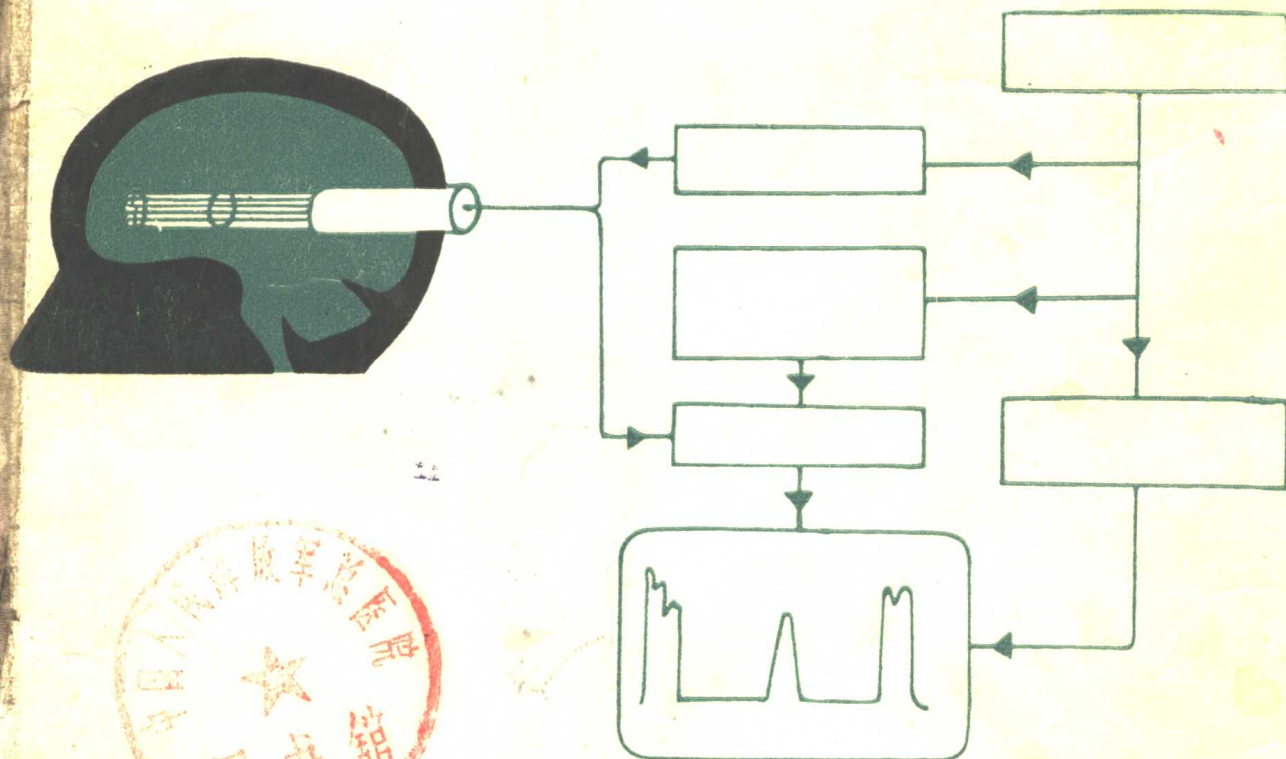


医学成象的科学基础

[英] P. N. T. 威尔斯 主编



科学出版社

医学成象的科学基础

[英] P. N. T. 威尔斯 主编

周礼杲 等译

科学出版社

1986

内 容 简 介

本书全面系统地论述了各种医学成像技术的科学原理及其临床价值。

全书共分七章,内容包括:X射线影象、影象增强、X射线电视系统及各种改进的X射线成像方法;X射线断层成像(X-CT);放射性核素成像;超声波成像;热象图成像;核磁共振成像(NMR-CT);人的视觉感知机理与图象的评价。

本书内容丰富,深入浅出,可供教学,科研,生产单位从事医疗仪器、医学成像的工作人员阅读,也可作为高等院校生物医学工程及仪器等专业的学生、研究生和教师的参考书。

P. N. T. Wells (ed.)

SCIENTIFIC BASIS OF MEDICAL IMAGING

Churchill Livingstone, 1982

医学成像的科学基础

[英] P. N. T. 威尔斯 主编

周礼泉 等译

责任编辑 唐正必

科学出版社出版

北京朝阳门内大街137号

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

*

1986年2月第一版 开本:787×1092 1/16

1986年2月第一次印刷 印张:17

印数:0001—2,000 字数:393,000

统一书号:15031·696

本社书号:4365·15-7

定价:4.00元

译 者 的 话

图象用于诊断疾病,这有突出的优点。随着近代科学技术的发展,不仅可以由图象来观察体内脏器的形态学的变化,而且可做出功能性诊断。因此,医学成像技术在国内外正越来越受到重视,迅速发展成为一个专门的技术领域。

传统的X射线成像至今仍是现代临床的重要诊断手段。随着近代电子技术与计算机技术的发展,X射线成像也有新的发展,如出现了X射线电视系统、X射线数字减影血管成像等。超声医学成像技术,由于其无创伤性而在临床上已占有越来越重要的地位,在很多医院中,B型超声已成为一些疾病的常规检查方法。放射性核素成像,特别是伽马照相机,由于能进行动态观察,以了解脏器的生理代谢功能,目前已在我国一些较先进的医院中装备起来了。

X射线断层成像术(即X射线CT)的问世,标志着医学成像技术进入了一个以计算机重建图象为基础的新阶段。由于X射线CT装置在诊断癌症等疾病方面的独特优点,在技术先进国家的医院中已广为装备了。并由此带动了正电子CT、核磁共振CT(NMR-CT)、超声CT乃至微波CT技术的研究。其中尤其是核磁共振CT,目前在国外已成功用于临床,并已有商品出售。由于它比X-CT具有某些潜在的优越性,因而迅速为各国医学界所重视。它的广泛采用已成为必然趋势。

全面论述医学成像技术的书籍,在国际上还不多见。本书出版于1982年,是较早的一本系统全面地论述医学成像技术的书籍。它注重物理基础分析,避免使用过于繁复的数学推导。

参加本书翻译的有下列同志:中国医学科学院的王继中(第一章)、杨国忠(第三章),清华大学的周礼杲(序言、第二、五章)、杨福生(第四章)、宗孔德(第六、七章)。参加本书校订的有:杨福生、范家栋(第一章),宗孔德、徐兢英(第三章),宗孔德(第二、五章),周礼杲(第六、七章)。最后由周礼杲对全书译文进行了校订。在校订过程中,还得到北京市小汤山疗养院缪鸿石、陈坤、俞万里等大夫的帮助,在此谨向他们表示感谢。

限于译者水平,译文中难免有不妥和错误之处,欢迎广大读者批评指正。

译 者

1984年5月于北京

作者为中译版写的序言

思想和技术交流,是使具有不同种文化的人民彼此促进其发展的最有效的途径之一. 因此,当我获悉我的朋友周礼杲副教授和他的同事们已经将《医学成象的科学基础》一书译成了中文时,我感到很高兴. 我很感谢他们的辛勤劳动,以及他们所给予我和本书的其他撰稿者的赞赏. 我希望中国的医生、放射科工作者、技术员、工程师和科学工作者将发现,《医学成象的科学基础》一书会有助于加速提供新的技术,使病人乃至整个社会受益.

P. N. T. 威尔斯

1984 年于英国布里斯托

序 言

一个新的医学专业正在迅速形成，目前还来不及建立它所必需的基础理论。放射学的领域正在扩展，现已超出了传统的X射线显象范围，它包含有计算机断层显象、同位素图象和超声图象、热图和核磁共振图象等。此外，对图象的感知过程有了新的认识，对图象的评价也有了新的定量方法。

这个新的专业称为医学图象。它发展之迅速，它在临床医学中的重要性，使每一个与医学图象有关的人掌握它的科学基础已成为十分必要的了。

本书的目的是满足与医学图象有关的医生、X射线医师、技术员、工程师和物理学家们的需要。本书的水平与《科学美国人》(Scientific American)杂志上所发表的文章相当。描述基本原理应用了易懂的物理术语，并使用了最低限度的数学来表达基本概念，以避免冗长的令人厌烦的叙述。

奥利弗·赫维赛德(Oliver Heaviside)——一个伟大的科学家——有一次问道：“我能因为我不完全明白消化过程而拒绝吃饭吗？”同样地，读者如发现本书有些地方难于掌握时，请不要丧失信心。由于这个课题庞大而复杂，本书的篇幅又有限，作者们只得援引一些参考文献来提供解决问题的线索，这样做是不可避免的。

我并不为此而感到歉意。医学图象这个新专业有赖于专家们在日益扩大的范围内进行的合作。本书为医学图象建立物理学、工程学、技术学和医学方面的基础。每个专家需要对他所负责的事情有个透彻的理解，对其它方面的问题也要相当的熟悉。如果有些事情你不能理解，可请教你的专家同事，让他给你解释。

我们的目标是给予医学图象工作者以工程技术的科学基础。这些本是他们每天在应用着的，本书是为了使他们应用得更好。我相信本书的作者们已经非常成功地做到了这一点，我对他们表示深切的感谢。

P. N. T. 威尔斯

1982年于英国布里斯托

目 录

译者的话

作者为中译版写的序言

序言

第一章 传统的 X 射线影象	(1)
X 射线的历史和性质(1) X 射线影象的形成和检测(1) X 射线的产生: X 射线谱(2)	
X 射线束与物质间的相互作用(5) 临床过程的一般关系(6) 对比度(7) 形状和微细结构;傅里叶技术(11) X 射线影象转换器: 荧光屏(18) X 射线影象转换器: X 射线摄影(20)	
X 射线影象转换器: 透视及影象增强器(29) 影象的检测与感知(36) 影象增强(42) 新的转换器类型(43) 临床应用(46)	
参考文献	(52)
第二章 X 射线计算机断层成像	(53)
引言(53) 重建原理(55) 扫描机器(62) 系统的性能(72) 临床应用(82) 发展趋势(85)	
参考文献	(88)
第三章 放射性核素成像	(89)
引言(89) 放射性药物(90) 仪器(92) 临床应用(106) 结语(125)	
参考文献	(126)
第四章 超声成像	(130)
超声的物理基础(130) 超声的衰减(136) 超声波的产生与检测(139) 超声场(140) 脉冲回声诊断法(142) 多普勒诊断法(152) 透射法(159) 超声全息术(163) 组织定征(164)	
超声诊断曝射的可能危害(165) 主要临床应用(168) 未来展望(178)	
参考文献	(179)
第五章 热象图成像	(181)
引言(181) 液晶热象图(181) 热象图成像(181) 物理因素和生理因素(188) 近来的进展和将来的展望(195)	
参考文献	(196)
第六章 核磁共振成像	(198)
引言(198) NMR 的原理(198) NMR 的成像方法(206) NMR 成像系统(211) NMR 成像系统的性能(213) 将来的展望(220)	
参考文献	(222)
第七章 图象的感知及其评价	(224)
引言(224) 眼和脑的生理学(224) 特定信号、噪声受限的检测模型(231) 特定空间频率信道模型(241) 信号检测理论(244) 复杂视觉图象的检测与识别(247) 视觉检测理论的应用(248) 图象处理(253) 图象质量的评价(261)	
参考文献	(264)

第一章 传统的X射线影象

G. A. 海 (G. A. Hay)

X射线*的历史和性质

X射线的发现和性质

0250920-86/5-4.002

X射线是伦琴 (Wilhelm Konrad Röntgen) 在 1895 年发现的^[32]。它们常常被称为“伦琴射线”(特别是在美国)。X射线是当电流通过放电管时,从它的阳极上发射出来的。医学是X射线最早的应用领域之一。伦琴曾经对他妻子的手拍了一张X射线照片,显示出了软组织、骨骼结构和结婚戒指的不透X射线的致密影。在医学放射学中,X射线特性的重要性在于:(1)它们能以较大或较小的程度穿透物质;(2)它们在物质的原子中产生电离和激发;(3)它们能使某些材料发生荧光,因而产生可见光;(4)它们对相胶片乳胶有影响;(5)它们在生命组织中产生生物效应。

在随后的二十年中,证实了X射线是电磁辐射的一种形式,因此,它们具有这类辐射所独有的奇怪的二重性:即它在空间的行径象波的运动,而在被发射或被接收时又表现成离散的能量粒子形式,就是通常所说的量子或光子。

X射线的微粒性质

在医学诊断放射学中,使用的X射线的波长范围约为 5—100 pm (微微米),其对应的量子能量约为 10—200 keV (千电子伏特)。由于这样的量子能量相对来说是比较大的(可见光具有的量子能量约为 3 eV),而且用于探测X射线影象的装置又很灵敏,使得X射线的微粒性质在临床实践中表现得很明显。因此,谈论射线的量子能量比谈论它的波长更有用,我们在本章的其余部分也将这样做。

X射线影象的形成和检测

当一束X射线从X射线管照射到病人身上时,能量和物质之间的相互作用便发生了,而且一部分能量通过吸收或散射从射束中被消除,射束中其余的能量从病人原样地射出,并携带有身体内部结构的信息,这种信息是以垂直于X射线束轴线的强度分布形式表现的。在任何给定平面上的这种分布都可称为X射线图象,这个过程称为X射线影象的形成(图1.1)。

X射线的能量不是直接可见的,因此,要让X射线影象照射到一个X射线影象转换器

* 我国放射科医生现多习惯简称为X线。——译者注

上。在转换器中,把X射线影象转换成可见光形式,再被放射科医生的视觉系统所察觉。这种转换可以几乎是同时发生的,如透视时;或者也可能在转换和察觉之间有一个时间上的延迟,如用X射线摄影时。

把从X射线管到放射学家的过程作为一个整体来考虑是通常的惯例,但是把这个过程分为三个部分可能使论述大为简化,如图 1.1 所示。这种划分的分界线自然落在X射线影象和可见光影象两处,如图 1.1 所示。

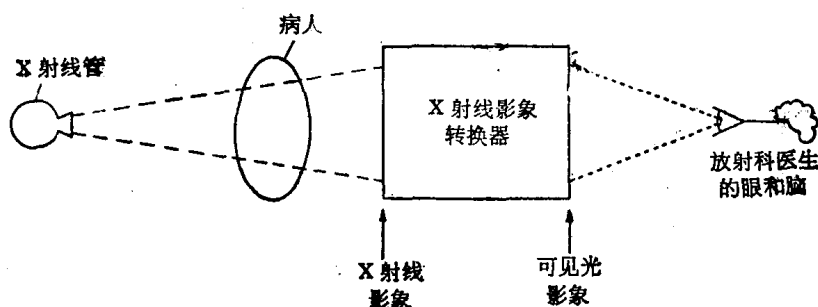


图 1.1 典型的X射线诊断系统,图示了X射线影象的形成、它被转换成可见光影象,而后者为放射科医生所察觉

大多数X射线的成象过程,产生一种三维物体的二维表示。在这种表示中,相对强度(对比度)传送关于身体内各种平行于X射线束轴的结构照射厚度(衰减)的信息,而强度的空间分布则传送体内各脏器垂直于X射线束轴的形状和构造细节的信息。因为X射线影象是一种X射线阴影摄影术,因此不可能根据它对身体结构作出明确的解释(除了X射线断层摄影以外,见第 12 页)。人们有时幽默地议论医学放射学家,说只有当他已经知道X射线影象是代表什么时,才能作出病理诊断。尽管如此,医学放射学对于其他临床诊断方法仍然是一种宝贵的、基本的辅助手段。

X射线的产生: X射线谱

X射线管

在诊断用的现代X射线管中(图 1.2 a),从真空管中被加热的灯丝发射的电子,在 30 kV_p(千伏峰值)到 200 kV_p(最常用的为 60—120 kV_p) 范围的电位差作用下,被吸引到一个阳极或靶子上。在那里,它们与靶子内的原子相互作用而产生X射线,然后,X射线通过管壁,特别是管窗而被发射。X射线的产生还伴随有大量的热量,只有少于 1% 的电子能量被转换成X射线。这种情况给X射线管的设计者提出了一个极大的难题,设计者必须保证热能从靶的被轰击区域(焦点区域)足够快地散除,以保证焦点区域不致于过热而使靶损坏甚至熔解。为此目的,采用了几种方法,其中有两种在放射学中是重要的,如图 1.2 所示。首先,将靶做成圆盘形式(盘的边缘做成斜边),当需要发射X线时,令圆盘旋转。这样,热量就散布在圆盘周沿上并且从这里散发,散发的热量主要是依靠辐射,只有一部分被传导走。然而,X射线看起来却似乎是从灯丝对面的靶上小面积中发出的。其次,靶侧面与长窄形灯丝所夹的角度,如图 1.2 b 所示,保证了电子通过长而窄的矩形(就

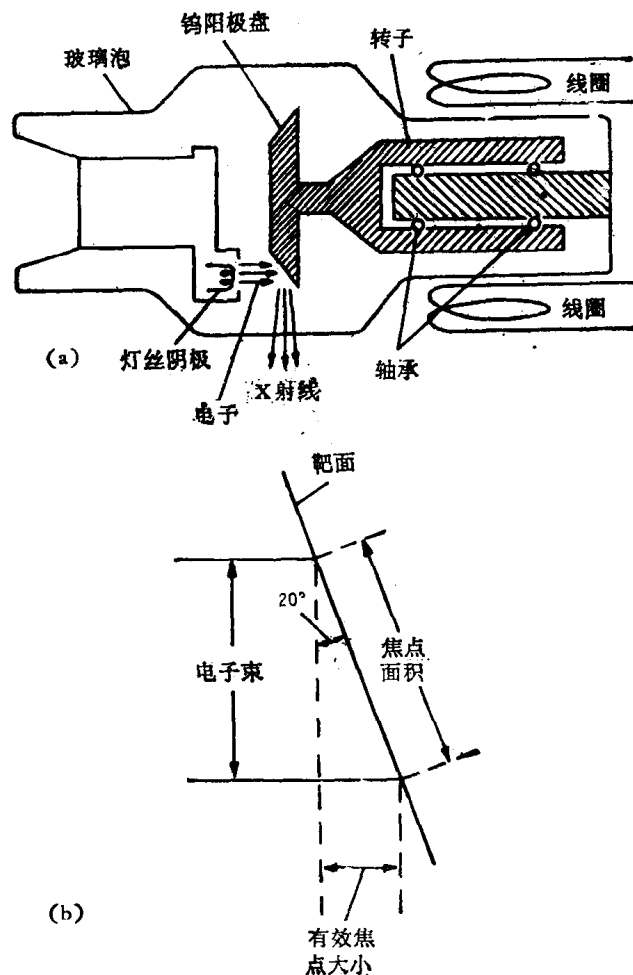


图 1.2 (a) 现代旋转阳极的诊断用X射线管图解。转子是感应电动机的一部分，为了延长管子的寿命，其轴承都是干式润滑的。(b) 图示出一个比较大的电子轰击面积(焦点面积)，如何靠靶面的陡峭角度使其表现为小的有效源面积

是通常所说的线焦点)传播出去，虽然从病人方向看去好象是从一个近似于正方形的面积(有效焦点)发射出来的。在诊断放射学中，焦点面积的范围是 0.1—2 毫米见方，不过由于电子聚焦方面的困难，X 线的强度在该面积上远不是均匀的。显然，有效焦点的面积越小，得到的 X 射线图象越清晰(参看第 12 页)。实践中，还必须在焦点面积和清晰度之间找出一个折衷方案。

靶材料的性质是重要的。对于临床使用，几乎普遍采用钨材料，因为它有高的熔点，适当的热传导性，优良的机械特性和高的原子序数。这种高原子序数增加了产生 X 射线的效率。

X 射线管的谱和输出

在 X 射线管靶上的基本物理过程^[16]导致三个结果：(1)热(>99%)；(2)X 射线的连续谱(韧致辐射)；和(3)反映靶物质的电子能级特性的 X 射线谱(也叫做特性辐射)。后者只有当入射的电子能量足够置换钨原子内层的电子时才出现(大约 70 keV)。这两种 X

射线谱彼此重叠,但连续谱代表了大部分的能量,因此,它更为重要。

图 1.3 所示为在不同的条件下产生的典型 X 射线谱,每一个谱都有一个能量上限,它是由加在 X 射线管上的最大 kV_p 值所决定的。在这种情况下,最大能量电子的全部能量都被转换成轫致辐射 (Bremsstrahlung)。连续谱的其余部分由电子所产生的量子所组成,其能量只有一部分被转换成 X 射线。这样就混合构成了连续谱。在谱 (i) 和谱 (ii) 中钨原子的特性谱线是明显的,但在 (iii) 中不明显,因为此时电子能量最大值低于 $70keV$ 。

高量子能量的 X 射线(硬 X 射线)比那些低量子能量的(软 X 射线)具有更大的穿透力。因此,如果在 X 射线束中放置一个铝或铜的过滤器,则软 X 射线比硬 X 射线的衰减程度大得多,经过滤后整个射线束变得更具有穿透力,可称为更硬。这种技术在临床放射学中具有重要意义。因为谱中较软的成分在最靠近 X 射线管的病人组织的表层将被优先吸收,引起不需要的生物效应。因此,通常借助于一个铝过滤板部分地去除这种软成分,虽然一种更根本的解决办法是保证加在 X 射线管上的电位差总是它的最大值,也就是电位是恒定的而不是脉动的。恒定电位发生器或与之相当的设备,很快地从现代 X 射线部门

取代了较老的脉动电压发生器。它们有显著的优点,即不仅使软 X 射线辐射减少,而且能使和它们一起产生的热量也不存在,这样使 X 射线管的设计比较容易。

如果改变 X 射线管电流(通俗地叫做“mA”),X 射线输出强度就成比例地改变^[16]。如果增加在 X 射线管上的电位差(通俗地叫做“kV”),将发生两种情况:首先,X 射线输出强度近似地与 kV 变化的平方成比例增加,其次,作为一个整体来看 X 射线变得更具有穿透力(更硬),因为连续谱的所有成分都变得更硬了,同时也因为特性辐射(如果有的话)的强度也增加了。

X 射线束的性质

详细说明 X 射线束的性质或穿透力常常是需要的。因为这种由复杂谱组成的 X 射线束,不能明确地靠量子能量来说明。在这种情况下,不得不借助于一种叫做射束的等效能量的概念,令 X 射线穿过各种不同厚度的物质,对于一种给定的材料(例如铝),总有一个厚度可使射束强度减低到原始强度的一半。记下这个厚度,并称为它在该特定材料中射束的半值层。然后用单一能量的 X 射线源重新进行测定。与所研究的射束有相同的半值层的单一能量 X 射线束的量子能量,叫做它的等效能量。例如用 $100 keV$ 加在 X 射线管上产生的等效能量大约为 $60 keV$ (其他的等效值参看图 1.7)。

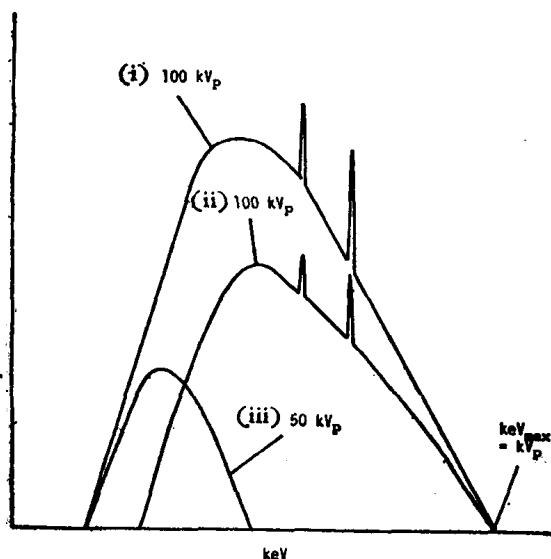


图 1.3 典型的 X 射线谱: (i) $100 kV_p$ 表示出了连续的及特性的两种 X 射线辐射; (ii) 同样大小的 kV_p , 但经过更大的过滤后,减少了低能量(软)发射的比例和整个 X 线的强度(照射率); (iii) $50 kV_p$, 由图可见峰值 keV 减低,没有特性发射,和减少了整个发射强度(照射率)

X 射线束与物质间的相互作用

吸收的指数定律

当没有物体存在时，X 射线同所有的电磁辐射一样遵守同样的波的传播法则。它们的强度(每单位面积单位时间的能量)变化与点辐射源之间的距离的平方成反比。源尺寸略有增加对于这个平方反比定律几乎没有任何影响。因此，对于一般的诊断用 X 射线管它是有效的。此外，当量子能量在临床有用的范围内时，由于空气引起的衰减可以忽略。

当 X 射线经过物体时，在能量(量子跃变)和物质之间就会发生相互作用。入射束中一部分能量从射束中被去除，部分原因是由于吸收，而另部分原因是由于散射，这两者都是由物质的原子所引起的。对于那些和量子能量的诊断范围有关的现象作如下解释^[16]：

假设用一种单一能量的 X 射线照射到物体上。如入射射线强度为 I_0 ，穿过后的强度为 I ，物体的厚度为 x 厘米，则有

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad (1.1)$$

μ 称为这种物体受到该特定单一能量照射时的总线性衰减系数，它显然是单一能量照射在该物体中每一厘米的衰减分数。这个定律可被看成是普遍适用的指数定律；物体厚度的等量增加会产生强度的等量的衰减分数。注意，在非均匀辐射的情况下(即从 X 射线管照射的情况)，这个定律不是严格地被遵守的。但是，上述定律仍是一个可用的近似公式，特别是对经过严格过滤后的射束。而在此处将用它来说明 X 射线成象的某些基本现象。

X 射线与物质相互作用的机理

衰减的指数定律说明了总的现象，但不能区别引起现象的各种相互作用。在诊断用的量子能量范围内，这些相互作用如下所述：

1. 如果 X 射线能量和物质原子的一个内层上的束缚电子相作用，该电子可能完全从该原子中被排斥出去而形成所谓二次电子 (Secondary electron)。这种具有低能量的电子立即被激发或电离所吸收，而在物质中产生热量，在原子内层上空出的位置便被从更外面一层来的电子所填补，能量的变化引起了原子辐射特性的量子发射。这一过程和从 X 射线管的靶上产生特性辐射(见第 4 页)是相似的。但是，在目前这种情况下，特性辐射的量子能量是很低的，因为所涉及的材料原子序数一般较低，因而电子各层的束缚能量也低。所以这种特性辐射很快就被吸收了，而使原来相互作用的量子的整个能量被吸收并表现为发热。这一过程叫做光电子吸收 (photoelectric absorption)。它对于总线性衰减系数的贡献通常称为 τ 。图 1.4 所示为 τ 随量子能量而变化的情况，可以看出它和电子伏特值的立方成反比，它也和材料的原子序数的四次方成正比。这些都是在诊断放射学中极为重要的事实。

2. 如果 X 射线能量是和物质一个原子中束缚得不那么紧的电子相作用，该电子就呈现出它好象是自由的，并且向和入射能量路径成一角度的方向反冲，这叫做康普顿作用 (Compton interaction) 或康普顿散射。电子的能量立刻被电离和激发过程所吸收并表现为热量。它表示那些确实被吸收的热量，而它对于 μ 的贡献常常被叫做 σ_a 。另一方面，X

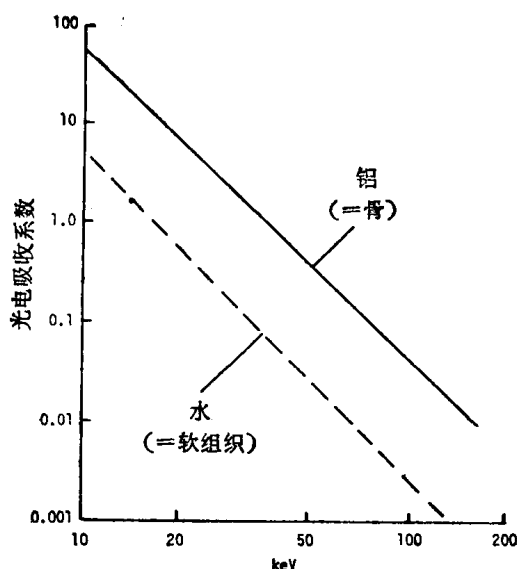


图 1.4 线性光电吸收系数 μ 与水(代表软组织)和铝(代表骨骼)的 keV 之间的关系

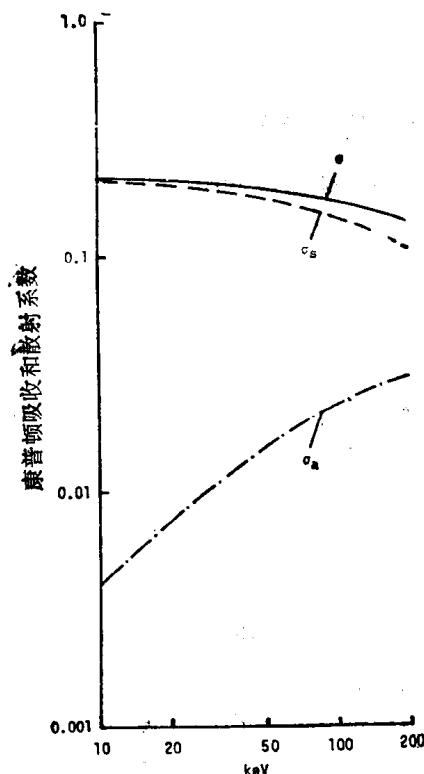


图 1.5 康普顿吸收与散射系数 (σ_a 和 σ_s) 及它们之和 (σ) 随 keV 变化的情况, 注意(和一般人的信念相反)散射成分是不随 keV 增加的

射线能量的量子在别的方向被散射掉了。尽管在互相碰撞时损失了能量,但它仍有足够的能量从材料中完全逸出。这是那些虽然未被真正吸收,但仍然可以从射束中被除去能量,它对于 μ 的贡献通常叫做 σ_s , 称为康普顿散射。

图 1.5 所示为 σ_a 及 σ_s 以及它们之和 $\sigma_a + \sigma_s = \sigma$ 与量子能量之间的关系^[9]。散射辐射在诊断放射学中是极为重要的。它有助于产生对比度(第 7 页),它也可能破坏对比度,第 9 页并且它可能照射在放射学工作人员身上,产生不希望的生物学后果。

临床过程的一般关系

连续及断续照射时的信息

X 射线强度可用 X 射线照射率表示,用每单位时间的伦琴数 ($R s^{-1}$) 或用其他相应单位来衡量。“伦琴”是在严格规定的条件下 X 射线在空气中产生电离的量度单位^[33]。(照射率也可以用 SI 单位衡量,即用 $C kg^{-1} s^{-1}$.)然而,X 射线能量在转换器中是以离散量子的形式被吸收的。直观地来看,从转换器取得的信息是所吸收量子的能量的递增函数,因此检测器上最终得到的信息也是这样(见 19 页)。换句话说,每一个量子可以粗略地看成一个单位的信息。所以对于一个给定的 X 射线谱,由 X 射线所携带的信息量是照射到转换器上的 X 射线的递增函数。

如果照射时间有限(例如在 X 射线摄影术中)用这种概念是没有困难的。在典型例子

中, 1 毫伦($2.5 \times 10^{-7} \text{ Ckg}^{-1}$) X 射线照射, 将产生 1.0 照相密度。在第 36 页上将指出这种照射和信息一般是如何有关的。然而在连续检查, 例如在透视的情况下, 传达给观察者的信息随着时间的增加不可能无限制地积累。在这种情况下, 信息由系统的存储时间来决定, 而存储时间通常是由了解得还很少的人脑的时间参数来决定的, 一般设其值为 100 毫微秒左右。因此对于典型的每秒 50 微伦 ($50 \mu\text{Rs}^{-1}$, 即 $1.29 \times 10^{-8} \text{ Ckg}^{-1}\text{s}^{-1}$) 照射率, 察觉的信息是和 $50 \times 0.1 = 5 \mu\text{R}$ (即 $1.29 \times 10^{-9} \text{ Ckg}^{-1}$) 的照射率相应的。(从目前的观点看, 将这个值和 X 射线摄影用的 1 毫伦相比较是不利的, 这一点一定程度地说明了这两种技术在信息内容和由此在影象质量上造成的大的差别。)如果用人工办法来增加系统的储存时间, 则信息在一定范围内从理论上讲就可无限制地积累。在一定程度上说这就是人们从照相胶片乳胶的时间积分特性所能取得的好处。

X 射线在临床情况下的典型衰减

医学 X 射线图象的形成过程对仪器设计问题是不利的。从一般的胸部出来的射束的平均照射量只有入射线的 1/10, 从腹部前后位出来的仅为 1/100, 从腹部侧位出来的仅有 1/1000, 然而, 对病人入射的照射量必须在对个体(躯体的效应)或对人群(遗传的效应)最大允许照射量限度之内。因此, 转换器必须是一种灵敏度很高的装置。这在 X 射线摄影中是靠胶片的敏感性和随时间积分来实现的。而在现代透视中是通过采用一种图象增强器使能量增加来实现的。

对 比 度

对比度表示通常为相邻的两个照射量或强度或亮度之间的关系。在相邻区域间的对比度使检测出两个不透 X 射线影之间的界面成为可能。因此对比度对于放射学家是极为重要的因素。

对比度形成的机理

对比度有很多种定义, 目前我们将采用的一种是一个比值的自然对数的形式。一个强度为 I 的区域与本底 I_0 相比, 则 X 射线对比度 $C_r = \ln(I_1/I_0)$ 。

在 X 射线影象中, 对比度是通过什么过程形成的呢? 当量子能量在诊断范围内的 X 射线束入射到病人时, 能想象出有三种不同类型的表现: (1) 能量直接地沿直线前进, 通过病人而在转换器上被吸收, 这是直接传送有关病人结构信息的唯一能量。(2) 由于光电相互作用(τ)从射束中被真正吸收的能量。(3) 最后一种, 但并非最不重要的, 是康普顿相互作用中产生的能量, 其一部分被真正吸收(σ_a), 另一部分则被散射(σ_s)。以上两部分都能从射束中消除能量, 因此康普顿散射过程对形成对比度是完全有益的。然而, 如果能量的散射部分朝着照射到转换器表面的方向进行, 就会降低对比度, 因为它代表了那些不是从 X 射线源到转换器沿直线射出的能量, 因而和病人的结构不是直接有关的。认为康普顿散射的过程对于对比度全是有害的说法是一种常见的谬论, 其实只是它的副产品即散射放射会降低对比度。在许多实际情况中, 如果没有康普顿过程在形成对比度上起作用, 那就根本不会有对比度! 例如, 表 1.1 是水(代表软组织)和铝(代表骨骼)在不同量子

表 1.1 由于康普顿散射放射 σ_c 引起的在总线性衰减系数中所占的份额

keV	kVp	水(=软组织)	铝(=骨骼)
20	32	0.31	0.053
30	50	0.44	0.16
40	65	0.72	0.31
60	100	0.84	0.58
80	120	0.86	0.72
100	150	0.85	0.78
150	200	0.80	0.81

能量时,由于康普顿散射 ($\sigma = \sigma_a + \sigma_c$) 而在总线性衰减系数 (μ) 中所占的份额。对于软组织,特别是在高量子能量时, μ 的大部分是由康普顿散射 (σ_c) 造成的。有一种技术,就是通常所说的高 kV 射线摄影术(见第 9 页),常常用于(其中包括)为了病理学的证据而对肺野进行检查。如果不是由于有康普顿散射过程的话,就完全不能看见在肺内的微细结构。然而,散射如果照射到转换器上就会明显地减小对比度(见第 9 页)。

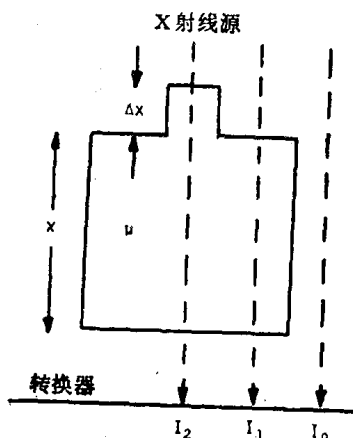


图 1.6 一个厚度为 x 、总线性衰减系数为 μ 及“肿瘤”厚度为 Δx 的模拟“病人”

原发对比度的计算

X 射线的原发对比度,也就是在射线束中的对比度,该射束沿着从 X 射线源焦点到转换器的直线方向行进。在作某些假设后可以计算,而其结果揭示了 X 射线影象成象的一些主要原理。设想有一个如图 1.6 中所示的线性衰减系数为 μcm^{-1} 和厚度为 x 厘米的“病人”,他有一个厚 Δx 厘米的“肿瘤”,希望通过 X 线检测出来。用图 1.6 中的标识,同时假设是单一能量的 X 射线,则

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu x) \text{ 和 } I_2 = I_0 \exp - \mu(x + \Delta x)$$

因此由肿瘤所产生的对比度可表示为

$$C_r = \ln(I_2/I_1) = -\mu \Delta x \quad (1.2)$$

从公式 (1.2),可得到一些有趣的结论:

1. 对比度与物体的结构相反,例如,射束中物体的增厚,就会导致 X 射线照射量的减少。
2. 对比度与物体的衰减系数成正比。
3. 对比度仅与肿瘤厚度成正比,而与病人的厚度完全无关。这个结论初看起来是值得研究的,因为实际经验表明,对比度是随病人总厚度 x 的增加而迅速减小的。然而,对于原发 X 线射束而言,这个结论的确是正确的,不过实际情况是受大量二次的或散射的辐射存在的影响,结果便造成了对比度的显著减小(参看下一节)。
4. 对于厚度为 Δx 的空腔, $C_r = +\mu \Delta x$ 。
5. 对于在 μ_1 的材料中有衰减系数为 μ_2 的内含物作类似的计算,得到 $C_r = -|\mu_2 - \mu_1| \Delta x$, 这一结果对于在软组织中骨质内含物及其他高吸收材料特别重要。

影响原发对比度的实际因素

这些结论的重要的实际意义如下:

1. 图 1.7 表明骨骼的线性衰减系数大于软组织, 因此在骨骼中细节的对比度大于在软组织中细节的对比度(当厚度差相等时)。

2. 软组织和骨骼两者的线性衰减系数都随着 kV_P 的增加而减小, 因此在这些身体材料中的对比度也随着 kV_P 的增加而减小(见图 1.7)^[9]。

3. 软组织和骨骼的线性衰减系数之间的差值, 以及这些身体材料之间的对比度, 是随 kV_P 的增加而减小的(参看图 1.7)。这一效应有时用于 150—200 kV_P 的所谓高 kV 的 X 射线摄影。这样在需要时能在同一次 X 射线摄影中同时保留骨骼和软组织的细节^[30]。

4. 当希望将对比度增加到超过正常值之上时, 例如对于消化道或血管因周围的对比度不适当而通常不能被看出的情况, 可以采用造影剂(Contrast medium)。它或者由高 μ 值的材料组成, 例如用口服钡化合物到消化道或将碘化合物注入血管的办法; 或者由低 μ 值的材料组成, 例如用将空气注入到各脑室的办法。使用造影剂常常会伴随有临床危险, 所以尽可能采用别的办法代替。

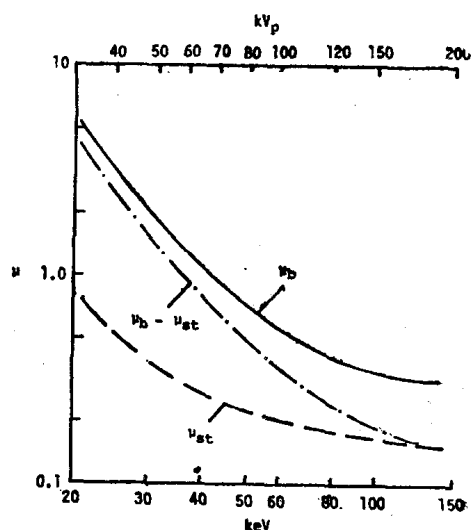


图 1.7 骨骼和软组织的总线性衰减系数随 keV 和 kV_P 的变化情况。它们的差值也在图中绘出

散射对原发对比度影响的计算

散射或二次放射对原发对比度造成的减小是不容易计算的, 二次放射是作用在 X 射线转换器上的康普顿过程的散射副产物。严格分析它的效应是复杂的, 但是, 这些效应的大小可以通过把散射 X 线看作在转换器表面的均匀泛光而简单地推导出来。该效应与室

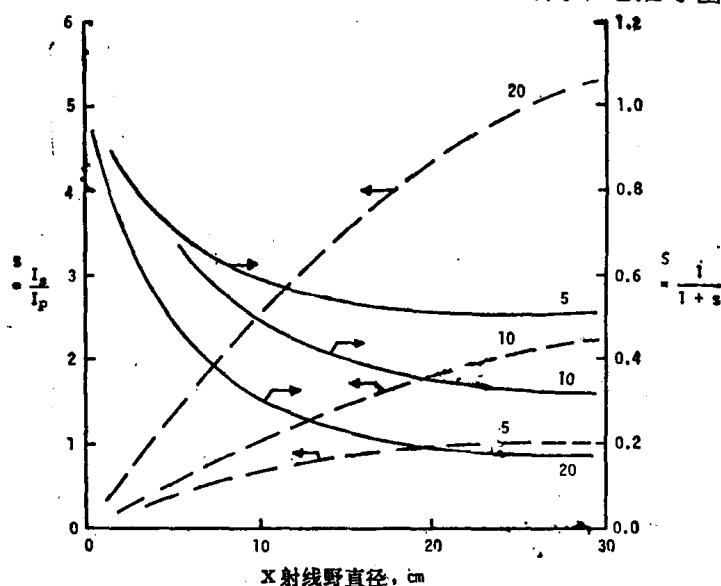


图 1.8 用原发放射的倍数表示的二次放射(s)和所引起的对比度的部分减少(S)随着以厘米为单位的 X 射线野的直径和病人(水)的厚度变化的情况

内灯光对光学幻灯投影仪的影象所造成对比度损失的现象是类似的(这种简单的分析处理方法对于大的X射线不透体就不怎么适用了)^[19]。

假设 I_p 为平均原发强度, 而 I_s 为平均二次强度 ($I_s/I_p = s$); 则修正后的对比度为

$$C'_r = \ln \left(\frac{I_2 + I_s}{I_1 + I_s} \right)$$

在低对比度(放射学中的通常情况)时, $I_1 \sim I_2 \sim I_p$, 而 $C_r = \ln(I_2/I_1)$, 因此可容易地证明 $C'_r = C_r/(1+s)$ 。

因此

$$C'_r = SC_r = -S\mu\Delta x \quad (1.3)$$

式中的 $S = 1/(1+s)$ 是原发对比度[方程(1.2)]因为在转换器表面存在的散射减小了所需考虑的因子。

图 1.8 所示在 100 kV_p 下对不同的病人厚度和不同的X射线野直径时, 该效应的大小。比值 s 已分别用计算和实验测定方法得到^[27]。它随着病人厚度及X射线野直径的增大而增加, 直到大于 5。换句话说, 在某些情况下X射线影象的大部分系由二次射线或散射而构成。 s 值也随着 kV_p 和 σ 而增加, 因而散射的绝对量实际上随着 kV 的增加而有所减少(见图 1.5), 但是由于 μ 值随着 kV 的增加而迅速下降(参看图 1.7), 因此, 实际上由病人出现的散射量总的来看是随 kV 而增加的。

非常大的散射对于对比度必然会产生深刻的影响。该影响可用 S 因子表示(图 1.8), 正如已解释过的那样, S 可由 s 计算得到。由此可见, 对比度可减小到原发对比度值的五分之一。由于散射使影象变坏的另一个常被忽视的重要原因是它会产生本底的X射线量子噪声(见第19页), 这种噪声和在信号中固有的噪声相加将进一步减小它的可检测性(见第 39 页)。

这些有害的影响在临床实验室中是不容许的, 因而可采用一些方法来减小散射的影响。这些方法如下所述:

1. X射线野的大小用可调整的铅隔板或者固定的锥形野装置来加以减小, 以达到作特殊检查的最小实用X射线野的尺寸。这就是所谓的锥形遮线筒 (Coning down)。
2. 在可能压迫的地方可以通过压迫以减小病人厚度。但显然必须移开病人的组织而不只是空气, 因此这种技术的应用是有限的。
3. 在病人和转换器表面之间留出一段空间(或叫做退出气隙), 以便使沿斜角射出的散射尽可能射不到转换器上。
4. 尽可能减小 kV_p, 但是它仍必须足够大以保证原发射线能穿过病人。
5. 最重要而有效的方法是采用一种装置, 这种装置对于沿斜线方向的二次射线比原发射线有更大的吸收性。可以采用平的金属箔片, 但是最有效的装置是二次射线滤线栅或遮线器 (diaphragm), 它由一些铅条板(用低原子序数的材料隔开), 朝着原发射线的方向排列, 如图 1.9 所示。初期的滤线栅是由平行的铅条构成的, 而较新的滤线栅(即所谓聚焦栅)则将其条板朝着与X射线源的方向一致排列。这种做法避免了在原发射线不再和条板平行的那些地方, 因原发射线靠近平行铅条的边缘而造成的选择衰减。滤线栅比值即是铅条板的深度和条板间距离的比值。滤线栅也可用每英寸或每厘米中条板的数目来表达。当然, 滤线栅吸收了原发射线的相当一部分和二次射线的大部分。原发透射性和二次透射性之比称为滤线栅的选择率^[25]。显然希望有高的选择率。