

## 医用诊断X射线源的研究进展

王艳,王远军,聂生东

上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093

**【摘要】**通过研究医用诊断X线机射线源、CT设备X射线源、特殊X射线源等比较X射线产生的物理原理和应用,探索基于韧致辐射的X射线源技术的局限性,提出X线机球管的未来发展方向。X射线的最大应用领域是在医学诊断中基于医学图像引导的诊断和治疗。通过研究其他等效X射线源如液态金属喷射韧致辐射源等,拓宽了X射线的应用领域。展望了X射线球管的关键特性和材料在医学诊断技术发展的前景。

**【关键词】**X线球管;X射线源;诊断技术;综述

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)10-1214-03

## Research progress in medical diagnostic X-ray sources

WANG Yan, WANG Yuanjun, NIE Shengdong

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

**Abstract:** The physical principles and application of X-ray generation were analyzed by studying various X-ray sources, including diagnostic X-ray sources, the X ray source of computed tomography (CT) equipment and other special X-ray sources. The limitations of X-ray source technology based on bremsstrahlung were discussed, and the future development of X-ray tube was proposed. X-ray is mainly applied in the diagnosis and treatment guided by medical images. By studying other equivalent X-ray sources, such as liquid-metal-jet bremsstrahlung sources, the application of X-rays has been broadened. Finally, the prospects for the key features and materials of X-ray tube in the development of diagnostic technology have been highlighted.

**Keywords:** X-ray tube; X-ray source; diagnostic technology; review

## 前言

医学成像的目的是在最低剂量电离辐射下产生人体解剖结构的可视化信息和量化信息。医学诊断成像和影像引导治疗成为X射线最重要的应用领域。继X线产生的120多年来,X射线管的韧致辐射一直是医学诊断的重要依据,X线光子在16~150 KeV之间的光谱范围提供有关解剖和功能的信息用于人类患者和临床前动物研究<sup>[1]</sup>。在这个光谱范围内,可以得到医学上足够分辨率的软组织成像和骨结构成像<sup>[2]</sup>。在医用诊断X线机的球管中,阴极发射的电子经过加载在球管两端的高压磁场加速下产生高速电子,这种高速运动的电子轰击到阳极靶面时,突然减速发出韧致辐射产生X射线与热能。韧致辐射的X

射线谱往往是连续谱并在一定的能量之处有尖峰。时至今日,X线成像设备依然是通过测量物质X射线的衰减和散射来成像。本文将从医用诊断X线机射线源、CT设备X射线源、特殊X射线源等方面研究建立高亮度短脉冲X射线源,在X射线源这一重要领域进行有益的探索。

## 1 医用诊断X线机射线源的研究

通用X线球管系统主要由高性能X射线发生装置和X射线管外壳组件组成。一个典型的高性能心血管造影球管,首先,加热阴极灯丝线圈,使钨丝释放电子进入真空热发射管的空间。由管电流控制电路提供可调制偏转控制电压给阴极灯丝加热并聚焦电极,管电压控制电路在阳极和阴极之间产生高压电场加速电子,实现电子偏转或开关管电流和X射线输出。目前替代高速电子的来源如场发射器、碳纳米管X射线源<sup>[3]</sup>、激光驱动的加速电子介质结构等<sup>[4]</sup>。但是,这些方法仍然不能提供高性能X线管旋转阳极所需的电子束。

**【收稿日期】**2018-04-14

**【基金项目】**上海市自然科学基金(14ZR1427900)

**【作者简介】**王艳,硕士,讲师,从事医学成像技术与图像处理技术方面的教学与研究,E-mail: wangyansmic@163.com

另一方面,旋转阳极通常是正极充电(特别是在双极性管)如典型的单极性乳腺钼管。最近,单极性管因为能够产生较少的X线辐射已获得在计算机断层扫描(CT)中的应用。高速电子击中阳极一个明确定义的焦点区域,并产生X射线。轫致辐射几乎各向同性形成整个半球上方的焦点。由于轫致辐射角强度的各向同性,光子通量的比值和光学焦斑大小最大接近阳极阴影。中心点通常设计为在阳极上径向的矩形区域即焦点。从中心看到的有用X射线扇形束看起来几乎是方形的。投影焦距的大小在低起飞角点是最小的。拉长的焦斑提供增强的热容量。由于电功率转换为X射线强度的低效率,在旋转阳极管热分布的对流进入相对广泛的焦点轨道。这种类型的管提供一个比固定阳极更高的两阶光子量。辐射产生的95%~99%无用X射线必须在辐射防护罩里使用铅层厚度约3 mm过滤掉,有用的X射线只通过X球管端口被取出。使用钨靶时约50%的主电子从中心点散回。在一个给定的管电压,管电流指定的辐射强度产生专业辐射的目标区域阴影。X射线过滤器和管电压决定了光束质量。高性能血管造影管允许通过施加约3 V排斥电压在电子发射器和控制电极之间切换电子束。高性能CT球管功能电极可利用轻微偏转的焦点以避免图像中出现锯齿伪影。

管电压、管电流和曝光时间共同决定X线的能量<sup>[5]</sup>。X射线段的第二个重要组成部分是电力。牙科和外科手术中高压发生器发出100 W左右的瞬时功率,在CT成像系统中功率超过100 kW。高压发生器还提供控制信号和驱动旋转阳极转子的电源和加热电子发射器。它控制X射线输出的质。高性能X射线球管通常需要一个热交换器,能够消散平均功率高达约6 kW到周围的环境。轫致辐射源的类型因光子通量密度、随时间变化的频谱、X射线扇的形状和大小、机械接口而异。已经开发的CT模式可以根据每个病人的能量吞吐量设计脉冲序列用于介入心脏和血管X线,介入性外科X射线成像,单曝光和透视标准射线照相,移动X射线成像,乳房造影和牙科成像等。

## 2 CT设备X射线源的研究

CT的重要性极大地促进了X射线管技术的重大创新<sup>[6]</sup>。Philips IQon®为飞利浦公司的一个CT系统。患者的精确3D重建衰减模型计算至少需要一个行积分。患者体内局部衰减系数通过患者的“切片”沿每个共面方向测量。要获得这样的数据集,X射线源必须旋转至少180°。在典型的CT系统中,旋转源

X线绕患者关于中心轴旋转一圈360°。冗余数据可以改善图像质量<sup>[7]</sup>。高压发生器功率通常在(30~120) kW,可提供70~150 V之间的高压电。滑环将电能从固定单元传递到旋转部件由探测器直接吸收。而X射线管是以轴向模式不断旋转和辐射(螺旋模式)。CT球管扫描需要每位患者总能量输入少于800 kW。阳极多采用7°靶角从而导致更高的所需的焦点功率密度。为保持足够的信噪比,瞬时光子都是恒定的。心脏CT在管功率方面特别苛刻,因为扫描可能包括在最佳情况下只有大约一半的旋转。为避免所谓混淆工件,高端系统提供了在X线管内切换焦点位置。根据扫描通过的组织,骨骼和一些金属植入物改变沿线的综合衰减的投影。从频谱变化的角度来看,谱CT能够解决图像重建受损和光束硬化的问题。可选的源有基于同步辐射的美国加利福尼亚州弗里蒙特公司的X射线源。改变了主辐射谱或测量硬、软比值从病人身上产生的光子甚至将头骨的复杂结构、碘与钙交织在一起绘制碘容器地图。如果有两个以上的能量箱,人们甚至可以同时分离多个对比度介质,得到一个最佳剂量-图像对比度,这将是理想的单色光谱辐射发生器。但X射线源的荧光性受到低通量率和固定频谱的限制,有研究轫致辐射来源的单色化用于诊断尚未成功。

从理论上讲,使用薄靶可能是提高特性与连续辐射比值的方法。洛仑兹变换导致连续的前向增强轫致性,而特征辐射呈现各向同性,可以在“背面”起飞。只是X射线通量将遭受的薄转换层影响。需要研究基于X射线源光谱的图像特征鉴别计算机断层扫描光谱成像的替代方法。美国通用电气(GE)和德国西门子研究计算机断层扫描方法<sup>[8]</sup>,GE医疗调节管电压在几百微秒的周期<sup>[9]</sup>,而西门子采用双源探测器组合<sup>[10]</sup>。采用两对独立球管、X射线过滤器、高压发生器和探测器旋转的技术,在同一时间发送不同的X射线的正交通过病人的频谱。飞利浦医疗在他们的辉煌IQon®系统中采用光谱检测。两层闪烁体材料和光电二极管在通过患者和探测器顶部的反散射网格<sup>[11-12]</sup>。虽然低能光子主要吸收在内闪烁体很难进一步。与前面提到的重复方法不同,基于探测器的方法允许完全精确的时间记录光谱信息。两个能量通道都是在精确测量相同的时间和位置,直接转换光子计数系统,探测器作为临床原型存在同时执行基于检测光谱的分化。

## 3 诊断X射线源的特殊应用

如钼靶X射线摄影,主要是为了识别微钙化。这

是在乳房恶性结构中有比较高的图像分辨率。鉴于可能的图像放大,空间分辨率需要在  $150\ \mu\text{m}$  范围内,采用  $0.5\ \text{mm}$  宽度和投射长度的小焦点,并且光谱在  $50\ \text{KeV}$  光子之下的能源。这些通常是通过使用钼靶,而不是钨来形成。否则硬射线会降低对比度,特别是当使用胶片系统时。介入性神经血管树采用图像相减技术并无造影剂。其他如移动X射线机,手术用移动式C臂系统的要求比乳房造影对管电压要求更高。但是,在透视模式下短时曝光和低连续X射线通量,限制了每个病人的总能量<sup>[13]</sup>。牙科X光片的能量范围较小,管电压限制在  $75\ \text{V}$  以下<sup>[14]</sup>。

#### 4 目前诊断X射线源的普遍问题

第4代CT扫描方式为球管旋转而探测器固定在  $360^\circ$  圆周上。旋转/静止X射线管系统存在的问题:分散的辐射;固定的CT管与碳纳米管场发射阴极问题<sup>[15]</sup>,散射辐射覆盖面大;反几何系统CT问题,低通量;血管造影中的问题,干预期间减慢临床工作流程程序;荧光管问题,低流量。其他问题还有:(1)电能对X射线能量的转换效率过低。(2)与现有目标技术有关的热问题限制成像系统的空间分辨率和数据采集速度。(3)空间电荷在阴极限制了管电流、可用X射线通量和管寿命。(4)韧致辐射是多色的,限制病人的比例剂量到图像对比度分辨率。(5)光束中的空间X射线通量剖面只能以低的空间频率进行调制。(6)来自普通X射线管靶的韧致辐射存在于所有方向,这需要大量的铅防护。(7)X射线管磨损增大成本。

#### 5 激光驱动的X射线源及其先进的医学影像学应用

正在开发更好的X射线系统。钨-金刚石靶材能够满足微焦点射线源所需的高质量靶材的应用要求<sup>[16-17]</sup>。可切换分布式韧致辐射源和类似的概念,基于传播的差分相位对比成像和等离子体源材料的高分辨率成像等未来必定会成为现实<sup>[18]</sup>。只是高亮度光源、自由电子激光器、同步加速器波荡源<sup>[19]</sup>、基于激光的逆康普顿散射线源尚无法商业化,并且缺乏临床上的稳定性。目前仅应用于实验研究领域。

#### 【参考文献】

- [1] BEHLING R. Modern diagnostic X-ray sources-technology-manufacturing-reliability[R]. Boca Raton: CRC Press, 2016: 105-114.
- [2] BEUTEL J, KUNDEL H L, VAN METTER R. Handbook of medical imaging[M]. Washington: Bellingham, 2000: 34-38.
- [3] GIDCUMB E, GAO B, SHANET J, et al. Carbon nanotube electron field emitters for X-ray imaging of human breast cancer[J]. Nanotechnology, 2014, 25: 132-140.
- [4] PERALTA E A, SOONG K, ENGLAND R J, et al. Demonstration of electron acceleration in a laser-driven dielectric microstructure[J]. Nature, 2013, 503: 91-94.
- [5] 韩丰谈. 医学影像设备学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2010: 45-60.
- [6] HAN F T. Medical imaging equipment[M]. Beijing: People's Medical Publishing, 2010: 45-60.
- [7] PELC N. Recent and future directions in CT Imaging[J]. Ann Biomed Eng, 2014, 42: 260-268.
- [8] SHEFER E, ALTMAN A, BEHLING R. State of the art of CT detectors and sources: a literature review[J]. Curr Radiol Rep, 2013, 1: 76-91.
- [9] ALMEIDA I P, SCHYNS L E, ÖLLERS M C, et al. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners[J]. Med Phys, 2017, 44: 171-179.
- [10] POKRYVAILO A, CARP C, SCAPELLATI C, et al. A 100 kW high voltage power supply for dual energy computer tomography applications[C]. Proc 2014 IEEE Int Power Modul High Volt Conf, IPMHVC, 2015: 115-118.
- [11] RAUPACH R. Dual energy imaging with dual source CT systems[J]. Med Phys, 2004, 423: 419-423.
- [12] BEHLING R. Latest high performance X-ray tubes for medical imaging[C]. 2014 10th Int Vac Electron Sources Conf, IVESC, 2014.
- [13] PFEIFFER F, WEITKAMP T, BUNK O, et al. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources[J]. Nat Phys, 2006, 2: 258-261.
- [14] MÜLLER B H, HOESCHEN C, GRÜNER F, et al. Molecular imaging based on X-ray fluorescent high-Z tracers[J]. Phys Med Biol, 2013, 58: 8063-8076.
- [15] RAUPACH R, FLOHR T. Performance evaluation of X-ray differential phase contrast computed tomography (PCT) with respect to medical imaging[J]. Med Phys, 2012, 39: 4761.
- [16] WEBER T, PELZER G, RIEGER J, et al. Report of improved performance in Talbot-Lau phase contrast computed tomography[J]. Med Phys Lett, 2015, 42: 2892-2896.
- [17] 马玉田, 刘俊标, 霍荣岭, 等. 基于磁控溅射法显微CTW-Al透射靶材的制备及其性能研究[J]. 金属学报, 2015, 51(11): 1416-1424.
- [18] MA Y T, LIU J B, HUO R L, et al. Research on the preparation and performance of Tungsten-Aluminum transmission target for micro-computed tomography by magnetron sputtering[J]. Acta Metallurgica Sinica, 2015, 51(11): 1416-1424.
- [19] 高丽娜, 陈文革. W/Mo/石墨复合靶材的制备与研究[J]. 稀有金属, 2008, 32(5): 605-609.
- [20] GAO L N, CHEN W G. A study of tungsten/molybdenum/graphite composite target materials[J]. Chinese Journal of Rare Metals, 2008, 32(5): 605-609.
- [21] FUCHS M, WEINGARTNER R, POPP A, et al. Laser-driven soft-X-ray undulator source[J]. Nat Phys, 2009, 5: 826-829.
- [22] ÜBERALL H. History and status of coherent bremsstrahlung. Proc. SPIE 5974[C]. International Conference on Charged and Neutral Particles Channeling Phenomena. SPIE, 2006: 85-88.

(编辑:黄开颜)