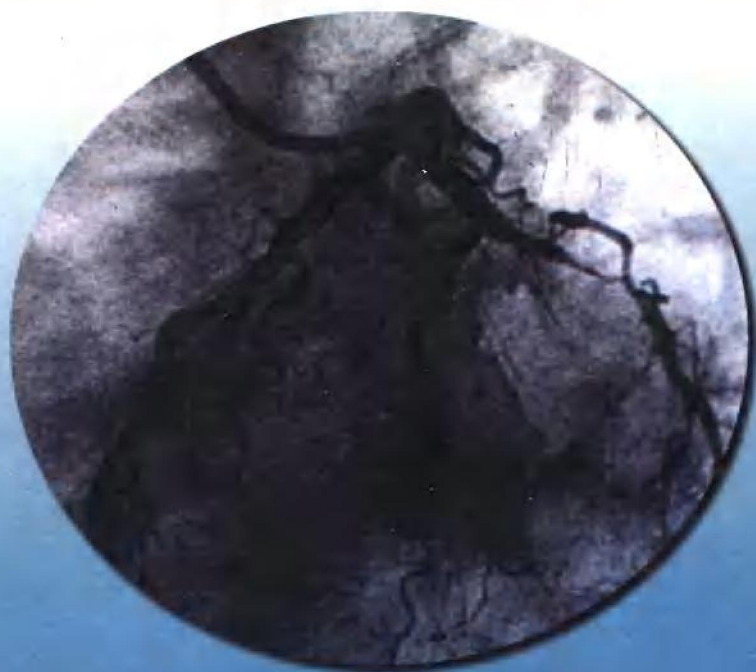


数字减影血管造影技术

主 编 余建明

SZJYXGZYS



人民军医出版社

数字减影血管造影技术

SHUZI JIANYING XUEGUAN ZAOYING JISHU

主 编	余建明		
主 审	冯敢生		
编 者	余建明	曾 军	徐才元
	梁 明	邵学勇	廖平平
	李友林	周凤生	田志梁
	吴 琼		

人 民 军 医 出 版 社
北 京

(京)新登字 128 号

图书在版编目(CIP)数据

数字减影血管造影技术/余建明主编. —北京:人民军医出版社,1999.5

ISBN 7-80020-919-9

I. 数… II. 余… III. 血管造影 N.R816.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (98) 第 31644 号

人民军医出版社出版

(北京市复兴路 22 号甲 3 号)

(邮政编码:100842 电话:68222916)

人民军医出版社激光照排中心排版

北京天宇星印刷厂印刷

新华书店总店北京发行所发行

*

开本:787×1092mm 1/16·印张:28.25·字数:654 千字

1999 年 5 月第 1 版 1999 年 5 月(北京)第 1 次印刷

印数:0001~6000 定价:45.00 元

ISBN 7-80020-919-9/R·847

〔科技新书目:485—252⑦〕

(购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换)

内 容 提 要

本书共四篇三十章,全面系统地阐述了数字减影血管造影技术(DSA)的基本原理及临床应用。从放射物理学、电子学、生物工程学、X线摄影技术学、图像处理、数字成像技术、数字图像记录与远程传输,以及 DSA 在头颈部、胸部、心脏大血管、腹部、盆腔和四肢的临床应用方面进行了详细论述。全书文图并茂,内容丰富,理论联系实际,具有系统性、实用性和新颖性。

读者对象:医学影像工作者、大中专院校影像专业学生及从事介入治疗的临床医师。

责任编辑 新纯桥

序

医学影像设备发展很快,自 70 年代始相继发明了 CT、DSA、超声检查、核素装置及 MR 等。这些新设备的开拓及新技术的应用,扩展了对疾病诊断及治疗的手段。

随着介入放射学的开展及普遍应用,DSA 已成为介入性诊断和治疗中不可缺少的基本工具。

目前国内根据各医院旧有的 X 线设备已经生产了 DSA 配套装置,这样就使得这项技术扩展到了基层。由于 DSA 技术是计算机技术与造影检查相结合的,它在发展过程中仍在不断的完善和改进,同时在此项技术确立的前题下,医学影像学也逐渐向数字化方向发展。

介入放射学技术及 DSA 技术在我国已开展了多年,从事此项技术工作者希望能多方面对 DSA 技术及设备性能的掌握及功能开发有更多的了解,顺应这一形势。这本专著的编写出版为从事本专业工作提供了一本实用读物。

本书共四篇三十章,包括:物理学基础,数字 X 线成像基本理论,数字减影血管造影技术,DSA 临床应用。它从放射物理学、电子学、生物工程学、X 线摄影技术学、图像处理、数字成像技术、数字图像记录及远程传输及临床应用进行了系统阐述,这本书中吸取了当前新的技术成果,并展望了今后的发展方向。

本书作者从事心血管影像技术工作二十多年,也是我国应用 DSA 技术的先驱,业务精通,对 DSA 技术有一定的造诣。本书篇章布局合理,具有系统性、理论性、实用性和新颖性。文字流畅,深入浅出,易读易懂,确实是一本好的读物,为从事本专业的技术人员提供了一个很好的学习参考资料。

范 焱

1998 年 8 月

前言

数字减影血管造影技术(DSA)是继CT之后,80年代应用于临床医学的新技术,其实质是传统的X线心血管造影技术与现代计算机技术相结合的数字成像减影技术。它的成像质量与X线的发生特性和传递、心血管造影技术、计算机技术、数字成像技术及减影技术密切相关。

随着90年代国际上兴起的介入放射学及其日新月异的发展,而DSA又作为这门新兴和交叉学科不可缺少的工具,构成了介入放射学的重要组成部分,为介入放射学的普及和发展奠定了坚实的基础,使DSA技术处于不断地更新发展之中。现在,DSA技术已普及到我国的地、市级医院,国产DSA设备已经投入临床应用,成为基层医院青睐的产品。DSA技术虽有如此的广泛性和实用性,但目前尚无一部系统论述DSA技术的专著问世。有鉴于此,作者编写本书希望有助于临床同道能较全面了解DSA技术和它的临床应用,有益于专业工作者对DSA设备的性能掌握和功能开发。同时本书的出版将有助于配合卫生部举办的大型医疗设备上岗培训。

本书分四篇三十章,第一篇为物理学基础,第二篇为数字X线成像的基本理论;第三篇为数字减影血管造影技术;第四篇为DSA的临床应用。本书以DSA技术的成像链及其影响因素为主线,从基础理论循序渐进到临床应用,分别从经典放射物理学、微电子学、生物工程学、X线摄影技术学、医学图像形成与处理学、数字成像技术学、数字图像记录及传输、DSA技术及临床应用等角度进行系统地阐述。书中吸收了当前影像技术中最新的技术及成果,特别是数字成像技术,数字图像的储存、处理、再现和传输,是今后影像技术发展的前途和方向。在编写过程中不断收集新的资料和信息,参阅大量的相关书籍和文献,总结作者多年来的实践经验和体会。掌握和不断追踪当今DSA技术的发展,是本书的一大特色。

本书从DSA的影像技术角度出发,深入浅出,尽量少用较复杂的物理数学公式,并能从影像学的现象中找到理论依据,具有系统性、理论性、逻辑性、新颖性、实用性和可读性。

本书适用于医学影像工作者,和大中专院校影像专业的学生,特别是从事DSA技术操作和介入放射学者,也可作为临床医务工作者和医学院校学生的参考书。

由于编者的水平和能力有限,学识浅薄、经验缺乏,加之该学科日新月异的发展,书中定会出现错误、疏漏和不足之处。恳请广大读者批评指正,不吝赐教。

本书在编写过程中得到冯敢生教授和曾祥阶主任的多方指教,并在文字打印及校对中得到吴梦琴、汪桂兰、邓凯、王五一、吴毅华、支新、刘维九、代文、吴强、刘汉安、阳朝晖等同志帮助,借此一并表示衷心的感谢。

最后,感激北京市北陆医药化工集团北陆药厂对该书出版的鼎力相助。也感谢PHILIPS公司的帮助。

编者

1998.06

目 录

第一篇 DSA 物理学基础

第一章 物质结构及性质	(1)
第一节 原子核及核外结构	(1)
第二节 原子的能级	(4)
第三节 能量和辐射	(6)
第四节 能量放射	(12)
第二章 X 线的产生及特性	(13)
第一节 X 线的发现	(13)
第二节 X 线的产生	(14)
第三节 X 线发生系统及特性	(16)
第四节 辐射与物质相互作用	(40)
第五节 X 线的辐射谱线	(53)
第六节 辐射的穿透作用	(57)
第七节 X 线发生效率与功率	(61)
第八节 X 线的质与量	(62)
第九节 X 线强度的空间分布	(64)
第十节 X 线的本质	(66)
第十一节 X 线的特性	(67)
第十二节 影响 X 线产生的因素	(69)
第三章 X 线的吸收与衰减	(71)
第一节 X 线吸收与衰减的特点	(71)
第二节 光电吸收	(72)
第三节 X 线与物质相互作用衰减	(74)
第四节 康普顿吸收	(75)
第五节 X 线衰减	(76)
第六节 人体对 X 线的衰减	(80)
第四章 X 线图像的形成及影响	(84)
第一节 X 线图像形成原理	(84)
第二节 X 线图像密度及控制	(85)
第三节 X 线影像对比度及控制	(89)

第二篇 X 线数字成像的基本理论

第五章 计算机 X 线成像技术	(97)
------------------------------	------

第一节 计算机 X 线摄影术	(97)
第二节 直接放射成像	(111)
第三节 DDR 与 CR 的比较	(114)
第六章 荧光 X 线成像	(118)
第一节 X 线电视系统	(118)
第二节 X 线电视系统各部件的特性	(122)
第七章 X 线数字成像	(152)
第一节 X 线数字成像的发展及前景	(152)
第二节 数字图像	(154)
第三节 X 线数字成像技术的基本原理	(157)
第四节 X 线数字图像的形成	(160)
第五节 数字图像的显示与处理	(164)
第六节 数字图像储存与传输(PACS)	(170)

第三篇 DSA 的工作原理与操作技术

第八章 DSA 的工作原理	(183)
第一节 DSA 发展概述	(183)
第二节 DSA 图像的形成	(185)
第三节 DSA 图像的处理	(189)
第九章 DSA 系统的特性	(191)
第一节 电子计算机系统	(191)
第二节 DSA 系统的设计	(193)
第三节 理想的 DSA 成像系统及影响	(200)
第四节 DSA 系统的技术参数	(202)
第十章 DSA 的减影方式	(204)
第十一章 DSA 的图像采集	(216)
第一节 DSA 的信号	(216)
第二节 DSA 的信号幅度	(217)
第三节 DSA 的曝光条件	(218)
第四节 DSA 的成像方式	(221)
第五节 DSA 的自动曝光原理	(227)
第六节 图像采集	(232)
第十二章 DSA 的影像处理	(238)
第十三章 DSA 图像记录与显示	(247)
第一节 多幅照相机	(247)
第二节 激光照相机	(248)
第三节 自动洗片机	(252)
第十四章 DSA 散射 X 线的消除	(260)
第十五章 DSA 图像基本特征	(267)
第十六章 DSA 图像放大与变形	(279)
第十七章 DSA 的图像质量	(285)
第十八章 DSA 的 X 线防护	(294)

第一节	X 线对人体的危害	(294)
第二节	辐射剂量单位及最大容许剂量	(297)
第三节	照射量的确定及其影响	(300)
第四节	X 线的防护标准及措施	(302)
第十九章	现代大型 X 线机及相关设备	(305)
第一节	X 线设备的发展简史	(306)
第二节	现代 X 线机	(309)
第三节	快速换片器	(313)
第四节	高压注射器	(316)
第五节	X 线电影摄影	(326)
第六节	X 线影像录像机	(327)
第七节	造影器械	(332)
第二十章	DSA 中造影剂的应用问题	(339)
第一节	碘造影剂的历史回顾	(339)
第二节	造影剂的类型	(340)
第三节	造影剂的毒理	(342)
第四节	造影剂的临床应用	(348)
第二十一章	DSA 系统性能测试	(352)
第一节	X 线发生器性能测试	(352)
第二节	影像增强器系统的性能测试	(354)
第三节	DSA 性能测试	(356)
第二十二章	DSA 的评价及展望	(358)
第二十三章	国内 DSA 系统的特性及联机	(362)

第四篇 DSA 的临床应用

第二十四章	DSA 在头颈部的应用	(371)
第一节	头部 DSA	(371)
第二节	颈面部 DSA	(377)
第二十五章	DSA 在胸部的应用	(381)
第一节	肺部 DSA	(381)
第二节	胸部 DSA	(384)
第三节	上腔静脉系统 DSA	(386)
第二十六章	DSA 在心脏大血管及冠状动脉中的应用	(388)
第一节	冠状动脉 DSA	(388)
第二节	心脏 DSA	(393)
第三节	大血管 DSA	(400)
第二十七章	DSA 在腹部的应用	(404)
第一节	肝脏 DSA	(404)
第二节	胃肠道 DSA	(407)
第三节	肾脏及肾上腺 DSA	(412)
第四节	胰、胆、脾 DSA	(415)
第五节	下腔静脉 DSA	(418)

第二十八章 DSA 在盆腔的应用	(420)
第一节 盆腔动脉 DSA	(420)
第二节 子宫输卵管减影造影及再通术	(423)
第三节 血管性阳痿 DSA	(424)
第四节 精索内静脉 DSA	(427)
第五节 髂静脉 DSA	(428)
第二十九章 DSA 在四肢的应用	(430)
第一节 上肢血管 DSA	(430)
第二节 下肢血管 DSA	(434)
第三十章 DSA 在介入放射学中的应用	(440)

第一篇

DSA 物理学基础

第一章 物质结构及性质

第一节 原子核及核外结构

一、原 子

物质由原子组成,一个经典的原子模型由包含中子和质子的原子核,以及它周围处于特定轨道或壳层中的电子所构成。每一原子均由核及电子组成,其核小而紧密,半径约为 10^{-12}cm 。核周围是按轨道运动的电子云,电子在半径约 10^{-8}cm 的轨道上运行(图 1-1)。与核相比,电子的质量很小,但是由于它们的弥散性,却占据着很大的空间。可以这样比喻说:假如一个原子扩大到“占据”一个房间那么大,则其核处于房间的中心而据有针尖那么大的一点空间。由于物质的这种空虚性,一个高能电子或原子核就很容易穿过许多原子后与一原子的任何部分相碰撞。

原子间的差别在于它们核的结构和电子数量及其排列上的不同,原子中的电子数被称为原子序数,以 Z 代表。它也表示原子核内的质子数,原子决定着各元素的性质,原子的化学性质,决定于质子数或最外层轨道电子数。

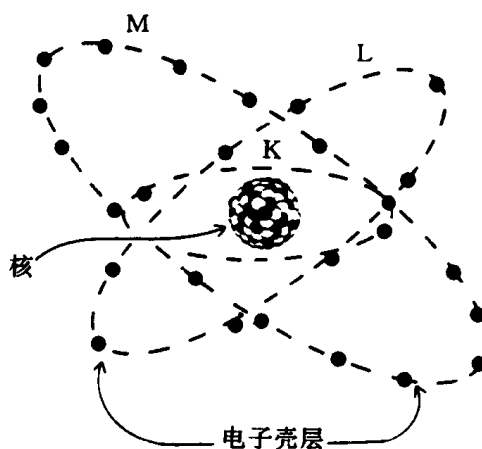


图 1-1 原子结构

二、原子核

任何原子核都由两种基本粒子——中子和质子所组成。中子和质子的大小和质量差不多相等。中子不带电荷,质子带一个正电荷,大小与一个电子所带的负电荷相等。一种物质的大多数物理和化学性质与核的中子和质子组成有关,核内的质子数就是原子序数

(Z), 决定原子的化学本性。

由于核和原子内的粒子都很小, 惯用千克(kg)来表示它们的质量是不方便的。较为合适的单位是原子质量单位(u), 它参照的基准是质量数为 12 的碳原子, 其质量定为 12,000u。原子质量单位和千克间的关系是:

$$1\text{u}=1.66\times 10^{-27}\text{kg}$$

一个中子和一个质子在质量方面的差别相当小, 约 0.1%。而比电子质量大 1 900 倍。

三、核外结构

讨论 X 线和它对原子的作用时, 就要了解原子的核外结构, 那就是像行星一样的电子在核外的布置情况。电子位于围绕核空间中的轨道或壳层上, 在图像形成中起多种重要作用。在多种放射性转变中, 轨道电子也介

入原子实际发射能量的过程中。当辐射物质相互作用时, 如与人体组织作用时, 通常是与电子相互作用, 而不是与原子中的核起作用。

(一)电子数

正常原子中所含的电子数等于核内的质子数, 这个数目就是某个化学元素的原子序数(Z)。每个电子带有负电荷, 其大小等于一个质子的正电荷。在正常情况下, 一个原子中的电子和质子数目相同, 正、负电荷平衡。因此, 原子无净电荷。如果一个电子离开原子, 就说原子被电离, 带一个正电荷。电离结果是原子本身成为正离子, 电子本身成为负离子。

电子的电量 e 为 $16.0\times 10^{-19}\text{C}$, 电子的质量 m 为 $9.1\times 10^{-28}\text{kg}$ 。

(二)能级

电子处于绕核的不连续壳层中, 壳层用字母来识别(图 1-2)。

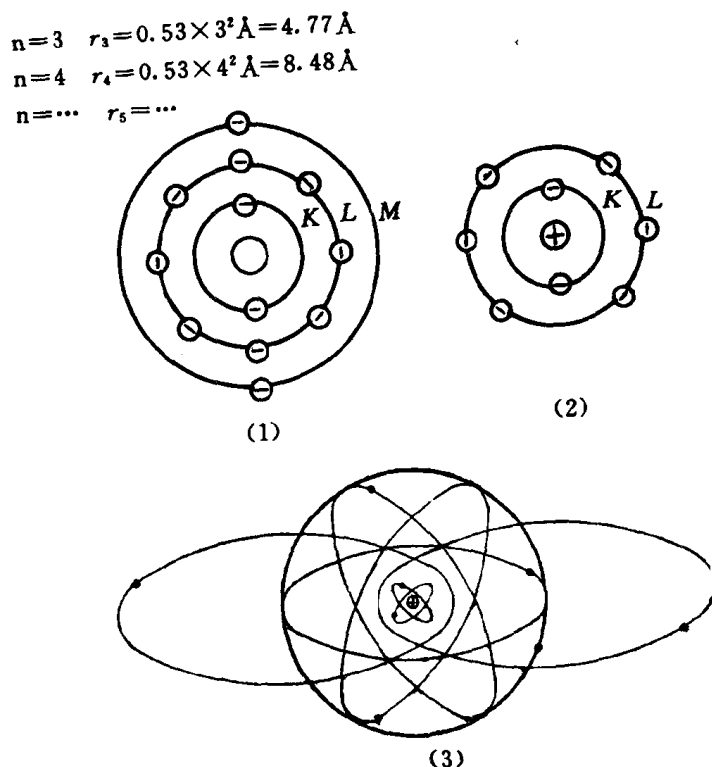


图 1-2 元素壳层结构示意图

(1)钠元素壳层结构;(2)、(3)氧元素壳层结构

从靠近核的壳层开始,按照波尔理论,核外电子由于离核远近不同,而具有不同壳层,每壳层中都含有一定电子数目的可能轨道。每一壳层均可近似地看作是原子核的同心圆球。半径最小的壳层叫做 K 壳层,最多只能容纳 2 个电子;第二壳层叫加 L 层,最多只能容纳 8 个电子;第三壳层叫做 M 层,最多只能容纳 18 个电子,随着原子序数的增加,还可能有 N、P、Q 等壳层。愈到外面的壳层可容纳的电子数就愈多,一般每层上的电子最多可能数目是 $2n^2$ 个。但最外层的电子数有严格的限制,最多不能超过 8 个。一般规律是,电子先将内层填满,然后逐层向外填。

根据量子理论,电子以极高的速度绕核做复杂运动,可把它的电荷看成为一层笼罩在核外的带负电荷的“电子云”。电子的核外运动很难说出某一时刻处在何处,只能用统

计学观点去认识,即用几率的大小来表示。电子出现多的地方,则几率大,就是电子云密度最大的地方。

带负电荷电子受原子带正电的核束缚,它们之间具有很强的吸引,即结合力。这种结合强度可用能量来表示,迫使电子逸出原子所必须获得的能量叫结合能。一个电子的结合能等于使电子脱离原子所需要的能量。结合能是电子势能的一种形式,与任何形式的势能一样,必须将某个地方定为零能量级。电子在原子外的一个位置,电子已不再受到核的影响,将它定为零点。

电子能级是结合能的负值,概念可用下图来说明。靠近底部的电子处于最低能级,具有最大结合能。电子在原子内处于确定层或壳层中,每个壳层有不同的能级,最靠近核的 K 壳层处于最低能级(图 1-3)。

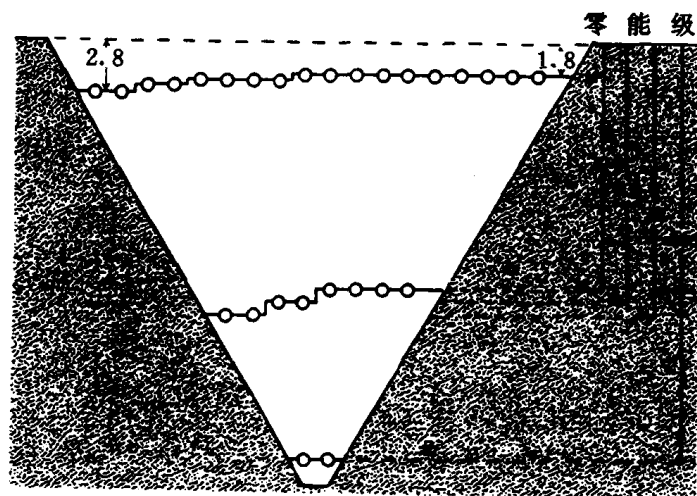


图 1-3 钨原子中电子的能级

上图是原子序数为 74 的钨,只画了 K、L 和 M 电子能级。外层电子位于 N 和 O 壳层,这两个壳层位于 M 壳层之上并略低于零级,不同壳层之间具有显著的能量差。除 K 壳层外,其它壳层再分成另外的能级。例如, L 壳层分成 L_1 、 L_2 和 L_3 三个能级。

电子在辐射过程中的作用通常涉及两个

基本原理之一:①要使一个电子移至更高壳层(如从 K 至 L)或脱离原子,必须从某些能源取得能量;②如果一个电子移至更低的壳层(如从 L 至 K),电子必须放出能量,通常出现某种形式的辐射,有关的能量决定于电子移动的壳层之间的能级差。

在一具体壳层中,如 K 层中,对于电子

的结合能,与原子序数有关。只有较高原子序数的 K 壳层电子,所有的结合能是在诊断用的 γ 和 X 射线光子的相同能量范围内。L 壳层电子的结合能比 K 层的小得多,但它也随原子序数的增大而增大。对于大多数物质,最外面的电子的结合能在 5~20eV 的范围内。显然,这些电子最容易脱离原子。

一个电子脱离一个原子的过程称为电离。由于 X 射线和 γ 光子具有足够的能量使电子脱离原子,故可认为 X 线是具有电离作用的辐射。核外电子接受的能量不足以使其原子逸出,只是使其上升到较高的能级上,在其恢复到正常状态时,释放出能量,这种过程称为激发。可见光的光子能量低于大多数原子中的最小结合能,不会产生辐射。

(三)浓度

当光子与电子碰撞时,光子被吸收。光子通过物质时,它被吸收的机会决定于材料内可用的电子浓度。浓度或每立方厘米的电子数,可用下式计算:

$$\text{每立方厘米的电子数} = PN_A(Z/A)$$

这个关系式就是每立方厘米的原子数乘以原子序数(即每个原子内的电子数)。此关系式的一些解释按序说明如下:阿伏加德罗数 N_A 始终是不变值,然而应注意到,每立方厘米的电子数仅与 Z 对 A 的比值有关。较低原子序数的元素在原子核中近乎每个质子 1 个中子, Z/A 的值近乎 0.5。随着原子序数和原子质量数的增加,核内的中子数也增大,导致 Z/A 比值的减小,但变化是相当小的。铅的原子序数是 82,原子质量 207, Z/A 比值是 0.4。在 X 射线应用中遇到的大多数材料, Z/A 比值的变化都小于 20%。唯一例外是氢,

其比值等于 1。

因阿伏加德罗数是常数, Z/A 比值也基本上是个常数,能明显改变电子浓度的唯一因素是材料的密度。大多数材料特别是纯元素,都有或高或低的唯一密度值。混合物和复合物的密度决定于各种元素的相对浓度。

电子浓度并不明显地随原子序数而变化的事实,可能暗示原子序数在电子——X 线相互作用中作用不大。然而,情况并非如此,X 射线光子通过物质时,相互作用的机会不仅决定于电子浓度,还与电子在原子结构内被束缚的牢固程度有关。某些相互作用仅与牢固束缚的电子才发生。因为,电子结合能随原子序数而增加,高度束缚的电子浓度也随原子序数的增大而有效地增加。

原子序数是原子的一个重要特征,对任何一种化学元素都有唯一的值。许多材料,如人体组织不是单一的化学元素,而是一种复合物和混合物的密集体。对于与 X 射线的相互作用,有可能对复合物和混合物定义一个有效原子序数 Z_{eff} 。

$$Z_{\text{eff}} = {}^{2.94} \sqrt{f_1 Z_1^{2.94} + f_2 Z_2^{2.94} + f_3 Z_3^{2.94} + \dots}$$

在此关系式中, f 是与每种元素有关系的电子总数目的分数。指数 2.94 是从 X 射线相互作用和原子序数间的关系导出的。水是人体的主要组成部分,可以说明有效原子序数的概念。水分子包含两个氢原子和一个氧原子,每个氢原子有一个电子,一个氧原子有八个电子。因此,电子分数 f ,对氢是 0.2,对氧是 0.8。将这些值代入上面关系式可得水的有效原子序数:

$$Z = {}^{2.94} \sqrt{0.2 \times 1^{2.94} + 0.8 \times 8^{2.94}} = 7.42$$

第二节 原子的能级

根据波尔的假设,电子在不连续的轨道上绕核旋转,而且每个可能轨道上的电子都具有一定的能量(动能和势能的代数和)。因

而,电子的在各个可能轨道上所具有的能量也是不连续的,这些不连续的能量值叫做原子能级。

原子能级通常是以电子伏特来表示的。定义为一个电子通过一伏特电位差所释放出的能量。其功即为电荷与它通过的电位差的乘积。

电子在各个可能轨道上运动时所具有的能量,即能量公式:

$$E = -\frac{2\pi^2me^4Z^2}{h^2n^2}$$

式中 $n=1,2,3,\dots$, E 代表轨道电子所具有的能量,单位为焦耳(J)。因原子能级常用电子伏特(eV)来表示, $1\text{eV} = 1.6 \times 10^{-19}\text{J}$,若把焦耳单位化为电子伏特,则除以 1.6×10^{-19} ,即:

$$E = -\frac{2\pi^2me^4Z^2}{1.6 \times 10^{-19} \times h^2n^2}$$

随着原子序数 Z 的增加,即核外电子数增多,其原子结构也更为复杂。核外某电子除受核的吸引力外,还受其它核外电子的排斥作用。因而,不同原子的能级都不一样,但可用一定的能级公式算出。

以钨为例(图 1-4),K、L 和 M 层上电子结合能为别约为 70 000eV, 11 000eV 及 2500eV。这意味着要除去原子中一 K 层电子,必须供给它 70 000eV 能量,或者必须以 70 000eV 电位差的电子轰击它。要除去一 L 层电子大概需要 11 000eV 的能量。

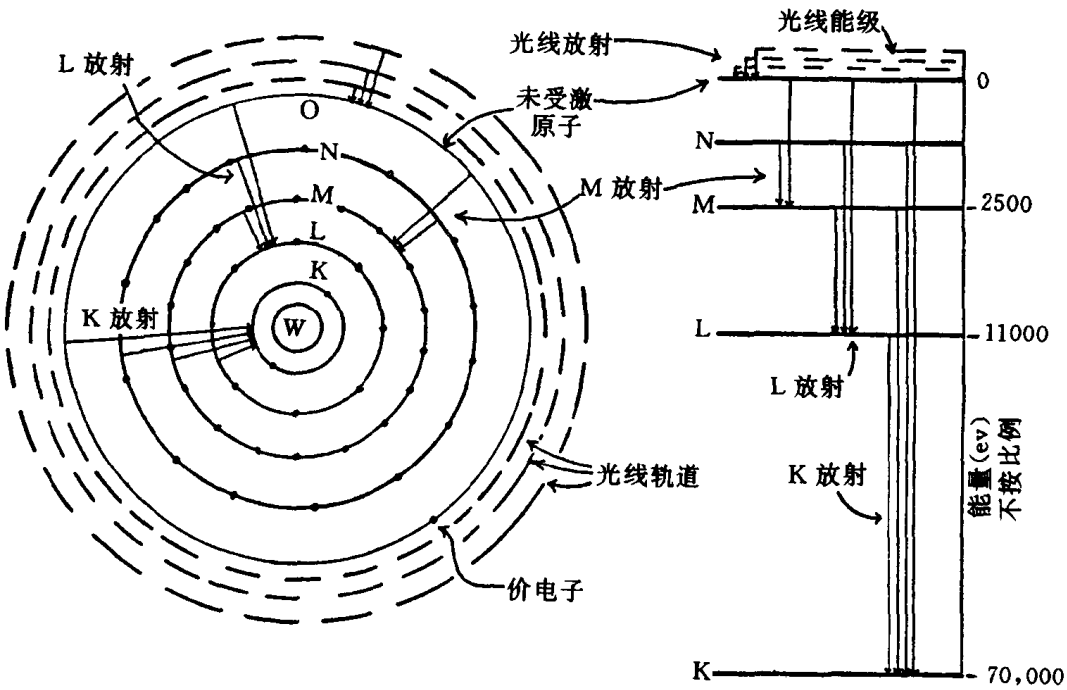


图 1-4 左侧是钨原子的电子轨道示意图,右侧示其能级

以 eV 数表示的能量标度并没有按比例。X 线通过电子向 K、L 及 M 层跃迁而引起。光线放射是由价电子从光线轨道向 O 层跃迁而引起的

用电子伏特为单位来测定的结合能已在图 1-4 表明。能量标度的零点是任意命定的,它与非激发状态的原子相应,并在简图的近顶部以零标记的水平线代表之。正常态的钨原子,其最外层价电子占 O 层,原子的能量用简图顶部附近的粗黑线代表之。如果使该电

子得到能量,将会向外逸出到一光线轨道上,同时原子在能级上被提高,处于光能级中。这些能级之间仅仅相差几个电子伏特。然而,原子不能保持这种能量状态中的任何一个,或电子不能停留在任一光线轨道中。当它降回到正常位置时,就放射能量,这叫做光线辐

射。

原子核对电子有很强的吸引力,这种吸引力称为结合力。最靠近原子核的壳层电子结合力最大,距离越远的电子结合力越小。另外,结合力还与原子序数 Z 相关, Z 越高,核

内正电荷就越多,对电子的吸引力也就越大,从原子内移走电子所需要的能量也就越大。可见,移走原子中某轨道电子所需要的最小能量,就叫这个电子的结合能。

第三节 能量和辐射

一、概 述

物理世界有两个组成部分:能量和物质。在大多数物理过程中,能量和物质间不断地相互作用和转换。医学成像也不例外,在一切成像方法中,图像都是由能量和人体组织(物质)的相互作用形成的。各种形式的能量用于医学成像,也正是用来说明成像方法差别的部分原因。

要对体内结构成像,就要求能量从一种能量源传递到人体,再从人体传递到适当的接收器(图 1-5),虽然形式可能不同,但某些特点对用于成像的各种能量都是适用的。

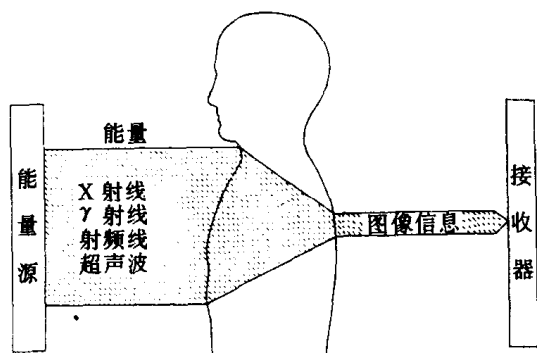


图 1-5 医学成像过程中能量作用

基本要求是能量必须能穿透物体。可见光是日常生活中用于传递图像信息的能量的主要形式,但它不能穿透人体,对体内成像必须采用其它形式的能量。

用于成像的能量的另一个特征是,它必须与体内结构起相互作用,在一定程度上会

产生图像信息。

各种成像方法中的一个普遍问题是所使用能量的一大部分会积存在人体组织内。它并不以相同形式的能量停留在体内,而是转换为其它形式的能量,如热和化学变化。积存能量也会产生不希望的生物效应。

在医学成像过程中,有两大类能量。一类是聚集形式的能量,其存在必须有一种媒质材料,能量存在于媒质中。另一类能量是在一种物质材料内产生的,并不断地运动,将能量从一个地方转送至另一个地方,这种能量就是辐射。用于医学成像的各种形式的能量,除超声以外,都是辐射形式。

二、能 量

在医学成像中,与物质有关的能量形式的重要特征,是它能供出能量形成辐射,而后当辐射被吸收时,能量又被重新取回。

宇宙间一个基本物理定律是能量既不能创造也不会消灭,它是从一种形式转换为另一种形式。成像系统的各种部件,可将能量从一种形式转换为另一种形式。

电子是物质中的最小粒子,一个电子的质量是 $9.1 \times 10^{-28} \text{ kg}$,这意味着 10.9×10^{26} 个电子等于 1 cm^3 水的质量。为什么这样小的粒子会成为现代技术的基础呢?关键是电子数目,巨大数目的电子在大多数应用技术中都涉及到。例如,一个 100 W 灯泡通电时,电子通过导线疾驰,以每秒 5.2×10^{18} 个电子的速率供给能量。除质量外,每个电子带有一个

单位的负电荷。正是一个电子的电荷使它有可能与原子内的其它电子和粒子相互作用。

一个电子既有质量又有电荷,它可占有多种形式的能量。这就是电子取得、输运和放出能量的能力,使它在 X 射线系统中成为有用的物质。

(一)静止质量能量

一个电子即使处于静止状态,但仍具有能量。根据物理学定律一个物体只要具有质量就具有一定的能量,在一定条件下,质量可转换为能量,或相反。有名的爱因斯坦方程式:

$$E=mc^2$$

预示质量为 m 的物体完全转换所获得的能量。此关系式中 c 是光速。根据爱因斯坦关系式,每个电子给出 510keV,这个能量表现为一个光子。

(二)动能与势能

1. 动能 动能是与运动有关的能量,运动着的汽车或棒球具有的能量就是这种形式的能。电子运动时,也具有动能。

一个物体所具有动能的大小与它的质量和速度有关。对于大的物体,如汽车和棒球,动能与物体的质量和速度的平方成正比。这样的物体速度加倍,它们的动能要增加为原来的 4 倍。在很多情况中,电子以非常高的接近于光速的速度在运动,能量与速度间不再保持上述简单关系。相对论理论指出,一个物体(如电子)的质量在高速度时要发生变化,能量与速度的关系变得复杂。在典型 X 射线管内的电子具有的能量可能超 100keV,并以大于光速一半的速度运动。

2. 势能 势能是一个物体因它的位置或构形所占有的一种能量,从本质上说是一个有相对意义的量。即一个物体在一个位置或处于某种构形时会比处于另一种状态具有较多或较少的势能。一般地说不存在绝对零势能的位置,但某些位置常被选定为参考的零势能水平。

电子具有两种形式的势能:一种形式与在电路内的位置有关,另一种与原子的位置有关。电子势能的一个重要的特征是电子升高至更高势能级水平时,需从某些源中得到能量,而当它移至更低势能位置时要放出能量。X 线管内阴极的电子获得能后以高速撞击阳极靶面,以产生热能和 X 射线能,就是这个机制。

(三)能量交换与转移

1. 能量交换 由于电子小得看不见,往往很难想像电子能量的不同形式。图 1-6 所示的石块,用它来引证能量的不同形式,这也适用于电子。

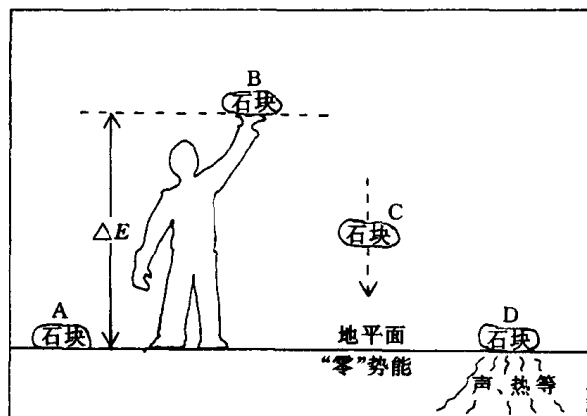


图 1-6 能量从一种形式转换为另一种形式

势能一般来说是相对意义的量。如上图,地面水平被任意设置为零势能位置。当石块被举高到地面之上时,它就处于更高的势能水平。如果石块处于地面下的一洞内,它的势能相对于地面水平具有负值。然而,它的势能相对于更深洞的底部位置仍是正值。石块在位置 A 具有零势能(相对地说),因为它不运动,动能为零,静止质量能量与它的质量成正比。当人拾起这石块并将它举高至位置 B 时,相对于位置 A 来说,他增高了石块的势能。石块所得能量来之于人,与电子靠电源装置可升高势能一样。

如果人在位置 B 释放石块使它落至地