

现代医学成像

——物理原理与临床应用

谢楠柱 曾仁端 主编

MODERN MEDICAL IMAGING

X-CT

NMR-CT

ULTRASOUND ECT

广东科技出版社

现代医学成像

——物理原理与临床应用

谢楠柱 曾仁端 主编

栗载福 吴锦城 黄大同 编写
陈道生 吴超远

广东科技出版社

内 容 简 介

本书是根据七十年代以来国内外医学成像技术研究及临床应用的最新资料编写的,可用作高等医学院校《现代医学成像》选修课试用教材。

本书比较全面地介绍现代医学成像的物理原理和临床应用,内容包括现代医学图象处理中的基本原理、电子计算机X线断层成像、核磁共振成像、核医学成像和超声成像等。

本书也可供广大医学工作者作参考书。

Xiandai Yixue Chengxiang

现代医学成像

——物理原理与临床应用

谢桷柱 曾仁端 主编

广东科技出版社出版发行

韶关新华印刷厂印刷

787×1092毫米 16开本 8.875印张 200,000字

1985年4月第1版 1985年4月第1次印刷

印数1—5,000册

书号14182·159 定价1.40元

1.40元

序 言

现代医学成像包括X线电子计算机断层成像、核磁共振成像、核医学成像和超声成像等,是在七十年代兴起的一门新技术,是随着电子计算机和显示技术的迅速发展而形成的一种最新临床诊断手段。由于X-CT的不断完善,其临床诊断效果已为举世所公认,被誉为七十年代世界上的重大科学成就之一,而NMR-CT在八十年代开始在上世界上推广应用,为现代医学成像技术开辟了新的道路。

在我国,中国科学院非常重视这门新技术的研究和发展,1984年5月5日在北京举行的“中国医学影像技术研究会”成立大会上,卢嘉锡院长、黄家驷教授、汪德昭教授、马海德顾问、吴桓兴教授等亲临指导,全国各地的有关专家、学者汇聚一堂,共同研究开发这门新技术。

为了让我国广大医学工作者及高等医学院校师生了解这门新技术的物理原理和临床应用,我们据根国内外最新资料编写了这本书,供他们作为参考书和教学用书,以利于推广应用这门新技术。

本书内容包括现代医学图象处理中的基本原理、电子计算机X线断层成像、核磁共振成像、核医学成像和超声成像等五章。为了便于阅读和教学,编写的内容力求适应从事医学影像诊断的医务人员和技术人员的实际需要,尽量避免引用复杂的数学公式,只对基本原理作定性的阐述,着重讲清楚现代医学成像的物理原理和临床应用。

全书共20万字,第一、三、五章由武汉医学院曾仁端、栗载福、吴锦城、陈道生等同志编写,第二、四章由广州医学院谢楠柱、黄大同同志及中山医学院吴超远同志编写。谢楠柱、曾仁端负责全书的定稿、审图工作,黄大同负责编辑工作。在本书的编写过程中还得到广州医学院和武汉医学院领导的大力支持,特此一并表示衷心的感谢。

编 者

1984年6月

引 言

现代医学成像(Modern Medical Imaging)是七十年代兴起的一门医学诊断新技术,近十多年来发展迅速。八十年代出现核磁共振成像的最新成就,使这门新技术发生了质的飞跃。

近一个世纪以来,医学界长期梦想用无损伤技术以获得活体器官和组织的精细诊断图象,并监测活体器官和组织中的化学变化,从而窥测人体内部的早期病变。由于核磁共振成像技术的飞跃发展,使这一梦想已接近现实,这是人类的福音。

为了让读者了解现代医学成像技术的特点,这里谨从回顾历史开始,概述现代医学成像技术的发展过程。

1895年德国物理学家伦琴发现X线后,为医学诊断开辟了一条新的道路。七十多年来,利用X线窥测人体内部的病变,并采用多种巧妙的方法,使医学诊断影象不断得到改善,但始终无法解决影象重叠和混乱的难题。直到美国塔夫斯大学物理学教授科马克(A·M·Cormack)和英国EMI公司中心实验室工程师亨斯菲尔德(G·Hounsfield)分别从理论与技术上,研究电子计算机X线断层扫描术(X-Ray Computed Tomography,缩写为X-CT)获得成功,EMI公司于1972年制成第一台头部CT机在临床上试用获得清晰的诊断影象,才解决了上述难题。接着,X-CT机不断改善,从第一代发展到第四代,扫描时间从5分钟缩短为2秒钟,使X-CT在全世界得到广泛应用,并被举世公认为七十年代重大科技成就。科马克与亨斯菲尔德两人因此获1979年诺贝尔医学与生理学奖金。X-CT的问世,是X线诊断技术、电子计算机技术与重建图象理论相结合的结果。X-CT图象是通过控制电子射线产生出来的,因此有可能用数据处理技术把特别感兴趣的部位加以放大,增大反差,从而获得非常清晰的图象。它的诊断的准确率很高。最可喜的是X-CT的图象重建理论也适用于后来出现的核磁共振CT和发射型CT,导致现代医学成像技术的飞跃发展。

现代医学成像不采用传统的X线诊断的单向投射,而选取各种可能的射线束和能量源作为摄影源,并利用电子计算机控制、提取、处理某种参数,把这种参数的分布以二维、三维的图象形式表现出来。图象的表现形式还将要发展到第四维——时间,这就是目前正在研究的动态空间重建技术(Dynamic Spatial Reconstruction,简称为DSR)。利用这种技术,可以提高摄象速度,并从静态器官的摄象发展到动态心电图锁相摄象。X-CT的问世,导致十年后核磁共振CT(Nuclear Magnetic Resonance Computed Tomography缩写为NMR-CT)的出现。它不但能获得人体器官和组织的解剖学图象,还可显

示人体器官和组织的化学结构及其变化,从而获得器官和组织的功能信息。核磁共振成像装置获得弛豫时间 T_1 、 T_2 这两个重要参数,这两个参数包含着大量的生化信息。人体内的氢核,在不同的正常器官组织中,发生核磁共振时的弛豫时间有明显的差别;在同一器官的正常组织与病变组织,发生核磁共振时的弛豫时间也有很大的差别。因此,通过对大量组织样品进行弛豫时间的测定,可发现恶性肿瘤和早期癌变。我们知道,在组织结构发生变化之前,必然要经过功能上的改变,其中包括复杂的化学变化。核磁共振技术是目前唯一的可显示或监测这种复杂的化学变化的手段,利用它有可能在疾病构成组织学或解剖学改变之前,提供代谢功能信息,大有助于对癌症和其他恶疾作出早期诊断。

在人体代谢过程中,磷核(^{31}P)起着重要作用,还有钠核(^{23}Na)也很重要。国外在氢核(^1H)的核磁共振成像研制成功后,正在对磷核与钠核的核磁共振成像进行研究,以求获得更有价值的医学诊断信息。

核磁共振成像技术不使用X线,是无损伤的诊断技术。迄今为止,还未发现磁场对人体有损伤。随着NMR成像技术的进一步发展,可能选择最佳磁场,将使这种技术逐步趋于完善。

核医学成像技术也由于使用了电子计算机而大为改善, γ 照相机电子计算机化已显示出很大的优越性。人们又把X-CT的重建图象理论用于核医学成像,例如,近年来问世的发射型电脑断层扫描术(Emission Computed Tomography,缩写为ECT),已成为现代医学成像的一个新的分支。正电子发射型CT(PECT)及单光子发射型CT已有正式产品供临床应用。而且正电子发射型CT可显示大脑中物质的代谢过程,对大脑的研究及思维科学的发展将会引起新的突破,使长期争论的有关思维科学问题可望获得可靠的科学依据,对一些精神分裂症有可能得到正确的诊断。

超声成像技术是已经广泛应用的一门诊断技术,近年来发展很快,特别是CT技术的应用,促使人们致力研究超声CT。一旦适用于超声的重建图象理论被研究成功,现代医学成像技术将翻开新的一页。另一方面,微波CT,阻抗CT也在研究中。我们相信,现代医学成像理论一定会不断发展,日新月异,为早期诊断恶疾提供更多更好的新技术。

探索 人体成象

目的：

为世界医学界在探查及了解人体结构方面，提供更先进有效的设备。

途径：

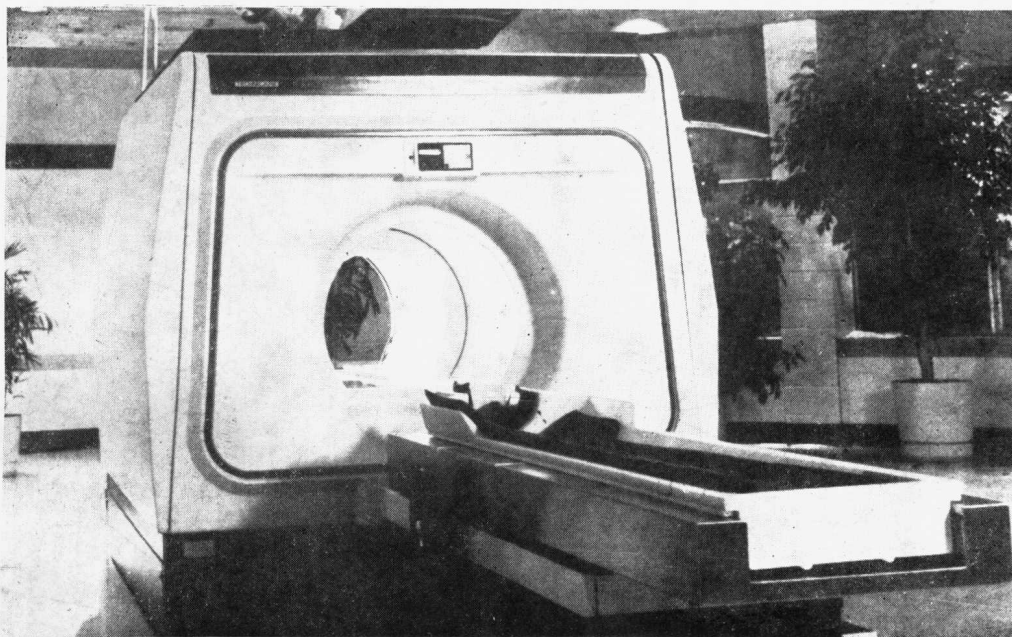
积极研究及发展核磁共振成像的独特技术。

成果：

核磁共振成像系统突破诊断性成像技术的限制。

代理：

Technicare，世界医学成像技术的先驱，世界最大保健机构庄生集团公司属下机构。



TECHNICARE

A Johnson & Johnson Company

Technicare Far East Ltd.,
1005 Wing On Plaza, Mody Road,
Tsimshatsui East, Kowloon,
Hong Kong Tel: 3-7224032
Telex: 41340 TECFE HX

美国德能佳远东有限公司

香港九龙尖沙咀东郎么地道永安广场1005室 电话：7224032 用户电报：41340 TECFE HX

中国总代理：宝隆洋行

北京西单民族文化宫俱乐部 电话：667172, 667143, 667248, 667375

电挂：ASIATICO BEIJING 用户电报：22182 EACPK CN

上海延安西路65号国际俱乐部309-310号 电话：681770内线309,310

目 录

引言

第一章 现代医学图象处理中的基本原理 1

§ 1-1 图象的形成 1

一、一般概念 1

二、胶片上的放射摄影 3

三、放射摄影的失锐 3

§ 1-2 成像过程的基本原理 8

一、影像展开为频率函数 8

二、MTF的测定 10

三、质量指数的确定 11

四、对比度 12

五、量子起伏对图象的影响 12

六、评价图象的若干因素 14

七、信息量的估算 14

§ 1-3 影响图象形成系统的客观因素 15

一、作为信息接收端的胶片 15

二、影响信号的因素 16

三、MTF的测定 16

四、噪音的测量 17

五、CT系统的客观评价 17

§ 1-4 视觉检测和成像系统的主观评价 18

一、人眼的构造 18

二、眼睛中图象的形成 19

三、亮度的适应能力和分辨能力 20

四、数字图象的主观评价问题 22

第二章 电子计算机X线断层 成 像 23

§ 2-1 X线断层成像 原 理 23

一、图象重建的物理基础 23

二、图象重建的数学模型	26
三、对重建图象的评价	32
§ 2-2 CT扫描机	44
一、四代CT扫描机	44
二、全身CT扫描机	47
§ 2-3 CT的临床应用	52
一、CT在放射诊断的应用	52
二、CT在放射治疗的应用	53
第三章 核磁共振成像	54
§ 3-1 核磁共振的基本原理	55
一、原子核的自旋与磁矩	55
二、核磁共振	60
三、核磁共振的宏观描述	61
四、弛豫过程与自由感应衰减信号	64
§ 3-2 核磁共振成像方法	69
一、投影重建法	69
二、非投影重建成像法	70
三、其他成像方法	72
四、弛豫时间成像	73
§ 3-3 核磁共振成像系统	74
一、磁体系统	74
二、谱仪系统	77
三、计算机图象重建系统	79
§ 3-4 核磁共振成像的临床应用现状及前景	81
一、独特的医学成像技术	82
二、临床应用情况	83
三、展望未来	84
四、存在问题和总的评价	85
第四章 核医学成像	88
§ 4-1 γ 照相机	89
一、 γ 照相机的工作原理	89
二、 γ 照相机的性能	91
三、 γ 照相机的临床应用	93
§ 4-2 单光子发射型CT	94

一、单光子发射型CT的基本原理	95
二、单光子纵断层扫描	96
三、单光子横断层扫描	97
§ 4-3 正电子发射型 CT	99
一、正电子发射型CT成像的基本原理	100
二、正电子发射型CT装置的探头阵列和闪烁晶体	102
三、正电子发射型CT装置的灵敏度和空间分辨率	103
四、正电子发射型CT的医学应用与发展前景	105
第五章 超声成像	106
§ 5-1 超声的基本特性	107
一、超声波的几个主要参数	107
二、超声的传播	109
§ 5-2 超声的发射和接收	114
一、换能器	114
二、发射电路	115
三、接收放大电路	116
四、超声成像仪的调节控制	118
§ 5-3 人体超声图	119
一、A型超声图	120
二、超声断层显象	121
三、M型超声图	128
四、超声多普勒成像	128
五、超声计算机断层扫描术	130
参考文献	131

第一章 现代医学图象处理的基本原理

人们对各种各样无损伤的医学成像系统的巨大兴趣, 来源于这类成像的直观性。作为医生, 则更注意成像系统最后所提供的图象中可能辨识的细节。人们当然希望尽可能看到辨识对象的细微末节, 问题是对于观察者有没有一个理论上的限度, 导致不论怎样改进系统的性能也不可能在此限度以下辨识物体的面貌, 或由于问题的复杂性而只能在一定限度内寻求合适的解决办法。本章的一个目的就是试图对这些问题进行分析, 并阐明确实存在这样一个理论上的限度(称为阈值), 只有在限度以上我们才能分辨图象上的物体。讨论当然也将涉及到复杂情况给对系统的评价所带来的困难。

我们知道, 作为一个从事医学图象辨识工作的医生要具有两个基本功。其一是尽可能心理物理阈值(Psychophysical threshold)的条件下检测目标; 其二是当在阈值以上工作时, 能较为准确地判断目标形象的细节。这就要求图象的解释者不仅有观察能力, 而且要有在一定的理论指导下的想象能力。因此本章的第二个目的就是为读者提供可以作为想象依据的原理。

现代医学成像技术五花八门, 但最终的显示介质不外是两类。其一是照像胶片; 其二是荧光屏。虽然有些图象还可以打印在纸上, 但其效果都无法与上述两类显示介质相比。在这两类显示介质中, 照像胶片在用于辨识细节方面又优于荧光屏。因此, 如果我们把讨论的注意力集中于照像胶片上, 并研究摄取胶片上的图象可能提供的信息, 则可以给出足以代表成像技术关于成像的评价准则。本章的叙述将以胶片上的图象为主, 有必要时也讨论荧光成像及数据成像技术。此外, 为了便于读者了解, 我们讨论的多是放射摄影的图象, 但其基本概念可以推广于计算机断层扫描、超声等医学图象。因为不论何种成像系统, 其共性是: 每一装置中都有一发射某种能谱的发射源, 而检测的对象则是对射线具有某种吸收性质、反射性质、透射性质、散射性质或其它响应方式的物体; 而接收器则对接收的信号进行加工并显示之。这三个组成部分不论何种成像方式都是必需的, 并且作为物理对象被研究的各别成分的基本原理, 在各类成像系统中也是非常相似的。

§ 1-1 图象的形成

一、一般概念

图象形成原理之引起人们的兴趣在于希望了解它所包含的过程, 而对于过程的了解将使人能对此加以控制, 从而在细节显示、轮廓锐化以及对比鲜明等方面得到尽可能好的图象。一个从事实际工作的放射学家, 对放射照片满意的准则还需考虑曝光时间、便于观察、便于处理、价格便宜以及其它若干因素, 这些因素可能也同控制图象的形成有某种关系。

我们知道，普通的放射摄像是一个投影过程。图象的形成无非是被摄物的边缘对X射线的吸收有所变化。它同光学成像很不相同，因为不存在衍射或散射光的成像。虽然X射线也有散射发生，但它对于成像的影响不大。

放射图象，即空间X射线强度的变化，在荧光屏上转换成光线或者直接记录在胶片上，人们则用眼睛来观察它。转换的方法不外是把胶片放在一块照明的毛玻璃上，或者通过闭路电视用荧光屏显示，或直接用荧光屏显示。

人眼对于图象中光强度的变化的适应性是较好的，其不足之处是当平均亮度在最佳值以上或以下时，检测亮度微小变化的能力有所降低，这一效应可用图1-1说明。对于放射学者，常常由于工作环境的关系(例如暗室或具有高密度的照片)，对于低照度的情况较有兴趣。因为他们几乎不会在高亮度的条件下工作，故我们对此不加讨论。

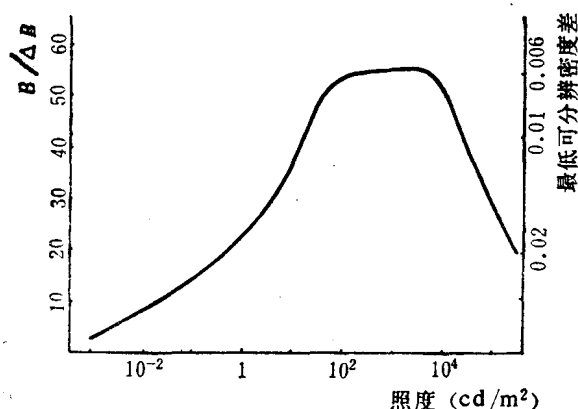


图1-1 图象边缘最小可分辨密度差与照度对比曲线

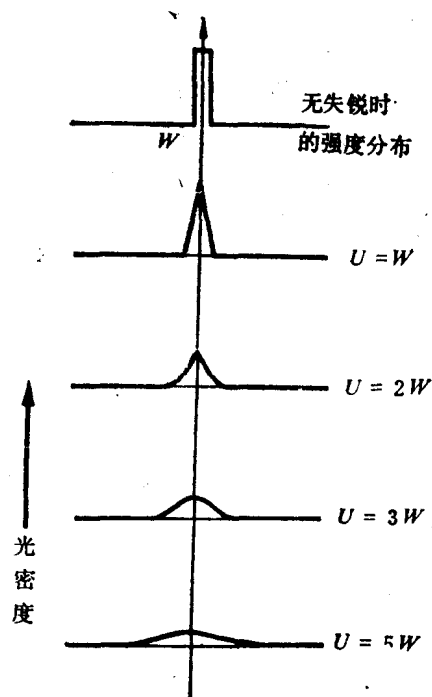


图1-2 宽为 W 的狭缝的失锐对图象对比度大小的影响示意图

下面我们解释一下所谓“图象的对比度”。在亮度较高的情况下，我们能够感觉出的亮度微小差别；而当亮度较低时，则往往感觉不出来。对于胶片上的图象，物体象密度同本底密度之差 ΔD ，通常作为图象“对比度”的量度。它对于能否敏锐地检测图象是一个重要因素。从原则上来说，胶片上显示某个图象，则必然有不同对比度区分的边界。显然，分明的边界比模糊的边界对于图象的识别更好。对于边界出现模糊的现象，我们称之为失锐(Unsharpness)，它之所以产生，原因非常复杂，下面将予以讨论。

我们考虑一片呈现在均匀背景上的阴影，将发觉对比灵敏度(Contrast sensitivity)只是到影像边界失锐区域时才产生变化，并一直增加到边界以外约0.7mm的地方。因此要研究影像中的细节结构，当失锐的范围大于影像细节的本身时，对图象细节的分辨能力将因之减小。失锐对于图象细节的影响(例如狭缝)是使阴影扩大而对比度则减小，见图1-2。

在放射照像中,还有一种因素影响图象细节的辨识,即影象中出现团粒,这种情况不论是照像胶片或是荧光屏都是存在的。颗粒的产生破坏了影象的细节,使细节难以分辨而降低了灵敏度。虽然底片上的乳胶或是荧光屏上的发光物质的颗粒本身很细,单凭人眼是看不到的,但在低倍显微镜下颗粒却可以看到。颗粒形成的原因非常复杂,将留待下面专门讨论。

综上所述,可以看出对放射影象的分析,可分解成对下列三种因素的分析,即

对比度

清晰度

结团/颗粒效应——噪声

然而它们并不一定是彼此无关的因素。如前所述在医学成像中底片的影象更有代表性,下面以此为例进行分析。

二、胶片上的放射摄影

为了简化,现考虑在药膜厚度均匀的胶片上拍一立方形的空气泡,它将以比背景更深的小方形记录在胶片上。一般而言,有三条与它的可见度(Visibility)有关的规则,即

- (1) 影象与背景的密度差别愈大则愈容易看到;
- (2) 轮廓分明的影象比轮廓失锐的(较为模糊的)影象更容易看到;
- (3) 如果影象是由析出的银粒所形成,则其颗粒小的比颗粒大的在分辨细小的影象时更有效。

以上这些规则虽是定性的,却很有意义。第一条涉及对比度,它可定义为影象与背景的差别,高的对比度有更好的辨别率(Discernibility)。第二和第三条则都同影响影象清晰度的那些因素有关。这里先讨论第三条,先回顾一下照像乳胶的情况,在显影以前它是由悬浮在薄层的药膜中的极小卤化银颗粒构成,在曝光及显影之后,这些卤化银颗粒产生化学变化成为金属银,并呈海绵状,其体积比原来的要大。这些显影后的颗粒的分布是随机的。对于一块均匀曝光的膜,在显影后本应有均匀的密度,但由于颗粒的形成而出现了一种密度不规则的现象,它是胶片本身的性质,我们称为“颗粒效应”。

三、放射摄影的失锐

前面所述的第二条规则中涉及到影象边缘的模糊性,这里即用失锐一词加以表述。现设想一边界十分锐利的金属片,用垂直于其表面的射线照射拍摄一放射图象。从理论上说,应得到一帧由高密度的均匀区域向低密度的均匀区域突然过渡的照片。如果我们将各区域的密度画成失锐曲线(Unsharpness curve),可以期望它在理想的情况下应是具有突然变化和 discontinuous 的形状,然而事实上得到的却是在边缘处失锐,其密度的变化如图 1-3,它具有一定的宽度,今定义它为放射摄影的失锐值,用 U 表示,单位为毫米。

在放射摄影时,有四种可能导致照片失锐的因素(此处不考虑诸如照片放置不平,接触不紧密、测试仪表的运动等偶然因素),它们是:

- (1) 几何失锐 U_g 。它产生于放射线源的非点性;
- (2) 胶片失锐 U_f 。它由照片乳胶中的次级电子的漫射产生;

(3) 增感屏失锐 U_s ，当使用增感屏时才存在这种失锐，因为它是由盐增感屏(Salt intensifying screens)而产生的。

(4) 运动失锐 U_m 它由相对于胶片、放射源或标本，在曝光时的移动而产生的。其可能的原因包括由于病人器官不由自主运动，例如呼吸、心跳、肠蠕动等。

总的失锐是这些个别因素中的一个或多个的复合作用，因此应考虑各因素共同产生的效果。下面先研究单个效应。

1. 几何失锐

图1-3表示放射源的大小与 U_g 的值有关的说明。这只要用简单的几何相似定律就可得到

$$U_g = S \cdot \frac{b}{a} \quad (1-1)$$

从示意图可知 S 是射线源的大小，其值对于X射线管的焦点约为2~5 mm，对于同位素放射源大约是 $2 \times 2 \sim 4 \times 2$ (mm)²， b 是胶片到被摄物的距离， a 是放射源到被摄物的距离。一个有着锐边的物体在胶片上的密度分布的理想和实际的曲线如图1-3右边的(a)、(b)、(c)所示。根据以上的原理，表1-1列出 U_g 的一些数值，表中 f 为X线管焦点尺寸。

表1-1 技术范围内 U_g 的典型数值

放 射 线	f (mm)	b (mm)	$a+b$ (mm)	U_g (mm)
100kVX射线	5	6	500	0.06
200kVX射线	5	25	1000	0.13
400kVX射线	7	75	1000	0.57
Co 60 γ 射线	4	50	500	0.44
Ir 192 γ 射线	2	25	500	0.11

2. 胶片失锐

这是由于胶片本身性质所决定的失锐。当X射线的光量子(简称光子)在卤化银乳胶颗粒中被吸收时，颗粒显影，与此同时释放一个光电子，对于高能光子，其能量超过了电离所需要的能量，这多余的一部分能量以电子动能的形式表现出来。而这一电子又以一定的速度射入附近的卤化银乳胶中，其能量被吸收后，可能足以使另一卤化银颗粒感光。因此射

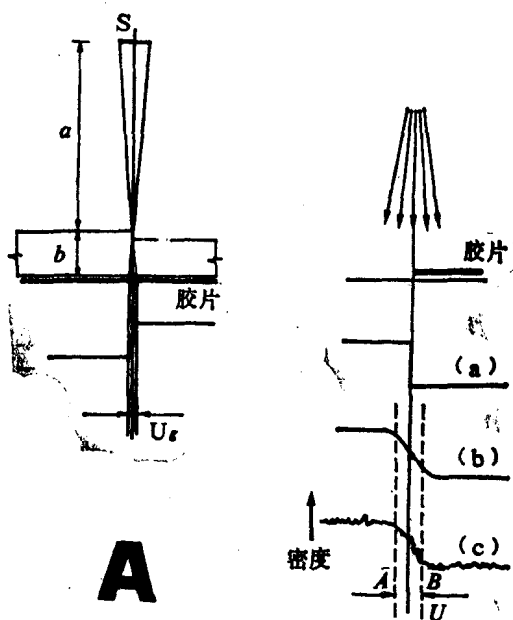


图1-3 放射摄影的胶片失锐和几何失锐，右侧表示胶片失锐，左侧表示几何失锐

线的能量越大,则电子作用范围也越大。一个光子不只作用于一个卤化银颗粒,而是在乳胶中产生具有一定体积的曝光效果。有人研究过,对于33keV的射线,每吸收一个光子,只有一个卤化银颗粒曝光;但是当能量增加,则每吸收一个光子,其曝光颗粒的数目也增加。与此相适应,对于1000kV的X射线,其失锐有0.2mm之多。

表1-2 固有失锐的测量值

放 射 线	滤过板 (mm)	胶 片	增感屏	失 锐 (mm)
50kV X射线	2.54铅	F.G	无	0.03
100kV X射线	2.54铅	F.G	铅	0.05
200kV X射线	3.81铅	F.G	铅	0.08
360kV X射线	7.62铅	F.G	铅	0.13
1 MV X射线	6.35铅	F.G	铅	0.22
1.5MV X射线	6.35铅	F.G	铅	0.28
2 MV X射线	25.4钢	F.G	铅	0.30
5 MV X射线	76.2钢	F.G	铜	0.45
7.5MV X射线	25.4钢	F.G	铅	0.58
18MV X射线	76.2钢	F.G	铅	0.8
γ射线				
铀-192	—	F.G	铅	0.17
钴-60	—	F.G	铅	0.36
铯-137	—	F.G	铅	0.27
镅	—	F.G	铅	0.29
100kV X射线	7.62铅	S.S	HD盐	0.16
5 MV X射线	76.2钢	F.G	铜面	0.43
5 MV X射线	76.2钢	F.G	钽面	0.38
5 MV X射线	76.2钢	F.G	铅	0.48

3. 增感屏失锐

已如前面所述,它是在使用增感屏时所产生的一种效应。增感屏失锐的大小与测量胶片失锐相似,用显微光密度计可以测定。 U_s 的大小在0.2到0.4mm之间。

显微光密度计测量 U_i 和 U_s 时,是横扫穿过样品像的物理边缘,其在光密度计中所画出的相应于图1-3(c)的宽度和光强度的关系曲线的AB的宽度,即为 U_i 和 U_s 。基于简化的图形如图1-3(b)所示的“失锐曲线”,其中AB的距离也就是失锐量,实际测量的结果如表1-2所示。

图1-4表示胶片失锐同X射线能量的关系曲线。

4. 失锐的复合

对于两个或多个因素失锐的复合结果的计算，已有许多学者做了详细的讨论，但应指出的是：失锐的复合不是简单的相加而是取乘方或立方和的关系，其效果决定于单个因素中最有影响的那一个。在医学方面，尚未见报导有关此问题的研究数据，下面仅举出工业中应用的资料亦颇有参考价值。

对于工业中的放射照片，在标准条件下有着锐边的物体，其失锐可以计算出来，表1-3给出一些典型的数值。

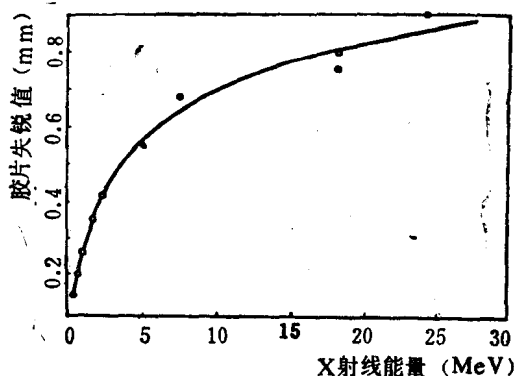


图1-4 失锐随X射线能量变化的关系曲线

表1-3 各种不同放射技术条件下总失锐的大小

标 本 (cm)	射线 (kV)	技术条件 f (mm)	底片、焦点 距离 (cm)	失 锐 (mm)		最小可测线的 灵敏直径 (mm)
				U_f	U_T	
1.27铝	50	1 × 1	61.0	0.01	0.02	0.15
2.54铝	60	1 × 1	91.5	0.01	0.03	0.17
2.54铁	200	4 × 4	91.5	0.08	0.15	0.18
5.08铁	200	4 × 4	91.5	0.30	0.38	0.65
H.D盐屏						
7.62铁	400	6 × 6	91.5	0.14	0.6	0.45
10.2铁	1000	7 × 7	152	0.22	0.55	0.6
15.2铁	8000	2 × 2	183	0.45	0.46	0.75
30.5铁	1000	2 × 2	183	0.6	0.75	0.9
30.5 TNT	1000	7 × 2	152	0.22	1.42	1.7
5.08铁	钨-192	4 × 4	50.8	0.2	0.5	0.4
10.2铁	钴-60	4 × 4	50.8	0.36	1.06	1.0

分析表1-3的数据，可得如下几点结论：

(1) 对于工业上所用的放射线摄像的总失锐的量值在一较大的范围内变化，据表中所列的样品，此范围是70 : 1。

(2) 如果人眼(不用其它辅助仪器)在距目标为250mm距离(通常称为明视距离)时，刚能分辨相距为0.1mm的两个小点，如果一顿放射图象产生的失锐大于0.1mm，就会出现模

糊不清的现象, 因此自表1-3中可以看出只有画有横杠的两种检测条件可能使放射图 象 在观察时是清晰的。

(3) 对于厚的标本, 几何失锐通常在总失锐中较为突出。

(4) 可以期望检测的细节的大小非常接近于总失锐的大小, 因此当待观察的对象具有两条边缘时, 有理由推测失锐将使图象细节受到严重影响。

5. 失锐对图象的影响

失锐对小物体图象的细节有下面一些影响:

(1) 同物体的实际宽度比较起来, 底片上的图象将增宽, 并且

$$\text{影象的宽度} = \text{实际宽度} + \text{失锐宽度}$$

(2) 当物体的尺寸比放射线源的尺寸还小时, 将减弱图象的对比度 C , 并且

$$C = C_0 \frac{W}{U}, \quad U > W \quad (1-2)$$

此处 C_0 是一个常数, W 是物体实际宽度, U 是失锐宽度。这一效应可用图1-2予以说明。

设有一被摄物, 其线度是0.025mm的窄条, 在该摄影条件下产生了0.2mm的失锐, 对比度从理论上的最大值(1:8)下降。在这种情况下, 失锐的宽度比窄条本身都宽得多, 影象将被扩大到几乎等于失锐宽度, 这时就无法从影象确定窄条的宽度是多少。

6. 颗粒和结团(graininess and granularity)

这是从照像胶片本身的角度来考虑影响图象质量的问题。我们知道, 一切照像乳胶都呈现为某种团粒结构。由于图象的形成本质上是基于曝光及未曝光团粒密度的分布。我们注视胶片, 显然看到的不是乳胶中那些析出的银粒子。因为显影后的银粒子其直径大约是1~2 μm , 在100倍的显微镜下尚看不见, 然而胶片形成的团粒, 在三倍的放大镜下却断然可见。设想眼睛在三倍的放大镜下能分辨线度为0.1~0.2mm的物体, 则它相当于在胶片上占有约1000 μm^2 的面积, 这里包含大约300个粒子。当然这些银粒的分布是杂乱无章的, 由

此每单位面积的团粒的平均数目就具有统计起伏。其标准差是 $300^{\frac{1}{2}}$, 即相当于6%的起伏。这就是在观察一张胶片时, 眼睛这个光学系统视觉感知到团粒存在的原因。

结团度是可加测量的。关于胶片密度不规则性的客观指标, 其最简单的量度方法就是在显微光密度计扫描待测的胶片时, 计算若干个视野里颗粒的读数, 并求出其标准差 σ_D 。

沙尔温(Selwyn)发现乘积 $\sigma_D \cdot (2a)^{\frac{1}{2}}$ 是一个常数(此处 a 是视野的面积), 它常用 G 表示, 称为沙尔温结团常数(Selwyn granularity constant)。胶片冲洗过程和显影剂相同, 曝光至密度为1.0的 σ_D 值列如表1-4。表中列出可见光 and 不同能量的X射线曝光的 G 值。从表中可见, 对同一类型的胶片, 不同能量的射线 σ_D 值的变化不大。并且胶片的团粒效应从可见光或低能量的X射线(30kV)开始逐渐增加, 约在X射线能量为1MV时达到最大值, 而此后增加很少甚至减少。

G 值应用的例子可举如下: 对于胶片上的结团现象给予图象的检测所产生的影响, 十分类似于在有噪声背景下去检测信号。现设信号为 ΔD ——即图象密度和背景密度的差, 设 σ_D 是噪声干扰, 因此信噪比就是 $\Delta D/\sigma_D$ 。通常要求信号能被检出时的信噪比应是3~5的范围。这事实提供了关于信号能较好地检测出来的条件。假定令 $\Delta D/\sigma_D = 5$, 又知道