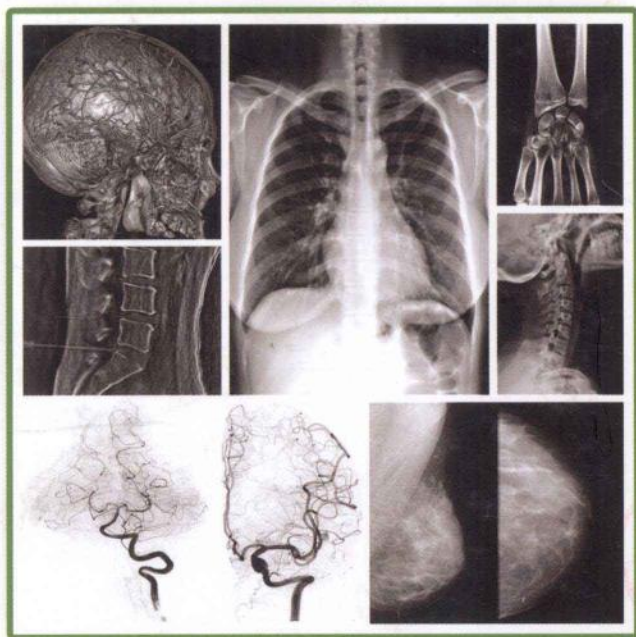
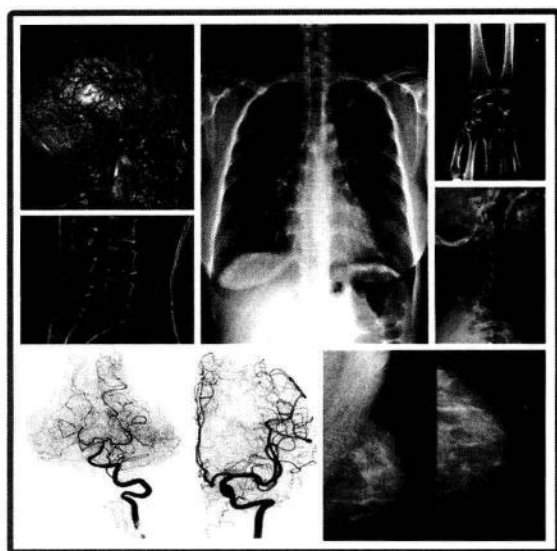




数字X线成像技术 操作规范与剂量优化

**SPECIFICATION AND DOSE
OPTIMIZATION OF
DIGITAL X-RAY IMAGING
TECHNOLOGY**

曾勇明 主编



数字X线成像技术 操作规范与剂量优化

SPECIFICATION AND DOSE
OPTIMIZATION OF
DIGITAL X-RAY IMAGING
TECHNOLOGY

曾勇明 主编

图书在版编目(CIP)数据

数字 X 线成像技术操作规范与剂量优化 / 曾勇明主编.
—重庆: 重庆出版社, 2009.8
ISBN 978-7-229-01162-8

I. 数… II. 曾… III. X 线摄影(诊断) IV. R814

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 154223 号

数字 X 线成像技术操作规范与剂量优化

SHUZI X XIAN CHENGXIANG JISHU CAOZUO GUIFAN YU JILIANG YOUHUA
曾勇明 主编

出 版 人: 罗小卫
责任编辑: 郭 宜 张 跃
责任校对: 李小君
装帧设计: 重庆出版集团艺术设计有限公司·黄杨



重庆出版集团 出版
重 庆 出 版 社

重庆长江二路 205 号 邮政编码: 400016 <http://www.cqph.com>

重庆出版集团艺术设计有限公司制版

重庆市联谊印务有限公司印刷

重庆出版集团图书发行有限公司发行

E-MAIL: fxchu@cqph.com 电话: 023-68809452

全国新华书店经销

开本: 787mm×1 092mm 1/16 印张: 14.25 字数: 30 千

2009 年 8 月第 1 版 2009 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 1~3 000

ISBN 978-7-229-01162-8

定价: 58.00 元

如有印装质量问题, 请向本集团图书发行有限公司调换: 023-68706683

版权所有 侵权必究

主 编：曾勇明

主 审：罗天友

副主编：吕富荣 欧阳羽 张 静 李 越

编 委：（按姓名笔画顺序）

刘志宏 吕富荣 吕发金 陈 亮 陈荣生

李 越 李信友 郁 斌 胡志华 赵 峰

张志伟 张 静 欧阳羽 黄 杨 曾勇明

谭 欢 彭 刚

序 xu

进入 21 世纪后,科学技术发展迅速,尤其是影像医学技术领域。同时,医学领域的研究和实践也是硕果累累,取得了许多重要的进展,如今,医学影像技术已全面迈入数字化时代,医学影像学的工作流程、操作模式及评价标准正在发生着深刻的变化。医院临床科室更加重视和依赖影像学检查,并对影像科提出了更高的要求,不仅要求得到一份及时可靠的诊断报告,也希望得到有更多信息的优质影像。同时,社会对医学影像学检查同级医疗机构互认的呼声越来越高,而互认的前提是各医院能提供同等质量医学影像。随着图像存储与传输系统(PACS)在各级医院的应用,网上诊断和远程会诊也将成为现实,但实现这一目标仍有赖于优质的影像。另外,放射卫生学的发展以及公众自我保护意识的增强,人们也越来越重视 X 线检查中的放射线剂量问题。因此,实施医学影像技术的操作规范和剂量优化十分必要。

本书是一部实用性很强的专业参考书,适合于医学影像学专业人员和影像科质量管理参阅。一般的数字 X 线成像技术包括数字 X 线摄影(CR、DR)、数字乳腺摄影(Digital Mammography)和数字减影血管造影(DSA)等内容,是现代医学影像技术重要的组成部分。开展这些技术的单位涉及各级医疗机构,具有很广泛的普遍性。由曾勇明教授领衔编写的《数字 X 线成像技术操作规范与剂量优化》一书,及时地把握住了数字化时代的脉搏,满足了专业技术人员对这方面专业知识的需求。本书的作者以丰富的实践经验和科研总结为基础,参阅了大量的专业文献,使得本书内容丰富,深入浅出,符合实际,并且该书还附有 150 多幅随文图片,更增强了该书的可读性。目前在数字 X 线摄影领域,涉及数字化操作规范和剂量优化的专业书籍还不多见,本书的出版也一定程度地填补了这方面的空白。



2009-05-25 于上海

前言 QIANYAN



21 世纪医学影像技术进入了数字化时代,数字 X 线成像技术在临床诊疗中已普遍应用。利用各种数字 X 线成像技术特点,选择合理的检查技术和方法,获得稳定的满足临床诊断要求的医学影像,是医学影像技术学的目标。

面对医学影像技术日新月异的发展和临床医学对影像质量的高要求,重庆医科大学附属第一医院放射科同道们不甘平庸,开展影像技术操作标准化、规范化及辐射剂量优化的应用和研究。通过收集整理近年来的科研资料和临床资料,综合国内外文献,编写完成了《数字 X 线成像技术操作规范与剂量优化》一书。本书的特点是简述数字 X 线成像技术原理,着重阐述各种数字 X 线成像技术的质量标准、操作规范及剂量优化方法。力求科学性、实用性和新颖性。希望本书能对数字 X 线成像技术的应用有所帮助。

本书共分为四章,第一章介绍了数字 X 线摄影技术特点、操作规范和剂量优化。第二章介绍了数字乳腺成像技术的类型及技术规范。第三章介绍了数字减影血管造影技术特点、操作规范及剂量优化。第四章介绍了数字图像存储与胶片打印技术及操作规范。

虽然作者尽了很大努力,由于水平和经验有限,书中错误和不足在所难免,恳请同道及读者批评指正。

本书承蒙重庆医科大学附属第一医院放射科罗天友教授审阅,并提出许多宝贵意见。中华医学会影像技术分会主任委员王鸣鹏教授对本书给予极大支持,并欣然作序。最后,对参与本书编写的所有作者,重庆出版社的郭宜老师,尤其要对四川大学林大全教授的大力帮助深表谢意。

重庆医科大学附属第一医院放射科

曾勇明

2009.5

目录 CONTENTS

第一章 数字 X 线摄影	1
第一节 数字 X 线摄影的技术特点	3
一、数字图像基础知识	3
二、CR 的技术特点	10
三、DR 的技术特点	11
四、数字 X 线摄影图像后处理技术	13
第二节 数字 X 线摄影的应用技术	27
一、X 线摄影检查概论	27
二、CR/DR 检查技术	31
三、常用 X 线摄影体位设计	33
四、急诊 X 线摄影的体位设计	69
第三节 数字 X 线摄影技术的操作规范	80
一、常用摄影体位优质影像标准及摄影要点	80
二、常见部位数字 X 线影像质量评价标准	96
三、CR 常见伪影及处理规范	102
四、床边 X 线摄影技术规范	105
第四节 数字 X 线摄影辐射剂量的优化	107
一、数字 X 线摄影中的患者剂量与影像质量	107
二、CR 系统辐射剂量优化	110
三、DR 系统辐射剂量优化	114
四、数字 X 线摄影辐射剂量优化的体模研究	117
第二章 数字乳腺摄影	123
第一节 数字乳腺摄影的技术特点	125
一、乳腺 X 线摄影的历史	125

► CONTENTS ◀

二、数字乳腺摄影技术	125
第二节 数字乳腺摄影的应用技术	130
一、数字乳腺摄影的要求	130
二、乳腺摄影的体位设计	131
三、乳腺摄影的压迫技术	137
四、数字乳腺特殊检查	138
五、数字乳腺摄影的图像处理	140
第三节 数字乳腺摄影技术的操作规范	140
一、乳腺摄影的诊断学要求	140
二、综合评价标准及操作规范	141
三、压迫技术要求	143
第四节 数字乳腺摄影辐射剂量优化	143
一、辐射剂量对乳腺检查病人的危害	143
二、剂量对乳腺图像质量的影响	145
三、与数字乳腺摄影辐射剂量有关因素	145
四、乳腺摄影辐射剂量优化	146
 第三章 数字减影血管造影(DSA)	 149
第一节 DSA 的技术特点	151
一、DSA 的基本概念	151
二、DSA 技术的发展	151
三、DSA 的减影方式	152
四、DSA 的成像方式	154
五、DSA 新技术	155
第二节 DSA 的应用技术	159
一、介入治疗的术前准备	159
二、头颈部血管造影	160
三、胸部血管造影	161
四、心脏大血管造影	162
五、腹部血管造影	164
六、盆腔血管造影	167

七、四肢血管造影	168
八、DSA 三维导航技术	168
第三节 DSA 技术的操作规范	172
一、DSA 成像技术规范	172
二、对比剂注射技术规范	176
第四节 DSA 辐射剂量优化	178
一、DSA 辐射的危害性	178
二、介入治疗的辐射剂量	179
三、DSA 辐射剂量优化	179
 第四章 数字摄影图像的存储和打印技术	 187
第一节 医学数字图像存储技术	189
一、数字图像对存储的要求	189
二、数字图像主要存储技术	190
三、数字图像刻录技术的操作规范	192
第二节 数字摄影图像打印技术	194
一、打印机分类	194
二、激光打印机的技术特点	195
三、数字图像打印设备的网络构建	197
四、激光打印机的质量控制	198
五、数字摄影图像打印技术的操作规范	200
 附 录	 205
附录一	207
附录二	208
附录三	209
附录四	210
附录五	211
附录六	212
英汉名词对照	213

第一章

数字X线摄影

SPECIFICATION AND DOSE

OPTIMIZATION OF

DIGITAL X-RAY IMAGING

TECHNOLOGY

第一节 数字 X 线摄影的技术特点

由于计算机信息技术的飞跃发展,数字化已经成为医学影像技术发展的必然方向。数字化 X 线成像技术是计算机数字图像技术与先进的 X 线发生器及探测器相结合而形成的新型技术。数字 X 线成像获得的是数字化信息,数字化图像较常规 X 线图像有很多优点,如图像质量大大提高,可进行数字化的后处理,便于保管,方便检索,可以实现放射影像的网络化,降低运行成本和保护环境等。

目前实现 X 线摄影图像信息数字化有多种方式,如数字 X 线荧光摄影(digital fluoroscopy, DF)、计算机 X 线摄影(computed radiography, CR)、数字 X 线摄影(digital radiography, DR)等。数字 X 线摄影技术已成为国际上 X 线诊断技术最新的发展方向。

为了更好地理解数字 X 线摄影技术,有必要先了解一些数字图像的基本概念,这对数字成像原理的理解和正确分析数字图像是十分必要的。

一、数字图像基础知识

在日常生活工作中,接触到的变量通常是连续变化的。我们把这些连续变化的量称为模拟量,用模拟量来表示的图像就称为模拟图像,如 X 线照片、光学图像,以及人的眼睛看到的一切景物图像都是模拟图像。这类图像无法直接用计算机处理。为了使图像能在计算机上进行处理,必须将模拟图像转化为数字图像,即用离散数字所表示的图像,这一转化过程称为图像数字化。

(一)模拟与数字

模拟是以某种范畴的表达方式如实地反映另一种范畴。如普通 X 线摄影、荧光屏的记录或显示是从几乎完全透明(白色)到几乎不透明(黑色)的一个连续的灰阶范围。它是 X 线透过人体内部组织器官的投影,这种不同的灰度差别即为任何一个局部所接收的辐射强度的模拟;从另一个角度讲,为相应的成像组织结构对 X 线衰减程度的模拟。这种信号信息量的变化随时间或距离的改变而连续地变化,我们把这种连续变化的信号称为模拟信号或模拟量。有模拟量构成的图像称为模拟影像。或者说模拟图像是以一种直观的物理量来连续地、形象地表现另一种物理场的情况。传统的 X 线透视荧光屏影像、普通 X 线照片以及 I.I-TV 影像,均属于模拟影像。因为这些影像中的密度(或亮度)是空间位置的连续函数,影像中的点和点之间是连续的,中间没有间隔,感光密度(或亮度)随着坐标点的变化是连续改变的。

若在一个正弦(或非正弦)信号周期内取若干个点的值(取点的多少以能恢复原信号为依

据),再将每个点的信号用若干二进制数码表示,这就是用数字量表示模拟量的方法。将模拟量转化为数字信号的介质为模/数转换器(ADC)。ADC把模拟量(如电压、电流、频率、脉宽、灰度等)通过取样转化成离散的数字量,该过程称为数字化。转化后的数字信号送入计算机图像处理器,重建出图像;该图像是由数字量组成的,称之为数字影像。或者说数字图像完全是以一种规则的数字量的集合来表示的物理图像。由此可见,数字影像则是将模拟影像分解成有限个小区,每个小区中影像密度的平均值用一个整数表示。也就是说,数字图像是由许多不同密度的点组成的。

模拟信号可以转化成数字信号,同样,数字信号也可以转化成模拟信号,完成这种转化的元件是数/模转换器(DAC),它把离散的数字量转化成模拟量,即还原成原来的信息。

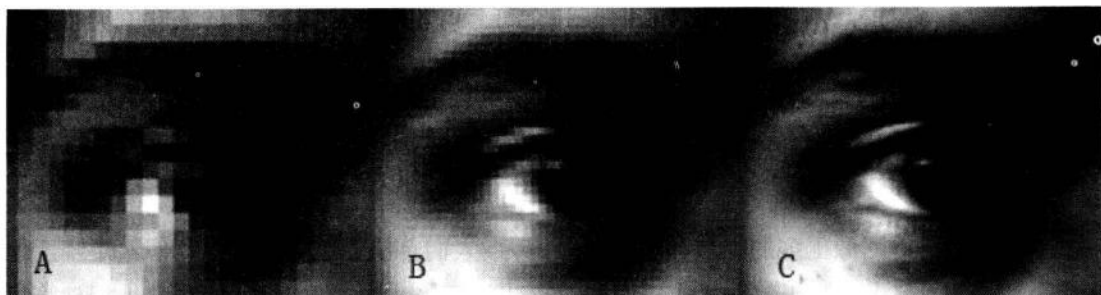
对于同一幅图像可以有两种表现形式,即模拟方法和数字方法。这两种方法各有特色,在解决某一具体问题,往往两种方法混合使用。为什么在医学影像上又倾向于数字方法呢?总的来说,数字方法在很多方面优于模拟方法。从应用角度分析,数字图像较模拟图像的优势有:①数字图像密度分辨力高。屏-片组合系统的密度分辨力只能达到26灰阶,而数字图像的密度分辨力可达到210~212灰阶。虽然人眼对灰阶的分辨能力有一定的限度,但因数字图像可通过变化窗宽、窗位、转换曲线等技术使全部灰阶分段得到充分显示。从而扩大了密度分辨力的信息量。②数字图像可进行后处理,它是数字图像的最大特点。只要保留原始数据,就可以根据诊断需要,通过软件功能有针对性地对图像进行处理,还可以实现计算机辅助诊断,从而提高影像的诊断水平。③数字图像可以实现影像数据的数字化管理。方便地进入PACS,为实现远程会诊、无胶片化等奠定良好的基础。

(二)数字图像

数字成像方法采用结构逼近法,影像最大值与最小值之间的系列亮度值是离散的,每个像点都具有确定的数值,这种影像就是数字图像。它将一幅图像分成有限个被称为像素的小区域,每个像素中的灰度平均值用一个整数来表示。数字图像所有像素的阵列称为图像矩阵,因此数字图像的图像矩阵是一个整数值的二维数组。

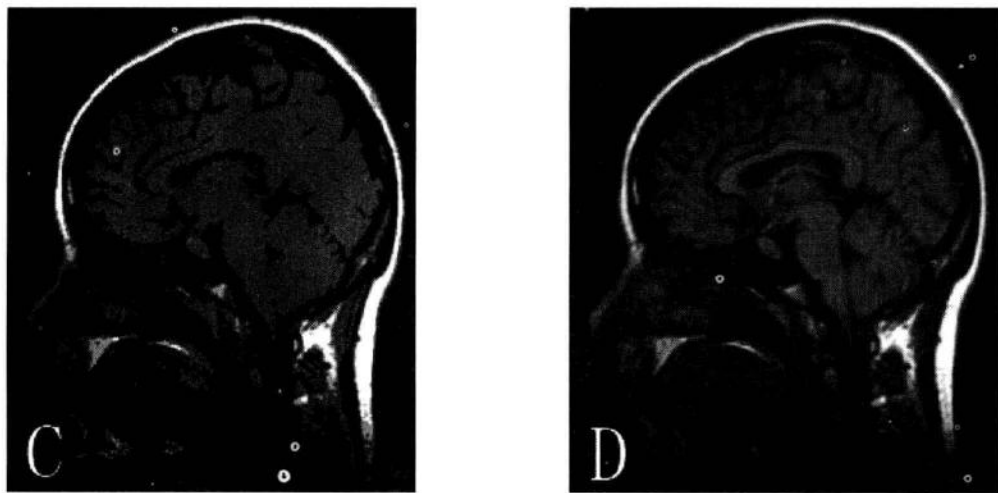
1. 图像矩阵的大小与图像的关系 图像矩阵的大小一般根据具体的应用和成像系统的容量决定。其中正方形是较常用的一种形式。图像矩阵中行与列的数目一般都是2的倍数,这是由数字系统的二进制特性决定的。一幅图像中包含的像素数目等于图像矩阵行与列数目的乘积。

如果构成图像的像素数量少,像素的尺寸大,可观察到的原始图像细节较少,图像的空间分辨力低;反之,像素数量多,图像的空间分辨力高。描述一幅图像需要的像素数量是由每个像素的大小和整个图像的尺寸决定的。在空间分辨力一定的条件下,图像大比图像小需要的像素多,每个单独像素的大小决定图像空间分辨力。像素数量与像素大小的乘积决定视野。若图像矩阵大小固定,视野增加时,图像空间分辨力降低。像素数与数字图像之间的关系见图1-1。



▲图 1-1 像素数与数字图像间的关系, A. 像素 24×18 ; B. 像素 48×36 ; C. 像素 192×144

2. 灰度级数与数字图像的关系 计算机处理和存储数字图像采用的是二进制数, ADC 将连续变化的灰度值转化为一系统离散的整数灰度值, 量化后的整数灰度值又称为灰度级 (gray level) 或灰阶 (gray scale), 对应于各个灰度值的黑白程度称为灰标 (mark of gray scale)。量化后灰度级的数量由 2^N 决定, N 是二进制数的位数, 称为位 (bit), 用来表示每个像素的灰度精度。每个像素的灰度精度范围从 1 位到 10 位 (1024 个灰阶度级), 图像灰阶精度的范围为图像的灰度分辨力, 也称为图像的对比度分辨力或密度分辨力。灰度级数产生的数字图像之间的关系见图 1-2。



▲图 1-2 灰度级数与数字图像间的关系, C. 灰度 2 级; D. 灰度 256 级

(三) 数字图像的形成

数字图像的形成需要借助于计算机, 又因计算机接收和输出的信息必须是数字的形式, 故 A/D 转换和 D/A 转换是计算机对外联系的门户。

1. 图像数据采集 数字图像一般不像常规 X 线照片那样直接形成, 它们必须经过一个将图像的模拟信号转换成数字信号的过程才能形成数字图像。这种转换都是利用 ADC 的电子装置完成的。ADC 把视频图像的每条线都分成一行像素, 这一过程称为图像的抽样 (sam-

pling)或采样。经抽样,图像被分解成在时间和空间上离散的像素,但像素的灰度值仍然是连续的,还需要把每个像素连续的灰度值变成离散值,即分成有限个灰度级,这个过程称为图像灰度的量化(quantization)。然后将形成的数字图像存在存储器里。

应当注意的是,图像抽样的空间像素矩阵的大小,不是随意确定的。它必须保证抽样后的数字图像能不失真地反映原始图像信息,这是确定数字图像空间像素矩阵大小的依据。另一方面,为了获得图像更多的细节和更高的分辨力,人们希望使用更大的空间像素矩阵。但是每提高一步,都将受制于数据量成倍增加、数字图像系统成本的提高。像素多,占据计算机内存空间大,一幅完整的图像从图像处理到完全显示全部过程较慢。同时,这种图像矩阵的增大还受到图像数字化前模拟图像视频制式的限制。目前常用的数字图像矩阵为 512×512 、 1024×1024 。

图像数据采集过程就是通过辐射接受器件,如探测器、CCD、摄像机、探头、成像板(imaging plate, IP)等,通过曝光或扫描等将收集到的模拟信号转换成数字形式(或称为数字化)。无论哪种数字成像设备,虽然它们的采集方式各不相同,但作为数字图像的形成,大体都要经过以下三个步骤:

(1)分割:将图像分割成若干个小单元,这种处理称为空间取样。图像分割就是在扫描或曝光过程中把一幅图像分割成许多相等的小区域,这些区域称之为像素,扫描又是图像行和列格栅化的过程,格栅大小通常决定了像素的数量。行和列对像素而言,又起到识别和寻址作用。

(2)采样:采样是图像数字化过程的第二步。对一幅图像采用时,该图像中像素的每一个亮点被采样,光电通过光电倍增管转换成电子信号(模拟信号)。如果是反射图像,则由光电倍增管在图像前接收采样信号;如果是透射图像,光电倍增管则在图像后采样。

(3)量化:最后一步是图像的量化。图像灰度的量化是把原来连续变化的灰度值变成量值上离散的有限个等级的数字量。量化过程中,每一个被采样像素的亮度值都取整数,即0、正数或负数,其所取的数字决定了数字图像的灰度值,并且精确地对应于像素的原点,灰度值的总和称为灰阶。一幅图像可以以任何一个灰度值组成。整个量化过程,以整数表示的电子信号完全取决于原始信号的强度,并且与原始信号强度成正比。

量化的级数越多,数字化过程带来的误差就越小。因此,人们在进行A/D转换时希望尽可能多的量化级数来确定表示原来的灰度,以保持图像的不失真。但是,如果无限量地增加灰度级数,则是一种不切实际的要求。这是因为模拟信号电路中存在电子噪声,X线影像中存在着X线的量子噪声,两者加在一起,使模拟视频信号本身包含了一定的随机误差,只有适当的、有限的灰度级去量化模拟信号才不会明显增加附加的误差,因此片面地追求过高的灰度级数是一种浪费。目前常用的灰度级数有8位256个灰度级、10位1024个灰度级。

2. 图像重建 这项工作由计算机完成。计算机接收数据采集系统的数字信号后,立即进行数据处理,重建出一幅图像,再经计算机输出,于监视器屏幕上显示出来。同时,将所接收到的图像数据进行存储,以备随时调用、处理或显示。

(四)数字图像的基本概念

1. 矩阵(matrix) 是一个数学概念。它表示一个横成行、纵成列的数字方阵。目前数字成像常用的矩阵为 512×512 、 1024×1024 等。

2. 采集矩阵(acquisition matrix) 是数字摄影曝光时所选择的矩阵,是每幅画面观察视野所含像素的数目。

3. 显示矩阵(display matrix) 监视器上显示的图像像素数目。为了保证显示图像的质量,显示矩阵一般等于或大于采集矩阵。通常为 512×512 或 1024×1024 。

4. 体素(voxel) 图像实际上包含有人体某一部位的一定厚度,我们将代表一定厚度的三维空间的体积称为体素。体素是一个三维的概念。

5. 像素(pixel) 像素又称像元,指组成图像矩阵中的基本单元。像素是一个二维概念。像素实际上是体素在成像时的表现。像素的大小可由像素尺寸表示,如 $129\mu\text{m} \times 129\mu\text{m}$ 。

6. 原始数据(raw data) 有探测器直接接收到的信号,经放大后再通过 A/D 转换所得到的数据称为原始数据。

7. 显示数据(display data) 组成某层面图像的数据,亦即该层面各体素灰度值的矩阵中的数据称显示数据。

8. 重建(reconstruction) 用原始数据经计算而得到显示数据的过程称为重建,它是计算机进行的一个相当复杂的数学过程。重建能力是计算机功能中一项重要指标,一般采用专门的计算机——陈列处理器(array processor, AP)来完成。

9. 采集时间(acquisition time) 又称成像时间或扫描时间,指系统获取一幅图像所花费的时间。

10. 重建时间(reconstruction time) 是指 AP 用原始数据重建成显示数据矩阵所需要的时间。重建时间与重建矩阵的大小有关,重建矩阵大,所需的重建时间长。

11. 重建算法 指图像重建时所采用的一种数学计算程序。其运算方法有多种,如反投影法、傅里叶变换法、滤波反投影法、卷积投影法及二维傅里叶变换法等。

12. 噪声(noise) 在数字 X 线成像中噪声指影像上观察到的亮度水平的随机波动。

13. 信噪比(SNR) 在实际的信息中一般都包含有信号和噪声。用来表征信号强度同噪声强度之比的参数称为信号噪声比。SNR 值愈大,信息传递质量愈高。

14. 灰阶 在影像或显示器上各点呈现出的不同深度灰色层次,把白色与黑色之间分成若干级,称为“灰度等级”,表现的亮度(或灰度)信号的等级差别称为灰阶。

15. 视野(field of view, FOV) 数字成像显示的区域。

16. 窗宽(window width, WW) 表示所显示信号强度值的范围。窗位越宽,图像层次越丰富;窗宽越小,图像层次越少,对比度越大。

17. 窗位(window level, WL) 又称窗水平。是图像显示过程中代表图像灰阶的中心位置。

18. 窗口技术(window technology) 指选择适当的窗宽和窗位来观察图像,更好地呈现正常解剖或病变。

(五)数字图像处理特性

数字图像最显著的优势就是可以对它们进行各种处理。计算机图像处理主要包括图像增强(选择性加强图像中某些有用信息,减弱或去除无用信息)、图像恢复、兴趣区(region of interesting, ROI)的定量估值与三维图像重建等等。增强技术根据处理原理不同可分为空域法和频域法两大类。空域法是针对图像平面本身,直接处理图像中的像素,如对比度增强。频域法处理是建立在修改图像傅里叶变换基础上,不直接处理像素,以高通、低通滤波为代表。

1. 对比度增强 对比度增强是图像增强技术中比较简单但又十分重要的一种方法。它只是逐点修改输入图像中每个像素的灰度,图像中各像素的位置不变,是输入与输出图像像素间一对一的运算。对比度增强主要用来扩大图像的灰度范围。

(1)灰度变换法:图像对比度经常是由于灰度范围不足或非线性造成,用对每一像素值重新分布的方法可以改善图像的对比度。常用的方法有线性变换、非线性变换、灰度反转和 γ 校正。

1)线性变换:图像从输入到输出的映射是线性的。如果原图像 $f(x,y)$ 的灰度级范围 (a, b) 希望变换后的图像 $g(x,y)$ 的灰度级扩大到 (m,n) ,通过下述变换可以实现这一目的:

$$g(x,y) = \frac{n-m}{b-a}[f(x,y)-a] + m \quad (1-1)$$

2)非线性变换:分段线性变换和对数变换是非线性变换常用的方法。前者是对不同的灰度级范围用不同的变换系数进行线性扩展和压缩,以增加 ROI 的对比度。对数变换则是通过扩展低值灰度区域、压缩高灰度区域的方式,使低值灰度区域的图像细节更易看清。

3) γ 校正: X 线探测器的特性曲线中只有一段是直线段,整体来看, X 线照片的黑化度 D 与曝光量 H 的对数是非线性关系。如果曝光范围不在直线段,则图像对比度差。因此,可以通过线性或分段线性变换来改善低对比度区图像的质量,这种方法称为 γ 校正。

4)灰度反转:如果显示器的转移特性在低值灰度范围呈现高度的非线性,则图像较暗的区域亮度失真较大,利用灰度反转变换可以把图像原来较暗的细节转换到处于显示器转移特性线性部分,保持适当的细节灰度比例。

(2)直方图调整法:灰度级直方图是一种函数,它表示数字图像中每一灰度级与该灰度级出现的频数之间的对应关系。自然图像的灰度级直方图在低灰度区频数较大,大部分像素的灰度级低于平均灰度级,这样隐含在较暗区域中的细节往往显示不清。为使较暗区域的结构显示清楚,可把灰度级的分布开来,这相当于增加了图像的对比度。这类增强方法通过修改直方图达到,称为直方图调整法,包括直方图均衡和直方图匹配。前者通过一个变换函数,使变换后图像各灰度级的频数相同;后者是通过变换函数来修改原始图像的直方图,使之与另一幅图像直方图相匹配,或者具有某种预定的函数形态,修改的目的是突出感兴趣的灰度范围,使图像的质量有所改善。

2. 图像平滑

(1)领域平均法:这是用于降低图像噪声的平滑处理中最简单的一种技术,它直接在空间