



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03127012.3

[43] 公开日 2004 年 11 月 3 日

[11] 公开号 CN 1542899A

[22] 申请日 2003.4.29 [21] 申请号 03127012.3
 [71] 申请人 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所
 地址 130022 吉林省长春市人民大街 140 号
 [72] 发明人 解 滨 陈 波

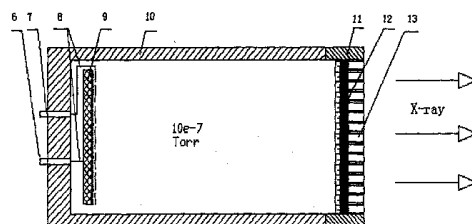
[74] 专利代理机构 长春科学专利代理有限责任公
 司
 代理人 刘树清

权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 4 页

[54] 发明名称 一种新型场致发射的医用微型 X 射线管

[57] 摘要

一种新型场致发射的医用微型 X 射线管，属于 X 射线技术领域涉及的一种新型医用 X 射线管，本发明要解决的技术问题是：提供一种新型场致发射的医用微型 X 射线管。解决技术问题的技术方案是，本发明包括负电极、正电极、导线、阴极、阳极、耐压壳体、金属壳体、密封窗口等部件构成；从耐压壳体左端穿过的负电极和正电极，分别用导线与安装在耐压壳体左端内的阴极的阴极突起和阴极门连接，在耐压壳体右端与金属壳体焊接牢固，在金属壳体内安装阳极和密封窗口，使阴极的工作面与阳极的工作面平行，两者之间的距离，由要求的电位差大小决定，管内的真空度大于 10^{-7} 托，金属壳体接地。该 X 射线管体积小，X 射线流强度大，且阳极发射电流可调，适宜用于在人体内辐照病变位置。



1、一种新型场致发射的医用微型 X 射线管，包括壳体、阴极、阳极、窗口，其特征在于本发明还包括负电极（6）、正电极（7）、导线（8）、阴极（9）是由阴极突起（14）和阴极门（15）构成的，阳极（12）是由金属镀层（16）和金属基底（17）构成的，壳体包括耐压壳体（10）和金属壳体（11）；从耐压壳体（10）左端穿过的负电极（6）和正电极（7），分别用导线（8）与安装在耐压壳体（10）左端内的阴极（9）的阳极突起（14）和阴极门（15）连接，阴极（9）的工作面与耐压壳体（10）的轴线垂直，在耐压壳体（10）的右端与金属壳体（11）焊接牢固，在金属壳体（11）内安装阳极（12）和密封窗口（13），使阳极（12）的工作面与阴极（9）的工作面平行，阳极（12）的金属镀层（16）与阴极门（15）相对，金属镀层（16）在金属基底（17）的左侧，最右面是密封窗口（13），阴极（9）和阳极（12）之间的距离，由耐压壳体（10）的耐压能力和两者之间要求的电位差大小决定，整个 X 射线管安装密封好后，管内的真空度应大于 10^{-7} 托，金属壳体（11）接地。

一种新型场致发射的医用微型 X 射线管

一、技术领域：本发明属于 X 射线技术领域中的一种新型医用 X 射线管。

二、技术背景：作为 X 射线在医疗方面的应用，已有多年的历史，比如用 X 射线对人体透视，可以发现人体内的某些疾病，利用 X 射线对人体表面肿瘤的辐照放疗，可以医治癌症等，廿世纪九十年代以来，世界上有些国家也出现了用 X 射线在人体内辐射肿块等病变部位。

为了更好地利用 X 射线作某些工作，科学家们对产生 X 射线源作了大量的工作，作出了不同类型的 X 射线源，比如有热灯丝类型 X 射线源，也有无热灯丝的冷阴极 X 射线源，一般说来热灯丝 X 射线源，体积较大，灯丝发热，不太适宜某些医疗方面的应用，无热灯丝的冷阴极 X 射线源，可以做得体积较小，因而可以更适于医疗方面的应用。

与本发明最为接近的已有技术是美国“科学仪器评论”第 41 卷 1095～1096 页，1970 年发表的“小型场致发射的 X 射线管”（J.PmcCrary and L.D.Looney“Miniature field emission x-ray tube”the review of scientific instrumets V01.41.1970 1095～1096）如图 1 所示：包括窗口 1、阴极座 2、阴极 3、玻璃壳体 4、阳极 5；该场致发射的 X 射线管，是点发射 X 射线源，X 射线的强度很小，体积较大，体积尺寸为 5.5cm×2.5cm，是数厘米级 X 射线源，不适宜作在人体内辐照的 X 射线。

三、发明内容：为了克服已有技术存在的缺点，本发明的目的在于设

计一种体积小、X射线强度大的场致发射的医用微型X射线源，以应用于人体内对病变部位进行辐照。

本发明要解决的技术问题是：提供一种新型场致发射的医用微型X射线管。解决技术问题的技术方案如图2、图3、图4所示；包括负电极6、正电极7、导线8、阴极9、耐压壳体10、金属壳体11、阳极12、密封窗口13，其中阴极9是由阴极突起14和阴极门15构成的，阳极12是由金属镀层16和金属基底17构成的。从耐压壳体10左端穿过的负电极6和正电极7，分别用导线8与安装在耐压壳体10左端内的阴极9的阳极突起14和阴极门15连接，阴极9的工作面与耐压壳体10的轴线垂直，在耐压壳体10右端与金属壳体11焊接牢固，在金属壳体11内安装阳极12和密封窗口13，使阳极12的工作面与阴极9的工作面平行，阳极12的金属镀层16与阴极门15相对，金属镀层16在金属基底17的左侧，最右面是密封窗口13，阴极9和阳极12之间的距离由耐压壳体10的耐压能力和两者之间要求的电位差大小决定，整个X射线管安装密封好后，要求管内的真空度大于 10^{-7} 托，金属壳体11有地线连接。

工作原理说明：由阴极突起和阴极门构成的阴极在高压的激励下，阴极突起产生尖端放电，发出密度很大的电子束，在阴极和阳极之间电位差的作用下，阴极发射出的电子束，全方位地轰击在阳极金属镀层上，产生的X射线穿过金属基底形成面发射的X射线源，射向前方。为了保护人体安全，对电子进行加速的高压电源低压端与正电极相连，高压端接地。

本发明的积极效果：体积小，面发射的X射线源强度大，适宜用于人体内辐照病变。

四、附图说明：图 1 是已有技术的结构示意图，图 2 是本发明的结构示意图，图 3 是本发明的阴极结构示意图，图 4 是本发明的阳极结构示意图。摘要附图亦采用图 2。

五、具体实施方式：本发明按图 2、图 3、图 4 所示的结构实施，负电极 6、正电极 7 的材质采用铜（Cu）、耐压壳体 10 的材质采用陶瓷、金属壳体 11 的材质采用不锈钢，阴极无热丝，阴极突起 14 的材质采用硅（Si），阴极门 15 的材质采用铜（Cu）采用电子刻蚀技术在阴极硅上制造大量突起，为了获得更大的电流，可在硅尖表面上镀一层逸出功更小的金属，每个阴极突起都是电子枪，发射电流密度大，电流可调，通过调节阴极突起和阴极门之间的电压来实现，阳极基底 17 采用铜（Cu），金属镀层 16 采用铝（Al）镀层，密封窗口 13 的材质采用对 X 射线吸收少的聚丙烯。

图 2 所示的结构，外形尺寸控制在 15mm×9mm 以内，X 射线管内的真空度不小于 10^{-7} 托。

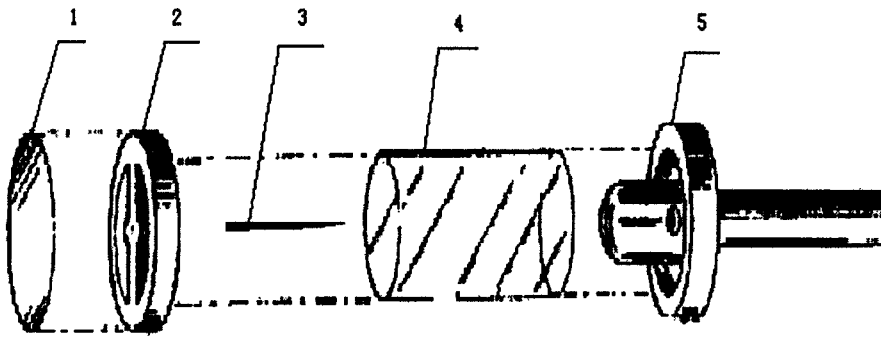


图 1

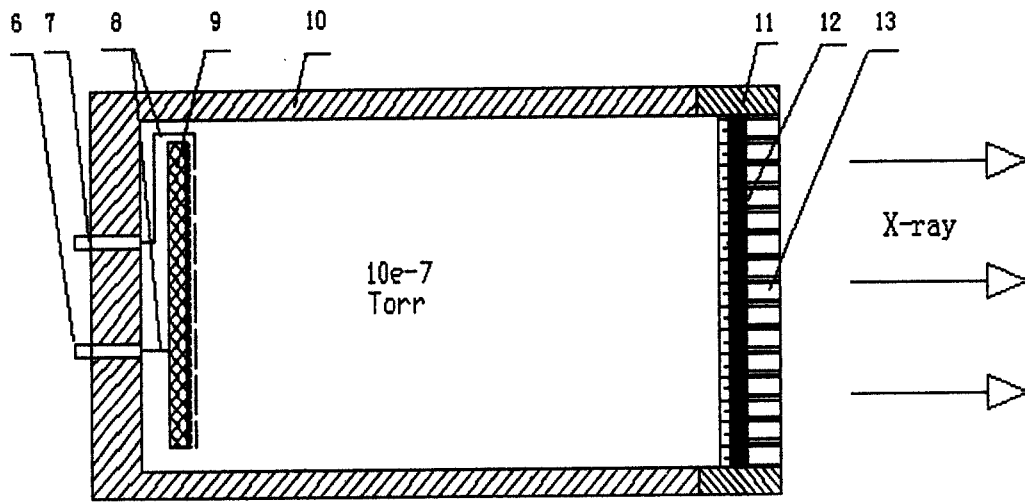


图 2

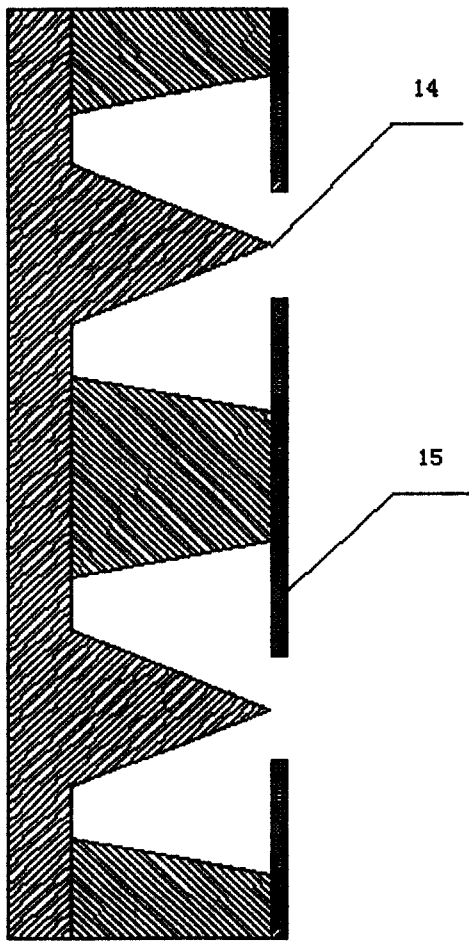


图 3

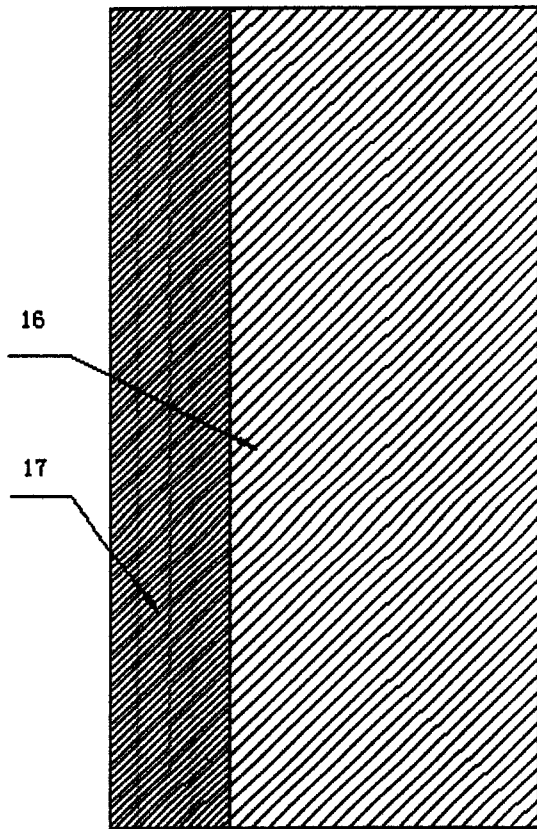


图 4