



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105659709 B

(45)授权公告日 2020.04.14

(21)申请号 201480057955.9

(22)申请日 2014.08.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105659709 A

(43)申请公布日 2016.06.08

(30)优先权数据

C02013A000036 2013.08.22 IT

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/001514 2014.08.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/025203 EN 2015.02.26

(73)专利权人 TERA癌症强子治疗基金会

地址 意大利诺瓦拉市普契尼大街11号邮

编:28100

(72)发明人 尤格·奥马尔蒂

(74)专利代理机构 重庆西联律师事务所 50250

代理人 唐超尘 刘贻行

(51)Int.Cl.

H05H 7/22(2006.01)

H05H 9/04(2006.01)

(56)对比文件

US 2010320403 A1,2010.12.23,

US 2013092839 A1,2013.04.18,

US 2009180589 A1,2009.07.16,

W.P. Jones.DESIGN OF A BEAM TRANSPORT
SYSTEM FOR A PROTON RADIATION THERAPY
FACILITY.《Proceedings of the 1999
Particle Accelerator Conference》.1999,

审查员 郁亚红

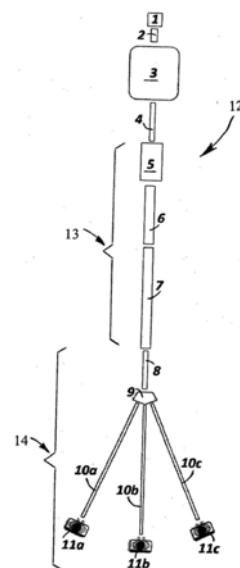
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

用于心房纤维颤动治疗的线性离子加速器的
使用和离子加速器系统

(57)摘要

治疗心房纤维颤动(AF),动静脉畸形(AVMS)和局灶性癫痫病灶的离子加速系统(12)的应用;该系统(12)是由脉冲离子源(1),预加速器(3)和一个或多个运行在频率在1GHz以上并且重复率在1Hz和500Hz之间的直线加速器或多个直线加速器(5,6,7)组成。从复合设施(12)输出的粒子束可以(i)在强度(离子源(1)的作用),(ii)在沉积深度(通过独立地调整提供直线加速器单元的功率源的无线电频率)和(iii)相对于所述中央离子束方向的横向方向(通过改变放置在患者上游的两个正交扫描磁性线圈的电流)变化。在几毫秒内和在三个正交方向调整患者身体内每个能量沉积的位置是可能的。这使加速器系统(12)非常适合照射跳动的心脏。



1. 加速器复合设施,包括

-离子源 (1),具有原子数为1和10之间的带电核粒子

-预加速器 (3) 和

-后续的高能量部分

其特征在于,该加速器复合设施 (12) 的高能量部分 (13),包含至少一个具有很多单独供电的加速单元的直线加速器 (5;6;7),其

i. 运行在频率大于1GHz,重复率在1Hz和500Hz之间,

ii. 在最后的直线加速器 (7),它允许通过作用于直线加速器的射频源改变输出加速粒子的能量,每点的能量通过切断一些单元和改变发送到最后一个活动单元的射频功率脉冲的功率和相位进行调整,

iii. 它允许用反馈系统在三维空间中跟随心脏运动,以及顺次连接的高能量部分 (13)、输送高能量束的磁通道 (8),输送电子束脉冲到患者治疗室的传输通道的相关系统向患者体内目标区域递送必要的剂量,在发送每个点之前,变化它的两个横向位置以及通过调整供给直线加速器加速单元的射频功率源改变输出加速粒子的能量变化它在体内的沉积深度。

2. 根据权利要求1的加速器复合设施,其特征在于,带电核粒子是原子数为1的质子。

3. 根据权利要求1的加速器复合设施,其特征在于,带电核粒子是原子数为10的氦离子。

4. 根据权利要求1的加速器复合设施,其特征在于,带电核粒子是带电核离子。

5. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,所加速的粒子是电荷数等于2的氦离子。

6. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,所述高能量部分 (13) 包含两个或三个直线加速器部件,那些直线加速器部件 (5,6,7) 运行在不同的频率。

7. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,一个或多个粒子加速器是可预设的,在这里共同命名为预加速器 (3),在向其后面的直线加速器 (5,6,7) 注入离子束之前,给由离子源 (1) 所产生的粒子供给能量。

8. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,所述预加速器 (3) 是室温或超导直线加速器或射频四极加速器。

9. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,所述预加速器 (3) 是室温或超导回旋加速器/同步回旋加速器,或FFAG加速器。

10. 根据权利要求1的用于离子加速的加速器复合设施 (12),其特征在于,所述离子源 (1) 是计算机控制的,以便在每一个点调节递送的剂量。

11. 根据权利要求1的离子加速器复合设施 (12),其特征在于,由计算机控制的相关布局 (14),包括将脉冲束输送到病房的磁通道,可调节座椅,床,或诸如用于病人治疗的 (11a, 11b, 11c),包括具有与中间束传输线 (10A, 10B, 10C) 相关联的磁铁 (9) 以及-在每一条传输线-用于横向扫描的两个磁铁和监测系统。

12. 根据权利要求11的加速器复合设施 (12),其特征在于,磁铁 (9) 是扇出磁铁。

13. 根据权利要求1的用于离子加速的离子加速复合设施 (12),其特征在于,所述直线加速器 (5;6;7) 是3GHz加速 ${}^4\text{He}^{2+}$ 离子的直线加速器,其运行配置以下基本参数:

频率 [MHz]	2998
Q (离子电荷)	2
A (离子质量数)	4
输入能量 [MeV/u]	60
总输入能量 [MeV]	240
最大输出能量 [MeV/u]	160
总的最大输出能量 [MeV]	640
每个加速结构的加速单元数 (tank)	18-16
膜片的直径 [mm]	7
单元数	10
单元的长度 [m]	0.75-1.05
直线加速器的总长度 [m]	9.5
因子T平均运输时间	0.85
有效并联阻抗ZT2 [$M\Omega/m$]	53-77
在轴线E0的平均电场 [MV/m]	33
最高表面电场 [MV/m]	140
在2弧度米秒标准化横向接收 [$\pi mm\ mrad$]	2.4
每单元峰值功率 [MW]	10
射频脉冲持续时间 [μs]	4
重复频率 [Hz]	120
光束的时间片段 (“占空比”) [%]	0.048
供给10速调管平均功率 [kW]	150

。

用于心房纤维颤动治疗的线性离子加速器的使用和离子加速器系统

[0001] 本发明的领域

[0002] 本发明涉及用于心房纤维颤动 (AF) 治疗的线性离子加速器 (通常称为“直线加速器”) 的使用和离子加速器系统, 或复合设施, 根据权利要求1和2的前序部分所述, 使用已知的“点”扫描和所谓的“多画”技术手段治疗心房纤维颤动。这种加速器复合设施被称为 LINAF。

[0003] 技术背景和已知技术

[0004] 众所周知, 强子治疗是使用质子或原子质量数大于1的重带电核粒子束的现代放射癌症治疗。

[0005] 几年前, 有人建议运用类似的技术, 使用同样的粒子束治疗心房纤维颤动。后文会指出该方法的限制和缺点。

[0006] 心房纤维颤动

[0007] 心房纤维颤动 (AF) 是在老年人中最常见的心脏心律不齐类型, 并且是心脏病发作的高危因素。终身发生心房纤维颤动的风险是25%。患病率由55岁以下成人发病率的0.1%增加到80岁或以上的人士的9.0%。心房纤维颤动患者中男性的平均年龄为67岁, 女性为75岁, 占总人口1%的人患有心房纤维颤动疾病。据预测, 这一比例将在未来50年增加2.5倍, 反映了老年人口比例越来越大。

[0008] 在美国, 每年约有3百万人心房纤维颤动疾病发作, 所有罹患中风病例中的20% (每年 75,000人) 可以归结为由心房纤维颤动引起的; 治疗心房纤维颤动的总成本每年约为七十亿美元。在欧洲, 相应的成本是每年医疗保健支出的1%左右。目前治疗房颤的方法有: 药物控制心房纤维颤动, 服用药物减少中风风险, 心脏倒转术 (心脏电休克治疗), 导管消融术和配带合适的心脏起搏器。

[0009] 导管消融术会中断心脏中的异常电子回路。导管通过患者的静脉被引导进入到心脏中, 记录电子活动。当发现异常源, 通过其中的一个导管发射能量源 (例如产生热量的高频无线电波) 从而破坏组织。

[0010] 这种技术是侵入性的, 被许多患者拒绝。

[0011] 据发明者最近建议的使用带电强子束摧毁心脏中的危险电子连接的方法, 可能是一个有价值的非侵入性替代方法。此外, 在一个标准的放射治疗期间, 患者还无需被麻醉, 也不会感到任何不适。在该领域相关的论文是:

[0012] • Ch • 伯特, R • 英根哈特 • 卡比力克和M • 杜兰特, 粒子治疗非癌症疾病, 医学. 物理. 39 (2012) 1716.

[0013] • A. 康斯坦丁内斯库, H. I. 莱曼, C • 加利佛, D • 帕克, M • 杜兰特和C • 伯特, 非侵入性碳离子束扫描治疗心房纤维颤动中心脏运动对肺静脉的影响。GSI科学咨询报告, p. 472。

[0014] 根据本发明, 使用强子束治疗心房纤维颤动是一种新的技术, 是以发展成熟的X线光束技术为基础的, 例如, 在:

[0015] • A • 夏尔马, D • 王, G • 韦德里西, T • 福格蒂, A • 杰克, T • 苏曼阿文拉和 P. 马奎尔, 在中庭创造消融病变的非侵入式立体定向放射外科手术 (CyberHeart 公司), 心律 7 (2010) 802。

[0016] • R • M • 苏利文和 A • 马祖尔, 立体定向机械放射外科手术 (CyberHeart 公司): 心脏消融的一场网络革命, 心律 7 (2010) 811。

[0017] 可以注意到的是, 相对于 X 射线, 强子肯定是优选的, 因为依据能量衰变规律, 它可以很好定位服入的药物-在带电粒子范围末端-最大密度的能量被沉积在病人的身体内; 在治疗接近关键器官的实体癌时, 使用粒子比 X 射线更好也是一样原因。

[0018] 在持续的对这种新技术的初步研究中, 照射剂量以亚毫米的精确度在能量衰变规律峰值“点”“照射”到脉动的的心脏中的相关目标组织。在这样做时, 发送每个点之前, 有必要迅速变化它的两个横向位置以及在体内的深度, 以便补偿由于 (i) 呼吸周期和 (ii) 患者的心脏跳动所产生的位置移动。

[0019] 因此, 将来任何最佳的治疗必须包括一个三维反馈系统, 以减少对周围健康组织不必要的照射, 使剂量集中在相关的目标, 并在很短的时间内治疗患者。

[0020] 许多研究这种新技术的专家的观点是, 相对于质子, 碳离子是优选的, 因为它们的多重散射和歧离少三倍, 从而使点覆盖量大约小十倍。然而, 所需要的加速器要大得多, 因为-在患者体内做相同的穿透-碳离子的磁刚度比相应的质子束的磁刚度大三倍。

[0021] 还可以进一步观察到, 强子束治疗癌症的领域中, 使用的加速器有两种类型: 回旋加速器 (等时同步或不等时同步; 常规或超导) 和同步加速器。有几家公司提供基于这样的加速器的质子和/或碳离子疗法治疗中心。这些科学家正在开拓地使用质子和离子治疗心房纤维颤动, 并计划使用加速器。

[0022] 发明者已经提出使用质子和轻离子的线性加速器 (直线加速器) 治疗癌症:

[0023] 1) 美国专利 6888326 B2 “加速离子束的直线加速器, U • 阿马尔帝, M • 克莱森迪, R • 曾纳罗。

[0024] 2) 美国专利 7554275 B2 “用于放射性同位素治疗的质子加速器复合设施, U • 阿马尔帝。

[0025] 3) 欧洲专利 EP 2 106 678 B1 “用强子治疗的离子加速器系统, 发明人: U • 阿马尔帝, S • 布拉切尼, G • 马格林, P • 皮尔斯, R • 曾纳罗。

[0026] 4) 美国专利 8405056 B2 “用强子治疗的离子加速器系统, 发明人: U • 阿马尔帝, S • 布拉切尼, G • 马格林, P • 皮尔斯, R • 曾纳罗。

[0027] 类似直线加速器在癌症治疗中具有许多优点。发明人现在意外指出, 这些直线加速器提供的优点也有关于心房纤维颤动治疗的新发展。

[0028] 本发明的内容

[0029] 本发明的主要目的是提出了应用于心房纤维颤动治疗的线性离子加速器 (直线加速器) 和相关的带电粒子的离子加速器系统, 其没有已知的技术中的限制和缺点; 这些系统或复合设施, 部分的通常已经是已知的, 并且是紧凑和可以轻便操作的, 只需要一个小的安装表面, 这使得更加容易安装在医疗中心。治疗心房纤维颤动的直线加速器被称为 “LINAF”。

[0030] 为进一步在不同的方面达到此目的, 应用于心房纤维颤动治疗的线性离子加速器

(或直线加速器)和相应的离子加速器系统具有权利要求1和2的特征。进一步的发展可由从属权利要求中推知。

[0031] 根据本发明,用于治疗心房纤维颤动的线性离子加速器的使用和实现它的相应的设备,以及本发明在不同方面可以实现的几个重要的优点,一起在下文讨论。

[0032] 根据本发明,所提出的系统是基于在高频率和高梯度下运行的强子直线加速器;它们具有很多单独供电的“加速单元”。这样的直线加速器可以加速任何类型的离子。

[0033] 在本发明范围内,发明人进一步指出,氦离子是特别有特点的,因为为了加速,它们需要相对于碳离子更短的直线加速器,与质子束的斑点相比,它们产生横向和纵向尺寸更小的斑点,而且相同剂量沉积在患者体内的相同的深度。

[0034] 为了满足上述的需要,根据本发明,离子-特别是氦离子-通过一个或多个频率大于1 GHz的高频运行的直线加速器部件,加速至治疗心房纤维颤动所需的能量。对于180毫米深度范围内的离子,典型的最大动能是:160MeV的质子,640MeV (160MeV/u) 的氦离子和3600MeV (300MeV/u) 的碳离子。相应的加速电场的积分是160MV,320MV和600MV。

[0035] 高频离子直线加速器可以在很大的加速梯度中运行(可达40-50MV/m),因此,要达到这些能量需要加速结构的长度有限制。然而,这些数字直接显示,治疗心房纤维颤动的氦离子直线加速器比质子直线加速器约长两倍,碳离子直线加速器比氦离子直线加速器长两倍。

[0036] 高频直线加速器的喷射器(这里命名为“预加速器”),特定的用于低速的离子,可以是一个线性加速器,或环形加速器(回旋加速器,同步回旋加速器,固定场交变梯度加速器或其他)或其他两种或更多种这些已知的加速器的组合。

[0037] 治疗心房纤维颤动直线加速器的输出离子束是脉冲的,脉冲为3-5微秒长:它们遵循另一个变化的重复率-根据需要-在1Hz和500Hz之间。

[0038] 在最后的直线加速器,每点的能量(和淀积深度)可以通过切断一些单元和通过改变发送到最后一个活动单元的射频功率脉冲的功率和相位进行调整。因此,作为一个“有效”剂量扩散系统的理想加速装置的直线加速器:从脉冲到脉冲,以电子方式和在几毫秒内,脉冲的离子能量和离子的数量可以被调节。能量通过作用在功率脉冲和它们的相位上被调整-送到加速单元-如以上所述,同时离子的数量通常是通过作用在粒子源的静电透镜上被调整,如所述,它产生重复率在1Hz和500Hz频率之间的3-5微秒长的脉冲。

[0039] 此外,鉴于高重复率,在通常被称为“多画”的治疗模式中,目标组织的每一个“立体像素”可以被访问至少十次。

[0040] 根据本发明,心房纤维颤动的最佳治疗可通过多画和三维反馈系统相结合来实现。

[0041] 必须强调的是,在回旋加速器中,能量的调节是通过合适的吸收器的机械运动实现的,这导致周围材料不需要的激活,通常,需要10米以上的磁铁“清洁”吸收器下游的离子束。此外,调整这种吸收器通常需要100毫秒。使用常规的同步加速器,快速的电子的三维的调整光斑位置是不可行的,因为每隔一或两秒,每个加速周期的能量通常都是变化的。

[0042] 总体而言,高频直线加速器优于所有其他加速器,因为从脉冲到脉冲(即每隔几毫秒)的离子束能量和被发送到肿瘤靶区的粒子数目(通过非常低能量的粒子源的作用设置的)是变化的。

[0043] 心房纤维颤动治疗中,高重复率脉冲离子束的时间和强度的结构特别适合剂量输送,在 PSI中心,保罗·谢乐技术研究所,菲利根,瑞士(E·佩德罗尼等,在保罗·谢乐技术研究所200兆电子伏的质子治疗项目:概念设计和实用化,医学物理,22(1), (1995) 37), 因为采用“多画”,改善了“点扫描”技术的使用。

[0044] 除了离子束的最佳时间和强度结构,根据本发明,使用高梯度离子直线加速器还呈现其他优点。

[0045] 首先,相对于现有的回旋加速器和同步加速器,离子直线加速器更轻,更容易携带和安装,并且其特征在于采用由相同的高科技单元复制而成的模块化结构,每一个加速模块几乎没有变化。其次,提供的系统结构紧凑,只需要最小的体积和安装面,因此使其安装在医疗中心变得容易。

[0046] 此外,该直线加速器的高频意味着低功耗,这可以降低开发成本。

[0047] 总之,相对于其他治疗心房纤维颤动的强子加速器,本发明允许建立一个紧凑的低功耗的复合装置,或设施,其运用带有多画和反馈功能的三维点扫描技术输送剂量,抵消被照射的心脏的运动。

[0048] 根据本发明的另一个方面,这个加速器复合设施也可用于治疗动静脉畸形(AVMs)和局灶性癫痫病灶,其可以用质子束(和其他离子)照射受试者。这个情况在F.J.A.I.甫尼门和其他人所著的《颅内动静脉畸形立体定向质子束治疗》,《辐射细胞生物学物理》杂志62(2005) 44,并在M·奎格等人所著的,《放射外科治疗癫痫》:《临床经验和潜力抗癫痫机制》,《癫痫》杂志,53(2012) 7等著作中讨论。

[0049] 附图的简要说明

[0050] 根据本发明,使用线性离子加速器治疗心房纤维颤动和相应的离子加速器系统的进一步的特性、优点和细节,可以从下面申请文件的描述和作为例子的适当的离子加速器系统的实施例的附图中大致得到了解。

[0051] 根据唯一的一幅参考图,本发明应用的强子加速器复合设施的主要部件是:

[0052] 1. 离子源,产生重复率在1Hz至500Hz之间的约5微秒长的离子脉冲;

[0053] 2. 低能量束运输磁道(LEBT-低能量束运输);

[0054] 3. 预加速器,它可以是一个射频四极加速器(RFQ)或回旋加速器或同步回旋加速器或能够加速非常慢强子的一种特殊类型的直线加速器;

[0055] 4. 中等能量束传输通道(MEBT);

[0056] 5. 第一直线加速器部件,射电频率大于1GHz;

[0057] 6. 第二直线加速器部件,射电频率是第一直线加速器部件射电频率其中之一的倍数;

[0058] 7. 第三直线加速器部件,射电频率是第二直线加速器部件射电频率其中之一的倍数;

[0059] 8. 高能离子束传输信道(HEBT),把加速的离子束运送到患者治疗室;

[0060] 9. 扇出磁铁,在其较优实施例中,可以发送可变能量和强度的束脉冲到治疗室;

[0061] 10. 指向治疗室的离子束传输线系统和监控系统,每个传输线都包含两个扫描磁铁(通过垂直和水平移动离子束定义辐照区域的尺寸);

[0062] 11. 自动座椅,就座的病人的心脏通过治疗计划系统(TPS)接受规定的剂量;

[0063] 12.本发明的强子加速器设备或复合设施;

[0064] 13.直线性加速器部件或子系统复合设施(5;6;7);

[0065] 14.指向被照射患者的离子脉冲传输线系统。

[0066] 值得强调的是,子系统或图中的5,6和7部件不一定同时都存在于每个实施例中。

[0067] 更精确地说,参照图1,根据本发明的强子加速器复合设施12包括各种类型的串连接加速的加速器,即一个预加速器3和一些直线加速器部件5,6,7;其振荡频率可以逐渐增加,以便在最后的直线加速器具有更高的梯度,从而减少了系统的总长度。为了简化总体方案,三个直线加速器部件5,6,7的某些可省略。

[0068] 由离子源1供给预加速器3。它的输出离子束可以是连续的,或者,更好是重复率为1-500 Hz的几微秒长的调制脉冲,因而许多离子通过MEBT 4的发送到第一直线加速器部件。5 是最低的,不在随后的元件中产生不必要的放射现象。

[0069] 每个直线性加速器部件5,6,7是由“加速单元”组成,它可以是行波直线加速器或驻波直线加速器,并有各类漂移管直线加速器(DTL)的结构,包括IH漂移管直线加速器,CH漂移管直线加速器,耦合腔直线加速器。根据加速的强子速度,使用横向电场径向场(CLUSTER),边耦合漂移管直线加速器(SCDL),单元耦合直线加速器(CCL),或者其他加速器等。

[0070] 这些类型的加速结构是众所周知的,其他的描述出现在本申请人的美国6888326B2号文献,美国第7423278B2和美国第7554275B2号文献当中,在本申请中作为例子被引用和包含,进一步的细节参阅引证文件。

[0071] 可以说,平均梯度等于30MV/m时,要达到AV治疗的总电压需要-质子:约160MV;氦离子:约320MV;碳离子:约600MV-直线加速器的总长度大约:质子:5米,氦离子:10 米,碳离子:20米。

[0072] 一般的,直线加速器部件产生最大的加速梯度是如图1中所示的部件7。如上所述,它通常是被独立供电的最后一个部件,使得输出粒子的能量可以被逐脉冲调整。

[0073] 加速的离子束通过HEBT通道8输送到治疗室。在本实施例一些形式中,是用扇出磁铁 9实现的,而在其它实施例中,像使用在设有旋转台架的癌症治疗中心,将选择标准离子束运输设计。

[0074] 患者可以坐在自动座椅11上接受治疗,如优选实施例图所示,或者也可以躺在计算机控制的移动床上。

[0075] 根据本发明,治疗心房纤维颤动的应用中,由复合设施12发出粒子束,8可以在如下方面变化:

[0076] (i) 强度(作用在离子源(1)上), (ii) 沉积深度(通过独立地调整供给直线加速器加速单元的射频功率源), 和(iii) 相对于中央束的横向方向(通过改变放置于每个病人的上游的两个正交扫描磁体线圈的电流)。

[0077] 有可能在几毫秒内,在三个正交方向,调整患者身体内每一个能量沉积的位置使得加速器系统12非常适合照射跳动的心脏。

[0078] 作为一个例子,下表1概括了所述复合设施12的可能方案,包括:

[0079] (A) 计算机控制的氢源1-可以是电子回旋共振(ECR)的类型(适当调整以获得重复率为1-500Hz的脉冲束),或电子束离子源的类型(EBIS)或其他;

[0080] (B) 一个具有在室温条件下或在超导条件下线圈的60MeV/u的回旋加速器或同步回旋加速器3;

[0081] (C) 一个运行在3GHz并且由10个单独供电的单元组成的LIBO 7型单元耦合直线加速器。

[0082] 法国泰雷兹集团和美国CPI公司生产实现前述实施方式需要的3GHz速调管。

[0083] 在表1中的直线加速器的优选实施方式中,预加速器是超导的。它的磁场配置和尺寸是和瓦里安医疗系统公司(帕洛阿尔托市,美国)出售的用于癌症质子束治疗的超导回旋加速器相似。磁铁的直径为3.2米,高度1.6米,只需要消耗大约40千瓦以实现低温。总的消耗量低于200千瓦。源1轴向注入氦离子脉冲。

[0084] 表1

[0085] 3GHz4He²⁺离子直线加速器实例

[0086]

频率[MHz]	2998
Q (离子电荷)	2
A (离子质量数)	4
输入能量[MeV/u]	60
总输入能量[MeV]	240
最大输出能量[MeV/u]	160
总的最大输出能量[MeV]	640
每个加速结构的加速单元数(tank)	18-16
膜片的直径[mm]	7
单元数	10

[0087]	单元的长度[m]	0.75-1.05
	线性加速器的总长度[m]	9.5
	因子 T 平均运输时间	0.85
	有效并联阻抗 ZT2 [MΩ/m]	53-77
	在轴线 E0 上的平均电场[MV/m]	33
	最高表面电场[MV/m]	140
	在 2 弧度米秒标准化横向接收[π mm mrad]	2.4
	每单元峰值功率[MW]	10
	射频脉冲持续时间 [μs]	4
	重复频率[Hz]	120
	光束的时间片段 (“占空比”) [%]	0.048
	供给 10 速调管平均功率[kW]	150

[0088] 根据本发明,从应用离子加速设备或复合设施实施的各种形式的结构和功能的描述中可以注意到,本发明在治疗心房纤维颤动时有效地实现了所述目的和得到了提及的优点。

[0089] 在不脱离由下列权利要求描述的本发明的范围,该领域的专家们可以就结构和/或尺寸方面对单个部件和它们的组合进行修改和改变以适应特定情况。

[0090] 文献

[0091] 用于强子治疗的高频直线加速器领域的一些出版物清单:

[0092] • R.W.哈姆,K.R.克兰德尔和J.M.波特,专用质子治疗线性加速器的初步设计,在PROC.PAC90,第4卷(旧金山,1991年),2583。

[0093] • U.奥马尔蒂,M.格兰杜尔福和L.皮卡迪(EDS),RITA网络和紧凑型质子加速器,INFN,弗拉斯卡蒂,1996年,ISBN 88-86409-08-7的设计。在“绿皮书”,第9章。

[0094] • L.皮卡迪,C.戎斯瓦勒和.斯帕塔罗的TOP线性加速器SCDTL的结构设计开发,核仪器和方法A,425(1999)8。

[0095] • U.奥马尔蒂等,线性加速器,助推器的质子治疗:建筑和样机试验,核仪器与方法 521(2004)512。

[0096] • U.奥马尔蒂,S.布拉奇尼和P.普吉奥尼,对于强子高频线性加速器,审阅、加速、科学、技术。2(2009)111。

[0097] • U.奥马尔蒂等,强子加速器:从劳伦斯回旋加速器到线性加速器,核仪器方法A620(2010)563。

[0098] • C.德马丁尼等,用于强子治疗的3千兆赫兹质子线性加速器(LIBO)的加速测试,核仪器与方法681(2012)10。

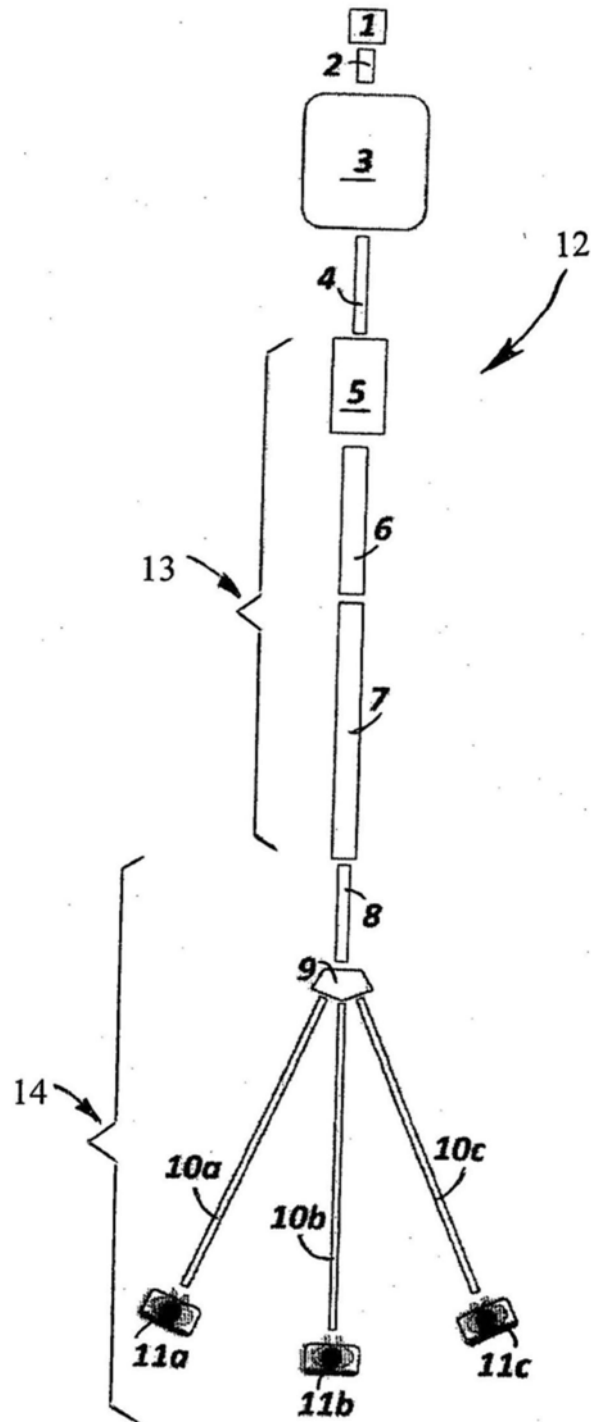


图1