

高等医药院校规划教材

供医学影像技术及相关专业使用

医学影像成像原理

主编 王骏



科学出版社

高等医药院校规划教材

供医学影像技术及相关专业使用

医学影像成像原理

主 编 王 骏

副 主 编 雍国富 周选氏

编 委 (以姓名汉语拼音为序)

曹宏伟 承德医学院附属医院

王 平 重庆三峡医药高等专科学校

郭晋纲 山西省肿瘤医院

姚志峰 南京医科大学第二附属医院

焦德琼 白城医学高等专科学校

雍国富 遵义医药高等专科学校

李萌萌 南京医科大学康达学院

周选氏 湖北医药学院附属太和医院

李卫平 江西卫生职业学院

朱治文 铜陵职业技术学院

王 骏 南京医科大学康达学院

学术秘书 李萌萌



科学出版社

北京

内 容 简 介

本书采用“大影像观”概念，详细讲述了X射线摄影、数字减影血管造影、计算机X射线体层摄影、磁共振、超声、核医学、放射治疗、医学图像打印及图像存储与传输系统的相关原理。

本书适用于医学影像技术及其相关领域的学生、同人使用。

图书在版编目(CIP)数据

医学影像成像原理 / 王骏主编. —北京: 科学出版社, 2019.6

(高等医药院校规划教材)

ISBN 978-7-03-059760-1

I. 医… II. 王… III. 医学摄影-高等学校-教材 IV. R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2018)第276043号

责任编辑: 丁海燕 田秩静 / 责任校对: 张凤琴

责任印制: 徐晓晨 / 封面设计: 蓝正设计

版权所有, 违者必究。未经本社许可, 数字图书馆不得使用

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码: 100717

<http://www.sciencep.com>

北京建宏印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2019年6月第一版 开本: 850×1168 1/16

2019年6月第一次印刷 印张: 15 1/4

字数: 487 000

定价: 49.80元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

前 言

当今的医学影像早已由过去的仅能通过拍片、透视产生二维模拟图像的放射诊断科,发展成为今天拥有数字 X 射线摄影、计算机体层摄影、磁共振成像、数字减影血管造影、超声、核医学,包括放射治疗在内的三维数字化集诊断与治疗为一体的大型、综合性临床科室,在为疾病早发现、早诊断、早治疗的同时,为大数据背景下的精准医疗与循证医学的开展奠定了基础。它在进入分子与功能成像的同时,丰富、发展、完善了临床诊断,增加了教学与科研的含金量,从而致使医院的一大半设备资金都高度集中在医学影像科,成为医院发展所不可或缺的窗口与门面。

正因如此,医学影像在向“大融合”发展的同时,更向纵深推进,名副其实地让医学影像技术学成为真正意义上的独立学科、独立系科。因此,必须拥有《放射物理与防护》《医学影像设备学》《医学影像成像原理》《医学影像检查技术》等。为此,2017年7月,来自全国医学界数以百计的专家、学者齐聚北京,共同研讨新时代背景下医学影像技术学如何向亚学科发展。但归根结底,学科的发展离不开“双师型”教师的“前素质教育”,教师在旁征博引的同时更注重严谨,需要像工兵探雷那样小心、谨慎,也就是通常所述的“严谨治学”。否则,拿什么影响我们的学生?!不仅如此,更为可贵的是,全书所有章节均由我国医学影像学一线专家、学者操刀,这里面不乏拥有博士、硕士学位的专家。他们将长期在医学影像学临床、教学、科研、管理一线“摸爬滚打”所得的一点体会与结晶写进书中,努力做到教学与临床的无缝接轨。

本书采用“大影像观”概念,详细讲述了 X 射线摄影、数字减影血管造影、计算机 X 射线体层摄影、磁共振、超声、核医学、放射治疗、医学图像打印及图像存储与传输系统的相关原理,是来自全国多所高等院校及教学医院的十余位从事医学影像临床、教学、科研、管理的一线专家、学者集体编创的成果。

本书适用于从事医学影像技术及相关领域的学生、同人使用。

然而,智者千虑,必有一失,更何况我们这些凡夫俗子在极短的时间内高浓度地提炼当代医学影像学的最新成果与精华。如有不足之处,敬请广大老师、同人和学生在百忙之中多提宝贵的修改意见。

最后,感谢广大编委的巨大支持与鼎力相助,更希望广大学子合理地、创造性地应用本书,早日在国际舞台上出“声”显“影”,让我们共同努力、加油!

王 骏

2018年11月

目 录

CONTENTS

- 第一章 **X射线摄影成像原理 / 1**
 - 第一节 X射线影像基础 / 1
 - 第二节 X射线的几何投影 / 2
 - 第三节 X射线的散射线 / 5
 - 第四节 X射线照片密度 / 7
 - 第五节 X射线照片的对比度 / 8
 - 第六节 X射线照片的锐利度 / 10
 - 第七节 X射线照片的颗粒度 / 13
 - 第八节 X射线照片失真度 / 14
- 第二章 **数字X射线摄影成像原理 / 17**
 - 第一节 数字影像基础 / 17
 - 第二节 计算机X射线摄影成像原理 / 22
 - 第三节 数字X射线成像原理 / 27
 - 第四节 数字乳腺X射线摄影成像原理 / 31
 - 第五节 口腔曲面全景体层摄影 / 33
 - 第六节 数字断层融合成像原理 / 34
 - 第七节 数字X射线摄影影像质量控制 / 35
- 第三章 **数字减影血管造影成像原理 / 39**
 - 第一节 基本原理 / 39
 - 第二节 特殊功能 / 42
 - 第三节 X射线对比剂 / 45
 - 第四节 高压注射器原理 / 51
 - 第五节 DSA影像质量控制 / 52
- 第四章 **计算机X射线体层摄影成像原理 / 55**
 - 第一节 基本原理 / 55
 - 第二节 基本概念 / 61
 - 第三节 单层螺旋CT成像原理 / 64
 - 第四节 多排探测器CT成像原理 / 65
 - 第五节 双源CT成像原理 / 66
 - 第六节 能谱CT成像原理 / 67
 - 第七节 CT灌注成像原理 / 68
 - 第八节 心电门控技术原理 / 69
 - 第九节 CT图像后处理技术 / 70
 - 第十节 CT影像质量控制 / 72
- 第五章 **磁共振成像原理 / 78**
 - 第一节 基本原理 / 78
 - 第二节 磁共振成像基本概念 / 89
 - 第三节 磁共振成像的脉冲序列 / 90
 - 第四节 磁共振成像对比剂 / 97
 - 第五节 磁共振血管成像原理 / 101
 - 第六节 磁共振水成像原理 / 105
 - 第七节 磁共振弥散加权成像原理 / 105
 - 第八节 磁共振弥散张量成像原理 / 108
 - 第九节 磁共振灌注成像原理 / 109
 - 第十节 磁共振波谱成像原理 / 109
 - 第十一节 磁共振磁敏感加权成像原理 / 110
 - 第十二节 功能磁共振成像原理 / 111
 - 第十三节 磁共振分子成像原理 / 112
 - 第十四节 介入磁共振成像原理 / 112
 - 第十五节 磁共振成像质量控制 / 113
- 第六章 **超声成像原理 / 115**
 - 第一节 超声波的物理特性 / 115
 - 第二节 超声波探测的物理基础 / 121
 - 第三节 超声显示方式 / 124
 - 第四节 A型、B型、M型超声成像及应用 / 125
 - 第五节 超声多普勒成像 / 127
 - 第六节 三维超声成像原理 / 131
 - 第七节 超声组织定征 / 132
 - 第八节 超声弹性成像 / 134
 - 第九节 超声造影原理 / 135
 - 第十节 超声图像质量控制 / 136
- 第七章 **核医学成像原理 / 142**
 - 第一节 放射性核素成像 / 142
 - 第二节 放射性药物 / 149
 - 第三节 γ 照相机和单光子发射计算机体层摄影 / 153
 - 第四节 SPECT/CT / 155

第五节	正电子发射计算机体层摄影 / 157	第三节	喷墨成像原理 / 190
第六节	PET/CT / 159	第四节	照片自助打印原理 / 191
第七节	正电子发射磁共振成像仪 / 160	第五节	医学图像打印的质量控制 / 191
第八章	放射治疗原理 / 164	第十章	图像存储与传输系统 / 193
第一节	医用电子直线加速器 / 164	第一节	PACS 的产生与原理 / 193
第二节	立体定向放射治疗系统 / 169	第二节	PACS 功能的基本构成 / 201
第三节	近距离放射治疗系统 / 171	第三节	PACS 与医院信息系统 / 207
第四节	质子、重离子放射治疗系统 / 174	第四节	PACS 与互联网 / 211
第五节	普通模拟定位机 / 178	第五节	医疗信息数字云技术 / 219
第六节	CT 模拟定位机 / 181	第六节	医学影像科信息化管理的质量控制 / 226
第九章	医学图像打印原理 / 186	参考文献	/ 235
第一节	激光成像原理 / 187		
第二节	热敏成像原理 / 188		

第一章 X射线摄影成像原理

学习目标

掌握：X射线影像信息传递、X射线照片影像的形成、实际焦点、主焦点、副焦点、有效焦点及其标称值、X射线照射野的线量分布、阳极效应、X射线管焦点成像性能、X射线束、焦点和被照体以及胶片摄影之间的关系、散射线的产生及其含有率、散射线的减少与消除、照片密度及其影响因素、X射线对比度、X射线照片光学对比度及其影响因素、照片锐利度及其影响因素、照片颗粒度及其影响因素、照片失真度及其影响因素。

第一节 X射线影像基础

一 X射线影像信息传递

1. X射线影像信息的形成 由X射线管焦点辐射出的X射线穿过被照体时，受到被检体各组织的吸收和散射而衰减，使透过后X射线强度的分布呈现差异；随之到达屏-片系统（探测器或成像板）或影像增强管的受光面等，转换成可见光强度的分布，并传递给胶片，形成银颗粒的空间分布，再经显影处理成为二维光学密度分布，形成光密度X射线照片影像（图1-1-1）。

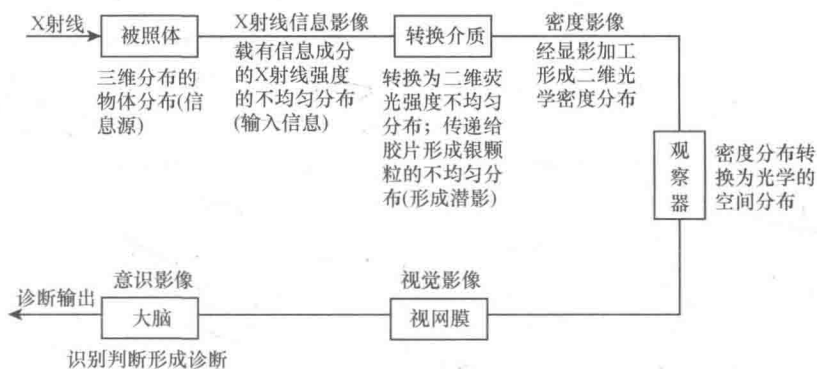


图 1-1-1 X射线信息影像形成与传递

2. X射线影像信息的传递 如果把被照体作为信息源，X射线作为信息载体，那么X射线诊断的过程就是一个信息传递与转换的过程。此过程分为五个阶段。

(1) 第一阶段：X射线对三维空间的被照体进行照射，取得载有被照体信息成分的强度不均匀分布。此阶段信息形成的质与量，取决于被照体因素（原子序数、密度、厚度）和射线因素（线质、线量、散射线）等。

(2) 第二阶段：将不均匀的X射线强度分布，通过接收介质（增感屏-胶片系统、荧光屏或影像增强系统等）转换为二维的光强度分布。若以增感屏-胶片体系作为接收介质，那么这个荧光强度分布传

递给胶片形成银颗粒的分布（潜影形成），再经显影加工处理成为二维光学密度的分布。此阶段的信息传递转换功能取决于荧光体特性、胶片特性及显影加工条件。此阶段是把不可见的 X 射线信息影像转换成可见密度影像的中心环节。

（3）第三阶段：借助观片灯，将密度分布转换成可见光的空间分布，然后投影到人的视网膜上。此阶段信息的质量取决于观片灯的亮度、色光、观察环境以及视力。

（4）第四阶段：通过视网膜上的视觉细胞感觉明暗相间的图案，形成视觉的影像。

（5）第五阶段：最后通过识别、判断作出评价或诊断。此阶段的信息传递取决于医师的学历、知识、经验、记忆和鉴别能力。

二

X 射线照片影像的形成

X 射线管产生的 X 射线，穿过被检体（三维空间分布）时，由于人体不同组织的原子序数、组织密度和厚度的不同，对 X 射线衰减的程度不同，所以透过人体后的 X 射线强度分布出现了差异，形成了不可见的 X 射线信息影像。这种不可见的 X 射线影像，到达探测器（成像板）、荧光屏（影像增强器）等，经过信息转换，形成可见光强度的影像分布，或者通过屏-片系统使胶片感光，经过化学处理后转换成有一定黑化度的可见光胶片影像。

X 射线照片影像的五大要素：密度、对比度、锐利度、颗粒度及失真度，前四项为构成照片影像的物理因素，最后一项为构成照片影像的几何因素。

第二节 X 射线的几何投影

一

X 射线管焦点成像性能

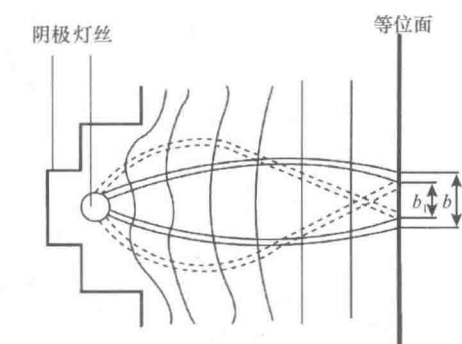
在 X 射线成像系统中，对 X 射线成像质量影响最大的因素之一就是 X 射线管焦点。因此实际工作中对 X 射线管焦点成像性能要求比较严格。X 射线管焦点除与 X 射线机本身的设计有关外，还与焦点的摄影方位及使用的曝光条件有关，焦点的大小是 X 射线管焦点成像性能的主要参量之一。

（一）基本概念

1. 实际焦点 实际焦点是指阴极灯丝发射的电子经聚焦后在阳极靶面上的瞬间轰击面积。目前，医学诊断用 X 射线管的灯丝均绕成螺管状，灯丝发射的电子经聚焦后，以细长矩形轰击在靶面上，形成细长矩形的焦点，故称为线焦点。实际焦点的大小（一般指宽度），主要取决于聚焦罩的形状、宽度和深度。实际焦点越大（受轰击的靶面积越大，可承受的功率值相应增加），X 射线管的容量就越大，曝光时间就可以缩短。我国生产的 X 射线管大多数采用单槽或阶梯槽结构。

2. 主焦点与副焦点 阴极灯丝在聚焦槽内的位置，对阴极电子流动以及焦点的形成产生重要作用。从灯丝正面发射出的电子先发散，后汇聚，撞击阳极靶面，形成主焦点；从灯丝侧方发射的电子先发散，后汇聚，再发散，撞击阳极靶面，形成副焦点；主焦点与副焦点共同形成实际焦点（图 1-2-1）。焦点大小与灯丝在聚焦槽中的位置有关，当灯丝在聚焦槽内的深度越深、聚焦槽的宽度越小时聚焦作用越大，即灯丝深度大，主焦点变小，副焦点变大。理想的副焦点是处于主焦点内侧，此时热量容易被分散，焦点大小变化不大。

3. 有效焦点及标称值 有效焦点亦称为作用焦点，是指实际焦点在 X 射线摄影方向上的投影。有效焦点与实际焦点之间的关系，如图 1-2-2 所示。设实际焦点宽度为 a ，长度为 b ，则摄影后的长度为 $b\sin\theta$ ，宽度不变，即有效焦点 $=a \times b\sin\theta$ ，式中， θ 表示阳极靶面与 X 射线摄影方向的夹角。当摄影方向与 X 射线管长轴垂直时， θ 角称为靶角或阳极倾角，一般为 $17^\circ \sim 20^\circ$ 。靶角是一个与容量和 X 射线辐射强度的分布密切相关的重要参数。



——形成主焦点的电子轨迹 b 为主焦点尺寸
 ---形成副焦点的电子轨迹 b_1 为副焦点尺寸
 图 1-2-1 主、副焦点形成示意图

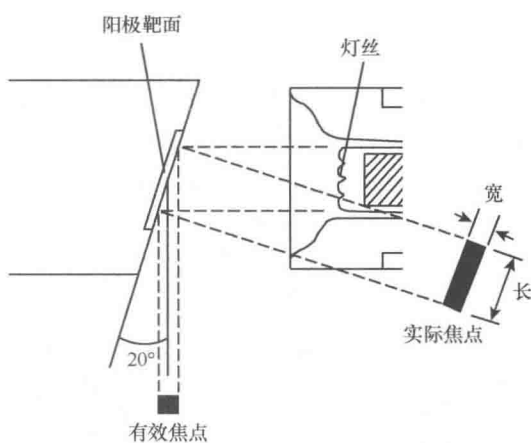


图 1-2-2 实际焦点和有效焦点

实际焦点在垂直于 X 射线管长轴方向的投影,称为有效焦点。X 射线管特性参数表中标注的焦点为标称焦点。有效焦点的标称值为一无量纲的数值(如 1.0、0.3、0.1)。目前,有效焦点的标注方法还可以用习惯标注法,如 $2.0\text{mm} \times 2.0\text{mm}$ 、 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$ 或 $0.3\text{mm} \times 0.3\text{mm}$ 等。

(二) X 射线管焦点成像性能主要参量

X 射线管焦点是决定 X 射线设备成像质量优劣的主要因素之一。描述 X 射线管焦点成像性能的主要参量包括:焦点的大小、焦点的极限分辨力、焦点的调制传递函数和焦点的增涨值。

1. 焦点的大小(F) 焦点的大小是影响清晰度的主要原因之一。因焦点是一个具有一定面积的发光源,X 射线影像是由物体(G)吸收了 X 射线后,产生的本影(S)和几何原因形成的半影(H)共同组成的。焦点尺寸越大,半影越大,影像越模糊。

2. 焦点的极限分辨力

(1) 定义:焦点的极限分辨力(R)是在规定测量条件下不能成像的最小空间频率值,一般以每毫米中能够分辨出的线对数(单位 LP/mm)来表示。即用星形测试卡测试时,在星形测试卡像面上出现第一个模糊带所对应的空间频率值

$$R=1/(2d) \quad (1-1)$$

用式(1-1)可以计算出焦点的极限分辨力, d 值为不能成像时星形测试卡的线径宽度(单位 mm), $2d$ 是测得的模糊区的一对楔条对应的弧长。在 X 射线管焦点小、焦点面上的线量分布为单峰时, R 值大;反之,在 X 射线管焦点大、焦点面上的线量分布为多峰时, R 值就小,说明 R 值大时成像性能好。

(2) 测试方法:测试设备主要采用星形测试卡或者矩形波测试卡。摄取星形测试卡照片时,先做好准直,要求基准线与测试卡所成角度必须小于或等于 10^{-3}rad 。调节焦点至测试卡和测试卡至胶片的距离,使测试卡照片的两个方向上测得的最外模糊区尺寸 Z_w 和 Z_L ,应大于或接近测试卡影像直径的 $1/3$,但不得小于 25mm 。曝光条件应使照片的最大密度值在 $1.0 \sim 1.4$ 。

3. 焦点的调制传递函数

(1) 定义:焦点的调制传递函数(MTF)是描述 X 射线管焦点这个面光源使肢体成像时,肢体组织影像再现率的函数关系。一般地说,在同一个空间频率值时,MTF 值大的焦点成像性能好;MTF 值小的焦点,成像性能差。因此,焦点尺寸越小,MTF 值越大,成像性能就越好。

(2) MTF 域值范围:其最大值为 1,最小值为 0,即 $0 \leq \text{MTF} \leq 1$ 。

MTF=1,表示成像系统的输入对比度与输出对比度相等。

MTF=0,表示成像系统的输出对比度为 0,即影像消失。

4. 焦点的增涨值 X 射线管焦点的增涨值(B)是描述 X 射线管焦点的极限分辨力随着负荷条件的改变而相对变化的量,又称散焦值或晕值。

管电流(单位 mA)增高时,灯丝附近的电子密度较大,由于电子间的库仑斥力的作用,有效焦点

有增大的倾向,当毫安低时此倾向变小。管电压升高时,电子束向阳极靶面撞击的速度加快,该方向矢量增大,电子束向外扩散的时间较短,因此扩散的程度也较小;反之,则有足够的扩散时间,因而引起较大的焦点增涨。

(三) X 射线管焦点的特性

1. 照射野内的线量分布 照射野是指通过 X 射线管窗口的 X 射线束入射在肢体形成曝光面的大小。在照射野内的线量分布是不一样的,用一块厚为 1.0mm 的铅板,在上面加工几排平行的针 6 针孔,并将此铅板置于焦点和胶片正中。用适当的条件进行曝光,便可得到一张多个焦点针孔像的照片。从照片上可以看到:焦点具有一定的方位特性和阳极效应。

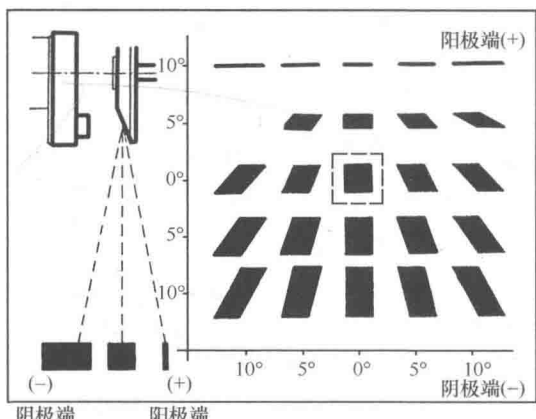


图 1-2-3 焦点的方位特性

2. 焦点的方位特性 在平行于 X 射线管的长轴方向的照射野内,近阳极侧有效焦点小,近阴极侧有效焦点大,这一现象被称为焦点的方位特性。在短轴方向上观察,有效焦点的大小对称相等,如图 1-2-3 所示。

3. 焦点的阳极效应 当阳极倾角约为 20° 时,进行 X 射线的测量,其结果是在平行于 X 射线管的长轴方向上,近阳极侧 X 射线量少,近阴极侧的 X 射线量多,最大值在 110° 处(图 1-2-4),分布是非对称性的。这一现象被称为 X 射线管的阳极效应。在 X 射线管的短轴方向上, X 射线量的分布基本上对称(图 1-2-5)。因此,在摄影时应注意将肢体厚度大的组织放在阴极侧,而须重点观察的细致结构组织及厚度小的部位应置于阳极侧。

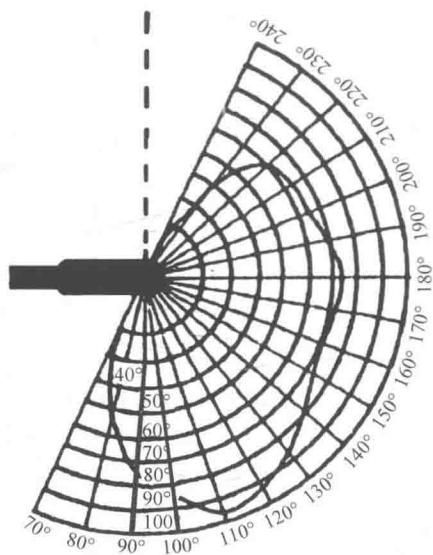


图 1-2-4 X 射线量的空间分布(长轴)

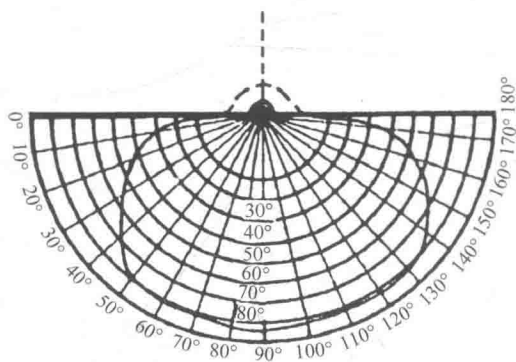


图 1-2-5 X 射线量的空间分布(短轴)

X 射线束

X 射线成像中的影像信息载体是 X 射线, X 射线是由 X 射线管产生的。在 X 射线成像中,利用 X 射线的穿透性与被检体发生作用,形成透射 X 射线信息影像。

1. X 射线束的形状 X 射线管将电能转换为 X 射线能,产生 X 射线。X 射线管主要由阴极、阳极、玻璃壳三部分组成。其中 X 射线管阴极发射出的电子流,在管电压的作用下,高速飞向阳极,撞击阳极靶面,发生能量转换,产生 X 射线。阳极靶面可视为由无数微小面积组成,那么每个微小面积都发出一个光锥样的 X 射线束,如图 1-2-6 所示。

X射线管发射的X射线是以阳极靶面的实际焦点为锥顶的锥形射线束,经过管壁玻璃、油层、管套窗口及滤过板的滤过吸收,最终与人体发生作用的是一束波长不等,具有一定穿透能力的混合射线。

2. X射线的中心线 X射线束中心部分的射线称为中心线,中心线是摄影方向的代表。一般情况下,X射线的中心线应通过被检部位的中心与胶片的中心在一条直线上,并与胶片垂直;为了减少肢体影像的重叠,也可采用倾斜一定角度经被检体射入胶片。X射线束中除中心线外的射线称为斜射线,在某些特殊体位摄影时可利用斜射线进行摄影,以减少影像的重叠。

3. X射线的强度 X射线强度是在垂直于X射线束的单位面积上,单位时间内通过的X射线光子数量与能量之总和,即X射线束中的光子数量乘以每个光子的能量。连续X射线波谱中每条曲线下的面积表示连续X射线的总强度。在实际应用中,常以X射线的量与质的乘积表示X射线强度。

$$\text{X射线强度} = \text{X射线的量} (\text{mA}\cdot\text{s}) \times \text{X射线的质} (\text{kV}) \quad (1-2)$$

X射线的量就是X光子的数目,即管电流量,取决于X射线管的管电流与照射时间的乘积,通常用毫安·秒(mA·s)为单位。X射线的量越大,X射线强度越大,与人体发生作用的X射线数量越多。

X射线的质则是光子的能量,代表X射线的穿透能力。临床上,一般用管电压千伏(kV)为单位,来表示X射线的质。提高管电压,则X射线的穿透力增加,同时X射线强度增加。

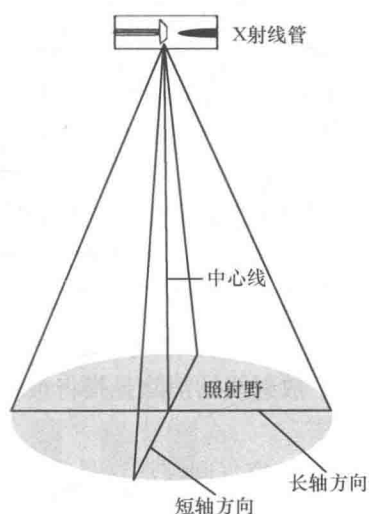


图 1-2-6 X射线束的形状

第三节 X射线的散射线

一 散射线的产生及其含有率

散射线是指方向不定、波长长、能量低、穿透力弱的射线。

(一) 散射线的产生

当X射线管发出的原发射线作用于被检体时,康普顿效应产生方向不定、能量较低的射线(图1-3-1);或者是X射线照射到被检体、摄影台、建筑物体产生的反射、折射的二次射线。

(二) 散射线的危害

(1) 使照片产生灰雾,照片对比度下降。

(2) 对工作人员和受检者防护不利。

(三) 散射线的含有率

散射线量的多少通常用散射线含有率表示。散射线含有率是指散射线在作用于胶片上的全部射线量中所占的比例。影响散射线含有率的因素有:

1. 管电压 散射线含有率随着管电压的升高而增大。当管电压超过80~90kV时,散射线含有率趋于平稳。

2. 被检体厚度 体厚在15cm以下时,散射线含有率随着体厚的增加而增大;体厚超过15cm时,散射线不再增加。

3. 照射野 照射野小于2cm×2cm时,散射线很少;随着照射野的增加,散射线含有率大幅上升,增加到30cm×30cm时,散射线达到饱和。

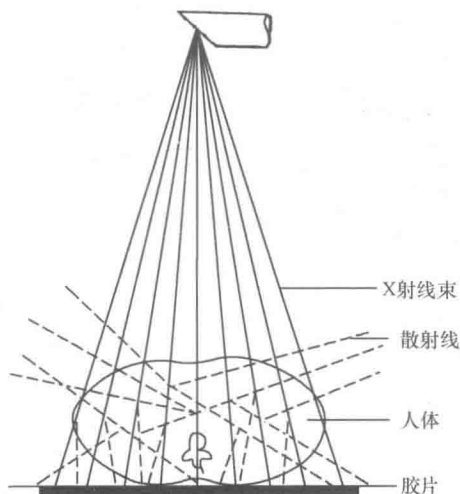


图 1-3-1 散射线的产生

二

散射线的减少与消除

(一) 散射线的减少

为免除无用的散射线使胶片感光，将焦点外的 X 射线在到达胶片之前吸收掉。

1. 遮线器 主要通过控制照射野的大小来减少散射线的产生，通常用相互垂直的两对铅板控制照射野的大小，摄影时照射野应尽量缩小，略大于被检部位。

2. 滤过板 将适当厚度的金属薄板，如铝板、铜板等，置于 X 射线窗口处，吸收原发射线中能量较低的无用射线。

(二) 散射线的消除

散射线的消除是指将被检体产生的散射线在到达胶片之前吸收掉。消除的方法有空气间隙法和滤线栅法。

1. 空气间隙法 是利用 X 射线衰减与距离的平方成反比的规律，减少到达胶片散射线的方法（图 1-3-2）。其原理是：增加肢-片距后，一部分能量较低的散射线不能到达胶片，一部分与原发射线夹角较大的散射线投射出胶片以外，以减少散射线对照片影像质量的影响。空气间隙法在减少散射线的同时，原发射线能量也随之减少，为了达到相同的感光效应，需要选用高速增感屏、高感度胶片等措施予以补偿。同时肢-片距增加，增大了半影，导致影像的几何模糊，需要加大焦-片距来弥补。

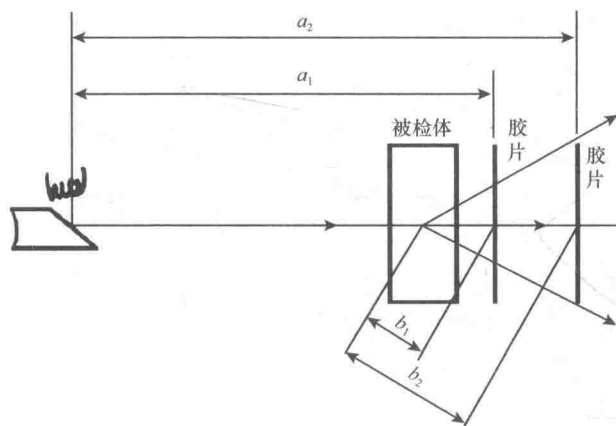


图 1-3-2 空气间隙法示意图

a_1 为 X 线管焦点到胶片之间的距离； a_2 为 X 线管焦点到胶片（增加肢-片距后）之间的距离； b_1 为肢体到胶片之间的距离； b_2 为肢体到胶片（增加肢-片距后）之间的距离

2. 滤线栅法 是直接吸收散射线最有效的方法。

(1) 滤线栅的构造：将易透过 X 射线的低密度物质（木、铝或有机化合物等）作为填充物，使铅条相互平行或按一定斜率固定排列，两面附加铝板或合成树脂起支持保护作用，即滤线栅（图 1-3-3）。铅条宽度（ d ）为 0.05~0.1mm、填充物宽度（ D ）为 0.15~0.35mm。

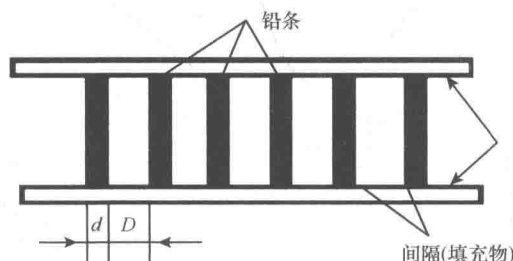


图 1-3-3 滤线栅的构造

d . 铅条宽度； D . 填充物宽度

(2) 滤线栅的分类：根据构造特点分为聚焦式、平行式及交叉式。聚焦式（图 1-3-4）是指滤线栅的铅条延长聚焦于一条直线；平行式是指滤线栅的铅条互相平行没有聚焦；交叉式是指滤线栅的铅条相

互垂直或斜交叉组成。根据运动性能分为静止式（固定式）和活动式两种。

(3) 滤线栅的工作原理：摄影时，将滤线栅置于被检体与胶片之间，焦点至滤线栅的距离应在滤线栅焦距允许范围内，中心线对准滤线栅中心。这样，从 X 射线管发出的原发射线与铅条平行，大部分穿过铅条间隙到达胶片，少部分不能穿过铅条间隙被吸收，减少了到达胶片上的散射线，大大改善了照片对比度（图 1-3-5）。

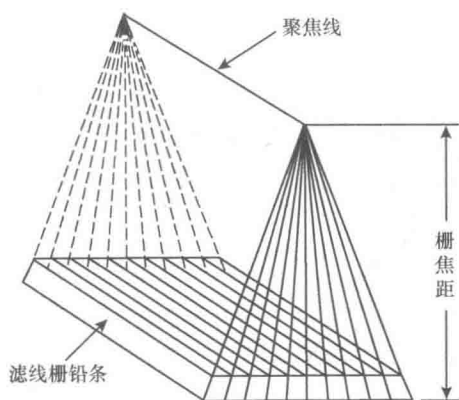


图 1-3-4 聚焦式滤线栅

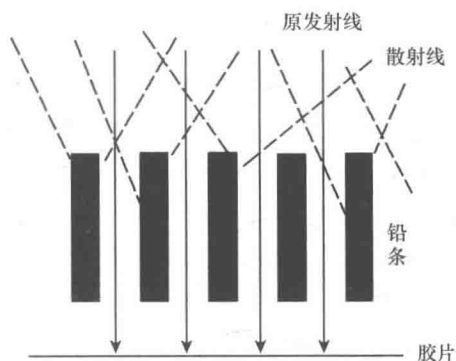


图 1-3-5 滤线栅的工作原理

(4) 使用滤线栅的注意事项：使用聚焦式滤线栅时，不能倒置；中心线应对准滤线栅的中线，左右偏差不超过 3cm；倾斜 X 射线管时，倾斜方向只能与铅条排列方向平行；使用聚焦式滤线栅时，摄影距离在允许的焦-栅距离界限内。

第四节 X 射线照片密度

一 照片密度

(一) 概念

照片密度又称光学密度或黑化度，用 D 表示，是指 X 射线胶片经过曝光后，通过显影等处理在照片上形成的黑化程度。将 X 射线照片置于观片灯上，可以看到照片密度不同的影像，组织密度高的部位，X 射线胶片感光少，经冲洗后银原子堆积少，照片显示白色；组织密度低的部位，X 射线胶片感光多，冲洗后银原子堆积多，照片显示黑色。照片密度是观察 X 射线照片影像的先决条件，构成照片的密度必须适当，才能符合影像诊断的要求。

(二) 光学密度值

光学密度值是一个对数值，无量纲。其大小取决于入射光线强度 (I_0) 与透过光线强度 (I) 的比值。光学密度值用照片阻光率的对数值表示，正常值：0.25~2.0，良好的 X 射线诊断照片的密度范围为 0.3~1.5。

二 影响照片密度的因素

(一) 曝光量

当管电压一定时，决定 X 射线照片密度的因素是曝光量（单位 $\text{mA}\cdot\text{s}$ ），即管电流和曝光时间的乘积。不同的曝光量，在照片上得到不同的照片密度，两者的关系符合胶片特定的曲线关系。在正确曝光时，曝光量与照片密度成正比。但在曝光不足或曝光过度时，照片密度的变化小于照射量的变化。

(二) 管电压

管电压 (kV) 决定 X 射线的硬度。X 射线胶片的感光效应与管电压的 n 次方成正比。管电压增加，X 射线穿透物体到达胶片的量增多，即照片密度增加。

管电压的 n 值, 可因管电压的数值、被照体厚度、增感屏与胶片组合等因素发生改变。管电压的变化为 40~150kV 时, n 的变化从 4 降到 2, 所以使用低电压摄影技术时, 管电压对照片密度的影响要大于高电压摄影技术。高电压摄影时, 摄影条件选择的通融性要大; 低电压摄影时, 管电压选择要严格。

由于照片密度与管电压的 n 次方成正比, 所以管电压 (kV) 数值变化比曝光量 (mA·s) 变化对照片密度的影响要大。但是, 由于管电压的升高可增加散射光子, 降低照片对比度, 所以在摄影中, 应当利用照射量调节照片密度, 利用管电压控制照片对比度。

(三) 摄影距离

X 射线强度与摄影距离 (FFD) 的平方成反比。在摄影中, 摄影距离越小, X 射线强度越大, 照片的密度越高, 但缩短摄影距离, 必将增加影像的模糊及放大失真。确定摄影距离的原则: 一要考虑 X 射线机容量, 在条件允许的情况下, 尽量增加摄影距离, 减少影像的模糊及放大失真, 确保影像的清晰; 二要根据诊断的要求, 选择合适的摄影距离。

(四) 增感屏

主要是提高胶片的感光效率, 增加照片的密度, 为摄取组织密度高、厚度大的部位提供条件。提高照片密度的能力, 取决于增感屏的增感率。增感率越高, 获得的照片密度就越大。

(五) 胶片的感光度

照片的密度随着胶片感光度的增大而增高。在曝光量一定时, 胶片的感光度越大, 形成的照片密度越大。

(六) 被检体的密度及厚度

照片密度随着被检体的厚度和密度的增加而降低。人体除肺部外, 体厚大、密度高的组织, 照片显示的密度就低。肺部吸气时, 体厚增加, 但密度降低, 要获得相同照片的密度, 吸气位与呼气位曝光量要相差约 30%。

(七) 照片冲洗因素

照片冲洗加工不是导致胶片产生照片密度的决定因素, 但胶片曝光后, 只有通过冲洗加工才能显示出照片的密度。因此, 冲洗环境的安全性、显影液的特性、显影温度、显影时间等因素, 对照片密度的大小有较大的影响。

第五节 X 射线照片的对比度

一 X 射线对比度

(一) 概念

1. 定义 X 射线照射物体时, 如果透过物体两部分的 X 射线强度不同, 就产生了 X 射线对比度 K_X , 也称射线对比度。

$$K_X = \frac{I_2}{I_1} = \frac{I_0 e^{-\mu_2 d_2}}{I_0 e^{-\mu_1 d_1}} = e^{\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2} \quad (1-3)$$

式 (1-3) 中, I_0 为入射线量; I_1 、 I_2 为不同部位透过的 X 射线强度; μ_1 、 μ_2 为物体不同部位的吸收系数; d_1 、 d_2 为物体不同部位的厚度。

2. 影响 X 射线对比度的因素 影响 X 射线对比度的因素有 X 射线吸收系数 μ 、物体厚度 d 、人体组织的原子序数 Z 、人体组织的密度 ρ 、X 射线波长 λ 。

3. 人体对 X 射线的吸收 人体对 X 射线的吸收按照骨、肌肉、脂肪、空气的顺序变小, 所以在这些组织之间产生了 X 射线对比度。而在消化道、泌尿系统器官、生殖系统器官、血管等器官内不产生 X 射线对比度, 无法摄出 X 射线影像, 但可以在这些器官内注入原子序数不同或者密度不同的物质 (对

比剂),即可形成X射线对比度。

(二) X射线对比度指数特点

管电压上升,对比度指数下降,软组织之间的对比度指数更小。软组织的对比度指数在40kV时仅是0.07,30kV时上升到0.14,若管电压下降,指数上升很快。肺的对比度指数在管电压上升时下降很快,但在60~80kV,对比度指数几乎不变化(因为X射线衰减的主要原因已移到康普顿吸收)。骨因含钙元素(Ca),到高压时才影响到光电吸收,所以骨的对比度保持较高,但到120kV时,骨的对比度指数无多大变化。

(三) X射线对比度观察法

1. 透视法 通过荧光倍增管,将波长为 $0.1 \times 10^{-8} \sim 0.6 \times 10^{-8} \text{cm}$ 的X射线转换成波长为 $5 \times 10^{-5} \sim 6 \times 10^{-5} \text{cm}$ 的可见影像。

2. 摄影法 使X射线胶片感光的方法,分直接摄影和间接摄影。

(1) 直接摄影法:是胶片接收X射线对比度形成潜影后,通过显影处理而成为可见影像的方法。由于胶片感光膜对X射线的吸收很少,X射线99%穿过胶片,需将X射线通过荧光物质制成的增感屏转变为透过力弱的荧光,使胶片感光,医用X射线摄影几乎都用这个方法。

(2) 间接摄影法:是用荧光倍增管将荧光板像增强为荧光像,然后通过光学系统将荧光摄于胶片上的方法,这种方法可在短时间内进行多次检查。

二 X射线照片光学对比度

(一) 概念

1. 定义 X射线照片上相邻组织影像的密度差称为光学对比度,又称为照片对比度。照片对比度依存于被照体不同组织吸收所产生的X射线对比度,以及胶片对X射线对比度的放大结果。X射线胶片由双面药膜构成,所以观察到的对比度是一面药膜对比度的2倍。

2. 照片上光学对比度(K)与X射线对比度(K_x)的关系 光学对比度是依存于被照体产生X射线对比度 K_x 的。利用胶片特性曲线可以得出

$$K = \gamma(D_2 - D_1) = \gamma \lg \frac{I_2}{I_1} = \gamma \lg K_x = \gamma(\mu_2 d_2 - \mu_1 d_1) \lg e \quad (1-4)$$

式(1-4)中, γ 表示X射线胶片特性曲线的斜率; μ_1 、 μ_2 表示被照体两部分的线性吸收系数; d_1 、 d_2 表示被照体两部分的厚度。

(二) 影响照片对比度的因素

主要为胶片 γ 值、X射线质和线量,以及被照体本身的因素。

1. 胶片因素 胶片的反差系数(γ 值)直接影响着照片对比度,因 γ 值决定着对X射线对比度的放大能力,故称其为胶片对比度。应用 γ 值不同的胶片摄影时,所得的照片影像对比度是不同的,用 γ 值大的胶片比用 γ 值小的胶片获得的照片对比度大。此外,使用屏-片系统摄影,与无屏摄影相比,增感屏可提高照片对比度。同样,冲洗胶片的技术条件也直接影响着照片对比度。

2. 射线因素

(1) X射线质的影响:照片对比度的形成,实质上是被照体对X射线的吸收差异,而物质的吸收能力与波长(受管电压影响)的立方成正比。在高千伏摄影时,骨、肌肉、脂肪等组织间X射线的吸收差异减小,所获得的照片对比度降低;在低千伏摄影时,不同组织间X射线的吸收差异大,所获得的照片对比度高。

(2) X射线量(单位 $\text{mA}\cdot\text{s}$)的影响:一般认为毫安·秒($\text{mA}\cdot\text{s}$)对X射线照片的对比度没有直接影响,随着线量的增加,照片密度增高时,照片上低密度部分影像的对比度有明显好转。反之密度过高,将线量适当减少,也可使对比度增高。

(3) 灰雾对照片对比度的影响：由 X 射线管放射出的原发射线，照射到人体及其他物体时，会产生许多方向不同的散射线，在照片上增加了无意义的密度，使照片的整体发生灰雾，造成对比度下降。灰雾产生的原因为胶片本底灰雾，焦点外 X 射线和被检体产生的散射线，显影处理。

3. 被检体本身的因素

(1) 原子序数：在 X 射线诊断中，被检体对 X 射线的吸收主要是光电吸收。特别是使用低千伏时，光电吸收随物质原子序数的增加而增加。人体骨骼由含高原子序数的钙、磷等元素组成，所以骨骼比肌肉、脂肪能吸收更多的 X 射线，它们之间也就能有更高的对比度。

(2) 密度：组织密度愈大，X 射线吸收愈多。人体除骨骼外，其他组织密度大致相同。虽然肺就其构成组织的密度来讲与其他脏器相似，但是活体肺是个充气组织。气体与血液、肌肉对 X 射线的吸收比例为 1：1000，因此肺具有很好的对比度。

(3) 厚度：在被检体密度、原子序数相同时，照片对比度为厚度所支配，如胸部的前、后肋骨阴影与肺部组织形成的对比度不一样，原因是后肋骨厚于前肋骨。另外，当组织出现气腔时也能造成组织厚度的差别，因为空气对 X 射线几乎没有吸收，在软组织中出现空腔等于把厚度减薄。

第六节 X 射线照片的锐利度

X 射线照片的锐利度简述

(一) 概念

1. 锐利度 锐利度 (S) 是指在照片上所形成的影像边缘的清楚程度。若以 X 射线照片相邻点的密度差 $D_2 - D_1$ 为照片对比度 (K)，从 D_1 到 D_2 移行距离 H 为照片影像的模糊度，则锐利度 S 为

$$S = \frac{D_2 - D_1}{H} = \frac{K}{H} \quad (1-5)$$

2. 模糊度 模糊度 (H) 是锐利度的反义词，是指 X 射线照片影像轮廓边缘不锐利。它表示从一个组织的影像密度，过渡到相邻的另一组织影像密度的幅度大小。

当移动幅度超过 0.2mm 时，人眼即可识别出影像的模糊。 H 值越大，表示两密度移行幅度越大，其边缘越模糊 (图 1-6-1)。

(二) 照片锐利度与对比度、模糊度之间的关系

模糊度的概念多用于对某些图像质量下降因素的评价。在分析影像锐利度时，均以模糊度的概念分析影响锐利度的因素。

1. 照片对比度 在照片的模糊度 (H) 一定时，照片锐利度与照片的对比度 (K) 成正比，即随着照片对比度增加，锐利度越来越好。

2. 模糊值 照片对比度 (K) 一定时，照片锐利度与模糊值 (H) 成反比，即随着照片模糊度增大，锐利度越来越差。

一般情况下锐利度与照片对比度 (K) 成正比，与模糊度 (H) 成反比。理论计算与人眼感觉并不完全一致。当对比度 (K) 与模糊值 (H) 同时增加时，锐利度 (S) 虽然不变，但人眼感觉锐利度 (S) 降低。又如当 $H=0$ 时，不论 K 如何小， S 都是无限大的，即 X 射线影像应该非常锐利，但实际给人的印象并非如此。当 K 值小时，人眼无锐利之感； K 值大时，人眼才有锐利度变好的感觉。

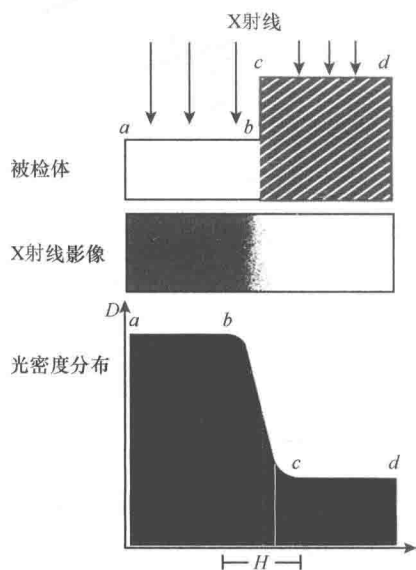


图 1-6-1 X 射线照片模糊度示意图
 a 、 b 为一种组织结构的密度值， c 、 d 为另一种组织结构的密度值， H 为从一种密度值 (I_1) 到另一种密度值 (D_2) 移行的距离。 D 为密度值。

二 影响照片锐利度的因素

X射线照片锐利度是由多种原因引起的综合效果,其中影响较大的是焦点引起的几何模糊、运动模糊和屏-片系统产生的模糊。

1. 几何模糊 X射线焦点不是理想的点光源,而是具有一定面积的点光源。因此,在X射线摄影时,由于几何学原因可形成半影(H),即几何模糊(图1-6-2)。半影是影响影像清晰度的重要因素之一。

(1) 半影大小的计算:取决于焦点的尺寸(F),肢-片距(b),焦-肢距(a),即

$$H = F \cdot \frac{b}{a} \quad (1-6)$$

(2) 影响半影大小的因素

1) 焦点的大小:半影的大小与焦点的大小成正比,焦点越大则半影就越大。因此,在X射线摄影中,为了使影像清晰,应尽量采用小焦点摄影。

2) 放大率:是指照片影像对被检组织和器官的放大能力。照片上的影像(S)与肢体(G)的比值(图1-6-3)称为影像的放大率(M)。

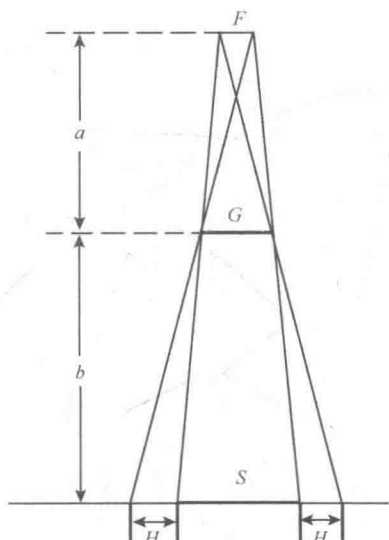


图 1-6-2 半影形成示意图

F 为焦点的尺寸; G 为肢体; S 为影像; H 为半影; a 为焦-肢距; b 为肢-片距

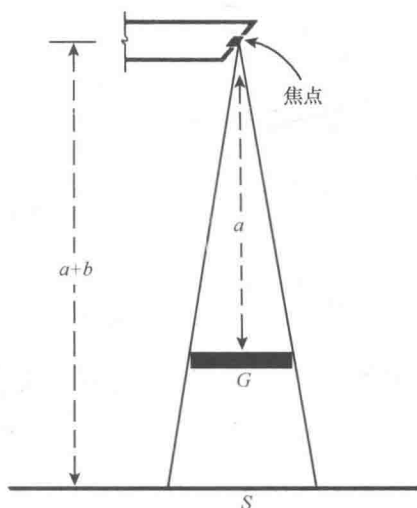


图 1-6-3 X射线影像的放大率

G 为肢体; S 为影像; a 为焦-肢距; $a+b$ 为焦-片距

影像的放大率为

$$M = \frac{S}{G} = \frac{a+b}{a} = 1 + \frac{b}{a} \quad (1-7)$$

式(1-7)中, a 为焦-肢距; b 为肢-片距。当 a 越小, b 越大时,影像的放大率越大;反之相反。

3) 焦点允许放大率:国际放射学界公认的人眼的模糊值为0.2mm,即半影在0.2mm以下时,人眼观察影像没有模糊之感,当半影大于0.2mm时,观察影像开始有模糊之感。

焦点允许放大率(M),即

$$M = 1 + \frac{0.2}{F} \quad (1-8)$$

式(1-8)中, M 为焦点允许的放大率;0.2为人眼的模糊值。如果已知焦点的大小(F),即可求出该焦点所允许的最大放大率(M)。

(3) 减少半影的方法:在X射线摄影过程中,为了减少半影,提高影像清晰度,可采取:①尽量采用小焦点摄影;②缩短肢-片距,尽量使被检体紧贴胶片;③在X射线负荷允许情况下,增加摄影距离。