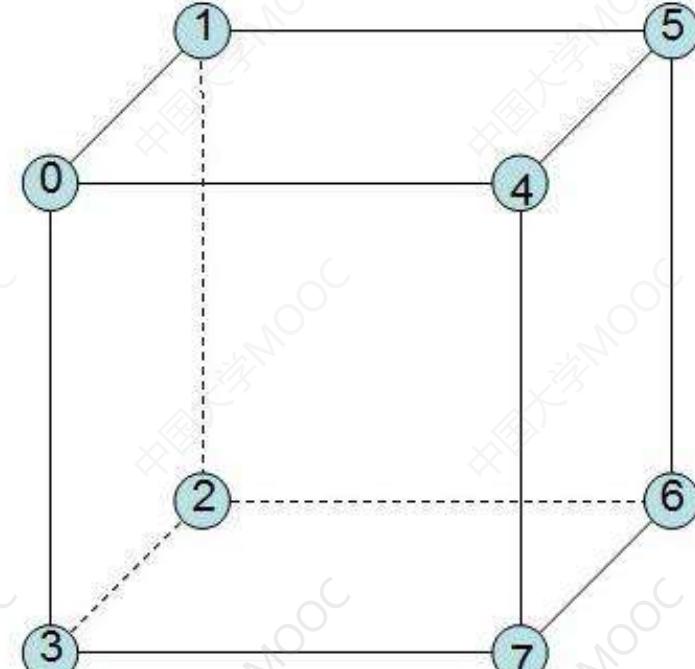


- 体元中的8个顶点可以按照等值面阈值进行分类：高于或等于阈值表示在等值面的内部，低于阈值表示在等值面的外部。
- 如果一个体元内有的顶点大于等值面阈值，有的小于等值面阈值，则等值面必经过此体元。
- 体元的每个顶点有两种可能的状态，那么一个体元则一共有256种状态。

## 基本构型



## 基本构型



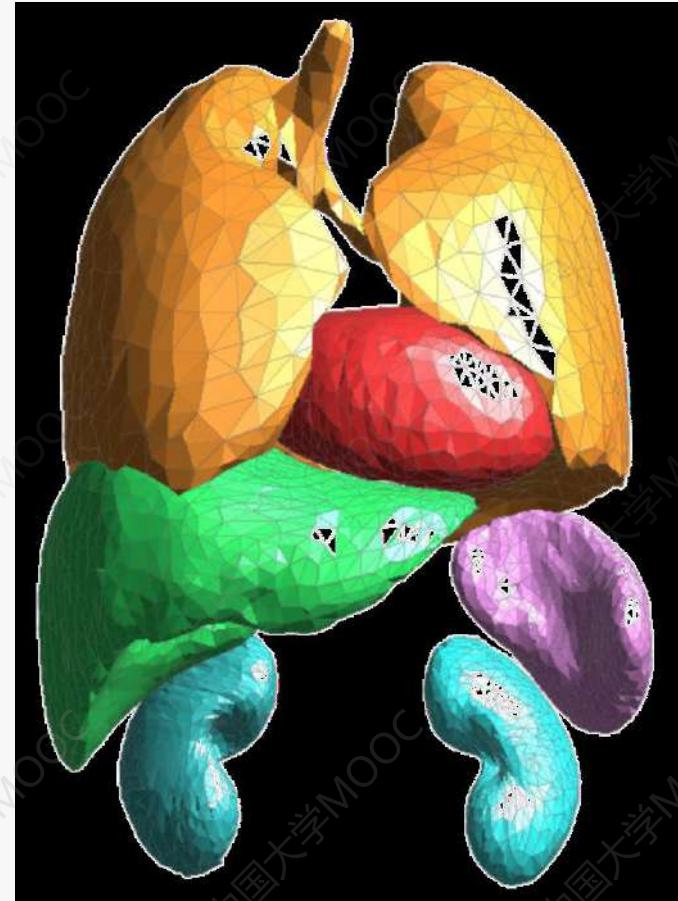
# 二进制编码索引表

**cubeindex =** **V7 V6 V5 V4 V3 V2 V1 V0**

```
cubeindex = 0;  
if (V[0] < isolevel) cubeindex |= 1;  
if (V[1] < isolevel) cubeindex |= 2;  
if (V[2] < isolevel) cubeindex |= 4;  
if (V[3] < isolevel) cubeindex |= 8;  
if (V[4] < isolevel) cubeindex |= 16;  
if (V[5] < isolevel) cubeindex |= 32;  
if (V[6] < isolevel) cubeindex |= 64;  
if (V[7] < isolevel) cubeindex |= 128;
```

## 等值面明暗处理

- 三角面片的生成仅仅完成了等值面的构造，要真正显示出物体在一定光照条件的形态，还必须解决物体在特定的光照模型下的表面法向量的计算。



## 消隐

- 投影显示涉及三角面片的显示顺序。合理的投影显示时，物体的某些面是被另一些面所遮挡的。一般采用视点从后向前的次序，后显示的三角面片覆盖先显示的三角面片，即消隐。

# MC算法流程

将图像的切片数据读取到内存中；

使用索引从查找表中查找边列表；

计算每个体元顶点的单位法线，并将法线插值到三角面片的每个顶点；

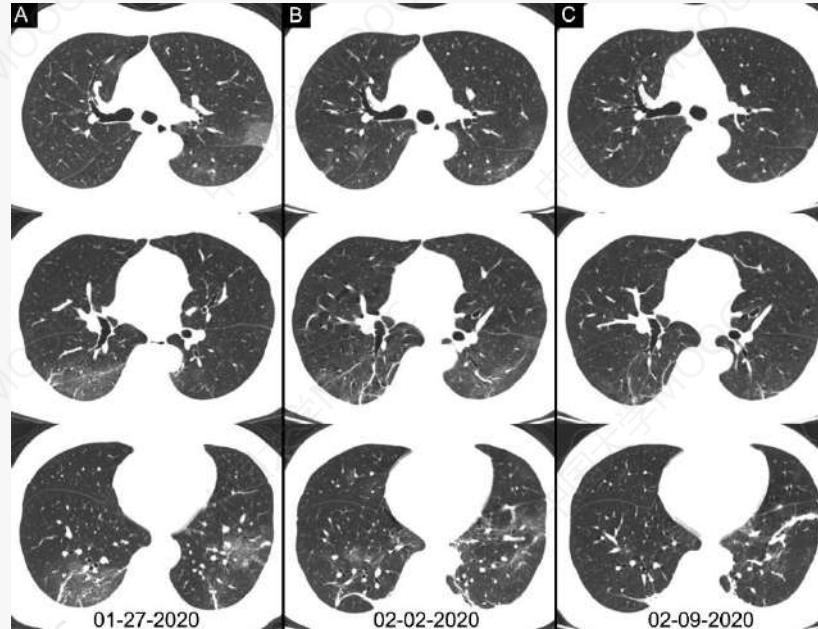


按照体元扫描相邻两个切片，通过将体元的8个顶点值与所取得等值面阈值相比较，计算立方体的索引；

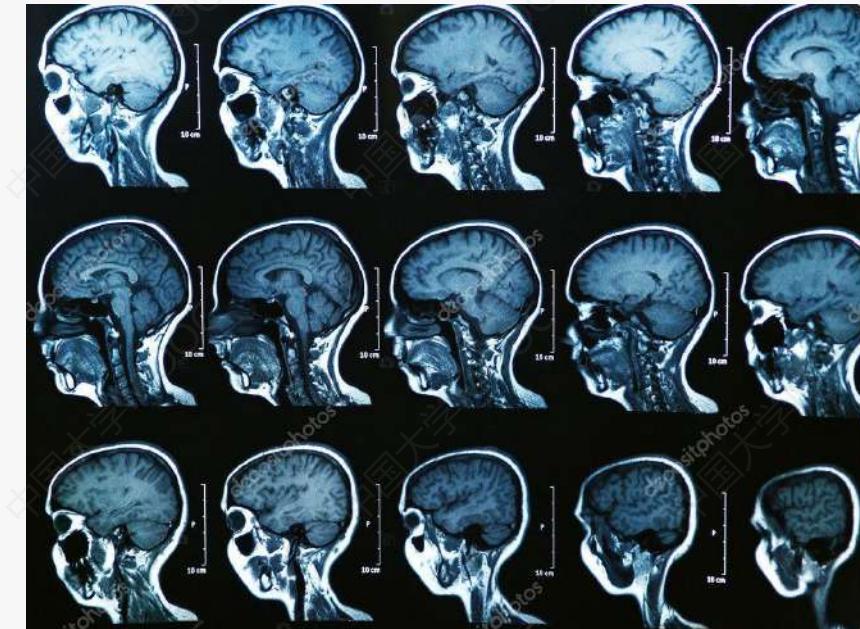
使用每个边缘顶点的灰度值，通过线性插值计算得到三角面片顶点的确切位置；

输出三角面片的顶点和三角面片顶点坐标、顶点法向量进行三角面片的拼接。

# MC算法举例

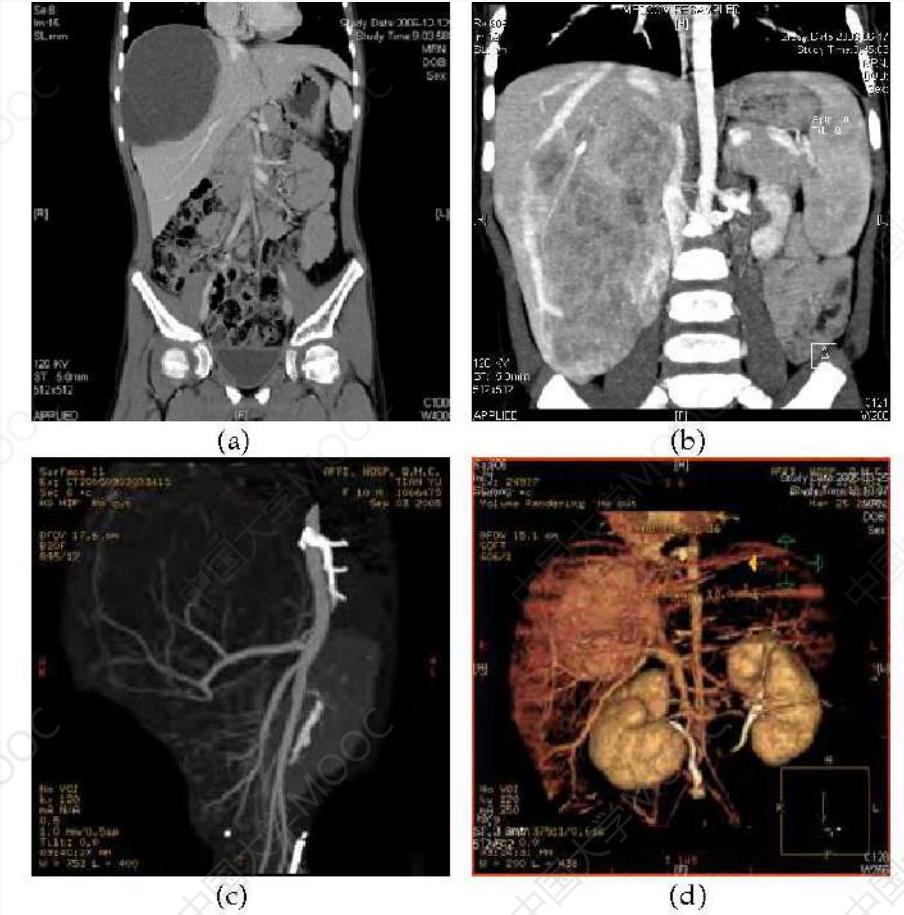


CT图像



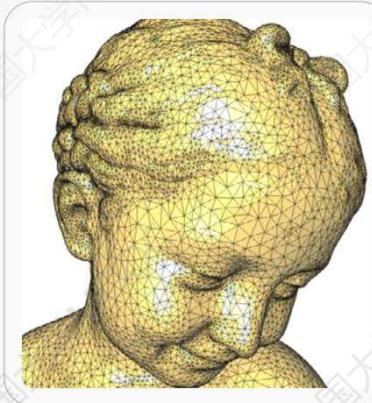
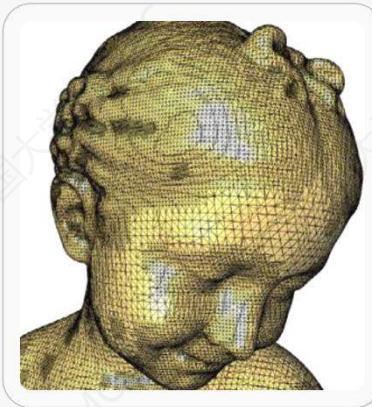
MRI图像

# MC算法举例



- 移动立方体算法实际上是一个分而治之的方法，因为其将等值面的抽取分布于每一个体素中进行。在等值面抽取的过程中将一系列二维切片数据看做是一个三维数据场，从中将满足某个阈值的等值面抽取出来，以某种拓扑形式连接成三角面片，所以移动立方体算法也被称为“等值面提取”(Isosurface Extraction)算法。

- 移动立方体算法生成网格的质量好，具有很高的可并行性；
- 但三角面片的大小会对物体表面的绘制产生影响，过大则会导致模型模糊，细节消失，过小会导致三角面片的数目过多，效率不是特别高。





谢谢