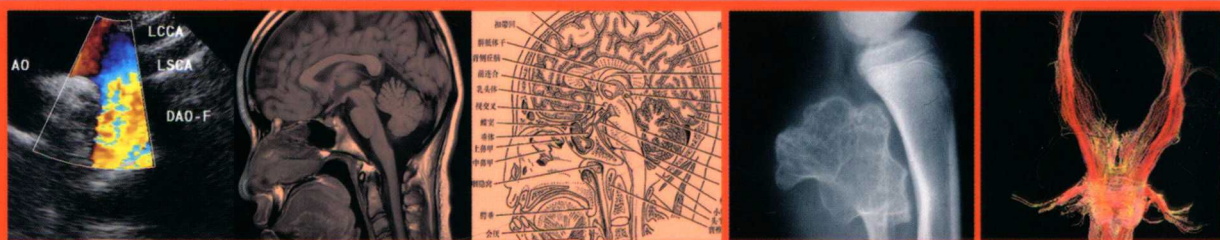


全国高等学校配套教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学 仿真实验



主 编 张瑞兰 吉 强
副主编 侯淑莲 吴小玲



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

中国医药出版社
CHINA MEDICAL SCIENCE PUBLISHING HOUSE

医学影像物理学 仿真实验



主编 王瑞 副主编 王瑞
编委 王瑞 王瑞 王瑞

中国医药出版社

全国高等学校配套教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

仿真实验

主 编 张瑞兰 吉 强

副主编 侯淑莲 吴小玲

编 者 (以姓氏笔画为序)

于 勉 (新乡医学院)

吉 强 (天津医科大学)

吴小玲 (南京医科大学)

张瑞兰 (北华大学)

侯淑莲 (河北联合大学)

贺奇才 (中山大学)

徐春环 (牡丹江医学院)

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

医学影像物理学仿真实验/张瑞兰等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2011. 12

ISBN 978-7-117-14838-2

I. ①医… II. ①张… III. ①影像诊断-医用物理学-仿真-实验-医学院校-教学参考资料
IV. ①R445-33

中国版本图书馆CIP数据核字(2011)第199937号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

医学影像物理学仿真实验

主 编: 张瑞兰 吉 强

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里19号

邮 编: 100021

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 6

字 数: 139千字

版 次: 2011年12月第1版 2011年12月第1版第1次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-14838-2/R·14839

定价(含光盘): 16.00元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

前 言

医学影像物理学是一门实验科学,与其相关的物理现象和定律的发现无不依赖于实验。医学影像物理学实验课程在培养学生科学素质、创新能力以及研究能力方面,起着非常重要的作用,在相关院校是必修课程。但是,目前有许多院校不能开设此实验课程,主要原因是:

1. 医学影像物理学实验因为耗资太大,许多学校实验室不购买相应设备,结果由于仪器的不具备而直接制约了医学影像物理学实验教学的开展。

2. 医学影像物理学实验涉及辐射防护,对教师和学生身体健康有潜在的危险,部分师生对此课程还有一定的排斥、恐惧心理,阻碍了医学影像物理学实验教学的开展。

另外,在目前已开设的医学影像物理学实验教学中,由于实验仪器复杂、精密与昂贵,往往不能允许学生随意反复调整仪器,这对学生剖析仪器性能和结构、理解实验的设计思想和方法是很不利的。

在这样的背景下,医学影像物理学仿真实验应运而生是必然的,它可在相当程度上弥补实验教学上这方面的缺陷。医学影像物理学仿真实验主要是借助于计算机编程来营造一种仿真的实验环境氛围,包括 X 射线影像、磁共振成像、核医学影像、超声成像和红外线成像。学生可以通过计算机进行相关实验操作来完成整个实验过程。其突出优点是:

1. 仿真实验使学生在使用、学习过程中产生强烈的真实感,为教师和学生进行医学影像物理学实验提供了平台。

2. 仿真实验使实验教学在时间和空间上得到延伸,打破了时间和空间的局限。学生可通过计算机软件在分散的地点,灵活安排时间对实验内容进行预习和复习。仿真实验比真实实验操作简便、快捷,突出了物理思想和原理,提高了教学的效率。

3. 仿真实验使学生通过仿真软件对实验所用仪器的整体结构建立起直观的认识,增强了熟悉仪器功能和使用方法的训练。

4. 通过仿真实验和对相关理论进行的讲解,使仿真实验成为连接理论教学与实验教学,培养学生理论与实践相结合思维的一种崭新教学模式。

5. 仿真实验设计上充分体现了教学思想,使学生在理解的基础上通过认真思考才能正确操作,克服了实际实验中出现的盲目操作和实验“走过场”现象的缺点,使学生切实受益。

6. 仿真实验指导书对每一个仿真实验都给出了操作指导,使仿真实验软件易于使用,方便学生利用仿真实验对相应的实验内容进行预习与拓展训练。

现在,仿真实验已经实实在在地改变了人们对传统实验的看法,并已逐渐成为强化实验室建设、改革实验教学手段的一个重要发展方向。但是仿真实验毕竟不是真正的实物

实验,对于医学影像物理学来说,仿真实验只能是实际实验的一个重要的辅助手段,如何更大程度地发挥仿真实验的作用,使真正的实验和仿真实验完美地结合起来,也将是我们今后研究的重要课题。

开展医学影像物理学仿真实验教学是各个院校师生梦寐以求的愿望。多年来,在清华大学胡继光等教授的带领下进行了小范围、部分内容的开创性工作(X射线影像物理学仿真实验),为我国医学影像物理学的学科建设和发展做出了巨大的贡献。在此,我们全体编委对前辈卓有成效的工作表示敬意。这次我们在X射线影像、磁共振成像、核医学影像、超声成像和红外线成像等方面进行了仿真实验的探索工作。

由于我们学识有限、经验不足,仿真实验中可能存在不当之处,恳请各方面的专家、同行及使用医学影像物理学仿真实验的师生提出宝贵的意见和建议,我们将万分感谢。医学影像物理学仿真实验系统软件的开发人员名单列于附录中,以便及时沟通。

编 者

2011年5月

目 录

第一部分 X 射线影像	1
实验一 数字图像灰度变换.....	5
实验二 数字图像减影技术	10
实验三 X-CT 影像重建模拟.....	12
实验四 X-CT 窗口技术	15
实验五 几种后处理技术比较	17
第二部分 磁共振成像	21
实验六 亥姆霍兹线圈磁场及梯度磁场的调节与测量	24
实验七 连续谱磁共振	27
实验八 用自旋回波法测量横向弛豫时间 T_2	31
实验九 用反转恢复序列测量纵向弛豫时间 T_1	34
实验十 磁共振成像定位与选层	36
实验十一 磁共振成像	40
第三部分 核医学影像	45
实验十二 放射性测量	48
实验十三 核素示踪与扫描方式观察	51
第四部分 超声成像	58
实验十四 A 型超声波诊断仪的基本原理及其应用	62
实验十五 B 型超声波成像原理	67
实验十六 超声在人体中的衰减与分辨力仿真实验观察	69
第五部分 红外线成像	73
实验十七 黑体辐射仿真及红外热像仪的原理	77
实验十八 热断层 (TTM) 原理与操作	80
附录 医学影像物理学仿真实验系统软件开发人员	89

X 射线影像

1895 年德国物理学家伦琴(Wilhelm Conrad Röntgen)在用克鲁克斯管做低压气体放电实验时,发现了一种人眼看不见,但可使某些物质发荧光,穿透能力很强的射线,由于当时不了解这种射线的本质,伦琴将其称为 X 射线。

伦琴因此于 1901 年获得首届诺贝尔物理学奖。为了纪念伦琴的功绩,X 射线又被称为伦琴射线。一百多年来,X 射线在医学领域中发挥了巨大作用,X 射线被发现后仅 3 个月就应用于医学诊断,第二年人们便又提出用于治疗的设想。

随着 20 世纪计算机技术的发展,出现了计算机断层成像(X-CT)、数字减影血管造影(DSA)、计算机 X 射线摄影(CR,DR)、X 刀等技术,使 X 射线在医学的诊断与治疗方面有了新的突破,现已成为医学诊断和治疗的重要手段之一。

一、X 射线透视、摄影及造影检查

X 射线常规透视和摄影目前仍然被广泛应用于临床诊断中。强度均匀的 X 射线照射人体,由于体内不同组织和脏器对 X 射线的衰减不同,投射出的 X 射线强度也有相应的不同,这是 X 射线透视和摄影的依据。

X 射线透过人体后,激发透视荧光屏上的荧光物质,转化为可见光,在荧光屏上显示出明暗不同的荧光像,这就是 X 射线透视术(X-ray fluoroscopy)。目前荧光屏透视已基本被医用 X 射线电视系统(影像增强器+光分配器+电视系统)所取代。观察分析透视影像能帮助判断人体相应组织、器官正常与否。X 射线透视可以观察脏器的运动情况,如心脏大血管的搏动、膈肌的运动等。

透过人体后的 X 射线投射到 X 射线胶片上,使胶片感光,即 X 射线照相术(roentgenography)。由于 X 射线穿透能力强,绝大部分 X 射线通过胶片而不引起感光作用,致使感光效率不高。因此在实际应用中常在胶片前后紧贴着各放置一个荧光屏,以提高胶片的感光效应,这样的荧光屏称为增感屏。使用增感屏后,胶片感光作用的 95%~98% 是由增感屏的荧光(对于钨酸钙增感屏而言,主要是蓝紫荧光和紫外线)引起的。使用增感屏不仅能提高胶片感光效应,而且还能降低 X 射线的强度和缩短照相时间,减少患者所受照射量。X 射线摄影的位置分辨能力和对比度分辨能力都比 X 射线透视好,且胶片能长期保存。

由于人体的某些脏器与周围组织对 X 射线的吸收衰减本领相差很小,当 X 射线透过这些部位时,强度相差不大,这样在电视显示屏和 X 射线胶片上阴影的明暗对比不明显,

达不到看清脏器的目的。通过给这些脏器(具有腔道或潜在腔隙)引入衰减系数较大或较小的物质(对比剂),以增加其与周围组织的对比,观察其形态和病变。这种方法称为人工造影。例如做胃肠检查时,让受检者吞服衰减系数很大的硫酸钡。这样在 X 射线照射下,在电视显示屏或胶片上,就能把胃肠部分清楚地显示出来。在做某些关节腔的检查时,先在关节腔内注入密度很小的空气,再进行 X 射线透视或摄影,就可显示出关节周围的结构。在血管中引入有机碘,可显示血管影像,以达到观察诊断的目的。

二、数字化 X 射线成像技术

数字化 X 射线成像技术是目前影像技术的新潮,它是攻克最后一块传统 X 射线检查领地的换代技术,如普通平片数字化,胃肠道钡剂检查数字化,乳腺摄影数字化及普通造影数字化。

数字化 X 射线成像技术是传统 X 射线成像与计算机结合的产物。数字 X 射线成像获得的是数字化信息,可以通过计算机对图像信息进行各种处理,改善影像的细节,降低图像的噪声,进行灰阶、对比度调整与影像放大、数字减影等,显示出在未经处理的影像中所见不到的特征信息;可借助人工智能等技术对影像做定量分析和特征提取,可进行计算机辅助诊断;可将数字化图像信息传输给图像存储与通讯系统(picture archiving and communication system, PACS),实现远程诊断和远程医学。数字化 X 射线成像技术包括计算机 X 射线摄影(computed radiography, CR)、数字 X 射线摄影(digital radiography, DR)和数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)、X-CT 等。

计算机 X 射线摄影(CR)是一种 X 射线摄影的数字采集技术,它仍使用常规 X 射线摄影的采集结构,利用光激励荧光体的延迟发光特性在其中积存能量。经 X 射线照射后,荧光体再经激光扫描,以可见光的形式释放出积存的能量,被探测器捕获后转换成为数字信号,输入计算机可进行图像重建。

CR 主要由 X 射线机、影像板、影像阅读器、影像处理工作站、影像存储系统和打印机组成。影像板是 CR 成像系统的关键元件,作为记录人体影像信息、实现模拟信息转换为数字信息的载体,代替了传统的屏-片系统,既可以用于普通 X 射线摄影,也可用于特殊摄影和造影检查,可以重复使用。影像阅读器是阅读影像板、产生数字影像、进行影像简单处理并向影像处理工作站或激光打印机等终端设备输出影像数据的装置。透过人体的 X 射线在影像板上形成的潜影经过激光扫描进行读取,影像板被激励后,以紫色荧光形式释放存储的能量,这种现象叫光激励发光。利用光电倍增管,将发射光转换成电信号,再由 A/D 转换器转换成数字化影像信号,并根据诊断的特性要求进行影像的后处理。

数字 X 射线摄影(DR)大致分为非晶硒直接数字化 X 射线摄影(DDR)、非晶硅间接数字化 X 射线摄影(IDR)、电荷耦合器 X 射线摄影(CCD)和多丝正比电离室 X 射线摄影(MWPC)。DDR 是入射的 X 射线照射到非晶硒层,使之产生电子空穴对,它在电场的作用下出现正负电荷分离,并反向运动形成电流,电流的大小与入射光子的强度成正比。电信号被探测器的薄膜晶体管(TFT)接收,经读出线路读出,送入计算机重建图像。图 1-1 为胸部数字摄影,在一定的时间间隔内连续采集高能与低能信号,经能量减影处理可同时获得标准胸片像、软组织像和骨组织像。IDR 与 DDR 的主要区别是碘化铯代替了非晶硒层,产生了可见光,其成像经历了 X 射线—可见光—电荷图像—数字图像的过程。CCD

的 X 射线成像主要原理是 X 射线在荧光屏上产生的光信号由 CCD 探测器接收,随之将光信号转换成电荷并形成数字 X 线图像。MWPC 是当 X 射线射入多丝正比室中的漂移电场时,其内的惰性气体发生分子电离,离子碰撞产生脉冲信号并正比于入射的光子数,数据采集系统接收信号后输入计算机重建图像。

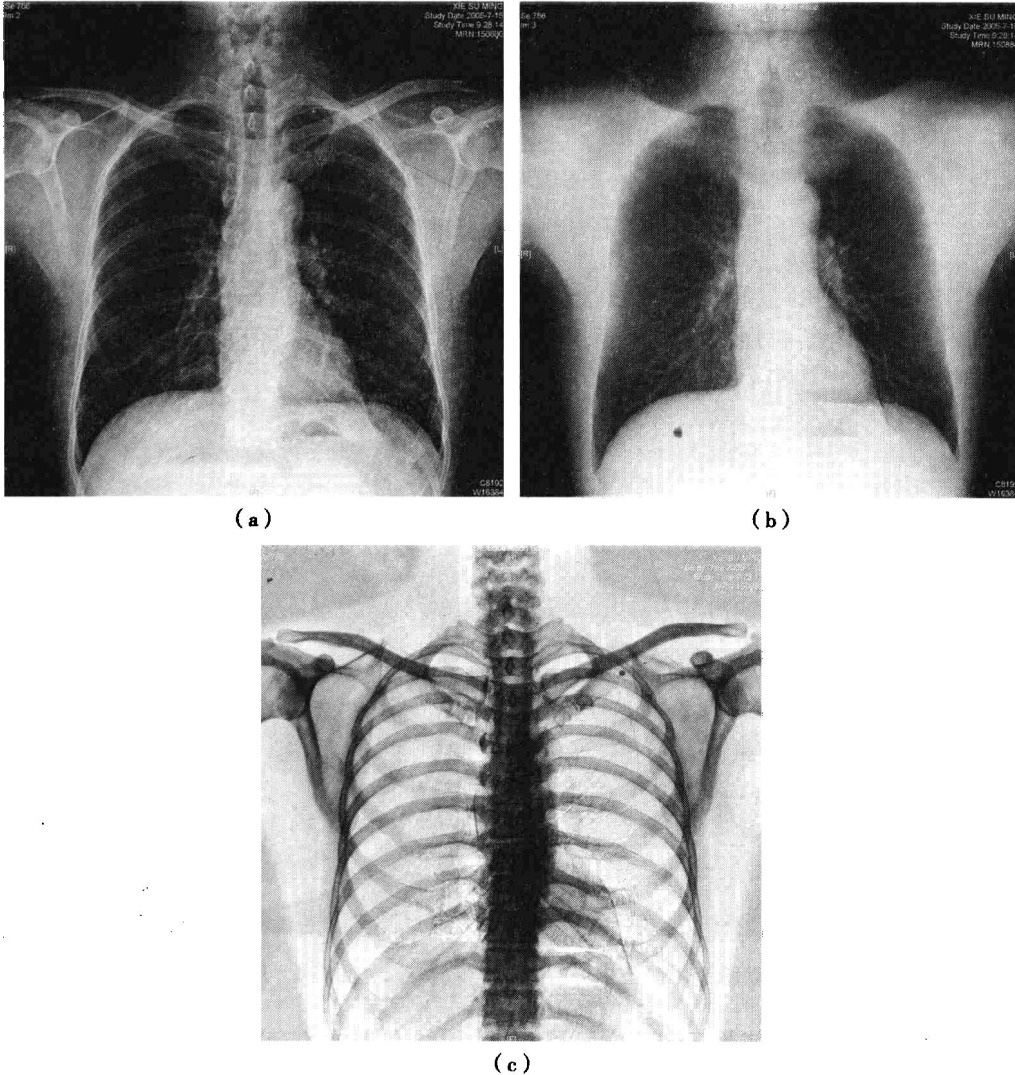


图 1-1 胸部数字摄影
(a) 标准胸片像; (b) 软组织像; (c) 骨组织像

数字 X 线图像的共同特点是曝光动态范围大、量子检测率高、密度分辨率高、图像能进行多种后处理。数字化图像可以光盘存储、网络传输,省去了胶片、暗室。

X 射线造影的图像由于被检器官与骨骼影像、组织影像的重叠,不便于观察,数字减影血管造影(DSA)技术就是针对这个问题设计发明的。

数字减影血管造影是将造影前、后获得的数字图像进行数字减影,在减影图像中消除骨骼和软组织结构,使浓度很低的对比剂所充盈的血管在减影图像中显示出来,有较高的

对比度,如图 1-2 所示。

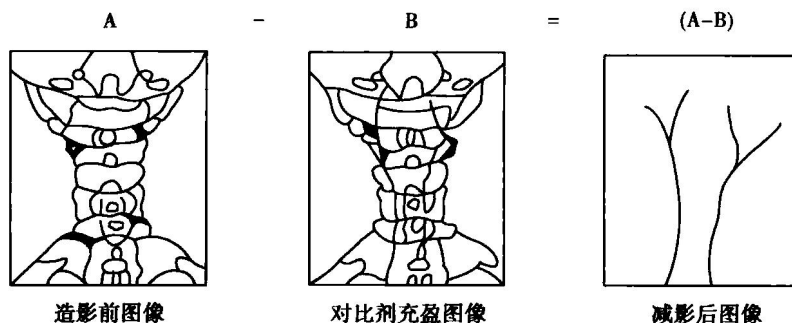


图 1-2 数字图像减影原理示意图

DSA 在临床上的应用主要是血管造影及介入治疗。如可检查主动脉瘤、主动脉狭窄、动脉粥样硬化、暂时性缺血发作等,或评价动脉手术后情况,经皮血管腔内成形术和动脉栓塞等介入治疗。图 1-3 为正常颈内动脉造影侧位像。

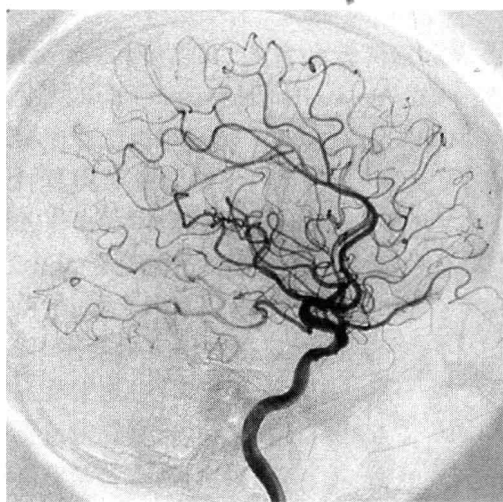


图 1-3 正常颈内动脉造影侧位像

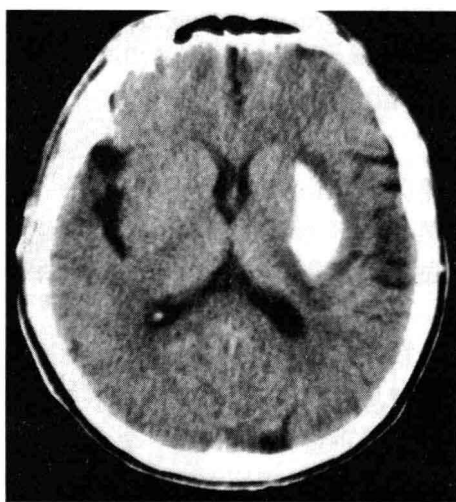


图 1-4 脑出血 CT 照片

X 射线计算机断层成像(X-CT)是以测定 X 射线在人体的衰减系数为基础,采用一定的数学方法,经计算机处理,重新建立断层图像的现代医学成像技术。图 1-4 为脑出血 CT 照片。

人体组织和器官都是立体结构,而普通 X 射线透视和照相显示的是人体组织结构互相重叠的平面像,使诊断受到一定的限制和影响。1963 年美国物理学家科马克(A. M. Cormack)提出了由投影重建图像的理论,1972 年英国工程师亨斯菲尔德(G. N. Hounsfield)研制成世界上第一台 X 射线计算机辅助断层成像装置(X-ray computer aid transverse tomography, X-CT)。X-CT 的问世被公认为 20 世纪 70 年代重大科技突破,科马克与亨斯菲尔德共同获得了 1979 年的诺贝尔医学生理学奖。

由投影重建图像的方法有:①联立方程法;②反投影法;③滤波反投影法;④傅里叶变

换法;⑤叠代法。目前大多数 CT 都采用滤波反投影法算法重建图像。

X-CT 采用窗口技术显示图像。窗宽、窗位技术的应用原则是窗宽越宽,所包含的信息量越大,窗宽越窄分辨本领越高;而窗位则应放在所观察组织相应的 CT 值上。图 1-5 为同一断层扫描,应用两种不同的窗位和窗宽,可分别获取最佳观察肺组织(图 1-5(a)所示,窗位 -700HU、窗宽 1000HU)和纵隔结构(图 1-5(b)所示,窗位 40HU、窗宽 500HU)的图像。

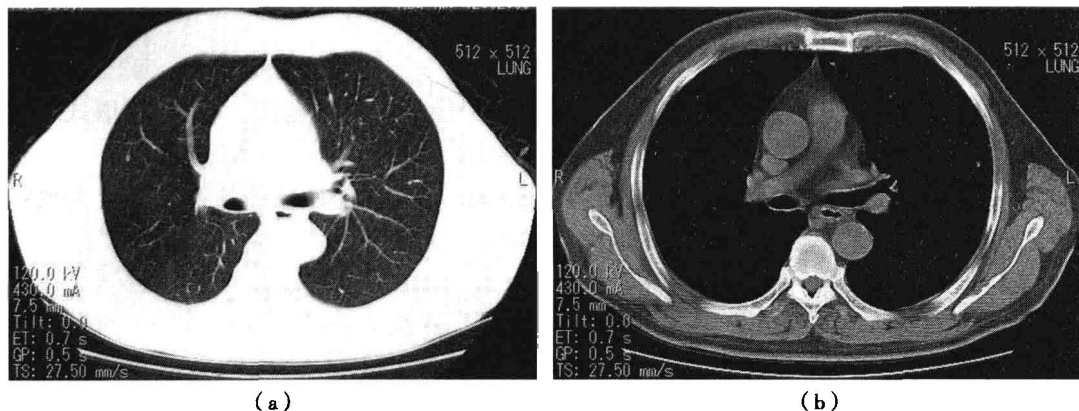


图 1-5 窗口技术的应用

CT 成像技术发展迅速,更新换代快,从 20 世纪 70 年代的单层 CT 发展到现在的滑环技术多层 CT(目前可达 320 层)以及电子束 CT,不久的将来会有平板型容积 CT。随着 CT 机性能和软件的开发,CT 图像能重建出三维图像、动态观察、运动器官成像、仿真内镜等已在临床上广泛应用。CT 与 PET 结合,出现了 CT 功能性图像,并能在 CT 引导下进行介入治疗。

(于 勉)

实验一 数字图像灰度变换

目的

1. 掌握数字图像变换的一般方法。
2. 理解数字图像变换的本质。

器材

计算机、X 射线影像仿真实验应用程序、Microsoft Visual Basic 6.0 中文版。

原理

灰度变换是处理数字图像常用的一种技术。其做法是对原图像各像素的灰度值按一定的数学模型做变换,目的是改变原始图像各像素间的对比度(不改变原始图像矩阵和

尺寸)。

灰度变换分为线性变换和非线性变换两大类。

(一) 线性变换

满足的数学关系为线性变换函数和截取式线性函数等。

1. 线性变换函数 $g(x, y) = kf(x, y) + b$, 其中 f 为原图像的像素值, g 为变换后图像的像素值, k 为选定的倍数(斜率), b 为常数(截距)。

2. 截取式线性变换函数 $g(x, y) = \frac{n-m}{b-a}[f(x, y) - a] + m$, 其中 $f(x, y)$ 为原图像坐标 (x, y) 点像素的像素值, $g(x, y)$ 为变换后坐标 (x, y) 点的像素值, (a, b) 是原图像 $f(x, y)$ 对应(限定)的灰度范围, (m, n) 是灰度变换后图像 g 的灰度范围。可见, 截取式线性函数变换是把图像值对应的灰度区间 (a, b) 变换为 (m, n) 。

本实验采用简单的 $y = kx + b$ 型线性变换模型。其中 x 为原图像的像素值, y 为变换后图像的像素值, k 为选定的倍数(斜率), b 为常数(截距)。

(二) 非线性变换

属曲线变换, 如对数变换、指数变换和其他曲线函数变换等。本实验采用对数变换[数学模型为 $y = A \log(kx)$, 其中 A 是倍数, k 是系数]和指数变换[数学模型为 $y = A \exp(kx)$, 其中 A 是倍数, k 是系数]。对数变换在低值区可实现灰度扩展或增强, 高值区实现对比度压缩或减小。正指数变换, 在低值区可压缩或减小对比度, 高值区实现对比度扩展或增强; 而负指数变换则与正指数变换的作用效果相反, 且有灰度反转作用。

经上述数学模型由原图像像素值 x 求出的新图像的像素值 y 就改变了原图像的对比度(可能增大对比度, 也可能减小对比度)。

(三) 直方图调整(修改)法

通过修改直方图也可改变图像对比度, 在本质上也属按一定的数学模型作变换。本实验采用直方图均衡化处理方法。

由上述可见, 数字图像的灰度变换本质是数学变换。

本仿真实验提供的原始图像多为低像素值(x 值小)图像(这些图像看上去偏黑, 是模糊图像, 看不出图像的结构), 少数是高像素值图像。所以实验的工作主要是调整参数 A 、 k 、 b 等数值, 变 x 值为 y 值, 改变低对比度图像, 使原低对比度图像变换后能清晰地展现原图像相关的部分或全部的图像结构。

本实验还提供修改直方图灰度分布法, 也用以改变图像对比度。

内容与步骤

(一) 基本实验部分

【线性及非线性变换】

1. 打开微机。
2. 启动“X 射线影像仿真实验”应用程序。

3. 点击“开始”进入“目录”界面, 共有五个实验项目, 点击“实验一、数字图像灰度变换”进入灰度变换实验界面, 如图 1-6 所示。观看界面上各部分结构、名称及文字描述和某些要求。

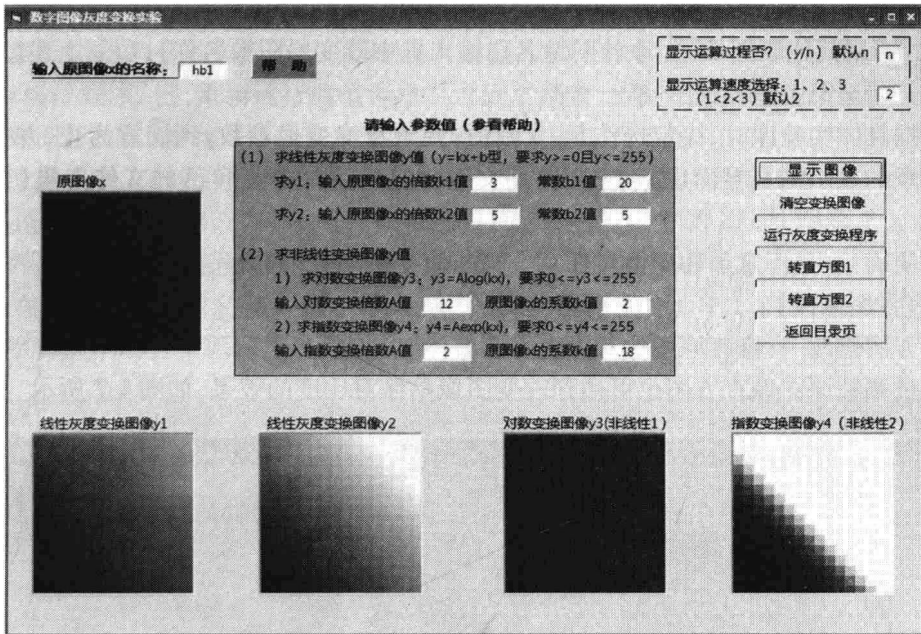


图 1-6 数字图像灰度变换实验界面

4. 在原图像名框中输入你选定的一个原图像名称(用鼠标点击界面中的“帮助”键可出现本实验提供的各个原图像的名称,均用小写英文字母表示),然后用鼠标点击界面中的“显示图像”键,则在原图像框中显示出原图像(注:看上去多数图像可能是模糊的),同时变换图像显示框中也会有图像显示,但并非本次运算结果,因本次还未进行运算,点击“清空变换图像”按钮即可,或者无需理会,等运算完毕再显示时会自动改写。

5. 在界面上提供的线性变换参数输入框中同时分别输入两个线性变换的参数 k_1 、 b_1 及 k_2 、 b_2 的数值(你选定的数值)。

6. 在界面上提供的两个非线性变换的参数输入框中同时分别输入两个非线性变换的参数 A 及 k 的数值(你选定的数值)。

注意:在上两步中输入的变换参数 k_1 、 b_1 及 k_2 、 b_2 和 A 及 k 后,由原图像像素值 x 求得的变换图像的像素值 y 要控制在 $0 \sim 255$ 之间,这是因为本实验提供的图像均为 256 灰阶图像(对应 $0 \sim 255$ 之间的数字)。

7. 上面的两步输入完成经检查无误后,点击“运行灰度变换程序”键,于是编制好的灰度变换程序开始运行,同时进行四个变换求解四个变换图像的像素值,此时屏幕左上方出现提示“正在运行程序,请稍候!”字样,程序运行大概需数秒至数十秒的时间。

8. 程序运行结束后,界面左上方会出现提示“程序运行结束……”字样。此时再用鼠标点击“显示图像”键,则在界面上四个变换图像的图像框中显示出经变换后的图像。

9. 观察四个变换后的图像(两个线性变换和两个非线性变换)的变换效果如何(变换后的图像是否清晰展示了原图像的结构)。

10. 如果对哪一个变换结果不满意,则调整参数值,重复上述过程,重新运行程序重新作变换。通常第一次只能是试验性地选择参数,根据运行程序后的效果,经判断增大还

是减小参数值,反复进行参数的调整,反复进行变换,直到满意为止。

11. 选用其他原图像(在原始图像名称输入框中改变原图像名称),重复上述过程(从第4步开始至第10步)。

根据具体实验课时,决定选作5~9幅图,调整灰度变换参数,到满意为止,并抓取每幅图满意的显示结果界面以 word 文件图文编排整理后保存在自己的文件夹里(供老师批阅)。

应明确:不是任意一种变换对任意一幅图像变换的效果都好、都全面。

【直方图修改】

直方图修改一:修改原图像灰度直方图整体。

通过调整原图像直方图也可达到改变图像整体对比度的效果,如图 1-7 所示。

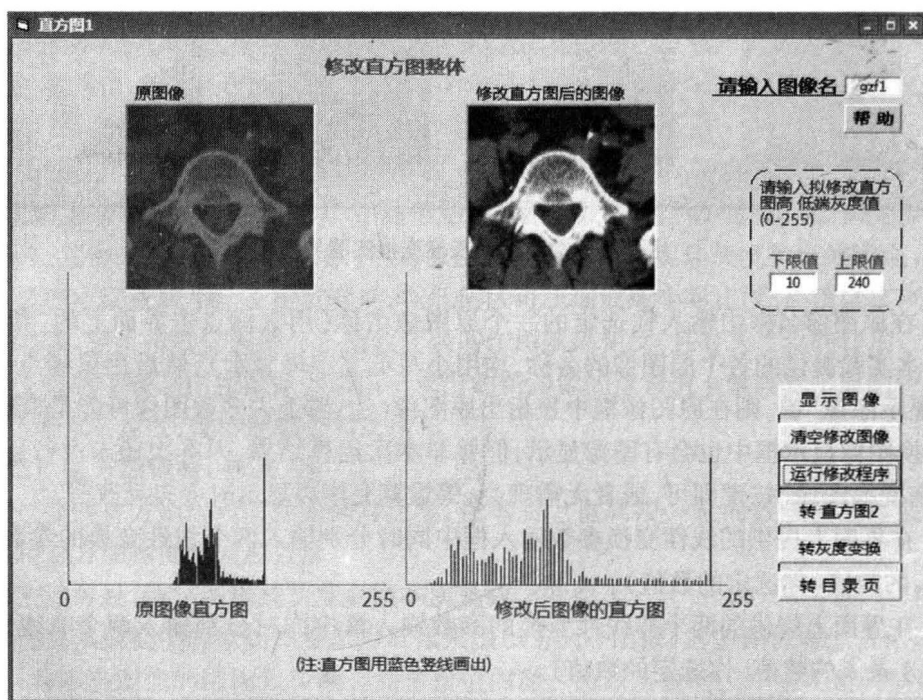


图 1-7 修改直方图整体实验界面

1. 进入直方图 1 修改窗体(用鼠标点击“灰度变换”界面上的“转直方图 1”键,屏幕上显示出直方图 1 界面),观看界面上各部分结构、文字说明及要求等。

2. 在界面上的图像名输入框中输入原图像名(可用鼠标点击“帮助”键查寻存在的用小写字母表示的各个原图像名称,建议对第 2 组、第 3 组数字图像进行直方图修改),如图 1-7 所示。

3. 在图 1-7 所示的两个输入框中分别输入修改直方图灰度的下限值和上限值(0~255 之间的数)。

4. 用鼠标点击“显示图像”键,则原图像框中显示出原图像。

5. 用鼠标点击“运行修改程序”键,则调整程序开始运行,并先后显示出原图像的直方图和调整后的直方图及图像(先后大概需数秒钟)。

6. 观察修改前后的直方图和图像。

7. 若直方图调整的效果不好,可修改调整直方图下限和上限值,然后重新用鼠标点击“运行修改程序”键,重新运行调整程序。可反复调整,直到结果满意为止。

直方图修改二:修改原图像灰度直方图局部。

通过调整直方图灰度区间的局部可达到改变图像局部对比度的效果。

1. 进入直方图 2 修改窗体(用鼠标点击界面中的“转直方图 2”键,屏幕上显示出直方图 2 界面),观看并熟悉界面中的各部分结构、文字说明及要求等。

2. 在界面中的图像名输入框中输入原图像名(可用鼠标点击“帮助”键查寻存在的用小写字母表示的各个原图像名称),如图 1-8 所示。

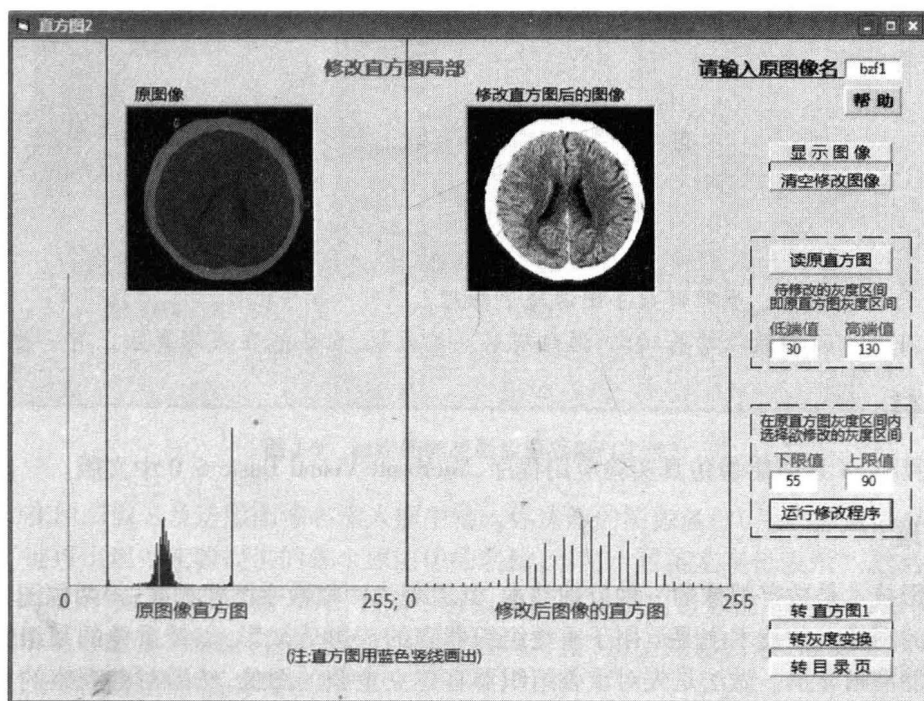


图 1-8 修改直方图局部实验界面

3. 用鼠标点击“显示图像”键,则原图像框中显示出原图像。

4. 用鼠标点击“读原直方图”键,则先后在界面上显示出原图像、原图像的直方图和直方图所对应的灰度区间,分别在“低端值”和“高端值”文字下方的文本框中显示出来。请注意:在显示框中显示的高、低端灰度的数值不要改动。

从图 1-8 可以看出,原图像 bzfl 整幅图像素灰度值集中在 0~255 区间的一小段 30~130 内,而且更多的灰度值大约集中在 55~100 之间。我们完全可以将原图像 55~100 之间的灰度值放大到整个 0~255 区间,增大对比度,所以在“在原直方图灰度区内选择欲修改的灰度区间”下方输入框内输入下限值 55,上限值 90,运行后结果如图所示。

5. 观察修改后的直方图和对应图像。若对所得图像不满意,可改变(调整)修改直方图上下限灰度值,重新运行修改程序,直到满意为止。

(二) 选做部分

根据学生掌握知识程度酌情选做以下各项:

1. 学生自己设计一个具有某种效果的灰度变换数学模型。
2. 学生自己设计并编写一个“灰度变换”应用软件。

思考题

1. 你对数字图像的灰度变换是怎样理解的?
2. 数字图像灰度变换的本质是什么? 怎样进行灰度变换?
3. 如果原图像像素值绝大多数偏高(图像整体看上去偏白),你如何调整?
4. 为什么修改原图像直方图可改变原图像对比度?

(张瑞兰)

实验二 数字图像减影技术

目的

1. 通过实验进一步理解数字图像减影原理。
2. 在明确减影原理的基础上,通过观察实验效果,自己能在减影算法上有一些设想。

器材

计算机、X 射线影像仿真实验应用程序、Microsoft Visual Basic 6.0 中文版。

原理

减影技术是数字图像的一种处理技术,其原理为两幅数字图像相减,得两幅图像差异部分的图像。此技术主要运用于重叠组织器官的造影后减影,以使重叠的某组织器官的影像能清晰显示。做法是先对重叠组织器官建立重叠的图像,然后对欲观察的重叠组织中的某组织器官造影,得造影后的重叠图像,最后将两幅图像相减,则去掉了不相关的重叠组织像,得到有造影剂的组织器官的影像。此技术最初用于数字减影血管造影(DSA),随着计算机数字图像处理技术的成熟,数字图像减影显示出了巨大的优越性。数字图像减影技术可采用灵活的减影方式及复杂的图像处理方法,目前已不只限于血管造影减影,已有数字关节造影、数字喉造影、数字脊髓造影、数字乳房造影、数字内镜逆行胆胰管胰腺造影等多种应用的报道。

本实验,提供了两组原图像及造影后图像,分别是人为制作的数字灰度图像和临床实际的人体造影图片。两组图像有别,采用了不同的算法进行减影运算,大家可以从减影结果感受其中的不同之处。

内容与步骤

(一) 基本实验部分

1. 打开计算机。