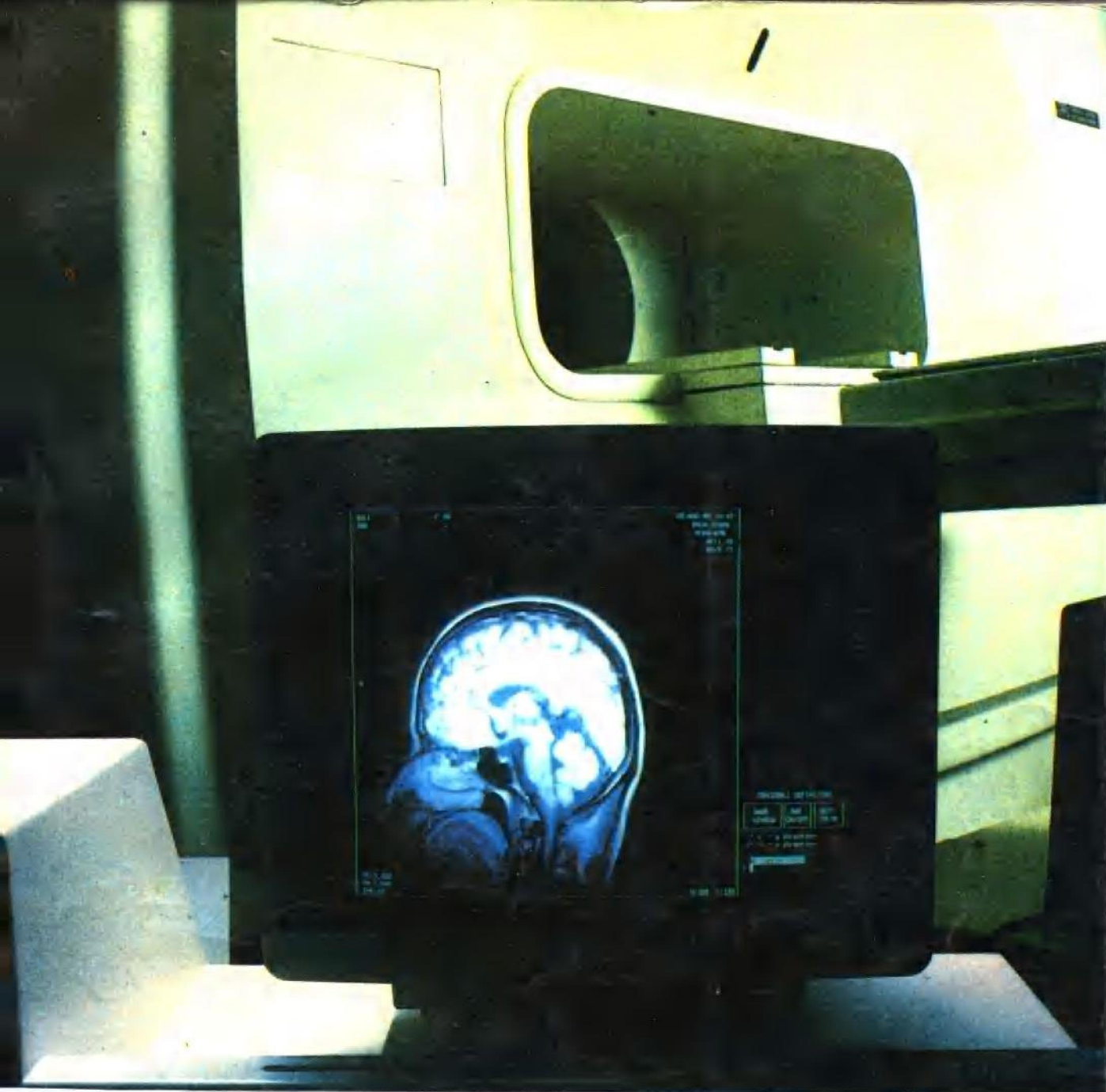




医学诊断数字影象技术

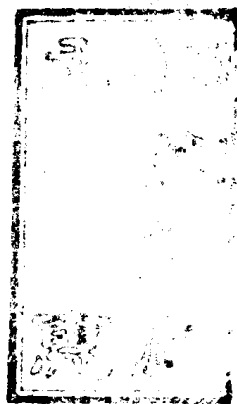
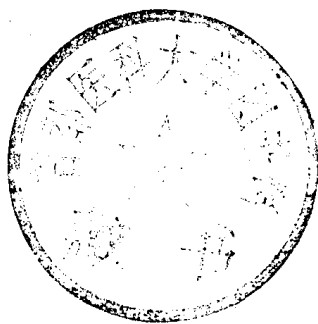
侯自强 编著

科学出版社

7821/16

医学诊断数字影象技术

侯自强 编著



科学出版社



A0095463



(京)新登字 092 号

内 容 简 介

近年来用于医学的数字影象设备发展迅速,并成为临床诊断和科学研究的重要手段。我国每年要花大量外汇进口此类设备,与此同时,我国自己的医学诊断数字影象设备工业也正在发展壮大,各级医院装备的此类设备愈来愈多。但是,目前国内尚无此类书籍专门系统地介绍这项新技术。本书是为满足这一需要而编写的,旨在介绍现代医学诊断用的五种影象技术:数字 X 射线照相、数字 X 射线减影血管造影、X 射线断层影象装置、超声显象仪、磁共振成象装置和核医学影象设备,以裨读者需求。

本书适合医生,医院技师,医疗仪器行业的科研、生产、维修技术人员及有关大专院校师生阅读参考。

医学诊断数字影象技术

侯自强 编著

责任编辑 王秀盈 张启男

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

1994 年 2 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

1994 年 2 月第一次印刷 印张:13

印数:1—2 000 字数:299 000

ISBN7-03-003338-8/R·173

定价:12.50 元

目 录

第一章 绪论	1
第二章 数字影象技术基础	3
§ 2.1 数据采集原理.....	3
§ 2.2 影象的存贮和显示方法.....	6
§ 2.3 快速实时信号处理方法.....	6
§ 2.4 后置图象处理.....	9
第三章 数字 X 射线机和数字减影血管造影机	17
§ 3.1 概况.....	17
§ 3.2 数字减影血管造影术的工作原理.....	18
§ 3.3 数字减影血管造影系统结构.....	28
§ 3.4 数字扫描投影 X 射线照相术.....	35
第四章 X 射线计算机断层成象装置	40
§ 4.1 X 射线计算机辅助断层成象装置 (X-CT) 的工作原理.....	40
§ 4.2 重建算法.....	45
§ 4.3 X-CT 扫描机的系统构成及功能.....	55
§ 4.4 影象质量评价和影响质量因素分析.....	66
§ 4.5 X-CT 技术进展及展望.....	69
第五章 超声波影象诊断原理	73
§ 5.1 超声波扫描成象的工作原理.....	73
§ 5.2 线阵超声诊断仪.....	79
§ 5.3 扇形扫描超声诊断仪.....	86
§ 5.4 超声心动图和多普勒血流测量及成象.....	99
第六章 核医学影象技术	108
§ 6.1 γ 相机和 SPECT.....	108
§ 6.2 正电子发射断层成象设备 (PET).....	116
第七章 磁共振成象扫描机	125
§ 7.1 磁共振成象的物理原理.....	126
§ 7.2 磁共振成象的数学基础.....	150
§ 7.3 磁共振成象装置系统硬件.....	163
§ 7.4 磁共振血流流速测量和血管成象.....	179
§ 7.5 活体中化学位移测量与成象.....	186
第八章 医用数字影象信息系统	193
§ 8.1 概述.....	193
§ 8.2 医用数字影象信息系统.....	194
§ 8.3 医用数字影象信息系统发展展望.....	201
参考文献	202

第一章 绪 论

伦琴在 1895 年发现了 X 射线并把它用于医学诊断,从而发明了 X 射线照相术。它第一次无损伤地为人类提供了人体内部器官组织的解剖形态照片,由此引起了医学诊断技术的一场革命。此后 50 年, X 射线照相术技术的进步主要集中于 X 射线管、胶片、荧光屏、象增强器的制作技术的改进和性能的提高,其应用范围不断扩大,成为医疗诊断的基本手段。本世纪 50 年代以后的 30 多年中,随着物理学、电子学、计算机科学等的进展,开始冲破了传统的 X 射线照相技术,发明了一系列新的成象方法,如超声波、微波、磁共振成象、 γ 相机、正电子 CT 等。这些方法提供的影象有些不仅反映人体内部解剖形态图象,还可反映一些生理及代谢过程信息的图象。而随着数字电子计算机和数字信号处理技术的发展产生了数字影象技术。用数字计算机技术方法存贮、加工、传输图象,用高分辨率荧光屏显示,使医学诊断影象技术又发生了一次革命性的变化。

本书介绍目前正在应用及发展中的各种医疗诊断所用数字影象技术。当代医疗诊断影象技术的进步可以归纳成以下几个方面:

1. 医疗诊断影象成象方法的发展

医疗诊断要求无损伤快速获取人体内部器官和组织的影象。从本质上说,这是一种遥感成象技术。由于人体组织是不透明的,不可能用可见光来成象。X 射线照相术就是利用 X 射线来穿透人体获取投影象。

超声波是一种机械振动的弹性波,它可以穿透人体组织。声波在人体中传播时在器官界面处因折射率不同会发生反射。目前大多数超声诊断仪都采用接收反射波来成象的原理进行扫描成象。此外,它还可以通过测量反射声波的多普勒频移来获取血流的速度。

注入人体的放射性同位素放射的 γ 射线可以穿透人体,通过测量 γ 射线强度的分布可以得到放射性同位素在人体器官中的分布图象。这种方法统称核医学成象技术,如 γ 相机、正电子 CT 等。

微波成象技术目前被用来精确测量肺水的变化。

磁共振成象技术(MRI)可提供水中氢原子核在人体内的分布以及其自旋-晶格弛豫时间、自旋-自旋弛豫时间变化的图象。它不仅可提供解剖形态信息,还可提供新陈代谢等生理信息,是当前最有前途的一种成象方法。它所接收的是在磁场中受激发的原子核辐射的无线电波。

2. 计算机辅助断层成象技术

X 射线照相术拍摄的是投影象,照片上某个象素的黑度反映穿过人体到达胶片的 X 射线的强度,它与人体对 X 射线的吸收量成反比。处于不同深度的器官的象是重叠在一起的,所以用这种方法不能获得人体的断层图象。

利用 Radon 变换可以从一幅图象的各个方向的投影来重建该图象。由于数字计算技术的发展,采用数字信号处理技术将 X 射线由各个方向穿透人体获得的一维投影通过

Radon 变换来重建二维断层图象。这就是 X 射线计算机辅助断层成象技术,简称 X-CT 技术。类似的技术被用于正电子发射断层成象 (PET)、超声 CT 和 MRI 扫描成象等方面。

3. 数字技术用于各种影象技术

传统的医疗诊断影象技术采用模拟技术,如 X 射线照相术穿过人体的 X 射线用来使胶片感光或使透视用的荧光屏发光。以后随着电视技术发展用 X 射线影象增强器增强影象效果,再经摄像管扫描变为模拟信号用电视监视器来显示。早期的超声诊断仪、 γ 相机等也是模拟式的。

随着微电子技术、计算机技术的发展、高速高精度的数字集成电路的出现,数字技术在 70 年代进入医学诊断影象技术领域。模拟信号被采样、量化变为数字信号。数字信号可以用半导体存储器、磁盘、磁带等存贮,可以用数字计算机进行加工处理,最终得到的影象可以用图形终端显示。

数字技术的使用不仅使得 CT 技术得以实现,而且可以方便地将影象(如超声影象)“冻结”在荧光屏上,对获取的影象可以进行内插,平滑,亮度窗口调节等等加工,还可以局部放大,也可以用电子游标尺进行大小、面积等测量。数字血管造影术是数字技术用于 X 射线照相术的另一大成就。

数字技术的使用使图象的存贮产生了革命。传统的图象是存贮在胶片上的,数字化的影象可以存贮在数字磁带、磁盘以及大容量的光盘和光卡上,可以省去庞大的 X 射线胶片库。

现代计算机网络数字传输技术可以快速传递数字化了的影象。现代化医疗诊断中心,把各个诊疗点上医生用不同设备获取的影象存贮在库中。任何一个诊疗点的大夫通过计算机调用,就可以对在其他诊疗点就诊的病人用某种设备获取的影象加以比较。如 X 射线照相、X-CT、超声、MRI 影象等。这对于确诊疾病是非常有效的。

总之,现代的医疗诊断影象设备几乎全部采用数字影象技术。而微电子数字技术的发展也将会更进一步改进医疗诊断影象技术。

本书主要参考文献列于后;书中部分图,亦引自所列之有关参考文献。

第二章 数字影象技术基础

§ 2.1 数据采集原理

2.1.1 图象的数字表示

一张 X 射线照片的密度是空间位置的连续函数,照片上点和点之间是连续的,中间没有间隔,而感光密度随坐标点的变化也是连续的,它反映了入射 X 射线强度的空间分布,

而数字影象的图象矩阵则是一个整数数值的两维数组。整幅图象被分解成有限个小区域,每个这种小区域中象密度的平均值用一个整数来表示。这个小区域被称为象素。

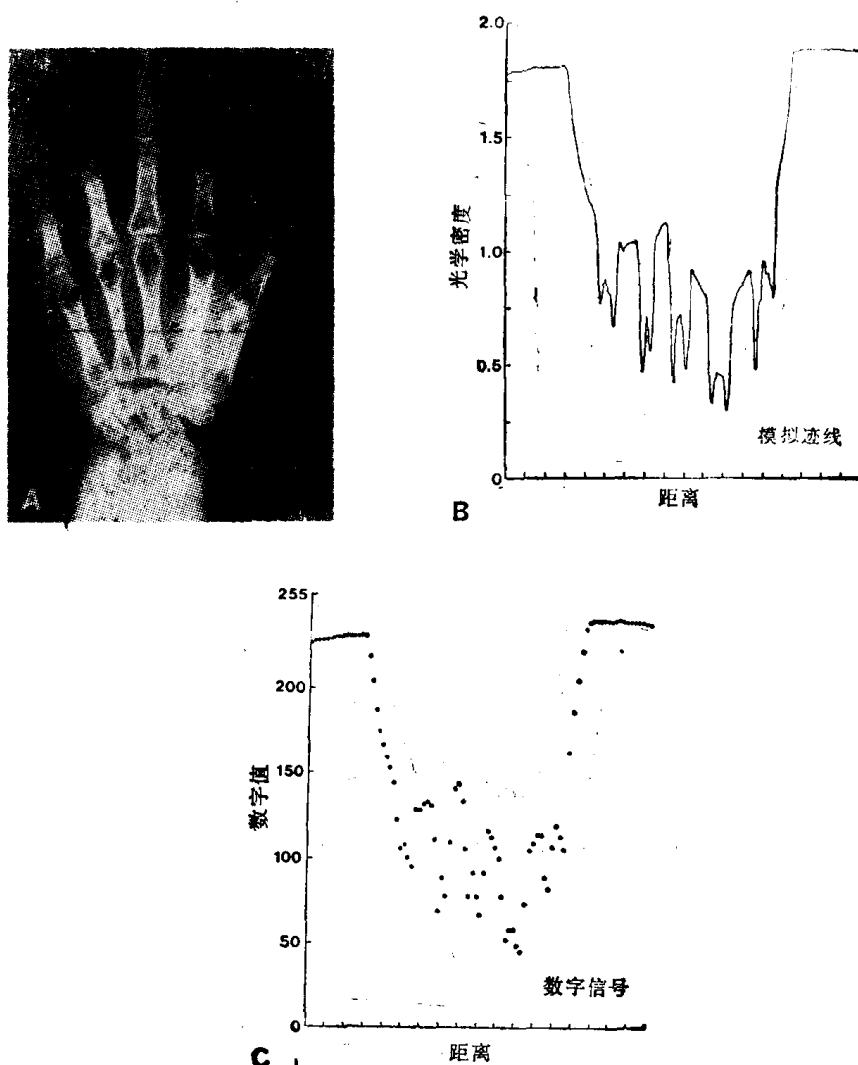


图 2-1

图 2-1A 为一幅手的 X 射线照片,其中有一条横线。现在考虑沿这条线的一维象,图 2-1B 给出一维象的密度随距离变化的连续函数。图 2-1C 给出其数字表示,这是一维数字图象。在进行数字化时,每 2mm 间隔采一个点,即每个象素宽度为 2mm。象密度数值用 0→255 共 256 个整数表示。 $256 = 2^8$,象密度用 8 位二进制数字表示。

在上述例子中,在物理上取横线宽度为 1mm,每个象素为 $1\text{mm} \times 2\text{mm}$ 。

整幅图象可分解为一系列宽度为 1mm 的线。每条线为一幅一维象。按上述方法变为一维数字象,这些条一维数字象就可以组成二维数字象。

将二维象变成一系列一维象的过程,在物理上可用时间扫描来完成。这与电视摄像的时间扫描方法是一致的,通过扫描可以将一幅二维图象变成一个时间变化的模拟信号。

再通过模拟数字变换器变为离散的数字序列。

数字图象的空间分辨率取决于象素的尺寸,或每幅图包括的象素的个数。图 2-2 给出几种不同图象矩阵的数字视频图象。图 2-2A 为 512×512 矩阵,分辨率为 1.6 线对/mm。图 2-2B 为 256×256 矩阵,分辨率为 1.2 线对/mm。图 2-2C 为 128×128 矩阵,分辨率小于 1 线对/mm,在图上已分辨不出了。该图上显示的是放在模型上的测试图。



图 2-2

图象对比度的分辨率取决于模拟数字(A/D)变换器的量化精度。前面的例子量化精度为 8bit。设一幅照片的图象密度为 0.2—3.0,使用 8bit 量化。用 0—255 个数表示 $3-0.2 = 2.8$ 的密度范围。每个数表示的范围是 $2.8/256 = 0.01$ 密度单位。这种图象可分辨的最小对比度变化是 0.01。若采用 4bit 量化,则最小可分辨的变化量是 $2.8/16 = 0.18$,将会产生很明显的对比度分辨能力损失。一般说来,胶片上光密度的均匀度稍小于 0.04。肉眼可分辨的对比度变化也在 0.04 左右。因此,使用 6bit 的数字化已可保证数字图象只有很小的信息损失。

2.1.2 模拟数字(A/D)变换器和数字-模拟(D/A)变换器

在医学影象设备中,由摄象管和各种传感器、接收器得到的是时域的模拟信号。在数字影象设备中,时域的模拟信号经模拟-数字变换器变为数字信号;经数字信号处理后构成数字图象;再经数字模拟变换器变为模拟信号,用图象监视器显示。图 2-3 给出数字式医学诊断影象设备的一般原理方框图。

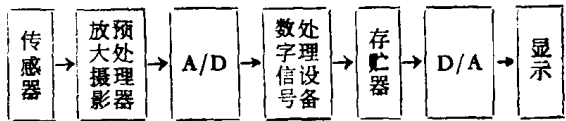


图 2-3

模拟数字变换器将来自各类传感器接收器的连续模拟时域信号变为离散的数字序

列。各类医疗诊断影象设备中使用的模拟数字变换器是不同的。模拟数字变换器的主要指标是转换速度和变换精度。

1. 转换速度

连续模拟信号首先要在时间上进行采样,将连续的时间信号用其按一定间隔采样的离散值来表示。如果我们将图 2-1B 看成一个随时间连续变化的模拟信号,图 2-1C 给出的就是经采样后的离散时间序列。采样定理告诉我们,当采样的频率高于连续时间信号最高频率两倍以上时,用采样得到的离散时间序列可以完全恢复原来的连续时间信号而不损失任何信息。当采样频率不够高时,信号中大于二分之一采样频率的成分会折叠到低频端,而造成混淆,这是不允许的。一般在模拟数字变换器之前的模拟预处理设备中装有抗混淆滤波器。这是一个低通滤波器,可滤去信号中不需要的高频分量。一般采样频率是抗混淆滤波器截止频率的 3—4 倍,视抗混淆滤波器截止特性的陡度而定。采样频率就是模拟数字变换器的变换频率。

各种医疗诊断影象设备的 A/D 变换器的变换频率是不同的。例如,数字 X 射线照相机和数字减影血管造影机中,摄象机以电视的速率将影象增强器上的图象转换为电视信号,其最高频率为 3—5MHz,这就要求模拟数字变换器的变换频率高于 10MHz。在核磁共振成象中接收到的信号是射频无线电信号,经滤波、变换、正交检波取复包络后,其频率为数十千赫以下,一般要求模拟数字变换器的转换频率在 100kHz 以下。而对于超声诊断仪来说,则有几种情况。目前多数机器中波束形成采用模拟方法,在视频检波后再转为数字信号,这时转换速度要求一般为每秒几兆次左右。当波束成形用数字信号处理时,模拟数字转换速度将达到数十兆次/秒以上。多普勒血流测量用的模拟数字变换器变换速度只需数十千次/秒。机械扫描的 X 射线 CT 的模拟数字变换器的变换速度要求不高,小于数十千次/秒。

2. 变换精度和动态范围

模拟信号是个连续量,它能表示的动态范围是没有限制的。当然,实际上物理的接收设备由于动态范围和噪声的限制,所收到的模拟量只具有有限的动态范围。而整数数字量的变化是离散的,它的最小变化量是 1。数字位数愈多,能表示的数字量的变化范围愈大。例如,一个 2 位二进制数只能表示 0—3 个数。而一个十位二进制数可表示 0—1 023 个数,动态范围是 $2^{10} = 1\,024$ 。模拟数字变换器的精度和动态范围可以用它转换成的二进制数字信号的位数 (bit) 来表示。

一般说来,模拟数字变换器的精度 (bit 数) 应与所转换的模拟信号的信噪比动态范围相适应。有时为了压缩信号动态范围减少模拟数字变换器的 bit 数,在模拟预处理装置中装有时间增益控制器或对数变换器。例如,在超声诊断仪中普遍有这种装置。模拟数字变换器一般用 8—10bit。而在 X 射线 CT 中,要求保持很大的线性动态范围,其模拟数字变换器的位数在 16bit 以上。核磁共振成象的模拟数字变换器一般用 12—14bit。

模拟数字变换器的 bit 数和相应二进制数最小数占最大数的百分比关系见表 2-1。

在医疗诊断影象设备的输出端装有数字模拟变换器。它把最终得到的数字图象变为能驱动图象显示终端的模拟信号。由于显象管的荧光屏亮度变化的动态范围不太大,一

表 2-1 模拟数字变换器的 bit 数和相应二进制数最小数占最大数的百分比数关系

bit 数	动态范围	最小/最大百分数	ppm	最大残数 $1 - \sum_{i=1}^n \left(\frac{1}{2^i}\right)$
1	2	50.0	500 000	0.5
2	4	25.0	250 000	0.25
3	8	12.5	125 000	0.125

一般在 64—256 之间。数字模拟变换器一般需用 6—8bit。当待显示的图象的 bit 数高于上述值时,用可选择的窗口由使用者选择所需的部位进行显示。

§ 2.2 影像的存贮和显示方法

在数字式影像设备中设有多个图象存贮器用于存贮初始的、中间的和最终的数字影像。由于数字影像是一个离散的二维数组,可以很方便地用数字存贮器来存贮。每个像素占有一个存贮单元。存贮单元的地址指示像素在图象中所据位置,存贮单元的位数等于图象的位数。一幅 256×256 的影像占据 64K 存贮单元。而一幅 1024×1024 的影像占据 1M 存贮单元。若是彩色影像,红、绿、蓝三种基色各占 1M 存贮器,总共需 3M 存贮器。

在输出显示影像时,按照光栅扫描的顺序决定的读出地址,以光栅扫描所需的速率读出存贮的数字信号,经数模变换器变为模拟信号送至图象终端,驱动亮度调制即可显示。图象存贮器的读出信号与光栅扫描电路是同步的。在影像设备中均设有专门的输出图象存贮器。上面介绍的矩形光栅的情况比较简单,在某些情况下,如扇形扫描超声诊断仪,以扇形扫描方式获取人体的截面影像。在存贮器中存贮的是每条辐射线扫描得到的影像,采用上述方法显示得到的将是一幅矩形图象。要得到扇形图象,需经高速的扫描变换器,提供存贮器地址和像素位置间的地址变换。有关这些将在以后的章节中详细介绍。

医疗诊断影像设备往往要求能实时显示心脏等器官的运动情况,显示终端是按照与电视相同的速率进行显示的。以每秒 25 幅计算,每幅影像的显示时间为 40ms。对于 512×512 的图象,每个像素的显示时间约为 100ns。需用高速 RAM 电路构成图象存贮器。

§ 2.3 快速实时信号处理方法

现代数字医疗诊断影像设备中需对信号进行非常复杂的数字信号处理。例如, X 射线 CT 需对采集到的信号进行卷积-反向投影处理来实现图象重建。由 180 个投影来重建 256×256 图象要求的计算次数和存贮量达 25.4M。在核磁共振成像处理时,要求进行二维傅里叶变换。对一幅 256×256 点的图象用 FFT 算法进行二维傅里叶变换需进行数百万次运算。因此,现代数字式医疗诊断影像设备往往要求每秒进行数百万次乃至上千万次运算。这相当于现代大型计算机的运算速度。从经济上看,采用大型计算机显然是不合适的。在早期多采用专用硬件以并行或流水线运算等方法实现高速运算。数字

硬件固然有高的运算速度,但它很不灵活,一旦改变算法就要重新设计,即使很小的算法改变也要引起硬件结构的变化。而算法是在不断改进的,不断修改重新制造硬件这将使成本大大增加。现代数字影象设备多采用小型机(超级小型机或高档微型机工作站)与阵列处理机构成的信号处理系统。这种系统既有可编程的灵活性又有非常高的运算速度。以下介绍阵列处理机的原理、性能和在医疗诊断影象设备中的应用情况。

2.3.1 阵列处理机的工作原理

普通计算机的数据和程序指令共用一个存贮器,采用顺序指令来处理这些数据,数据处理速度慢。为了提高对大批量数据的处理速度阵列处理机把数据指令存贮在不同的存贮器中,用并行方式来完成数字的运算,因此它可以完成高速运算。

阵列处理机的结构是并行式的,这意味着它能同时进行多种运算操作。为了实现‘并行’,一般采用两种技术:并行式和流水线式。

并行式在硬件结构中,运算器有很多套,一次计算可以分解成很多部分,同时在不同运算器中完成。

流水线式把一项计算任务分解成若干步,在数据点通过由多个运算器串联成的流水线时,在每个运算器中完成一步运算,数据通过整个流水线后完成全部运算。

如图 2-4A 所示,当数据点(一对操作数)在第一级完成运算后,被移送至第二级。与此同时,一对新的操作数被送入第一级。当各级同时工作时,整个流水线效率达到最高。

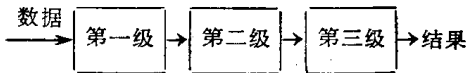


图 2-4A 流水线概念

第三级			X(1)	X(2)	X(3)	X(4)
第二级		X(1)	X(2)	X(3)	X(4)	X(5)
第一级	X(1)	X(2)	X(3)	X(4)	X(5)	X(6)
	$t=0$	$t=1$	$t=2$	$t=3$	$t=4$	$t=5$

图 2-4B 流水线中数据的移动

通常不同的步要求的处理时间是不同的。比如说,第一步需 5ms,第二步需 7ms,第三步需 4ms。在这种情况下,取新的数据每 7ms 进入流水线一次,即等于所需最长时间的一步。每个数据点在流水线的每级中停留 7ms,保证最长的处理时间要求。这样的三级流水线,每 7ms 可以输出一个数据,但有 21ms 的延迟。如果不用流水线方式,完成三步需要 16ms。这样,每 7ms 来一个新数据就会因来不及运算而被丢掉。

在阵列处理机中数据被按照数组(矢量或矩阵)方式来组织,一个简单的指令可以调动一个数组来进行运算,从而大量减少了指令的数目。

在小型机的阵列处理机中,数据被表示成浮点格式。一个数被分为两部分,8 位的指数和 24 位的尾数。

2.3.2 AP500 阵列处理机简介

在大型医疗诊断影象设备中,常用 AP500 阵列处理机与超级小型机配合实现高速信号处理。

AP500 采用流水线原理工作,其工作流程如图 2-5 所示。当然,它的工作远比前面

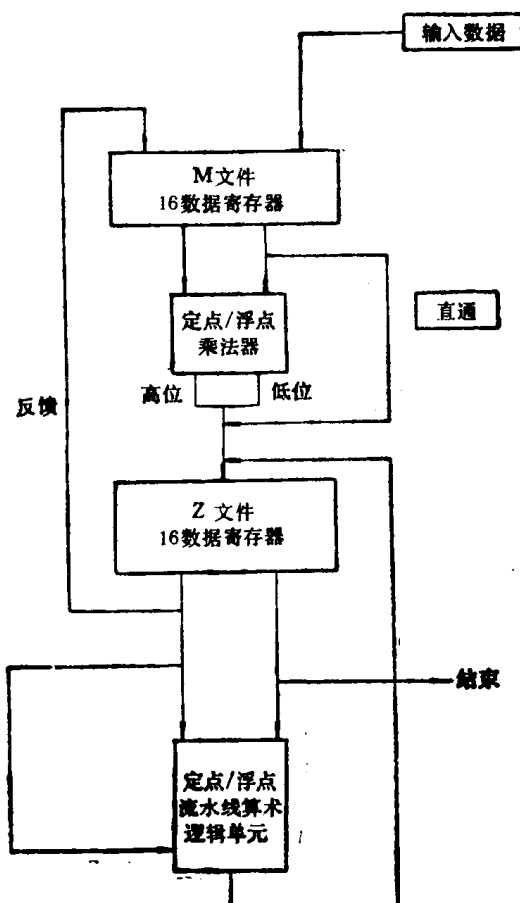


图 2-5 AP500 流水线工作流程

介绍的三级流水线要复杂得多。它可以利用其反馈和直通能力,根据运算的需要来重组流水线的级数。它包括两个文件寄存器(Z 和 M),一个乘法器和一个流水线算术逻辑单元以及一个直通单元。M 文件寄存器接收来自数据存储器数据并向乘法器提供操作数。Z 文件寄存器保持相乘的结果和流水线算术逻辑单元运算结果。它可向流水线算术逻辑单元提供源数数据并反馈和保持流水线运算的中间结果,最后把最终计算结果送至输出缓冲寄存器。所有的流水线部件均在微处理器控制下工作。

为了计算一种函数必须对给定的数据组形成一种算术逻辑运算的专门序列。利用微处理器程序码与动态重组流水线来实现对序列的控制。这种序列发生器被称为流水线序列发生器、微码指令提供流水线执行的函数的控制信号。每种计算函数相应一组微码指令。所有的函数均在微码序列发生器控制下。制造商 Analogue 公司已在函数库中放置了 200 种函数。这些函数可以单独使用也可以联合使用,以求解各种不同的问题,免除初始软件开发所需的时间和开销。

图 2-6 给出 AP500 阵列处理机的原理方框图。

AP500 主机接口可以和多种超级小型机主机相联。如 HP-1000, HP-9000, DEC-UniBus, Perkin-Elmer, Gould, Data General, 以及多种总线机。

开发供流水线用的微码是很费时间的,而 AP500 的软件设计允许用户根据某种专门用途对程序最佳化要求的程度,在不同的复杂级上进行编程。图 2-7 给出用户可选择的不同复杂级开发应用软件的情况。

最简单的方法是用户在主机上用高级语言,调用子程序来编程。这时,编程最简单,花费时间短。但所需的运算时间较长,即运算效率不是最佳的。反之,要达到最高运算效率,使运算时间尽可能地短,就要在 AP500 上直接编写地址发生器和流水序列发生器的微码。这很复杂,花费时间将很多。用户可根据需要,在这两个极端之间折衷选择。

下面给出一个例子说明用几种子程序完成 1024 点功率谱计算所需时间:

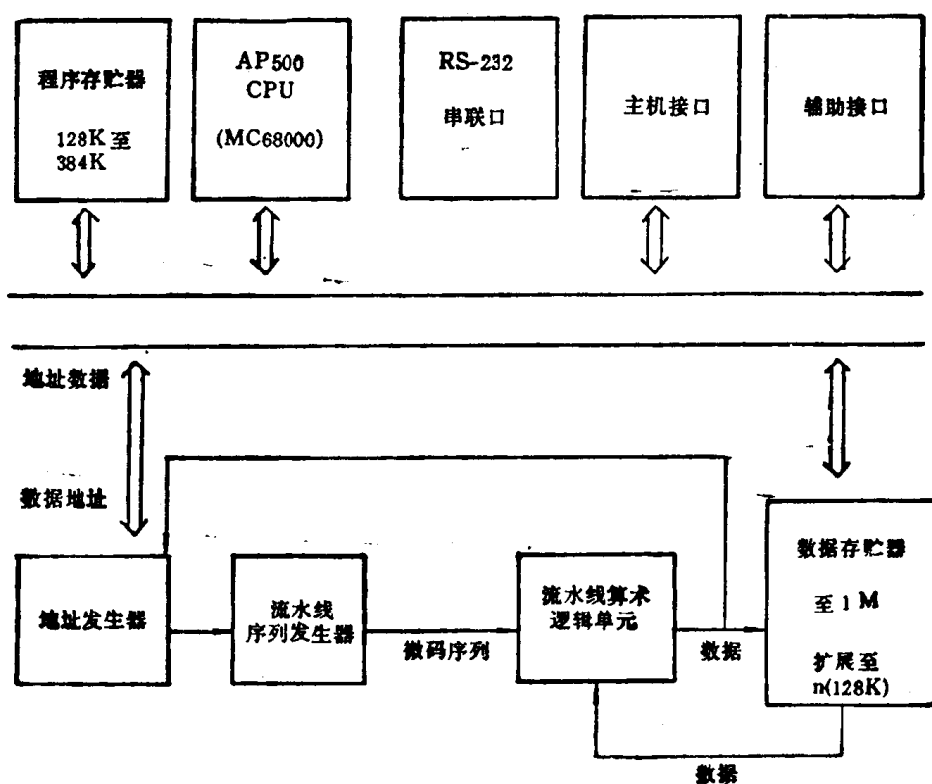


图 2-6 AP500 硬件方框图

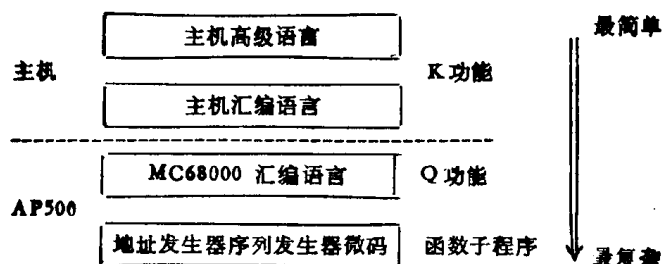


图 2-7 软件开发的复杂级

加法 0.52ms
 FFT 2.50ms
 求模 0.34ms
 内部开销 0.49ms
 总计 3.85ms

§ 2.4 后置图象处理

在医疗诊断数字影象设备中,首先进行成象信号处理,如在 X-CT 中进行卷积-反向投影后获取断层影象,在 MRI 中进行二维 FFT 来获取断层影象,等等(有关这些象在以下章节中详细介绍)。在获取影象后,为了便于观察往往还需进行后置图象处理。主要的图象处理有以下几种:

图象的内插和局部放大 (ZOOM)。

图象的两维滤波:

低通滤波——平滑;

高通滤波——边缘增强。

显示范围调节。显示窗口位置和宽度。

在能连续输出多幅图象的情况,还需进行多幅图象的处理。

多幅图象的时域平滑:

多幅图象的时域相减滤波;

递归滤波;

匹配滤波。

2.4.1 图象的内插和局部放大

有些影象设备得到的影象像素不够密(如只有 128×128), 看起来很粗、不清楚, 这时可采用内插的方法。用线性内插(或其他规律)在两个相邻像素之间补上一个新的, 这样图象矩阵变成 256×256 。看上去好看些, 但这实际上并未增加新的信息, 也不会提高分辨率。

局部放大(ZOOM)是将图象的某个局部取出放大至整幅图象大小显示。在使用时, 操作者操纵光标, 选择要局部放大的那部分的中心点, 选择放大倍数($ZOOM \times 2, \times 4, \dots$)即可。由于放大的效果、放大后影象的像素将很稀, 可采用内插方法来补充像素。这样做可以观察清楚些, 但不增加新的信息。当然也不会提高分辨率。

在某些设备中, 局部放大影象(ZOOM)是借助变换采样区域尺寸来实现的, 这是真正的局部放大。由于在局部区域内采样加密了, 可增加新的信息, 提高分辨能力。在使用医疗诊断影象设备时, 需注意区分这两种局部放大的功能。

2.4.2 图象的两维滤波

利用对于影象空间特征和影象噪声的空间特性的先验知识, 可以选择合适的两维处理来改善影象, 如进行平滑或边缘增强。利用两维滤波可以有选择地增强所需要的空间特性而抑制其他空间量。例如, 在一个有精细结构的复杂背景上观察一个大的相对较平滑的结构时, 如果能把尖锐的边缘除去, 看起来会好得多。反之, 在一个大的慢的亮度变化的背景上, 观察一个有精细边缘的细结构时, 可用边缘增强处理来增强细结构, 消去相对平滑的变化。

两维图象处理技术可分为线性和非线性两大类。线性图象处理技术包括平滑(低通滤波), 边缘增强(高通滤波)。把高通和低通滤波结合起来, 可增强和减弱图象具有相同尺度的细节(带通和陷波滤波)。此外, 还可以利用将原图象与被模糊变型的图象相减来实现边缘增强。非线性技术常用的有门槛处理(令低于门槛值的所有值皆置0); 与亮度有关的空间滤波, 以及先经对数修正后再做线性滤波等。

1. 低通滤波——影象平滑

平滑处理可以通过将像素中的每一个值用它本身和相邻像素的加权平均值来代替实现。图 2-8A 为原始的像素矩阵, 图 2-8B 为低通滤波器权系数矩阵。在这个滤波器中, 每个像素与其周围 8 个像素一起加权平均后得到新的像素值。本身的权系数为 0.2, 周围

8 个像素的权系数相同,皆为 1。图 2-8C 为滤波后的像素矩阵。

这种平滑处理将导致分辨力降低,丧失图象细节,但可以降低高频噪声使背景平滑,保留大的细部影象。一般由于光子统计产生的随机噪声和电子噪声有高的空间频率。骨头的影象也有高的空间频率。长的骨头在尖的边缘有高频象,而在长度方向则有低频象。类似地,像大器官的投影一类的大结构也有低频的特性。采用平滑处理可以消除或减弱光子统计的随机起伏和电噪声以及一些骨头的影象,而对于大的更扩张的结构则影响很小。

图 2-9 中采用了具有图 2-8 中的权重的低通滤波器对图 2-9A 的血管造影图进行平滑处理。图 2-9B 是经低通滤波后的图象,由图可看出已变模糊了。图 2-9C 给出这个低通滤波器的频率响应。

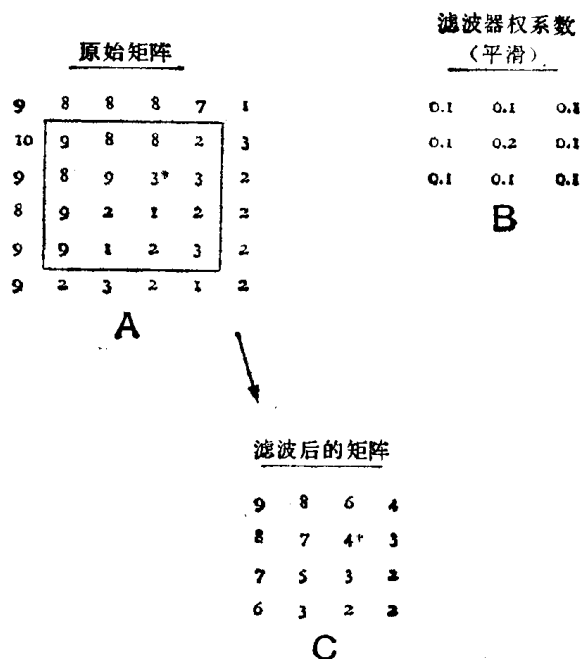


图 2-8

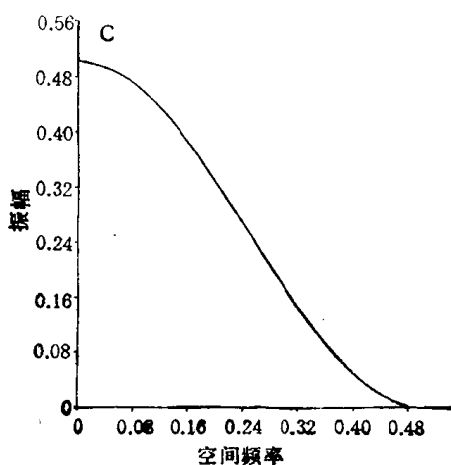


图 2-9

2. 高通滤波——边缘增强

边缘增强的处理方法与平滑类似,但滤波器的权系数不同,象素本身中心权为正值,周围的权为负值,图 2-10A 为原始象素矩阵。图 2-10B 为权系数矩阵,图 2-10C 为滤波后的象素矩阵。

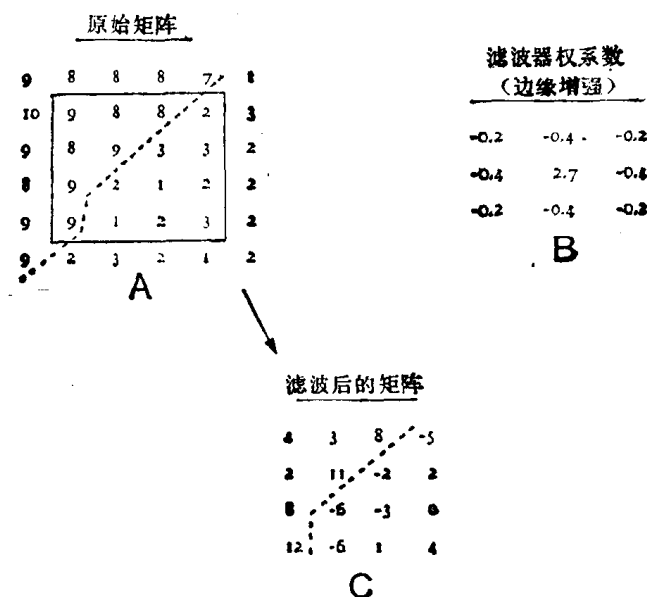


图 2-10

这个滤波的作用如图 2-9A 图象。进行高通滤波,得到图 2-11A 的边缘增强象,血管变得清晰了,图 2-11B 为这高通滤波器的频率响应。

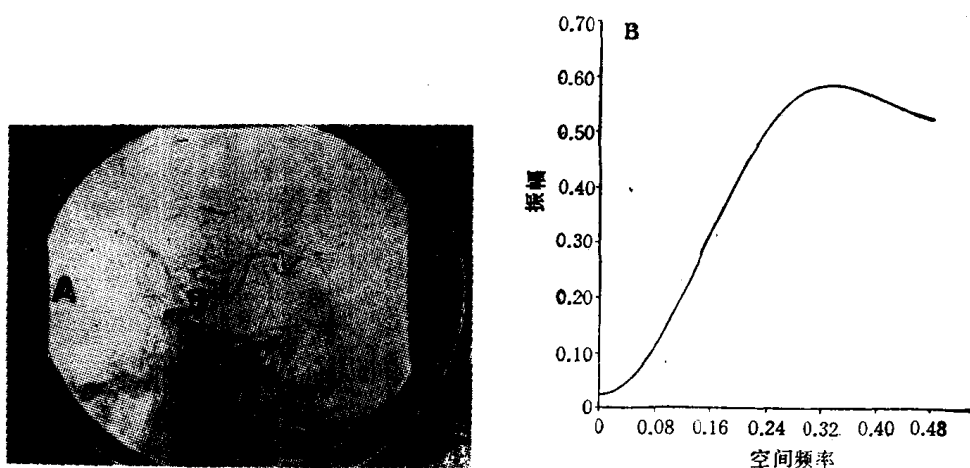


图 2-11

在边缘增强图中影象的亮度动态范围较原始象明显地减小了,在原象的很黑的区域中的血管看得清晰了,因为眼睛对于线和边缘很敏感,一般说多利用这类信息进行图象识别。增强边缘显示是很有用的。但它会损失原象中包括的一些灰度级的信息。

另一种实现图象边缘增强的方法是由原图象中减去通过低通滤波而变得模糊的图象。这样可把变化缓慢的背景除去加强快变化的边缘象。

2.4.3 多幅图象的处理

在数字X射线机等医疗影象设备中可以快速提供多幅图象。利用多幅图象可以提供比一幅图象更多的信息。例如,如果一个感兴趣的目标在两个图象中显示出不同(利用强度不同),而图象中不需要的部分没有变化,将两幅影象相减可以突出显示感兴趣的目标而消去其他不需要的背景。这就是X射线数字成影血管造影术的原理。这种相减处理方法有简单的背景掩模相减和递归滤波,匹配滤波等时域相减滤波法。有关这部分将在后面数字减影血管造影术部分详细介绍。

如果一系列影象中有兴趣的结构没有变化,而其他背景在图象间有起伏变化(例如,光子和电子噪声),将这些图象在一起平均可以减少变化的背景。如果在数字X射线影象中光子噪声是图象噪声的唯一来源,在各幅图象中噪声是统计独立的,多幅图象平均后噪声下降为 $1/\sqrt{n}$, n 为平均的图象数目。在核磁共振成象设备中,也采用这种方法来提高信噪比。在有些设备中为了减少要求的存贮器容量,采用一阶递归滤波器来代替简单的线性平均。在这种处理中老的平均图象 $\bar{I}_{n-1}$ 乘以 $(1-k)$ 加上新的图象 I_n 乘以 k 得到新的平均的图象 $\bar{I}_n$ 。系数 k 小于 1。

$$\bar{I}_n = \bar{I}_{n-1}(1-k) + kI_n$$

在这种方法中平均是连续进行的,可连续给出平均过的图象。每幅平均图象约相当于在此以前 $N = 1/k$ 幅图象的平均。

2.4.4 显示范围调节

如前所述存贮在数字存贮器中的数字图象必须变成模拟量送至显示器才能变成看得见的图象。数字图象有较大的动态范围,其字长一般是 10bit 以上的数字,10bit 的数字相当于有 1024 个灰阶。而显示器只有 256 灰阶。

显示范围调节也称亮度变换,用来在象素的数字值与显示器的灰阶之间进行匹配,一般说人眼能够观察到亮度变化的 1/100,即在黑白之间有 100 个灰度阶时可以分辨。而在数字X射线照相机和 X-CT 中亮度变化的动态范围可以达到 1000,即最小的亮度变化是最亮值的 0.1%。因此,人眼不能看出在一幅图象中的所有的潜在的信息。为了使人能看到这么宽的动态范围,在医疗诊断影象设备中装有快速数字亮度变换装置。操作人员通过变换器可以由计算机存贮的数字图象的数字中取一段送去显示,或者通过某种变换,将数字图象与显示器灰阶对应起来。这种数字亮度变换类似在电视机中模拟的亮度和对比度调节。

1. 线性变换(加窗)

在多数数字影象设备中亮度变换可以通过查表来实现。由图象存贮器中取来的某个象素的值,作为地址数到表格存贮器中去寻址,而表格存贮器存贮的数值是对应的亮度数值(0—255),由表格存贮器中读出的亮度值被送去驱动显示器。对于 10bit 的数字图象,表格存贮器有 1024 个地址,存贮着 1024 个亮度值。由于亮度数字只有 8bit,必然有很多地址的亮度值是相同的。改变表格的内容就可以改变亮度变换规律。

最简单的变换是将 1024 个象素数值,对应 256 个亮度值,这实际是将 10bit 数字的