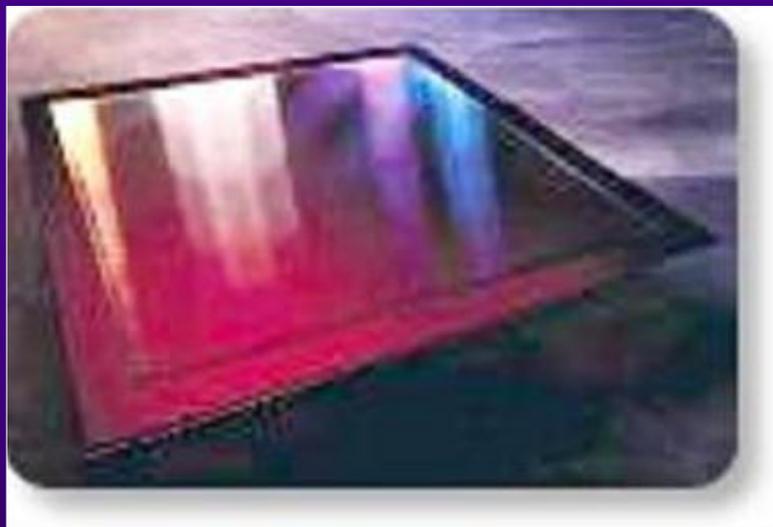


第十章 数字X线设备



- 把X射线透视图像数字化并进行图像处理，再转换成模拟图像显示的一种X线设备。
- 可分为 **CR**（X射线计算机摄影装置），**DR**（X射线数字摄影），**DSA**（数字减影血管造影），数字荧光摄影（**digital fluoroscopy, DF**）
- **DR**又可分为**DDR**（直接数字X线摄影）和**IDR**（间接数字X线摄影）

- **CR** 是用存储屏记录X射线，再通过激光扫描转换成光信号，此信号通过光电倍增管转换成电信号，再经A/D转换后，输入计算机处理
- **DDR** 是直接将X线图像变成电信号，再转换为数字图像；
- **IDR** 是先从X-TV或X线胶片上获得模拟图像，再转换成数字图像；
- **DF** 是先从X-TV获得模拟视频信号，再经A/D转换后，输入计算机处理，形成高质量的数字图像（25帧/秒）。

不同数字成像方式与x线束

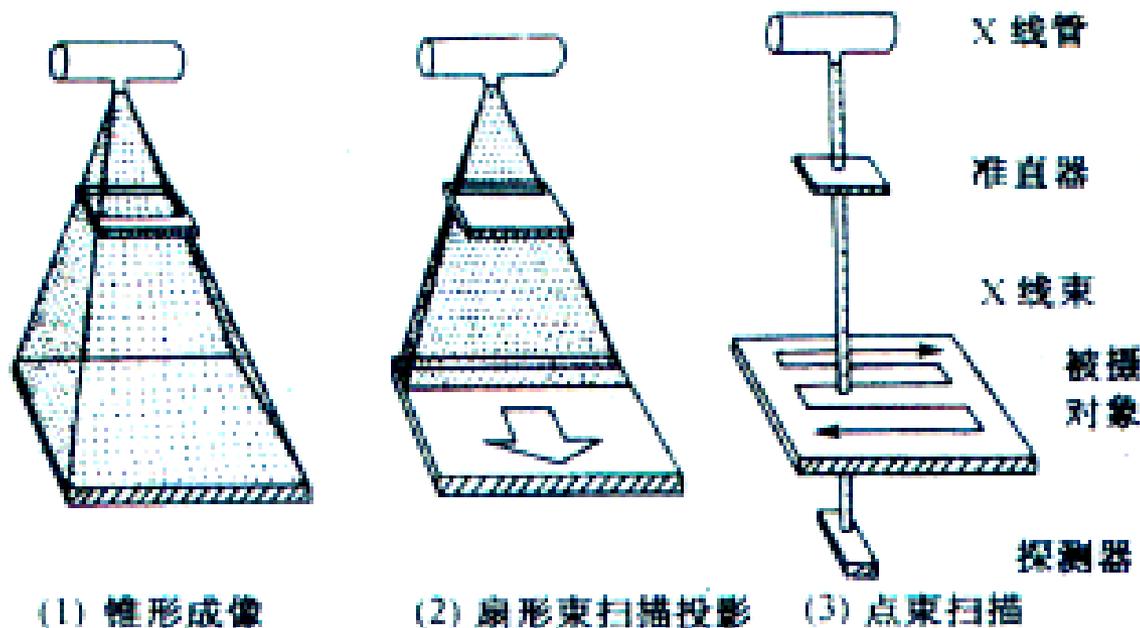
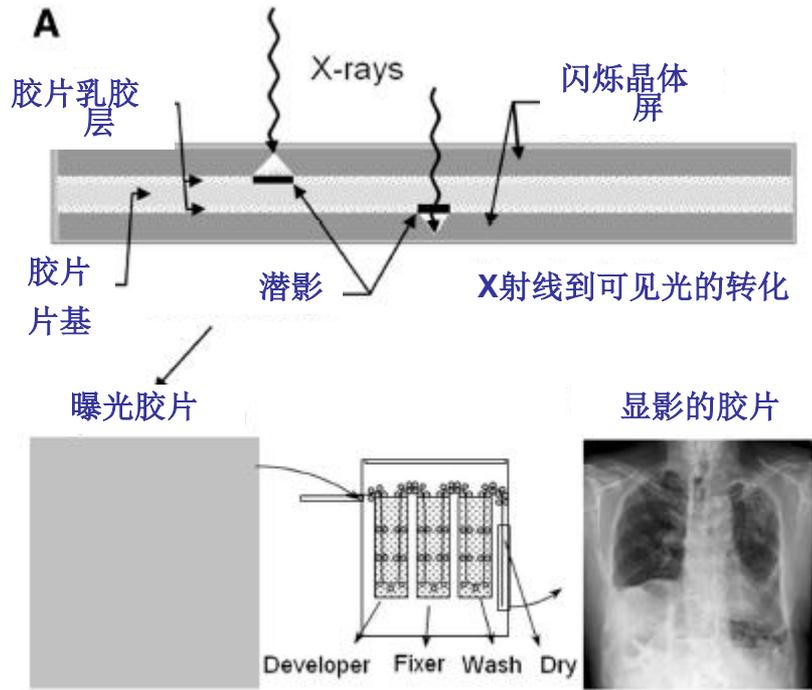
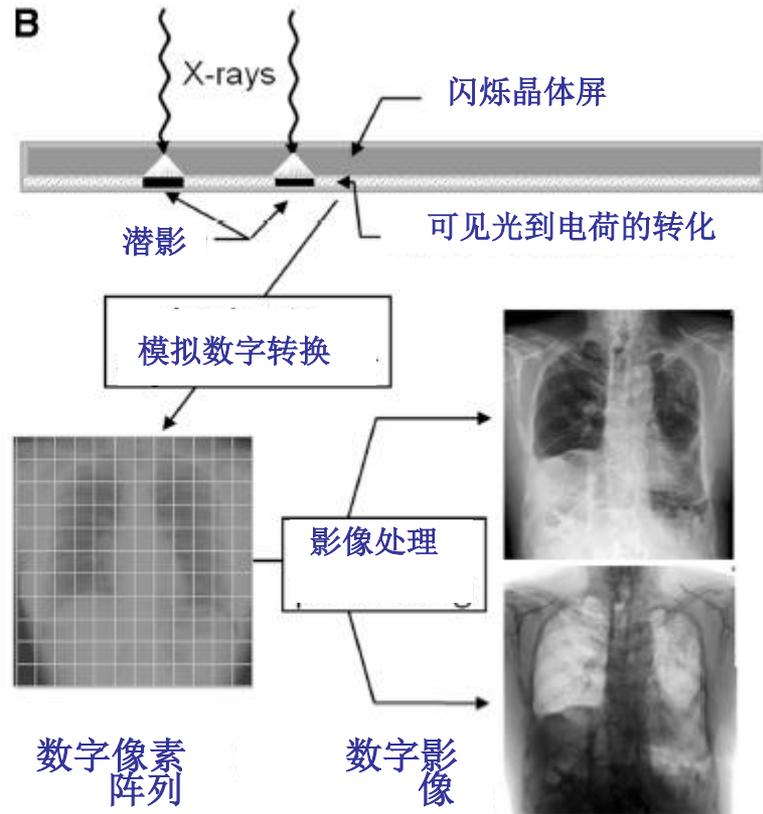


图 11-1 X线束形状与成像方式

数字影像和胶片影像的不同



胶片处理：
化学方法



- 数字X线设备与传统的增感屏－胶片成像系统相比的优点：

- 1 对比度分辨力高
 - 2 辐射剂量小
 - 3 图像的后处理功能强
 - 4 存储传输的便利性
- 其空间分辨力不如胶片

第一节 计算机X线摄影装置

一、分类、基本结构

CR的分类

- 1、通用型CR

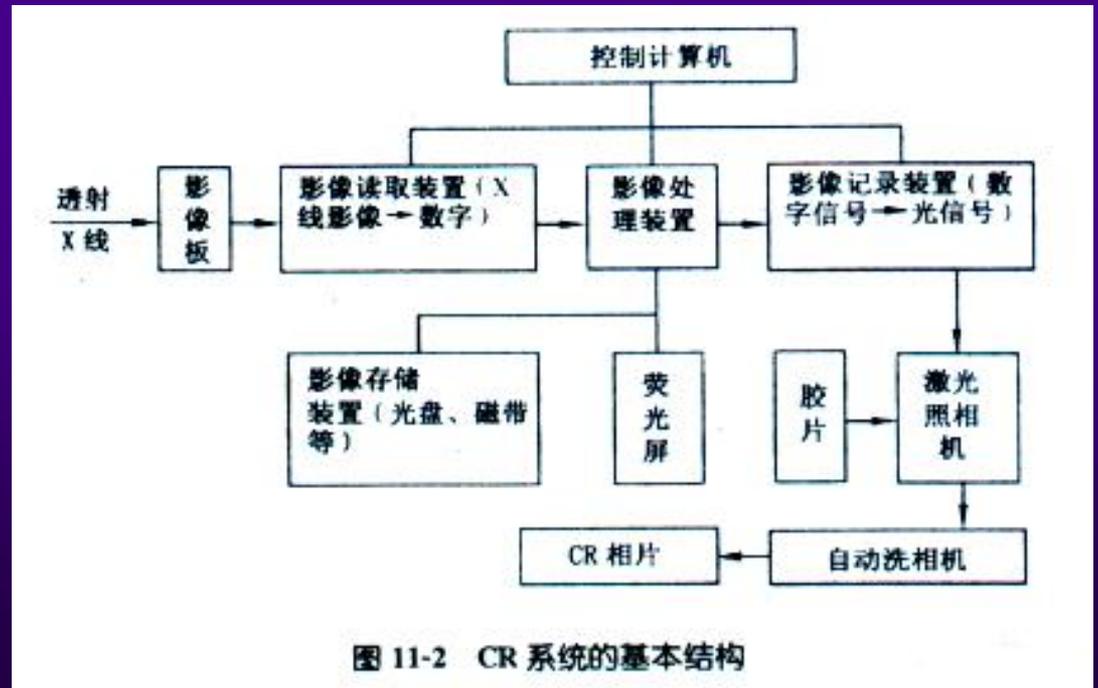
将IP板放入暗盒内，由阅读器读取。手工，可用于原有X线机和屏片系统。

- 2、专用型CR

读取设备与X线摄影设备结合在一起，自动，效率高，但必须使用专用设备。

基本结构

- 采用的是影像板（image plate, IP）作探测器，除了数字化带来的优点外，还具有对比度分辨力高，辐射剂量小等优点），但是空间分辨力不如胶片高。



- **信号采集**→ IP代替胶片,潜影形式记忆X线图像
- **信号转换**→影像读取装置实现, 潜影变数字影像
- **信号处理**→相关后处理, 图像处理等
- **信号记录**→光盘, 激光相机打印, 或直接打印胶片, 以及计算机显示器上显示

二、影像板

- CR影像记录在IP板上，可以重复使用，但不能直接显示图像。
- 保护层
- 光激励发光荧光层
- 基板
- 背面保护层

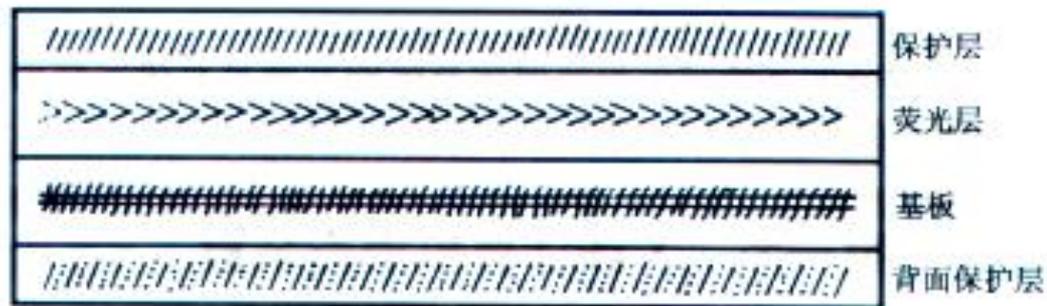


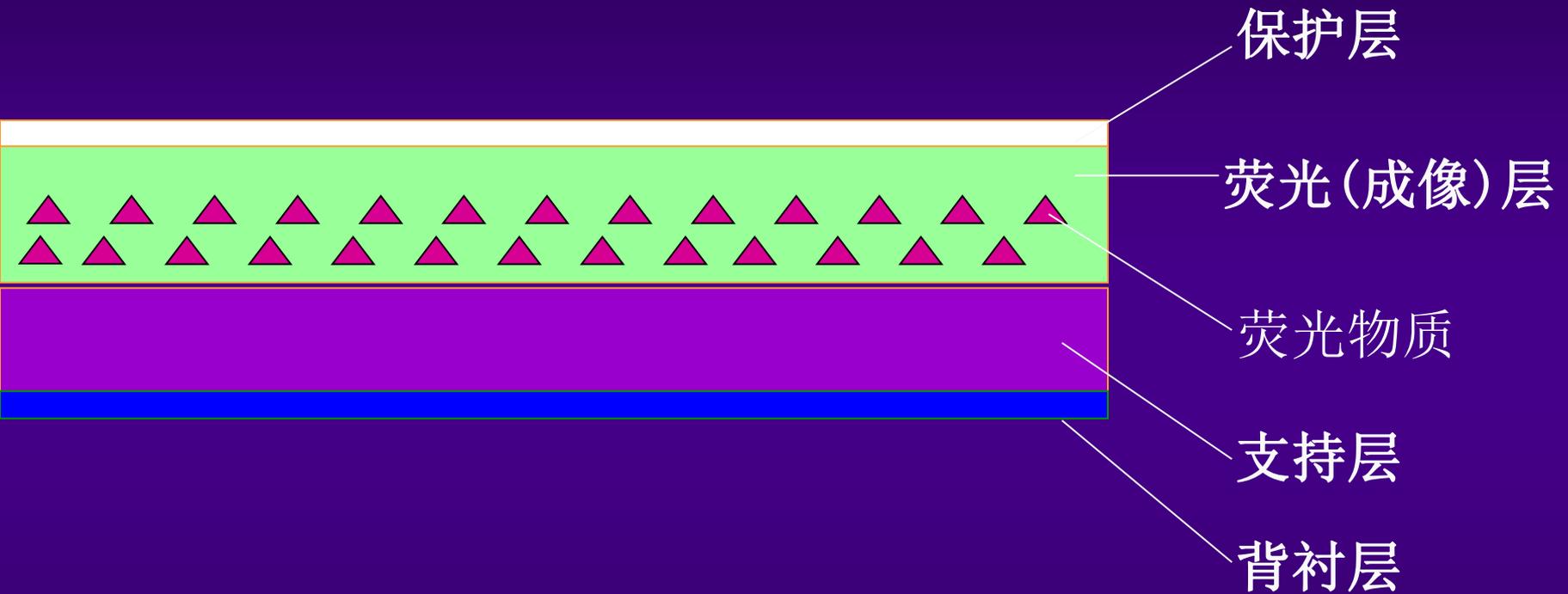
图 4-3 IP 结构示意图

影像板

工作原理：来自人体X线，照射在IP板中的PSL上，PSL物质吸收X光子，并释放电子，其中部分电子散布在荧光体内呈现半稳定状态，形成潜影，完成记录人体器官组织解剖图象。第二次激光照射在已有潜影的IP板，PSL物质发光，发光强度与第一次X光能量成正比，完成对IP板上存储影像的读出（激光扫描仪发出的激光后面讲）

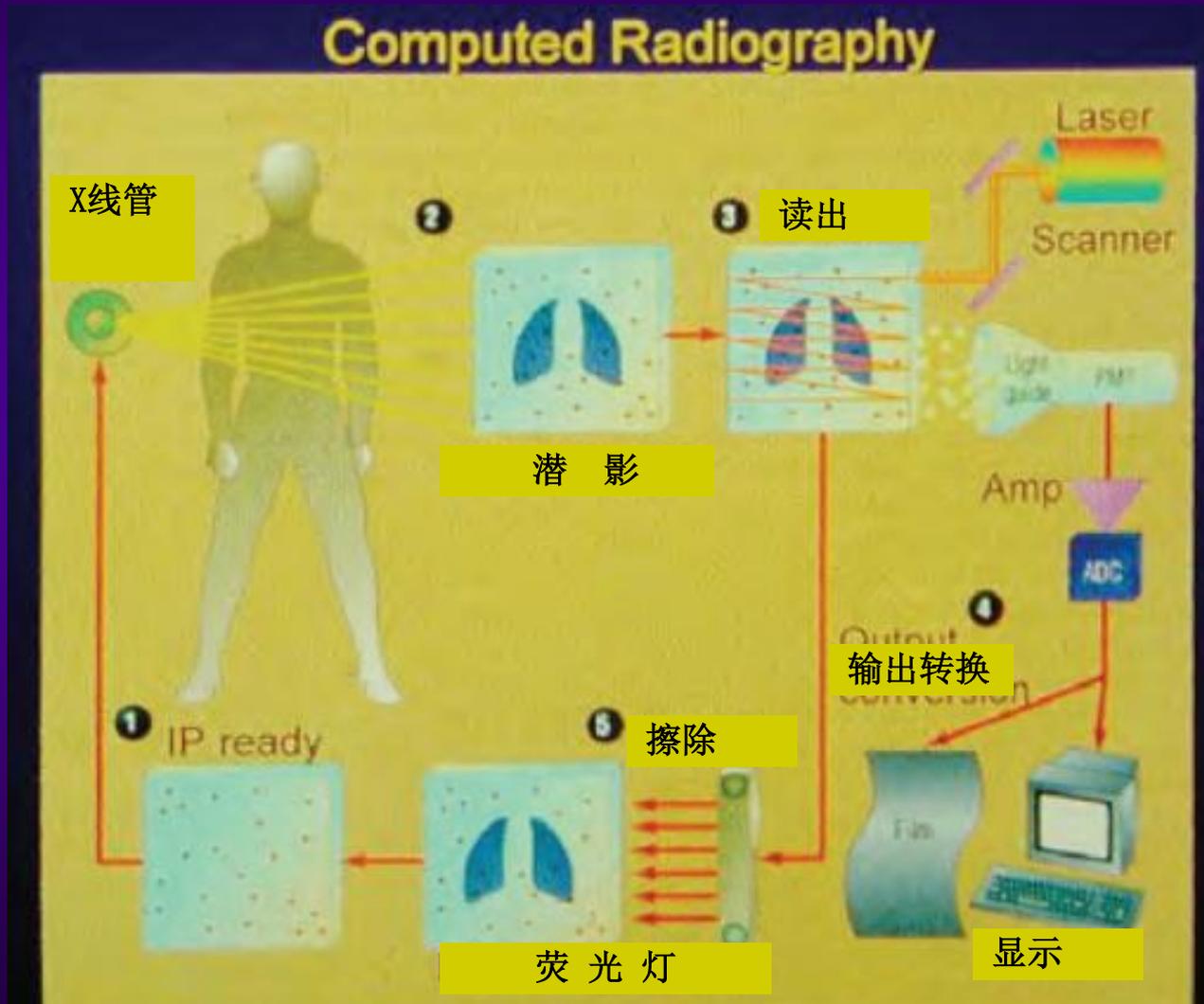
- IP板代替传统胶片的优点：多次使用；白光下；动态范围宽。

影像板的结构图 (Structure of Image Plate)



数字X线成像

计算机X射线摄影 (CR)



影像板的一些特点

- **发射光谱和激发光谱：** 发出的荧光光谱和使用的激发光光谱之间要一定的关系
- **时间响应：** 当停止用激光照射荧光体时，发光按其衰减规律逐渐终止。IP的PSL强度衰减速度很快，不会发生采集和读出信息的重迭，即IP具有很好的时间响应特征
- **动态范围：** 宽容度 可以精确地检测每次摄影中各组织间X线吸收的差别
- **存储信息消退：** 最好在8小时之内读出信息
- **天然辐射的影像：** 先消除其它电磁波在IP上的潜影

使用注意事项

- 由于在摄影前可改变摄影范围的大小，在读取部分设置予读程序，并能反复使用IP，所以用一张较大的IP来记录X线影像，可以大大减少胶片尺寸的选择次数。
- IP在再次使用时，最好重作一次光照射，以消除可能存在的任何潜影。
- 由于IP上的荧光物质对X线的敏感度高于普通X线胶片，要求很好屏蔽。

三、读取装置

- **暗盒型读取装置**：将IP板放入暗盒中，可以直接替代常规摄影的暗盒。
- **无暗盒读取装置**：投照读取一体，专用设备
- 暗盒操作主要是两个功能：**读取，消除**

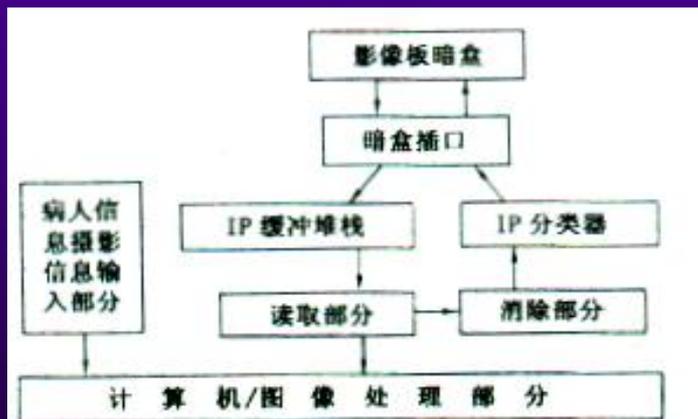
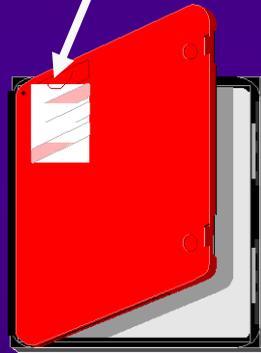


图 11-4 暗盒型读取装置的结构

暗盒/影像板 (Cassette/Image Plate)

Memory chip 记忆卡 – 记忆病人及技术资料

包括： 姓名、年龄、摄影体位等



IP板/暗盒规格：

14 × 17 in

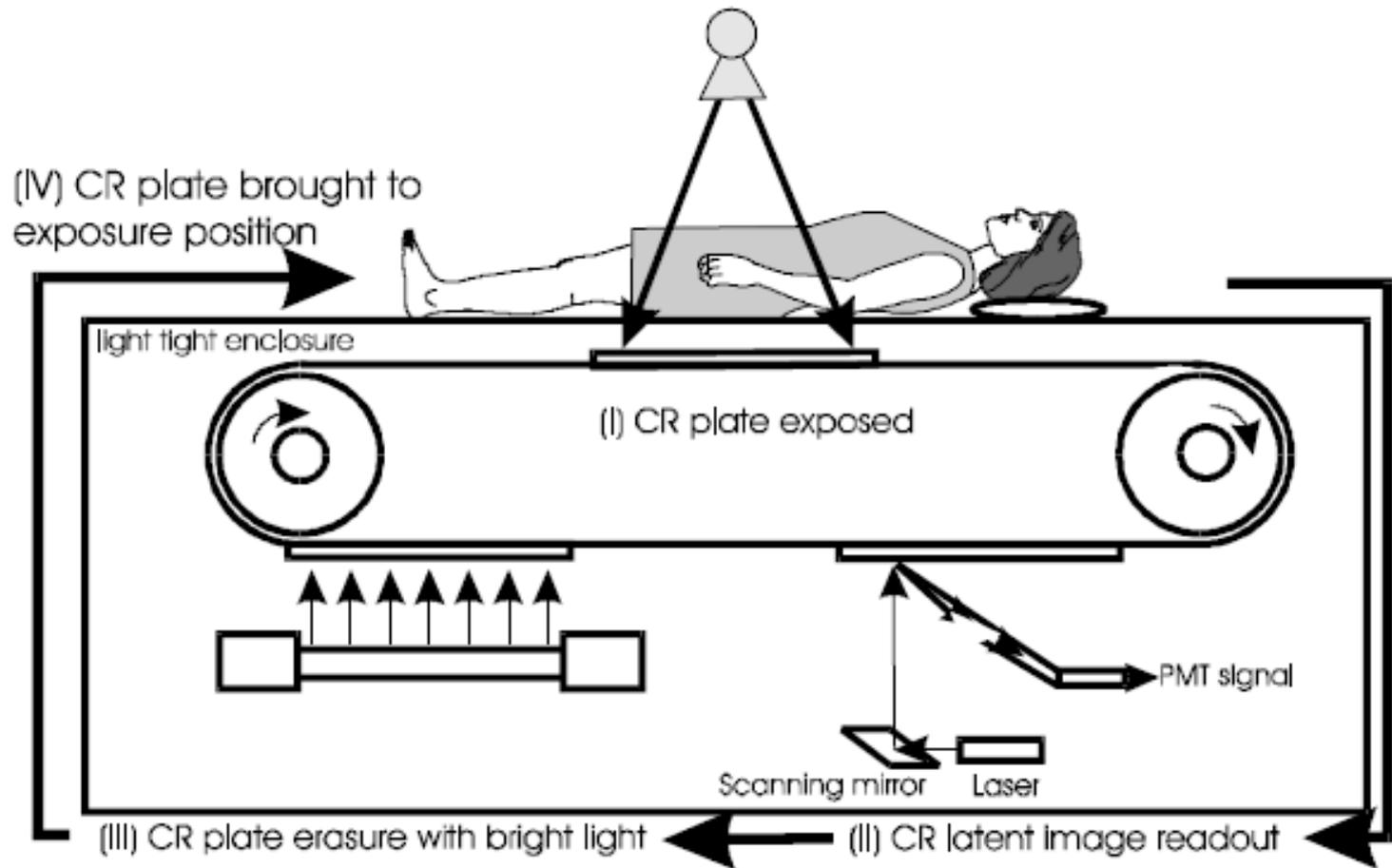
14 × 14 in

10 × 12 in

8 × 10 in

牙科暗盒

乳腺暗盒



(b) Integrated readout CR system

• 读出原理

存储在IP上的潜像分两步读出。①用一束微弱的激光瞬间粗略地扫描IP，并立即计算出潜像的PSL发光强度的直方图；②在获取上述信息的基础上，自动调整光电倍增管的灵敏度及放大器的增益，再用高强度的激光精细地读出潜像，并实现数字化。将读取装置输出的数字影像信号、从控制台输入的摄影信息、直方图信息以及系统内部程序等一起送到计算机化的图像处理器，经过各种图像处理，获得最佳的适合于诊断的数字X线影像

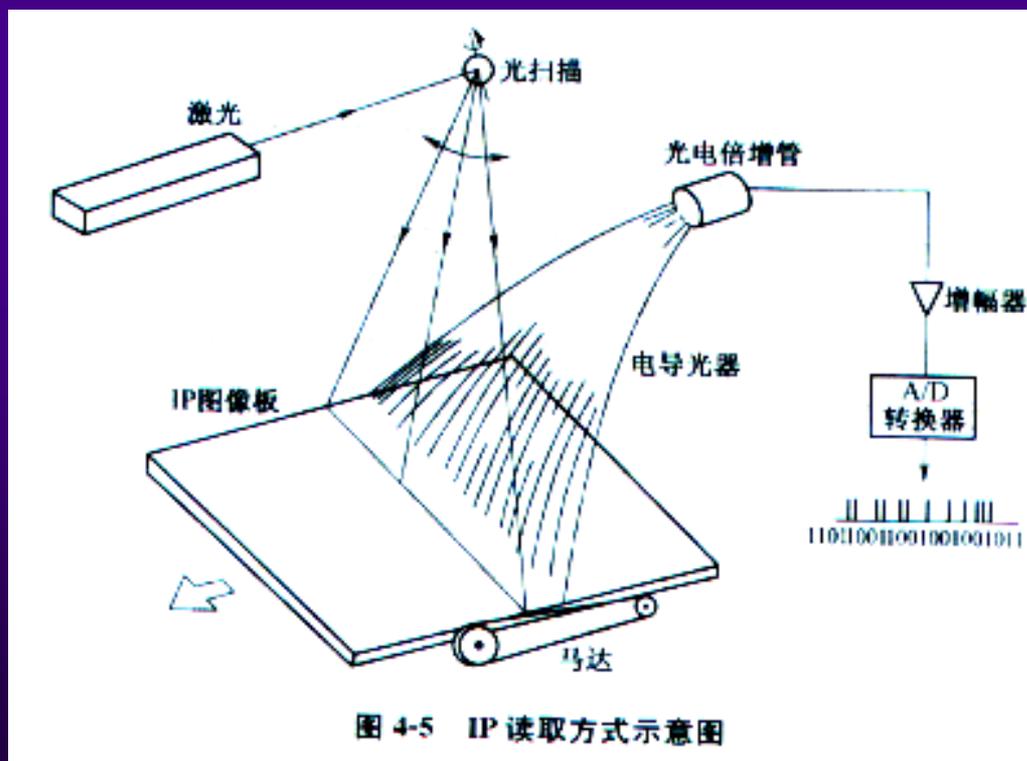


图 4-5 IP 读取方式示意图

• 激光扫描机

1、**作用：**读出IP板上记录人体器官组织的图象，和光电转换器件把IP板上记录的器官组织图象转变成电信号，经数字化处理，送往计算机系统处理。

2、**结构：**激光光源、光学偏转系统、电机。

3、**工作原理：**

- 激光与物质的作用：

- 光致发光

- 灰度值、X线强度与器官组织密度。

- 象素与象素位置。

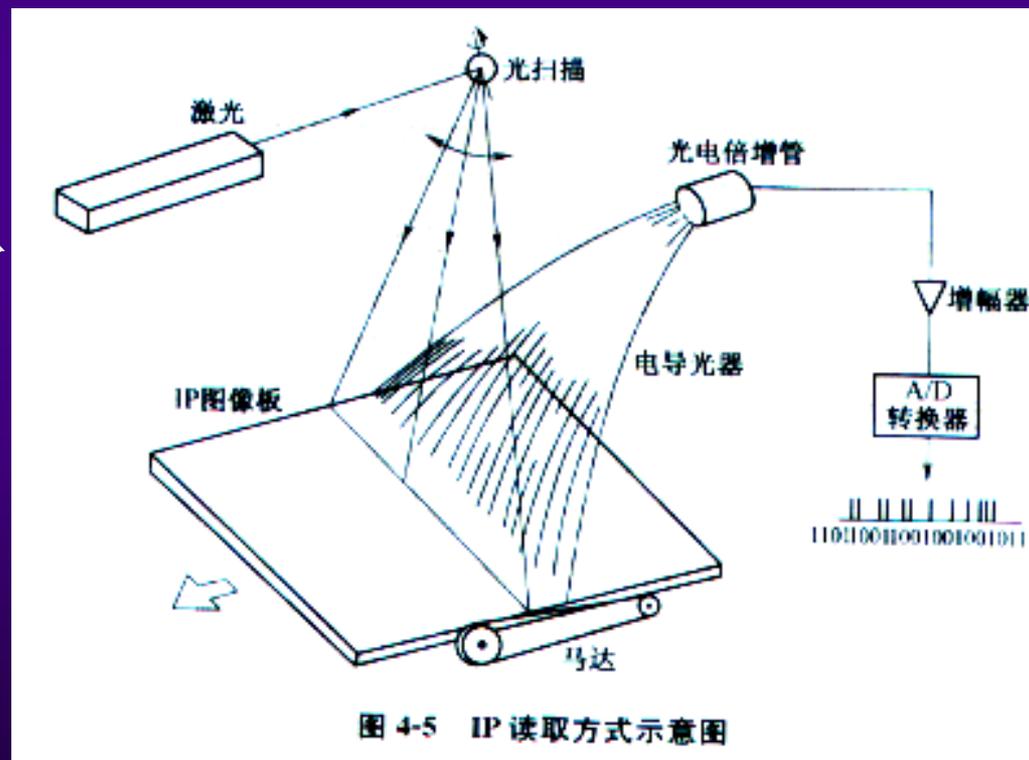


图 4-5 IP 读取方式示意图

激光扫描器 (Scanister)

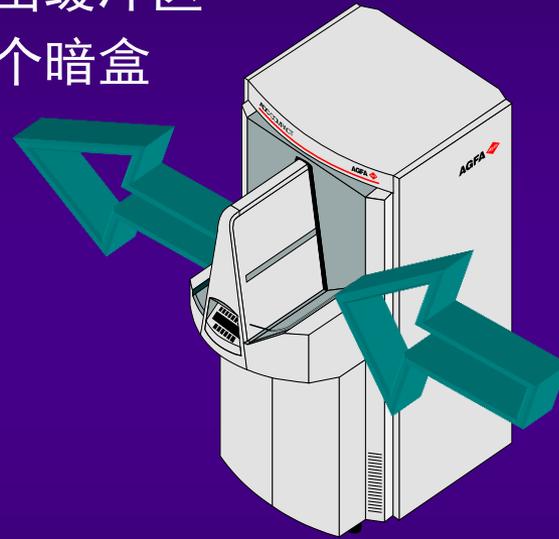


数字X线成像

激光扫描器性能

- 输入输出各10个暗盒
- 无需等候时间
- 每小时90-100张
- 读取病人及影像资料
- 以12bit获取影像
- 以12bit讯息输出

输出缓冲区
10个暗盒

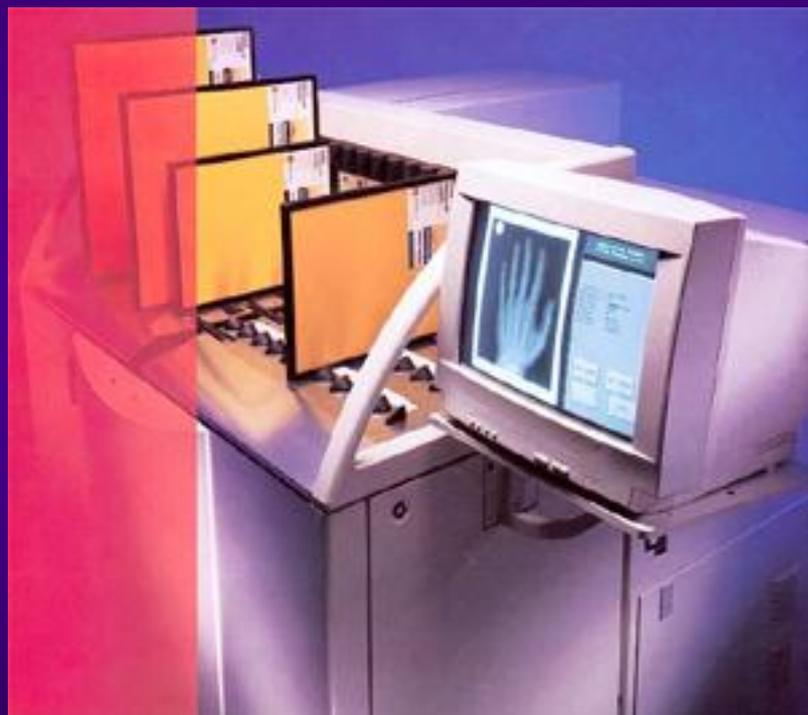


输入缓冲区
10个暗盒

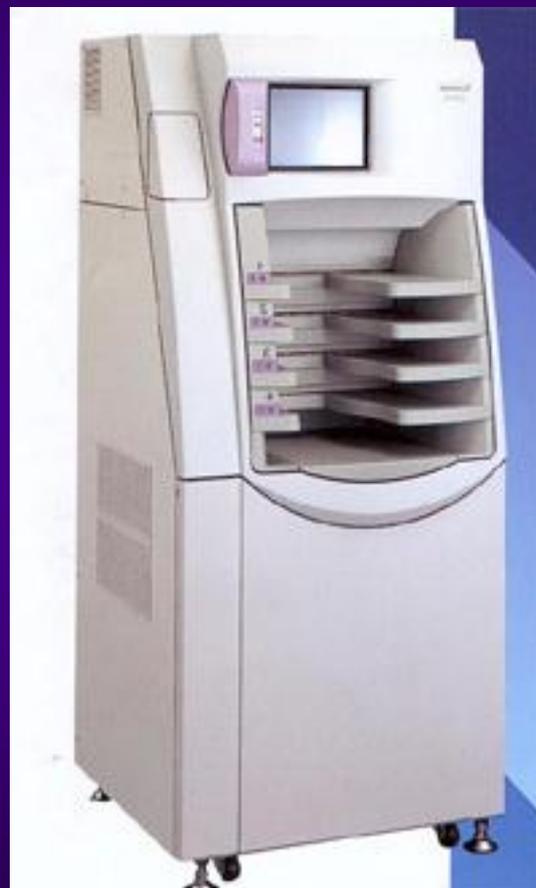
数字X线成像

其它结构的激光扫描器

履带式



抽屉式



数字X线成像

数据采集工作原理

- 如何将来之人体的X线转变成电信号
- 如和用二进制表示信息（文字、图象、声音、人体器官组织的生理参数）
- 采集数据个数和数据大小与那些因素有关。

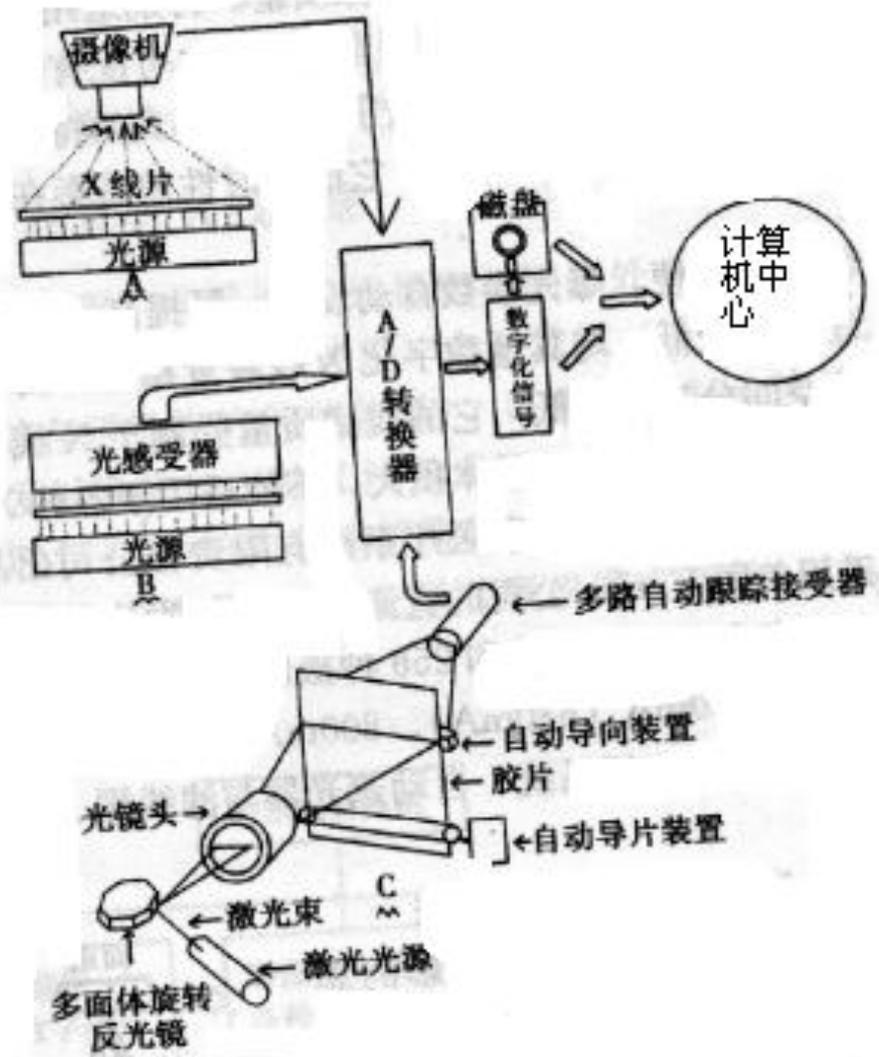


图 14-27 影像读取转换系统模式图

影响影像质量的因素

- PSL物质的特性和读取系统的电、光学特性。
- 1. 激光束的直径 读取装置的激光点直径越小，则读取的信息量就越多，得到的影像质量就越好。
- 2. 光电及传动系统的噪声 CR系统中X线量子噪声是在X线被IP吸收过程中产生的，与IP检测到的X线量成反比。
- 3. 数字化的影响

四、计算机图像处理

- 图象处理环节
- 自动曝光系统与灵敏度控制环节
- 图象后处理

图像处理环节

- 与系统检测功能有关的处理；涉及图像读取装置输入信号和输出信号之间的关系，利用适当的影像读出技术，保证整个系统在很宽的动态范围内自动获得具有最佳密度和对比度的图像。
- 与显示功能有关的处理；各种特殊处理（如灰阶处理、频率处理、减影处理等）为医生提供可满足不同诊断目的、具有较高诊断价值的影像，常称为后处理。
- 与图像信息的存储和记录有关的处理；

图像读出灵敏度自动设定

- 自动控制图像读出特性，实现图像密度的稳定；
 - 预读直方图；
 - 照射野范围确定；



图 11-6 读出灵敏度自动设定机构框图



图 11-7 预读程序流程图

照射野范围确定

- (1) 测定探测的起始点：X线照射野与非照射野比较，其密度差别通常较大，CR系统利用这一特点作图像密度的积分运算，求出积分图像的重心，以此作为照射野探测的起始点。
- (2) 测定照射野边缘的候补点：从探测器的起始点开始向各个方向探测，一旦超越照射野，局部像素的密度将急剧减少，该处就是边缘，位于边缘上的点，即为照射野的边缘候补点。
- (3) 照射野形状的修正：上述选定的边缘候补点大部分可以正确代表照射野的边缘，但小部分可能是由密度差别大的组织间交界（如骨与软组织）形成的候补点。为此，需依次用直线连接探测起始点和候补点，测定其距离，要摒除与大多数距离有显著差别的点，使最终获得的照射野形状呈对称的凸多角形。



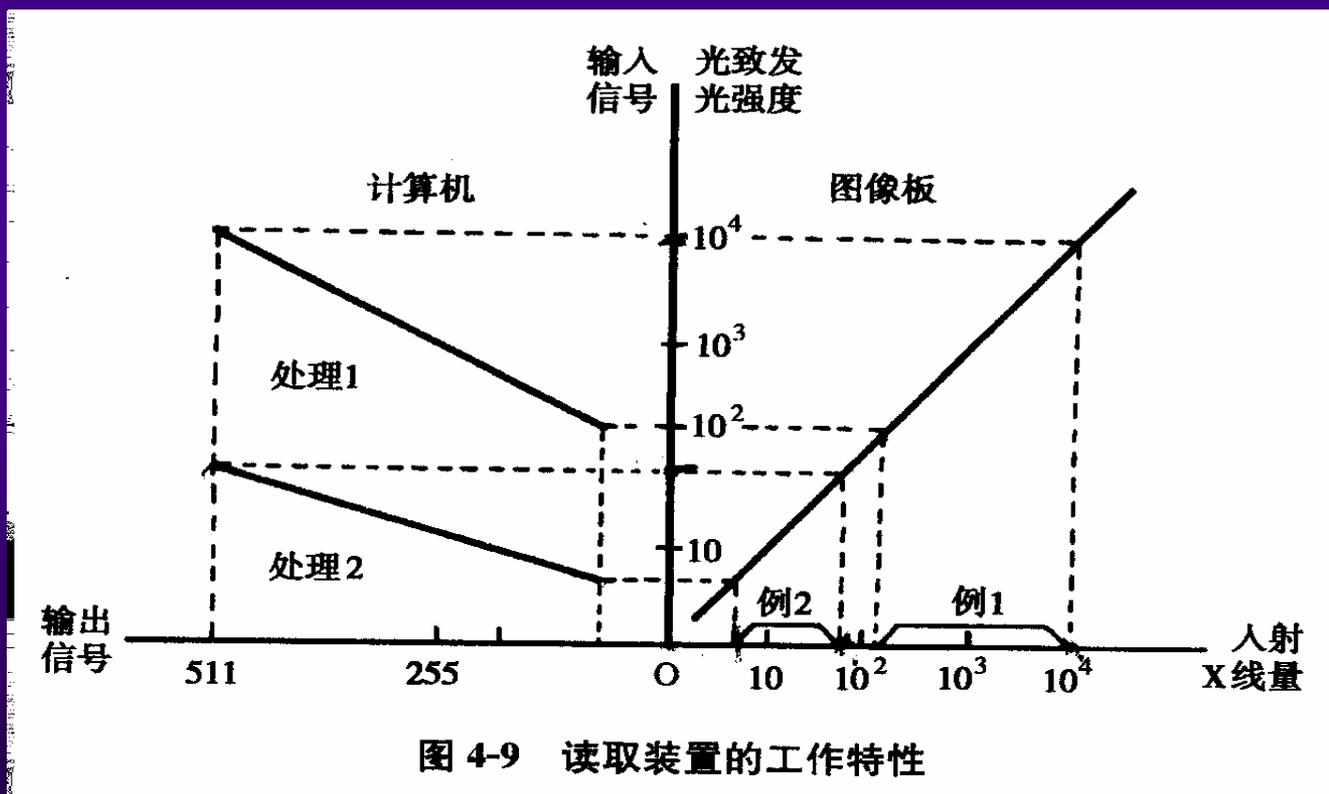
图 11-6 读出灵敏度自动设定机构框图



图 11-7 预读程序流程图

- 通过对直方图的分析 and 计算，自动确定X线剂量范围，再算出有诊断价值的PSL光量的范围，即读取装置的输入信号范围，从而决定本次读出IP影像的最佳条件（读出灵敏度和采集范围），具体地说，是决定光电倍增管的灵敏度和放大器的增益。

当摄取图象时用了过大的暴光量，读出灵敏度会自动降低反之，读出灵敏度会自动升高。这样总能得到黑化度良好的影象



图像后处理

- 1、灰阶处理
- 2、空间频率处理
- 3、动态范围压缩
- 4、减影处理
- 5、叠加处理

五、图像存储装置

存储载体

- 硬盘：
用于短期暂存数据，以便快速调阅图像
- 光盘：CD-ROM,CD-R,CD-RW等
在玻璃、塑料或铝等制作的基板上涂一层记忆膜，用高强度激光按影像信息在膜上打孔而记录信息，读取时以较弱的激光根据反光原理重现被记录的影像。

六、评价标准

- 检测项目；
 - CR性能检测
 - CR附属设备性能检测
- 评价标准；
 - IP暗噪声
 - IP的一致性和重复性
 - 照射量指示器校准
 - 激光束的功能
 - 极限分辨率和分辨率一致性
 - 空间的准确性和IP板均匀性
 - 擦除完全性
 - 滤线栅效应
 - IP通过量

七、使用注意事项

1. 使用注意

- 开机前条件：机房温度湿度等；
- IP常规维护清洁和IP残影的消除工作，网络等；
- 暗盒插拔及后处理等；

2. 保养

定期清洁IP板，读取装置进风口过滤网，IP传输通道，
清洁灯管表面及通道

超过使用寿命应及时更换（一万次左右）

按尺寸大小有序竖放

更换机械手负压泵和负压杯，擦除灯

CR的优点与不足

优点: • 数字影像

- X 射线照射量的动态范围大
- X 射线的照射量低
- 临床运用范围广
- 成像 板可重复使用

不足:

- 时间分辨率较差。
- 空间分辨率与X射线屏-片检查相比，稍嫌不足。
- 价格昂贵。

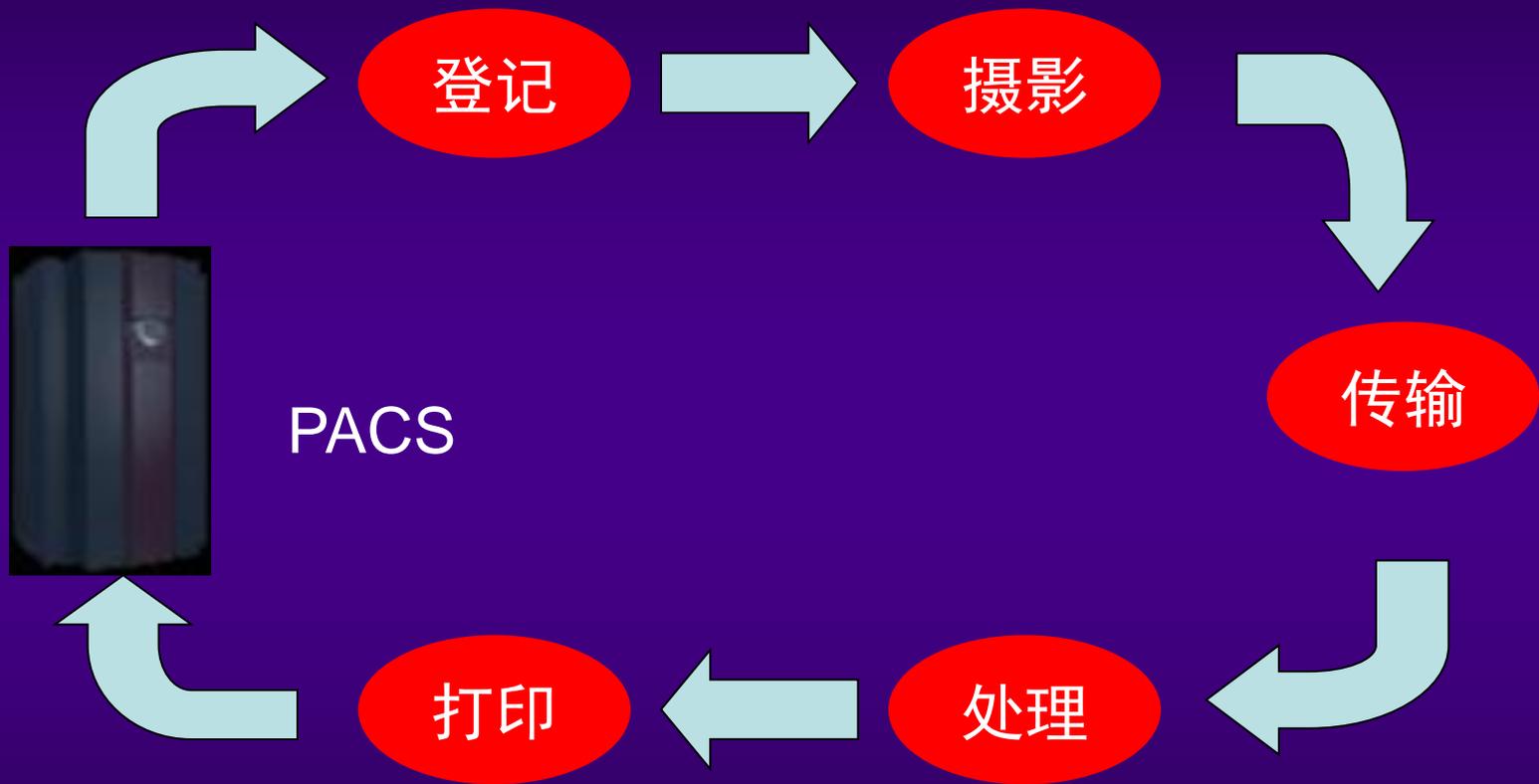
CR今后的改进方向是：①提高时间分辨力，以适应动态器官和结构的显示。②进一步提高X线的转换效率。如增加IP的荧光层厚度，以提高量子检出效率。③减少IP荧光体内颗粒的尺寸，以提高发光效率，减少IP的结构噪声等。

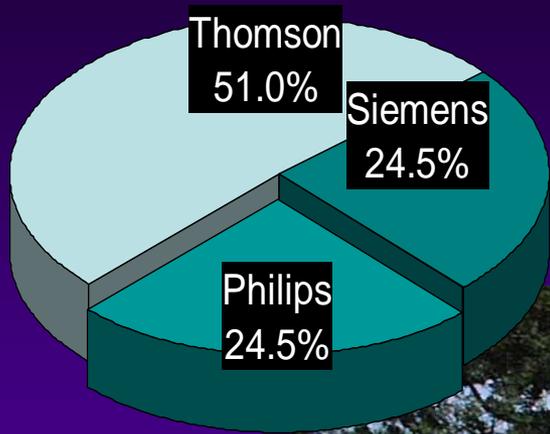
第二节 X线数字摄影装置



数字X线成像

DR Workflow





Flat panel detector



Trixell

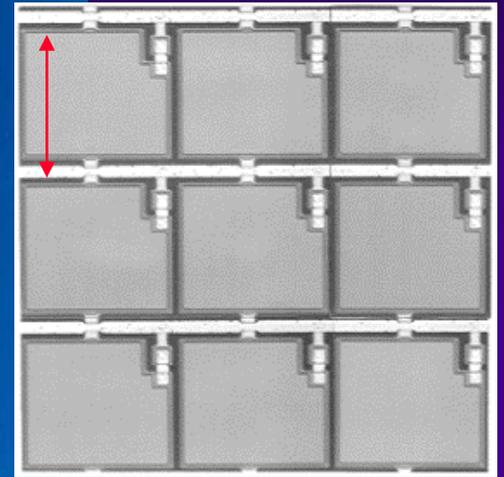
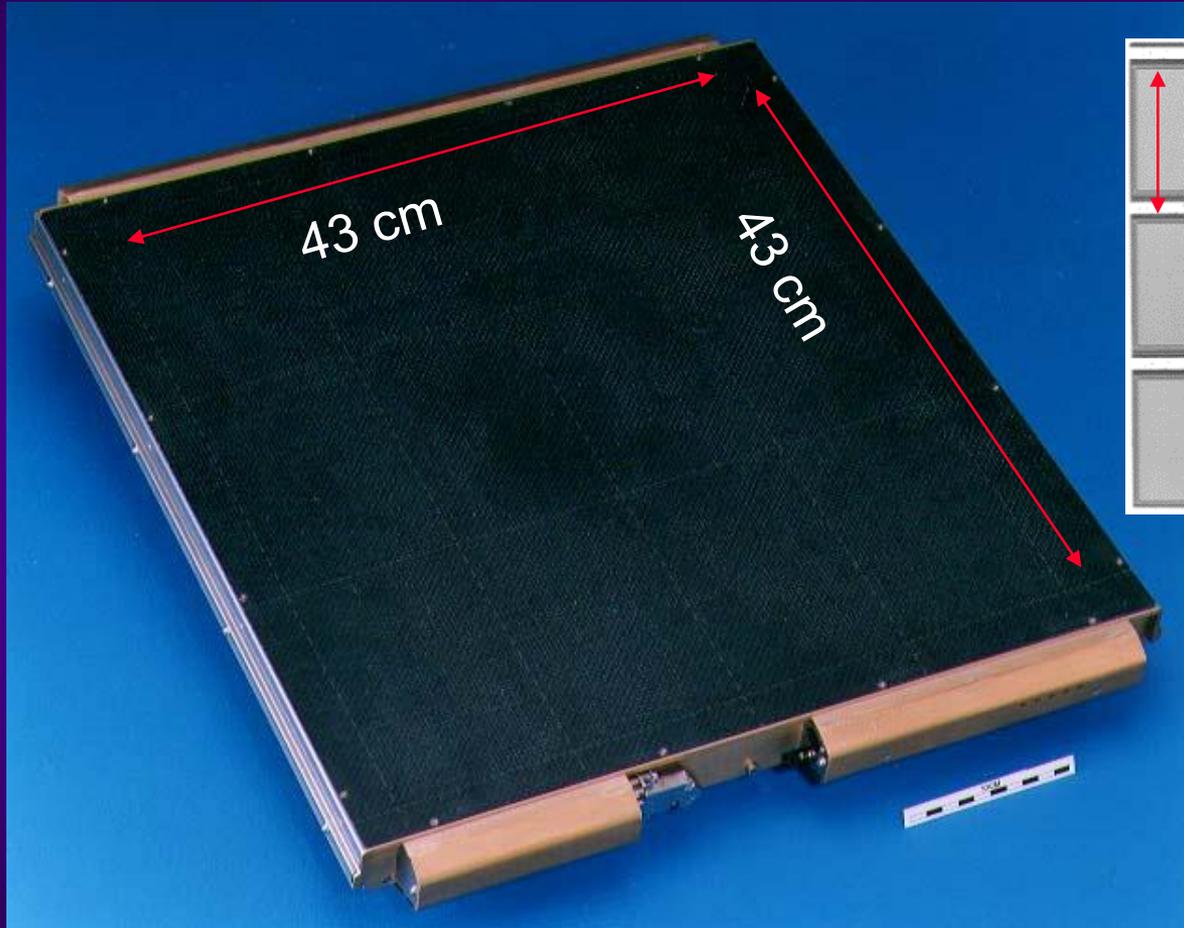
France,
Moirans

Delivers to Philips, Siemens (and other OEMs)

数字X线成像

Trixell - Pixium 4600

143 μm pixel size



数字X线成像

第二节 X线数字摄影装置

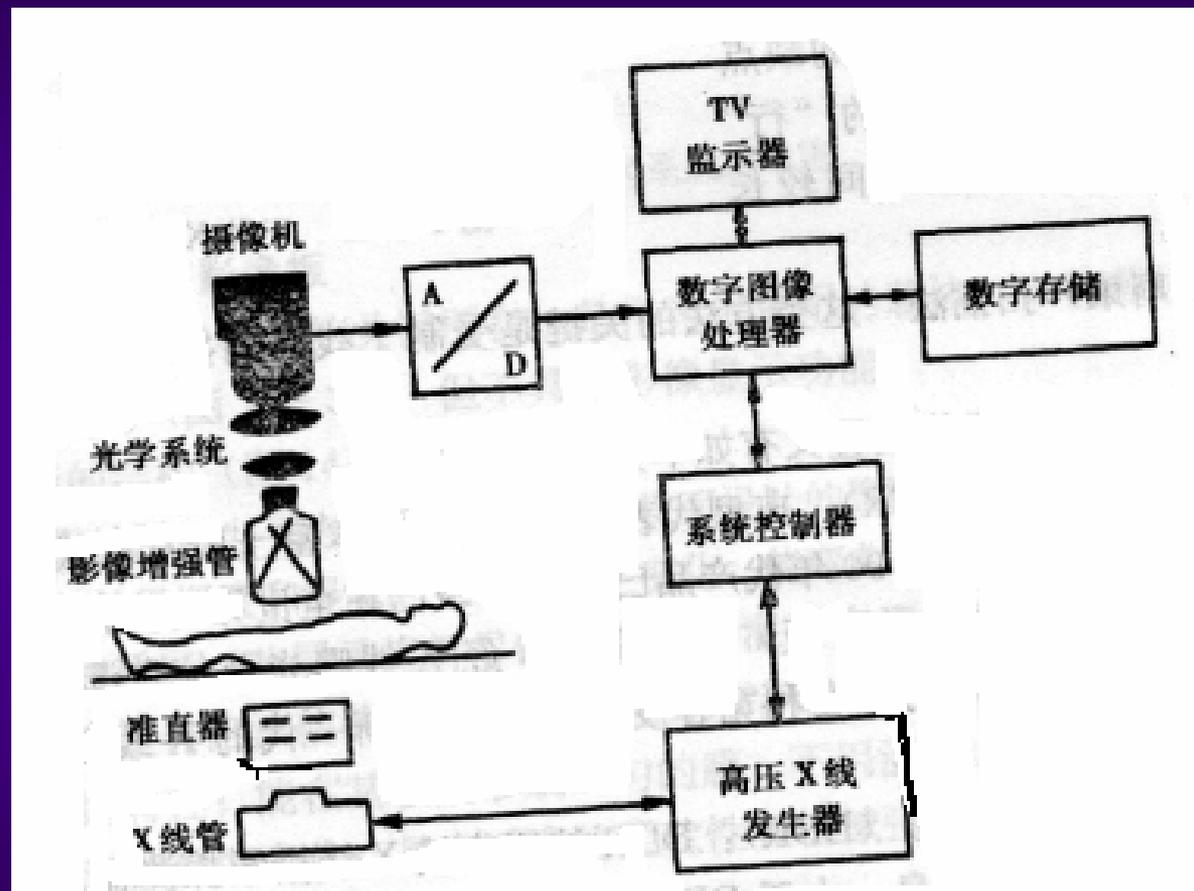
一 间接X线数字摄影装置 (IDR)



图 4-11 IDR 的基本工作原理框图

间接X线数字摄影装置

- 输出的是数字图像，但是先生成模拟图像；
- 一般要用到影像增强器；



二 直接X线数字摄影装置

DR的工作原理

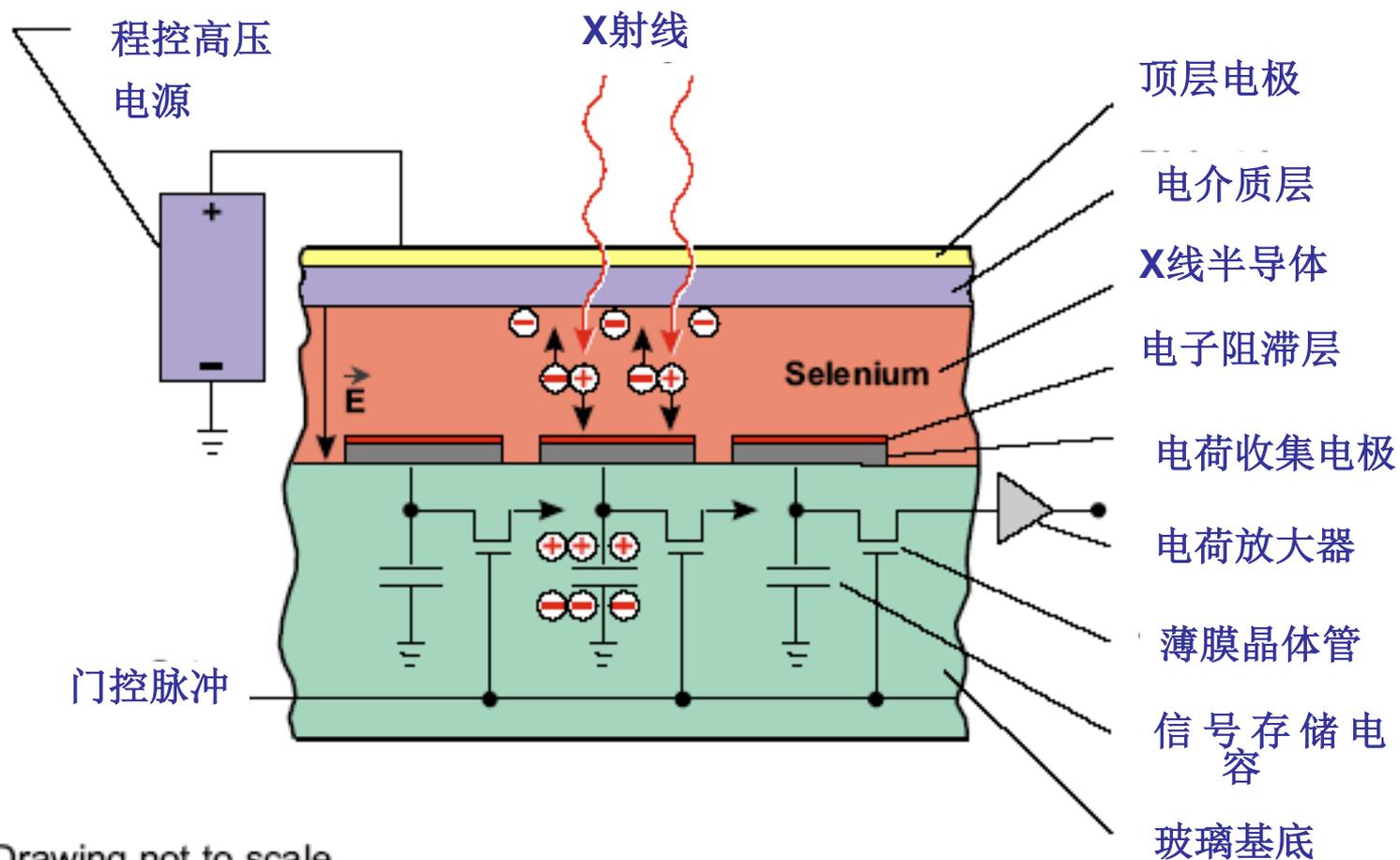
- DR 是指采用一维或二维X线探测器直接把X线转换为模拟电信号进行数字化的方法
- 主要使用FPD（平板型探测器）
- 多丝正比室扫描型，CCD摄像机型

平板探测型DR

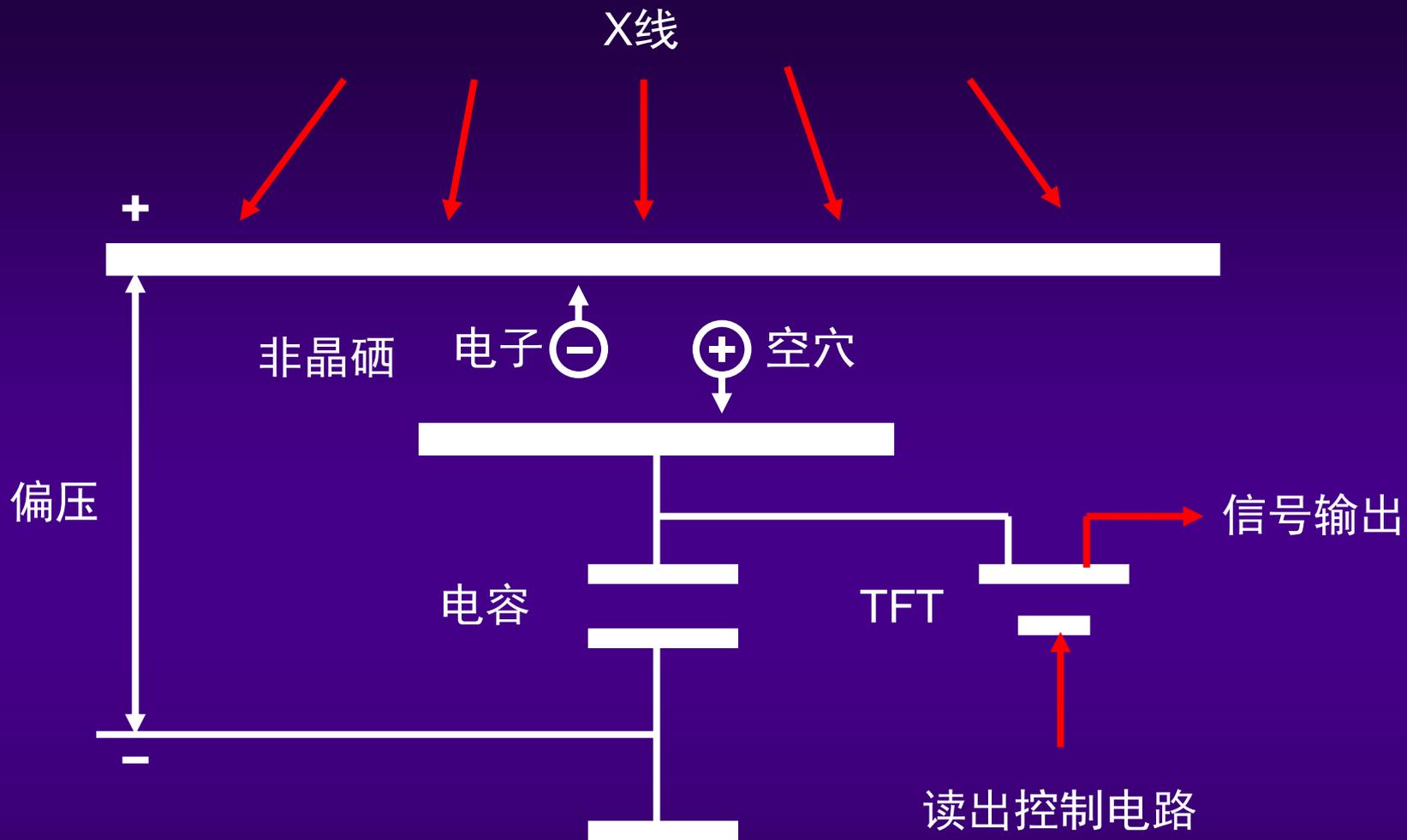
- 固体探测器型，主要有非晶体硅型和非晶态硒型；
- 直接将X射线转化成相应的电压幅值，并记录对应的位置，达到成数字图像的目的；

DR使用的X线探测器

非晶态硒型



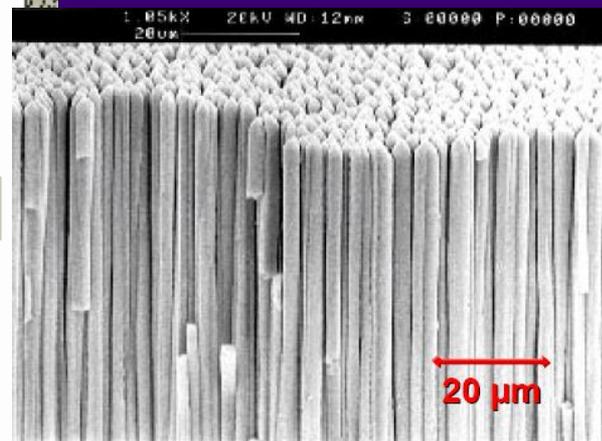
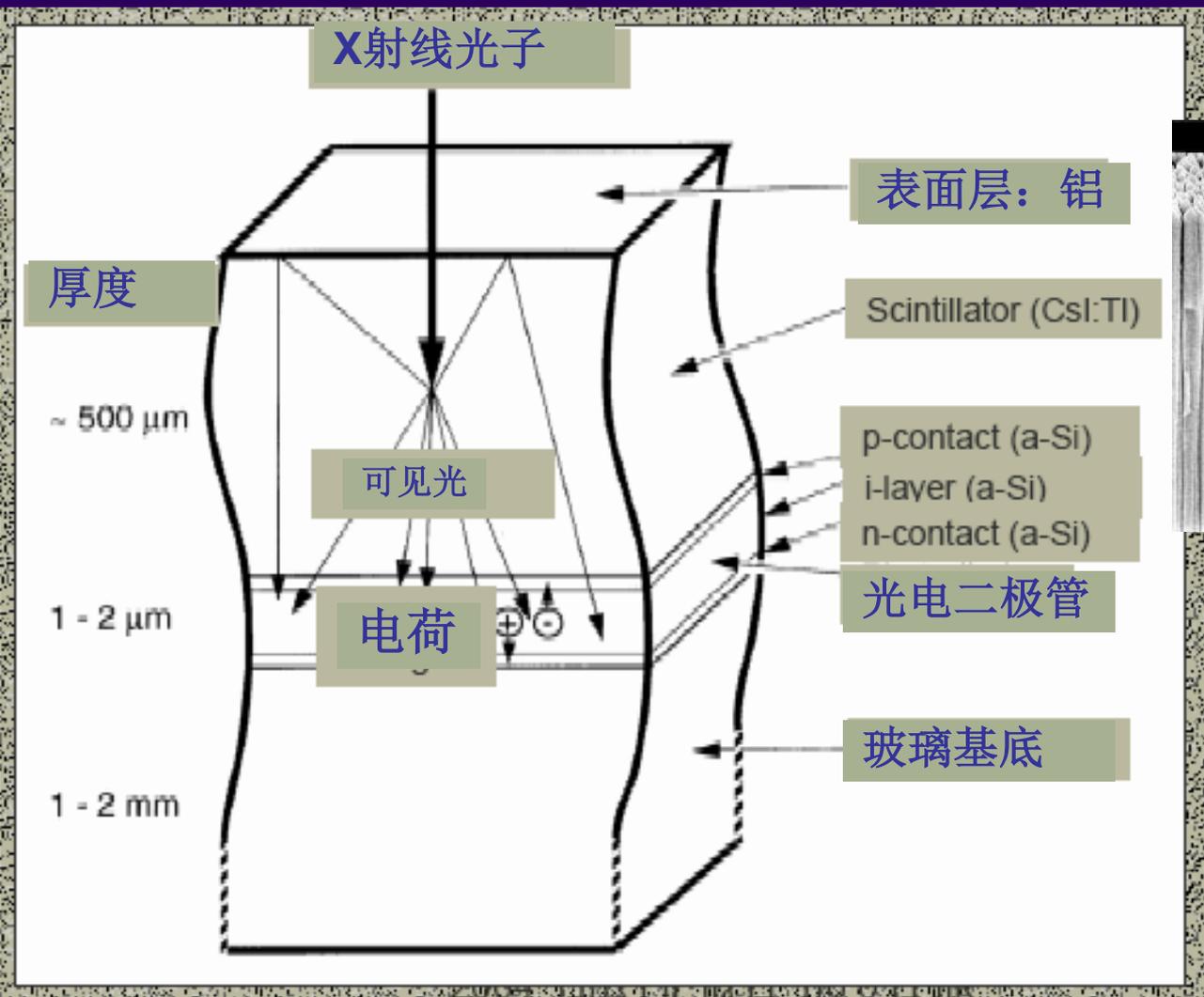
Drawing not to scale



直接转换平板探测器

- 封装在类似胶片夹的暗盒内，主要由集电矩阵、硒层、电介层、顶层电极和保护层等构成。集电矩阵由按阵元方式排列的薄膜晶体管（thin-film transistor, TFT）组成，非晶态硒层涂覆在集电矩阵上，它对X线敏感，并有很高的解像能力。
- 工作原理是：入射X线光子在硒层中产生电子-空穴对，在顶层电极和集电矩阵间外加高压电场的作用下，电子和空穴向相反方向移动，形成电流，导致TFT的极间电容存储电荷，电荷量与入射X线强度成正比，所以每个TFT就成为一个采集图像的最小单元，即像素。每个像素区域内还形成一个场效应管，它起开关作用。在读出控制信号的作用下，开关导通，把像素存储的电荷按顺序逐一传送到外电路，经读出放大器放大后被同步地转换成数字信号。
- 由于放大器和A/D转换器都置于探测器暗盒内，从外部看，探测器暗盒是接收X线图像而直接输出数字化图像信息。信号读出后，扫描电路自动清除硒层中的潜影和电容存储的电荷，以保证探测器能反复使用。
- TFT像素的尺寸直接决定图像的空间分辨力，如每个像素为 $139\mu\text{m} \times 139\mu\text{m}$ ，在 $36\text{cm} \times 43\text{cm}$ （ $14" \times 17"$ ）的范围内像素有 2560×3072 个。

非晶态硅型平板探测器



- 其外形也类似X线胶片的暗盒，是一种半导体探测器。
- 其基本工作原理是：把掺铈的碘化铯闪烁发光晶体层覆盖在光电二极管矩阵上，每个光电管就是一个像素，由薄膜非晶态氢化硅制成。当X线入射到闪烁晶体层时被转换为可见光，再由光电二极管矩阵转换成电信号，在光电二极管自身的电容上形成存储电荷，每个像素的存储电荷量与入射X线强度成正比。像素尺寸是 $143\mu\text{m} \times 143\mu\text{m}$ ，在 $43\text{cm} \times 43\text{cm}$ 的范围内像素有 3120×3120 个。

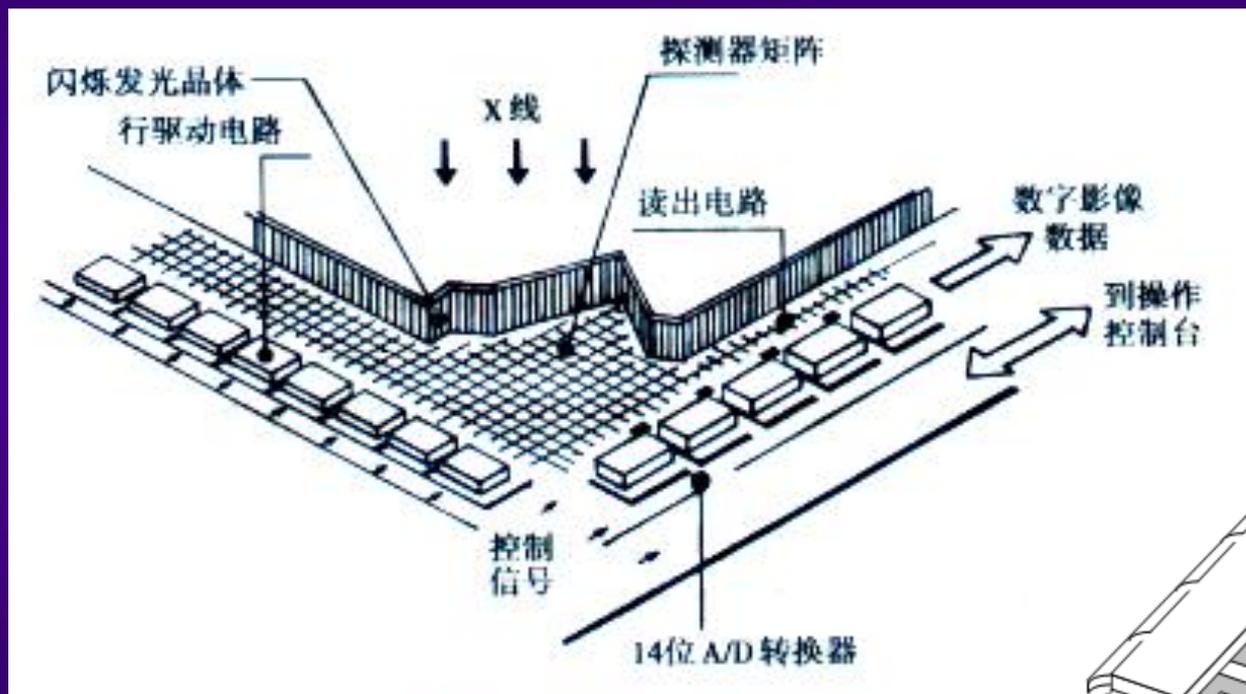
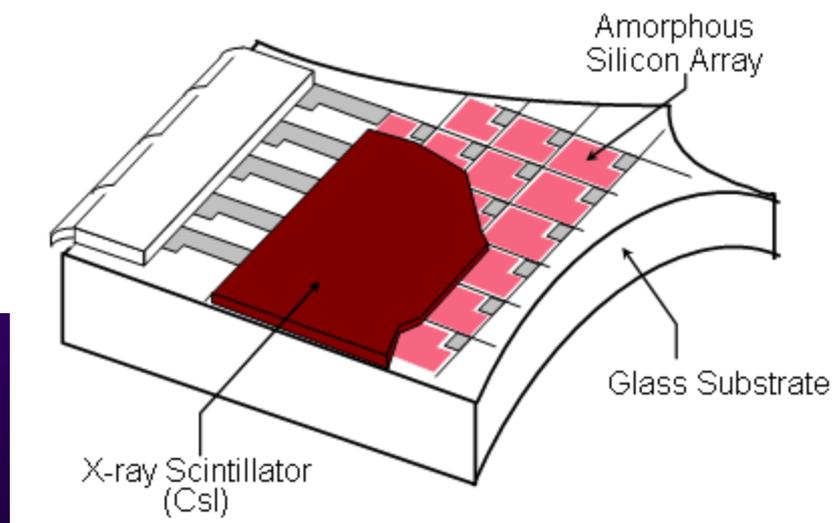
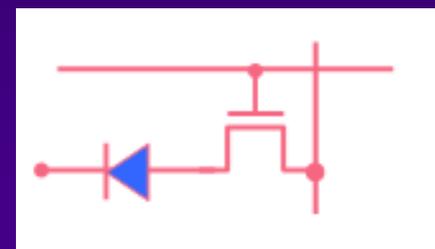
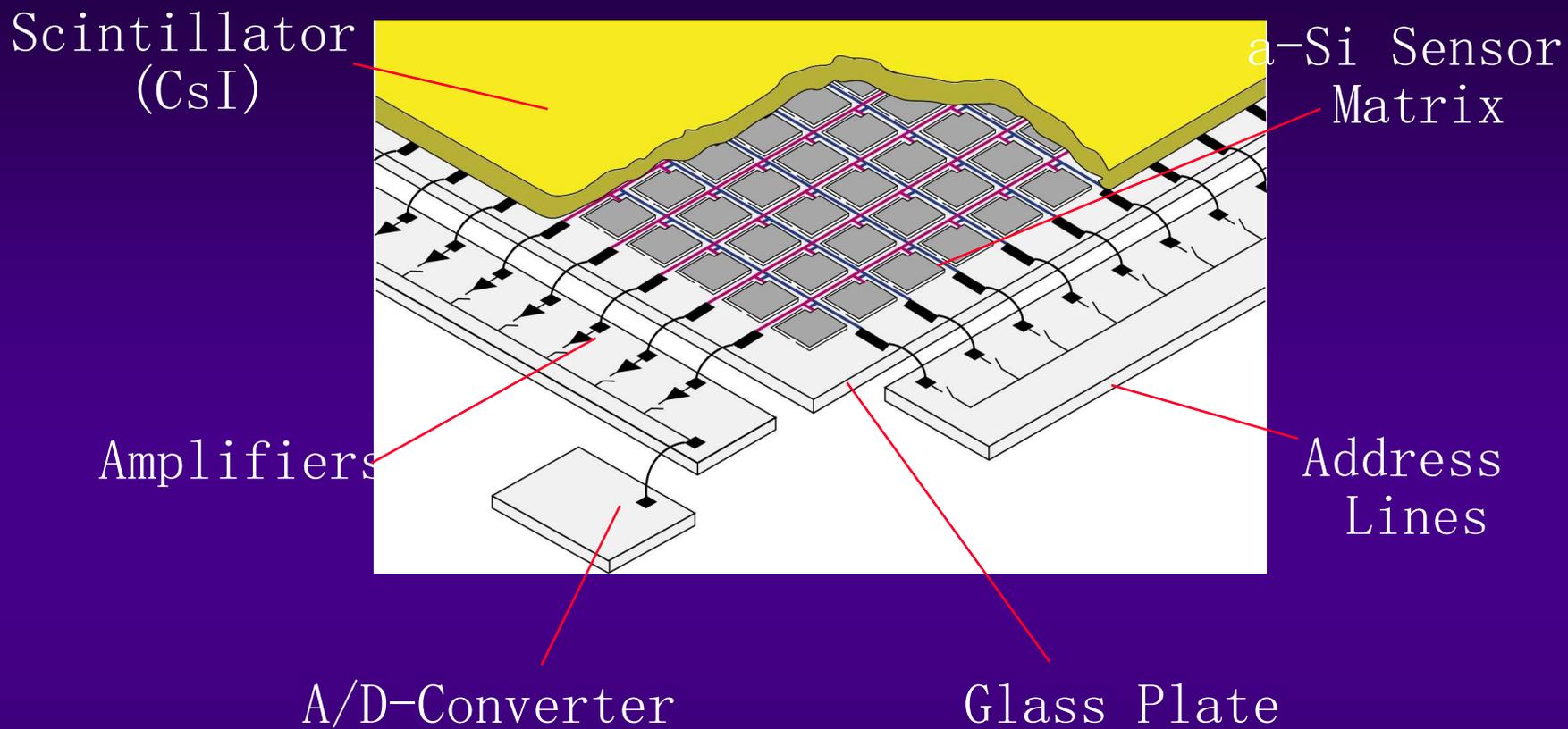
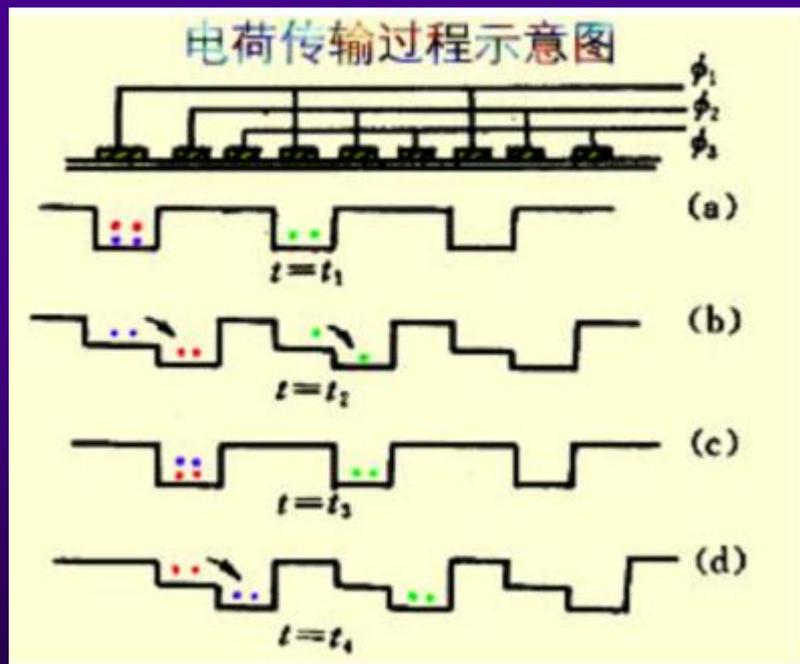
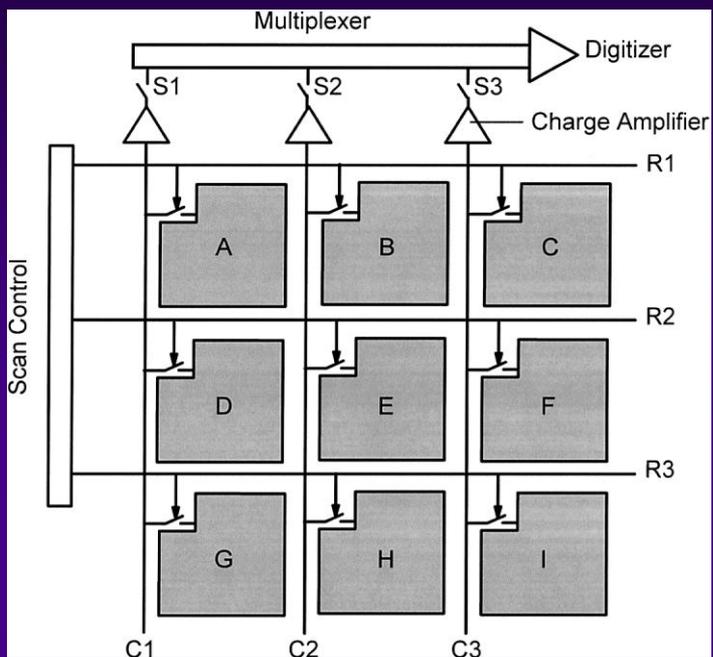


图 4-14 硅型 FPD 的结构图





非晶态硅型平板探测器结构图



- 信息的收集方式也与上述直接转换的FPD相同，探测器矩阵在行和列方向都与外电路相连并编址，在控制电路作用下，扫描读出各个像素的存储电荷，经A/D转换后输出数字信号，传送给计算机进行图像处理，建立图像。尽管X线在探测器中先转换成可见光，又转换成电信号后进行数字化，但从探测器暗盒外部看，也是输入X线后直接输出数字化图像信号。

两种DR的区别

Indirect Conversion FPD Direct Conversion FPD

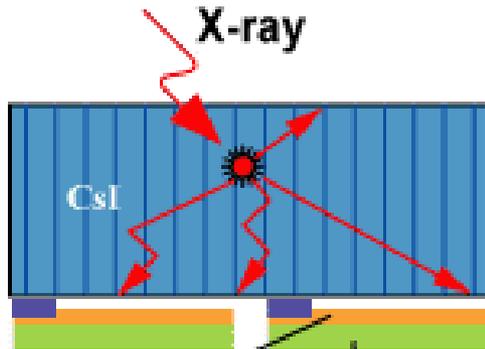
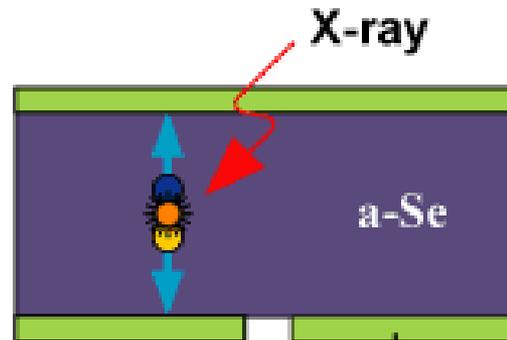


Photo diode Pixel electrode

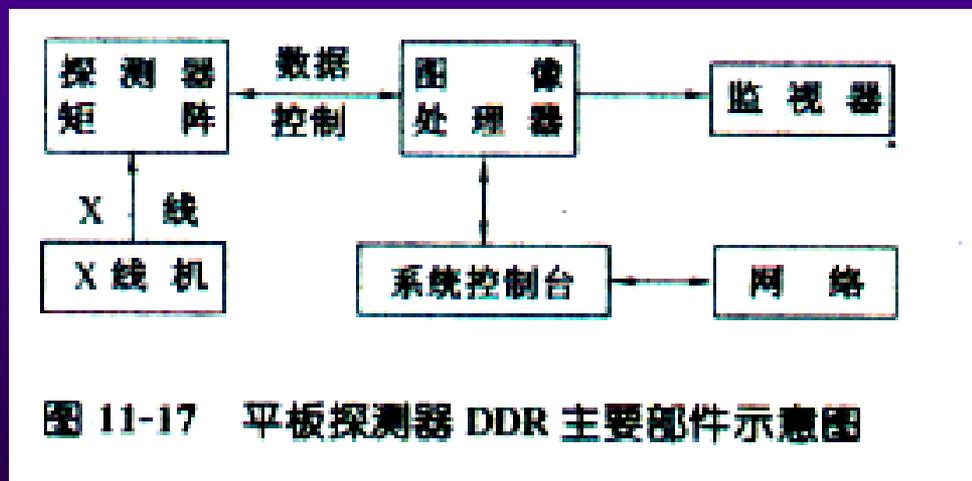


Pixel electrode



平板探测器DDR的原理

- 采用平面数字矩阵的探测器，把X线能量直接转换为数字图像数据，经计算机处理后在监视器上显示；图像数据同时通过网络送到激光照相机成像于胶片，在工作站显示或用海量存储器存档，或送到储片中心。



平板探测器DDR的原理

- 平板探测器DDR的组成：主要有X线机、电子暗盒、图像处理器、系统控制台和网络。
- FPD安装在立式胸片架上，采用跟踪式X线管头支架时，X线管头支架随探测器上下移动，自动跟踪图像中心。探测器矩阵接受X线照射后，计算机控制扫描电路自动读取矩阵像素的信息，经A/D转换后，把14bit的像素数据送到图像处理器。
- 数字图像信号由图像处理器进行存储和常规处理，例如丢失像素校正、放大增益校正，以及通过查找表将量化深度为14bit的像素重现，使之能在8bit的视频监视器上显示等。曝光后5秒钟能显示快速浏览图像。

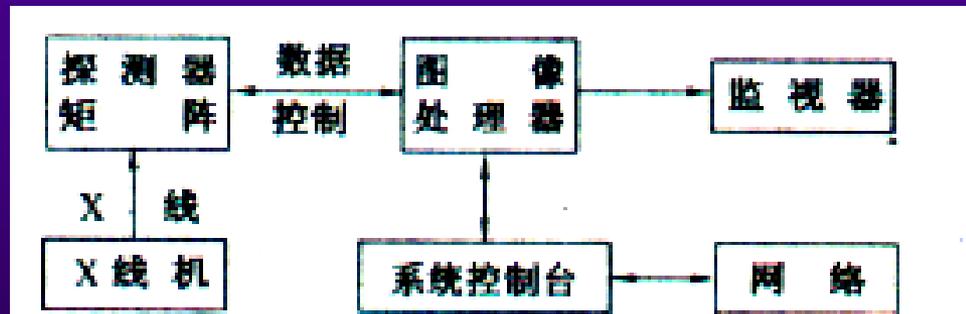


图 11-17 平板探测器 DDR 主要部件示意图

多丝正比室扫描型投影DR

- 多丝正比室：是一种气体探测器，可作看成由许多独立的正比计数管组合而成。其基本结构是在两块平行的大面积金属板之间平行并列许多条金属丝。这些金属丝彼此绝缘，各施加一定的正电压（1kV左右），形成许多阳极，金属板接地形成公共的阴极。室内充以隋性气体，如氩（Ar）气，或有机气体，如CH₄，室壁装有薄金属（如铝）窗。当外部辐射线经金属窗射入正比室后，使气体介质电离。电离电子在金属丝与金属板之间的电场作用下向金属丝移动，并与气体分子碰撞，当两次碰撞间隔时间内，电子从电场获得的能量大于气体电离能量时，会引起气体进一步电离。在每根金属丝附近，电子越接近金属丝，电场越强，因而导致电荷雪崩式增加，结果在金属丝上收集到的电荷比原始电离电荷增加 $10-10^3$ 倍

多丝正比室扫描型投影DR

- 点扫描法
- 线扫描法

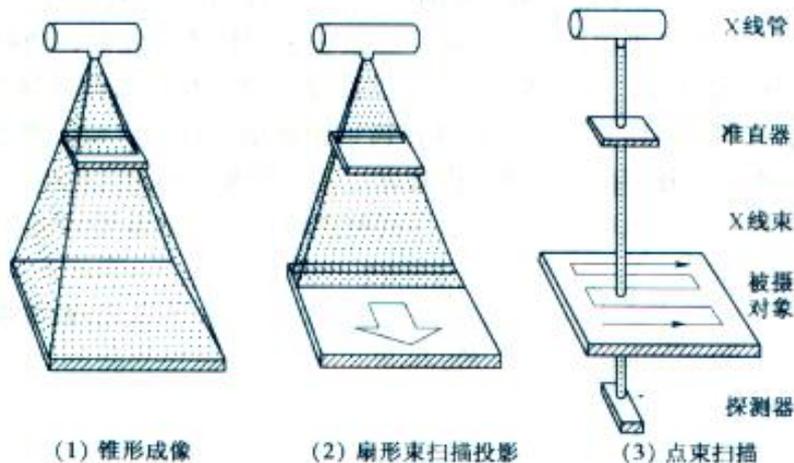


图 4-1 X 线束形状与成像方式

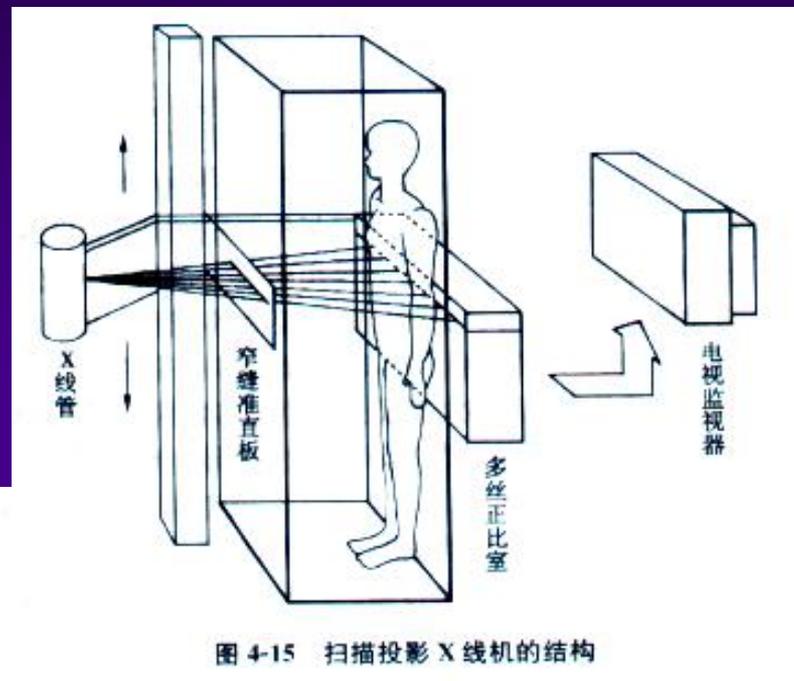


图 4-15 扫描投影 X 线机的结构

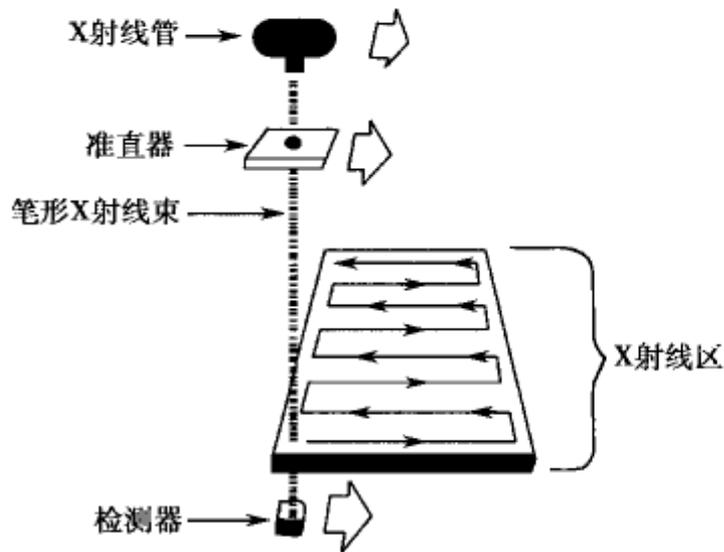


图 2-15 点扫描摄影示意图

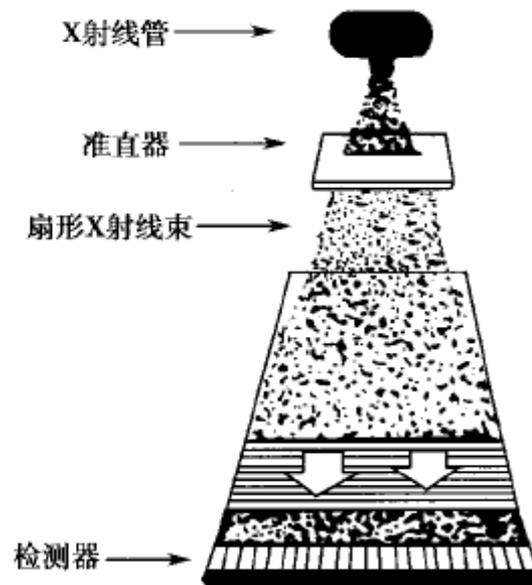


图 2-16 线扫描摄影示意图

很细的X射线通过被检体的身体进入探测器，在探测器内由荧光物质转化为可见荧光，被反光材料反射至光电倍增管变换为电信号，输出一个与入射X射线强度成正比的电脉冲。

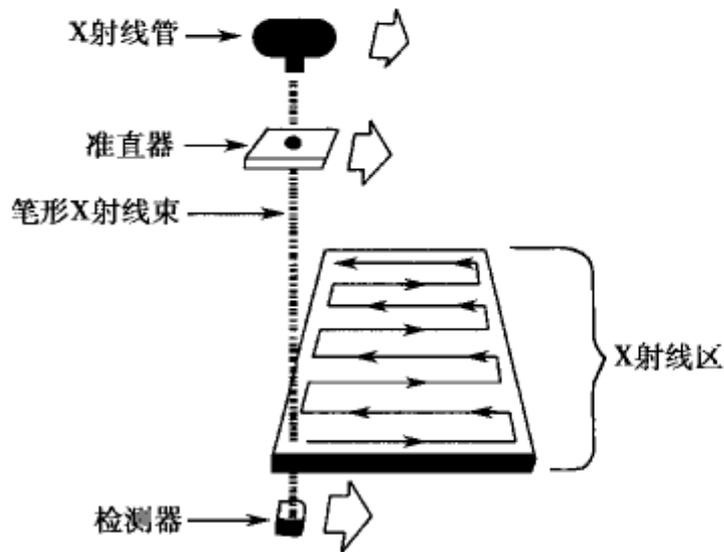


图 2-15 点扫描摄影示意图

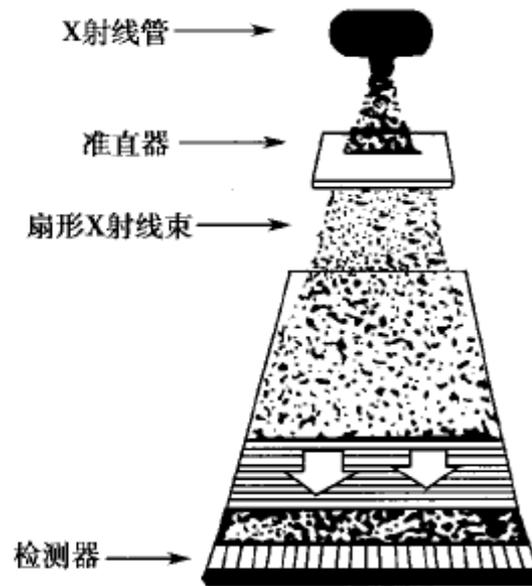
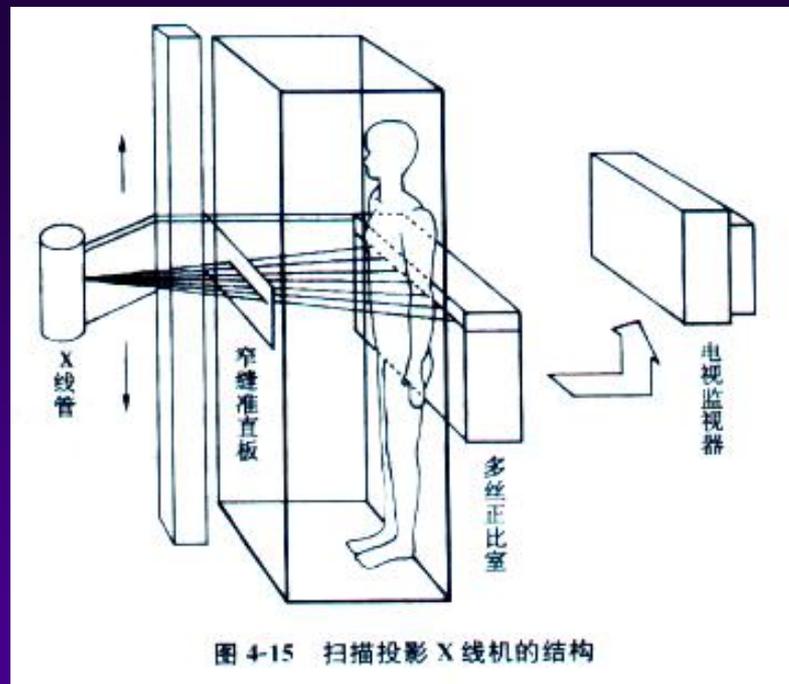


图 2-16 线扫描摄影示意图

**SPR系统的最大特点是：散射线的减少，
具有较高的检测器精度和低对比度灵敏度；**

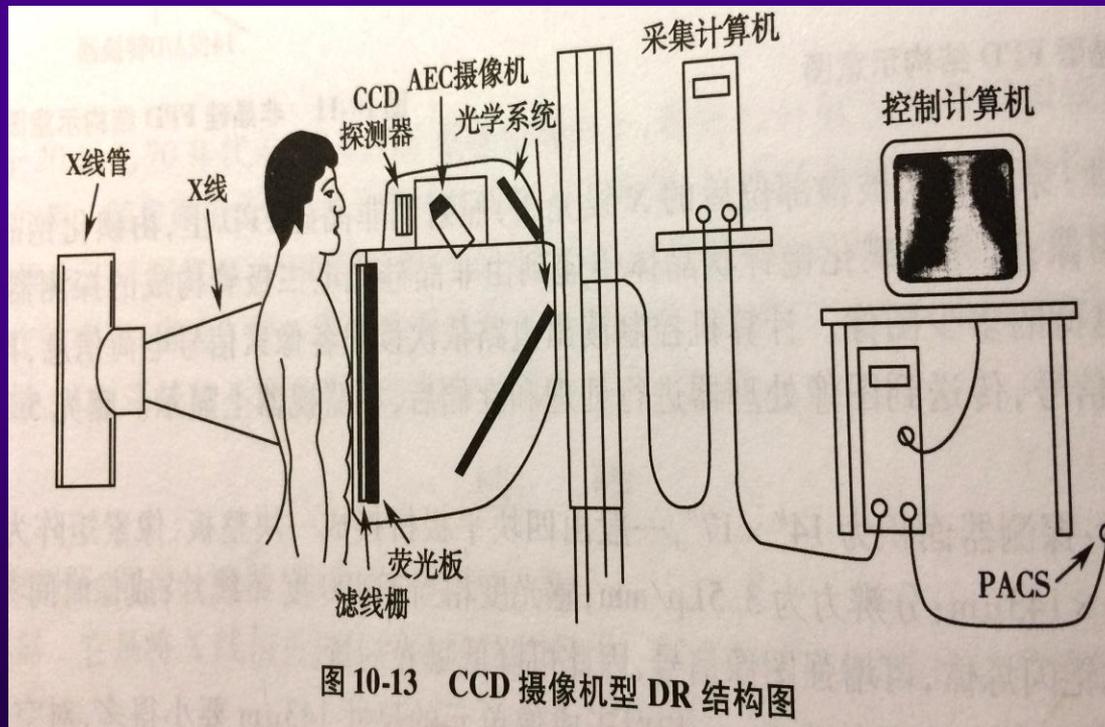
X线管热负载高



- 工作原理：** X线管辐射的锥形X线束经水平狭缝准直后形成平面扇形X线束。X线通过病人射入水平放置的多丝正比室窗口，在被探测器接收后，机械扫描装置使X线管头、水平狭缝及探测器沿垂直方向作均匀的同步平移扫描，到达新位置后再作水平照射投影；如此重复进行，就完成一幅图像的采集。多丝正比室的每根金属丝都与一路放大器相连，经A/D转换器将电压信号数字化后，输入计算机进行图像处理。监视器既可显示存储器内未经处理的图像，又可显示计算机处理后的图像。

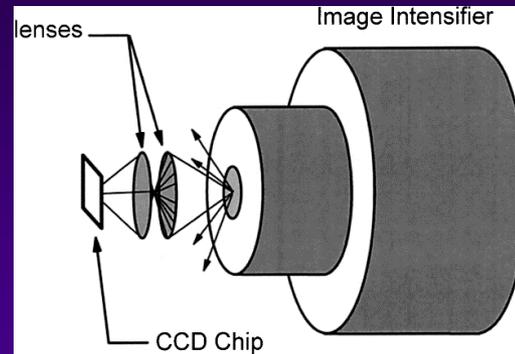
CCD摄像机型DR

- 由可见光形成影像
- 后接数码相机或摄像机

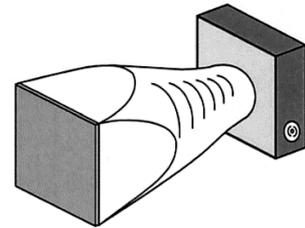


CCD探测器和影像增强器耦合

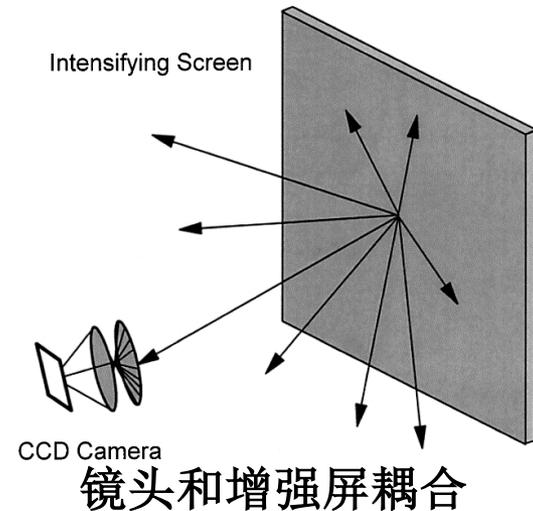
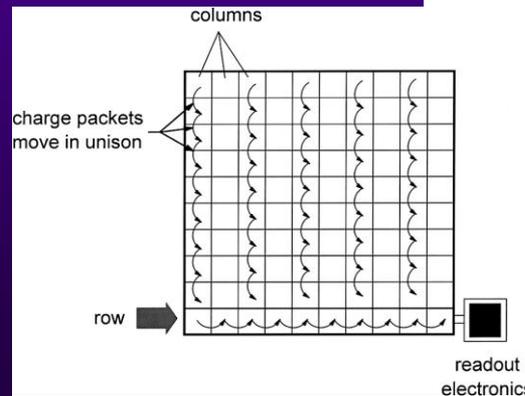
- 实际上是由很小感光单元感光曝光后每各单元中的信息顺次读出并数字化
- 利用透镜和光导纤维进行光的聚集和传输；



镜头和影像增强器耦合



光纤耦合



镜头和增强屏耦合

注意事项

- 伪影校正;
- 防止灰尘;
- 散热;
- 其他冷却剂等;

CR、DR的比较

- 成像原理；
- 成像质量
 - 1) 分辨力；
 - 2) 动态范围；
 - 3) 噪声；
- 曝光剂量
- 工作效率
- 系统兼容性
- 动态图像

数字影像与传统影像的比较

	数字影像	传统 X 光影像
影像质量	直线性—特大宽容度 12bit/pixels, 4096 级灰阶 可调节反差 3-5 个线对/mm 数字化影像可进行重新处理 影像质量稳定, 优异 提高诊断准确率	S 型非直线性—有限宽容度 连续灰阶 固定反差 14 个线对/mm 不能重新进行处理 影像质量受胶片、屏、曝光条件及 冲片条件的诸多因素影响 诊断准确率受限
操作效率	全日光操作, 加快工作效率 可调节感光速度 最大程度降低曝光量 最大程度减少重摄率	需暗房等设备和人员, 易出错 感光速度不可调 曝光量降低有限 不可避免的重摄率
存储和传输	数字化存储: 节省空间, 保持影像 质量, 不易丢失 数字化影像传输: 经网络传输, 快 速、方便、高效-DICOM3.0	胶片存储: 浪费空间、人力, 影像 质量不能保证, 易丢失 胶片传输: 人工传输, 慢、繁琐、低效

数字X线成像

第三节 数字减影血管造影装置

- 数字减影血管造影：

将造影剂注入人体器官组织前后的两张影像，用A/D转换器转变成数字化的电信号，分别存放在不同存储器中，依靠计算机对两张数字图象作减法运算，最后或人体的血管的影像，消除骨头与背景。

不含对比剂的影像称为**掩模图象**，造影剂注入后的数字图象，称为**造影像或充盈像**。

由DSA的物理基础可知：减影后的图像信号与对比剂的厚度成正比，与对比剂和血管的吸收系数有关，与背景无关。在减影像中，骨骼和软组织等背景影像被消除，只留下含有对比剂的血管影像。

DSA系统

定义：数字减影血管成像（Digital Subtracted Angiography）是在通常血管造影的过程中运用数字计算机技术，取人体**同一部位**2帧不同的数字影像进行**相减**处理，消去影像的相同部分，得到造影剂充盈的血管影像。



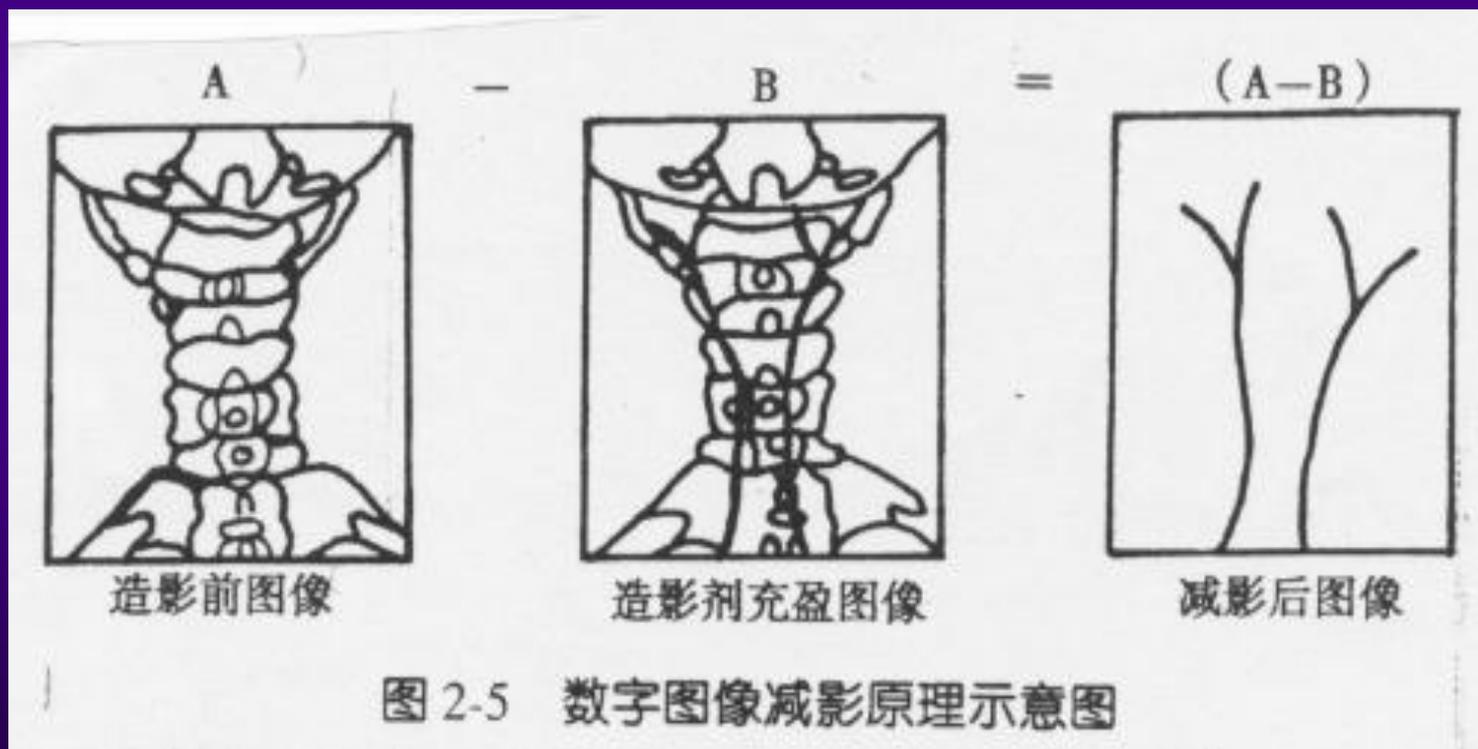
Normal image



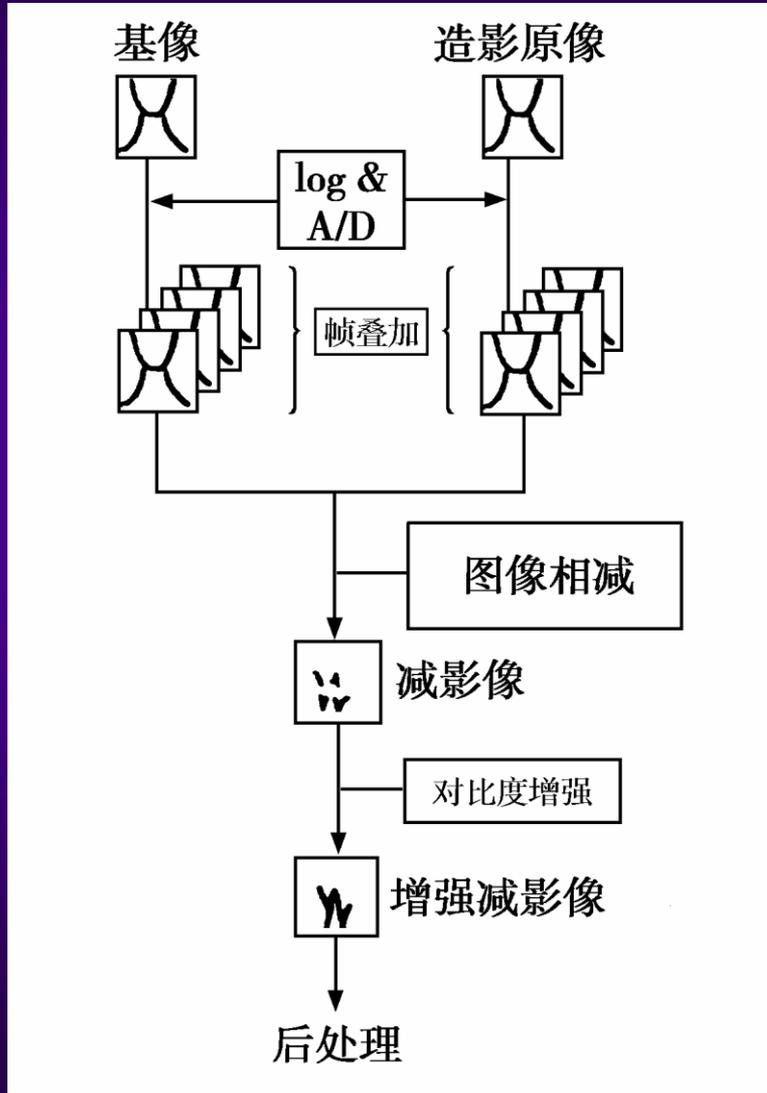
DSA image

- 优点：能反映血管分布、轮廓、数量、位置、管径等形态学特征。

时间减影，能量减影，混合减影



数字减影技术



对数变换：由于X线的强度在人体内是以指数衰减的。

空间滤波：对同一时刻影像的各像素与其邻近像素的处理。

时间滤波：对不同时刻同一空间上的像素之间的处理。

采用帧叠加方法

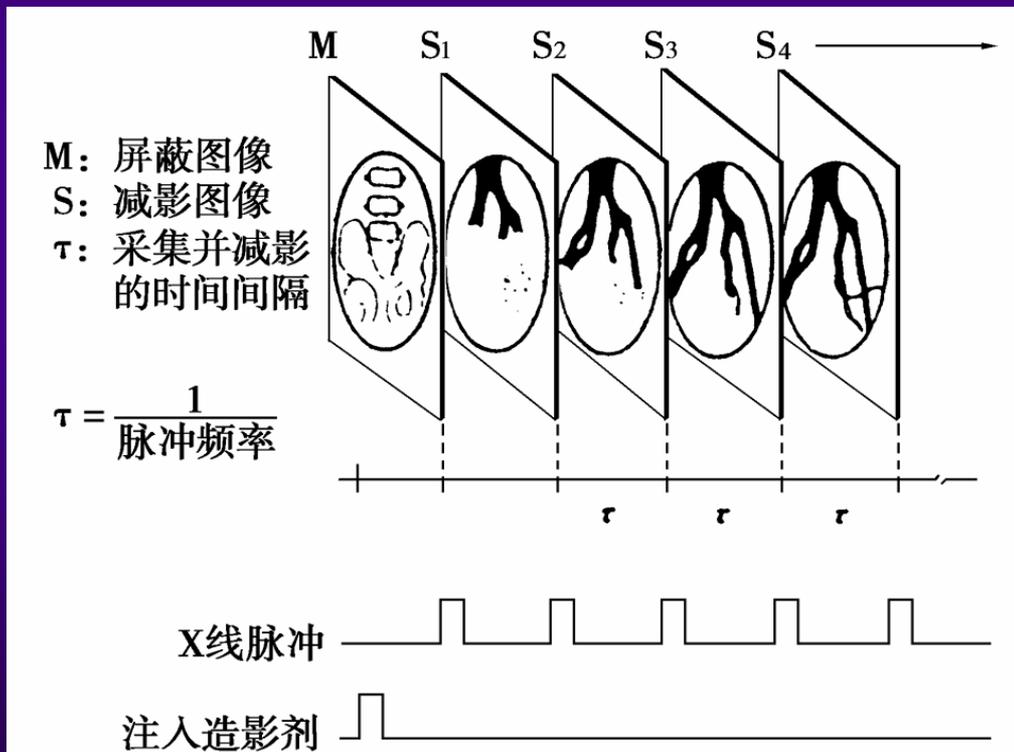
对比度增强：使对比度小的血管增强

数字减影方法

1. 时间减影 (temporal subtraction)

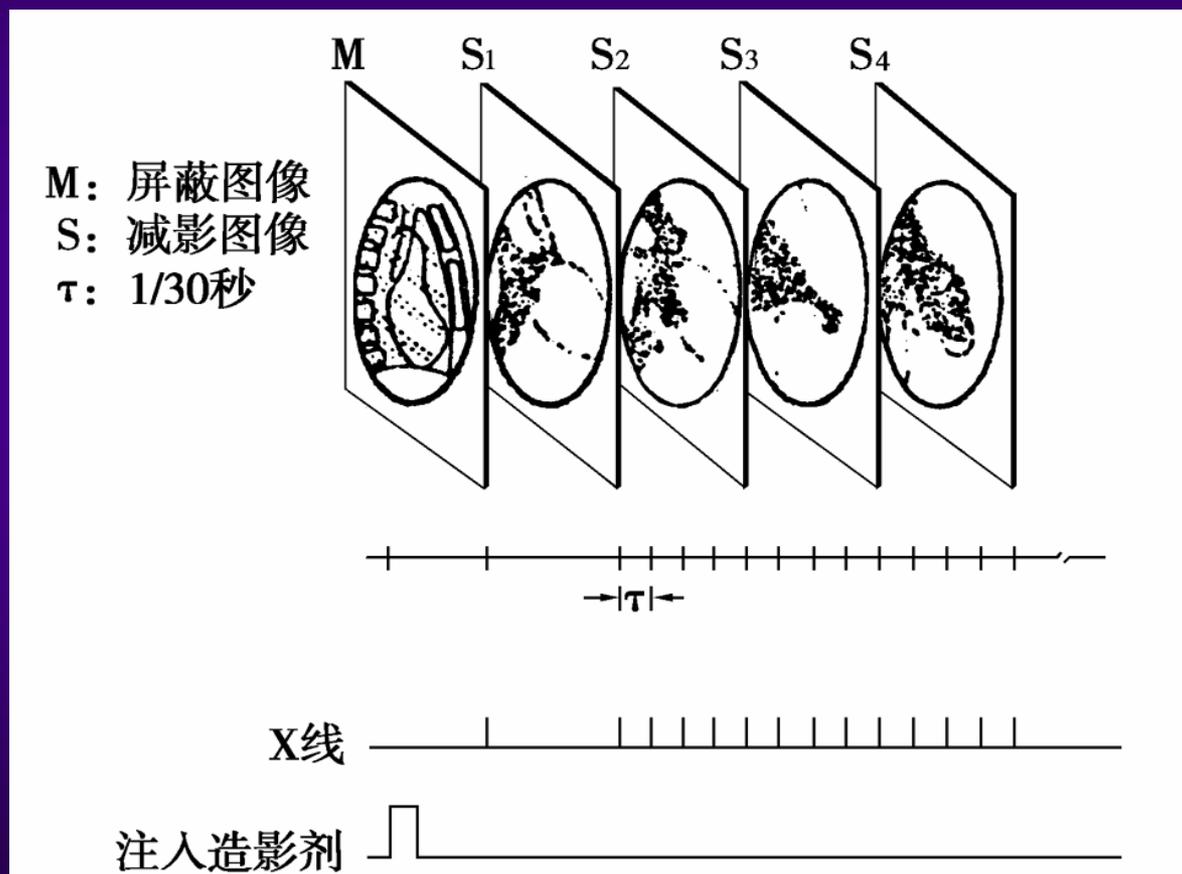
对沿时间轴采集到的序列X线血管造影像进行减影处理，最后得到可用于临床诊断的血管减影像。

(1) 脉冲影像方式 (pulse mode)



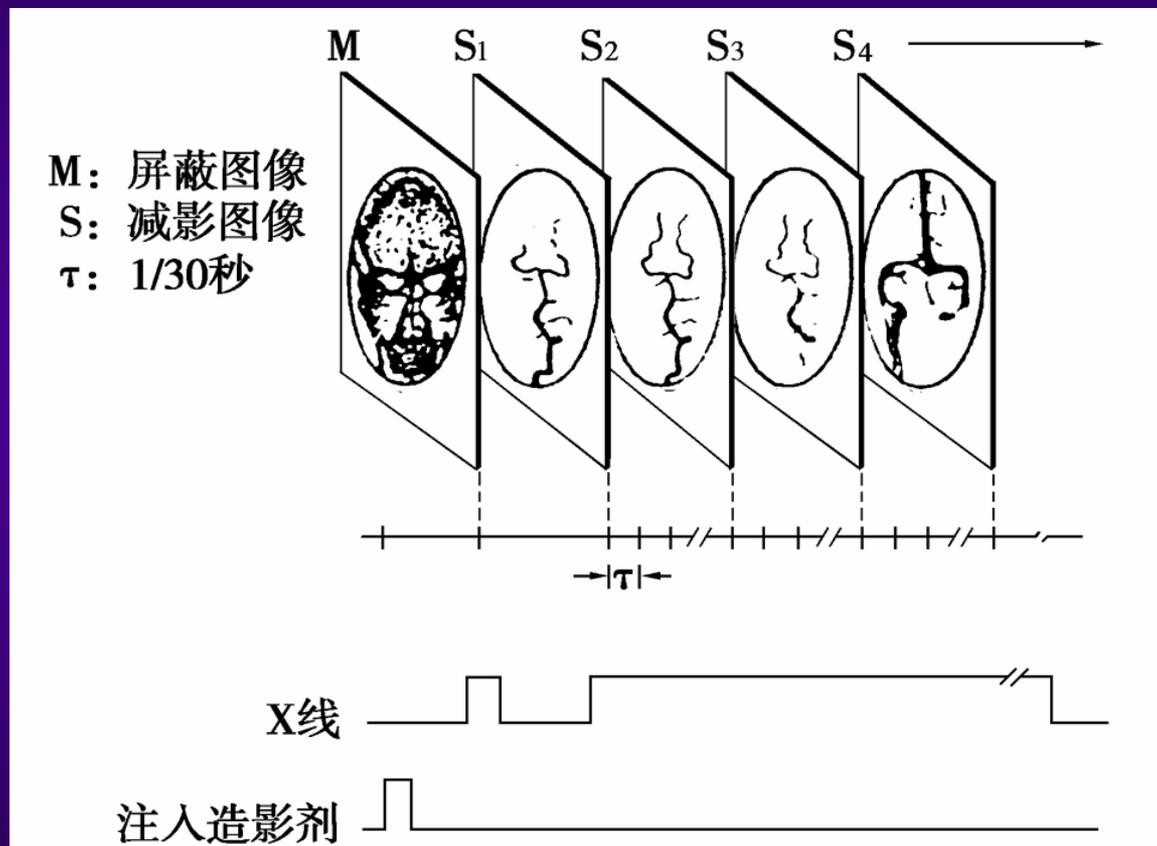
特点：
信噪比高，适用于活动较少的部位，必须保证X线剂量稳定。

(2) 超级脉冲影像方式 (super pulse mode)
实时成像，适用运动器官，对X线机要求高：热容量高
曝光脉冲频率高。



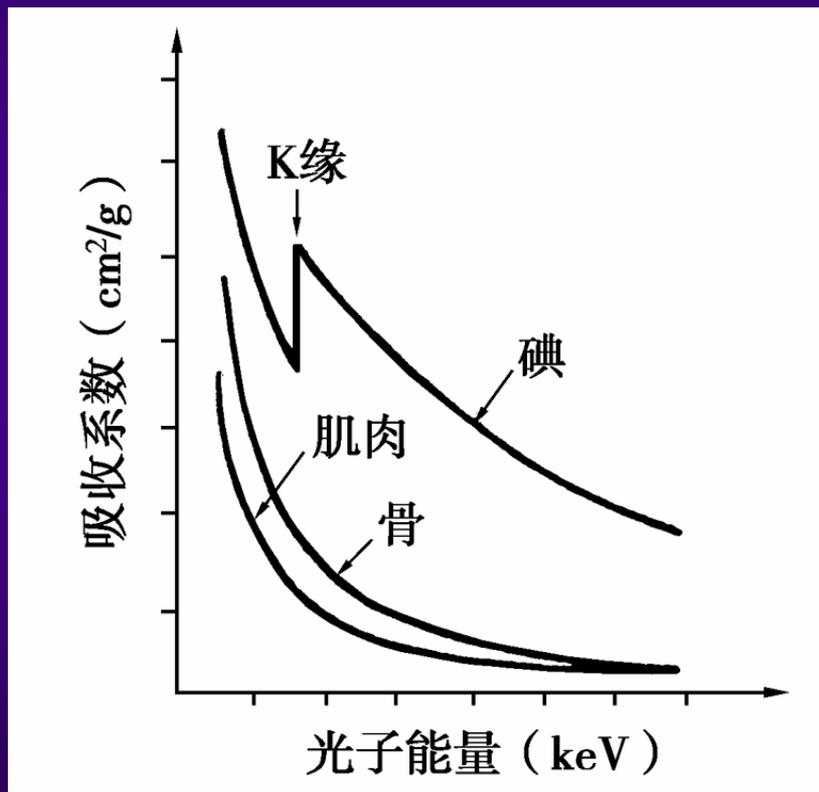
(3) 连续影像方式 (continuous mode)

类似透视，但管电流较之要大，15mA左右。

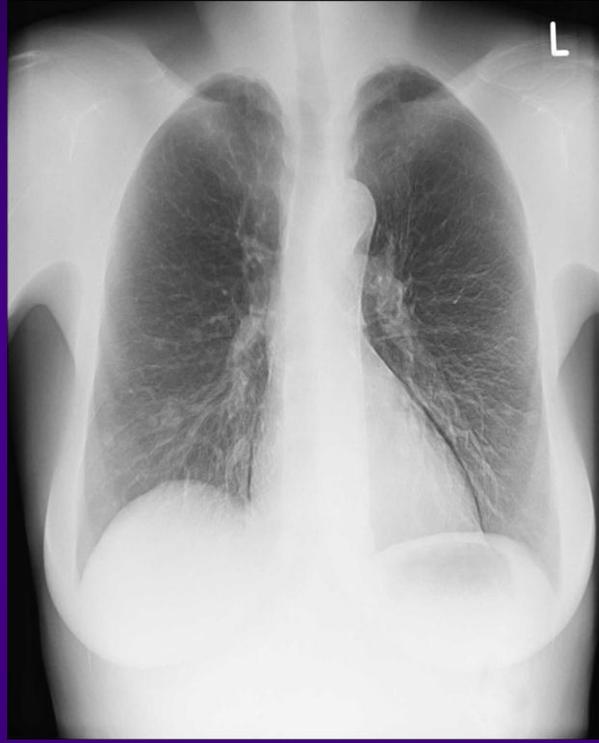


2. 能量减影 (energy subtraction)

又称双能减影、K缘减影，碘在33keV吸收系数跳变。软组织和气体衰减较小，而碘和骨骼衰减较大，因此可有效消除气体及软组织影像。

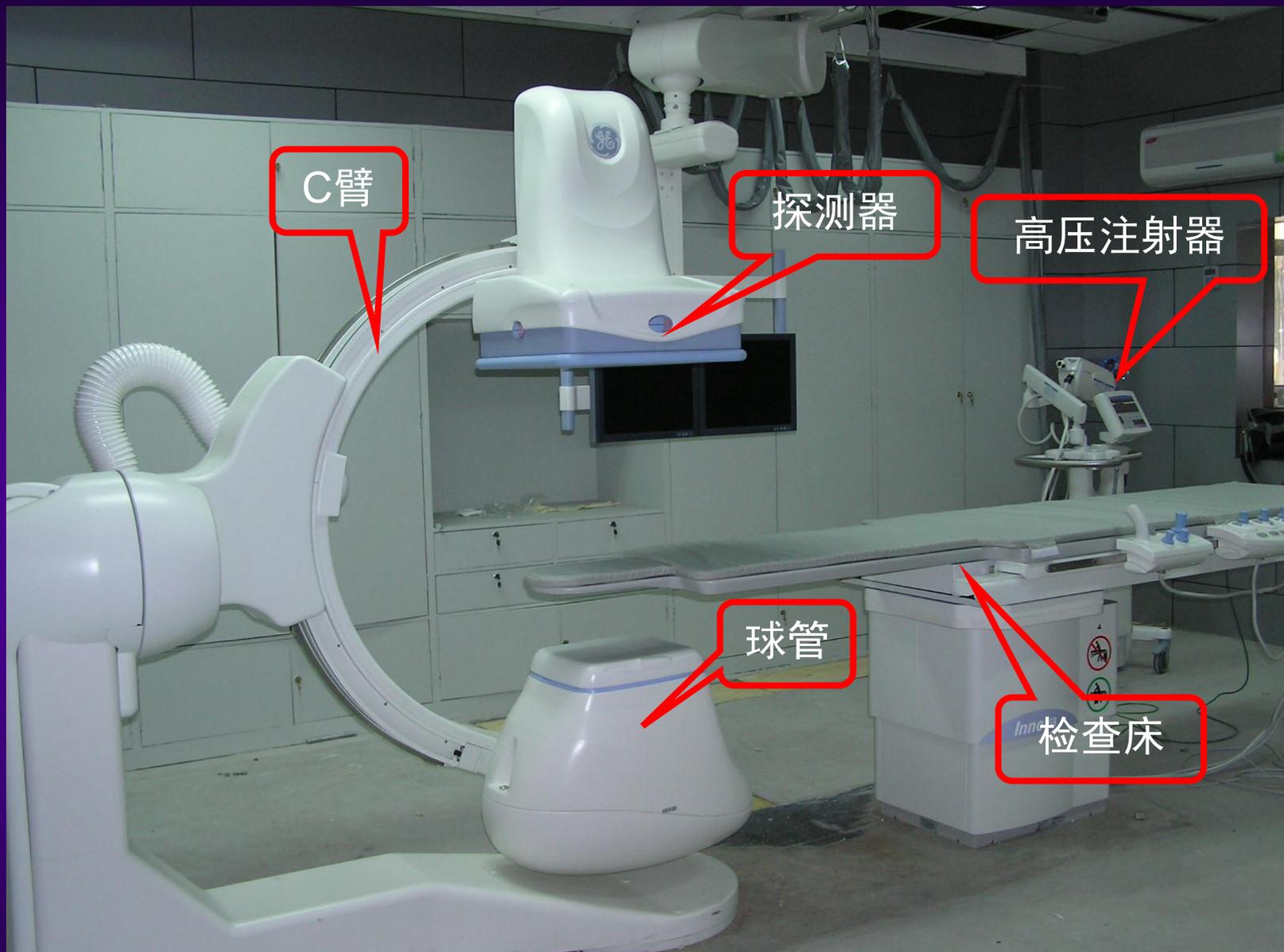


K缘减影原理



120KV 1.8mAs 60KV 2.1mAs 间隔200ms

DSA



DSA设备

DSA

DSA的基本组成

- 信号采集单元：电视摄影管，影像增强器
- 数据存储单元
- 系统控制单元
- 数据运算单元
- 其它
- **DSA**成像原理可归纳为数字荧光系统（**DF**）

- X射线的衰减往往与路径成对数关系，要使得得到图像灰度与衰减系数（反映物质性质差别）成比例的，可以利用对数放大器或置于A/D转换器后的数字查找表来实现。
- 一般血管像的对比度比较低，要采用对比度增强处理。

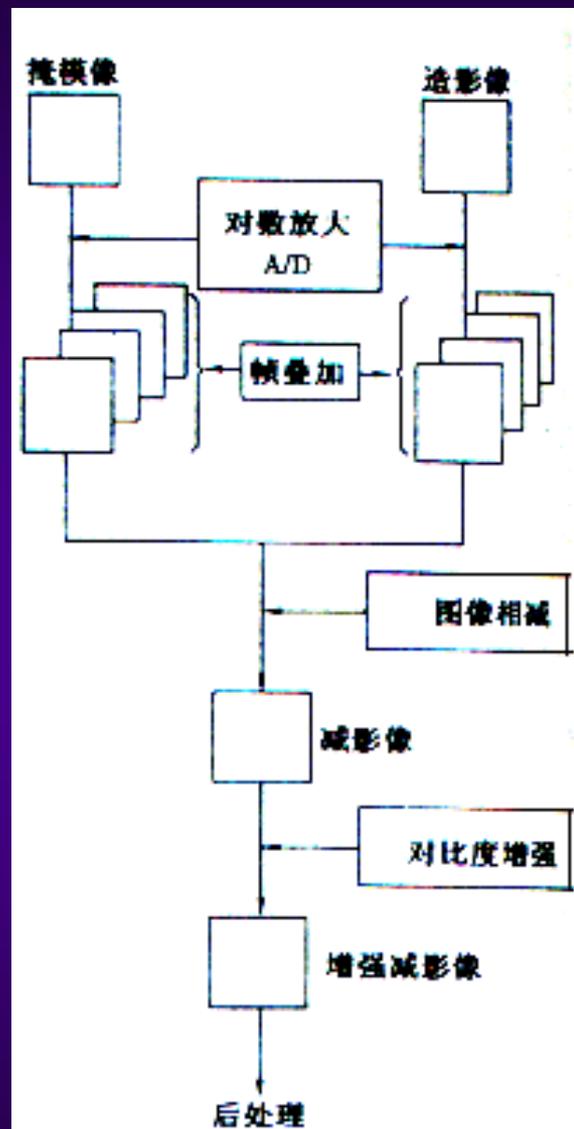


图 11-18 DSA 处理流程图

一、基本结构

- 输入查找表可用于作输入图像的对数变换等，输出查找表作实时的图像增强变换、图像的显示变换等
- **ALU**实时算术逻辑运算器，是实时减影的关键部件，运算速度快，减少与计算机的互访，使处理速度与视频信号刷新速度同步。
- 帧存储器用于存放掩膜像，系列造影像和减影像。

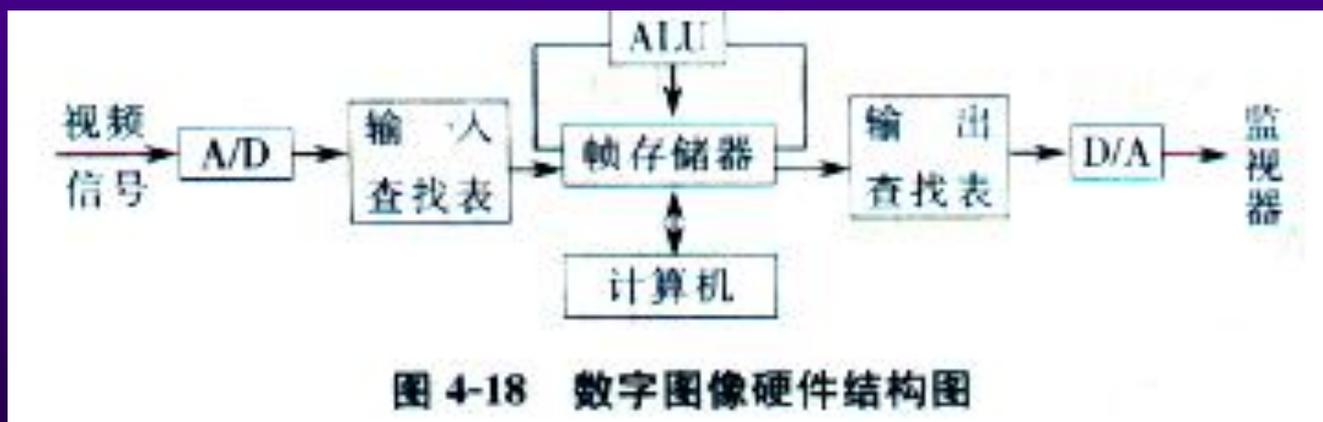


图 4-18 数字图像硬件结构图

X线发生和显像装置

- X线发生装置→连续脉冲，负荷量大，一般用可空硅或数字化控制
- 影像增强器→可变视野，灵敏度和分辨力要高
- 光学系统→输入光亮变化比较大
- 电视摄像极
- 监视器
- 影像亮度的自动控制
- X线剂量控制

DSA系统组成部分

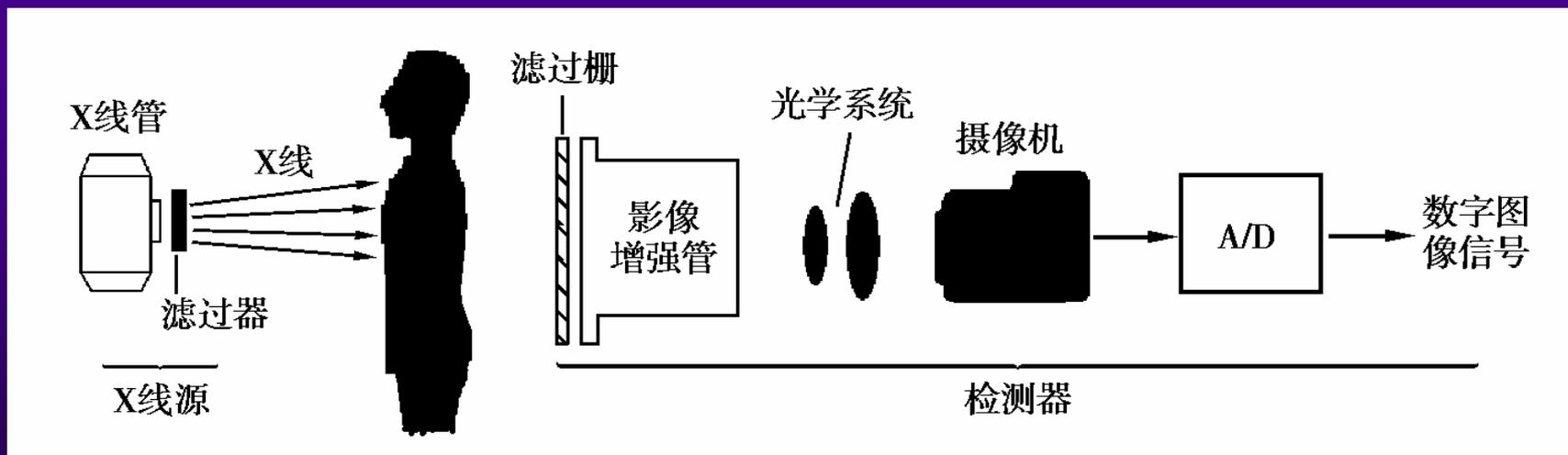
(1) 射线质量稳定的X线机部分

利用中、高频逆变技术

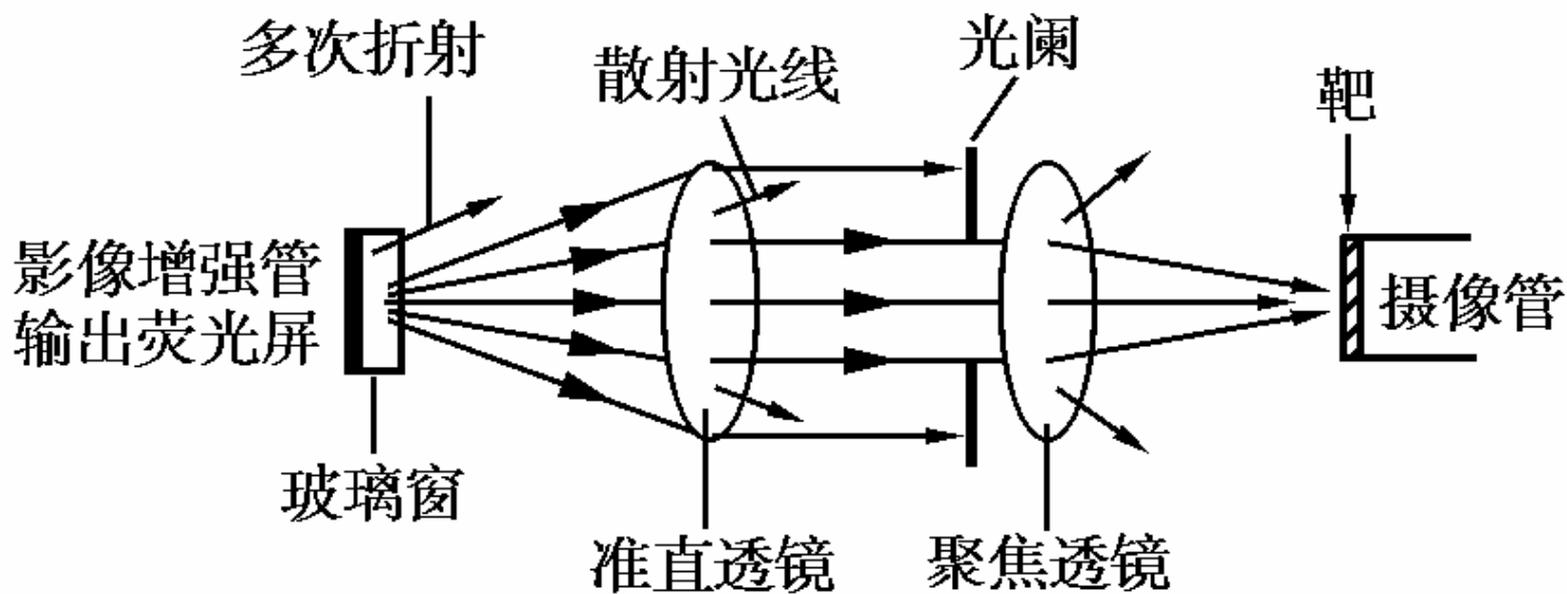
(2) X线成像经视频信号到数字信号的影像检测器部分

两种技术方法：

- 适当提高射线剂量
- 光阑控制与光通量调整



当影像增强器输出的光线很弱时，光阑开大；
当影像增强器输出的光线很强时，光阑关小。



光阑原理

二、影像图像质量的因素

- 成像方式

脉冲影像方式采用间歇X线脉冲来形成掩模像和造影像，每秒摄取数帧影像，脉冲持续时间一般大于视频信号一帧的时间。在对比剂未流入感兴趣血管时摄取掩模像，在对比剂逐渐扩散的过程中对X线影像进行采集和减影，得到一系列连续而有间隔的减影像系列，每帧减影像之间的间隔较大（例如**0.15s**）。

二、影像图像质量的因素

- 投照X线的稳定性

必须保证前后各帧影像所接受的X线剂量恒定，这就要求X线机的高压稳定、脉冲时序稳定以及采样时间的合理和准确。

- 曝光与图像采集的匹配同步

X线曝光脉冲应与摄像机场同步保持一致，曝光信号的有效时间要在场消隐期内。但隔行扫描制式造成奇偶场有时间差，需保证二场图像采集时光强度的一致性。由于摄像器件的迟滞特性，需要等待信号幅值稳定时才能采样，不能在曝光脉冲一开始就采样，因此造成剂量的浪费。

二、影像图像质量的因素

- 噪声

噪声会使图像不清晰，对比度增加时噪声更明显。噪声包括X线噪声、视频系统噪声（主要来自摄像机）、量子化噪声（主要来自A/D转换过程）、散射线引起的噪声、存储器或磁盘存取时出现的存储噪声、多幅照相机和荧光屏的固有噪声等。

- 设备性伪影

主要由条纹伪影、旋涡伪影和软件伪影原因造成。

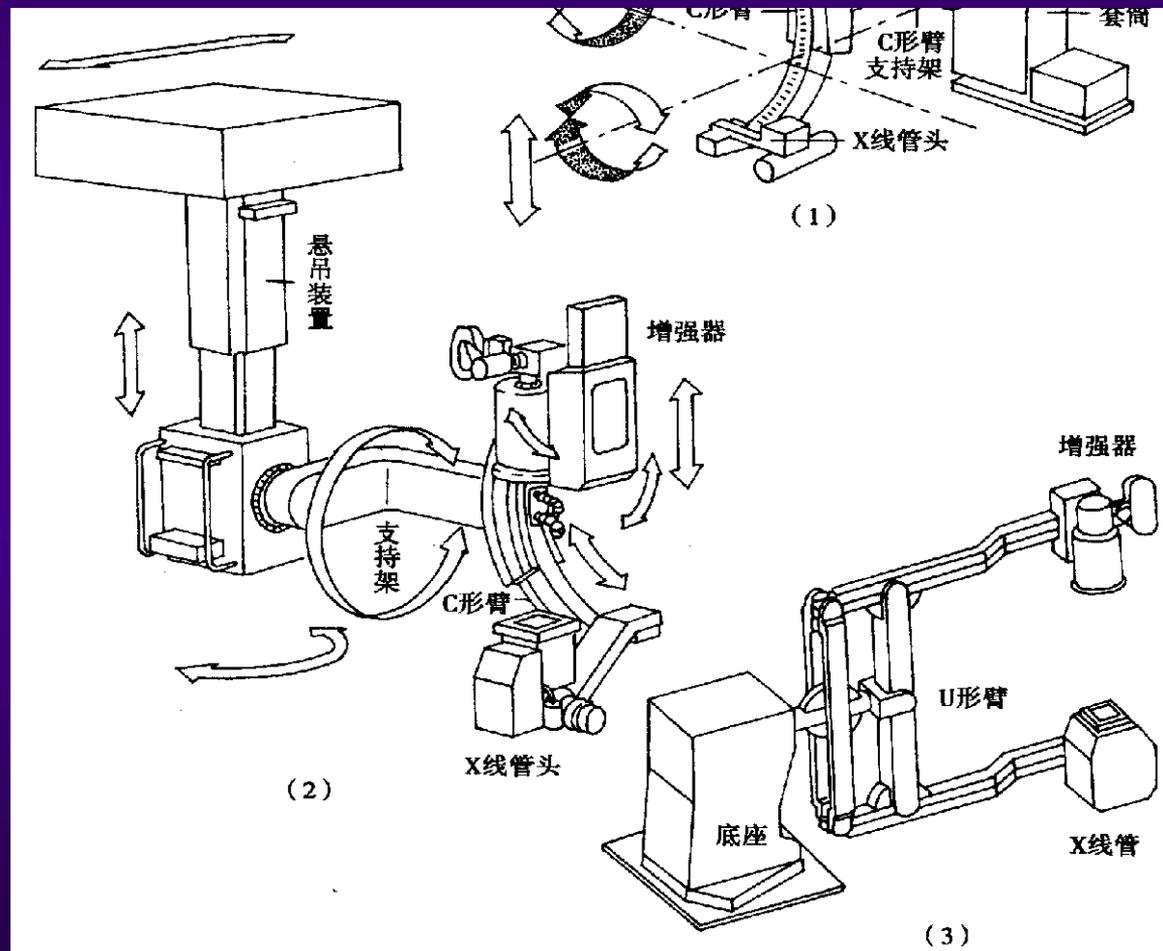
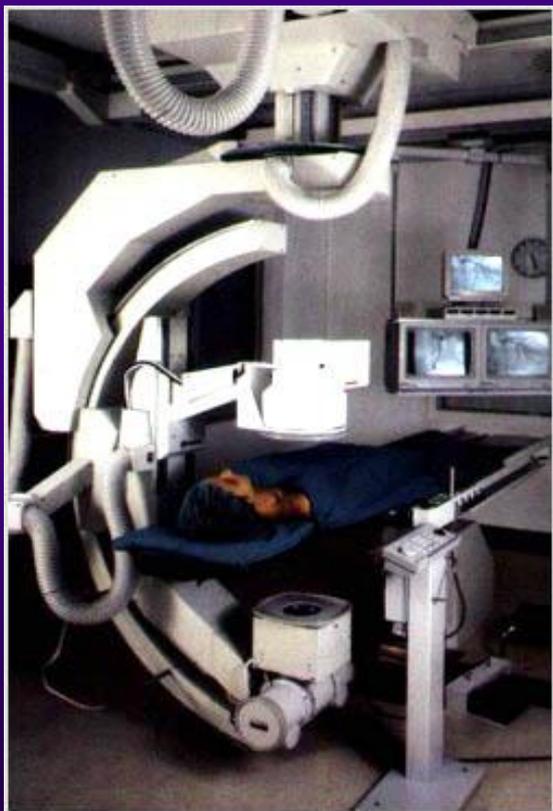
- (1) 条纹伪影和旋涡伪影：它们由投影系统不稳定引起。
- (2) 软件伪影：①丢失的高频信息以低频形式重现，形成条纹伪影；②当空间频率过高时容易产生过冲伪影；③X线束的密度不均匀、探测器几何尺寸的偏差等产生X线束的几何伪影；④X线束硬化产生的伪影。

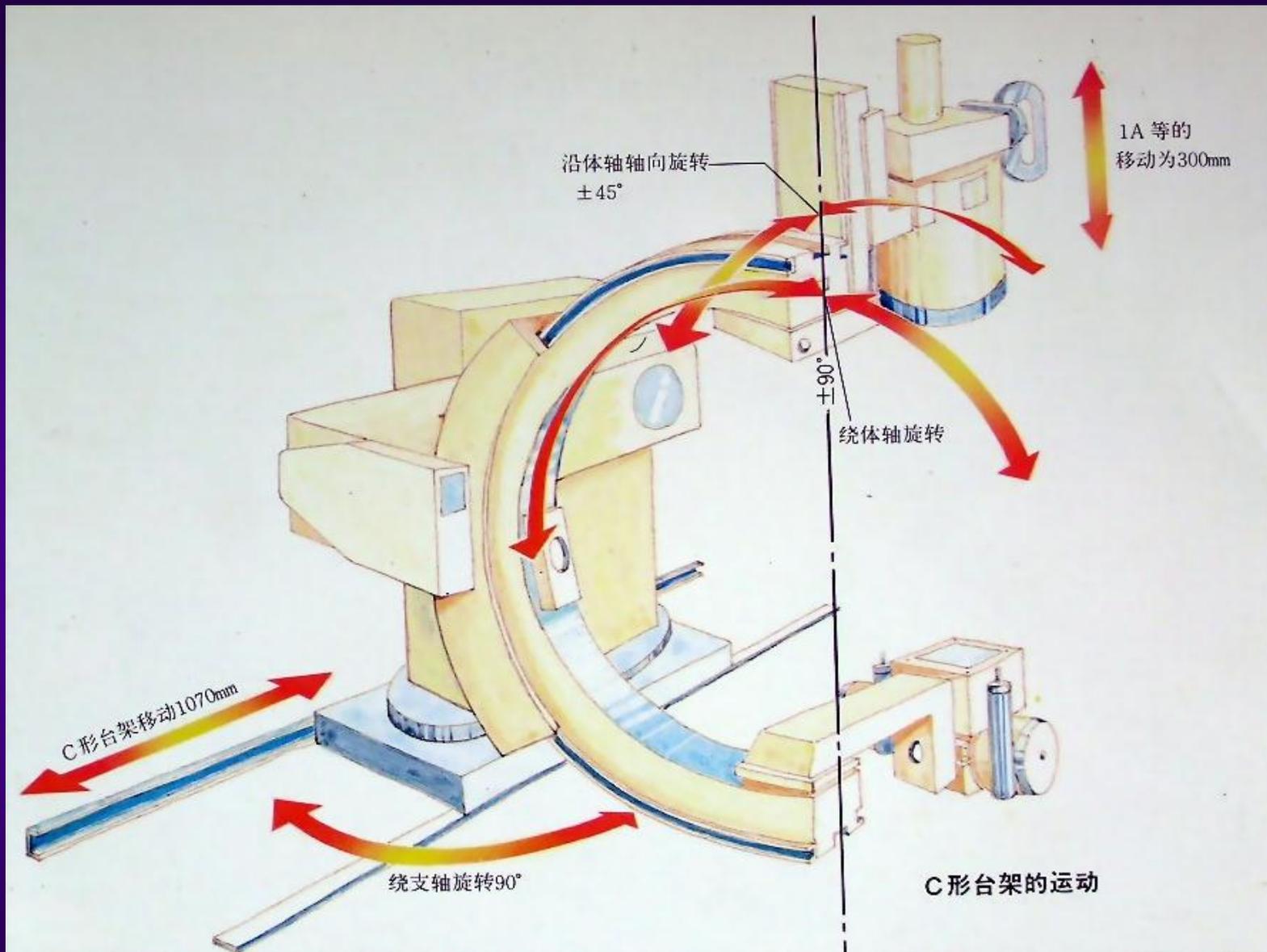
三、对X线机的要求

- 主机大功率；
- 千伏波形稳定；采用逆变高频高压发生器
- 脉冲控制；用于快速活动器官
方式：栅控X线管方式和高压初级控制方式
- 对X线管的要求；
大容量，热容高
- X线管的散热；
- 三焦点；适应不同照射方式和部位

四、专用支架

• 支架结构





C型臂的运动

四、专用支架

- 支架结构
- 落地式

C形臂两端安装X线管和影像增强器

三轴结构：病人水平轴（导管床及托架带动C型臂绕另一水平轴），垂直轴：方便在病人不动的情况下，对人体各个部位及角度成像

- 悬吊式

- 支架功能
 - ◆ 角度支持
 - ◆ 角度记忆
 - ◆ 体位记忆
 - ◆ 快速旋转
 - ◆ 岁差运动
 - ◆ 安全保护

角度支持

角度记忆

- 各个角度的透视和摄影
- 能重放已有造影像；
能跟据图像返回相应位置从新成像
- 获得不同角度的多维空间血管造影图像
- 可以多方位显示血管解剖
- 是对正侧位DSA检查的重要补充
- 旋转DSA，可三维成像

体位记忆功能

- 多个体位存储
- 可事先预高
- 也可在造影过程中存储
- 加快手术速度



快速旋转

- 在托架中快速旋转

岁差运动

- 用C臂支架两个方向的旋转，精确控制其转动方向和速度，形成了X射线管焦点在同一平面内的四周运动
- 增强器另一端做相反方一圆周运动
- 对于观察血管结构的立体关系十分有利

安全保护

- 自动防撞装置
- 利用传感器，自动实现减速或停止

五、导管床



- 碳纤维床面
- 8方向浮动
- 长：333cm
- 纵向移动：170cm
- 承重：204 kg
- +/- 180度旋转
- 防护帘

六、高压注射器

- 结构：

- ✓ 定压力型与定流率型

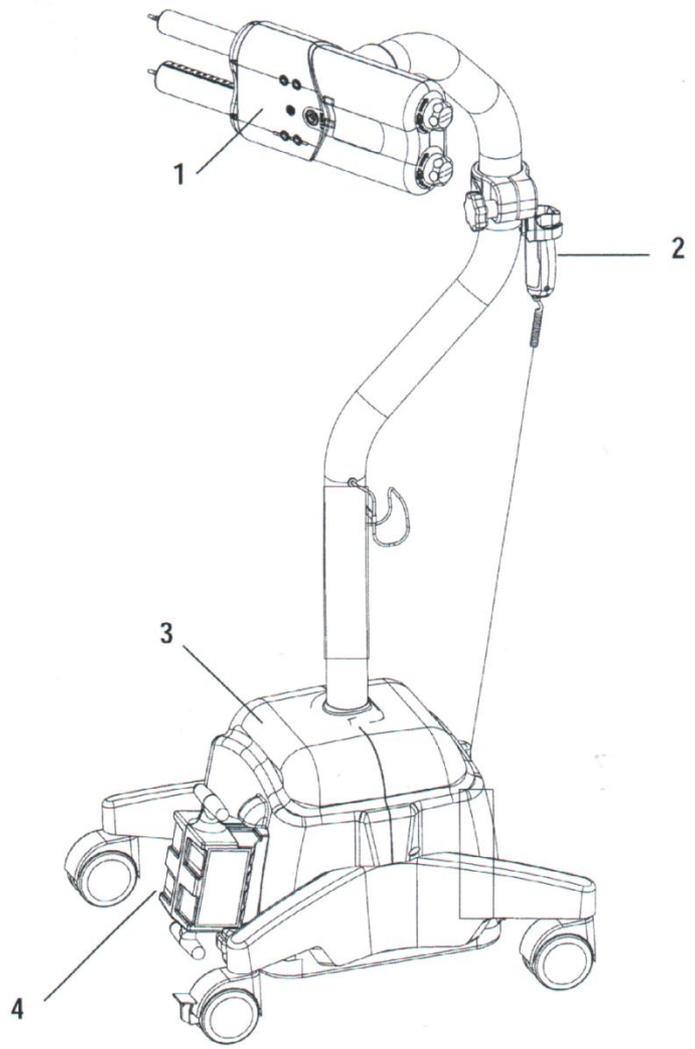
- ✓ 注射头

电机，注射筒（双筒结构），注射活塞，指示灯，加热器

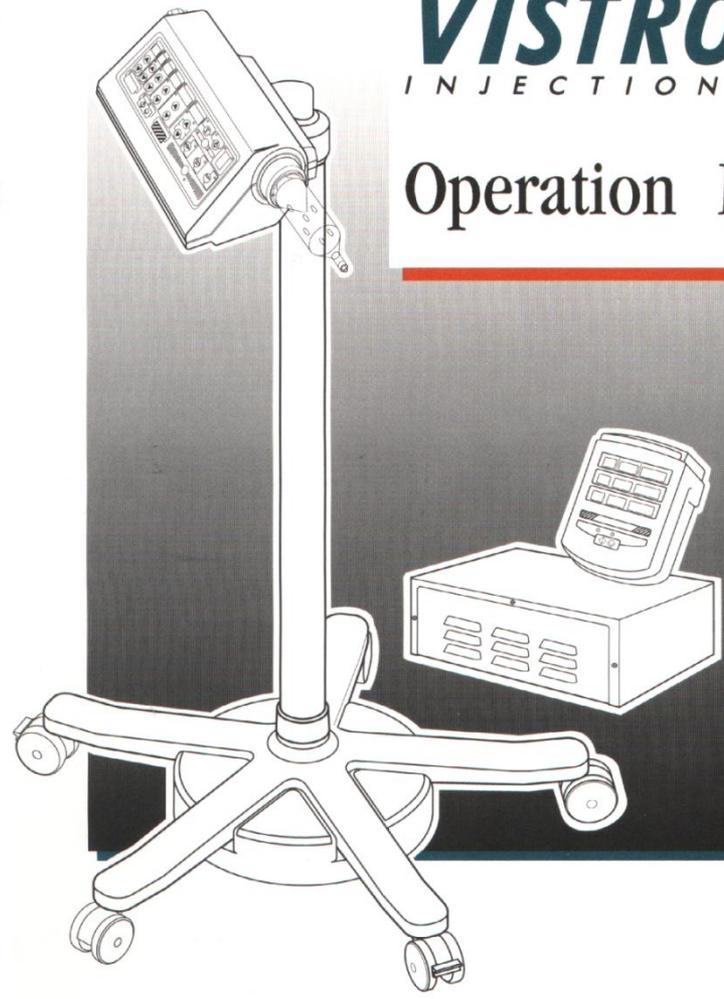
- ✓ 控制台

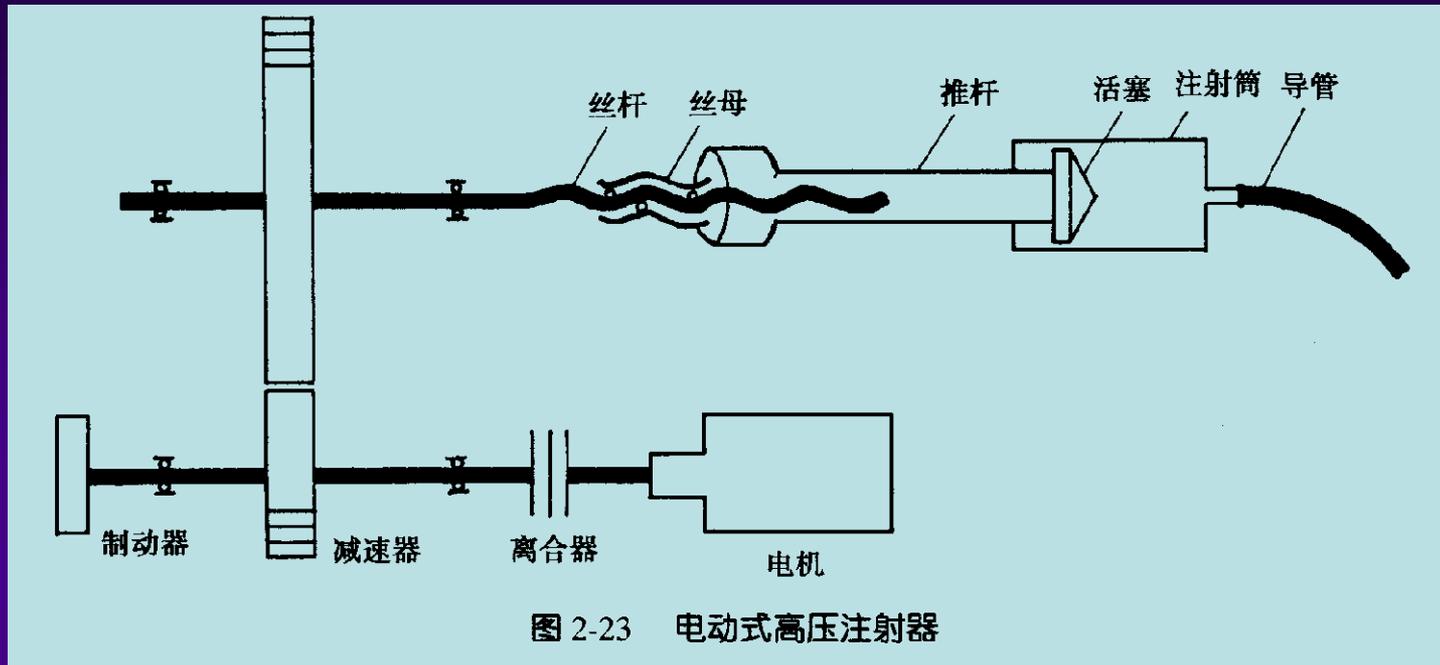
信息显示；参数选择

- ✓ 多向移动臂及机架



MEDRAD
VISTRON
INJECTION SYSTEM
Operation Manual





- 注射头

六、高压注射器

- 工作原理：
 - ✓ 速度设定环
 - ✓ 速度校准环
 - ✓ 造影剂注射量控制
 - ✓ 压力控制
 - ✓ 键盘控制

七、数字系统

- 数字图像的形成是利用高性能X射线影像增强电视系统将穿过人体的信息X线接收，形成电视信号，经视频信号采集由模数转换器转换成数字图像；
- 成像过程分三步：
 - 对比剂注入前采集掩膜像；
 - 对比剂注入后采集系列造影像；
 - 掩膜像与系列造影像进行减影处理，得到单纯血管像；

X线成像链:

1) I.I;

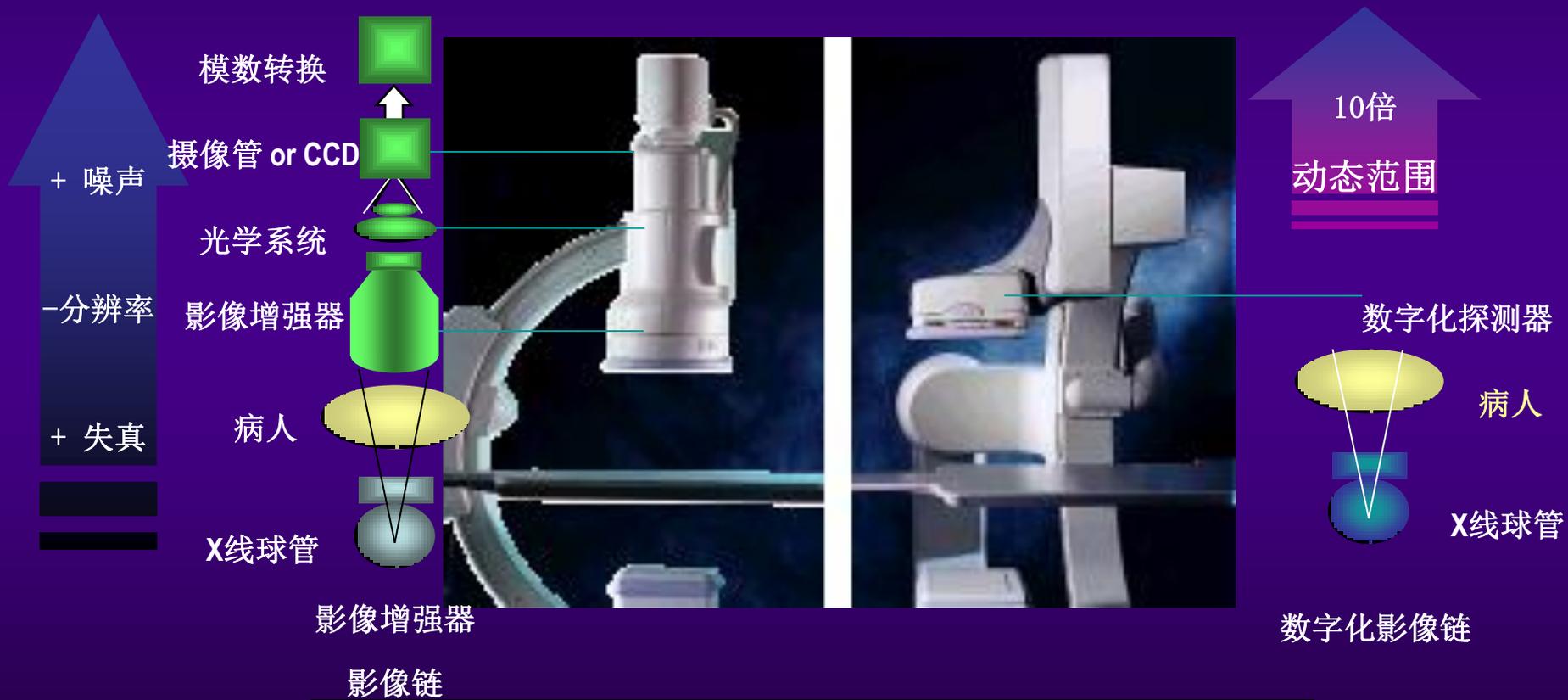
2) 摄像机系统;

Ccd摄像机

平板探测器取代X线I.I和电视系统

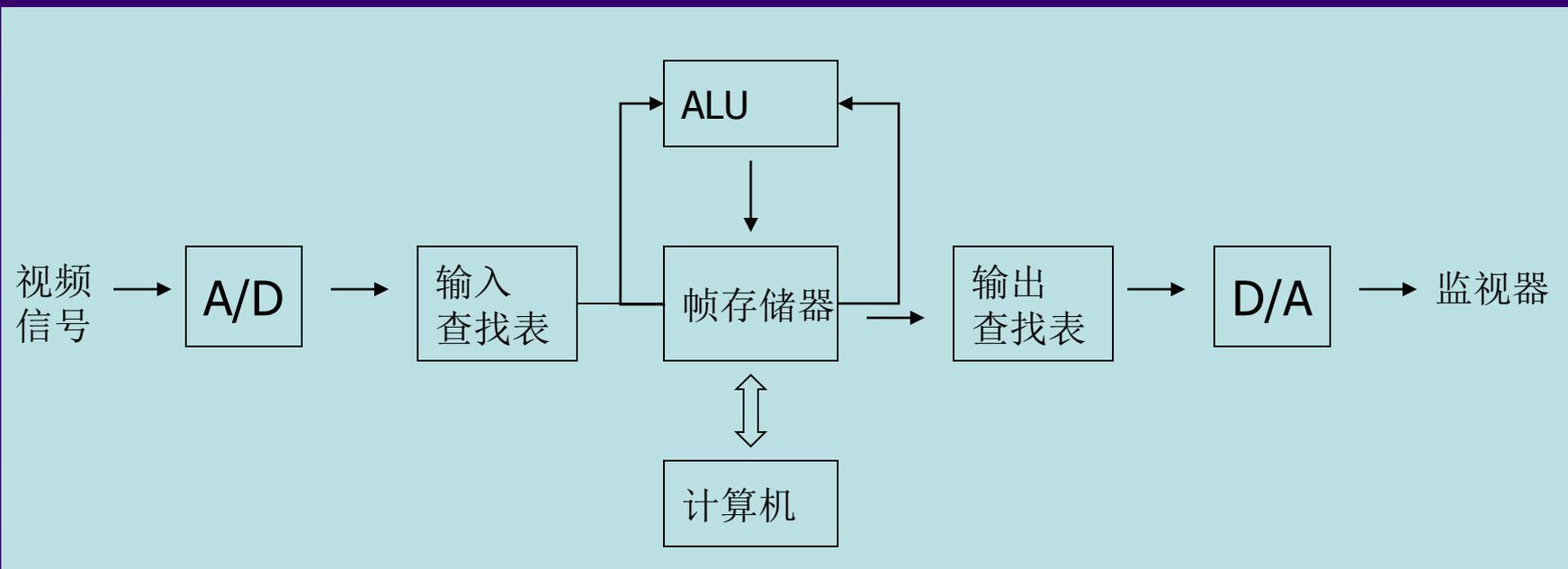
3) 光学系统;

影像增强器 vs 数字平板探测器



更好的图像质量， 更低的X线剂量

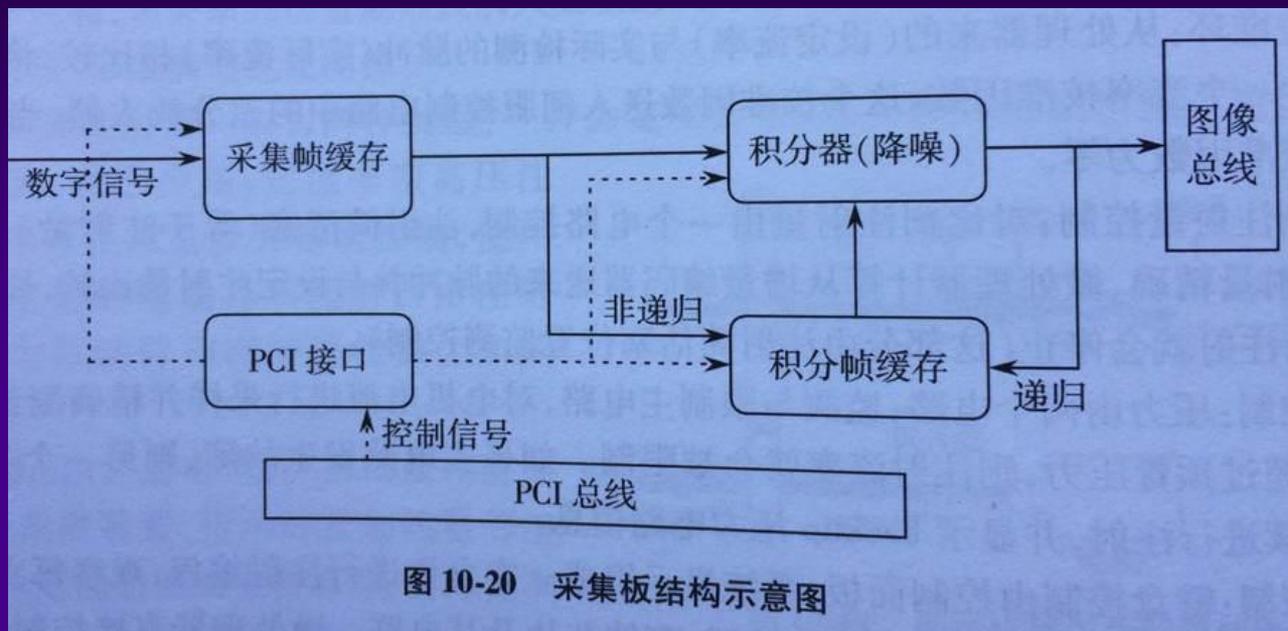
2 影像采集和存储系统



- 帧存储器存储
- 硬盘存储

- 由于DSA要求25帧/秒以上的实时减影，这样高的处理速度必须通过专用硬件来实现。有的国内厂家在通用微机上增加一块图像板来实现视频信号的A/D转换和实时减影等处理功能，该板由A/D转换器、输入查找表、高速运算器，帧存储器、输出查找表，D/A转换器等组成。
- 根据采集矩阵的大小决定采样时钟的速率，对 512×512 矩阵，采样频率需大于10MHz；对 768×572 矩阵和 1024×1024 矩阵，需要的采样速率分别为15MHz和20MHz。按照对数字图像灰度级的要求选择A/D转换器的量化等级，即位（bit）数，一般为8bit或10bit。帧存储器的容量一般要能保存16帧数字图像，当每像素为8bit（即1字节，byte）数据时，帧存容量是4MB（512矩阵）或16MB（1024矩阵）。对心脏和冠状动脉等动态器官部位的造影，需以25帧/秒的速率实时连续采集5s或10s图像，要求采用更大容量的图像存储器（海量存储器），有的设备已采用64MB的高速海量帧存，可以保存 $512 \times 512 \times 8\text{bit}$ 的图像250帧。一次采像一般不超过10s，而在两次采像的间隔时间内可把帧存的图像转存到光盘或硬盘上，所以帧存容量超过64MB，就可以代替电影胶片，从而免除冲洗。如果实时帧存的容量小，对心脏和冠脉就只能采用电影方式造影。

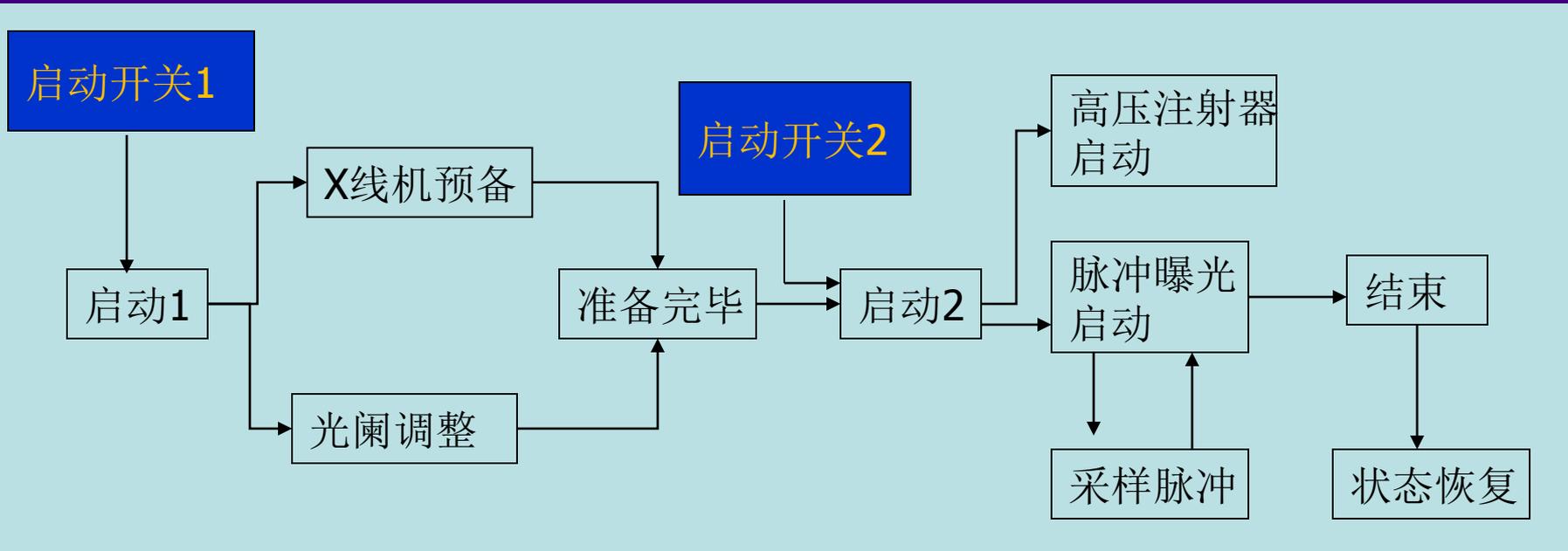
2 影像采集和存储系统



- 采集帧缓存
- 积分帧缓存
- 积分电路
- **PCI接口**

3 计算机系统

1. 系统控制



- 启动开关1：系统准备完毕
- 启动开关2：曝光开始
- 联络信号：X线机准备完毕后，向计算机发出准备就绪信号，表示可以进行脉冲曝光。曝光开始后，向A/D转换电路发出采样开始信号；转换结束后，通知计算机读取数字信号。再次进行脉冲曝光，采集下一帧图像。

3 计算机系统

2. 数字图像输出

配有标准DICOM3.0图像接口，可接入PACS系统

3. 图像处理

数字减影

数字电影减影

路径图技术

自动分析功能

虚拟支架置入术

3D路径图技术

最初的路径图采用“冒烟”和峰值保持技术，将导管前端血管分布图像与连续透视图像重合，利于指导导管及导丝更容易地送入病变部位的血管内。最新的三维路径图技术则是对该部位行血管重建，形成三维血管图像后，随着对三维图像的旋转，C臂支架则自动地跟踪；自动调整为该投射方向的角度，这样使透视图像与三维图像重合；可以最大程度显示血管的立体分布，以利于指导导管或导丝顺利地进入到欲进入的血管内。另外；由于三维血管成像，则更容易选择性进入病变区的C臂工作位，且易显示病变形态；如颅内动脉瘤，可清晰显示瘤颈，易于确定微导管进入瘤腔内的角度和动脉瘤颈与载瘤动脉的关系；可以指导体外对微导管前端进行弯曲塑型，使之更容易进入动脉瘤内，并可在载瘤动脉内有最大的支撑力，这样在送入微弹簧圈时才不易弹出，更能较容易地完全致密堵塞动脉瘤。

虚拟支架置入术

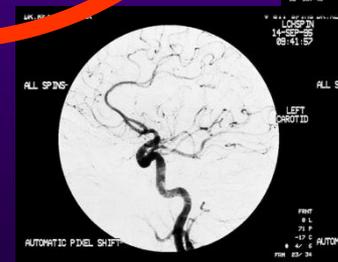
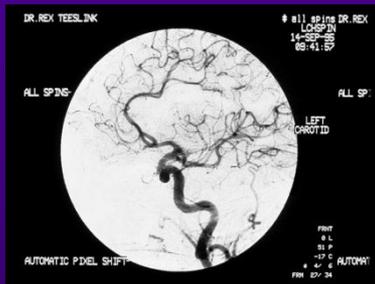
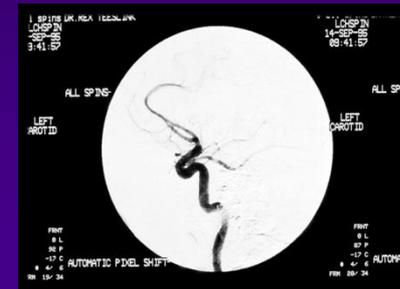
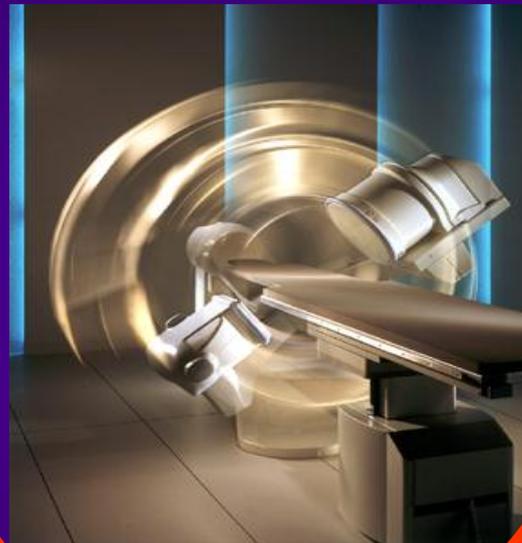
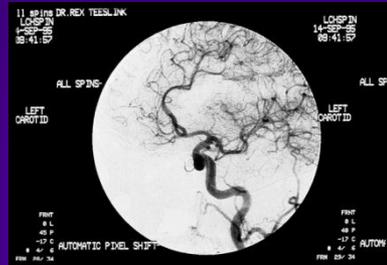
介入手术成功的关键是正确选择合适的置入支架，对于大动脉的动脉瘤，支架的选择一般根据CT测量的数据，而颈动脉和头颈部动脉的狭窄性病，变支架的选择则主要依据血管造影的测量结果，但不管是CT测量还是血管造影的测量，两者都受到主观因素的影响。根据临床的需要，虚拟支架置入系统应运而生，该系统可在待进行支架置入的病变血管部位形象地展示支架置入的效果，可清晰地模拟显示内支架置入后的情况，包括支架置入的位置、大小是否合适。支架贴壁情况。封闭部位是否合适，如不合适可再次更换支架，直至欲置入支架十分合适时；再选择同样支架置入体内，就会取得一个良好的治疗效果。另外，对于颅内动脉瘤，尤其是宽颈动脉瘤，在虚拟支架置入系统操作下，除了可以显示支架置入后的情况外，还可以利用工作站的处理，清晰显示瘤腔的大小，这样更容易确定第一次微弹簧圈置入的大小，这是因为微弹簧圈过小不能充分成篮；过大则可挤压支架使之变形。因此；利用虚拟支架系统可达到事半功倍的效果。从目前临床应用的报告中，认为虚拟支架置入系统在提高有待置入支架的几何学数据方面具有有效、快速和可观性等优点，能更好地指导临床血管内介入治疗的操作。另外，该系统还可用于神经介入治疗的医师培训，尤其是对在颈动脉狭窄性疾病的血管内支架置入术和脑动脉瘤的填塞术。

八、DSA的特殊功能

主要工作目的：

- 利于最佳焦点观察血管；
- 利于最好显示解剖关系；
- **3D技术**
- 多段步进

旋转 DSA



- 旋转DSA是利用血管造影机的C臂旋转来达到检查要求的新技术，理论上可以多方位显示血管解剖。它利用C臂的两次旋转动作，第一次旋转采集一系列蒙片像，第二次旋转时注射对比剂，在相同角度采集的两幅图像进行减影，以获取序列减影图像。旋转DSA的优点是可获得不同角度的多维空间血管造影图像；增加了影像的观察角度，能从最佳的位置观察血管的正常解剖和异常改变，提高病变血管的显示率。该技术实际上是对正侧位DSA检查的重要补充，而旋转起始位置及方向的设定、旋转角度的设定、对比剂注射参数及总量与旋转角度匹配等都影响病变血管的显示效果，而旋转速度的大小与图像质量有关系。对于旋转DSA的临床应用，目前主要应用于
 - (1) 头颈部血管性病变；尤其是颅内动脉瘤的诊断，应用旋转DSA可提高病变的检出率，并可清楚地显示动脉瘤的瘤颈，利于治疗方法的选择和治疗方案的确定；
 - (2) 胸腹部血管病变的明确诊断，尤其是肝脏疾病的诊断中应用此项技术可以清楚地显示肝脏肿瘤的供血动脉；
 - (3) 血管内介入治疗中由于能清晰显示病变，利于导管的超选择性到达病变部位的供血动脉内，减少对血管的损伤；提高了超选择性插管操作的准确性。

岁差运动

- 岁差运动是相对于旋转DSA的另一种运动形式，利用C臂支架两个方向的旋转，精确控制其转动方向和速度，形成了X射线管焦点在同一平面内的四周运动，增强器则在支架的另一端做相反方一圆周运动，从而形成岁差运动，它对于观察血管结构的立体关系十分有利。在临床应用中；岁差运动主要用于腹盆部血管重叠的器官，以显示血管立体解剖图像。有文献报道在肝脏肿瘤的治疗中，应用岁差运动可清晰显示肿瘤的供血动脉。肿瘤染色，并利干指导超选择性插管，而行肝段亚肝段栓塞治疗，并取得了良好的效果。

3D—DSA

- 3D—DSA是近几年在旋转DSA技术上发展起来的新技术，是旋转血管造影技术、DSA技术及计算机三维图像处理技术相结合的产物，其作用原理为通过二次旋转化DSA采集图像，传至工作站进行容积再次重建（VR）、多曲面重建（MPR）和最大密度投影（MIP）；后处理方法主要是针对要显示的部位对病变进行任意角度观察，特点是能较常规DSA提供更丰富有益的影像学信息，在一定程度上克服了血管结构更迭的问题，可任意角度观察血管及病变的三维关系，在临床应用中发挥了重要作用。目前主要应用于（1）脑动脉瘤的治疗，可提高其确诊率，减少假阳性率，清晰显示动脉瘤的载瘤动脉、瘤颈，并可提供栓塞治疗的工作位。（2）可清晰判断脑动脉狭窄。（3）对胸、盆部用器肿瘤的供血动脉可清晰显示，并可显示一些异常血管的起源及走形；（4）对于腹部一些血管的狭窄及变异亦可清晰显示，并可指导介入导管的临床使用；（5）清晰显示骨肿瘤的供血动脉，肿瘤组织及病变与骨骼的关系，对栓塞治疗有利，更为外科医生提供一直观的影像，利于外科手术方案的制定和术中切除肿瘤组织更为彻底。

三维重建



RSM—DSA

- RSM (real-time smoothed mask) DSA是DSA的另一特殊功能，它是利用间隔很短的两次曝光，第一次曝光时增强器适当散焦，获得一幅适当模糊的图像，间隔33毫秒再采集一幅清晰的造影图像，两者进行减影可以获得具有适当骨骼背景的血管图像，它可以在运动中获取减影图像，免除了旋转DSA需要两次运动采集的麻烦和两次采集间病人移动造成失败的可能。由于蒙片像随时更新；且相间隔仅为33毫秒，因此不会产生运动伪影。基于这一特点，RSM可用于腹盆部出血的诊断，尤其是适合如下几种情况：(1) 腹盆部出血，病人处于休克前期；不能摒气而需要行DSA检查者；(2) 脸盆部出血；病人因其他特殊情况如高龄、小儿等，不能摒气，必须行DSA检查者；(3) 下肢血管性病损，病人不能控制下肢颤动者；(4) 胸部疾病，病人不能屏气又必须行DSA检查。

步进DSA

- 步进DSA即下肢血管造影的跟踪摄影；为控制床面移动速度；分段采集n管造影回像，计算机减影后拼接连成长腿，并实时显示DSA图。该项功能用于双下肢血管病变的诊疗，特点为对比剂用量少，追踪显影，显示双下肢血管并可行双侧对比，利于病变血管的显示及正常变异的识别，尤其适用于不宜多用对比剂的患者。目前应用于临床的步进DSA有单向的，即从头侧—足侧者，亦有双向的；即既能从头侧向足侧；也可以从足侧向头侧观察者。

计算机辅助血管最佳投射角定位 COMPAS

Compas (Compus) 从两个投影角度大于 45° 的血管图像；计算出两条平行走向的血管在 360° 球体范围内的最佳展示投射角度，而在临床应用中可利用正侧位DSA图像，测算指出某一段迂曲走行血管的投照角度；一次可调整到显示此血管的最佳角度来显示此段血管，这样在临床上就可以清晰显示此段血管有无病变，若有狭窄性病变，可有助于制定施行球囊扩张术或内支架置入术。

C臂CT-软组织成像

- C臂CT-也叫C臂锥束CT、锥束容积CT、C臂平板探测器CT等（图1），是DSA旋转技术与计算机重建技术相结合的产物：利用C臂的旋转运动和平板探测器的采集，通过计算机重组处理，获得血管三维影像的同时也获得相应层面的软组织CT影像，在此基础上还可以由计算机处理得到多平面重组（MPR）、容积演示（VRT）、最大密度投影（MIP）等图像。
- 软组织成像是平板探测器DSA与CT结合的产物，不同的厂家名称各不一样，是利用C型臂快速旋转采集数据重建成像。一次旋转可获得多个层面的图像。由于平板探测器每个像素的面积很小，采集数据的信噪比差。目前的水平是空间分辨率优于CT，而对比分辨率不及CT，图像可与3D血管图像相重叠；更直观。目前临床应用主要为头部，可以观察栓塞效果，尤其是在脑动脉瘤栓塞中，有无再次出血及显示微弹簧圈的位置。有无外逸出动脉瘤腔等则更清晰。其应用解决了介入治疗过程中需进行CT检查的不便，方便了治疗。

3D路径图技术

最初的路径图采用“冒烟”和峰值保持技术，将导管前端血管分布图像与连续透视图像重合，利于指导导管及导丝更容易地送入病变部位的血管内。最新的三维路径图技术则是对该部位行血管重建，形成三维血管图像后，随着对三维图像的旋转，C臂支架则自动地跟踪；自动调整为该投射方向的角度，这样使透视图像与三维图像重合；可以最大程度显示血管的立体分布，以利于指导导管或导丝顺利地进入到欲进入的血管内。另外；由于三维血管成像，则更容易选择性进入病变区的C臂工作位，且易显示病变形态；如颅内动脉瘤，可清晰显示瘤颈，易于确定微导管进入瘤腔内的角度和动脉瘤颈与载瘤动脉的关系；可以指导体外对微导管前端进行弯曲塑型，使之更容易进入动脉瘤内，并可在载瘤动脉内有最大的支撑力，这样在送入微弹簧圈时才不易弹出，更能较容易地完全致密堵塞动脉瘤。

九、图像质量检测

- 监视器检测；

检测标准：显示矩阵，灰度分辨力，最大亮度，图像刷新率

- 检测项目：

- 空间分辨力

- 低对比度分辨力

- 对比度和空间的一致性

- 对比度线性；

十、注意事项

- 表面清洁
- 运动部件润滑、安全

DSA新技术

- 路径图技术:
- 数字电影减影
- 旋转血管造影
- 步进式血管造影
- 遥控造影剂跟踪技术
- 自动角度定位系统
- 峰值保持采样技术
- 双平面血管造影

第四节、激光相机

- 激光照相机是近年来异军突起的医学影像记录装置，它可以接收并处理多种医学成像设备输出的数字或模拟信号，将需要再现的影像打印（实为曝光）记录在感光胶片上。由于激光照相机直接接收处理影像设备输出的信号，无需通过显示器荧光屏拍摄，因此可避免由显示器引起的光栅失真、边缘聚焦不良等弊端，它的影像解析力、保真度均比较高。又因为它的成像速度快，工作性能稳定，常被联机使用，即作为多台医学影像设备（如：X-CT、DSA、MRI、ECT、US等）的共同终端记录输出装置，所以激光照相机的工作效率较高，是目前最为理想的影像记录和输出装置，已在许多大、中型医院的影像科室使用。



激光照相机

一、分类

- 光源不同
- 显像环节：湿式；干式

二、主要技术指标

- 1、打印速度
- 2、多供片通道
- 3、最小、最大密度
- 4、分辨力
- 5、网络连接

三、主要特点

- 1、数字化
- 2、图像放大缩小
- 3、自动窗口技术
- 4、多辐照相
- 5、保持标准的图像密度

四、主要功能

- 1、影响图像灰阶密度因素：激光照相机具有独特的灰阶密度校正调节系统，图像的密度是由3方面完成。由影像设备等成像系统选择合适的窗口技术作为标准输入信息；利用激光相机内提供的标准灰阶测试图像；选定激光相机内提供的特性曲线（一般提取5~6种特性曲线）结合实际胶片下图像的效果，校准每一级从阶的标准密度。
- 2、具体校准的方法和步骤：①利用激光相机提供的灰阶图像（可提供多种形式的图像，任选其中一种即可）；②固定胶片牌号种类和冲洗条件；③打印出灰阶照片后，用密度仪测量各级的密度，然后依次输入激光相机的校正系统即可；④激光相机内计算机自动修正各级的密度

五、结构

- 干式激光相机：控制板、片盒、供片滚动轴、激光成像组件、热鼓显像组件、机壳。

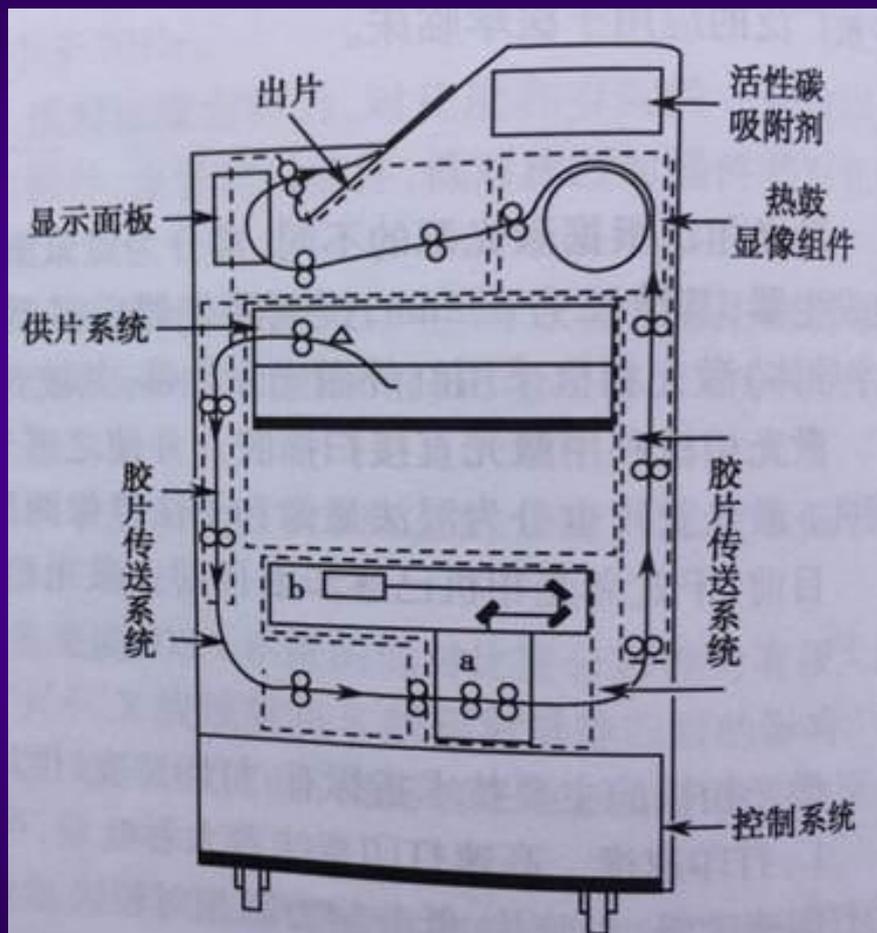


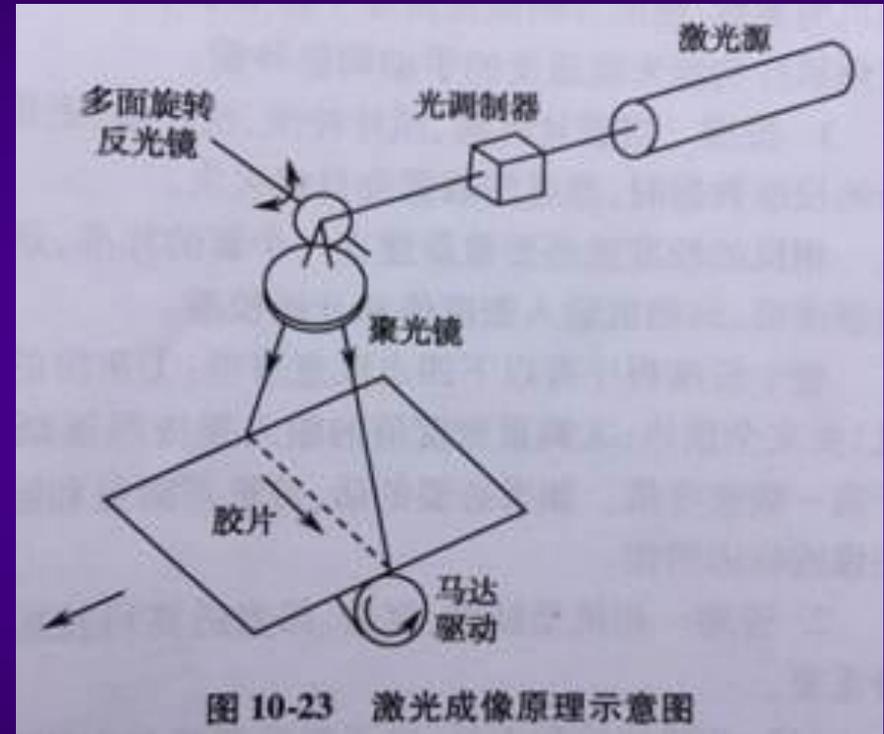
图 10-22 干式激光相机内部结构和图像打印流程图

五、结构

- 激光扫描系统：将图像信息扫描到胶片上。
- 热鼓显像组件：当胶片通过时，热鼓产生的热量使其与胶片紧密接触，这样胶片产生不同密度的灰阶影像，并且采用特殊的减速机和马达组合的驱动，实现高精度、高转矩的传送。热鼓分为厚膜头和薄膜头。干式激光相机采用适合高像质记录的薄膜头。其作用就是将激光扫描后的胶片进行加热而使其显影。
- 打印控制系统：与湿式激光相机不同，干式激光相机在激光打印过程中，胶片始终处于静止状态

六、工作原理

- 激光相机的光源为激光束，激光束通过发散透镜系统投射到一个转动的多棱镜再折射，折射后的激光束通过聚焦透镜系统打印在胶片上。
- 激光束的强度可以由调节器调整，调节器受数字信号控制。成像装置把图像的像素单元值以数字的方式输入到激光打印机的存储器中，直接控制每一个像素单元的激光曝光强度。如果计算机按顺序输出激光束，胶片位置的同期信息，则可以将顺序不同的电信号作为平面影像由激光照到胶片上。曝光后，胶片再经显影、定影处理，从而获得照片图像。



七、集成网络影像打印系统

- 将多台相机连成一个集成网络影像打印系统
- 1、原理：DICOM3.0协议和以太网网络接口
- 2、具体操作：DICOM打印功能
- 3、网络化管理
- PACS系统

八、激光相机的影像质量控制

- 1、校准：定时打印测试片，校正基准密度。
- 2、管理

操作手册